

SEMMELWEIS EGYETEM

DOKTORI ISKOLA

Ph.D. értekezések

2556.

Kertészné Német Bernadett

A támasztó és mozgató szervrendszer működésének fiziológiája

című program

Programvezető: Dr. Szendrői Miklós, egyetemi tanár

Témavezető: Dr. Bejek Zoltán, egyetemi docens

Ép és mozgásukban sérült profi kajakozó sportolók biomechanikai mozgáselemzése és összehasonlító vizsgálata háromdimenziós kamerarendszer és kajak ergométer használatával

Doktori értekezés

Kertészné Német Bernadett

Semmelweis Egyetem
Rácz Károly Klinikai orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Bejek Zoltán, Ph.D., egyetemi docens

Hivatalos bírálók: Dr. Kiss Rita, D.Sc., egyetemi tanár

Dr. Mayer Ágnes, Ph.D., főiskolai docens

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Kokas Péter, Ph.D., egyetemi docens

Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Pavlik Attila, Ph.D., egyetemi adjunktus

Dr. Bartha Lajos, Ph.D., egyetemi adjunktus

Budapest
2021

Tartalom

1. Rövidítések jegyzéke.....	4
2. Bevezetés.....	7
2.1 Irodalmi – történeti áttekintés.....	8
2.1.1.Parasport története	8
2.1.2. A parasport és parakajak fejlődése	10
2.1.3. Parasport és parakajak magyarországi vonatkozásai	11
2.1.4. A kajakozás története	13
2.1.5. A magyar kajak-kenu rövid története	16
2.1.6. A kajakozás technikája és szakágai	16
2.1.7.A kajakozás szakágai	18
3. Célkitűzés.....	21
4. Anyag és Módszer	23
4.1. Vicon Nexus és Plug in Gait rendszer rövid leírása – és használata:	23
4.2. A rendszer felállítása:	23
4.3. A Plug-in Gait kinematikai/kinetikai számításai	29
4.4. Plug-in Gait specifikumai	38
4.5. Biomechanikai vizsgálatok	40
4. 6. Vizsgálat menete – vizsgált személyek.....	50
4.7. Vizsgálat előkészítése	51
4.8. A vizsgált személy előkészítése.....	53
5. Eredmények	57
5. Megbeszélés	73
6. Következtetések.....	76
7. Összefoglalás	79
8. Summary.....	80
9.Irodalomjegyzék	81
10. Saját publikációk jegyzéke:	86
11. Köszönetnyilvánítás	87
Melléklet	88

1. Rövidítések jegyzéke

KL1- minimális mozgásszervi funkcióval rendelkező sportolók csoportja

KL2- törzs és alsó végtagi funkcióval is rendelkező sportolók csoportja

KL3- a legnagyobb fizikai képességgel rendelkező sportolók csoportja

CISS-International Committee of Sport for Deaf (Siketek Nemzetközi Egyesülete)

IBSA-International Blind Sport Association (Vakok és Gyengén Látók Nemzetközi Egyesülete)

ISOD-International Sport Organization for Disabled (Mozgássérültek Nemzetközi Egyesülete)

ISMWSF-International Stroke Mandevill Wheelchair Sports Federation (Kerekes székes Sport Nemzetközi Egyesülete)

CP-ISRA-Cerebral-Palsy International Sport and Recreation Association (Cerebral Paresisben Sérültek Nemzetközi Sport Egyesülete)

INAS-FMH- International Sport Federation for Persons with Mental Handicap (Mentálisan Sérültek Nemzetközi Sport Egyesülete)

SOI-Speciális Nemzetközi Olimpia (Special Olympic International)

IPC-International Paralympic Committee (Nemzetközi Paralimpiai Bizottság)

HOSC-Halassy Olivér Sport Clubot

ISOD-International Sports Federation of Disabled

MMS-Magyar Mozgáskorlátozottak Sportszövetsége

MPB-Magyar Paraolimpiai Bizottság

MESZ-Magyar Evezős Egyletek Szövetsége

C7: 7 cervicalis csigolya marker; 7. cervicalis csigolya processus spinosusa

T10: 10. thoracalis csigolya marker; 10. thoracalis csigolya processus spinosusa

CLAV: clavícula marker; Incisura jugularis sterni

STRN: sternum marker; Sternum processus xyphoideus

RBAK: jobb lapocka marker; jobb lapocka felső harmada

LSHO: bal váll marker; bal acromion csúcsa

LUPA: bal felkar marker; bal felkar felső harmada
LELB: bal könyök marker; bal humerus lateralis epicondylusa
LFRM: bal alkar marker; bal alkar felső harmada
LWRA/LWRB: bal csukló marker; bal felső végtag radius/ulna distalis végei LFIN: bal kéz marker; bal kéz 3. metacarpus fejecse
RSHO: jobb váll marker; jobb acromion csúcsa
RUPA: jobb felkar marker; jobb felkar felső harmada
RELB: jobb könyök marker; jobb humerus lateralis epicondylusa
RFRM: jobb alkar marker; jobb alkar felső harmada
RWRA/RWRB: jobb csukló marker; jobb felső végtag radius/ulna distalis vége
RFIN: jobb kéz marker; jobb kéz 3. metacarpus fejecse
SACR: sacrum; A bal és jobb spina iliaca posterior superiorot összekötő egyenes középpontjába kell felhelyezni a markert.
LASI: bal spina iliaca anterior superior
RASI: jobb spina iliaca anterior superior
LPSI: bal spina iliaca posterior superior
RPSI: jobb spina iliaca posterior superior
LTHI: bal comb; bal comb felső 1/3 része
LKNE: bal térd; bal femur laterális condylusa
LTIB: bal tibia; bal tibia felső 1/3 része
LANK: bal boka; bal malleolus lateralis
LTOE: bal láb marker; bal oldali 2. metatarsus fejecse dorsalis oldalon
RTHI: jobb comb; jobb comb felső 1/3 része
RKNE: jobb térd; jobb femur laterális condylusa
RTIB: jobb tibia; jobb tibia felső 1/3 része
RANK: jobb boka; jobb malleolus medialis

RTOE: jobb láb marker; jobb oldali 2. metatarsus fejecse dorsalis oldalon

Prog. Fm X, Y, Z : a program által meghatározott X, Y, Z tengelyek

EMG-elektromiográfia

LHJC – (Left Hip Joint Center) bal csípőízületi központ

RHJC – (Right Hip Joint Center) jobb csípőízületi központ

MASI – (Midpoint of ASIS marker) spina iliaca anterior superior marker középpontja

SACR – (sacrum) keresztcsonti marker

K_f – (knee flexion axis) – térd flexios tengelye

AJC-(ankle joint centre) boka ízület központ

KJC-(knee joint center) térd ízületi központ

HEE-(heel) sarok

2. Bevezetés

A kajak-kenu sport a teljes test összerendezett mozgása mellett nagy teljesítmény leadásával járó tevékenység. Az evezőt mozgató, speciális technikával dolgozó felső végtag munkáját a gerinc flexiós-extenziós illetve rotációs mozgása segíti. A törzs mozgása áttevődik az alsó végtagokra, melyek alternáló, flexiós-extenziós mozgása mellett fontos támasztó funkciót látnak el. Ebből következőleg a sportolás közben a teljes test egy jól összehangolt kinetikai láncot alkot. Ezt bizonyítja az a tény, hogy a maximális teljesítmény leadásához a megfelelő technika elsajátítása szükséges.

A világon egyre növekvő számban vesznek részt a kajak-kenu sportágban mozgássérültek is, ami magyar vonatkozásban is elmondható. A sportág népszerűségét és fejlődési dinamikáját jelzi, hogy a 2016-os Paraolimpián már hivatalos versenyszámként volt jelen. Mozcássérült (későbbiekben: sérült, mozgáskorlátozott, mozgásában megváltozott képességű) sportolók esetén, mozgássérültségükből adódóan, az egészséges sportolókra jellemző kinetikai lánc sérül, illetve a mozgássorba kompenzatórikus elemek épülnek be. Ennek következtében a gerincre és felső végtagra kiterjedő, kajakozás során jellemző mozgásszervi panaszok is könnyebben jelentkeznek, fokozódhatnak, melynek egy preventív megközelítését tette lehetővé biomechanikai alapú vizsgálatunk. Mindez természetesen függ a kieső mozgásszervi funkció helyétől, mértékétől és jellegétől. A különböző mozgásszervi sérülések valamint kompenzációs mozgásminták, különböző teljesítményt és mozgás kivitelezést eredményeznek. Ebből következően a más és más típusú sérüléssel rendelkező sportolók teljesítménye is különböző. Ennek következtében a kajakozás során jellemző mozgásszervi panaszok is könnyebben jelentkezhetnek, melynek mélyebb, preventív megközelítését további biomechanikai alapú vizsgálatok tennék lehetővé.

A mozgássérült sport (parasport) célja az esélyegyenlőség megteremtése a különböző mértékben megváltozott képességű sportolók számára. Ebből kifolyólag a para kajak-kenu sportban a Nemzetközi Para kajak-kenu Szövetség három versenyzési kategóriát hozott létre, melyet a Nemzetközi Paraolimpiai Bizottság is elfogadott. KL1 – minimális mozgásszervi funkcióval rendelkező sportolók, KL2 – azok a sportolók, akik törzs és alsó végtagi funkcióval is rendelkeznek, KL3 – a legnagyobb fizikai képességgel rendelkező sportolók csoportja. (<https://www.canoeichf.com/classification>)

2.1 Irodalmi – történeti áttekintés

2.1.1. Paraszport története

A parasport kialakulása Sir Ludvig Guttmann nevéhez fűződik, aki 1944-ben a Stoke Mandeville-i kórház orvosaként a háborús sérültek rehabilitációja céljából bevezette a kerekesszékes íjászatot. Guttmann úgy vélte, a sport segítség ezeknek az embereknek, hogy visszailleszkedjenek a társadalomba. Mozcáskorlátozott az a személy, akinek fizikai fogyatékosága van, vagyis mozgásképesége a normálistól eltérő, így nem, vagy korlátozottan képes különböző mozgások kivitelezésére. (<http://www.hparalimpia.hu/tortenet>)

A sport lehetősége a mozgáskorlátozottak körében már gyermekkorban meghatározó, akár csak ép mozgású emberek esetében. A sport, pozitív fizikai hatása mellett, építő hatással van a sportoló lelkére és gondolkodására, mely nagyban segíti a társadalmi alkalmazkodásban is az adott személyt. Mindezek mellett felismerték a sport sokoldalú rehabilitációs hatását is.

A mozgássérültek napjainkban egyre nagyobb figyelemben részesülnek a sport tekintetében is. Kezdetekben még együtt versenyeztek a sérült és ép sportolók is, ami komoly nehézségeket jelentett, így a legfőbb cél a sérült sportolók megfelelő csoportosítása és versenyzési lehetőségének biztosítása volt. A mozgássérült sport komolyabb szervezése a huszadik század elején indult, ami mára már igen komoly szintre emelkedett. A sportolási lehetőségek tárháza kiszélesedett a mozgássérültek körében, ami további fejlődést tett, illetve tesz lehetővé. (Földesiné Sz Gy 2010)

A mozgásukban korlátozott egyének, világszerte vehetnek részt sportrendezvényeken, sportversenyeken. Ezek a fogyatékosok, mozgáskorlátozottak, illetve kerekesszékesek számára rendezett speciális sportesemények. Nagyon fontos meghatározni, hogy a mozgáskorlátozottak sporteseményein csak a valóban mozgásukban korlátozott sportolók versenyezhetnek. (Földesiné Sz Gy 2010, Nilsson J E és Rosdahl H G 2016)

A különböző sportkategóriák pedig lehetővé teszik, hogy mindenki a megfelelő versenyszámban a megfelelő ellenféllel szemben versenyezzen. A fejlődés rengeteg új lehetőséget biztosított a sportolásban a mozgáskorlátozottak számára. A mozgássérült sportolók sport-specifikus tevékenységének biomechanikáját megismerve, speciális,

egyévre szabott edzéstervék kidolgozása vált lehetővé. Ezen felül egyre speciálisabb sporteszközök (futólábak, kerékpárok, kajak-kenu beülők, stb.) kifejlesztésére iparágak jöttek létre.

A mozgáskorlátozott sport mögött lassan világszerte kialakult egy támogatási rendszer, mely régióként eltérő. Magyarországon is sok kihívással kell szembenéznie a sérült sportolónak, ha szeretne jó eredménnyel versenyezni. Ezért fontos a külföldi biomechanikai tanulmányok megismerése, illetve hazai kutatások végzése. A vizsgálatokon alapuló speciális edzőképzés és ezeknek anyagi támogatása egyaránt szükségesek. A szabályok szigorúak, az elvárások pedig magasak a versenysportban, ami nagy kihívást jelent a sportoló, és a vele foglalkozó szakemberek számára egyaránt. (Földesiné Sz.Gy 2010, Nilsson JE and Rosdahl HG 2016) Az első nemzetközi mozgássérült verseny 1948-ban, Stoke Mandeville-i Játékok megnevezéssel került megrendezésre, ahol kerekesszékes újszülöttek mérték össze tudásukat. 1960-ban pedig Rómában már Paraolimpiai Játékokként, az Olimpiai Játékok után került megrendezésre. A hivatalos paraolimpia elnevezést 1988-ban kapta meg a négyévente megrendezésre kerülő világverseny, melyet a Nemzetközi Paraolimpiai Bizottság (International Paralympic Committee = IPC) szervez meg közvetlen az olimpia után. (<https://www.paralympic.org/canoe/about>)

A Paraolimpián részt vehetnek a mozgásukban korlátozottak, látássérültek, és az enyhén értelmi fogyatékosok. 1964-ben Tokióban már 23 ország, 400 versenyzője vett részt a Paraolimpián, ekkor még csak kerekesszékes versenyszámokban. Ahogy az egész parasport fejlődése folyamatos, így a paraolimpiáé is. Ennek köszönhetően a 2016-ban Rio de Janeiróban már 162 ország 4350 versenyzője mérte össze erejét, tudását, tehetségét. Ezen a paraolimpián jelent meg először, a parakajak sport, mint hivatalos paraolimpiai sportág, ahol már magyar érmek is születtek.

A parakenu sportnak a Tokiói Nyári Paraolimpiai Játékokon volt lehetősége bemutatkozni. (<http://www.hparalimpia.hu/tortenet>)

A Paraolimpiai Bizottság mellett több nemzetközi szervezet vesz részt a mozgáskorlátozottak sportolásának és versenyzésének szervezésében. Ilyen például: International Committee of Sport for Deaf (CISS - Siketek Nemzetközi Egyesülete), International Blind Sport Association (IBSA - Vakok és Gyengén Látók Nemzetközi Egyesülete), International Sport Organization for Disabled (ISOD - Mozcássérültek

Nemzetközi Egyesülete), International Stroke Mandevill Wheelchair Sports Federation (ISMWSF – Kerekesszékes Sport Nemzetközi Egyesülete), Cerebral-Palsy International Sport and Recreation Association (CP-ISRA - Cerebrális Paresisben Sérültek Nemzetközi Sport Egyesülete), International Sport Federation for Persons with Mental Handicap (INAS-FMH - Mentálisan Sérültek Nemzetközi Sport Egyesülete).

Jelenleg a mentálisan sérültek és siketek világversenye a Speciális Nemzetközi Olimpia (Special Olympic International=SOI), amely az olimpiától és paraolimpiától független, külön szervezet. (<http://www.hparalimpia.hu/tortenet>)

A sérült emberek világversenyei:

- Paraolimpiai játékok (nyári, téli)
- Siketek Világversenye (nyári, téli)
- Speciális Nemzetközi Olimpia (nyári, téli)
- Mentálisan Sérültek Világversenye

2.1.2. A parasport és parakajak fejlődése

A kajak-kenu, mint a fogyatékkal élők sportja, önálló szakágként először a 2009. évi gyorsasági világbajnokságon, a kanadai Dartmouthban jelent meg, akkor még csak bemutató versenyszámként. Ezt követően 2010-ben, a poznanai világbajnokságon – amelyen 5 kontinens, 26 országának 63 versenyzője állt rajthoz – már teljes értékű világbajnokság keretében versenyezhettek a para kajakosok és kenusok. A világbajnokságot követően 2010 decemberében az IPC (International Paralympic Committee) a parakajak sportágat felvette a paraolimpia sportágai közé. Ez a döntés nagy lendületet adott a szakág nemzetközi és hazai fejlődésének. A nemzetközi kajak-kenu versenyek, legyen az világ- vagy Európa-bajnokság, mindig az épek versenyeivel együtt, integráltan kerülnek megrendezésre. A folyamatos fejlődésnek köszönhetően mára a parasport is a profizmus szintjére lépett, ennek köszönhetően a paraolimpia közvetlenül az olimpiát követően kerül megszervezésre, így akarva- akaratlanul hatással van az épek sportja a sérültek sportjára. A parasportban, így a parakajakban is a

sportolók rendszeres kitartó munkát végeznek a siker érdekében, illetve speciális tudással rendelkező szakemberek segítik őket. Folyamatosan fejlődnek az edzési technikák, a sporttechnológia és sportorvoslás is.

A parasportban a versenyzők, akár csak az épek sportjában, gyakori vizsgálatokon, ellenőrzéseken mennek át: sportorvosi vizsgálat, klasszifikáció, dopping teszt.

A parasport fejlődését a következő tényezők határozzák meg:

- Komoly folyamatos szakmai és szervezeti fejlődés, mind nemzeti, mind nemzetközi szinten.
- Kiemelkedő teljesítményű sportolók kinevelése.
- Sport specifikus kategorizációs rendszerek kidolgozása.
- Parasportolók számának növekedése mind amatőr, mind élsportoló szinten.
- Növekvő társadalmi elfogadottság és támogatottság.

Összefoglalva elmondhatjuk, hogy a 21. századra a mozgáskorlátozott sportolók számára több lehetőség nyílik, mind a sportolásban, mind a versenyzésben a 20. század első feléhez képest. Ahogy az épek esetében, úgy a sérülteknél is nagyon fontos a fiatalok motiválása, a sporttal és annak jótékony hatásával való megismertetése, az utánpótlás kinevelése. (De Jong R és mtsai. 2010, Földesiné Sz Gy 2010, Nádori-Bátynyi 2003, Edwards J 2008, Novotny L 2012, <https://www.paralympic.org/canoe/about>, <http://www.hparalimpia.hu/tortenet>)

2.1.3. Parasport és parakajak magyarországi vonatkozásai

Magyar paraolimpiai mozgalom története a következő pontokban foglalható össze röviden:

1903 - Nyomorék Gyerekek Országos Otthonában a sport, mint rehabilitációs foglalkozás jelenik meg az orvosok, pedagógusok kezdeményezésére.

1929 - Létrehozzák a Nyomorékok Sport Egyesületét – asztalitenisz, atlétika, labdarúgás sportágakban integrált versenyeken való részvétel.

1945-1970 - Magyarországon fogyatékkal élőknek lenni egyet jelent a „persona non grata” státusszal.

1970. február 22 - Mozgásjavító Általános Iskola és Diákotthon tanárai és diákjai megalapították a lábszáramputáltak kétszeres olimpiai bajnokáról elnevezett Halassy Olivér Sport Clubot (HOSC).

Külföldön először hivatalosan – az akkori sporthivatal engedélyével – a svédországi Solna játékokon képviselte hazánkat mozgáskorlátozott sportoló. Majd a 23 ország részvételével 1975-ben megrendezésre került franciaországi világversenyen, a Saint-Etienne-i Világjátékokon szintén lehetőség nyílt magyar részvételre. A Világjátékok magyar sikerének (8 arany, 7 ezüst, 12 bronz) köszönhetően meghívás érkezik a HOSC-hez az 1976-évi Torontói Olimpiára. (<http://www.hparalimpia.hu/tortenet>)

Hazánk csak 1983 óta rendelkezik a nemzetközi sportszervezet tagsági jogával, mert csak ekkor csatlakozhatott az ISOD-hoz (International Sports Federation of Disabled). (<http://www.hparalimpia.hu/tortenet>)

A parasport hazai fejlődése és a nemzetközi elvárások együttes hatására 1989-ben megalakították a Magyar Mozgáskorlátozottak Sportszövetségét (MMS). A mozgáskorlátozott, a látássérült és az értelmi fogyatékos parasportolók érdekében megalakuló országos sportszövetségek, mint alapítók 1997. szeptember 13-án hozták létre legfőbb közös szervezetüket, a Magyar Paraolimpiai Bizottságot. Ennek első elnöke dr. Galántai Ambrus volt. (<http://www.hparalimpia.hu/tortenet>)

1972-2018 között 144 magyar paraolimpiai érem született: 31 arany, 49 ezüst, 64 bronz. 2018-ban Magyarország Kormánya február 22-ét hivatalosan Magyar Parasport Napjának nyilvánította.

A Magyar Paraolimpiai Bizottság fő feladatkörei:

- Sportolók és edzők egzisztenciális segítése a felkészülés során
- Sportlétesítmények fejlesztése (akadálymentesítés)
- Sporttudományi, sportegészségügyi háttér bevonása a parasport rendszerébe

- Szakedzők képzése – Testnevelési Egyetem közreműködésével
- Társadalmi kommunikáció további erősítése

2017-től köztisztviselőként működik az MPB (Magyar Paraolimpiai Bizottság) a Magyar Hallássérültek Sportszövetségével, a Magyar Speciális Olimpia Szövetséggel, a Magyar Szervátültetettek Szövetségével és a Fogyatékosok Országos Diák és Szabadidősport Szövetségével. Ezek a szervezetek együtt képviselik a fogyatékkal élők sportját. A sport fontos tényező, akár verseny, akár szabadidős tevékenység, az egészségtudatos magatartás alapja, ugyanakkor nevelési eszköz is. Míg a tömegsport a társadalom szélesebb rétegét, a versenysport annak csak egy szűk csoportját érinti.

A parakajak, mint a mozgássérült sportolók hivatalos sportága 2009-ben mutatkozott be először, szervezetileg a Magyar Kajak-Kenu Szövetség alá tartozott. 2010-ben a Szövetség kérelmezte felvételét a Magyar Paraolimpiai Bizottság tagjai közé. Ezzel párhuzamosan a Mozgásjavító Intézet tanuszodájában kajakos foglalkozásokat indítottak a fiatalok számára, amely azóta is alapul szolgál az utánpótlás nevelésére.

2.1.4. A kajakozás története

A kajakozás és a kenuzás, így a kajak-kenu gyártás történelme több ezer évre tekint vissza. Minden primitív népnél egyik vagy másik formájában megtaláljuk a kajakot és a kenut, mindig a környezet adta más és más anyagból, de mégis ugyanazon alapvonásokkal. A különböző népek kajakjai egymástól függetlenül, az adott viszonyokhoz alkalmazkodva, hosszú évszázadok tapasztalataiból fejlődtek olyan tökéletessé, hogy a legmodernebb kajakok is majdnem változatlanul tartották meg az ősi formájukat. Csak az építésben és az anyagukban jut kifejezésre a magasabb technikai fejlettség.

Kezdetben egy ágaitól megfosztott fatörzs szolgált közlekedési eszközzel. Ezt a fatörzset elől és hátul kőfejszékkel meghegyezték, belsejét kiégették, de sok esetben előre kivájták, hogy a súlyát csökkentsék, ezzel hordképességét növeljék és emellett rakodásra alkalmas helyet teremtsenek benne. Az egész fölé faágakból és nádból védőtetőt építettek, hogy hirtelen száradástól és repedéstől megóvják.

Ezt a munkát szakaszonként végezték. Az egyes szakaszok között 3-4 cm-es kitámasztásokat hagytak.

Amikor a törzs már teljesen kiszáradt, eltávolították a kitámasztó bordákat. A törzs esetleges hasadásait gyantával tömítették. Így készült az „egyfa kenu”.

Ilyen „egyfa” hajók a Magyarországon is elterjedt régi „bödönhajók”, amelyek az őskortól egészen a 19. század végéig voltak honosak a Balatonon. Ez az „őskenu” 1862-ig kizárólagos vízi járműve volt a balatoni halászoknak.

A kéregből készült kenu az „őstípus” második válfaja, amit az Észak-Amerikában élő kanadai indiánok fejlesztettek ki és leginkább belvizeken (folyók, tavak) használták (1. ábra). Ezek az indiánok nyírfakéregből készítették teljesen nyitott kenuikat. A lehántolt kérget hánccsal összekötötték, ez a szövet képezte a csónaktest burkolatát, melyet vékony nyírlécekből hajlított sűrű bordázattal merevítettek és gyantával tömítették.



1. ábra Észak – Amerikai indián kenu (Novotny L 2012)

A kajakok és kenuk egy részét különösen oldalszélben a felborulás elkerülésére kitámasztóval szerelték fel. Ezt a módszert sok helyen még ma is alkalmazzák, sőt kezdő kajakosok hajójának akár mindkét oldalára kitámasztó úszót szerelnek. A hideg sarkvidéken fontos volt, hogy víz ne kerüljön a hajó belsejébe, ezért a kenuktól eltérően a kajakokat felülről befedték.(2. ábra)



2. ábra Fedett eszkimó kajak (Novotny L 2012)

A „kajak” angol szó a dán kajak szóból alakult ki 1757-ben. A dán nyelvbe a grönlandi eszkimók „qayaq” illetve „ki ak” szavából került át, aminek jelentése „férfi csónak”. Az eszkimókajakok építési anyaga eredetileg halcsont, állati bőr és a tenger által partra vetett fahulladék volt. A hajó tömítőanyagaként halzsírt és fagygyút használtak. Az eszkimó kajak csak a beszállásra szükséges nyílással volt ellátva.

A kajak hajtását az eszkimók minden más „primitív” néptől eltérően kétoldali lapáttal végezték. Ezt a hajtási módot a modern sportkajakoknál is átvették. Az eszkimó kajakokhoz hasonló kajakokat a Skandináv-félszigeten és Észak-Angliában régóta építenek és használnak sportcélokra. A modern sportkajak első képviselője J. MacGregor által 1865-ben épített „Rob Roy” nevű kajak, mely az eszkimókajakok mintájára épült. Mind a mai napig alkalmazzák sportkajakok gyártása során a „Rob Roy” építési technikáját. (Nádori-Bátonyi 2003, Novotny L. 2012) (3. ábra)



3. ábra „Rob Roy” mintáján készült verseny kajak. (Novotny L 2012)

2.1.5. A magyar kajak-kenu rövid története

Hazánkban a kajak-kenu sport elterjedése, Gróf Széchenyi István nevéhez fűződik.

Széchenyi hatalmas nemzetudata mellett úttörő munkásságot fejtett ki a különféle sportok területén is. A gróf a lovaglás mellett az evezés és a hajózás felé fordult. Rendkívül sok időt töltött a kajakozás megfigyelésével és szerzett tapasztalatainak leírásával. 1824-ben Angliából evezős hajót rendelt, melyet az üléselő parlament egyik szünetében be is mutatott.

1862-ben Pozsonyban megalakult a Hajós Egylet, és elkészült az első magyar gyártmányú hajó, amelynek a „Remény” nevet adták. 1863-ban a pozsonyi Hajós Egylet megrendezte Magyarországon az első egyesületek közötti evezős versenyt.

A Széchenyi alapította Hajós Egyletből terebélyesedett ki néhány évtized alatt az Európa-hírűvé vált magyar evezős sport.

A megerősödött evezős csoportok összefogásával 1893-ban megalakult a Magyar Evezős Egyletek Szövetsége (MESZ). Ehhez csatlakozott az 1912-ben megalakult Magyar Cserkészszövetség keretében a sok hazai és külföldi sikert elért „vízi cserkész” is. 1941-ben a MESZ-ből vált ki és lett önálló, az egyik legeredményesebb sportágat összefogó Magyar Kajak - Kenu Szövetség.(Novotny L. 2012)

2.1.6. A kajakozás technikája és szakágai

Az evezés, a kenuzás és a kajakozás az úszás mozgásához hasonló alapelvekre épülő sportok. Kenuzás és kajakozás közben a felső végtag munkájában a gyorsúszáshoz hasonló mozgásforma jön létre. Evezéskor már megfigyelhetünk kisebb eltérést, miután az evezők mozgatása másképp történik.(Chung HC 2015)

A kajakozás igen hasonló a kenuzáshoz. A kajak esetében a hajó alacsonyabban ül a vízben, mint a kenu és az evezés esetén, valamint a beülő is mélyebben található a hajóban. Ami igazán megkülönbözteti a többi evezős mozgástól a kajakot az a dupla lapátú evező. Az evező a kar és a csukló mozgása következtében a hajóra merőlegesen mozog és váltva húz vele a sportoló. A kajakos az evező használata során mindkét

oldalon hatékonyan tud húzni egy evezési ciklus alatt. Míg az egyik lapát a szabadítási fázisba kerül az ellenkező oldali a vízfogás fázisát kezdi meg.

A kajak hosszabb is és keskenyebb is, ezért instabilabb a vízben, mint a kenu. A stabilitás növelése érdekében a kajakos mélyen ül a hajóban. Az alsó végtagok előre nyújtva, enyhén hajlított térddel, a talptámaszhoz rögzített lábbal helyezkednek el. Az evező mozdulatok közben a felső végtagok munkáját a törzs folyamatos rotációs mozgása egészíti ki. A felső végtagok és a törzs alteráló munkája során optimális erőátvitel akkor történik meg, ha a sportoló az alsó végtagjaival a hajó talptámaszára erőt fejt ki. Ez nem egy passzív kitámasztási folyamat, hanem a vízfogási fázissal ellentétes oldali erő kifejtés (alsó végtagi aktív támasztás). A hatékony evezés feltétele, hogy ez a teljes testre kiterjedő, összehangolt, alteráló mozgás folyamatos legyen és a két oldal azonos erőt fejtsen ki. A szimmetrikus erőhasználat a hajó egyenes vonalú haladását teszi lehetővé, az aszimmetrikus erő kifejtés annak elkanyarodását eredményezi. (Chung HC 2015, Rolly T és mtsai. 1995)

A szakirodalomban a kajakozást elemző és feldolgozó tanulmányok leginkább az evezés során leadott teljesítménnyel kapcsolatos összefüggésekkel foglalkoznak. A szakirodalomban több kutatás foglalkozik a kajakozás technikájának biomechanikai ismereteinek feltárásával. (Brown M B és mtsai. 2011, Diafas V és mtsai. 2007, Fohanno V és mtsai. 2014, Kerr R és mtsai. 2008, McDonnell L K és mtsai. 2012) Limonta és munkatársai 3D-s vizsgálattal részletesen elemzi az ízületi mozgásokat és határozza meg a mozgás során legaktívabb izmokat ép kajakos sportolók esetében. (Limonta E és mtsai. 2010) Egyes kutatások az evezési technika tekintetében az alsó végtag meghatározó szerepére is kitérnek, de annak számszerűsített mérése tudomásunk szerint nem történt meg. (Begon M és mtsai 2010, Begon M és mtsai. 2009, McDonnell LK és mtsai 2012, Nilsson JE és Rosdahl HG 2016) Sérült sportolók mozgásmechanizmusának vizsgálatáról a szakirodalomban még kevesebbet olvashatunk jelenleg. Anna Bjerkefors több esetben vizsgálta és leírta a kajakozás jótékony hatását, elsősorban gerincsérültek esetében. A sportmozgások vizsgálatára a legpontosabb és legmegfelelőbb a háromdimenziós mozgáselemzés, melyet a szakirodalom is igazol. (Bjerkefors A és mtsai 2018, Bjerkefors A és mtsai 2006, Bjerkefors A és mtsai 2005)

2.1.7.A kajakozás szakágai

- Gyorsasági

A sportág legismertebb olimpiai versenyszáma a gyorsasági kajak, melyet egyéni és csapat hajókban rendeznek. Az úgynevezett síkvízi versenyek, 200, 500, 1000, 2000, 4000, és 5000 méteren zajlanak.

- Maraton

Maraton versenyeket egyes és páros hajókban, 28 km-es távon rendeznek. A versenyzők számára a futószakaszok, a vízesés, a taktikai iramváltások és különböző nem várt szituációk teszik érdekessé és izgalmassá a hosszú távú verseny egyhangúságát. Ez a szakág valószínűleg a hosszú táv miatt és a monotonitása következtében kevésbé népszerű, mint a síkvízi szakág.

- Szlalom

Annak köszönhetően, hogy ez a sport hihetetlenül látványos, napjainkban rendkívül gyorsan nő a népszerűsége. A rajtnál másodpercenként negyven köbméter víz száguld lefelé a maximum négy méter széles folyómederben. A sportolók úgynevezett szlalom hajóban versenyeznek. Úgy kell evezniük a fentről lelógatott kapuk között, hogy nem érhetnek hozzá a rudakhoz. A sportág 1972-ben került fel az ötkarikás játékok programjára, de rögtön le is vették veszélyessége miatt és csak 1992-ben került vissza a programba. Azóta népszerűsége és látványossága miatt biztos szereplője az olimpiának.

- Kajakpóló

A kajakpóló egy olyan különleges és igen szórakoztató vízi labdajáték, amelyet csapatonként öt játékos játszik, speciális kajakpóló hajókban ülve. A mérkőzéseket egy téglalap alapú pályán játsszák, a játékidő kétszer tíz perc. A kapu egy kosárlabdapalánk méretű, a víz felett elhelyezkedő keret. A kajakpóló nagyon sok technikai és taktikai elemet tartalmaz, sok gyakorlást és tapasztalatot igényel. Az ütközés és a közvetlen

küzdelem okozta sérülés elkerülése végett a játékosok megfelelő védőfelszerelést - sisakot és mellényt - viselnek.

- Vadvíz

A vadvízi evezés különféle anyagú hajókkal történő veszélyes száguldást jelent a nagy esésű, igen gyors folyású vad hegyi folyókon. Ez a sport rövid múltra tekint vissza, de ennek ellenére napjainkban egyre nagyobb népszerűségnek örvend.

A vadvízi evezés során használatos felfújható, nagy tűrőképességű vízi járműveket eredetileg az amerikai hadsereg számára fejlesztették ki. Vadvízi sportok közé tartozik a rafting, a vadvízi kajakozás és a rodeó kajak. A legnépszerűbb a rafting, mivel ez a legbiztonságosabb. A rafting csónakok általában 4-12 személyesek. Azon sajátossága miatt, hogy a benne ülőktől tökéletesen összehangolt munkát igényel, kitűnően alkalmas csapatépítő tevékenységeknek is. A hatékony haladás legfontosabb feltétele az összhang, hogy a csónak két oldalán ülők egyformán evezzenek. A vadvízi sportok gyakorlása során vízhatlan védőruha, mentőmellény és sisak viselése kötelező.

- Sárkányhajó

A sárkányhajó egy speciális terv alapján megépített 12,5 méter hosszú kenu típusú hajó, melyet elől sárkányfej, hátul sárkányfarok díszít. A hajót 18-20 személy, két oldalt, arccal előre ülve egytollú lapáttal hajt, egy dobos és egy kormányos irányításával. A csapat evezésének az ütemét a dobos adja, aki menetiránynak háttal ül a hajó elejében. A kormányos a hajó végében áll és a rögzített kormánylapáttal kormányoz. Európában a 80-as évek végétől kezdett ismertté válni ez a sportág, sárkányhajó világtételeket pedig 2005 óta szerveznek.

- Vízitúra

A vízitúra egy aktív szabadidős tevékenység. A kirándulások érdekesek és közösségformálóak, melyeken a résztvevők nem csak szórakoznak, hanem egymást segítve keményen dolgoznak. A leggyakoribb vízitúrázási eszközök az egy illetve több személyes túra kajakok.

(Alacid F és mtsai 2010, Brown M B 2011, Ho SR és mtsai 2009, Hunter A. 2009, Michael JS és mtsai 2009, Nádori-Báttonyi 2003, Novotny L 2012, <http://www.hparalimpia.hu/tortenet>)

3. Célkitűzés

1. Kutatásunk célja az ép és mozgásukban korlátozott sportolók kajakozó mozgásának modellezése volt, ergométer és electromyograph (EMG), valamint háromdimenziós (3D) mozgáselemző kamerafelvétel segítségével 200 méteres távon. Az ép sportolók mozgásának modellezésével, kiindulási alapot teremthettünk a sérült sportolók mozgásának vizsgálatához.

2. További célunk volt előidézni ép sportolók esetében a sérült sportolókéhoz hasonló funkció hiányából fakadó korlátozott mozgásmintát, ezzel vizsgálva azt, hogy milyen mértékben változik az ízületeik mozgástartománya, illetve izomaktivitásuk.

Hasonló, parasportot érintő kajak-kenu vizsgálatról kevés közleményt olvashatunk a szakirodalomban. Ezért célunk volt létrehozni egy vizsgálati protokollt, mely lehetővé tette a kajakozás biomechanikájának számszerűsített, reprodukálható leírását. Kutatásunk a 14528-1/2019/EKU ügyiratszámom jóváhagyott kutatási engedély birtokában, az akkreditált Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika Biomechanikai Laboratóriumában történt speciális kajak ergométer használatával 200 méter kajakozás során. További segítséget a Testnevelés-és Sporttudományi Egyetem kajak-kenu szakága és a Honvéd Sportegyesület szakedzője nyújtott számunkra.

3. Munkánk során kidolgoztuk a vizsgálatokhoz szükséges mérési modellt és protokollt. Ennek saját fejlesztésű eleme egy a talptámaszba beépített erőmérő volt, aminek segítségével mérhető információt kaphattunk arról, hogy az evező mozgás során a sportoló milyen mértékű erő leadására képes a hajó lábtámaszán. Az alsó végtag aktív támasztó és a felső végtag alternáló mozgásának meghatározó szerepe van a törzs és kar munkájában. Amennyiben erre a mozgássérült sportoló esetén nincs lehetőség, információt kaphatunk, hogy ez milyen mértékben befolyásolja a sportoló evezési technikáját.

4. A biomechanikai méréseknek köszönhetően számszerűen kívántuk meghatározni a mozgásciklusokban zajló izomműködés mértékét, az ízületi mozgásokat és a talptámaszra kifejtett erő mértékét. A talpnyomás mérésére, az ergométer talptámaszába beépített erőmérő adott lehetőséget, mely számszerűen megmutatta számunkra, mekkora erővel nyomja talpával a sportoló.

Hipotézis:

1. Feltételezésünk volt, hogy a mozgássérült sportolók alsó végtagi, valamint törzsi érintettségük mellett a felső végtag ízületeinek szabad mozgása és izomaktivitása nem gátolt, így az erre vonatkozó adatokban szignifikáns különbség nem várható az épekhez képest, amennyiben az előbbieket megfelelő módon, stabilan vannak rögzítve 200m kajakozás során.
2. További feltételezésünk volt, hogy a vizsgálati csoportok között szignifikáns különbség mutatkozik a törzs és az alsó végtagok ízületeinek mozgástartományában, valamint izomaktivitása, amely már hatással van a talptámasz használatára és ez által a teljesítményre 200 méter kajakozás során.
3. Kutatásunk során a talptámasz fontosságát és használatának mértékét is vizsgáltuk. Amíg ép sportolók esetében természetes, hogy megfelelően használják a talptámaszt, addig mozgásszervi sérültség esetén a talptámasz használatában jelentős eltérések lépnek fel. Ez véleményünk szerint kihat a teljesítményre is.
4. Ennek alapján feltételeztük, hogy a sérült sportolók talptámaszon mért értékei sérültségtől függően szignifikánsan eltérnek az ép sportolókéétól. Ebből adódóan a teljesítményben és az evezés során kifejtett erőben is szignifikáns eltérés várható.
5. Kajakozás során alteráló, de azonos mértékű erőleadásra van szükség. Feltételezésünk szerint már kisfokú aszimmetria is hatással lehet az evezés hatékonyságára. Ennek megfelelően arra kerestünk választ, hogy az ép sportolók izomműködésében tapasztalható-e szignifikáns különbség evezés közben a jobb és bal oldal között. Továbbá a talptámaszra kifejtett erő és a 200 méter alatt leadott teljesítmény összefüggését kívántuk vizsgálni az ép sportolók között.
6. Egészséges sportolók bevonásával létrehoztunk egy „imitált” csoportot. Az imitált csoporttal a mozgássérült sportolók mozgásmechanizmusát kívántuk előidézni ép sportolók esetében, speciális beülő modulokba rögzítve a sportolót. Azt feltételeztük, hogy ugyanazon biomechanikai paraméterek jellemzik mindkét vizsgálati csoport mozgását.

4. Anyag és Módszer

4.1. Vicon Nexus és Plug in Gait rendszer rövid, általános leírása – és használata:

A Vicon Nexus a Plug-in Gait mozgáselemző alkalmazásával működő kamerarendszer, melynek segítségével a mozgások háromdimenziós (3D) ábrázolását lehet végrehajtani, meghatározva az adott mozgás kinematikáját, kinetikáját. Ezt a rendszert használtuk a kajakozó sportolók mozgásának mérésére vizsgálatunk során, melyet megalapozott az ilyen vagy ehhez hasonló rendszerek alkalmazása mozgásvizsgálatok esetében.

(Begon M 2009, Davis R 1991, Dempster WT 1995, Illyés Á 2006, Kadaba M P 1990, Limonta E és mtsai 2010, Woltring HJ 1994,

https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

A rendszer használatát minden esetben frissítéssel és beállítással kezdtük. A hozzátartozó számítógép üzembe helyezését követően, meghatároztuk, mely testrészek mozgását tervezzük mérni háromdimenziós formában. A munkafolyamat minden lépését és az adatok értelmezési formáját is meg kellett határozni.

Ezek fő lépései:

- Vicon rendszer felállítása
- A vizsgált személy előkészítése
- Adatok mérése
- Adathibák javítása

4.2. A rendszer felállítása:

Az egyik legfontosabb lépés a rendszer kalibrálása, azaz a laboratóriumi körülményekhez való illesztése. Ezután a méréshez szükséges „L - Frame” filmkockák kiválasztása és meghatározása történik, amivel megadjuk a rendszer számára, hogy a kamera egy mérés során minden mozgáspillantot rögzítsen. Ezt követően a kalibráló pálca segítségével kitisztazzuk a kamerák látóterét, a zavaró fényvisszaverő tényezőket,

amelyek a kameráknak téves információkat adhatnak, eltávolítjuk. A további kalibrációt a rendszer pár perces önálló munkája jelenti, amely során a gép értelmezi az általunk megadott téradatokat. A kamerák önmagukat beállítják a beállított rendszer segítségével, hogy a térben történő 3D felvételt minél pontosabban hajtsák végre.

Markerhasználati modell:

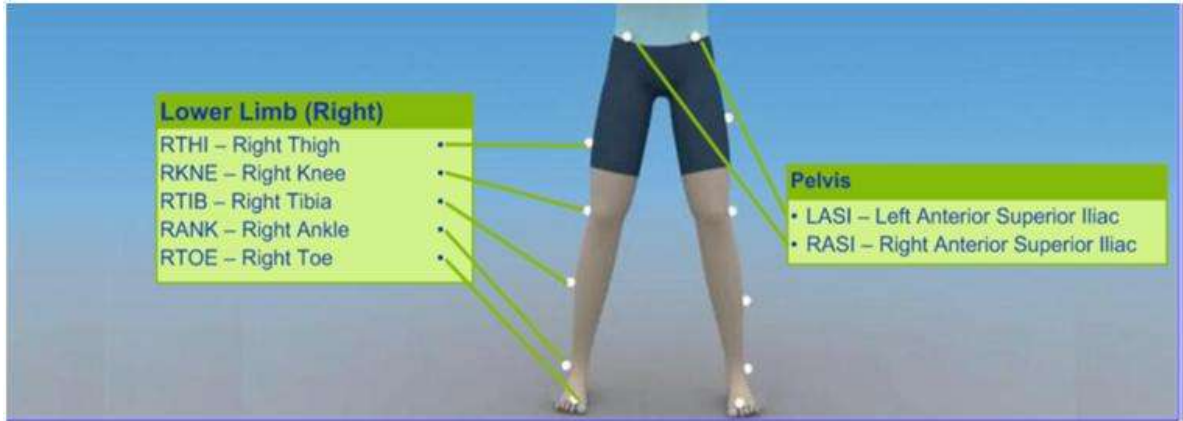
Annak megfelelően, hogy mit szeretnénk vizsgálni a mozgás során, több marker-felhelyezési modell ismert: felső végtagra kiterjedő, alsó végtagra kiterjedő, és a teljes testre kiterjedő úgynevezett „Full Body Modell”. Vizsgálatunk során a Full Body Modell került alkalmazásra. A mozgások, három anatómiai síkban: frontális, szagittális, koronális síkban, valamint a rendszer által meghatározott x, y és z tengely mentén kerültek értelmezésre. (Dempter WT 1995)

Full Body Modell során használt markerek és felhelyezésük:

Az alsó végtag mozgásának modellezéséhez négy marker került alkalmazásra, melyeket a medencére kellett felhelyezni. Kettőt az elülső-felső medencetövisre, másik kettőt a hátsó-felső medencetövisre rögzítettünk. A mozgás biztos meghatározása egy vagy két marker elveszése esetén is lehetséges.

A comb markert a femur felső harmadára kellett rögzíteni úgy, hogy az a mozgás során a kamerák által folyamatosan érzékelhető legyen.

A térd markerek a femur lateralis condylusaira kerültek. A combhoz hasonlóan, a lábszárra is a felső harmadon érdemes elhelyezni a markert. A felhelyezés akkor megfelelő, ha a lábszár marker a térdet és a bokát összekötő egyenes vonalába esik az adott oldalon. A boka markert a malleolus lateralisra kellett felhelyezni.(4. ábra) (5. ábra)



4. ábra Az alsó végtag és a medence markereinek felhelyezési rendje elől nézetből (https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

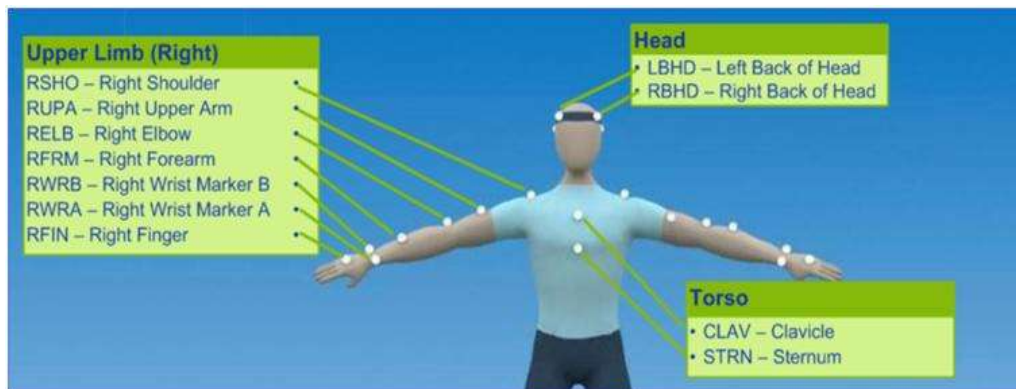


5. ábra Az alsó végtag és a medence markereinek felhelyezési rendje hátul nézetből. (https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

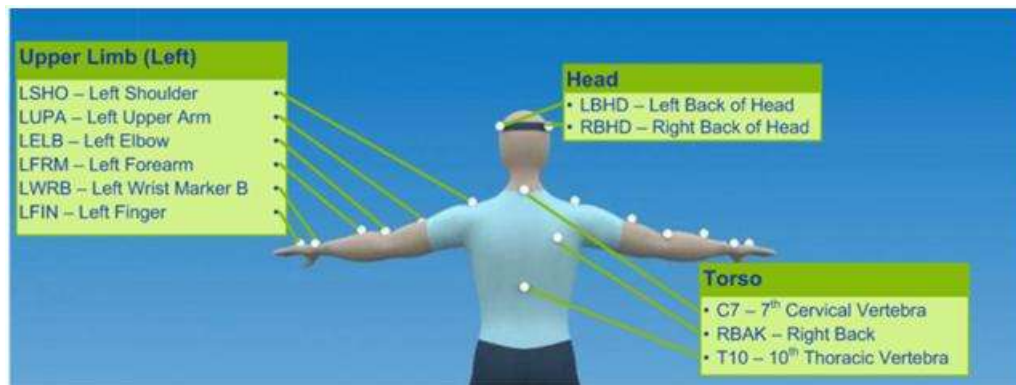
A felső végtag előkészítése során két kiegészítő marker szükséges a felkaron és az alkaron. Felhelyezésüket nem teszi kötelezővé a protokoll, de javasolt a pontosság érdekében, miként a comb és a lábszár esetében is. Így mi is alkalmaztuk ezeket a felső végtagi kiegészítő markereket a mérések során. Fontos a jobb és bal oldali markerek aszimmetrikus felhelyezése, annak érdekében, hogy a rendszer egyértelműen el tudja különíteni a két oldalt.

Erre leginkább a kiegészítő markerek felhelyezésénél kell figyelni. Fontos figyelembe venni még a kalibráció során, hogy az elülső és hátulsó markerek nem minden esetben kerülnek egyforma magasságba.

A törzs helyzetét meghatározó markereket hátul a C7, T10 csigolyákra, elől a claviculának nevezett markert (CLAV) pedig az incisura jugularis sternire helyeztük fel, illetve a processus xyphoideus sternire is rögzítettünk markert, ami a sternum elnevezést kapta (STRN). A háton a jobb lapocka felső harmadára került az RBAK elnevezésű kiegészítő marker, melynek szintén a jobb - és bal oldal elkülönítésében volt szerepe (6. ábra)(7. ábra). (https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)



6. ábra A felső végtag és a mellkas markereinek felhelyezési rendje előlnézetből. (https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)



7. ábra A felső végtag és a mellkas markereinek felhelyezési rendje hátnézetből. (https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

A markerek elnevezése és pozíciója:

C7: 7. cervicalis csigolya marker; 7. cervicalis csigolya processus spinosusa

T10: 10. thoracalis csigolya marker; 10. thoracalis csigolya processus spinosusa

CLAV: clavícula marker; Incisura jugularis sterni

STRN: sternum marker; Sternum processus xyphoideus

RBAK: jobb lapocka marker; jobb lapocka felső harmada

LSHO: bal váll marker; bal acromion csúcsa

LUPA: bal felkar marker; bal felkar felső harmada

LELB: bal könyök marker; bal humerus lateralis epicondylusa

LFRM: bal alkar marker; bal alkar felső harmada

LWRA/LWRB: bal csukló marker; bal felső végtag radius/ulna distalis végei

LFIN: bal kéz marker; bal kéz 3. metacarpus fejecse

RSHO: jobb váll marker; jobb acromion csúcsa

RUPA: jobb felkar marker; jobb felkar felső harmada

RELB: jobb könyök marker; jobb humerus lateralis epicondylusa

RFRM: jobb alkar marker; jobb alkar felső harmada

RWRA/RWRB: jobb csukló marker; jobb felső végtag radius/ulna distalis vége

RFIN: jobb kéz marker; jobb kéz 3. metacarpus fejecse

SACR: sacrum; A bal és jobb spina iliaca posterior superiorot összekötő egyenes középpontjába kell felhelyezni a markert.

LASI: bal spina iliaca anterior superior

RASI: jobb spina iliaca anterior superior

LPSI: bal spina iliaca posterior superior

RPSI: jobb spina iliaca posterior superior

LTHI: bal comb; bal comb felső 1/3 része

LKNE: bal térd; bal femur laterális condylusa

LTIB: bal tibia; bal tibia felső 1/3 része

LANK: bal boka; bal malleolus lateralis

LTOE: bal láb marker; bal oldali 2. metatarsus fejecse dorsalis oldalon

RTHI: jobb comb; jobb comb felső 1/3 része

RKNE: jobb térd; jobb femur laterális condylusa

RTIB: jobb tibia; jobb tibia felső 1/3 része

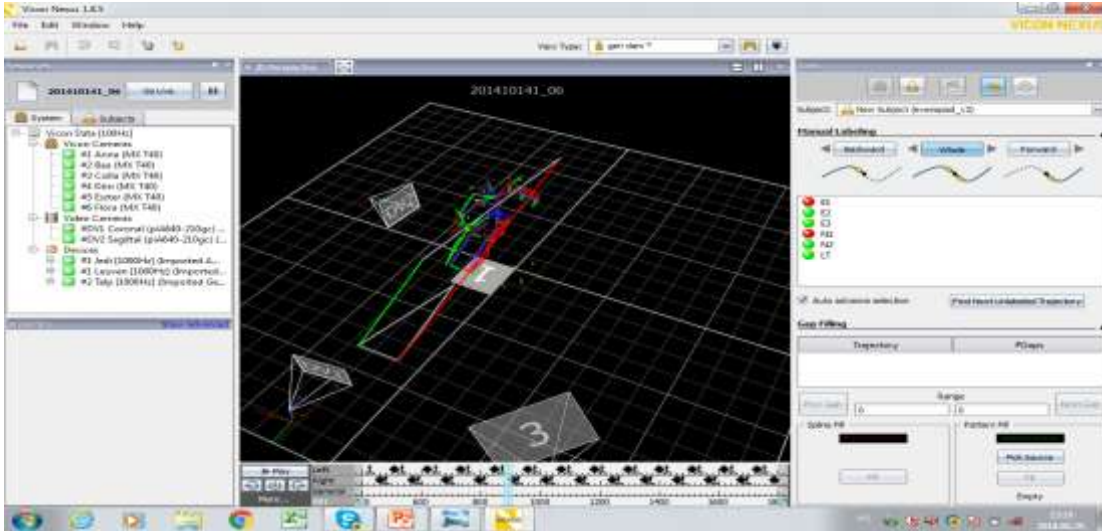
RANK: jobb boka; jobb malleolus medialis

RTOE: jobb láb marker; jobb oldali 2. metatarsus fejecse dorsalis oldalon

(https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

Adatok mérése:

Az első mérés statikus helyzetben történt a mérendő alany mozdulatlan helyzetében. Ennek során kamerák észlelték, a rendszer pedig megjelenítette a felhelyezett markereket. A statikus mérést a dinamikus mérés követte. A mozgás rögzítése után manuális processzálást kellett végezni a rendszer által levetített mozgáson. Ennek során ellenőriztük, hogy minden marker minden egyes filmkockánál a helyes pozícióban volt e (8. ábra).



8. ábra. Vicon rendszer által rögzített statikus felvétel

Adathibák javítása:

A művelet által az esetleges hibák is javításra kerültek. Előfordult, hogy egy marker takarásba került, így a kamera nem érzékelte azt. Ilyenkor a rendszer a statikai mérés során rögzített paraméterek segítségével megkereste az „elvesztett” markert és újra beillesztette a mozgásfolyamatba. Amennyiben ilyen helyzet állt fenn, de ennek ellenére a rendszer számításait nem tartottuk megbízhatónak, úgy manuálisan felülbíráltuk azt a megfelelő pontosság érdekében. A mozgás mérése során felmerült plusz, úgynevezett „szellem markerek” eltávolításra kerültek, letisztítva ezzel a háromdimenziós felvételt. A mérés során rögzített szám adatok, az úgynevezett exportálási folyamat segítségével kerültek további feldolgozásra.

4.3. A Plug-in Gait kinematikai/kinetikai számításai

A Plug-in Gait modell X, Y, Z tengelyek mentén meghatározott háromdimenziós rendszerben értelmezi a mozgásokat. A megjelölt test szegmentumok elmozdulásából és a megadott antropometriai adatokból végzi az ízületek kinetikai, kinematikai számításait.

$$X = C \cdot \cos(\theta) \cdot \sin(\beta) - (\text{AsisTrocDist} + \text{mm}) \cdot \cos(\beta)$$

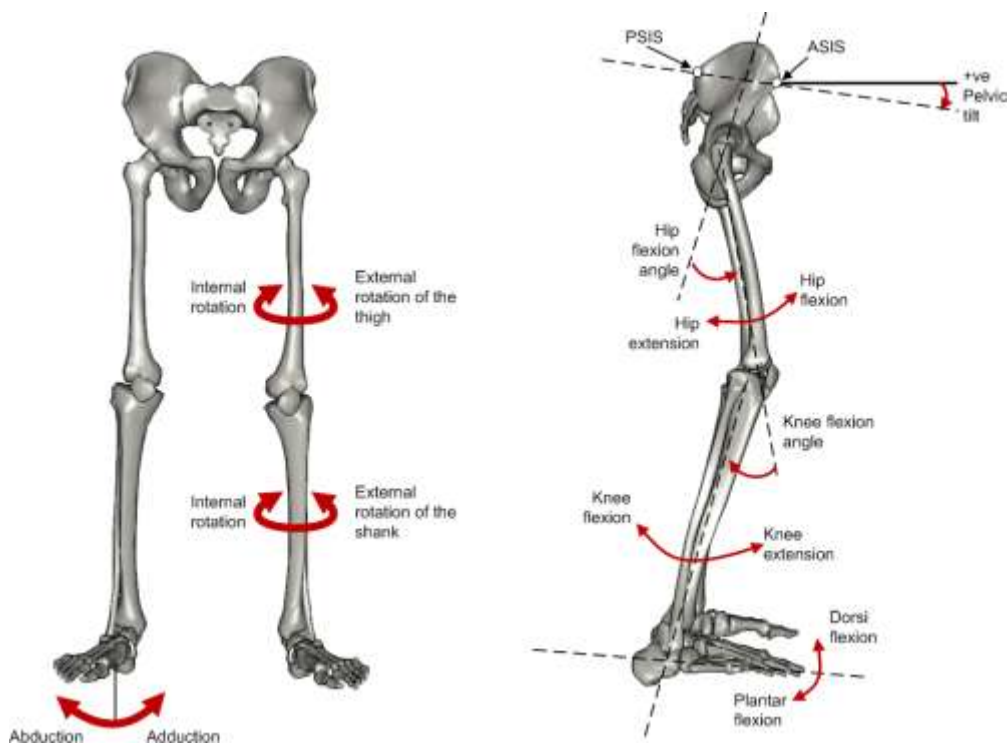
$$Y = (C \cdot \sin(\theta))$$

$$Z = C \cdot \cos(\theta) \cdot \cos(\beta) - (\text{AsisTrocDist} + \text{mm}) \cdot \sin(\beta)$$

Ahol $\theta = 0.5$; $\beta = 0.314$

(https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

Ennek megfelelően transzverzális, szagittális és frontális tengelyeket nevez meg a rendszer.(9. ábra)



9. ábra. A rendszer által meghatározott tengelyek és elmozdulási irányok alsó végtag esetében

(https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

A számítások során a markerek közötti geometriai összefüggéseket is vizsgálja a rendszer.

A rendszer a Herman Woltring által kifejlesztett és hitelesített szűrési formájával meghatározza a mozgás során érzékelt markereket, majd a meghatározott mozgás ciklusokra bontása történik. Ennek megfelelően a vizsgálatunkban két ciklust, a szabadítási fázist és vízfogási fázist határoztuk meg.(Woltring H J 1994)

Az ízület statikus-dinamikus meghatározása:

A program a statikus és dinamikus meghatározáshoz az X, Y, Z tengelyek (Prog. Fm X, Y, Z) ismerete mellett felhasználja a síkok ismeretét is, melyekben a mozgások történnek, valamint az ízületek proximális és distalis szegmentumait, melyek relatív viszonyítási alapul szolgálnak az ízületi szögek meghatározásában. Így például a térd szögeinek meghatározásában felhasználja a femoralis és a tibiális szegmentumokat. A boka esetében a láb és a tibiális szegmentumok egymáshoz képest való elmozdulása alapján számol a rendszer.

A láb helyzete egy kicsit mégis eltérő, mert ebben az esetben a 90 fokos flexio a kiindulási helyzet, innen számolható a flexiós elmozdulás (1.-2. táblázat). A statikus helyzetek megállapításához a rendszer által három pont kerül meghatározásra. Az egyik az ízület centruma, amit a marker beazonosításával tud detektálni, a másik maga a marker, a harmadik pedig egy, az ízület középpontjától, függőlegesen elhelyezkedő pont. Az ízületek statikus helyzetének megállapítása során a rendszer az ízület pillanatnyi megtartott helyzetét adja meg az adott térben (esetünkben a laboratórium), ahol a sebességvektora nulla.

A dinamikus helyzet meghatározásához ugyanezzel a modellel számol a rendszer, miközben az ízület centruma a meghatározott síkban elmozdul. (Davis R és mtsai 1991, De Luigi AJ 2014, Dempster WT 1995, Fohanno V és mtsai 2014, Lovell G 2001, Lutgens K 1992, McDonnell LK 2012, https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

1. táblázat A felső végtag dinamikus mérése a Plug-in Gait rendszer által
(https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

szegmens	elmozdulás	tengely	mérés iránya a rendszer által
törzs	1 mellkas előre billenés	Prg. Fm. Y	óra járásával ellentétes
	2 mellkas jobbra billenés	Prg. Fm. X	óra járásával ellentétes
	3 mellkas jobbra rotatio	Prg. Fm. Z	óra járásával megegyező
váll	1 váll flexio	Prg. Fm. Y	óra járásával megegyező
	2 váll abductio	Prg. Fm. X	óra járásával megegyező
	3 váll berotatio	Prg. Fm. Z	óra járásával megegyező
könyök	1 flexio	Prog. Fm. Y	óra járásával megegyező
csukló	1 ulnaris deviatio	Prg. Fm. Y	óra járásával ellentétes
	2 extensio	Prg. Fm. X	óra járásával megegyező
	3 berotatio	Prg. Fm. Z	óra járásával ellentétes

2. ábrázat Az alsó végtag dinamikus mérése a Plug-in Gait rendszer által
(https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

szegmens	elmozdulás	tengely	mérés iránya a rendszer által
medence	1 előre billenés	Prg. Fm. Y	óra járásával ellentétes
	2 lateral flexio	Prg. Fm. X	óra járásával ellentétes
	3 berotatio	Prg. Fm. Z	óra járásával megegyező
csípő	1 flexio	Prg. Fm. Y	óra járásával megegyező
	2 adductio	Prg. Fm. X	óra járásával megegyező
	3 berotatio	Prg. Fm. Z	óra járásával megegyező
térd	1 flexio	Prg. Fm. Y	óra járásával ellentétes
	2 adductio	Prg. Fm. X	óra járásával megegyező
	3 berotatio	Prg. Fm. Z	óra járásával megegyező
boka	1 dorsal flexio	Prg. Fm. Y	óra járásával megegyező
	2 adductio	Prg. Fm. X	óra járásával megegyező
	3 berotatio	Prg. Fm. Z	óra járásával megegyező

Az alsó végtagi ízületek pozíciójának meghatározása az adott térben: (10-11.ábra)

A csípőízület helyzetének meghatározása adott térben:

A csípőízületet a rendszer a medence szegmenseinek ismeretében képes meghatározni az adott térben, melyhez a medence markereit (RASI, LASI, RPSI, LPSI) valamint az elülső és hátsó markerek közötti távolságot és annak elmozdulását használja fel.

Amennyiben valamely adat hiányzik, marker elvesztése esetén a rendszer egy fix formátummal és a meglévő markerekkel számol.

A térdízület pozíciójának meghatározása az adott térben:

A térdízület adott térben történő meghatározását a térd marker (KNE) érzékelésével végzi a rendszer, amely ez által a térdízületi középpontot (KJC) képes meghatározni. A térdízület dinamikus meghatározására a comb marker (THI), a lábszár marker (TIB) és a térd marker (KNE) elmozdulási szögeinek segítségével kerül sor.

A bokaízület pozíciójának meghatározása az adott térben:

A bokaízület meghatározása a térdhez hasonlóan történik mind statikusan, mind dinamikusan. Ehhez a rendszer a tibia marker (TIB) a boka marker (ANK) és a lábujj marker (TOE) által képzett szöget és távolságot használja fel.

A tibia helyzetének és dinamikájának meghatározását a tibia marker (TIB), a térd marker (KNE) és a boka marker (ANK) között húzható egyenes segítségével végzi a rendszer.

A láb pozíciójának meghatározása az adott térben:

Ez a boka markert (ANK) és a lábujj markert (TOE) összekötő egyenes segítségével történik. A dinamikus meghatározását a boka marker (ANK), valamint a lábujj marker (TOE) által bezárt szög segítségével végzi a rendszer. A láb esetében a 90 fokos flexios helyzet a kiindulási állapot, mely nincs hatással a többi ízületi szög meghatározására.

A mellkas és felső végtagi ízületek pozíciójának meghatározása az adott térben: (10.-11.ábra)

A mellkas a STRN és CLAV, a C7 és a T10, valamint a T10 és STRN markereket összekötő egyenesekből kerül meghatározásra.(11.ábra) Ahogy az alsó végtag kinematikájának meghatározásában is érdemes négy medence markert alkalmazni, úgy alkalmazzuk a felső végtag kinematikai meghatározásához a fent említett négy markert. A mellkas esetén is érvényesül, hogy egy marker elvesztésével is biztonsággal megállapítható a helyzete a több markernek köszönhetően.

A vállízület statikus és dinamikus meghatározását a clavicula (CLAV), a váll (SHO) és a felkar (UPA) markerek és az általuk bezárt szögekkel, és azok elmozdulásával végzi a rendszer.

A könyök ízület pozíciójának meghatározása az adott térben:

A könyökízület meghatározásához a rendszer a csukló markereket (WRA, WRB), a könyök markert (ELB), valamint a felkar markert (UPA) összekötő egyenesek által bezárt szöveget használja fel.

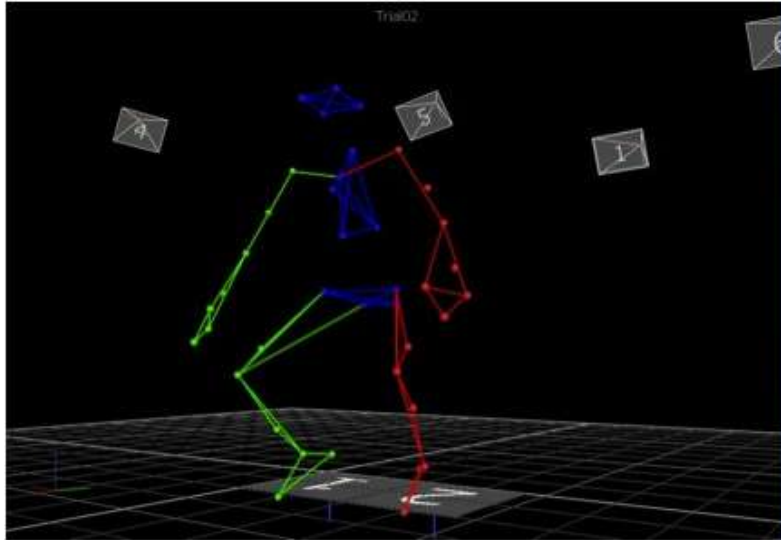
A csuklóízület pozíciójának meghatározása az adott térben:

A csuklóízület a csukló markereket (WRA, WRB) összekötő egyenes középpontja.

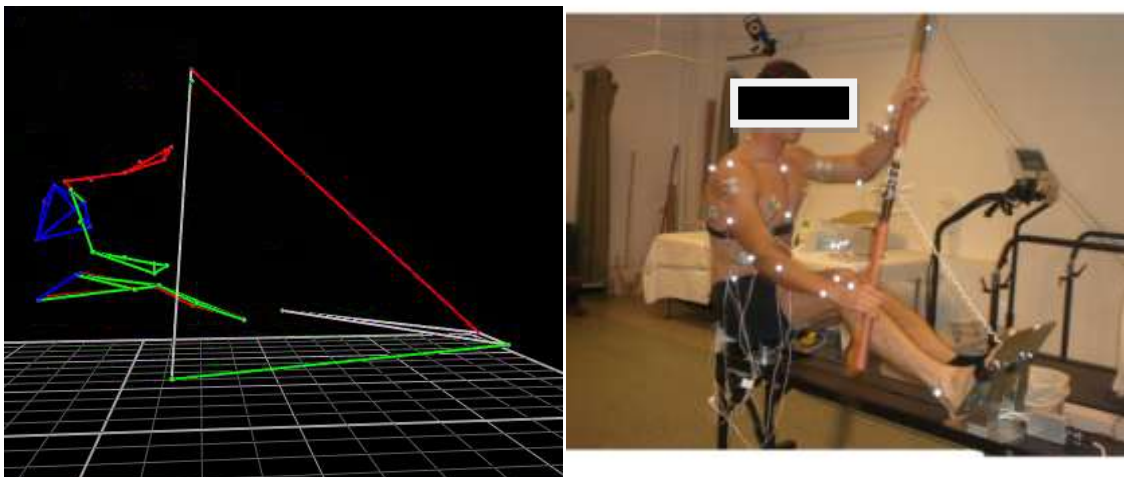
Az alkar pozíciójának meghatározása az adott térben: Az alkar meghatározásához a csukló markerek (WRA, WRB) a könyök (ELB) és az alkar marker (FRM) ismeretére van szükség.

A kéz pozíciójának meghatározása az adott térben:

A kéz meghatározását a csuklómarkerek (WRA/WRB), valamint az ujj (FIN) marker ismerete alapján végzi a rendszer.



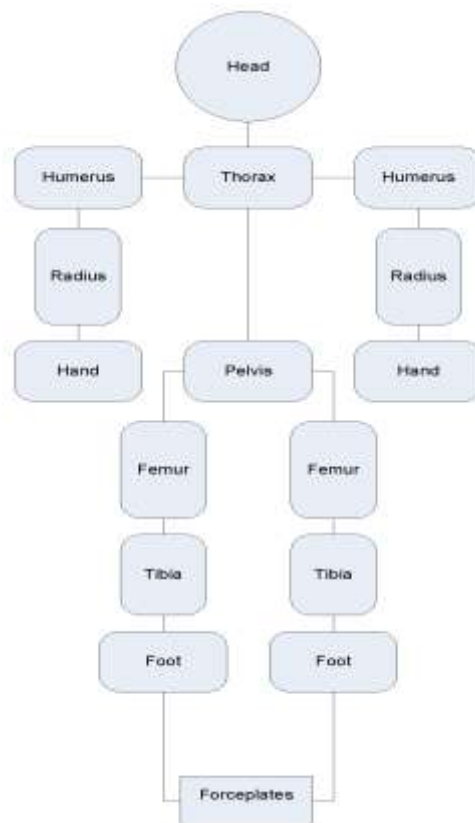
10. ábra Alsó-és felső végtagi ízületek, valamint a mellkas pozíciójának meghatározása adott térben a vicon rendszer által (<https://documentation.vicon.com/>)



11. ábra Pillanat felvétel a vizsgálat során kajakozó sportoló felső-és alsó végtagi ízületeinek, valamint a mellkas helyzetének meghatározásáról adott térben a vicon rendszer által

A testszegmensek és a test tömegközéppontjának ismerete szükséges a dinamikus számításokhoz. A szegmensek meghatározását a markerek ismeretében végzi a program, a tömegközéppont helyzetét pedig a számítások alapján, a szegmensen belülré helyezi el. A meghatározás distalis irányból proximális irány felé történik.

Minden szegmens tömegközéppontja a testtömeg index segítségével kerül kiszámításra, amihez a rendszer az antropometriai adatokat használja fel. Az egész test tömegközéppontjának meghatározásához minden esetben szükséges a fej, vagy a mellkas, vagy a medence adott helyzetének rögzítése. (12. ábra) (Davis R 1991, Dempster WT 1995, https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)



12. ábra. A program által meghatározott testszegmensek

(https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

4.4. Plug-in Gait specifikumai

Miután a statikus méréseket végrehajtottuk, a szegmensek adatait „mp” file formátumban rögzítette a rendszer, míg a dinamikus processzálást követően az ízületek kinematikai, kinetikai adatai „c3d” file formátumban rögzültek.

A rendszer a medence pozíciójának meghatározásához a LASI és RASI felületi elülső markereket és vektoraikat, valamint azok geometriai adatait használta fel.

LHJC – (Left Hip Joint Center) bal csípőízületi központ

RHJC – (Right Hip Joint Center) jobb csípőízületi központ

$$Y_{pelvis} = \frac{\overline{LHJC - RHJC}}{|\overline{LHJC - RHJC}|}$$

MASI – (Midpoint of ASIS marker) spina iliaca anterior superior marker középpontja

SACR – (sacrum) keresztcsonti marker

$$Z_{pelvis} = \frac{\overline{MASI - SACR}}{|\overline{MASI - SACR}|} \overline{Y_{pelvis}}$$

$$\overline{MASI} = \frac{\overline{LASI} + \overline{RASI}}{2}$$

A sacrum (SACR) marker helyett gyakran a medence elülső markerei (LASI, RASI) és a medence hátulsó markerei (LPSI, RPSI) használatosak.

Valamint az X tengely gyakran keresztezi a Z, Y tengelyeket.

$$\overline{X}_{pelvis} = \overline{Y}_{pelvis} \wedge \overline{Z}_{pelvis}$$

ALASI és RASI markerek közötti távolság segítségével is képes felismerni a rendszer a medence helyzetét.

$$\overline{L}_{pelvis} = |\overline{LHJC} - \overline{RHJC}|$$

A femur Z tengelye a térd középpontja felől a csípőízület középpontjához húzódik, amely a térd flexiós tengelyére merőleges.

K_f = (knee flexion axis) – térd flexiós tengelye

$$\bar{X}_{femur} = \bar{K}_f \wedge \bar{Z}_{femur}$$

$$Y_{femur} = \bar{Z}_{femur} \wedge \bar{X}_{femur}$$

$$\bar{L}_{femur} = |\overline{HJC} - \overline{KJC}|$$

A tibiának két lehetséges koordinátája van: proximalis, amikor a térd ízületi szöge és distalis, amikor a boka ízületi szöge segítségével kerül meghatározásra markerek segítségével. (https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

proximal számítás: [K_f = térd flexiós tengelye]

$$Z_{tibia} = \frac{\overline{KJC} - \overline{AJC}}{|\overline{KJC} - \overline{AJC}|}$$

$$X_{tibia,p} = \bar{K}_f \wedge \bar{Z}_{tibia}$$

$$Y_{tibia,p} = \bar{Z}_{tibia} \wedge \bar{X}_{tibia,p}$$

distalis számítás: [A_f = boka flexiós tengely]

$$\bar{X}_{tibia,d} = \bar{A}_f \wedge \bar{Z}_{tibia}$$

$$\bar{Y}_{tibia,d} = \bar{Z}_{tibia} \wedge \bar{X}_{tibia,d}$$

$$\bar{L}_{tibia} = |\overline{KJC} - \overline{AJC}|$$

A láb Z tengelye a lábujjaktól a sarokig húzott vektorral esik egybe.

$$\bar{Z}_{foot} = (\bar{Z}_{global} \wedge \bar{V}_{foot}) \wedge \bar{Z}_{global}$$

$$\bar{V}_{foot} = \frac{\overline{HEE} - \overline{TOE}}{|\overline{HEE} - \overline{TOE}|}$$

→ Erre merőleges az X tengely

$$\bar{X}_{foot} = \bar{A}_f \wedge \bar{Z}_{foot}$$

→ A Z és X tengelyt pedig keresztezi az Y tengely

$$\bar{Y}_{foot} = \bar{Z}_{foot} \wedge \bar{X}_{foot}$$

$$\bar{L}_{foot} = |\overline{TOE} - \overline{AJC}|$$

4.5. Biomechanikai vizsgálatok

A funkcionális jellemzők elemzéséhez biomechanikai méréseket végeztünk az Ortopédiai Klinika Járáslaborjának Vicon MX T40 típusú (Vicon Motion System, Oxford Metrics, Oxford, UK), 6 kamerával rendelkező mozgáselemző rendszerével. A mérés során fényvisszaverő markereket rögzítettünk kétoldalú ragasztócsíkok segítségével, a Plug-in Gait által meghatározott protokollt felhasználva. A markerek rögzítése a következő anatómiai pontokra történt: acromion, incisura jugularis, sternum distalis vége, humerus felső lateralis harmada, humerus lateralis epicondylusa, alkar felső lateralis harmada, processus styloideus radii, processus styloideus ulnae, 3. metacarpus, spina iliaca anterior superior, spina iliaca posterior superior, comb felső lateralis harmada, femur laterális condylusa, tibia felső lateralis harmada, malleolus lateralis. (Dempter WT 1995, Lutgens K és mtsai 2011, https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

A felhelyezett markerek segítségével végezte a rendszer az ízület statikus és dinamikus helyzeténk számításait. A felső végtag esetében így vizsgáltuk a vállízület flexiós-extenziós mozgását, valamint a könyök flexiós-extenziós mozgását, a törzs rotációs elmozdulását mindkét irányba, továbbá az alsó végtagon a térdízület flexiós-extenziós mozgását.

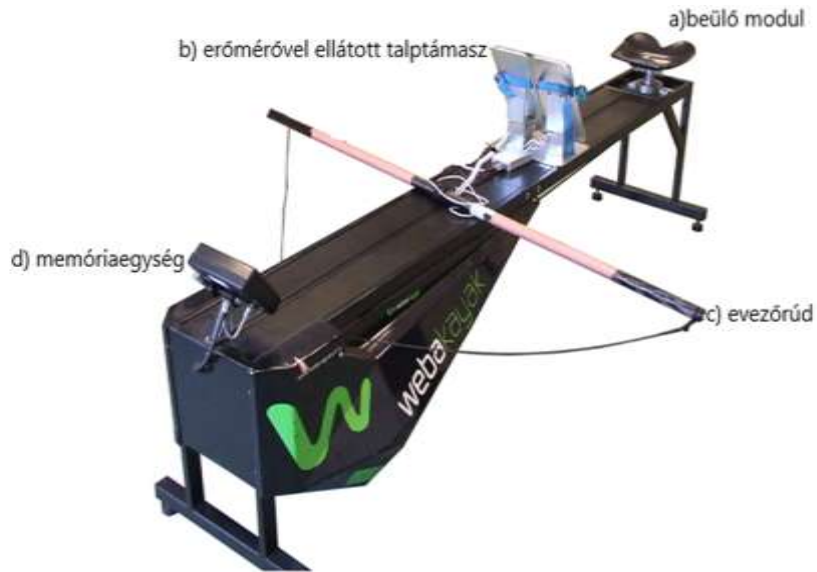
A vizsgálat során használt kajak ergométert és az evező rúdját szintén fényvisszaverő markerekkel láttuk el. Az ergométer elejére, hátuljára, valamint az evező két végére helyeztünk markereket. Majd megfelelő előkészület után (szórtelenítés, bőrfertőtlenítés) felhelyeztük a felületi EMG elektródákat, amikor a sportoló már a kajak ergométeren ült. Az elektródák a mozgás szempontjából legmeghatározóbb izmokra kerültek felhelyezésre. Az elektródák az izomhas legnagyobb körfogat magasságában lettek felhelyezve minden sportoló esetében. (Hibbs AE és mtsai 2011, Lovell G és Lauder M 2001, McKean MR és mtsai 2010, Nilsson JE és Rosdahl HG 2011, Vannozzi G és mtsai 2010, Waite DL és mtsai 2010)

Minden esetben egyenként ellenőrzésre került az elektródák megfelelő működése, ami az adott izom maximális megfeszítésével történt. Meg tudtuk határozni, hogy az adott mozgásciklusok során mely izmok milyen maximális és minimális aktivitással vesznek

részt, valamint az általunk vizsgált ízületek milyen maximális és minimális mozgástartományban működnek.

A méréshez több funkciót mérő Weba sport kajak ergométert biztosított számunkra a Magyar Kajak - Kenu Szövetség.(13. ábra.) A versenyzők az úgynevezett száraz edzéshez használnak ilyen kajak ergométert, mely a legmegfelelőbbben biztosítja a sportolók számára a vízhez hasonló feltételeket. (McDonnell LK és mtsai 2012, Michael JS és mtsai 2008, Michael JS és mtsai 2012, Michael JS és mtsai 2009, Mitchell A 1998, Robinson MG 2011, Van Someren KA és mtsai 2000)

Amellett, hogy a sportolónak lehetősége van beltéri edzésre, sok fontos adat rögzítését is elvégzi a gép. Ennek köszönhetően célzottabban tudják felépíteni az edzők a felkészülést. Ezeket a funkciókat felhasználva rögzíteni tudtuk az evezés közben kifejtett erőt, teljesítményt, a húzás hosszát, csapásszámot. (Alacid F és mtsai 2010, Alacid F és mtsai 2015, Arvinen-Barrow M és mtsai 2008, Fleming N és mtsai 2012, Kerr R és mtsai 2008, Legg D 2010) A húzáshossz, a lapát vízfogástól szabadításig terjedő szakasza. A húzás hosszát, az ergométer a vízfogási fázis pillanatának és a szabadítási fázis pillanatának érzékelésével tudta kiszámolni. A csapásszámot az egy perc alatt teljesített húzások együttes összegének számolása alapján határozta meg az ergométer. Az ergométer különlegességét és a mérések fontos részét képezte az általunk kifejlesztett és talptámaszba beépített erőmérő, amely az alsó végtag által kifejtett erő mérésére szolgált, ezzel egyedivé téve a vizsgálatot. (14. ábra) A beépített talptámasz műszaki leírása az 1. számú mellékletben olvasható.



13. ábra A mérések során alkalmazott kajak ergométer(Kertészné N B és mtsai 2020)



14. ábra A kajak ergométer erőmérővel ellátott talptámasza

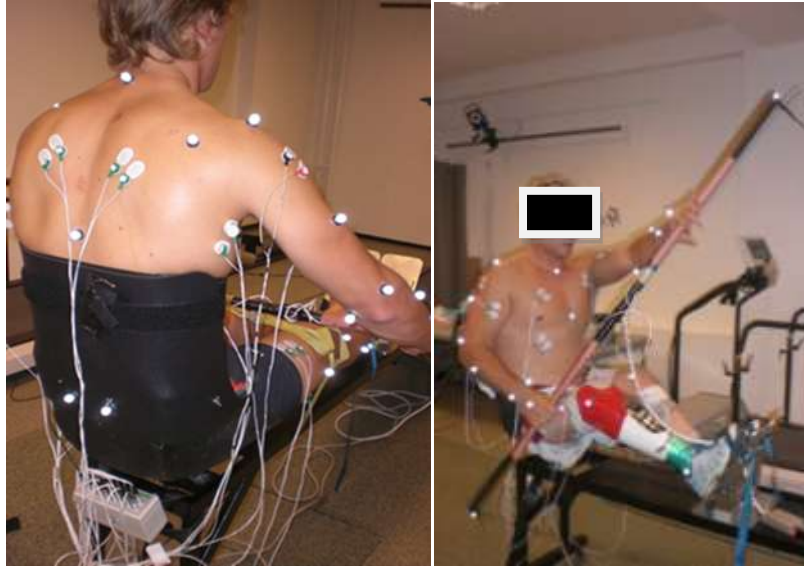
A sportolókat minden vizsgálati csoport esetében megkértük (pulzusmérő óra kontroll mellett) az általuk megszokott bemelegítés végrehajtására, majd az előre meghatározott pulzusszám elérésekor 200 méter táv levezetésére 80%-os szubmaximális intenzitással. A mérés után levezetésként addig evezett a sportoló, míg pulzusszáma el nem érte a meghatározott tartományt. A megfelelőnek ítélt pulzusszám tartomány minden sportoló

esetén egyénileg, az őt ismerő szakedző által került megállapításra. (Kerr R és mtsai 2008, Hunter A 2009, Robinson MG 2011) A mérések során orvos jelenlétét is biztosítottuk. A levezett 200 méter a hivatalos para - verseny táv alapján került meghatározásra, mely az épek esetében is hivatalos versenyszám. A markerezési protokollunk alapját a Plug-in Gait Full-Body modell képezte. Ez a modell több olyan szegmenst is modellez, ami számunkra feleslegesnek bizonyult, így azt ennek megfelelően módosítottuk. Sorozatos próbamérésekkel így létrehoztuk a saját fejlesztésű kajak-kenu mérési elrendezés protokollját. A mérések céljára 14 mm, illetve 6 mm átmérőjű, jó reflektív tulajdonságokkal rendelkező, festékkel bevont műanyag golyókat használtunk. (15-16.ábra) Ezek kialakítása kétoldali ragasztószalag által lehetővé tette a vizsgált alanyra történő stabil rögzítést. A markerek tömege, illetve a mozgás során létrejövő bőrmozgás mértéke a mérés szempontjából elhanyagolható volt. Ezen markerekről visszaverődő fényt detektálták a kamerák.



15. ábra. 14 mm-es fényvisszaverő marker

(https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)



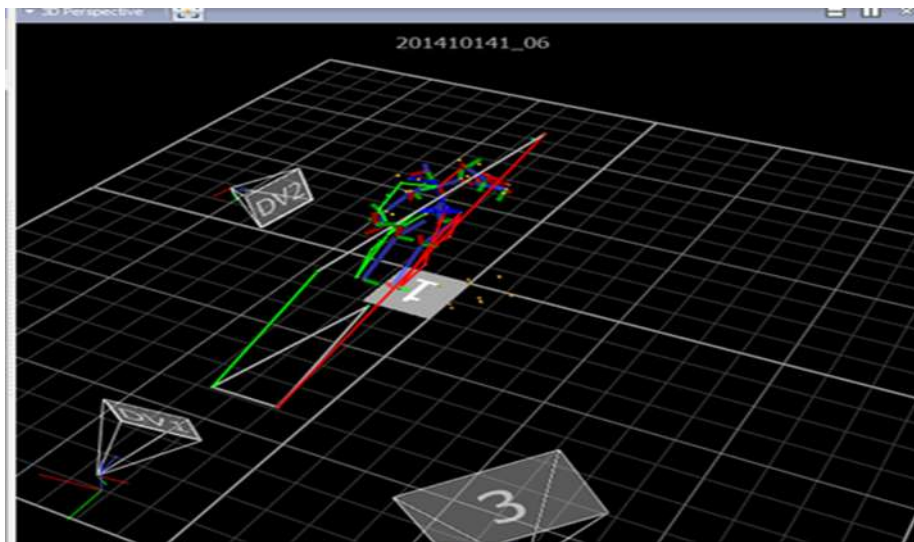
16. Markerrel és EMG elektródával felszerelt sportoló a kajak ergométeren készen állva a mérés megkezdésére

Méréseinkhez hat darab, mozgatható konzolra szerelt, falra erősített Vicon MX T40 infravörös kamerát használtunk (17. ábra). A kamerák csak az infravörös tartományt érzékelték, amit az objektív előtt elhelyezett szűrő biztosított. Így azok csak a markerekről visszavert fényintenzitás maximumát detektálták, érzékelve a sportolót. (18. ábra) A kamera elején elhelyezett infravörös fényforrás szolgáltatja a szükséges fényt. A kamerában képfeldolgozó processzor található, ezért a kimenete már csak 2D képen található marker koordinátákat, úgynevezett centroid információt, szolgáltatott. Ez nagyban csökkentette a szükséges adatforgalmat. (Kadaba M P és mtsai 1990, Limonta E és mtsai 2010)

A kamerák minden mérés előtt kalibrálva voltak, így pontos helyzetük és orientációjuk ismert volt. Ha egy markert két vagy annál több kamera érzékelt, úgy annak térbeli pozíciója nagyobb pontossággal volt meghatározható. A kamerák képesek akár több száz felvétel készítésére másodpercenként. A mérések során 100 Hz-es beállítást használtunk.



17. ábra A vizsgálat során alkalmazott 3D kamera



18. ábra Kajakozás során készített 3D felvétel

Referenciaként két darab Basler piA640-210gc színes kamerát is használtunk tripodra szerelt, három tengely körül forgatható fejen (19. ábra). Ezek szinkronizálva voltak az egész rendszerrel. A kamerák közvetlenül a központi számítógépbe voltak bekötve külön hálózati kártyákba. A szolgáltatott adatokat két, erre a célra dedikált merevlemezre mentettük le. A kamerák lehetővé tették olyan részletek megfigyelését is, melyeket esetlegesen az infra kamerák nem láttak. Segítségükkel vizuális megerősítést nyerhettünk az ízületi szögek helyességéről, a mérés részleteiről és pontosságáról (20. ábra). A nagy adatsűrűség mellett, az adatvesztés elkerülése érdekében CAT6 kábeleket alkalmaztunk a kamerák és a számítógép összekapcsolására.



19. ábra Mérés során használt digitális kamera



20. ábra A vizsgálat során készített digitális felvétel pillanatképe

Láberőmérő és Elektronika:

A műszer a lábbal kifejtett nyomóerőt méri a 13. ábrán ábrázolt evezőgép használata közben. A mérőeszköz külön-külön képes érzékelni a jobb és bal oldali erőket. (21.ábra)
A mérőelektronika kimenete 0-4V analóg feszültségű, amely a lábak nyomóerejével lineárisan arányos. Ezek számolásának módja az 1. számú, Műszaki Paraméterek mellékletben található.

Az eszköz beüzemelése

1.) Az elektronika dobozának rögzítése az evezőpadon: A műszer sérüléseinek elkerülése érdekében az elektronika doboza egy T-alakú vezetőlemezzel van ellátva, melyet bele lehet húzni az evezőgép gerincén lévő horonyba, így megakadályozva a leesését a rázkódó berendezésről.

2.) A lábszenzor felhelyezése: A láberőmérő egység alaplapján 2 furat és bennük 1-1 T-anyás szorítócsavar található, melyet behúzva az evezőgép gerincén lévő horonyba tetszőleges helyen megszorítható.

3.) Kábelek csatlakoztatása: A különböző funkcióval rendelkező csatlakozók eltérőek, így könnyen megkülönböztethetőek. Az egyes szenzorokat értelemszerűen a műszerdoboz hátoldalán feltüntetett feliratok szerint kell csatlakoztatni.

4.) A mérővezeték és a mérésadatgyűjtő csatlakoztatása: A mérővezeték végén a megcsupaszított vezetékeket a mérésadatgyűjtő csavaros termináljába kell kötni az alábbiak szerint:

- Fekete: (Közös) Analóg föld,
- Fehér: Bal láb,
- Sárga: Jobb láb

A műszer használata

A vizsgálandó személy részéről, használata semmiben sem különbözik a hagyományos evezőgéptől. A mérendő személy az evezőgép ülésére felül, és a mérést lebonyolító szakember beállítja a lábtámasz üléstől való távolságát. A lábak leszíjazása után a mérést végző szakember utasítására megkezdődhet az evezés a felszenzorozott evezővel. A műszer lábtámaszának főbb ergonómiai szempontból releváns mérete (a gerinctől való magassága, dőlésszöge, stb.) megegyezik az evezőpad eredeti lábtámaszával.

Főbb részegységek

A műszer az alábbi részegységeket tartalmazza: (19. ábra)

1. 1db. Láberőmérő egység:
 - a. 2db. erőmérő cella,
 - b. 2db. Lábtámasz (hevederrel ellátott),
 - c. 1db. Alaplemez, (a cellák burkolatával),
2. 1db. Elosztó doboz (mérőelektronika):
 - a. Tápcsatlakozó aljzat,
 - b. Bekapcsoló gomb,
 - c. Bekapcsolást jelző LED,
 - d. Adatkábel csatlakozó aljzat,
 - e. Szenzor csatlakozó aljzat,
3. 1db. Tápegység (MEANWELL GS18A12-P1J; Be: AC 230V/50Hz;Ki: DC 12V/1,5A/18W)

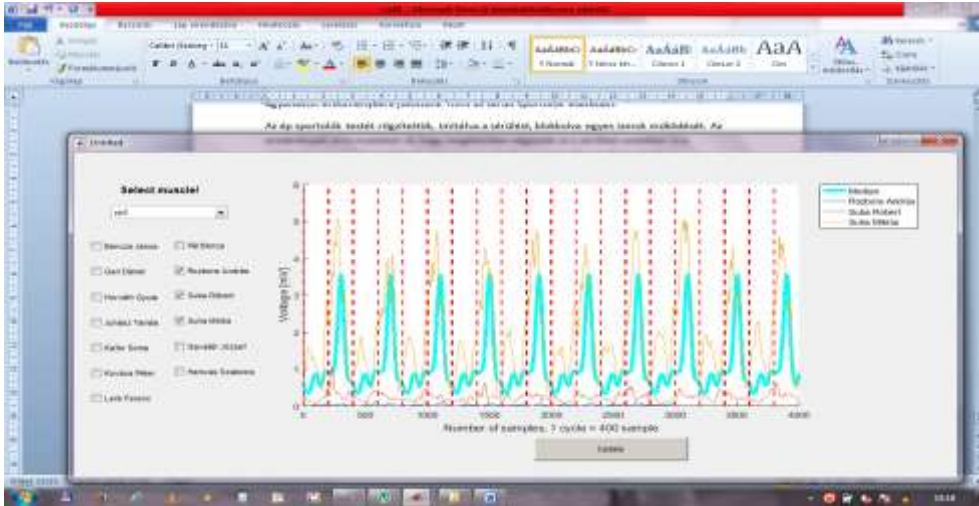


21. ábra A láberőmérő és az elosztó doboz.

EMG vizsgálat:

A sportolók izomzatának mozgás specifikus, összehangolt működését, felületi elektromiográfia (EMG) (FREEEMG; BTS Bioengineering) segítségével vizsgáltuk. Az elektromiogrammon megjelenő jelek elemzése számszerűen mérhetővé tette a sport specifikus izomaktivitás jellemzőit, megmutatta a jellemző aktivációs szinteket, az aktiválódási sorrendet, ami a mozgás biomechanikai elemzésének jól használható eszköze volt.(22. ábra) (Brown MB és mtsai 2010, Limonta E és mtsai 2010, Fleming N és mtsai 2012, Hibbs A E és mtsai 2011, Lovell G és mtsai 2001, McKean MR 2010, Vannozzi G és mtsai 2010, Waite DL és mtsai 2010) Az általunk használt felületi EMG berendezés 14 elvezését használtuk. Ezzel az összes, a vizsgálat szempontjából relevánsnak ítélt izmok aktivitását vizsgálni tudtuk. Ez 7-7 izmot jelentett, a jobb és a bal test félen. Az elektródák az izomhas legnagyobb körfogat magasságában kerültek felhejezésre, előre megjelölt helyen minden sportoló esetében.(24.ábra)

1. musculus latissimus dorsi
2. musculus deltoideus medialis
3. musculus pectoralis major
4. musculus biceps brachii
5. musculus rectus femoris
6. musculus biceps femoris
7. musculus obliquus externus abdominis



22. ábra Az izom működési adatainak feldolgozása Matlab rendszer használatával

4. 6. Vizsgálat menete – vizsgált személyek

A mérések során 13 ($n=13$) mozgássérült elit sportoló vizsgálatát végeztük el. Átlagéletkoruk 29 év (18-40 év), magasságuk 179 cm (164-194 cm), testsúlyuk 83,5 kg (74-93kg) volt. A vizsgálatba bevont 11 ép elit sportoló ($n=11$) átlagosan 24 éves (18-30 év), 184,5 cm magas (172-197cm), és 84 kg testsúlyú (72-96kg) volt.

Az ép sportolók köréből 9, sérültséget imitált sportoló ($n=9$) vett részt a mérésben. A vizsgálati csoportokat férfi sportolókból válogattuk össze.

A mérések során a sérült sportolók és a sérültséget imitált csoport esetében speciális, általunk legyártatott beülő modulokat alkalmaztunk, melyek a mérés során stabil és biztonságos ülést tettek lehetővé a sportolók számára. A sérült versenyzők, hajóikban is ehhez hasonló beülő modulokat és egyéb, a kajak-kenu szabályzat által engedélyezett kiegészítő rögzítő, támasztó elemeket használtak. (23-24. ábra)



23. ábra A mérések során alkalmazott speciális beülő modulok



24. ábra Speciális beülő modul a használat pillanatában

4.7. Vizsgálat előkészítése

A mérési folyamatot megelőzően a következő antropometriai adatok kerültek rögzítésre a Vicon rendszerben: életkor, testsúly illetve a testmagasság. Alsó végtagok esetén a végtag hossza (spina iliaca anterior superior – tuberositas tibiae – malleolus medialis pontokat összekötő egyenes), a tibia condylusai közötti távolság, a malleolus medialis- és laterális közötti távolság kerültek rögzítésre. A felső végtagon a jobb- és bal oldalon az acromion - hónaljárok távolság, a könyökszélesség (humerus condylus medialis-condylus lateralis közötti távolság), a processus styloideus radii és ulna distalis vége közötti távolság, és a kézen a 3. metacarpus középső harmadában mért vastagság megmérésére volt szükség.

Sérült sportolók esetében rögzítettük a sérülést (3. táblázat), annak idejét, szükség esetén korábbi műtéti eljárásokat, és a vizsgálatkori fizikális státuszt. Ehhez a Nemzetközi Para Kajak - Kenu Szövetség által validált és használt vizsgálati rendszert és sérültségi besorolási lapot használtuk fel (2.számú melléklet). (<https://www.paralympic.org/canoe/about>)

3. táblázat A vizsgálatban részt vett mozgásukban sérült sportolók sérüléseinek összefoglalása

sportoló	sérülés
1	progresszív chronicus polyarthritis alsóvégtagi mozgáskorlátozottsággal
2	perifériás artheriás zavar alsóvégtagi izomműködési zavarral
3	összetett traumás sérülés alsóvégtagi túlsúllyal
4	heine medine
5	T11 komplett laesio
6	pes equinovarus
7	C6 inkomplett laesio
8	L1 komplett laesio
9	spina bifida+amputáció
10	T12-L1 komplett laesio
11	T12 komplett laesio
12	cerebral paresis alsó végtagi disfuncioval
13	haemofilia alsó végtagi ízületi disfuncioval

4.8. A vizsgált személy előkészítése

A résztvevők a vizsgálat előtt részletes szóbeli és írásbeli tájékoztatást kaptak annak menetéről, a mérésekhez írásos beleegyezésüket adták. A készülék kalibrálási folyamata után a vizsgálni kívánt alany személyes és antropometriai (testsúly, testmagasság) adatait rögzítettük a rendszerben. Az alsó végtagok esetén jobb és bal oldalon a végtag hossza (spina iliaca anterior superior – tuberositas tibiae – malleolus medialis távolság), a tibia condylus medialis - lateralis közötti távolság, a malleolus medialis és laterális közötti távolság került megmérésre. A felső végtagon a jobb- és bal oldalon az acromion - axilla távolság, a könyökszélesség- humerus epicondylus medialis – lateralis közötti távolság, a processus styloideus radii és a processus styloideus ulnae közötti távolság, és a kézen a 3. metacarpus középső harmadában mért vastagság lemerése volt szükség.

Az adatrögzítés után a Plug in Gait protokollját felhasználva a méréshez szükséges anatómiai pontokra kétoldalú ragasztócsíkok felhasználásával fényvisszaverő markerek felhelyezése történt jobb és bal oldalra. A fényvisszaverő markerek segítségével a vizsgálni kívánt személy a kamerák által érzékelhetővé és 3D formában vizualizálhatóvá vált. (Fleming N és mtsai 2012, Limonta E és mtsai 2010, https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf)

Versenyzési lehetőség meghatározása:

Ahogy a parasporton belül minden versenyszámban, így a kajak-kenu sportágban is meg kell határozni azt a minimális sérültségi szintet, mellyel az adott személy parasportolóként versenyezhet. Egy sportolónak a fizikális vizsgálat értékelése során el kell „veszítenie” egy minimum pontértéket, ahhoz, hogy versenyezhesen. Ez a parakajak esetében akkor teljesül, ha egy alsó végtagot érintően a fizikális vizsgálat során legalább 4 pont levonása éri a sportolót. Amennyiben nem éri el ezt a pontértéket a versenyző, mint parasportoló, nem versenyezhet. A jelenlegi kategorizációs rendszer három versenyzési csoportot határoz meg.

Ezek a csoportok: KL1: minimális mozgásszervi funkcióval rendelkező sportolók, KL2: azok a sportolók, akik törzs és alsó végtagi funkcióval is rendelkeznek, KL3: a legnagyobb fizikai képességgel rendelkező sportolók csoportja (25. ábra). (Edwards J 2008, <https://www.paralympic.org/canoe/about>)



25. ábra- Nemzetközi Kajak-Kenu Szövetség által kiszabott ponthatárok és kategóriák para kajakosok részére (<https://www.paralympic.org/canoe/about>)

A fentebb említett tényezők figyelembe vételével válogattuk be vizsgálatunkba a mozgássérült élsportolókat, melynek további kritériuma, a 18 év fölötti életkor és a rendszeres ergométer használat volt.

A kontroll csoport tagjait ép kajak-kenu élsportolók köréből választottuk ki. További csoportot képzett az épek köréből kialakított, imitáltan sérült sportolók (későbbiekben imitáltak) halmaza.

Ennek megfelelően a következő sérülési csoportot állítottunk fel:

1. térd alatt 1 végtagot érintő sérülés,
2. térd alatt 2 végtagot érintő sérülés
3. paraplegiát okozó ágyéki gerincsérülés

A sérültséget imitáló sportolók esetében alkalmazott speciális beülőbe a sportolókat a következő formában, stabilan rögzítettük:

- Egyik alsó végtag mozgását meggátló módon lekötözve, egy alsó végtagfunkció kiesését imitálva
- Mindkét alsó végtag mozgását meggátló módon lekötözve, az alsó végtagok kiesését imitálva
- Mindkét alsó végtag és az ágyéki gerinc mozgását meggátló módon lekötözve,

Minden sportoló esetében mindhárom mérési formát elvégeztük, azonos körülmények között.

4.9. Statisztikai adatfeldolgozás:

Ahhoz, hogy az ízületek elmozdulásának kiszámítása megtörténjen, a rendszer által megadott sablont a Vicon Polygont vagy a Vicon Bodybuilder mozgáselemző programokat, valamint a Python vagy MATLAB adatfeldolgozó rendszert alkalmazhatjuk. Munkánk során a Bodybuilder és a MATLAB rendszereket alkalmaztuk.

A Matlab egy hatékony interpreter, amelyben előre megírt függvények és eszköztárak segítik a felhasználót a gyors algoritmusfejlesztésben és az adatok megjelenítésében. Ez a Vicon rendszer által is támogatott, sportmozgások alkalmazására javasolt eszköz. A MATLAB által értelmezett értékeken, a GraphPad Prism9 statisztikai programban, beépített Wilcoxon teszt és Pearson korreláció analízis használatával végeztük el az 1500 evezési ciklus alatt rögzített adatok statisztikai elemzését 95%-os konfidencia intervallummal. Ezen tesztek alacsony esetszám vizsgálata esetén, normális mellőzésével alkalmazhatóak. Egy evezési ciklus vízfogástól-vízfogásig értendő a mérés és feldolgozás során. Ennek alapján számszerűsíthetővé és összehasonlíthatóvá váltak a mozgás értékei.(Kertészné és mtsai 2019, Kertészné és mtsai 2020, Kertészné és mtsai 2021) A Wilcoxon teszt használata lehetőséget adott a vizsgálati csoportok adatainak szignifikáns eltéréseinek vizsgálatára, míg a Pearson korreláció analízis segítségével meg tudtuk vizsgálni az általunk feltételezett összefüggéseket az adatok között. Így statisztikailag vizsgáltuk az ízületek mozgást, az izmok működését, a talptámasz használatának erejét az ép és mozgásukban sérült élsportolók, valamint az imitált vizsgálati csoport esetében. A vizsgálat során a maximum és minimum értékeket rögzítését is elvégeztük. Statisztikailag elemezni tudtuk az ép sportolók jobb és bal oldali ízületi mozgását, izomműködését, talptámasz használatát és húzáshosszát. Valamint vizsgáltuk a talptámasz használatának, a leadott teljesítménynek és a húzás hosszának összefüggését ép sportolók esetében. Továbbá össze tudtuk hasonlítani a vizsgálati csoportok (épek, sérültek, imitáltak) teljesítményét, a vizsgálat során kifejtett erőt, húzáshosszt és talptámaszra kifejtett nyomóerőt.

5. Eredmények

Az elvégzett méréseknek köszönhetően számszerűen és reprodukálható módon meg tudtuk határozni az ép és mozgáskorlátozott sportolók, mozgás szempontjából meghatározó ízületeinek mozgásának (flexio-extensio), izomműködésének, valamint a talptámaszra ható erő mértékének maximális és minimális határértékeit. (4. táblázat)

4. táblázat Ép és mozgásukban korlátozott profi kajakozók 200 méter kajakozás során történő izomműködésének, ízületi mozgásának és talptámasz használatának határértékeinek(medián) összefoglalása

Összefoglaló táblázat izmok működése (V)	mozgássérült sportolók(SD=3,95)		ép sportolók(SD=0,15)	
	minimum	maximum	maximum	minimum
jobb musculus deltoideus	4,66	4,21	5,08	4,70
jobb musculus latissimus dorsi	1,76	3,015	3,60	2,17
jobb musculus pectoralis major	0,22	3,20	3,81	2,21
jobb musculus biceps brachii	4,94	4,039	6,11	5,39
jobb musculus obliquus externus abdominis	0,03	1,33	3,34	2,88
jobb musculus rectus femoris	0,03	0,07	0,72	0,50
jobb musculus biceps femoris	0,006	0,08	1,25	0,25
bal musculus deltoideus	3,21	4,59	5,04	4,33
bal musculus latissimus	2,06	3,03	3,00	2,12
bal musculus pectoralis major	1,49	3,16	3,69	2,16
bal musculus biceps brachii	4,451	5,52	6,03	5,73
bal musculus obliquus externus adbominis	0,01	0,76	3,84	3,40
bal musculus rectus femoris	0,03	0,05	0,86	0,59
bal musculus biceps femoris	0,01	0,15	0,25	0,21
	mozgássérült sportolók(SD=29,05)		ép sportolók(SD=14,38)	
ízületi mozgás (fok)	minimum	maximum	maximum	minimum
jobb könyök ízület flexio-extensio	21,14	54,60	55,10	22,49
bal könyök ízület flexio-extensio	70,78	32,36	70,18	36,27
jobb váll ízület flexio-extensio	23,28	52,25	54,52	24,65
bal váll ízület flexio-extensio	21,41	54,92	53,94	21,58
törzs rotatio jobb oldal	11,11	20,34	23,70	14,64
törzs rotatio bal oldal	12,56	19,16	31,61	18,46
jobb térd ízület flexio-extensio	10,00	14,21	38,80	27,90
bal térd ízület flexio-extensio	10,00	15,20	42,58	22,41
	mozgássérült sportolók(SD=89,30)		ép sportolók(SD=58,17)	
	minimum	maximum	maximum	minimum
bal talptámasz értéke (Newton)	17,148	176,798	378,996	37,239
jobb talptámasz értéke (Newton)	15,162	143,252	338,086	49,679

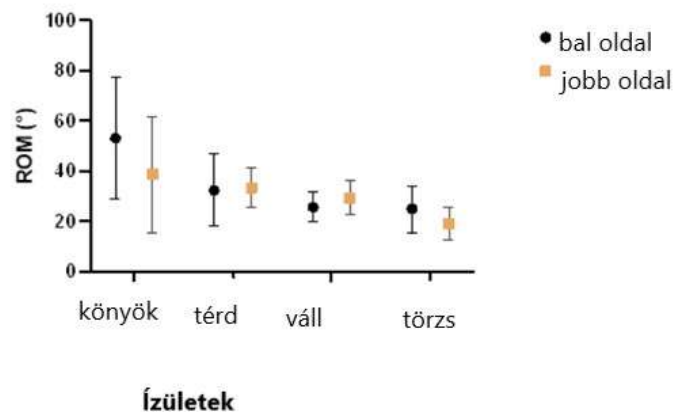
Mérési eredményeink statisztikai elemzéséhez az adatokat mediánjának átlag értékeit használtuk fel. A könyökízület megfelelő talptámasz használata mellett, ép izomfunkcióval, $38,79^\circ$ (95%CI: 22,49-55,10°) mozgástartományban végez flexiós-extenziós mozgást a jobb oldalon és $53,23^\circ$ (95% CI: 36,27-70,18°) tartományban a bal oldalon. A vállízület flexiós-extenziós mozgása ép sportolók esetében $39,41^\circ$ (95% CI: 24,65-54,17°) mozgástartományban figyelhető meg a jobb oldalon és $37,76^\circ$ (95% CI: 21,58-53,94°) a bal oldalon (23.ábra). A felső végtag harmonikus mozgását a musculus deltoideus medialis, a musculus biceps brachii és a musculus latissimus dorsi együttműködése teszi lehetővé. A musculus deltoideus medialis 4,89V (95% CI: 4,70-5,08V) aktivitást mutatott a jobb oldalon és 4,68V(95% CI: 4,33-5,04V) aktivitást a bal oldalon. A musculus biceps brachii esetében 6,84V (95% CI: 5,39-6,17V) aktivitást figyelhettünk meg a jobb oldalon és 6,90V (95% CI: 5,09-5,73V) aktivitást a bal oldalon a vizsgálat során. A musculus latissimus dorsi esetében tapasztalt aktivitás 2,8V (95% CI: 2,17-3,60V) a jobb oldalon és 2,55V (95% CI: 2,12-3,00V) a bal oldalon, a musculus pectoralis major esetében pedig jobb oldalon 3,01V (95% CI: 3,81-2,21V), bal oldalon 2,92V (95% CI: 3,69-2,16V). (27.ábra)

A törzs megfelelő rotációs mozgását, mely $19,17^\circ$ (95% CI: 14,64-23,70°) jobbra és $25,03^\circ$ (95% CI: 18,46-31,61°) balra (23.ábra), kajakozás során a musculus obliquus externus abdominis működése segíti, amely 3.11V (95% CI: 2.88-3.34V) a jobb oldalon, 3,62V (95% CI: 3,40-3,84V) a bal oldalon, hozzájárulva a felső végtag mozgásához. (24.ábra) Az alsó végtagra vonatkozólag tapasztalatunk szerint, ép funkció mellett a térd flexiós-extenziós mozgása a jobb oldalon $33,39^\circ$ (95% CI: 27,90-38,80°) , a bal oldalon $32,49^\circ$ (95% CI: 22,41-42,58°) fokban történik (27.ábra).

Az ép sportolók eredményeinek jobb és bal oldali összefüggéseit megvizsgálva elmondhatjuk, hogy az ízületi mozgástartomány értékei között szignifikáns különbség nem figyelhető meg az oldalak között: $p_{\text{könyök}} = 0,2061$; $p_{\text{térd}} = 0,6377$; $p_{\text{váll}} = 0,4131$; $p_{\text{törzs}}=0,1016$. (26. ábra) Saját méréseink és a szakirodalom alapján elmondhatjuk, hogy kajakozás során az alsó végtag alteráló mozgásának kivitelezésében, az izmok aktív együttműködésének és ennek megfelelően a talptámasz használatának fontos szerepe van.(Begon M és mtsai 2009, Brown MB és mtsai 2010, Fleming N és mtsai 2012, Limonta E és mtsai 2010)

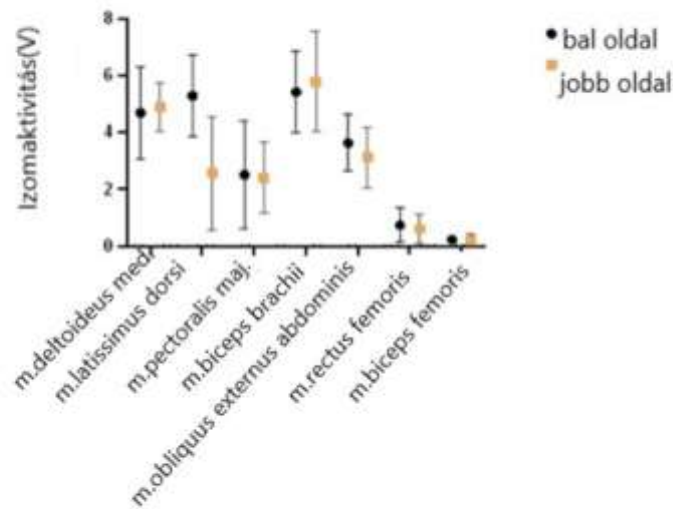
Az általunk vizsgált musculus rectus femoris 0,61V (95% CI: 0,50-0,72V) aktivitást mutatott a jobb oldalon és 0,72V (95% CI: 0,59-0,86V) aktivitást a bal oldalon.

A musculus biceps femoris esetében 0,75V (95% CI: 0,25-1,25V) jobb oldal aktivitás és 0,23 V(95% CI: 0,21-0,25V) bal oldali aktivitás volt megfigyelhető.(27.ábra) A fenti eredményeket megvizsgálva a jobb -és bal oldali izmok működésében egyes esetekben szignifikáns eltérést tapasztaltunk a következő képpen: $p_{\text{latissimus}} < 0,0001$; $p_{\text{bic.brach.}} = 0,0138$; $p_{\text{obl.ext}} < 0,0001$; $p_{\text{rect.fem.}} = 0,0369$; $p_{\text{bic.fem.}} = 0,0449$. (27. ábra). Bár nem minden esetben szignifikáns az eltérés, a szimmetrikus mozgás megtartásának szempontjából fontos a korrigálás.



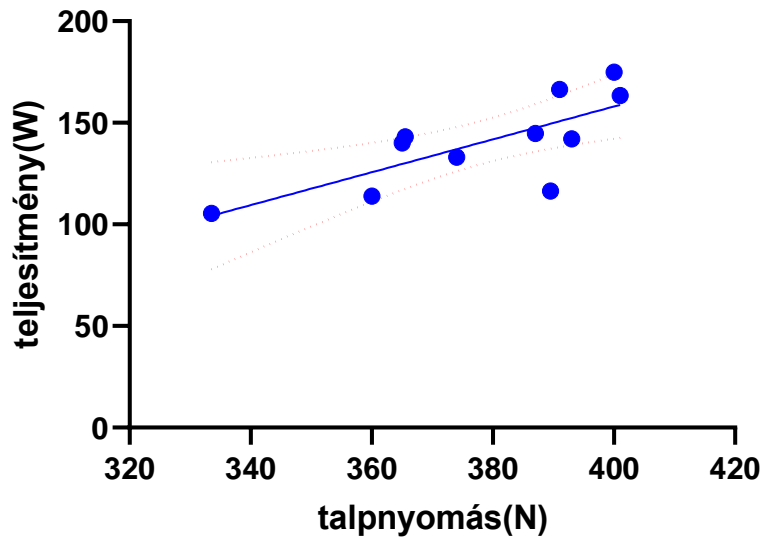
26. ábra Jobb és bal oldali ízületi mozgás összehasonlítása ép férfi élsportolók esetében

200 méter kajakozás során. Az ép sportolók eredményeinek összefüggéseit megvizsgálva elmondhatjuk, hogy az ízületi mozgástartomány értékei között szignifikáns különbség nem figyelhető meg: $p_{\text{könyök}} = 0,2061$; $p_{\text{térd}} = 0,6377$;
 $p_{\text{váll}} = 0,4131$; $p_{\text{törzs}} = 0,1016$

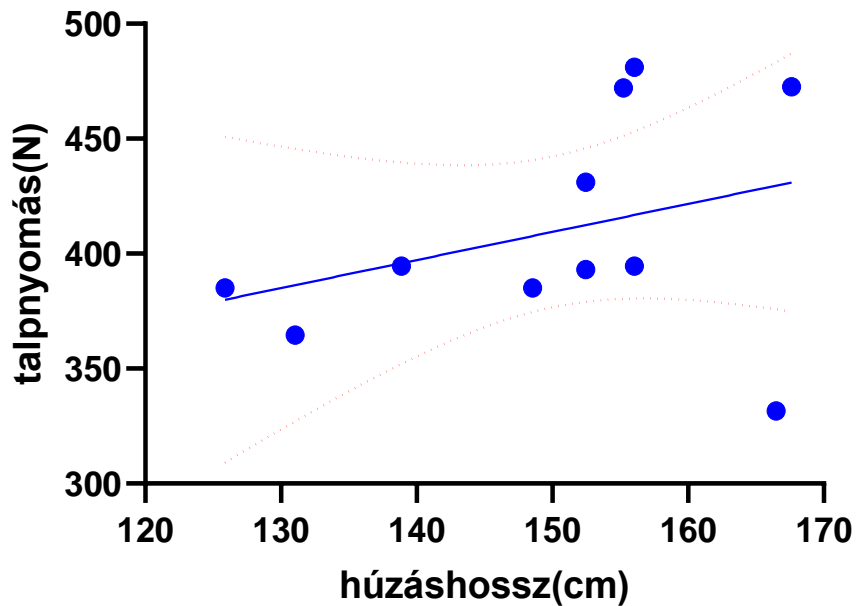


27. ábra Jobb és bal oldali izmok működésének összehasonlítása ép férfi élsportolók esetében 200 méter kajakozás során. A jobb -és bal oldali izmok működésében egyes esetekben szignifikáns eltérést tapasztaltunk: $p_{\text{latissimus}} < 0,0001$; $p_{\text{bic.brach.}} = 0,0138$; $p_{\text{obl.ext}} < 0,0001$; $p_{\text{rect.fem.}} = 0,0369$; $p_{\text{bic.fem.}} = 0,0449$.

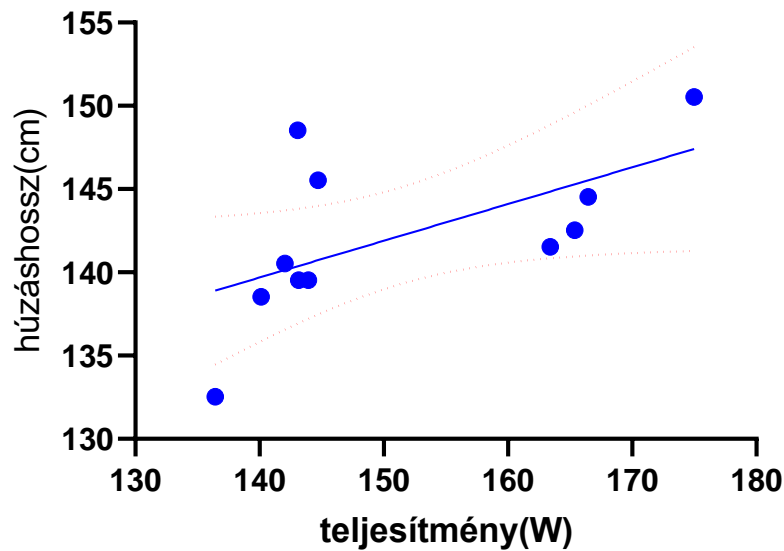
Az ép sportolók mérési eredményeit nézve, talptámasz használatával kapcsolatosan kapott számszerű adatainkat is összegyűjtöttük. Ezek alapján elmondható, hogy a talptámasz használata és teljesítmény között ép sportolók esetében pozitív korreláció figyelhető meg, mely esetében a korrelációs együttható 0,76 (0,30 és 0,93 határértékek mellett). (28. ábra) A talpnyomás és húzáshossz viszonyát megvizsgálva a talpnyomás mértéke a húzás hosszát szintén befolyásolja, azzal korrelációt mutat ép sportolók esetében. Ebben az esetben a korrelációs együttható 0,33 (-0,33 és 0,77 határértékek mellett). (29. ábra) A húzáshossz és teljesítmény viszonyát vizsgálva, megállapíthatjuk, hogy a húzáshossz szintén korrelációban van a teljesítmény mértékével, ahol a korrelációs együttható 0,59 (-0,01 és 0,87 határértékek mellett). (30. ábra)



28. ábra Pozitív korreláció a talptámaszra kifejtett erő és a leadott teljesítmény között 200 méter kajakozás során, férfi élsportolók esetében; a korrelációs együttható= 0,76. (0,30 és 0,93 határértékek mellett)

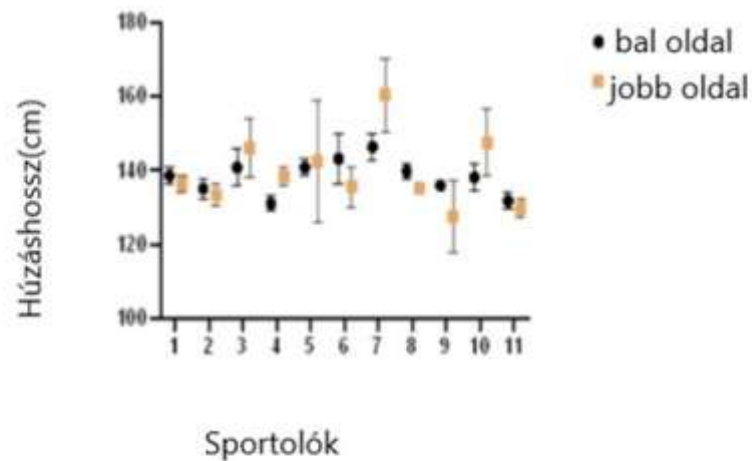


29. ábra Korreláció a húzás hossza és a talptámaszra kifejtett erő között 200 méter kajakozás során, férfi élsportolók esetében; a korrelációs együttható= 0,33. (-0,33 és 0,77 határértékek mellett)



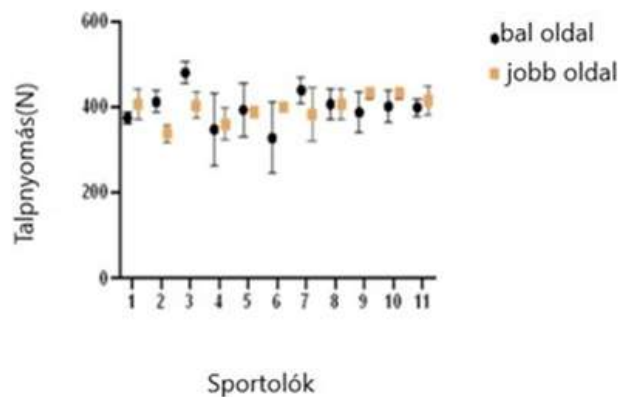
30. ábra. A húzáshossz és a teljesítmény viszonya 200 méter kajakozás során férfi élsportolók esetében; a korrelációs együttható= 0,59 (-0,01 és 0,87 határértékek mellett)

A húzás hosszát tovább vizsgálva, megfigyelhető volt a vizsgált sportolók esetében az egyénenként mért jobb és bal oldal közötti szignifikáns különbség $p_1=0,0009$; $p_3=0,0224$; $p_4<0,0001$; $p_6=0,0016$; $p_7<0,0001$; $p_8<0,0001$; $p_9=0,0009$; $p_{10}<0,0001$; $p_{11}=0,0037$, kivétel a 2 és az 5 esetben. Eredményünk a sportoló oldalbeli dominanciájával nem mutatott összefüggést. Fontos figyelembe vennünk ezt az aszimmetriát, mely a technikai edzés, a leadott teljesítmény és a sérülés veszélyének szempontjából véleményünk szerint meghatározó tényező lehet (31. ábra).



31. ábra Húzás hosszának összehasonlítása jobb és bal oldalon 200 méter kajakozás során férfi élsportolók esetében szignifikáns eltérést mutat: $p_1=0.0009$; $p_3=0,0224$; $p_4<0,0001$; $P_6=0,0016$; $p_7<0,0001$; $p_8<0,0001$; $p_9=0,0009$; $p_{10}<0,0001$; $p_{11}=0,0037$, kivétel a 2 és az 5 esetben

A talptámasz használatának számszerűsítését, az általunk kifejlesztett és talptámaszba beépített erőmérő tette lehetővé (4. táblázat). A talpnyomás mértékét vizsgálva a jobb és bal oldal között a statisztikai próba szignifikáns eltérést mutatott az ép sportolók között minden esetben ($p_{2;3;6;7;9;10}<0,0001$; $p_1=0,0063$; $p_8=0,0156$; $p_{11}=0,0225$), kivétel a 4 és 5 esetben, amely eltérés nem mutatott szignifikanciát. (32. ábra) Miután a talpnyomás a teljesítménnyel korrelációt mutatott, így fontos az előbbieken említett szignifikáns talpnyomás különbség megfigyelése és korrigálása.

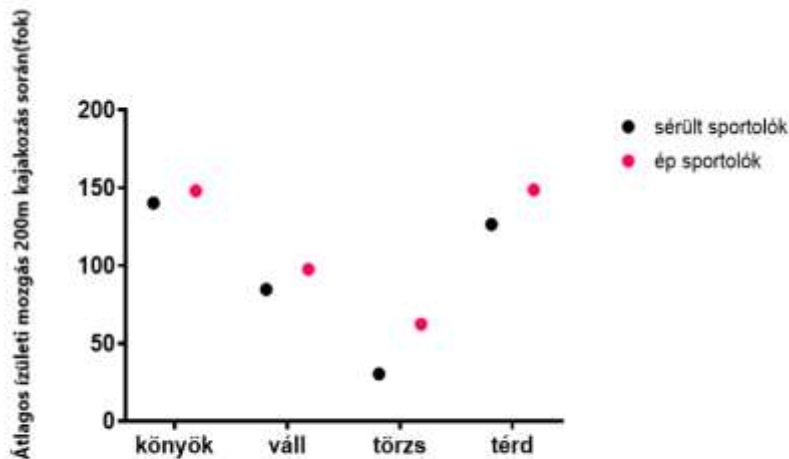


32. ábra. Talptámaszra kifejtett erő jobb és bal oldalának összehasonlítása 200 méter kajakozás során ép funkciójú férfi élsportolók esetében a statisztikai próba szignifikáns eltérést mutatott minden esetben ($p_{2;3;6;7;9;10} < 0,0001$; $p_1 = 0,0063$; $p_8 = 0,0156$; $p_{11} = 0,0225$), kivétel a 4 és 5 esetben

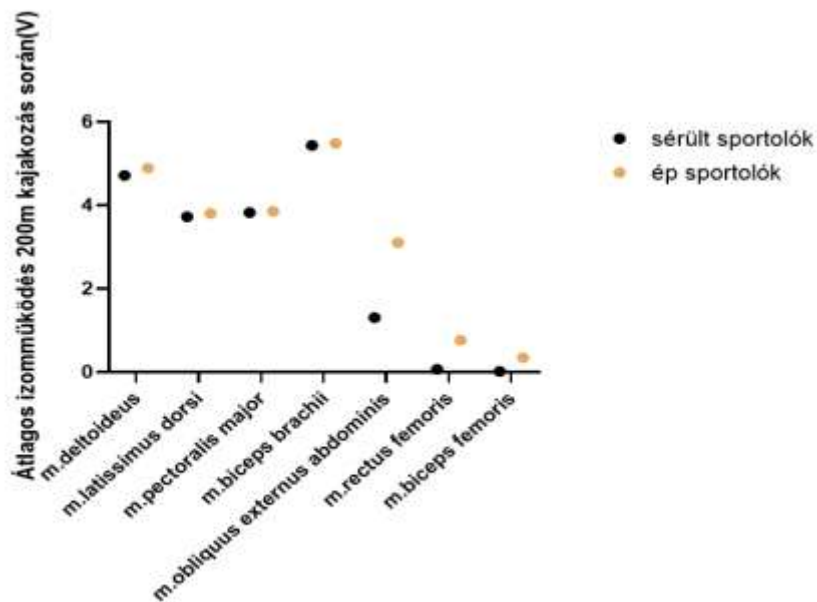
Az ép sportolók vizsgálatát követően a mozgássérült sportolók biomechanikai méréseit és adatelemzését is elvégeztük. A felső végtag tekintetében, a könyökízület és a váll ízület flexiós-extenziós mozgásában statisztikailag szignifikáns eltérés volt tapasztalható ép izomfunkció mellett (33.ábra). Észrevételeink alapján, amennyiben a sportolónak gerinc thoracalis XI vagy lumbalis I magasságú sérülése volt, következményes az alsó végtag plaegiával/paresissel, úgy a hasizom aktivitása is mérhetően csökkent (34.ábra). A törzs kieső aktív rotációs mozgásának kompenzálására a felső végtagi izommunkát használta fel a sportoló (33.-34. ábra). Ezen felül, a járulékos mozgásból származó talptámasz passzív „használata” segítette hozzá a kajakost, hogy a megfelelő technikát végrehajtsa. Vizsgálatunk során azt tapasztaltuk, hogy az alsó végtagot érintő vagy arra kiterjedő sérülések esetében, amikor nyújtott

állapotban rögzített végtaggal ül be a hajóba kajakozni a sportoló, a musculus rectus femoris minimális aktivitása mérhető, míg a vastus lateralis és medialis aktivitása elmarad. Alsó végtagi bénulás esetén, megfelelő rögzítés mellett, az alsó végtag mintegy passzív közvetítő vesz részt az erőátvitelben és mint kompenzatórikus elem segíti a sportoló talptámasz használatát. Ezt bizonyítja az, hogy paretikus és plaeg végtag esetén is mérhettünk a talptámaszban minimális erőt (4. táblázat). A törzsnek is és az alsó végtagoknak is központi szerepe van a megfelelő technika és teljesítmény leadásában. Eredményeink azt mutatják, hogy a törzs és alsó végtagok aktivitásának hiányában, az ép felső végtagokkal effektíven képes kajakozni a sportoló, ha sérültségi állapotának megfelelően van rögzítve.

Összehasonlítva az ép és a sérült sportolók ízületi mozgástartományát, a következő statisztikailag igazolt szignifikáns eltérést tapasztaltuk $p_{\text{könyök}}=0,0156$; $p_{\text{térd}}\leq 0,0001$; $p_{\text{váll}}\leq 0,0001$; $p_{\text{törzs}}\leq 0,0001$ a két csoport között. (33.ábra) Míg a sérült sportolók felső végtag izomaktivitásában szignifikáns eltérést nem figyeltünk meg az ép sportolók adataihoz képest $p_{\text{deltoideus med.}}=0,312$; $p_{\text{latissimus dorsi}}=0,192$; $p_{\text{pectoralis maj.}}=0,338$; $p_{\text{biceps brachii}}=0,152$, a sérült sportolók alsó végtagi, törzsmozgásbeli és izomaktivitási adatait összevetve az ép sportolók mérési eredményeivel, szignifikáns különbségeket kaptunk $p_{\text{obliquus ext. abd.}}=0,0002$; $p_{\text{rectus fem.}}=0,006$; $p_{\text{biceps fem.}}=0,039$.(34.ábra)



33.ábra Ép és a sérült sportolók ízületi mozgástartományának átlag értékei esetében, statisztikailag igazolt szignifikáns eltérést tapasztaltunk $p_{\text{könyök}}=0,0156$; $p_{\text{térd}}\leq 0,0001$; $p_{\text{váll}}\leq 0,0001$; $p_{\text{törzs}}\leq 0,0001$ a két csoport között



34.ábra A felső végtagi izomműködés esetében statisztikailag szignifikáns eltérést nem tapasztaltunk $p_{\text{deltoidaeus med.}}=0,312$; $p_{\text{latissimus dorsi}}=0,192$; $p_{\text{pectoralis maj.}}=0,338$; $p_{\text{biceps brachii}}=0,152$, a sérült sportolók alsó végtagi, törzsmozgásbeli és izomaktivitási adatait összevetve az ép sportolók mérési eredményeivel, szignifikáns különbségeket kaptunk $p_{\text{obliquus ext. abd.}}=0,0002$; $p_{\text{rectus fem.}}=0,006$; $p_{\text{biceps fem.}}=0,039$

Ép sportolók mozgását lekorlátozva – mozgásukban megváltozott képességet imitálva is elvégeztük a méréseket. Ehhez alkalmaztuk az általunk fejlesztett és kivitelezett speciális beülő modulokat és rögzítő eszközöket. A mérés során az imitált csoport esetében is meghatároztuk az ízületi mozgások és izmok működésének minimum és maximum értékeit. Ezeket a minimum és maximum értékeket használtuk fel a további statisztikai elemzések során (5.táblázat). Azt feltételeztük, hogy az imitált csoport mozgása során mért adatok a sérült sportolók adataival közel azonosak lesznek. A mérés eredményeinek kiértékelése során szignifikáns eltérések voltak tapasztalhatók az épekhez képest az imitált csoport esetében is a felső végtag ízületi mozgásában, a törzs mozgásában és izomműködésében, valamint az alsó végtag mozgásában és izomműködésében az épekhez képest ($p \leq 0,05$).

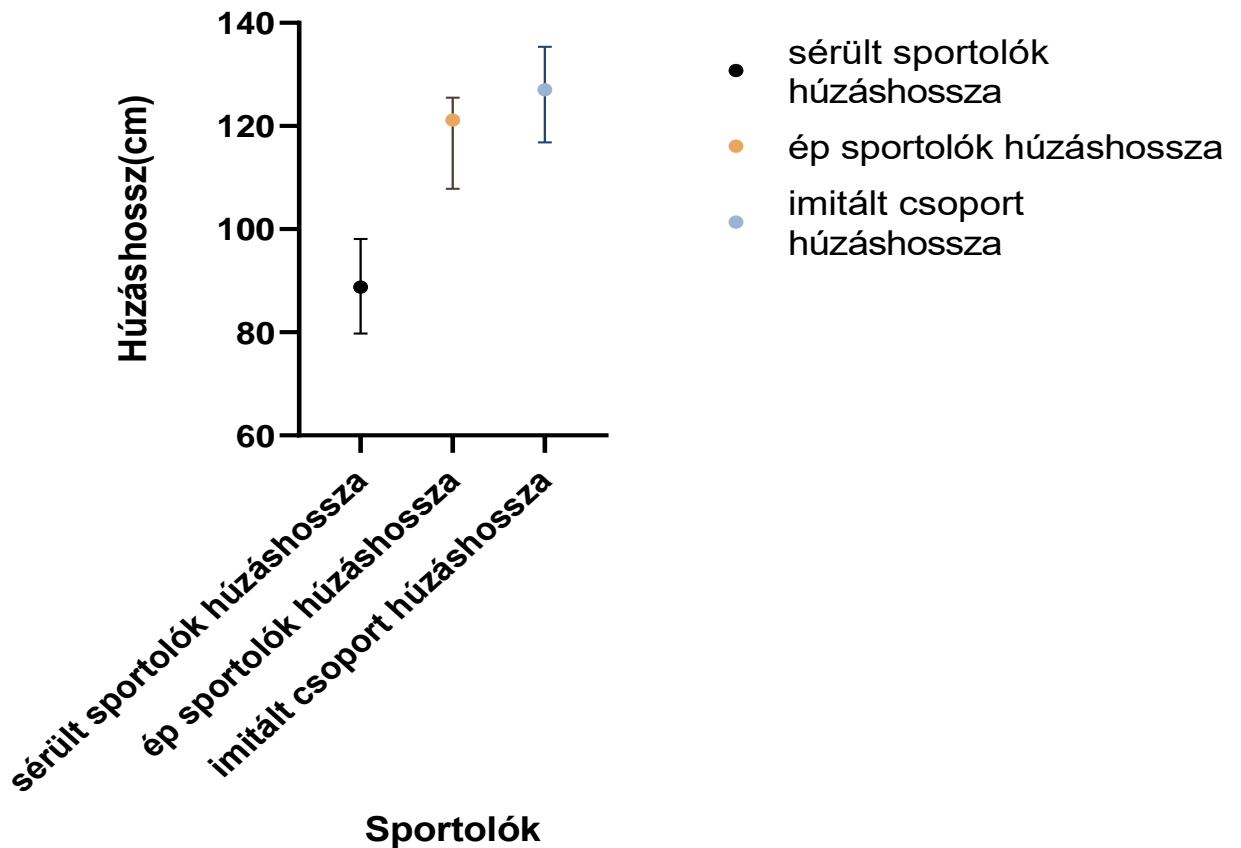
Ahogy a mozgásukban korlátozott vizsgálati csoport esetében sem, úgy az imitált csoport esetében sem tapasztaltunk szignifikáns eltérést a felső végtag izomműködésében az épekhez képest ($p \geq 0,05$).

További összehasonlítást végezve a vizsgálati csoportok között a statisztikai próba alapján a sérültek húzáshossza szignifikánsan eltért az épek eredményeitől, a sérülés következtében ép felső végtaggal végzett kompenzáló mechanizmusok ellenére is $p_{\text{ép vs. sérültek húzáshossz}} = 0,0001$. Az imitált csoport húzáshossza és az épek által kivitelezett húzáshossz értékei is szignifikánsan eltérő eredményeket mutattak $p_{\text{épek vs. imitáltak húzáshossz}} = 0,0113$. (35. ábra)

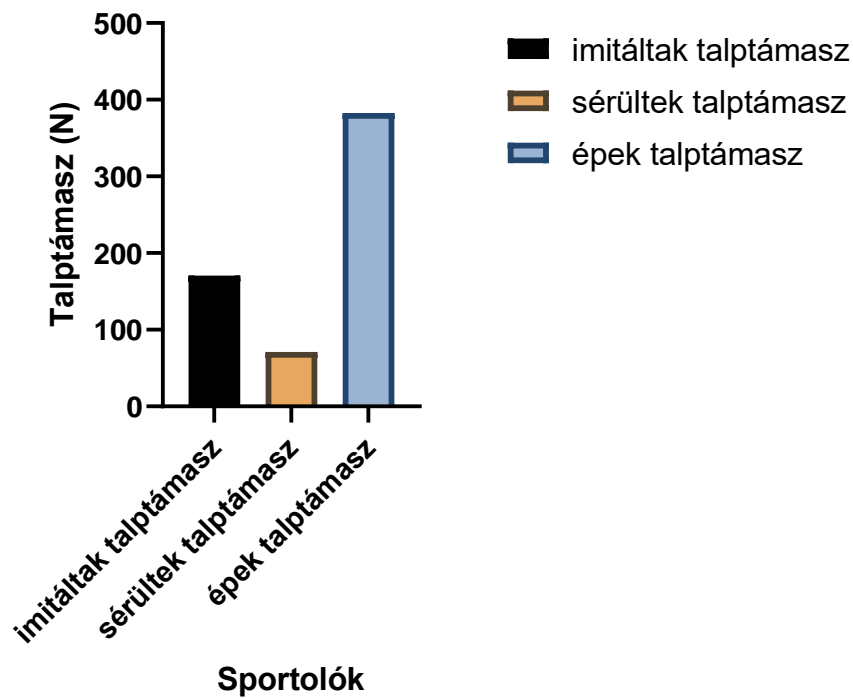
5. táblázat Imitált vizsgálati csoport ízületi mozgásának, izomaktivitásának és talptámasz használatának határértékei

Összefoglaló táblázat	sérültséget imitált sportolók	
	minimum	maximum
izmok működése (V) (SD=0,83)		
jobb musculus deltoideus	0,833	4,31
jobb musculus latissimus dorsi	0,64	4,56
jobb musculus pectoralis major	0,29	2,33
jobb musculus biceps brachii	0,37	4,65
jobb musculus obliquus externus abdominis	0,37	3,22
jobb musculus rectus femoris	0,1	0,37
jobb musculus biceps femoris	0,11	0,265
bal musculus deltoideus	0,47	3,49
bal musculus latissimus	0,63	4,81
bal musculus pectoralis major	0,245	1,54
bal musculus biceps brachii	0,36	3,93
bal musculus obliquus externus adbominis	0,37	1,95
bal musculus rectus femoris	0,22	0,57
bal musculus biceps femoris	0,08	0,21
ízületi mozgás (fok)(SD=11,31)	minimum	maximum
jobb könyökízület	82,14	142,91
bal könyökízület	77,38	136,53
jobb vállízület	75,08	92,25
bal vállízület	70,41	90,77
törzs rotatio	0,11	60,34
jobb térdízület	28,91	28,92
bal térdízület	29,93	29,97
Tlptámasz(Newton) (SD=46,83)	minimum	maximum
bal talptámasz	13,3225	116,798
jobb talptámasz	15,162	103,252

Kutatásunk kiemelt szempontját képezte a talptámasz használatának számszerűsítése. Az eszköz használatával, eredményeink megmutatják, hogy mennyivel kevésbé tudják a sérültek kihasználni a támaszkodás lehetőségét (36. ábra). Ebben az esetben is szignifikáns eltérés volt tapasztalható a vizsgált csoportok között ($p_{\text{épek vs. imitáltak talptámasz}}=0,0005$; $p_{\text{épek vs. sérültek talptámasz}}\leq 0,0001$).

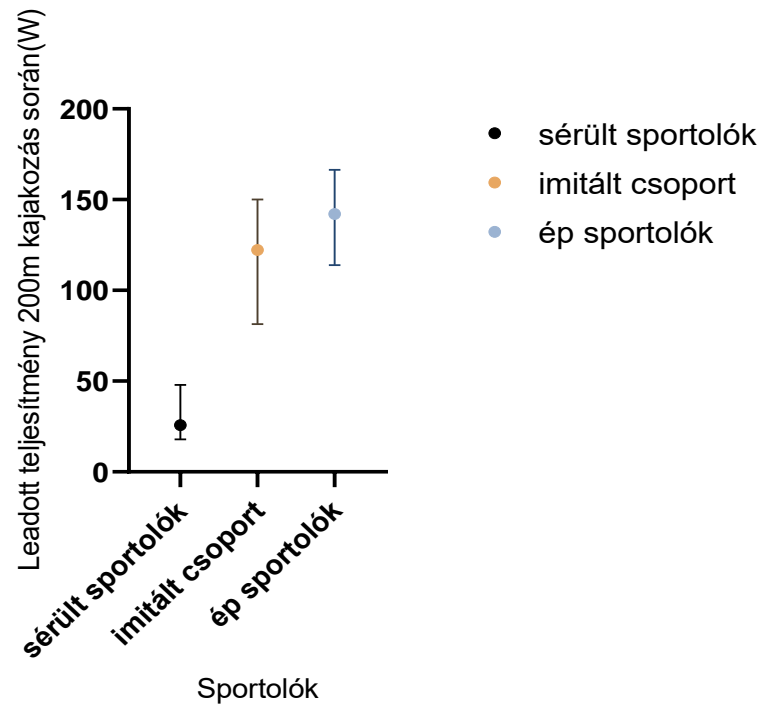


35. ábra A vizsgált csoportok átlagolt húzás hosszának összehasonlítása 200 méter kajakozás során férfi élsportolók esetében, melynek statisztikai elemzése szignifikáns eltérést mutatott a vizsgált csoportok között. $p_{\text{ép vs. sérültek húzáshossz}}=0,0001$; $p_{\text{épek vs. imitáltak húzáshossz}}=0,0113$

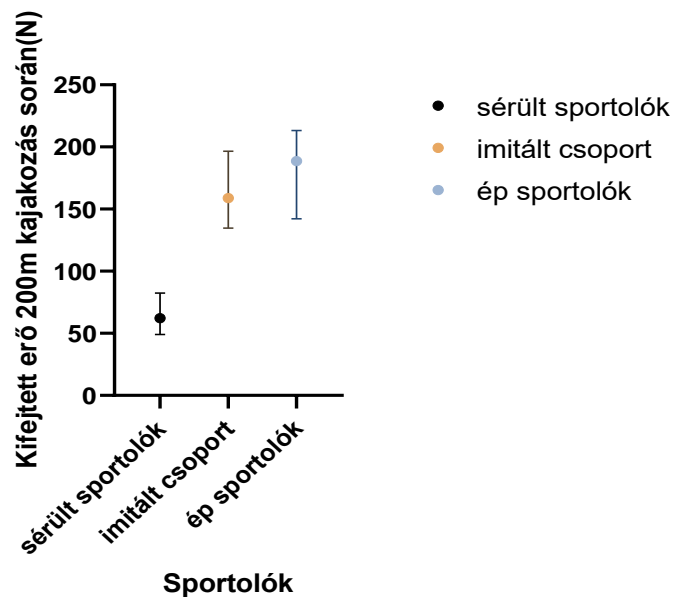


36. ábra A vizsgálati csoportok talptámaszra kifejtett erő összehasonlító ábrája a három vizsgálati csoport esetében 200 méter kajakozás során $p_{\text{épek vs. imitáltak talptámasz}}=0,0005$; $p_{\text{épek vs. sérültek talptámasz}}\leq 0,0001$

A mozgásukban sérült sportolók és az imitált állapotú sportolók esetében is az egész mozgásmechanizmus jelentősen megváltozik, aminek eredményeképpen a mozgás során leadott teljesítmény szignifikáns eltérést mutatnak az ép sportolók eredményeihez képest $p_{\text{épek vs. sérültek teljesítmény}}\leq 0,0002$; $p_{\text{épek vs. imitáltak teljesítmény}}=0,0313$ (37. ábra), ugyanígy az evezés során kifejtett erőben is szignifikáns különbség figyelhető meg $p_{\text{épek vs. sérültek erő}}\leq 0,0001$; $p_{\text{épek vs. imitáltak erő}}=0,027$. (38. ábra)



37. ábra A vizsgálati csoportok átlag leadott teljesítményének összehasonlítása 200 méter kajakozás során $p_{\text{épek vs. sérültek teljesítmény}} \leq 0,0002$; $p_{\text{épek vs. imitáltak teljesítmény}} = 0,0313$



38. ábra A vizsgálati csoportok által átlagosan kifejtett erő összehasonlítása 200 méter kajakozás során $p_{\text{épek vs. sérültek erő}} \leq 0,0001$; $p_{\text{épek vs. imitáltak erő}} = 0,027$

A sérült és az imitált sérültek mérési eredményei elmaradnak az ép sportolók jellemzőitől, mégis a két „sérült” csoport adatai nem egyeznek meg egymással. Annak ellenére, hogy az imitált csoport tagjain, speciális beülőkbe rögzítve végeztük el a méréseket, mégsem mutatták az imitált sérültség mérési jellemzőit.

5. Megbeszélés

A profi sportban igen fontos, szinte elsődleges szempontként szerepel a maximális teljesítmény leadására való törekvés, hiszen ez alapján éri el egy sportoló az eredményeit. Munkánk során jelentős hangsúlyt fektettünk a teljesítményre ható biomechanikai jellemzők elemzésére és összehasonlítottuk azokat az irodalomban fellelhető kutatások eredményeivel. (De Jong R és mtsai 2010, Diafas V és mtsai 2007, Hibbs A E és mtsai 2011, Kadaba M P és mtsai 1990, Lutgens K és mtsai 1992, Nilsson J E és Rosdahl H G 2016, Rolly T és mtsai 1995) Ezek alapján megállapíthattuk, hogy a kutatási módszerünk, tudomásunk szerint egyedinek mondható.

Vizsgálatunkban a mért adatokat felhasználva elemeztük ki profi férfi kajakosok, mozgássérült sportolók és sérültséget imitáló ép sportolók mozgásának biomechanikai jellemzőit. A három csoport eredményeit összehasonlítva kerestük az összefüggéseket és eltéréseket, melyek meghatározóak a kajakozó mozgás szempontjából. Vizsgálatunk adatai opcionálisan a sportolók és edzők által jól használhatók az edzéstervezésben és a versenyre való felkészülésben. Tekintettel arra, hogy mérési eredményeink reprodukálhatóak, megalapozni kívántuk a kutatás esetleges folytatásának feltételeit.

A szakirodalomban olvasható, biomechanikai kutatások felhívják a figyelmet a mozgás során jelentkező aszimmetriára, mely gyakrabban jelentkezik kajakozás során, mint hasonló szimmetrikus és ciklikus mozgások esetében, például futás, biciklizés. (Brown MB és mtsai 2010, Limonta E és mtsai 2010) Ezért vizsgálatunk során célunk volt a fellépő esetleges aszimmetrikus mozgás detektálása. Eredményeink megmutatták, hogy az ép sportolók jobb és bal oldali testfelének mozgásmintája, ha nem is minden esetben szignifikáns mértékben, de aszimmetriát mutat. Ez az aszimmetria azonban nem mutat korrelációt az adott sportoló oldali dominanciájával. Ahogyan az a kajak evezés biomechanikájából adódik, a szimmetrikus mozgások a hajó egyenes vonalú mozgását eredményezik, az aszimmetrikus erő kifejtés viszont a hajót elforgató hatást hoz létre. Az evezés közben ezt az elforgató erőt a sportolónak ellenoldali, kompenzatórikus aszimmetrikus erő kifejtéssel kell ellensúlyoznia, hogy a hajó mozgása egyenesben maradjon. Minél gyakrabban és nagyobb mértékben van szükség ilyen kompenzatórikus erő kifejtésre, annál nagyobb energia befektetést jelent a kajakosnak a haladás. Ebből

következik, hogy az edzések során a sportoló megtanuljon a lehető legszimmetrikusabban evezni. Ennek utánkövetésében segíthet az általunk használt mérési eszköz.

Kutatásunkat saját fejlesztésű talpnyomásmérővel egészítettük ki. Ez reprodukálható módon, számszerűsített adatokat szolgáltatva leírta az ép és a mozgássérült kajakozó sportolók mozgásainak alsó végtagra vonatkozó biomechanikai jellemzőit. Méréseinkkel számszerűen megjelenítve igazoltuk azt, hogy ép sportolóknál a felső végtag és a törzs munkavégzését jelentős mértékben segíti az alsó végtagok aktív alteráló izommunkája és kitámasztó funkciója.

A mozgásukban megváltozott képességű sportolók esetében a sérülések hatására számszerűen mérhető formában megváltoznak a kajakozás sport specifikus biomechanikai jellemzői. A kifejtett erő és a leadott teljesítmény a kompenzatórikus mozgások ellenére szignifikánsan eltér az épeknél mért értékekhez képest. Amíg a felső végtag munkája nem befolyásolja a leadott teljesítményt, addig az alsó végtagoknak jelentős szerepe van abban. Amennyiben a bénult, vagy gyengült alsó végtag jól van rögzítve, úgy az passzív erőátvitelt biztosít a talptámaszon keresztül a hajó felé. Az alsó végtagot stabilizálva, a törzs és a felső végtagok nagyobb erőt tudnak kifejteni. Ez az erőátviteli képesség igazolható az alsó végtagi bénultak talpnyomás mérése során észlelt eredményekkel. A hajóba rögzített sérült sportolók esetén erőátviteli pontok keletkeznek az egyén és a hajó között a rögzítésnek megfelelően is. A fentiekből adódóan nem optimális beülő modul használata mellett ezek az erőátviteli lehetőségek nem használhatók ki maximálisan. Alsó végtagi amputáltak esetén szintén olyan beülő modul készítése, vagy protézis viselése javasolt, mely mellett az említett erőátvitel maximalizálható. A sportolóra szabott, egyéni beülő modul kifejlesztése során az általunk használt mérési módszerrel ellenőrizhető, hogy a modul kellő effektivitással rögzíti e a sportolót a hajóban.

A tudatos, sérülés specifikus edzésnek, véleményünk szerint jó eszköze volna a sportolók időszakos biomechanikai vizsgálata. A méréseink során észlelt és a sportoló jobb/bal oldali dominanciájával való összefüggést nem mutató aszimmetrikus mozgás korrigálásában is segíthet az eszköz. Az aszimmetrikus evezés kiiktatásával ennek szükségszerű kompenzálása elmaradna, így a hasznos teljesítmény vélhetőleg növelhető volna.

A felső végtagok és a törzs biomechanikai jellemzőinek tekintetében, összehasonlítva az ép és a mozgássérült sportolók csoportját a mérési eredményeink különbségeket mutattak. A mozgássérült sportolók az épekhez képest rövidebb húzáshosszt és kisebb izomerő-aktivitási értékeket produkáltak. A mindkét csoportban ép felső végtagok értékeinek eltérését vélhetően az okozta, hogy a hajóban rögzített mozgássérült sportolók, a rögzítettségükből adódóan, a felső végtagjaikat nem tudták maximális erő kifejtéssel használni. Ez a tény is megerősíti, a mozgássérült sportoló beülő moduljának egyénre szabott megtervezését. A nem elég stabilan rögzített sportoló erőátviteli képességet veszít. Amennyiben túl szorosan történik a kajakos hajóban való rögzítése, úgy a felső végtagjait nem tudja maximálisan használni az evezés közben.

A sérülést imitált állapot szintén jelentős eltéréseket eredményezett a mérési adatokban a másik két csoporthoz képest. A mozgássérült sportolók és a hasonló sérülést imitáló sportolók mérési adatainak összevetésekor, a várttal ellentétben, nem kaptunk hasonló eredményeket. Elképzelhető, hogy az általunk alkalmazott módszer nem alkalmas a sérültség imitálására. Ennek tisztázása esetleg további vizsgálatokkal volna lehetséges. A szakirodalomban olvashatunk arról, hogy a sportnak milyen meghatározó szerepe van a mozgássérültek életében. (De Jong R és mtsai 2010, Edwards J 2008, Földesiné Sz Gy 2010, Kertészné N B és mtsai 2020) A kajakozás kiemelt szerepéről gerincsérültek esetében Bjerkefors munkájában olvashatunk. (Bjerkefors A és mtsai 2018, Bjerkefors A és Thorstensson A 2006, Bjerkefors A és mtsai 2005) Az általunk mért eredmények alapján nagyobb rálátásunk nyílt arra, hogy szignifikáns ízületi- és izomműködés, valamint teljesítmény-változás jelentkezik mozgáskorlátozott sportolóknál az épekhez képest. A kompenzációs folyamatok pontosabb megértése segít a megfelelő, személyre szabott edzésterv kidolgozásában, ami a sportoló teljesítményének növelésében nyújthat segítséget.

Munkánk által jobban meghatározhatóvá vált, hogy milyen ízületi mozgás és izomfunkció jellemez egy adott sérüléssel kajakozó sportolót mozgása során. Természetesen a sérültség típusa és a következményesen megváltozott biomechanikai paraméterek közötti összefüggés pontosabb megítélése céljából nagyobb számú sportoló bevonására lenne szükség. Ez a hazai mozgássérült profi kajakosok kis száma miatt jelenleg még nem megoldható, de felveti nemzetközi együttműködés szükségességét.

6. Következtetések

Vizsgálatunk alapján megállapítható, hogy az ép élsportolóktól szignifikánsan eltérő ízületi- és izomfunkció, valamint erő kifejtés és teljesítmény jellemzi a mozgásukban korlátozott élsportolókat kajakozás során.

Sérülés esetén, legyen az szimmetrikus vagy aszimmetrikus, a talptámaszt a sportoló nem képes megfelelően használni. A törzs mozgása megváltozik, amit az ép felső végtag munkája sem tud kompenzálni. A megfelelő edzés és kompenzációs mozgások helyes kidolgozása, segít a sportolónak a túlterhelés és sérülés elkerülésében, egyben lehetőséget ad a mozgássérültek számára is a versenyszintű teljesítésben.

Az imitált csoport vizsgálatba történő bevonása a sérült sportolók mozgásának egyediségére mutatott rá.

Munkánk innovatív részének tekinthető, hogy létrehoztunk egy 3D kamera rendszerre, EMG vizsgálatra és kajak ergométerre épülő protokollt, mely a saját fejlesztésű talpnyomás mérővel kiegészítve reprodukálható módon, számszerűsített adatokat szolgáltatva leírta az ép és a mozgássérült kajakozó sportolók mozgásainak biomechanikai jellemzőit.

Vizsgálatunk során a következő újszerűnek mondható eredményeket kaptuk:

1. Méréseink számszerű adatai és azok statisztikai feldolgozása alapján igazolható, hogy a sérült és ép sportolók ízületi szögeiben szignifikáns eltérés tapasztalható, mindegyik ízület tekintetében ($p \geq 0,05$). (26. ábra) Míg az ízületi mozgástartományban szignifikáns volt az eltérés, a felső végtag izomaktivitásában nem tapasztaltunk szignifikáns különbséget az ép és sérült mozgású sportolók eredményeiben. ($p \leq 0,05$) (33-34. ábra)
2. Méréseinkkel igazolni tudtuk, hogy a törzs (külső ferde hasizom) és az alsó végtagok mozgástartománya és izomaktivitása szignifikánsan eltér a sérültek esetében az ép sportolókhöz képest ($p \leq 0,05$) (33-34. ábra), amely tükröződik az összehasonlított kifejtett erő és a leadott teljesítmény értékeiben is.

3. Kutatásunk speciális részét képezte az általunk kifejlesztett és alkalmazott talptámaszba beépített talpnyomásmérő, mely segítségével a talptámasz használatának számszerű meghatározására kerülhetett sor. Tudomásunk szerint az alsó végtag által kifejtett erő mérésére ilyen jellegű vizsgálat még nem történt. Egyes kutatások beszámolnak arról, hogy kajakozásnál az alsó végtagnak meghatározó szerepe van a leadott teljesítményben, míg az elért sebességben a felső végtagnak, a törzsnek és a medence mozgásának van szerepe. (Begon M és mtsai 2010, Fleming N és mtsai 2012, McKean MR és Burkett B 2010) Az általunk vizsgált eredmények alapján elmondhatjuk, hogy a talptámasz használata jelentős fokban meghatározza a leadott teljesítmény mértékét.
4. Vizsgálatunk eredménye az a statisztikai eredmény, amely alapján leírhatjuk, hogy a mozgásukban sérült sportolók talptámasz használata szignifikánsan eltér az épekhez képest ($p \leq 0,05$). (36. ábra) A sérültek által kifejtett erő és a leadott teljesítmény is szignifikánsan eltér az épek értékeihez képest ($p \leq 0,05$) ahogy azt feltételeztük. (37-38. ábra)
5. Ép sportolók esetében összehasonlítást végeztünk a jobb és a bal oldal működése között. A kajakozás során minél szimmetrikusabb a mozgás kivitelezése, annál hatékonyabban teljesít a sportoló és eredményesebb a hajó előre jutása. Amennyiben ez nem tökéletes, úgy a sportolónak az evezés közben korrekciós mozdulatokat kell végrehajtania, ami a leadott teljesítmény rovására mehet. A jobb -és bal oldali izmok működésében egyes esetekben szignifikáns eltérést tapasztaltunk a vizsgálat során. (27. ábra) Bár nem minden esetben szignifikáns az eltérés, a szimmetrikus mozgás megtartásának szempontjából fontos a korrigálás. További megerősítést adott az az eredmény, hogy a talptámaszra kifejtett erő és a leadott teljesítmény szintén erős korrelációt mutatnak egymással, ahogy azt feltételeztük melynek a Pearson analízis szerinti értéke 0,587 (28. ábra) A szimmetrikus mozgás fontosságát erősíti az a plusz megfigyelésünk, hogy a húzás hossza és a talpnyomás ereje között nagyon erős korreláció figyelhető meg, melynek értéke 0,993. (29. ábra)

6. Feltételezésünk, hogy az imitált csoport esetében elő tudjuk idézni a mozgásukban sérült sportolók mozgásmechanizmusát, csak részben igazolódott. A sérültség és a sérültségből adódó kompenzációs tevékenység következtében a mozgáskorlátozott sportolók olyan különleges mozgásmechanizmussal rendelkeznek, hogy csak a talptámasz esetében sikerült a megegyező eredményt elérni az imitált csoportnál. A többi mért adat esetében mind az ép, mind a mozgáskorlátozott sportolók adataitól eltérő eredményeket kaptunk. A mozgásukban sérült sportolók és az imitált csoport sportolóinak húzáshossz, talptámasz valamint a 200 méter alatt leadott erő és teljesítmény értékei is szignifikáns eltérést mutattak. (35-38.ábra) Az általunk előidézett módon nem imitálható az adott sérülés.

Kutatásunk kiindulópontja lehet további biomechanikai vizsgálatoknak, nagyobb esetszám bevonása mellett, amely még pontosabb képet adhat az ép és a sérült sportolók kajakozó mozgásáról. Az általunk kialakított mérési rendszer a beépített talpnyomásmérővel és a mérési protokollal további kutatások megfelelő eszközeként szolgálhat. A sport és a parasport rohamos, világszerte történő fejlődése és a technikai háttér erősödése, fontossá teszi, hogy a szakirodalomban is komolyabb teret kapjon a téma feldolgozása.

7. Összefoglalás

A világon egyre növekvő számban vesznek részt kajak sportágban mozgássérültek is, ami magyar vonatkozásban is elmondható. Mozcássérült sportolók esetén, mozgássérültségükből adódóan, az egészséges sportolókra jellemző kinetikai lánc megváltozik, illetve a mozgássorba kompenzatórikus elemek épülnek be. Mind ez természetesen függ a kieső mozgásszervi funkció helyétől, mértékétől és jellegétől.

Kutatásunk célja volt az ép sportolók mozgásának modellezése, speciális eszközök, Weba sport kajak ergométer, általunk kifejlesztett, talptámaszba épített erőmérő, felületi EMG, valamint Vicon MX T40 3D mozgáselemző kamerafelvétel és általunk létrehozott mérési protokoll segítségével. A mérési módszer alkalmaznak bizonyult ép és sérült sportolók mozgásának vizsgálatára. Először ép sportolók mozgásfunkcióinak számszerűsíthető értékeit határoztuk meg. Ezt követően a mozgásukban korlátozott sportolók mozgásfunkciós értékeit rögzítettük. Ezeket az ép sportolók eredményeivel összevetve megfigyeltük, hogy a mozgásszervi sérülések milyen speciális változásokat eredményeznek. Ép sportolók egy csoportjából létrehoztunk egy sérülést imitáló csoportot, akiknek szintén lemértük a mozgásfunkcióikat sérülést előidézett állapotban. Az adatok feldolgozásához a Matlab program, valamint a GraphPad Prism9 statisztikai elemző programon keresztül a Wilcoxon próba és Pearson korrelációs analízis használata történt.

Vizsgálatunk során, a sérült sportolók felső végtagi mérési eredményeiben az ép sportolók ízületi mozgástartományához képest szignifikáns eltérés volt tapasztalható 200 méter kajakozás során ($p \geq 0.05$). Míg az ízületi mozgástartományban szignifikáns eltérés volt tapasztalható, úgy a felső végtag izommunkájában szignifikáns eltérés nem minden esetben volt tapasztalható a két csoport mérési eredményei között ($p \leq 0.05$). A sérült sportolók alsó végtagi és törzsi funkciójában szignifikáns eltérés volt tapasztalható az ép sportolókhoz képest ($p \leq 0.05$). Az erő-teljesítmény értékeiben, valamint a talptámasz használatában szintén szignifikáns eltérés volt tapasztalható az ép és sérült sportolók eredményei között. Az imitált csoport eredményei mindkét másik vizsgált csoport eredményeitől különböztek. Ez alapján elmondható, hogy az ép sportolók mozgásszervi funkcióinak általunk használt módszerrel történő korlátozásával nem modellezhető a sérült sportolók mozgásképe.

Kulcsszavak: kajak, parasport, biomechanika

8. Summary

Parakayak is a sport recently adopted by disabled athletes, particularly its professional version all over the world. There through parakayak became a formal event at the 2016 Paralympic Games.

Kayak-canoe is a sport requires a specialised technique and intense physical effort. The purpose of this study is to gain a better understand of the disabled person's kayaking motions and to probe whether there are significant differences between disabled and non-disabled kayakers with special focus on the use of footrest with a special self made dynamometer. A Weba sport kayak simulator, surface electromyography (EMG), and a three-dimensional Vicon (MX T40) camera system were used to record the data, and a combination Matlab and GraphPad Prism9 statistical program with Wilcoxon brobe and Pearson correlation were used to analyse all of them to get the results. The average, maximal and minimal values were determined in non-disabled kayakers and the data were used to determine whether data measured in disabled athletes were significantly lower than the data of non-disabled athletes. In line with the range of motion of the upper limbs was significantly different between disabled athletes and non-disabled athletes ($p \geq 0.05$), the muscle activities were not significantly different in all cases in the disabled group compared to the non-disabled group ($p \leq 0.05$). In the disabled group the knee joint and trunk motions and muscle activities were also significantly different compared to those in the non-disabled group ($p \leq 0.05$). We also hypothesised that there would be a significant difference in power output and force, due to the involvement of the trunk or the lower limbs. For this reason, we expected that in the disabled group power output would decrease due to the lack of support via the footrest. The differences in power ouput, force applied to both footrests and force were significant ($p \leq 0.05$). This was underlined by measurements of athletes in the imitation disabled group, where the athletes were not able to use footrest in many cases and their power output was comparable to that of the disabled athletes. The imitation disabled group's data were analysed and significant differences were identified. These differences were not the same as the data of disabled athletes. Our oppinion is, imitated kayaking activity needs more investigation.

keywords: kayak, disabled sport, biomechanics

9.Irodalomjegyzék

1. Alacid F, López-Miñarro PA, Vaquero R.(2010) Speed and cycle frequency of young paddlers in 1000m races. *Revista Kronos*. 9: 13-6.
2. Alacid F, Marfell-Jones M, Muyor JM, Pedro AL, Ignacio M. (2015) Kinanthropometric comparison between young elite kayakers and canoeists. *Coll Antropol*. 39: 119-124.
3. Arvinen-Barrow M, Hemming B, Becker CA, Booth L.(2008) A Preliminary Survey on Chartered Physiotherapists' Preferred Methods of Training Delivery. *J Sports Rehab*, 17: 399-412.
4. Begon M, Colloud F, Sardain P. (2010) Lower limb contribution in kayak performance: modelling, simulation and analysis. *Multibody Syst Dyn*. 23: 387-400.
5. Begon M, Colloud F, Lacouture P. (2009) Measurement of contact forces on a kayak ergometer with a sliding footrest seat complex. *Sports Engineering*, 11: 67-73.
6. Bejek Z, Paróczai R, Illyés Á, Kocsis L, Kiss RM. (2006) Gait parameters of patients with osteoarthritis of the knee joint. *Facta Universitatis: Series Physical Education and Sport*. 4: 9-16.
7. Bjerkefors A, Tarassova O, Rosen JS, Pascal Z, Anton A. (2018) Three-dimensional kinematic analysis and power output of elite flat-water kayakers. *Sports Biomech*, 17: 414-27.
8. Bjerkefors A, Thorstensson A. (2006) Effects of Kayak Ergometer Training on Motor Performance in Paraplegics. *Int J Sports Med*. 27: 824-9.
9. Bjerkefors A, Rosdahl H, Thorstensson A. (2005) Kayak training in paraplegics - effects on endurance capacity and balance, *International Scientific Conference on Kinesiology - Science and Profession-Challenge for The Future*, Opatija, Croatia. 27: 780-782.
10. Brown MB, Lauder M, Dyson R. (2010) Activation and contribution of trunk and leg musculature to force production during on-water sprint kayak performance. *International Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive*, 28: 1-4.
11. Brown MB, Lauder M, Dyson R. (2011) National analysis of sprint kayaking: Differentiating between ability levels. *Int J of Performance Analys Sport*. 11:1-4.

12. Chung HC. (2015) The influence of kayaking and rowing sports experience on postural response to optic flow. *Percep and Motor Skill*. 120: 1-14.
13. De Jong R, Vanreusel B, van Driel R. (2010) Relationships between mainstream participation rates and elite sport success in disability sports. *Euro J Adapt Phys Activity*. 3: 18-29.
14. Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, James R. (1991). A gait analysis collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10: 575–587.
15. De Luigi AJ, Cooper RA. (2014) Original Research: Adaptive Sports Technology and Biomechanics: Prosthetics. *PM&R*. 6: S40-S57.
16. Dempster WT. Space requirements of the seated operator. Wright – Patterson Air Force Base, OH. WADC Technical Report 1995: 55-159
17. Diafas V, Chryssikopoulos K, Diamanti V, Bachev V, Kaloupsis S, Polykratis M, Villiotis A. (2007) Rating of perceived exertion in kayaking ergometer. *Kinesiology*. 39: 21-7.
18. Edwards J. Paddle all First Ever International Conference! *Paddles Up* 2008:1-3.
19. Fleming N, Donne B, Fletcher D. (2012) Effect of kayak ergometer elastic tension on upper limb EMG activity and 3D kinematics. *J Sports Scie Med.*, 11: 430-7.
20. Fleming N, Donne B, Fletcher D, Machony N. (2012) A biomechanical assessment of ergometer task specificity in elite flat-water kayakers. *J Sports Sci Med.*, 11: 16-25.
21. Fohanno V, Begon M, Lacouture P, Colloud F. (2014) Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody Syst Dyn.*, 31: 433-49.
22. Földesiné Sz Gy. Fejezetek a Magyar sportszociológia múltjából és jelenéből. Double Printing Kommunikációs Kft. 2010; 25-279
23. Hibbs AE, Thompson KG, French DN, Hodgson D, Spears IR. (2011) Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *J Electromyogr Kines*. 21: 102-11.
24. Ho SR, Smith R, O'Meara D. (2009) Biomechanical analysis of dragon boat paddling: A comparison of elite and sub-elite paddlers. *J Sports Sci*. 27: 37-47.
25. <https://www.paralympic.org/canoe/about>
26. <http://www.hparalimpia.hu/tortenet>
27. Hunter A. (2009) Canoe slalom boat trajectory while negotiating an upstream gate. *Sports Biomech*. 8: 105-13.

28. Illyés Á, Bejek Z, Szlávik I, Paróczai R, Kiss RM. (2006) Three-dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *Facta Universitatis: Series Physical Education and Sport*. 4: 27-34.
29. Kertészné NB, Terebessy T, Szőke Gy, Bejek Z. (2020) Kinesiology of kayaking in case of physical disability with a special focus on footrest. *International Journal of Physical Education, Sports and Health* 7:162-166.
30. Kertészné NB, Terebessy T, Szőke Gy, Bejek Z. (2019) Mozgásukban korlátozott kajakos élsportolók mozgáselemzése háromdimenziós kamerarendszer segítségével. *FIZIOTERÁPIA* 4 : 19-23
31. Kertészné NB, Terebessy T, Bejek Z.(2019) Ép és mozgásukban korlátozott kajakos sportolók biomechanikai mozgáselemzése és összehasonlító vizsgálata [Biomechanical and functional comparison of kayaking by abled-disabled athletes]. *Orvosi Hetilap* 52 : 2061-2066.
32. Kertészné NB, Terebessy T, Szőke, G, Bejek, Z.(2021) Biomechanical Motion Analysis of Elite Flat Water Kayakers with Special Focus on Footrest. *Periodica Polytechnica Civil Engineering*
33. Kadaba MP, Ramakrishnan HK., Wootten ME. (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 8, p383–392.
34. Kerr R, Spinks W, Leicht A, Sinclair W, Woodside L. (2008) Physiological responses to 1000-m ergometer time-trial performance in outrigger canoeing. *J Sports Sci*. 26: 1219-23.
35. Kertészné NB, Terebessy T, Szőke Gy, Bejek Z. (2020) Kinesiology of kayaking in case of physical disability with a special focus on footrest. *Int. J. Phys. Education Spots and Health* 7: 162-166
36. Limonta E, Squadrone R, Rodano R, Marzegan A, Veicsteinas A, Merati G, Sacchi M. (2010) Tridimensional kinematic analysis on a kayaking simulator: key factors to successful performance. *Sport Health Sci*. 6: 27-34.
37. Lovell G, Lauder M. (2001) Bilateral strength comparisons among injured and non injured competitive flat-water kayakers. *J Sport Rehab*. 10: 3-10.
38. Lutgens K, Deutsch H, Hamilton N. *Kinesiology: Scientific Basis of Human Motion* Brown and Brenchmark, McGraw Hill Education-Europe 2011: 591-595.

39. McDonnell LK, Hume PA, Nolte V. (2012) An observational model for biomechanical assessment of sprint kayaking technique. *Sports Biomech.* 11: 507-23.
40. McKean MR, Burkett B. (2010) The relationship between joint range of motion, muscular strength, and race time for sub-elite flat water kayakers. *J Sci Med Sport.* 13: 537-42.
41. Michael JS, Rooney KB, Smith R. (2008) The metabolic demands of kayaking. *J Sports Sci Med.* 7: 1-7.
42. Michael JS, Rooney KB, Smith RM. (2012) The dynamics of elite paddling on a kayak simulator. *J Sports Sci.* 30: 661-8.
43. Michael JS, Smith R, Rooney KB. (2009) Determinants of kayak paddling performance. *Sports Biomech.* 8: 167-79.
44. Mitchell A, Swaine II. (1998) Comparison of cardio respiratory responses to open-water and simulated kayaking. *Biology of Sport.* 15: 229-36.
45. Nádori-Bátonyi Európai Unió és a sport. *Dialóg Campus* 2003; 167-168.
46. Nilsson JE, Rosdahl HG. (2016) Contribution of Leg-Muscle Forces to Paddle Force and Kayak Speed During Maximal-Effort Flat-Water Paddling. *Int J Sports Physiol Performance.* 11: 22-7.
47. Novotny L. Fejezetek a kajak kenu történetéből. *Budakalász* 2012:1-40.
48. Robinson MG, Holt LE, Pelham TW, Furneaux K. (2011) Accelerometry Measurements of Sprint Kayaks: The Coaches' New Tool. *Int J Coa Sci.* 5: 45-56.
49. Rolly T, Seccher N, Snell P. *Physiology of sports* E&FN Spon, London 1995: 427-429.
50. Van Someren KA, Phillips GRW, Palmer GS. (2000) Comparison of physiological responses to open water kayaking and kayak ergometer. *Int J Sports Med.* 21: 200-4.
51. Van Someren KA, Howatson G. (2008) Prediction of flat-water kayaking performance. *Int J Sports Physiol.* 3: 207-18.
52. Vannozzi G, Conforto S, D'Alessio T. (2010) Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *J Electromyogr Kinesiol.* 20: 767-72.
53. https://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf
54. Waite DL, Brookham RL. (2010), Dickerson CR. On the suitability of using surface electrode placements to estimate muscle activity of the rotator cuff as recorded by intramuscular electrodes. *J Electromyogr Kinesiol.* 20: 903-11.

55. Woltring H J. (1994) 3-D presentation of human joints – A standardization proposal
J. Biomech. 12: 1399-1414.

10. Saját publikációk jegyzéke:

Kertészné N. B. Terebessy T. Szőke Gy. Bejek Z. Ép és mozgásukban korlátozott kajakos sportolók biomechanikai mozgáselemzése és összehasonlító vizsgálata. Orvosi Hetilap 2019; 52: 2061-66; [https://: 10.1556/650.2019.31444](https://doi.org/10.1556/650.2019.31444)

Kertészné N.B. Terebessy T. Szőke Gy. Bejek Z. Mozgásukban korlátozott kajakos élsportolók mozgáselemzése háromdimenziós kamerarendszer segítségével. Fizioerápia 2019; 4: 19-23

Kertészné N. B. Terebessy T. Szőke Gy. Bejek Z. Kinesiology of kayaking in case of physical disability with a special focus on footrest. Int. J. Phys.Education Spots and Health 2020; 7: 162-166;. [https://: 10.22271/kheljournal.2020.v7.i1c.1634](https://doi.org/10.22271/kheljournal.2020.v7.i1c.1634)

B. N. Kertészné Német T. Terebessy Gy.Szőke Z Bejek. “Biomechanical Motion Analysis of Elite Flat Water Kayakers with Special Focus on Footrest”, Periodica Polytechnica Civil Engineering, 2021. <https://doi.org/10.3311/PPci.1797>

11. Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani Prof. Dr. Szóke Györgynek, a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika igazgatójának, hogy lehetőségem volt a klinikán elvégezni kutatómunkámat. Hálásan köszönöm, témavezetőmnek, Dr. Bejek Zoltánnak, munkám során nyújtott kitartó és támogató segítségét. Köszönetet szeretnék mondani Dr. Terebessy Tamásnak, a Járáslabor vezetőjének, hogy a labor használatát lehetővé tette számomra a munkám elvégzéséhez.

Továbbá köszönetet szeretnék mondani minden kollégának, akik a munka műszaki részének kivitelezésében és a mérések lebonyolításában a segítségemre voltak. Szeretném hálámat kifejezni Pruzsina István szakedzőnek és minden sportolónak az önzetlen, segítőkész részvételéért a mérésekben.

És végül, de nem utolsó sorban köszönöm családomnak, kitartását és szerető türelmét, mellyel mellettem volt a munkám során.

Melléklet

1. Számú melléklet: A kajak ergométer és a speciális talptámasz ismertetése

Műszaki Paraméterek

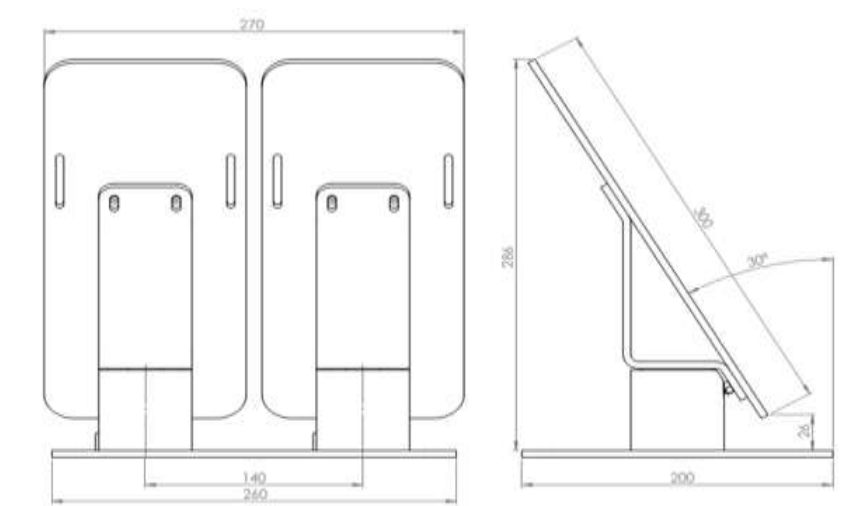
Láberőmérő:

- Méréshatár: 1000 N, (~100kg),
- Maximális terhelhetőség: 2000 N,
- Legnagyobb linearitási hiba: < 0,1%,
- Kúszás: < 0,4% / óra,
- Ismétlési pontosság: <1%,
- Karakterisztika: $m[\text{kg}] = U[\text{V}] * C_m[\text{kg/V}]$; vagy $F[\text{N}] = U[\text{V}] * C_F[\text{N/V}]$;
- o Bal: $C_m = 50,72[\text{kg/V}]$; vagy $C_F = 497,51[\text{N/V}]$;
- o Jobb: $C_m = 50,35[\text{kg/V}]$; vagy $C_F = 495,05[\text{N/V}]$;

Tápellátás: DC 12V±1V; min. 1A;

Kimenő jel: 0-4V (DC).

Méreték: A láberőmérő egység főbb méreteit a 34. ábrán látható:



34.ábra: A láberőmérő egység főbb méretei.

Biztonsági tudnivalók

Egészségkárosodás, károk keletkezésének és a műszer tönkremenetelének megelőzése érdekében vegye figyelembe az alábbi információkat:

- Az eszköz beüzemelését és a vizsgálatok végzését csak hozzáértő, felelős személy végezheti. A vizsgált személyek nem végezhetik a mérést önállóan.
- Az eszköz nem játékszer, a beüzemelését és üzemeltetését csak hozzáértő felnőtt végezheti. Gyermekek, fiatalok illetve mozgásában vagy mentálisan korlátozott személyen történő méréskor, a mérést vezető hozzáértő személy segítsége szükséges.
- Nem szabad a készüléket szélsőséges (sugárzás, rezgés, hőmérséklet, nedvességnek) körülményeknek kitenni.
- A készülék javítását csak a kivitelező végezheti. A hibás készülék más általi javítása, továbbüzemeltetése, ill. önkényes átépítése, módosítása balesetveszélyes lehet, és a garancia elvesztését eredményezi.
- Az eszköz elektromos árammal működik. A mérőeszköz energiaellátásáról 12V-os, földeléssel ellátott, külső tápegység gondoskodik. (Az ide vonatkozó biztonságtechnikai megjegyzéseket lásd a tápegység adatlapján: MEANWELL GS18A12-P1J). A tápegység tönkremenetele esetén, helyette megfelelő paraméterekkel rendelkező stabilizált tápegység használható (lásd a Műszaki Paraméterek részben).
- Nem használható tűz és robbanásveszélyes gázok porok jelenlétében. Nem használható, ha valamilyen elektromos részegységét víz vagy egyéb villamosan vezetőképes folyadék éri.
- Az üzemeltetés során figyelembe kell venni továbbá az alkalmazó intézményre és a méréshez használt sporteszközre vonatkozó baleset-megelőzési szabályokat.

2. Számú melléklet: Nemzetközi Para Kajak - Kenu Szövetség által validált és használt vizsgálati adatlapok

**ICF PARA KAYAK FUNCTIONAL CLASSIFICATION TEST CHART FOR
THE TRUNK**

Athlete ID Number

Federation

Manual Muscle Tests	
Test	Score (0 – 2)
Trunk Flexion	
Trunk Rotation to Right	
Trunk Rotation to Left	
Trunk Side Flexion to Right	
Trunk Side Flexion to Left	
Trunk Lumbar Extension	
Trunk and Hip Extension	

Functional Trunk Tests

Static	Score (0 – 2)
Upright sitting (arms crossed)	
Upright sitting (shoulders flexed)	
Upright sitting (shoulders extended)	
Upright sitting (right shoulder abducted)	
Upright sitting (left shoulder abducted)	
Dynamic	
Active trunk flexion	
Active trunk extension	
Active trunk rotation to right	
Active trunk rotation to left	
Active trunk side flexion to right	
Active trunk side flexion to left	
Perturbation	
Resistance to flexion	
Resistance to extension	
Resistance to right rotation	
Resistance to left rotation	
Resistance to right side flexion	
Resistance to left side flexion	
Trunk push into flexion	

Trunk push into extension	
Trunk push into right rotation	
Trunk push into left rotation	
Trunk push into right side flexion	
Trunk push into left side flexion	

ICF PARACANOE FUNCTIONAL CLASSIFICATION TEST CHART FOR**THE TRUNK continued**

Before starting the testing on the wobble cushion, ask the athlete to sit up straight and hold the position to make sure that the athlete can sit still for 2 seconds. If they are unable to maintain good sitting posture on the cushion do not continue with the testing.

Functional Trunk Tests	
Perturbation on Wobble Cushion	Score (0 – 2)
Resistance to flexion	
Resistance to extension	
Resistance to right rotation	
Resistance to left rotation	
Resistance to right side flexion	
Resistance to left side flexion	
Trunk push into flexion	
Trunk push into extension	
Trunk push into right rotation	
Trunk push into left rotation	
Trunk push into right side flexion	
Trunk push into left side flexion	

		Total score for trunk = /84	
Which cluster does this score fit into? (tick one box)	Cluster 1 (0 - 16 points)	Cluster 2 (17 - 68 points)	Cluster 3 (69 - 84 points)

NOTE :This cluster number needs to be added to the cluster numbers for the Lower limb Function and the On water Observation, to give the athletes overall score.

ICF PARA KAYAK

PHYSICAL ASSESSMENT CHART FOR THE LEGS

KAYAK

Athlete ID Number Federation

REMINDER: Only the Muscle Strength scores (shaded in orange) will be used for the ICF Paralympic Classification System.

If an athlete scores 2 for Muscle Strength they will automatically score 2 for ROM. Passive ROM is only tested if the athlete scores 0 or 1 on strength.

Functional Assessment	Muscle Strength through sports specific ROM (0 – 2 Scale)		Passive ROM (0 – 2 Scale)	
	RIGHT	LEFT	RIGHT	LEFT
LOWER LIMBS				
HIPS				
Flexion 75° - 110°				
Extension 110° - 75°				
KNEE				
Flexion 0°				

- 55°				
Extension - 0°	55°			
ANKLE				
Plantarflexion 40°	0° -			
Dorsiflexion	40 - 0°			
Leg Press				
TOTAL LOWER	/14	/14	/12	/12
DIFFERENTIAL (-)				

Total number of points scored =
/28

<p>Does athlete meet minimal eligibility criteria?</p> <p>(loss of 4 points on one limb)</p> <p>If NO, athlete is classed as Not Eligible (NE)</p>	<p>YES</p>	<p>NO</p>
--	------------	-----------

<p>Which cluster does this score fit into?</p> <p>(tick one box)</p>	<p>Cluster 1 (0-2 points)</p>	<p>Cluster 2 (3-17 points)</p>	<p>Cluster 3 (18-24 points)</p>
--	-----------------------------------	------------------------------------	-------------------------------------

NOTE :This cluster number needs to be added to the cluster numbers for the Trunk Assessment and the On-water Observation, to give the athletes overall score

ICF PARA KAYAK

ON-WATER TECHNICAL ASSESSMENTCHART

Athlete ID number

ON WATER OBSERVATION

Observed getting into the boat: Yes

Observed paddling away from dock: Yes

Observed paddling towards the dock: Yes

Observed paddling right to left (L to R) Yes

Start observed: Yes

Intensity should vary from 50% effort to 100% effort

Adapted Equipment in boat (photo) **Video**

Adapted equipment with paddler in boat (photo)

Adapted paddle (photo) **Athlete holds adapted paddle (photo)**

Novice paddler **Experienced paddler**

Right Leg movement	0 Passive or no movement	1 Partial movement	2 Full movement
Left Leg movement	0 Passive or no movement	1 Partial movement	2 Full movement
	FOR 0 POINTS: <i>Athletes may use adaptations and strapping to prevent unwanted movements of paralysed limbs or residual limbs to aid stability in the boat. These adaptations or straps cannot permit any leg movement in hip, knee or foot flexion/extension.</i>		
	FOR 1 POINT: <i>Voluntary movement of hip flexion/extension or partial movement of hip and knee flexion/extension. Example: above knee amputee using prosthesis.</i>		
	FOR 2 POINTS: <i>Voluntary movement of hip and knee flexion/extension. Example: below knee amputee using prosthesis.</i>		
Angle of legs	High	Normal	Flat
Foot/legs contact with footboard or boat	Yes	No	
Balance	0 Functional Balance is compromised by using	1 Functional Balance is compromised by using the upper and lower	2 Functional Balance is achieved using the upper and lower trunk

	the upper trunk only. (Look for: <u>need</u> for straps, high seat)	trunk only. (Look for: <u>need</u> for lower backrest, strap around hips/legs)	and full/partial leg(s) (<u>no</u> need for strapping; regular seat.)
Trunk Posture	0 Backwards/C-shaped	1 Upright	2 Forward (Flex)
Trunk Rotation	0 No rotation	1 Partial rotation	2 Full rotation
Trunk Side flexion	0 Both sides, head moving	1 One side	2 No side flexion
Range of stroke motion	Short Normal Long	Symmetrical Yes No	
Depth of paddle stroke	Deep Shallow Wide		
Stroke speed	Slow Regular Fast	Able to vary speed	
Stroke synchronization	Basic Regular Good		
TOTAL POINTS			

Which cluster does this score fit into <i>(Circle one)</i>	Cluster 1 0 – 3 points	Cluster 2 4 – 8 points	Cluster 3 9 – 12 points

ICF PARA KAYAK

Athlete Classification SUMMARY

Athlete ID Number: **Classification:**

Has athlete had previous classification? Y N

Nationally: Date of testing: Classifiers:

Internationally: Classifier:

Present classification testing place and date:

Classifier team Medical: Technical:

Athlete competes in:-

K1 V1 K1 + V1

Recommended Classification

KL1 KL2 KL3 VL1 VL2 VL3 NE

Classification status

New Review Confirmed

Reasons for review status:-

Reasons for incomplete classification:-

This may include missing or incomplete documentation, lack of video or photographic evidence, incomplete testing either on dry land or water

Signature, ICF classifier(Medical) Signature, ICF classifier (Technical)

Signature, Paddler Athlete Printed Name

Az értekezés témájában megjelent eredeti közlemények

Kertészné, N.B ; Terebessy, T ; Szőke, Gy ; Bejek, Z

Mozgásukban korlátozott kajakos élsportolók mozgáselemzése háromdimenziós kamerarendszer segítségével

FIZIOTERÁPIA 4 : - pp. 19-23. , 5 p. (2019)

Folyóiratcikk/Szake cikk (Folyóiratcikk)/Tudományos[31261585] [Jóváhagyott]

TANULMÁNYOK

Mozgásukban korlátozott kajakos élsportolók mozgáselemzése háromdimenziós kamerarendszer segítségével

KERTÉSZNÉ NÉMET BERNADETT, DR. TEREBESSY TAMÁS Ph.D., PROE DR. SZŐKE GYÖRGY Ph.D., D.Sc., DR. BEJEK ZOLTÁN Ph.D. | 1

© Semmelweis Egyetem Ortopédia Klinikája, Budapest

ABSZTRAKT

Háttér: A világon egyre növekvő számban vesznek részt kajak sportágban mozgássérültek is, ami magyar vonatkozásban is elmondható. Mozgásukban korlátozott sportolók esetében, sérültségükből adódóan, az egészséges sportolókra jellemző kinetikai lánc sérül, illetve a mozgássorba kompenzatórikus elemek épülnek be. Mindez természetesen függ a kieső mozgásszervi funkció helyétől, mértékétől és jellegétől.

Cél: Kutatásunk célja volt a kajakozó mozgás összehasonlítása ép és mozgássérült élsportolók esetében, speciális eszközök segítségével.

Anyag /Módszer: Weba sport kajak ergométer, felületi electromyograph (EMG), valamint Vicon típusú háromdimenziós mozgáselemző kamerafelvétel segítségével végeztük a méréseket, vizsgálva a sportolók mozgását. A kapott adatok feldolgozása Matlab rendszer és Excel táblázatkezelő program segítségével történtek. Ép sportolók mozgásfunkcióinak határértékeit kívántuk meghatározni, majd ehhez mérten a mozgásukban korlátozott sportolók mozgásfunkcióit, melyeket összevetettünk.

Eredmény: Vizsgálatunk során, a sérült sportolók felső végtag, azaz váll-és könyök izületi funkcióiban az ép sportolók izületi elmozdulásához képest szignifikáns eltérés nem volt tapasztalható 200 m-en (p>0.05). Míg az izületi elmozdulásban nem, úgy a felső végtag izommunkájában szignifikáns eltérés volt tapasztalható, ép izomzat esetében is (p<0.05). A sérült sportolók térdizületi mozgásában és izommunkájában szignifikáns eltérés volt tapasztalható az ép sportolókhöz képest, bár csak a törzs munkája esetén (p<0.05). Az erő-tejesítmény értékeiben, valamint a talptámasz használatában szintén szignifikáns eltérés volt tapasztalható az ép és sérült sportolók eredményei között.

Megbeszélés: Mozgássérülés esetén, legyen az szimmetrikus vagy aszimmetrikus, a talptámasz a sportoló nem képes megfelelően kihasználni, ennek következtében szignifikáns eltérés tapasztalható a kajakozó mozgásukban az ép sportolókhöz képest.

Kulcsszavak: kajak, parasport, biomechanika

THREE DIMENSIONAL KINEMATIC ANALYSIS IN ELITE PARA-KAYAKERS

ABSTRACT

Background: The purpose of this study was to gain a better understanding of the physical disabled (later disabled) person's kayaking motions and to probe whether there were any significant differences between disabled and non-disabled kayakers with special focus on the use of footrest.

Hypothesis: We hypothesized significantly different ranges of motion and muscle activity in lower limbs but no significant differences in those of the upper limbs.

Methods: Thirteen (n=13) elite disabled athletes (age range: 18-40 years, height range: 164-194 cm, body mass range: 74-93 kg), eleven (n=11) elite non-disabled athletes (age range: 18-40 years, height range: 172-197 cm, body mass range: 72-96 kg) and nine (n=9) athletes whose movements were artificially limited to imitate disabled conditions ('imitation disabled' group) (age range: 18-40 years, height range: 172-197 cm, body mass range: 72-96 kg) were measured. Weba sport kayak ergometer, surface electromyography (EMG), and a 3-dimensional Vicon (MX T40) camera system were used to record the data, and a combined Matlab and MS Excel system was used to analyse the results.

Results: The assumption that shoulder and elbow ranges of motion were not significantly different in disabled athletes compared to non-disabled athletes was proven. However, muscle activities were significantly different in the disabled group. In the disabled group, knee and trunk motions and muscle activities were also significantly different compared to the non-disabled group. Significant differences were found in performance, force and footrest use.

Conclusions: Our results proved our assumption that motions and muscle activities of disabled and non-disabled athletes were significantly different.

Keywords: kayak, disabled sport, biomechanics

HÁTTÉR

A sport lehetősége a mozgáskorlátozottak körében már gyermekkorban meghatározó, akárcsak ép mozgású emberek esetében (mozgássérült, mozgásukban korlátozott sportolók megnevezés használatos, mely hivatalosan meghatározott). A sport pozitív fizikai hatása, a sportoló lelkiere és gondolkodására is kiterjed, mely nagyban segít a társadalmi alkalmazkodásban. Mindezek mellett felismerték a sport

TANULMÁNYOK

sokoldalú rehabilitációs hatását is (4,15). A para kajak sportág népszerűségét és fejlődési dinamikáját jelzi, hogy a 2016-os Paralimpián már hivatalos versenyszámként volt jelen.

A különböző mozgásszervi sérülések valamint kompenzációs mozgásminták, különböző teljesítmény és mozgás kivitelezést eredményeznek. Ebből következően a más és más típusú sérüléssel rendelkező sportolók teljesítménye is különböző (12, 13, 14). A mozgássérült sport (parasport) célja az esélyegyenlőség megteremtése a különböző mértékben megváltozott képességű sportolók számára. Ebből kifolyólag a para kajak-kenu sportban a Nemzetközi Para Kajak-kenu Szövetség három kategóriát hozott létre, melyet a Nemzetközi Paralimpiai Bizottság is elfogadott. Kajak1 kategória, melynek tagjai a legnagyobb stabilitással rendelkeznek, Kajak2 – közepes funkciókkal rendelkező sportolók csoportja, Kajak3 – a kajakozáshoz minimális funkciókkal rendelkező sportolók kategóriája (9). A szakirodalomban viszonylag kevesen foglalkoznak a para kajak-kenu mechanikai vizsgálatával.

CÉL

Munkánkkal szerettük volna jobban megismerni a sportág mozgásmechanizmusát. Kutatásunkhoz a megfelelő helyszínnel és eszköztárral rendelkező Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika biomechanikai laboratóriuma állt rendelkezésre, melyhez további segítséget a Testnevelés- és Sporttudományi Egyetem kajak-kenu szakága és a Honvéd Sportegyesület szakedzője biztosított.

Kutatásunkban az ép sportolók mozgásfunkcióinak határértékeit kívántuk meghatározni, majd ehhez mérten a mozgásukban korlátozott sportolók mozgásfunkcióit, melyek összevetésével megtudhatjuk, hogy bizonyos sérülések esetében milyen mozgásfunkciókkal bír egy sportoló, valamint alátámasztani kívántuk a szignifikáns eltérést. Munkánk további pontosításához az ép sportolók közül létrehoztunk egy sérülést imitáló csoportot (továbbiakban imitáltak), akiknek szintén lemértük a mozgásfunkcióikat sérülést előidézett állapotban (3).

A mérések különlegességét képezte a lábtámaszba épített saját fejlesztésű erőmérő, melynek segítségével információt kaphattunk arról, hogy egy sérült sportoló milyen mértékben tudja kihasználni meglévő adottságait az alsó végtagra nézve, melynek meghatározó szerepe van a törzs és kar munkájában, és a komplett mozgás kivitelezésében. Amennyiben erre a kihasználható adottságra nem volt lehetőség, információt kaptunk, hogy ez milyen mértékben befolyásolja a sportoló evezési értékeit (2, 4, 7, 8, 10, 11).

A biomechanikai méréseknek köszönhetően számszerűen is meghatározható a mozgásciklusokban elsődlegesen működő izmok aktivitása- és ízületek mozgástartományai (3).

Feltételezésünk volt, hogy a sérültek alsó végtagi, valamint törzsi érintettségük következtében a felső végtag szabad mozgása és izommunkája lehetséges, így abban szignifikáns különbség nem várható az épekhez képest. További feltételezésünk volt, hogy szignifikáns különbség mutatkozik a törzs mozgástartományában, valamint izommunkájában, az alsó végtag ízületi és izommunkájában, valamint a talptámasz használatában és ezáltal a kifejett erőben és teljesítményben is. Feltételeztük, hogy a talptámasz hiánya eredményezi a teljesítménycsökkenését (14, 16).

ANYAG ÉS MÓDSZER

A vizsgálat során 13 sérült elit sportoló (n=13) (1. táblázat) ($\pm 18/\pm 40$ éves, ± 164 cm/ ± 194 cm magas, ± 74 kg/ ± 93 kg testsúlyú), 11 ép elit sportoló (n=11) ($\pm 18/\pm 40$ éves, ± 172 cm/ ± 197 cm magas, ± 72 kg/ ± 96 kg testsúlyú), valamint 9 imitált sportoló (n=9) ($\pm 18/40$, éves: ± 172 cm/ 197 cm, magas: ± 72 kg/ 96 kg testsúlyú) vett részt a mérésben.

Az imitált csoport esetében a sportolók mérése során korlátoztuk a mozgás lehetőségeit, mesterségesen megteremtve a sérüléshez hasonló fizikai állapotot, melyhez a sérültek által is használt speciális beülő modulokat alkalmaztunk (1-2. ábra).

A sportolók anamnézisének részét képezte az antropometriai adatok rögzítése, valamint a fényvisszaverő markerek felhelyezése, amire a Vicon rendszer Plug in Gait protokollja alapján került sor (6). A fényvisszaverő markerek segítségével észlelte a kamerarendszer a sportolók mozgását és rögzítette 3 dimenziós formában. A szükséges antropo-

SPORTOLÓ	SÉRÜLÉS
1	progresszív/chronicus polyarthritiss alsóvégtagi mozgáskorlátozottsággal
2	perifériás arthritiss zavar alsóvégtagi izomműködési zavarral
3	összetett traumás sérülés alsóvégtagi törsúllyal
4	heine medine
5	T11 komplett laesio
6	pes equinovarus
7	C6 inkomplett laesio
8	L1 komplett laesio
9	spina bifida+amputáció
10	T12-L1 komplett laesio
11	T12 komplett laesio
12	cerebrál paresis
13	haemofília alsó végtagi ízületi diszfunkcióval

1. táblázat



1. ábra | Lumbális sérültek enyhén magasított beülő modulja



2. ábra | Magasabb gerincsérülés esetén használt magasított speciális beülő modul

metriai adatok közé tartozott: az életkor, testsúly, testmagasság, az alsó végtag hossza (spina iliaca anterior superior - tuberositas tibiae - malleolus medialis pontokat összekötő egyenes), a tibia condylusai közötti távolság, a malleolus medialis- és laterális közötti távolság, míg felső végtagon a jobb- és bal oldalon az acromion - hónaljárok távolság, a könyökszélesség: humerus condylusai közötti távolság, a processus styloideus radii és ulna distalis vége közötti távolság, és a kézen a 3. metacarpus középső harmadában mért vastagság. A fényvisszaverő markereket meghatározott anatómiai pontokra, kétoldali ragasztócsík segítségével jobb és bal oldalon helyeztük fel: acromion, incisura jugularis, sternum distalis végére, humeruscondylus lateralisra, processus styloideus radii-ra, ulna distalis végére, 3. metacarpusra, spina iliaca anterior superior; spina iliaca posterior superior, comb felső harmada, femur condylus lateralis, malleolus lateralis (6). Ezután megfelelő előkészülettel (szőrtelenítés, bőrfertőtlenítés) felhelyeztük a felületi EMG elektródákat, amikor a sportoló már a kajak ergométeren ült. Az elektródák a mozgás szempontjából legmeghatározóbb izmokra kerültek felhelyezésre: musculus latissimus dorsi, musculus deltoideus medialis, musculus pectoralis major, musculus biceps brachii, musculus rectus femoris, musculus biceps femoris, musculus obliquus externus abdominis, musculus biceps femoris. Minden esetben egyenként ellenőrzésre

kerültek az elektródák megfelelő működése, ami az adott izom maximális megfeszítésével történt (2, 5).

A sportoló előkészítését követően, statikus mérés készült, melynek segítségével a markerek beazonosítása és megnevezése történt a rendszeren keresztül.

A sportolókat felkértük (pulzuszámoló óra használata mellett), hogy bemelegítésként 50%-os intenzitással evezzenek, majd a megfelelő pulzus elérésekor, mely minden esetben egyénileg került meghatározásra, 200 m táv levezetésére kértük meg 80%-os submaximális intenzitással, végül levezetésként addig evezett a sportoló, míg pulzusa el nem érte a megfelelő tartományt, szintén egyéni megfigyelésre alapozva. A mérések minden esetben orvos és szakedző jelenlétében történtek WEBA sport kajak ergométeren. A 200 m táv a hivatalos para-verseny táv alapján került meghatározásra. Mérési kritériumaink közé tartozott, hogy a korlátozott sportoló annak megfelelően, hogy a későbbiekben, hogy kíván versenyezni, protézisben, vagy nélküle, ortézisben, vagy nélküle, hajtja végre az általunk kért feladatot.

EREDMÉNY

Az elvégzett méréseknek köszönhetően, meg tudtuk határozni az ép sportolók ízületi mozgásának tartományát, izomműködéseinek felső és alsó határait, valamint a talptámaszra ható erő mértékét (2. táblázat).

A további adatok, hipotéziseinkre adták meg a válaszokat, melyek feldolgozása Matlab rendszer és Excel táblázatkezelő program segítségével történtek. A szignifikancia vizsgálat kétmintás t-próba használatára alapszik. Vizsgálatunk során, a sérült sportolók felső végtagi: váll-és könyök ízületi funkcióiban az ép sportolók ízületi elmozdulásához képest szignifikáns eltérés nem volt tapasztalható ($p \geq 0.05$). Míg az ízületi elmozdulásban nem, úgy a felső végtag izommunkájában szignifikáns eltérés volt tapasztalható, ép izomzat esetében is a fenti táblázatban összefoglalt izmok esetében ($p \leq 0.05$).

A sérült sportolók térdizületi mozgásában és izommunkájában szignifikáns eltérés volt tapasztalható az ép sportolóhoz képest, mint a törzs munkája esetén ($p \leq 0.05$). További feltételezésünk volt, hogy a sérülések következtében szignifikáns eltérés várható a teljesítményben (3. ábra), valamint a mozgás során kifejtett erő mértékében is (4. ábra), mely szintén valósnak bizonyult.

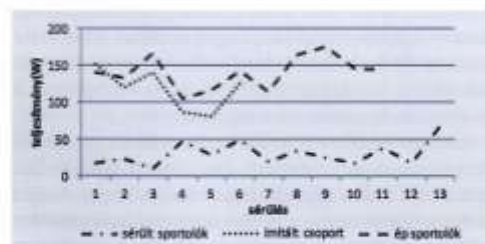
Szintén szignifikáns eltérést feltételeztünk a talptámasz használatának mértékében (5. ábra). Ezen feltételezésünk is valósnak bizonyult, ami alapján elmondhatjuk, hogy a sérültek teljesítménye a sérülés miatt kialakult csöként talptámasz következtében alacsonyabb. Ép sportolók mozgását lekorlátozva - sérülést imitálva is elvégeztük a mérés

TANULMÁNYOK

IZOMAKTIVITÁS (V)	MAXIMUM IZOMAKTIVITÁS (V)	MINIMUM IZOMAKTIVITÁS (V)
jobb musculus deltoideus [pars anterior]	4.665742656	0.645449691
jobb musculus latissimus dorsi	6.036495877	0.474521848
jobb musculus pectoralis major	2.815697069	0.210669269
jobb musculus biceps brachii	5.457707555	0.290835127
jobb musculus obliquus externus abdominis	3.84236203	0.29226708
jobb musculus rectus femoris	0.611192986	0.086136109
jobb musculus biceps femoris	0.159777748	0.042693464
bal musculus deltoideus [pars anterior]	4.661012515	0.28323154
bal musculus latissimus dorsi	5.477268605	0.436435227
bal musculus pectoralis major	1.693197947	0.162249574
bal musculus biceps brachii	4.515546902	0.239271472
bal musculus obliquus externus abdominis	3.538095715	0.284531448
bal musculus rectus femoris	0.762157001	0.142123456
bal musculus biceps femoris	0.249579678	0.048704666
IZULETI MOZGÁS (FOK)	IZULETI MOZGÁS MAXIMUM	IZULETI MOZGÁS MINIMUM
jobb könyök flexio	143.6649576	82.50541389
bal könyök flexio	151.349443	86.19727827
jobb vállízület flexio	96.85065235	74.52362418
bal vállízület flexio	96.16258849	70.53883014
lörzs rotatio	60.32294202	9.694399497
jobb térd flexio	150.8562455	120.2940995
bal térd flexio	156.292793	126.7840124
TALPNYOMÁS (NEWTON)	MAXIMUM TALPNYOMÁS	MINIMUM TALPNYOMÁS
bal talptámasz	378.9969455	37.23968426
jobb talptámasz	338.0862312	49.67955413

2. táblázat | Ép sportolók határértékei

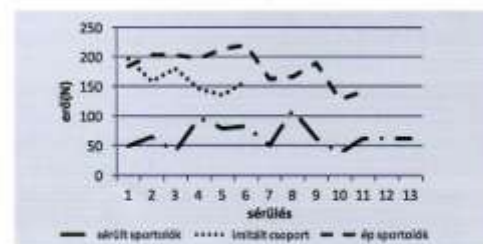
seket. A mérések eredményeinek kiértékelései során minden esetben, mind az ízületi elmozdulásban, mind az izom munkában szignifikáns eltérés volt tapasztalható az épekhez képest. Az adott „sérülés” olyan mértékben megváltoztatta a sportolók mozgását, hogy ebben az esetben még a felső végtag ízületi mozgásában is szignifikáns eltérés volt tapasztalható.



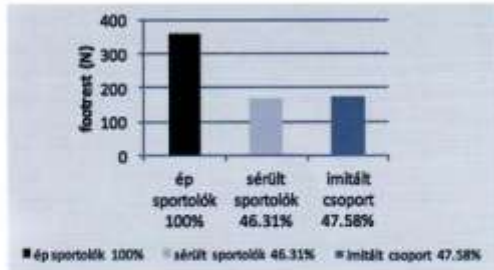
3. ábra | Elit férfi kajakosok átlag teljesítménye 200 m-en

MEGBESZÉLÉS

A szignifikánsan eltérő ízületi - és izomfunkciók mellett további összefüggéseket találtunk a talptámasz használata és a húzás hossza között (6. ábra). A talptámasz kisebb használata, megváltozott húzáshossz kivitelezését eredményezi. Ennek megfelelően a sérültek húzáshossza szignifikánsan eltér az épek eredményeitől.



4. ábra | Elit férfi kajakosok erő kifejtése 200 m-en



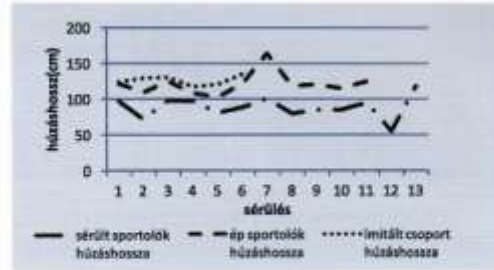
5. ábra | Elit férfi kajakosok talptámasz használata 200 m-en

Munkánk különlegességét képezte, a kajak ergométer talptámaszába épített erőmérő, melynek segítségével magyarázatot kaptunk használatának fontosságáról. A gyakorlatot és szakirodalmat tekintve pontos mérések az alsó végtag által kifejtett erőről még nem történtek. Az általunk kifejlesztett és használt műszer adatai megmutatják, mennyivel kevésbé tudják a sérültek kihasználni a támaszkodás lehetőségét, így csökkent munkára képesek az amúgy is sérült izmok, ennek következtében lekorlátozódik egyes ízületek mozgástartományá, míg más ízületet kompenzál, ami az izomműködés további változását eredményezi, mindez végül a teljesítményben mutatkozik meg. Számunkra igen fontos volt, hogy egy-egy sérülés esetén a sportoló mennyire képes kihasználni ezt a támaszkodást és ez, hogy befolyásolja a meglévő funkciókat. Munkánkkal rávilágított arra, hogy bizonyos esetekben a talptámasz kihasználásának, így a teljesítmény csökkenésének technikai okai vannak, vagy ténylegesen a sérülés következménye.

Az imitált csoport esetében szintén megmutatkozik a csökkent talptámasz használat. A sérült és az előidézett sérülések majdnem azonos eredményei rámutatnak arra,

FEHASZNÁLT IRODALOM

1. Alacid, E., Marfell-Jones, M., Muyor, et al. Kinanthropometric comparison between young elite kayakers and canoeists. *Coll Antropol*, 2013; 39: 119-124
2. Begon, M., Colloidal, F., & Sardain, F. Lower limb contribution in kayak performance: modelling, simulation and analysis. *Multibody System Dynamics*, 2010; 23: 387-400.
3. Besek Z., Páncsál R., Illyés Á., Kocsis L., Kész RM. Gait parameters of patients with osteoarthritis of the knee joint. *Facta Universitatis: Series Physical Education and Sport*. 2006; 4: 9-16.
4. Bunkofers A., Thorsteinsson A. Effects of Kayak Ergometer Training on Motor Performance in Paraplegics. *Int J of Sports Med*. 2006; 27: 824-9.
5. Brown, N. B., Lauder, M., Dyson, R. Activation and contribution of trunk and leg musculature to force production during on-water sprint kayak performance. *International Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive*, 2010; 28: 1-4
6. Dempster WT. Space requirements of the seated operator. *Wright - Patterson Air Force Base, OH/WADC Technical Report* 1995: 55-150
7. Fleming, N., Donne, B., Fletcher, D., & Mahony, N. 2012. A biomechanical assessment of ergometer task specificity in elite flatwater kayakers. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11(1), 16-25
8. Fontana V., Bégin, M., Lacouture, P. et al. 2014. Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System*



6. ábra | Elit férfi kajakosok átlag húzáshossza 200 m-en

hogy az egyes sérülések esetében valóban az általunk mért eredmények várhatóak, tehát a sérülésből származóan adja a sportoló képességeit, nem az eltérő technikából.

Minden sportoló edzettségi állapota más-más, főleg sérültek esetében. Ép sportolók talptámasz munkájuknak köszönhetően erőteljesebb törzsmunkát végeznek, rövidebb és erőteljesebb húzáshossz mellett képesek az adott teljesítmény kivitelezésére. Sérülés esetén, legyen az szimmetrikus vagy aszimmetrikus, a talptámaszt a sportoló nem képes megfelelően kihasználni, a törzs mozgása megváltozik, és az épnek tekinthető felső végtag munkájával próbál kompenzálni, ennek következtében a húzás hossza jelentősen megváltozik. Ezen eredmények alapján nagyobb rávilágítottunk arra, hogy egyes sérülések esetében milyen mértékű ízületi- és izomműködés, valamint teljesítményváltozás jelentkezik az épekhez képest.

Az eredmények további összefüggések vizsgálatát teszik lehetővé, amely még pontosabb képet adhat a sérült sportolók mozgásáról. A parasport rohamos fejlődése és fontossága figyelhető meg, amely fontossá teszi, hogy a szakirodalomban is komolyabb teret kapjon.

9. Legg, D., Burchell, A., Jarvis, P. et al. 2010 The Athletic Ability Debate - Have We Reached the "Tipping Point?". *Paalestra*, 25: 19-25
10. Limonta E., Squadrone R., Rodano R. et al. Tridimensional kinematic analysis on a kayaking simulator: key factors to successful performance. *Sport Sciences for Health*. 2010; 6: 27
11. Lovell, G., Lauder, M. 2001. Bilateral strength comparisons among injured and non injured competitive flatwater kayakers. 10: 3-10
12. McDonnell, L. K., Hume, P.A., Nolte, V. 2012. An observational model for biomechanical assessment of sprint kayaking technique. *Sports Biomechanics*, 11: 507-523.
13. Michael, J. S., Smith, R., Rooney, K. B. 2008. Determinants of kayak paddling performance. *Sports Biomechanics*, 8: 167-179
14. Skinner, A. Paddling with a disability. *Paddles Up (English Version)*, 2007: 11-11
15. van Someren, K. A., Howatson, G. Prediction of Flatwater Kayaking Performance. *International Journal of Sports Physiology & Performance*, 2008; 3: 207-218

Levelezési cím: nemet.bernadett@gmail.com

Kertészné, N. B ; Terebessy, T ; Szőke, Gy ; Bejek, Z

Kinesiology of kayaking in case of physical disability with a special focus on footrest

International Journal of Physical Education, Sports and Health 7 : - pp. 162-166. , 5 p. (2020)

Folyóiratcikk/Szakecikk (Folyóiratcikk)/Tudományos[31261597] [Jóváhagyott]

International Journal of Physical Education, Sports and Health 2020; 7(1): 162-166



Bernadett Kertészné Nemet
Ph.D. Studies Orthopedic Department, Orthopedic Clinic-Semmelweis University, Budapest, Hungary

Tamas Terebessy
Orthopedic Department, Orthopedic Clinic-Semmelweis University, Budapest, Hungary

Gyorgy Szoke
Orthopedic Department, Orthopedic Clinic-Semmelweis University, Budapest, Hungary

Zoltan Bejek
Orthopedic Department, Orthopedic Clinic-Semmelweis University, Budapest, Hungary

Corresponding Author:
Bernadett Kerteszne Nemet
Ph.D. Studies Orthopedic Department, Orthopedic Clinic-Semmelweis University, Budapest, Hungary

Kinesiology of kayaking in case of physical disability with a special focus on footrest

Bernadett Kerteszne Nemet, Tamas Terebessy, Gyorgy Szoke and Zoltan Bejek

Abstract
During kayaking, the whole body works in a perfect harmony. While the trunk is doing a rotation, flexion-extension helps to the upper limb to create a special cyclic paddle. The purpose of this study was to gain whether there were any significant differences between disabled and non-disabled kayakers with special focus on the use of footrest. **Methods:** Thirteen (n=13) elite physical disabled athletes, eleven (n=11) elite non-disabled athletes and nine (n=9) athletes whose movements were artificially limited to imitate disabled conditions were measured. **Results:** Upper limb muscle activities were significantly different in the disabled group. In the disabled group, knee and trunk motions and muscle activities were also significantly different compared to the non-disabled group. Significant differences were found in performance, force and footrest use. **Conclusions:** Our results proved our assumption that motions and muscle activities of disabled and non-disabled athletes were significantly different.

Keywords: Physical disability, sport, kayak, kinesiology.

Introduction
Sports and specifically kayak are not only for non-disabled athletes, but are examples of activities pursued by disabled people all over the world. Physical exercise is a very important part of life, especially in the case of disability [17]. Exercising supports both mental and physical well-being. Kayak is one of the sports suitable for physical disabled (later disabled) people. Sports can be a hobby or a profession for the disabled athlete. Para kayak is a sport recently adopted by disabled athletes, particularly its professional version, and it is not well described in terms of biomechanics. For this reason we chose to study para kayak. Para kayak became a formal event at the 2016 Paralympic Games. Kayak-canoe is a sport requires a specialised technique and intense physical effort [1, 6]. The purpose of this study is to gain a better understand of the disabled persons' kayaking motions and to probe whether there are significant differences between disabled and non-disabled kayakers with special focus on the use of footrest. A Weba sport kayak ergometer, surface electromyography (Siemens EMG), and a 3-dimensional Vicon (MX T40) camera system were used to record the data, and a combination MATLAB and MS Excel system was used to analyse all of them to get the results [18]. This specialised biomechanical method is a very effective and helpful analytical tool for other motions such as walking as well as surgical planning, orthopaedic follow-up and adaptive individual rehabilitation [2, 9]. A scientific literature search shows the importance of para kayak method in rehabilitation and recreation [20], in disability sports a level playing field is imperative, therefore the International Paracanoe Committee has created three categories for disabled athletes: Cluster 1, Cluster 2, and Cluster 3. These categories are not in direct correlation with levels or kinds of disability; instead, they indicate what kind of movements the athletes are able to carry out. Category Cluster3 is the most active and stable group [21]. We hypothesised that the injury of the trunk and lower limbs does not hinder upper limb motions and muscle activities in the case of disability. Therefore, we did not expect significant differences between upper limb activity data from non-disabled and disabled athletes. We expected to find significant differences in the data describing the motions of the trunk, the lower extremities, and the footrest.

A decrease in performance was hypothesised because of the lack of footrest use. We assumed significant differences both in force and performance.

It was important to determine the minimum and maximum limit values of the ranges of motion of the joints, muscle activities, and force applied to the footrest, in both non-disabled and disabled athletes [10, 13, 14, 15]. The data of non-disabled athletes can serve as a starting point for the exploration of the expected movements of disabled athletes. We have also measured additional non-disabled athletes whose movements were artificially limited to imitate disabled conditions ("imitation disabled" group). Our study measured the accurate force of the lower limb by use of a built-in special dynamometer (devised locally in the laboratory) in the footrest during kayaking. Data from the literature shows that the contribution of lower limbs is a crucial point in kayaking, but due to the difficulty of measurement there is no accurate force data available [4, 6, 7, 11, 12, 16]. It is possible that this force is not crucial for non-disabled athletes, but in disability it can be determined, because these athletes are not able to use their lower limbs for support via the footrest or only in a modified fashion. The supporting function of the lower limbs and the footrest helps the entire body to use the correct technique [7, 12, 13, 16] and when this function is missing the athlete's technique changes. That was the rationale for trying to learn more about this factor.

The aim of our study was to gain more information about the kinematic and muscle activities of disabled kayakers. These data may indicate what kind of motions can be expected from athletes with specific injuries.

The study was carried out in a special biomechanical laboratory at the Semmelweis University Orthopaedic Clinic in Budapest, Hungary, and supported by the University of Sport Sciences and the kayak-canoe department of the Hungarian National Sport Club.

Materials and Methods

A homogeneous group of athletes was chosen to guarantee more accurate results. All the athletes were professional male paddlers. Ethical approval has been obtained from the Ethics Committee of Hungary 14528-1/2019/EKU.

Thirteen ($n=13$) elite physical disabled athletes (age range: 18-40 years, height range: 164-194 cm, body mass range: 74-93 kg), eleven ($n=11$) elite non-disabled athletes (age range: 18-40 years, height range: 172-197 cm, body mass range: 72-96 kg) and nine ($n=9$) imitation disabled (age range: 18-40 years, height range: 172-197cm, body mass range: 72-96kg) paddlers were measured on a kayak ergometer. Before the three-dimensional measurement the following arrangements were necessary:

Step 1: Anthropometric data have been recorded in the Vicon system: the length of the lower limbs (from the anterior superior iliac spine to the medial malleolus), width of the knee (from the medial side to the lateral side condyle of the tibia), width of the ankle (from the medial to the lateral side of the malleolus), distance of the shoulder and axilla (from the acromion to the axilla), the width of the elbow (from the medial to the lateral condyle of the humerus), width of the wrist (from the processus styloideus radii to the distal ulna) and the thickness of the palm (3rd metacarpal joint) [8]. A special mechanical examination based on the International Paracanoe Committee (IPC) [9] was used to check the disabled athletes' actual performance. In the imitation disabled group, the athlete's motions were artificially limited to imitate disabled conditions using special appliances.

Step 2: Light-reflecting markers were applied to anatomical points according to the Plug-in Gait protocol in Vicon system: acromion, suprasternal notch, distal part of sternum, upper part of humerus, lateral condyle of humerus, upper part of forearm, processus styloideus radii, distal part of ulna, 3rd metacarpal, anterior superior iliac spine, posterior superior iliac spine, upper part of femur, lateral condyle of femur, upper part of tibia, and lateral malleolus.[4] These markers were observable by the three-dimensional cameras.

Step 3. After fixing the markers on to the anatomical points and disinfecting the skin, electromyography electrodes were applied to the middle third of most important muscles both on the left and right side: latissimus dorsi muscle, anterior deltoid muscle, and pectoralis major muscle, biceps muscle of the arm, rectus femoris muscle, biceps femoris muscle, and external oblique abdominis muscle [6, 7].

The measurement process of the athletes were supervised by a physician and a coach. A Weba sport kayak ergometer, surface electromyography (EMG), and a 3-dimensional Vicon (MX T40) camera system were used to record the data. We used a Polar heart rate monitor to control the heart rate of the athletes during the investigation. Athletes were asked to complete a warm-up distance, then paddle a distance of 200 meters with 80% submaximal intensity, followed by cool down until their heart rate decreased to the prescribed range (minimum warm up heart rate, determined individually for each athlete). 200 meters is an official competition distance for both non-disabled and disabled athletes. All athletes were investigated during the same period, between 8:00 AM and 12:00 AM in all cases. If the disabled athlete competes wearing their prosthesis or orthosis, they were instructed to wear the prosthesis or orthosis during the investigation. Motions were observed with the help of the light-reflecting markers and the specialised 3-dimensional camera system. Muscle activity was also recorded in the Vicon system with the surface EMGs. Force and performance like the power of the footrest were recorded in the system of the kayak ergometer. All the measured values have been processed through MATLAB system. Welch was used through Excel system to evaluate the median values, providing a 95% confidence interval (CI).

Results

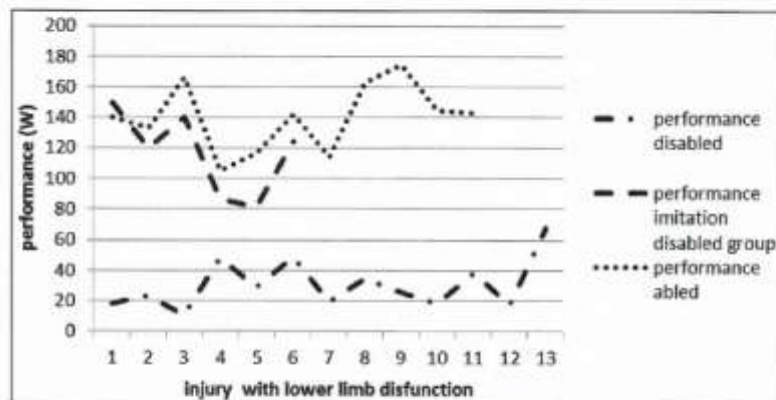
The average values were determined in non-disabled kayakers and the data were used to determine whether data measured in disabled athletes were significantly lower than the data of non-disabled athletes. (Table 1) In line with our basic assumption, range of motion of the upper limbs was not significantly different between disabled athletes and non-disabled athletes ($p \geq 0.05$). However, muscle activities were significantly different in the disabled group compared to the non-disabled group ($p \leq 0.05$). In the disabled group the knee joint and trunk motions and muscle activities were also significantly different compared to those in the non-disabled group ($p \leq 0.05$). We also hypothesised that there would be a significant difference in performance and force, due to the involvement of the trunk or the lower limbs. For this reason, we expected that in the disabled group performance would decrease due to the lack of support via the footrest. This was underlined by measurements of athletes in the imitation disabled group, where the athletes were not able to use footrest in many cases and their performance was comparable to that of the disabled athletes. The imitation disabled group's data were analysed and significant differences were identified in all joint movements, except trunk and muscle activities.

Table 1: Summary table about the average values: range of motions, muscle activity and force of footrest in 200m kayaking in case of abled and disabled athletes

Summary Table		
Muscle activity (v)	Values	
	Disabled athletes	Abled athletes
Right musculus deltoideus	2,13	2,65
Right musculus latissimus dorsi	1,64	3,25
Right musculus pectoralis major	0,63	1,51
Right musculus biceps brachii	1,09	2,87
Right musculus obliques externus abdominis	1,83	2,06
Right musculus rectus femoris	0,05	0,34
Right musculus biceps femoris	0,04	0,10
Left musculus deltoideus	0,80	2,47
Left musculus latissimus dorsi	0,63	2,95
Left musculus pectoralis major	0,60	0,92
Left musculus biceps brachii	0,25	2,37
Left musculus obliques externus abdominis	0,39	1,91
Left musculus rectus femoris	0,02	0,45
Left musculus biceps femoris	0,08	0,14
Joint movement (degree)	Disabled athletes	
Right elbow flexion	111,52	112,98
Left elbow flexion	115,07	115,77
Right shoulder flexion	84,77	85,68
Left shoulder flexion	83,66	83,85
Trunk rotation	0,07	12,98
Right knee flexion	5,40	17,89
Left knee flexion	4,24	22,04
	Abled athletes	
Left footrest (newton)	96,97	208,11
Right footrest (newton)	79,20	193,88

The differences in performance (Figure 1), force applied to both footrests (Figure 2) and force (Figure 3) were significant ($p < 0.05$). Accordingly, we can state that our hypothesis positing that kayaking motions in disabled and non-disabled

athletes are significantly different was correct. The measurements from the imitation disabled group also reinforce our results.

**Fig 1:** Comparison of the performance of professional male single kayakers in 200m kayaking.

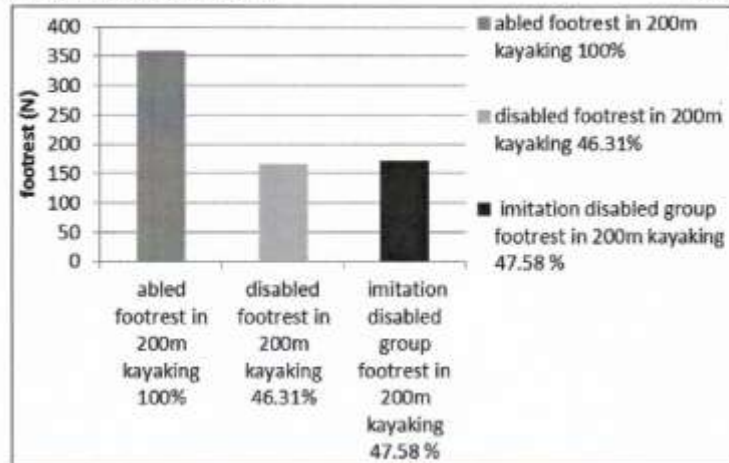


Fig 2: Comparison of the average footrest value in 200m kayaking by professional male single kayakers

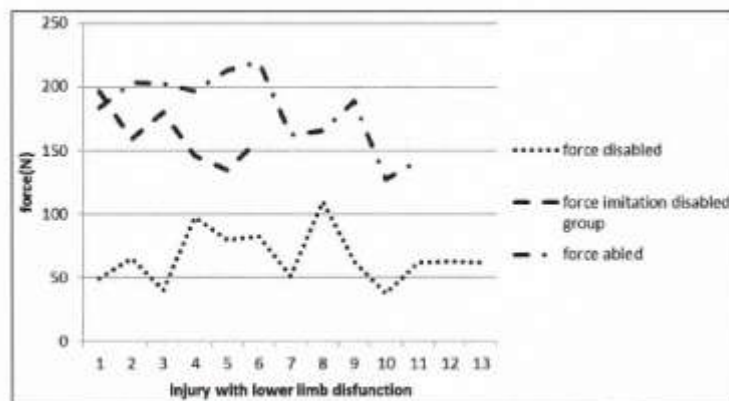


Fig 3: Comparison of the force by professional male single kayakers in 200m kayaking.

Discussion

In kayaking, non-disabled athletes are able to use the footrest fully, facilitating the correct execution of specialised technique, and they are able to output more force and longer stroke length and higher performance. In case of either symmetric or asymmetric disability, the athletes are unable to use the footrest fully, and as a consequence these athletes compensate their motions with their trunk and healthy upper limbs. These factors result in a shorter stroke length as well as lower force and performance. A special feature of our study was a built-in dynamometer in the footrest. With this dynamometer the force applied to the footrest could be measured numerically. The literature contains a profusion of data about the importance of kayaking in rehabilitation [6], but there is not enough information about the use of footrest in kayaking. Although the importance of lower limbs and the footrest have already been investigated [10], the force applied to the footrest has never been measured. Our study also demonstrated that the force applied to the footrest is also crucial in the case of disabled elite kayakers. The small

investigational group supported us to be more accurate. In conclusion, we are confident that hobby and professional sports can be highly advantageous for disabled persons. In a lot of cases sports means life. Our study provided novel information about how an athlete compensates to be able to do kayaking with a physical disability, and we obtained new data on differences in performance and force. The results indicate the need for further investigations of the correlations we have uncovered, and hopefully we can learn more about the motion of disabled athletes in this sport. Our results greatly contribute to devising appropriate training methods to avoid sports injuries a major issue in professional sports. Injuries can mean long periods of absence from the racing calendar and they should be avoidable. They can also bring about both physical and emotional problems. Data can indicate the way to more specialised and individually tailored training methods for coaches and athletes. Better training methods result in better performance for both non-disabled and disabled paddlers. As para sports show a growing trend, scientific research should focus more on this area. A deeper

understanding of para sports can ensure better professional training for para-athletes, although our hope is that the results of this study can provide motivation to all disabled persons for any kind of sporting activities and not only for professional sports. In conclusion, we are confident that hobby and professional sports can be highly advantageous for disabled persons

Acknowledgement

Bernadett Kertesz Nemet as the corresponding author, declare, that the manuscript was controlled and assessed by co-authors. This manuscript is not in duplication progression by other journal. The investigation did not receive financial support from any sponsor. The authors would like to express a great debt of gratitude to the participants of the study. This research was performed in the biomechanical laboratory of the Orthopaedic Clinic of Semmelweis University, which provided facilities and appropriate conditions for the study with MXT three dimensional camera system. Ethical approval has been obtained from the Ethics Committee of Hungary 14528-1/2019/EKU. I'm truly grateful for my co-author's assistance and for the opportunity to work in the laboratory.

Conflicts of Interest

The authors declare that they have no conflicts of interest. The manuscript was controlled and assessed by all authors. The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

References

- Begon M, Colloud F, Sardain P. Lower limb contribution in kayak performance modelling, simulation and analysis. *Multibody SYST Dyn.* 2010; 23:387-400.
- Bejek Z, Paróczai R, Illyés Á, Kocsis L, Kiss RM. Gait parameters of patients with osteoarthritis of the knee joint. *Facta Universitatis: Series Physical Education and Sport.* 2006; 4(1):9-16.
- Bjerkefors A, Thorstensson A. Effects of Kayak Ergometer Training on Motor Performance in Paraplegics. *Int J of Sports Medi.* 2006; 27:824-9.
- Brown MB, Lauder M, Dyson R. Activation and contribution of trunk and leg musculature to force production during on-water sprint kayak performance. *International Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive.* 2010; 28:1-4.
- Dempster WT. Space requirements of the seated operator. *Wright-Patterson Air Force Base, OH.WADC Technical Report, 1995, 55-159.*
- Fleming N, Donne B, Fletcher D *et al.* Effect of kayak ergometer elastic tension on upper limb EMG activity and 3D kinematics. *J Sports Sci and Med.* 2012; 11:430-437.
- Hibbs AE, Thompson KG, French DN, *et al.* Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *Electromyography Kines.* 2011; 21:102-111.
- <https://www.canoeichf.com/classification>
- Illyés Á, Bejek Z, Szilávik I, Paróczai R, Kiss RM. Three-dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *Facta Universitatis: Series Physical Education and Sport.* 2006; 4(1):27-34.
- Lovell G, Lauder M. Bilateral strength comparisons among injured and non-injured competitive flatwater kayakers. *J Sport Rehabil.* 2001; 10:3-10.
- Limonta E, Squadrone R, Rodano R *et al.* Tri dimensional kinematic analysis on a kayaking simulator: key factors to successful performance. *J Sport Health Sci.* 2010; 6:27-34.
- McDonnell LK, Hume PA, Nolte V. An observational model for biomechanical assessment of sprint kayaking technique. *Sports Biomech.* 2012; 11:507-523.
- McKean MR, Burkett B. The relationship between joint range of motion, muscular strength, and race time for sub-elite flat water kayakers. *J Sci Med. Sport* 2010; 13:537-542.
- Michael JS, KB Rooney, Smith RM. The dynamics of elite paddling on a kayak simulator. *J Sports Sci.* 2012; 30:661-668.
- Michael JS, Smith R, Rooney KB. Determinants of kayak paddling performance. *Sports Biomech.* 2009; 8:167-179.
- Nilsson JE, Rosdahl HG. I. Contribution of Leg-Muscle Forces to Paddle Force and Kayak Speed during Maximal-Effort Flat-Water Paddling. *Int J Sports Physiol.* 2016; 11:22-27.
- Shoga D. The social construction of disability: The impact of statistics and technology. *Adapt Phys Act Q.* 1998; 15:269-277.

Kertészne Nemet, Bernadett ✉; Terebessy, Tamas ; Bejek, Zoltan

Ép és mozgásukban korlátozott kajakos sportolók biomechanikai mozgáselemzése és összehasonlító vizsgálata [Biomechanical and functional comparison of kayaking by abled-disabled athletes]

ORVOSI HETILAP 160 : 52 pp. 2061-2066. , 6 p. (2019)

DOI WoS PubMed

Folyóiratcikk/Szaccikk (Folyóiratcikk)/Tudományos[31202176] [Érvényesített]

IF: : 0,497



Keywords: kayak, disabled sport, biomechanics

Kertészné Német B, Terebessy T, Bejck Z. [Biomechanical and functional comparison of kayaking by abled – disabled athletes]. *Orv Hetil.* 2019; 160(52): 2061–2066.

(Beérkezett: 2019. március 23.; elfogadva: 2019. június 20.)

Rövidítések

EMG = elektromiográfia; KL = (kajak cluster) kajakkategória

A világon egyre növekvő számban vesznek részt a kajak-sportágban mozgássérültek is, ami magyar vonatkozásban is elmondható. A sportág népszerűségét és fejlődését dinamikáját jelzi, hogy a 2016-os paralimpán már hivatalos versenyszámként volt jelen. A mozgásukban megváltozott sportolók esetén, sérültségükhöz adódóan, az egészséges sportolókra jellemző kinetika lánc sérül, illetve a mozgássorba kompenzatorikus elemek épülnek be [1, 2]. Mindez természetesen függ a kieső mozgásszervi funkció helyétől, mértékétől és jellegétől. A különböző mozgásszervi sérülések, valamint kompenzációs mozgásminták különböző teljesítményt és mozgáskivitelezést eredményeznek. Ebből következően a más és más típusú sérüléssel rendelkező sportolók teljesítménye is különböző. A mozgássérült sport (parasport) célja az esélyegyenlőség megteremtése a különböző mértékben megváltozott képességű sportolók számára [3]. Ebből kifolyólag a para kajak-kenu sportban a Nemzetközi Para Kajak-Kenu Szövetség három versenyzési kategóriát hozott létre, melyeket a Nemzetközi Paralimpiai Bizottság is elfogadott. Ennek megfelelően a sportolók három kategóriában vehetnek részt a versenyeken: KL.1 – a minimális funkcióval rendelkező sportolók, KL.2 – a közepes funkcióval rendelkező sportolók, KL.3 – a legnagyobb stabilitással rendelkező sportolók csoportja [4].

A szakirodalomban viszonylag kevesen foglalkoznak a para kajak-kenu mechanikai vizsgálatával. Munkánkon keresztül szeretnénk jobban megismerni a sportág mozgásmechanizmusát mozgáskorlátozottság esetén. Kutatásunkban az ép sportolók mozgásfunkcióinak határértékeit kívántuk meghatározni, majd megmérve a mozgásukban korlátozott sportolók mozgásfunkcióit, meghatározhatunk, hogy a sérülések valóban szignifikánsan eltérő mozgásfunkciókat eredményeznek, és ezek mely területeken tapasztalhatók. Célunk az ép sportolók mozgásának modellezése volt [5], melyhez Weba sportkajak-ergométert, felületi EMG-t, valamint Vicon MX T40 3D-kamerarendszert használtunk. Az ép sportolók ízületi mozgástartományának és izomműködésének mérésével és meghatározásával kiindulási állapot teremthetünk a sérült sportolók mozgásának vizsgálatához [6–9]. További célunk volt előidézni ép sportolók esetében a sérült sportolóéhoz hasonló funkció hiányából fakadó korlátozott mozgásmintát, ezzel vizsgálva azt, hogy mi-

lyen mértékben változik ízületeiknek a mozgási lehetősége, illetve izomműködésük. A vizsgálat részét képezte a felső végtag mozgásának és izomműködésének vizsgálata is, annak ellenére, hogy mindegyik csoport esetében egészséges felső végtag volt jellemző.

Feltételezésünk volt, hogy a sérültek alsó végtagi, valamint törzsi érintettségének következtében a felső végtag szabad mozgása és izommunkája lehetséges, így abban szignifikáns különbség nem várható az épekhez képest [2, 10–14]. További feltételezésünk volt, hogy szignifikáns különbség mutatkozik a törzs mozgástartományában, valamint izommunkájában, és az alsó végtag ízületi mozgásában és izommunkájában. Az eltérő mozgástartomány és izomműködés következtében feltételeztük, hogy a mozgás során kifejtett erőben és teljesítményben szintén szignifikáns eltérés várható.

Anyag és módszer

A vizsgálat során 13 mozgássérült elit sportoló (*I. táblázat*) ($n = 13$) ($\pm 18/\pm 40$ éves, ± 164 cm/ ± 194 cm magas, ± 74 kg/ ± 93 kg testsúly), 11 ép elit sportoló ($n = 11$) ($\pm 18/\pm 40$ éves, ± 172 cm/ ± 197 cm magas, ± 72 kg/ ± 96 kg testsúly), valamint 9 ép sportoló, akikből a mozgássérültséget imitáló csoportot hoztuk létre ($n = 9$)

I. táblázat | A megváltozott képességű sportolók sérüléseinek összefoglalása

Sportoló	Sérülés
1.	Progresszív krónikus polyarthritisz alsó végtagi mozgáskorlátozottsággal
2.	Perifériás artériás szűrés alsó végtagi izomműködés zavarral
3.	Összetett trauma sérülés alsó végtagi rúdállítól
4.	Hátsó-Méliek-lér
5.	T11 komplett lésio
6.	Pat ogainovatus
7.	C6 inkomplett lésio
8.	L1 komplett lésio
9.	Spina bifida + amputáció
10.	T12-L1 komplett lésio
11.	T12 komplett lésio
12.	Cerebrális parezise
13.	Hemofília alsó végtagi trifenit diszfunkcióval

EREDETI KÖZLEMÉNY

($n=18/40$, ± 172 cm/ 197 cm magas, ± 72 kg/ 96 kg testtölyű) vett részt a mérésben.

Kutatásunkhoz a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinikájának megfelelő helyszínnel és eszközzel rendelkező biomechanikai laboratóriuma állt rendelkezésre, aminek további segítségét a Testnevelés- és Sporttudományi Egyetem kajak-kenu szakága és a Honvéd Sportegyesület szakodója biztosította. Munkánk további pon-



1. ábra | Ép sportoló simlós szimulátor helyzetben történő vizsgálata



2. ábra | Speciális beültetőmód



3. ábra | Speciális beültetőmód

tostásához az ép sportolók közül létrehoztunk egy mozgássérültséget utánozó csoportot (a későbbiekben: imitált csoport), akiknek szintén lementük a mozgásfunkcióit sérülést előidézett állapotban (1. ábra). A mérések során saját készítésű speciális beültetőmodelleket (2. és 3. ábra) és a megváltozott képességű sportolók által is használt kiegészítőket alkalmaztunk.

Az imitált csoport vizsgálatával munkánk pontosságát kívántuk igazolni. Az eredményesség és pontosság céljából homogén csoport vizsgálatára törekedtünk, melynek tagjait férfi kajakosok alkották. A sportoló teljes körű tájékoztatásban részesült a vizsgálatot illetően, 14528-1/2019/EKU ügyiratszámú dokumentum jóváhagyásával.

A sportolók anamnézisének részét képezte az antropometriai adatok rögzítése: életkor, testtöly, testmagasság, az alsó végtagok hossza (spina iliaca anterior superior-tuberositas tibiae-malleolus medialis távolság), a tibia condylus medialis-lateralis közötti távolság, a malleolus medialis-lateralis közötti távolság, míg a felső végtagon a jobb és bal oldalon az acromion-axilla távolság, a könyökcsővelség-humerus epicondylus medialis-lateralis közötti távolság, a processus styloideus radii-processus styloideus ulnae közötti távolság, és a kézen a 5. metacarpus közrész harmadalmán mért vastagság [2].

Ép sportolók esetében elegendő volt a fent leírt adatok felvétele. A megváltozott képességű sportolók esetében rögzítettük a sérülést, annak idejét, szükség esetén a műtéti eljárást és a vizsgálatkori funkcióképességet: ehhez a Nemzetközi Para Kajak-Kenu Szövetség által hitelesen használt vizsgálati lapot használtuk fel, mely a versenyzési kategorizálövizsgálat alkalmával is használatos [4].

A fent leírt vizsgálatot követően felhelyeztük a fényvisszaverő markereket a mérésünkhöz szükséges, a Vicon-rendszer részét képező Plug-in-Gait protokoll felhasználásával a meghatározott anatómiai pontokra, kétoldalú ragasztócsík segítségével [15, 16]. Majd megfelelő előkészülettel (szőrtelenítés, bőrfertőtlenítés) felhelyeztük a felületi EMG-elektroddákat, amikor a sportoló már a kajakergómezőre ült. Az elektroddák a mozgás szempontjából legmeghatározóbb izmokra kerültek felhelyezésre: musculus [m.] latissimus dorsi, m. deltoideus medialis, m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. obliquus externus abdominis [10, 11]. Minden esetben egyenként ellenőrzésre került az elektroddák megfelelő működése, ami az adott izom maximális megfeszítésével történt.

A sportolókat felkértük (pulzusszámláló óra kontrollja mellett) a bemelegítésre 50%-os intenzitással, majd a megfelelő pulzus eléréskor 200 méteres táv levezetésére kértük őket 80%-os szubmaximális intenzitással, végül levezetésként adóig vezetett a sportoló, míg pulzusa el nem érte a megfelelő tartományt, mely a jelenlét év szakemberék és az óra segítségével került meghatározásra, minden sportoló esetében egyénre szabottan. A mérések minden esetben orvos és szakodó jelenlétében történtek.

EREDÉTI KÖZLEMÉNY

2. táblázat | A mozgás szempontjából legmeghatározóbb izmok, ízületek és a tapintásvizsgálattal mérhető maximális-mínimális értékeik összehasonlítása

	1. Mozgásszerű sportolók		2. Ép sportolók	
	Mínimum 1	Maximum 1	Maximum 2	Mínimum 2
Az izmok működése (volt)				
Jobb musculus deltoidicus	0,0649787	4,210899486	4,665742656	0,04544969
Jobb musculus latissimus dorsi	0,2664981	2,015601763	6,036495877	0,67452185
Jobb musculus pectoralis major	0,0706538	1,208953053	2,815497069	0,21060937
Jobb musculus biceps brachii	0,1490737	2,039204897	5,457707555	0,29083513
Jobb musculus obliquus externus abdominis	0,0379853	3,631129283	3,84226205	0,29226708
Jobb musculus rectus femoris	0,031642	0,073092143	0,611192986	0,08613611
Jobb musculus biceps femoris	0,0562646	0,080883908	0,159777748	0,04269346
Bal musculus deltoidicus	0,0206577	1,593485667	4,661012515	0,28323154
Bal musculus latissimus	0,0264739	1,236054468	5,477268605	0,43643533
Bal musculus pectoralis major	0,0493882	1,162977448	1,692197947	0,16224957
Bal musculus biceps brachii	0,0017841	0,502310237	4,515546902	0,23927147
Bal musculus obliquus externus abdominis	0,0190498	0,764191923	3,538095715	0,28453145
Bal musculus rectus femoris	0,003109	0,054053792	0,762157001	0,14212346
Bal musculus biceps femoris	0,0106907	0,181331497	0,249579678	0,04870467
Ízület mozgás (fok)	Mínimum 1	Maximum 1	Maximum 2	Mínimum 2
A jobb könyök flexiója	82,143277	142,9146023	142,4649576	82,5054139
A bal könyök flexiója	80,781717	142,3674876	151,349443	80,1972783
A jobb váll flexiója	73,28502	92,35629838	96,85665235	74,5236242
A bal váll flexiója	70,410522	96,92792635	97,16258848	70,5388301
Törzsmotáció	0,1151537	60,34349	60,82294202	9,0943995
A jobb térd flexiója	128,91811	148,9252507	150,8562455	120,2941
A bal térd flexiója	119,93564	143,0789864	146,292793	126,784012
A bal talptámasz értéke (newton)	Mínimum 1	Maximum 1	Maximum 2	Mínimum 2
A bal talptámasz értéke (newton)	17,148429	176,7987785	378,9969455	37,2396843
A jobb talptámasz értéke (newton)	15,362737	143,2520737	338,0862312	49,6795541

tek. A 200 méteres táv a hivatalos paraversenytív alapján került meghatározásra, mely az épek esetében is hivatalos versenyszám.

Mérési kritériumaink közé tartozott, hogy a mozgásokban megváltozott képességű sportoló annak megfelelően, hogy a későbbiekben hogy kíván versenyezni – protézisben vagy a nélkül, ortézisben vagy a nélkül –, hajtsa végre az általunk kért feladatot.

Eredmény

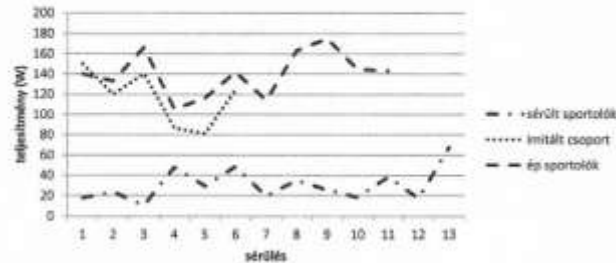
A kapott adatokból meghatározhattuk, hogy az adott mozgásciklusok során a mozgás szempontjából legmeghatározóbb izmok milyen maximális és minimális aktivitással működnek, valamint a törzs és az alsó-felső végtag ízületei milyen maximális és minimális mozgástartományban mozognak mind az ép sportolók, mind a mozgássérült sportolók esetében (2. táblázat). A kapott adatokhoz viszonyítottnan meg lehetett határozni, hogy a

mozgásokban megváltozott képességű sportolók eredményei szignifikánsan vagy nem szignifikánsan térnek el az ép sportolókhöz képest.

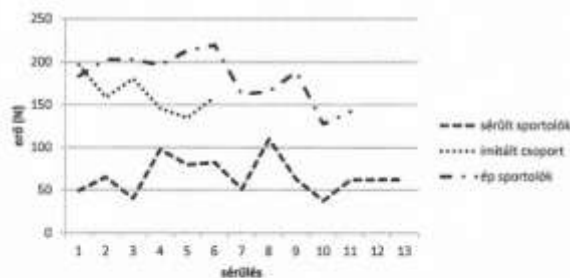
Vizsgálatunk során a mozgássérült sportolók felső végtagi ízületi funkcióiban az ép sportolók ízületi elmozdulásához képest szignifikáns eltérés nem volt tapasztalható ($p < 0,05$). Míg az ízületi elmozdulásban nem, úgy a felső végtag izommunkájában szignifikáns eltérést figyeltünk meg, ép izomszat esetében is ($p < 0,05$). A megváltozott képességű sportolók térdízületi mozgásában és izommunkájában szintén szignifikáns eltérés jelentkezett az ép sportolókhöz képest, mint a törzs munkája esetén ($p < 0,05$).

Az ép sportolók mozgását korlátozva – mozgássérült imitálva – is elvégeztük a méréseket. Ehhez speciális beülőmodulokat és eszközöket használtunk, amelyeket a mozgássérült sportolók is alkalmaznak. A mérések eredményeinek kiértékelési során minden esetben szignifikáns eltérés volt tapasztalható az épekhez képest, mind

EREDETI KÖZLEMÉNY



4. ábra | Fél-férfi kajakosok 200 méteres ízelettel teljesítményének összehasonlító ábrája



5. ábra | Fél-férfi kajakosok erőfejlesztésének összehasonlító ábrája 200 méter kajakozás során

az ízületi elmozdulásban, mind az izommunkában. Az imitált állapot olyan mértékben megváltoztatta a sportolók mozgását, hogy ebben az esetben még a felső végtag ízületi mozgásában is szignifikáns eltérés volt tapasztalható.

Mind az ízületi, mind az izomműködésben jelentkező eltérések a kifejtett erő és teljesítmény szignifikáns eltérését eredményezték (4. és 5. ábra).

Megbeszélés

Vizsgálatunkat követően elmondhatjuk, hogy szignifikánsan eltérő ízületi és izomfunkció jellemzi a sérültek mozgását kajakozás során, ami nehezíti a megfelelő technika kivitelezését. A sérülések hatására oly mértékben megváltoznak a funkciók, hogy a kifejtett erő és teljesítmény is szignifikánsan eltér az épekhez képest a kompenzatorikus mozgások ellenére. Az eltérés oka véleményünk szerint több okból adódik. Egyrészt a sérülés okozta lecsökkent teljesítőképesség, másrészt a másodlagos kompenzálófunkciók ébredése tehető erre felelőssé. Harmadrészt pedig a tudatos, sérülésspecifikus edzésnek a következménye, melynek során a sportoló és edzője közösen a meglévő mozgásfunkciókat, képességet igyekeznek erősíteni, fejleszteni. A sérülést imitált állapot

szintén jelentős változásokat eredményezett, ebben az esetben még a felső végtag ízületi mozgásában is szignifikáns eltérés volt tapasztalható. Az, hogy a korlátozott mozgás a felső végtagi funkciók szignifikáns eltérését mutatta, egyben rámutat arra is, hogy a mozgásokban megváltozott képességű sportolók kompenzációs mechanizmusainak képzéséhez, a megfelelő felső végtagi munka kivitelezéséhez idő és tudatos edzés, valamint igen nagy erőfeszítés szükséges. A szakirodalomban több helyen olvashatjuk, hogy a sportnak milyen meghatározó szerepe van a mozgásokban sérültek esetében, mind testileg, mind lelkiileg. A kajakozás kiemelt szerepéről gerincsérültek esetében *Bjerkhof* svéd gyógytornász kutatásában olvashatunk [17]. Az általunk mért eredmények alapján nagyobb rálátásunk nyílt arra, hogy a sérülések esetében valóban szignifikáns ízületi és izomműködés, valamint teljesítményváltozás jelentkezik az épekhez képest. Az eredmények további összefüggések vizsgálatát teszik lehetővé, amely még pontosabb képet adhat a sérült sportolók mozgásáról. A kompenzációs folyamatok pontosabb megértése segít a megfelelő, személyre szabott edzésterv kifejlesztésében, ami a sportoló teljesítményének növelésében nyújthat segítséget. A kompenzációs mozgásminta és az abból fakadó túlterheltség pontos meghatározásához nagyobb elemszám vizsgálata

EREDETI KÖZLEMÉNY

szükséges. A parasport rohamos fejlődése figyelhető meg világszerte, ami fontossá teszi, hogy a szakirodalomban is komolyabb teret kapjon.

Anyagi támogatás: A közlemény megírása és a kutatómunka kiemelt támogatásban nem részesült. A közlemény doktori munka részét képezi.

Szerzői munkamegosztás: A hipotézisek kidolgozása: K. N. B., B. Z. A vizsgálat lefolytatása: K. N. B., B. Z., T. T. Statisztikai elemzés: K. N. B. A kézirat megszerkesztése: K. N. B., B. Z.

Érdekltségek: A szerzőknek nincsenek anyagi érdekltségeik.

Irodalom

- [1] Begon M, Colloud F, Sardain F, et al. Lower limb contribution in kayak performance modeling, simulation and analysis. *Multi-body Sys Dyn*. 2010; 23: 387.
- [2] Brown M B, Lander M, Dyson R. Activation and contribution of trunk and leg musculature to force production during on-water sprint kayak performance. 28th International Conference on Biomechanics in Sports. Conference Proceedings Adelaide 2010; 28: 1-4. Published: 2010. 08. 10.
- [3] Shogan, D. The social construction of disability: the impact of statistics and technology. *Adapted Physical Activity Quarterly* 1998; 15: 269-277.
- [4] Paralympic sports: canoe. Classification in para canoe. Official website of the Paralympic Movement, IPC, Bonn. <https://www.paralympic.org/canoe/classification> [accessed:].
- [5] Ilyés A, Bejek Z, Székely I, et al. Three-dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *Faeta Universitatis Series: Physical Education and Sport* 2006; 4: 27-34.
- [6] Lovell GP, Lander MA. Bilateral strength comparisons among injured and noninjured competitive flatwater kayakers. *J Sport Rehabil*. 2001; 10: 3-10.
- [7] McKean MR, Burkett B. The relationship between joint range of motion, muscular strength, and race time for sub-elite flat water kayakers. *J Sci Med Sport* 2010; 13: 537-542.
- [8] Michael JS, Rooney KB, Smith BM. The dynamics of elite paddling on a kayak simulator. *J Sports Sci*. 2012; 30: 661-668.
- [9] Michael JS, Smith B, Rooney KB. Determinants of kayak paddling performance. *Sports Biomech*. 2009; 8: 167-179.
- [10] Fleming N, Dettne B, Fletcher D, et al. Effect of kayak ergometer elastic tension on upper limb EMG activity and 3D kinematics. *J Sports Sci Med*. 2012; 11: 430-437.
- [11] Hills AR, Thompson RG, French DN, et al. Peak and average rectified EMG measures: which method of data reduction should be used for assessing acute training exercises? *J Electromyogr Kinesiol*. 2011; 21: 102-111.
- [12] Linsotta F, Squadrone R, Beslano R, et al. Tridimensional kinematic analysis on a kayaking simulator: key factors to successful performance. *J Sport Sci Health* 2010; 1: 27-34.
- [13] McDonnell LK, Hume PA, Nohr V. An observational model for biomechanical assessment of sprint kayaking technique. *Sports Biomech*. 2012; 11: 507-528.
- [14] Nilsson JF, Rosdahl HG. Contribution of leg-muscle forces to paddle force and kayak speed during maximal effort flat-water paddling. *Int J Sports Physiol Perform*. 2016; 11: 22-27.
- [15] Bejek Z, Patóczy R, Ilyés A, et al. Gait parameters of patients with osteoarthritis of the knee joint. *Faeta Universitatis Series: Physical Education and Sport* 2006; 4: 9-16.
- [16] Dempster WT. Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. *Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, Wright Air Development Centre, 1955. Series WADC Technical Report* 1995; pp. 56-159.
- [17] Bjerkedal A, Thorensson A. Effects of kayak ergometer training on motor performance in paraplegics. *Int J Sports Med*. 2006; 27: 824-829.

(Kertészné Német Bernadett,
Budaörs, Beregszászi u. 59/1., 2040
e-mail: nemet.bernadett@gmail.com)

A cikk a Creative Commons Attribution 4.0 International License (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) feltételei szerint publikált Open Access közlemény, melynek szellemében a cikk bármilyen médiumban szabadon felhasználható, megosztható és újraközölhető, feltéve, hogy az eredeti szerző és a kiadó helye, illetve a CC License feljelle és az esetlegesen végrehajtott módosítások feltüntetésre kerülnek. (SID_1)

Kertészné N. B. Terebessy T. Szőke Gy. Bejek Z. Biomechanical Motion Analysis of Elite Flat Water Kayakers with Special Focus on Footrest. *Periodica Polytechnica Civil Engineering*, 2021. <https://doi.org/10.3311/PPci.1797>

IF: 1,140

<https://doi.org/10.3311/PPci.17975> | 1
 Creative Commons Attribution 4.0

Periodica Polytechnica Civil Engineering

Biomechanical Motion Analysis of Elite Flat Water Kayakers with Special Focus on Footrest

Bernadett Kertészné Német¹, Tamás Terebessy¹, György Szőke¹, Zoltán Bejek¹

¹ Department of Orthopaedics - Semmelweis University, H-1082 Üllői út 78/b, Budapest, Hungary
^{*} Corresponding author, e-mail: nemet.bernadett@gmail.com

Received: 02 February 2021, Accepted: 02 March 2021, Published online: 10 March 2021

Abstract
 The purpose of this study was to gain a better understanding of the importance of footrest use and the symmetry of kayaking motions. Method: Measurements were performed on 11 professional male Hungarian kayakers (n = 11), with a mean age of 24 years (range: 18–30 years), a mean height of 184, 5 cm (range: 172–197 cm), and a mean weight of 84 kg (72–96 kg). Weba sport kayak ergometer, Vicon MXT 3D camera system and surface electromyography were used for the measurements. The unique part of the study was the dynamometer, built into the footrest of the ergometer. The right and left sides differed significantly in terms of range of motion in the joints and activity of the muscles involved. Statistically significant differences were observed in the force applied to the footrest between the right and left sides. There were significant differences between the right and left stroke lengths in most athletes. There was a positive correlation between force applied to the footrest, the stroke length and the kayakers' power output. Our study identified differences and correlations between the parameters of kayaking motion, highlighting the importance of the footrest. Better and more precise footrest use allows correct technique to be applied with high performance.

Keywords
 kayaking, kinematics, footrest

1 Introduction

Kayaking as an elite sport requires specialised technique and intense physical effort. In particular, kayak paddling requires symmetrical movements that provide forward propulsion [1–4]. Symmetrical and asymmetrical movements able to be act on the paddling and it may have an effect on the performance [5]. Previous studies have shown that the propulsion is most affected by the motion of the upper extremities and trunk. The lower extremities play a definitive role in power output in kayaking, which is numerically not clear in the scientific literature [6–9]. A few studies in the literature have drawn attention to motion analysis were observed in kayaking such as running and swimming [5].

There is a lack of numerical information in scientific literature about the utilization of the footrest during paddling. The goal of the present study was to gain more information about the footrest use, and the influence of that on the technique and power output. Obtaining more detailed information on muscle activities of elite male flat water kayakers can help improve individual training methods.

We performed a biomechanical study of the kayaking motions of elite flat water kayakers with a special focus on the force applied to the footrest on the left and right side of the athletes. We would determine the ranges of motion of the shoulder, elbow, trunk, and knee joints, as well as the activity of the muscles involved in kayaking motion.

Even if a kayaker's movements seem symmetrical, we thought in the ranges of motion of the major joints, the activities of the kayaker's dominant muscles and compression of the footrest may differ on the left side and right side. As a result of that we thought difference in the stroke length between right and left side too.

Accordingly, we hypothesized that there was a numerical connection between footrest use and power output and between the stroke length and power output. Quantitative characterisation of footrest use was the focus in our study, that help to determine numerically the correlation with the performance the latter of which is not clear in the scientific literature [5].

Cite this article as: Kertészné Német, B., Terebessy, T., Szőke, G., Bejek, Z. "Biomechanical Motion Analysis of Elite Flat Water Kayakers with Special Focus on Footrest", *Periodica Polytechnica Civil Engineering*, 2021. <https://doi.org/10.3311/PPci.17975>

2 Materials and methods

Measurements were performed on 11 elite (leading sportsman) male Hungarian flat water kayakers with a mean age of 24 years (range: 18–30 years). Their mean biometrics were as follows: height, 184.5 cm (range: 172–197 cm); weight, 84 kg (range: 72–96 kg). The study was conducted using a Weba sports kayak simulator, six Vicon MXT40 3-dimensional (3D) camera system (Vicon Motion System, 100 Hz; Oxford Metrics, Oxford, UK), and surface electromyography (EMG) (FREEEMG; BTS Bioengineering, CE class IIa, FDA registration, UK).

2.1 Examination process

2.1.1 Preparation

The participants' anamnesis was taken, including the following anthropometric data of the lower extremities: distance from the anterior superior iliac spine to the tibial tuberosity, distance from the tibial tuberosity to the medial malleolus (length of the lower limb), distance between the medial and lateral tibial condyles (width of the knee), and distance between the medial and lateral malleolus (width of the ankle). In the upper extremities, the following measurements were taken: distance between acromion and axillary line (length of the upper limb), distance between medial and lateral humeral condyle (width of the elbow), distance between the styloid process of radius and the distal tip of the ulna (width of the wrist), and thickness of the middle third of the 3rd metacarpal bone. These data were recorded on the right and left sides [9–11].

After recording these measurements in the Vicon system, we used two-sided tape to attach soft reflective markers with a neoprene base (Qualisys, SE) to the right and left anatomical points defined by the system.

Those were namely: the acromion, jugular incisure, distal third of the sternum, upper part of the humerus, lateral condyle of the humerus, upper part of the forearm, styloid process of the radius, distal end of the ulna, middle third of the 3rd metacarpal bone, anterior superior iliac spine, posterior superior iliac spine, upper lateral third of the thigh, lateral femoral condyle, upper lateral part of the tibia, and lateral malleolus [12].

The 3D camera system used these markers and anthropometric data to detect the kayakers' body segments (Fig. 1). Following hair removal and skin disinfection, surface EMG electrodes were placed on the kayaker already positioned in the kayak simulator. Electrodes were placed on the following kayaking muscles on the right and left sides: the latissimus dorsi, medial deltoid, pectoralis major, brachial

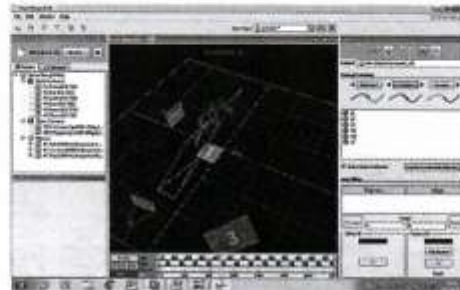


Fig. 1 Three-dimensional image of body segments during kayaking 200 metres. The red coloured is the left side, the green coloured is the right side. The blue points are determined the position of the trunk

biceps, rectus femoris, biceps femoris, and external oblique abdominal. The EMG signal lies in the frequency range from 0–500 Hz [13]. In all cases, we checked the individual electrodes by asking the kayaker to use the tested muscle. Footrest also was checked with the maximal foot compression by the athletes.

Before static measurements with calibration, we start-up the system and the reference place was the laboratory. After calibration through static measurement were taken to identify and register the markers. The static part followed by the dynamical process.

2.1.2 Measurement

All the measured data were simultaneously streamed, synchronized and registered by a central computer [13–16]. The Vicon analysis has been made with 100 frame per second. The kayakers were directed to perform one active warm-up paddling under the supervision of the trainer and tracking by a heart-rate monitor (Polar H10), upon reaching 100 % heart rate. All athletes' 100 % heart rate data have been recorded in the central computer. The system uses this heart rate data to individually calculate sub maximal intensity = maximal heart rate \times 0.8. The system used the simple method (maximal heart rate \times 0.8 = sub maximal intensity) to calculate the sub maximal intensity. After warm-up period and the calculation, athletes were directed to complete a 200-metre course at 80 % heart rate at sub-maximal intensity. This higher intermediate endurance testing method had been used in different biomechanical studies to analyse the performance in other elite sports [15–17]. These sub maximal data have been analysed through the investigation. After the test period athletes were allowed to active paddling cool down until their

heart rate had returned to the appropriate range, which was also individually determined, and it was close to the rest heart rate. All measurements were taken under the supervision of a physician and a coach.

2.2 Instruments

Footrest use was measured using a dynamometer built into the footrest of the simulator, which was able to measuring the forces for the left and right foot separately.

The instrument measured the compression force applied to the footrest in Newton (Fig. 2 MEANWELL GS18A12-PIJ, own photograph). The parts of the device: Dynamometer: 2 pieces dynamometer cell, 2 pieces footrest with foot strap, 1 piece basic sheet. Electronic part: power-supply, switch on bottom, switch on led, data cable, sensor. The parameters of the footrest dynamometer: Measurement limit: 1000 N, (~100 kg), Maximal loadability: 2000 N, Maximal linear error: < 0.1 %, Pieso : < 0.4 %/hour, repetition accuracy: < 1 %.

A foot strap was used to fix the foot onto the footrest in order to have a full contact between the footrest and the foot. The Weba sports kayak simulator was able to record and calculate information like, performance, stroke length, number of strokes and paddling distance. Such kayak ergometers are used for the so-called dry land trainings and even for competitions as well. These devices are the best tools to simulate conditions similar to water for the athletes [18].

The water and air phases of the stroke were determined by both the built-in system of the kayak simulator and the Vicon system, based on the onset and offset of the paddle in order to determine the stroke length. Stroke length is the length of the distance travelled by the shaft. The range of motion of the joint have been recorded through the three dimensional cameras and calculated by the Vicon system. Raw EMG data from each muscle were filtered. Root mean



Fig. 2 Weba sports kayak simulator with built-in dynamometer to the footrest. This device is able to measure the force applied to the footrest (in Newton) during kayaking in real time both on the left and right side. (own photograph)

square amplitudes were calculated using a 50-ms sliding window [2]. All data were collected and analysed in a central computer. Data as c3d files had been exported from the Vicon system to the Matlab system [1].

All the measured values were collected using Matlab (Version 8.3; The MathWorks Inc., USA) [6, 7]. Statistical analysis was performed using GraphPad Prism9. Wilcoxon tests and Pearson correlation were performed to statistically analyse the data.

3 Results

All the measured values were analysed, asymmetrical differences had been found between the right and left sides in terms of range of motion in joints, the trunk motion and the activity of the involved muscles as we hypothesized and it reached the level of significance in most cases (Figs. 3 and 4).

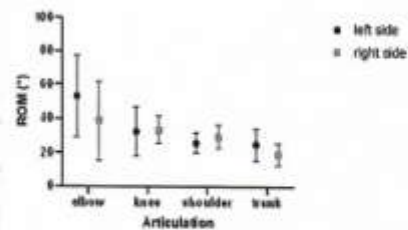


Fig. 3 Comparison of the range of motion of the joints on the left and right side across 200 m kayaking. All the measured values were analyzed, differences had been found between the right and left sides in terms of range of motion in joints and the trunk motion but that were not significant ($P_{elbow} = 0.2061$; $P_{knee} = 0.6377$; $P_{shoulder} = 0.4131$; $P_{trunk} = 0.1016$)

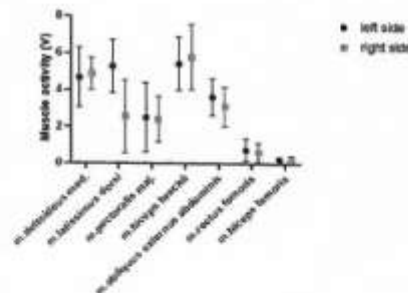


Fig. 4 Comparison of the muscle activity on the left and right side across 200 m kayaking. Differences had been found between the right and left sides in the activity of the involved muscles as we hypothesized, the differences were significant except by m. deltoides and m. pectoralis major. ($P_{m. deltoides} < 0.0001$; $P_{m. pectoralis} = 0.0138$; $P_{m. biceps} < 0.0001$; $P_{m. abductor} = 0.0369$; $P_{m. extensor} = 0.0449$)

The results on Fig. 4 represent the average of the maximum muscle activity. The most active muscles across 200 metre kayaking were the left *musculus latissimus dorsi* and the left and right *m. biceps brachii* and *m. deltoideus*. The average value of the *musculus latissimus dorsi* is 5.28 V (95 % CI: 4.97–5.60 V) on the left side and 2.55 V (95 % CI: 2.12–3.00 V) on the right side. The medial part of the *musculus deltoideus* showed a high activity on both sides, with the mean of 4.89 V (95 % CI: 4.70–5.08 V) on the right side and the 4.68 V on the left side (95 % CI: 4.33–5.04 V). The *musculus biceps brachii* has a maximum of 6.84 V (95 % CI: 5.39–6.17 V) on the right side and 6.90 V (95 % CI: 5.09–5.73 V) on the left side. This muscle activity enables the flexion of the elbow joint during kayaking by an average of 38.79° (95 % CI: 22.49–55.10°) on the right and 53.23° (95 % CI: 36.27–70.18°) on the left side. Furthermore, the maximum range of motion in the shoulder joint were 39.73° (95 % CI: 24.65–34.17°) on the right side and 37.88° (95 % CI: 21.68–29.94°) on the left side. The less active muscles were the lower limb muscles: *musculus rectus femoris* with 0.61 V (95 % CI: 0.50–0.72 V) average value on the right side and 0.72 V (95 % CI: 0.59–0.86 V) average value on the left side.

The average activity of the *musculus biceps femoris* was 0.20 V (95 % CI: 0.15–1.25 V) on the right side and 0.23 (95 % CI: 0.21–0.25 V) on the left side. In our study the knee flexion was an average of 33.39° (95 % CI: 27.90–38.80°) on the right side, and 32.49° (95 % CI: 22.41–42.58°) on the left side. As an effect of the alternating lower limb activity, there's an active trunk rotation of 19.17° (95 % CI: 14.64–23.70°) to the right and 25.03° (95 % CI: 18.46–31.61°) to the left and an intensive activity in *musculus obliquus externus abdominis*, 3.11 V (95 % CI: 2.88–3.34 V) on the right side, 3.62 V (95 % CI: 3.40–3.84 V) on the left side have been observed during the measurement. This trunk and footrest activity allows the upper limb a more symmetrical cyclical motion. Differences were observed in the force applied to the footrest between the right and left sides, and they reached statistical significance in 9 out of 11 cases (Fig. 5). Significant differences in stroke length were observed between the right and left sides in most cases. (Fig. 6)

Additional analyses showed a very strong linear correlation between the force applied to the footrest and the kayaker's average stroke length, the Pearson correlation coefficient was 0.993. A moderate positive correlation was found between the force applied to the footrest and

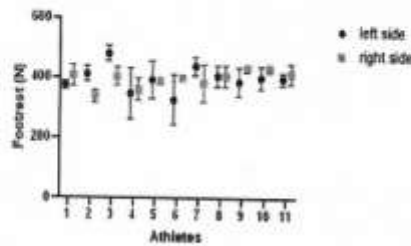


Fig. 5 Comparison of the footrest on the left and right side across 200 metre kayaking in case of elite male kayakers. Differences were observed in the force applied to the footrest on the right and left sides and it reached the level of statistical significance except in instances number 4 and 5. ($p_{2,3,4,7,10} < 0.0001$; $p_1 = 0.0063$; $p_6 = 0.0156$; $p_{11} = 0.0225$)

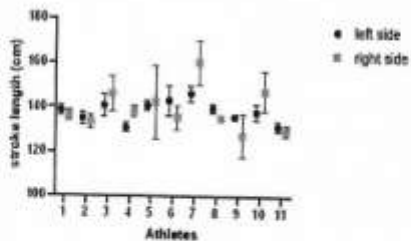


Fig. 6 Stroke length comparison on the left and right side across 200 metre kayaking in case of elite male kayakers. Significant differences between the right and left sides were observed in all athletes except number 2 and 5. ($p_1 = 0.0009$; $p_2 = 0.0224$; $p_3 < 0.0001$; $p_4 = 0.0016$; $p_6 < 0.0001$; $p_7 < 0.0001$; $p_8 = 0.0009$; $p_9 < 0.0001$; $p_{10} = 0.0037$)

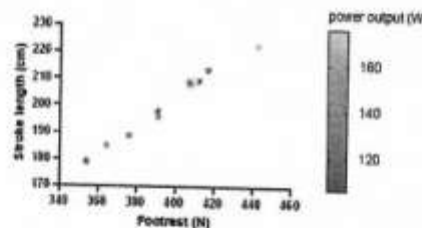


Fig. 7 Correlation of footrest, stroke length and power output with each other across 200 metre kayaking by professional male single kayakers. Pearson linear correlation coefficient between footrest and stroke length is 0.993; between footrest and power output 0.584; between stroke length and power output 0.591

the kayaker's power output, with a Pearson correlation coefficient of 0.584. Correlation was also found between the stroke length and power output, with a coefficient of 0.591 (Fig. 7).

4 Conclusions

Kayaking requires powerful and skilful paddling combined with appropriate technique to effectively maximize power and forward propulsion.

For sports that require symmetrical movement, any asymmetry in that, has a negative effect on power output. In the case of a kayak, a small degree of asymmetrical movement has a negative effect on the balance of the boat, it can deflect it from the straight line of movement. This should be continuously corrected by the athlete during paddling. Those continuous corrections require unnecessary energy consumption, which has a detrimental effect on power output.

The unique feature of our research was the locally designed and developed dynamometer built into the footrest, allowing footrest use to be quantified.

The study demonstrated in quantified form that significant and not significant asymmetry was observed during paddling. That is notable because both, significant and not significant asymmetry is a determining factor in power output.

The measurements demonstrated in a numerically visualised manner through the correlation coefficient that the power output is significantly assisted by the active, alternating work and symmetrical footrest support of the lower limbs. We also found a moderate correlation between the stroke length and the power output.

Power output is perhaps the most important factor in elite sports because the score of the athletes' depend on this factor. In the present study, great emphasis was placed on this factor, similar to most studies in the relevant scientific literature [5, 6]. Considering that point our assessment emphasise that any kind of asymmetrical motions have an influence on the technique and the power output. In the opinion of the authors, in addition to using the tool during training, it may be suitable for reducing asymmetry, which can increase power output with good efficiency. The force awakened during the paddle movements of the upper limbs and the trunk acts on the boat through the footrest to make it move on the water. The footrest dynamometer developed during the research made the importance of this clear. It was possible to quantify the extent of this and observe an asymmetry between the left and right sides. Eliminating this asymmetry can also increase power output.

The measurements also provided numerical information on the range of motion of the joints and muscle activity involved in paddling. In the present study, these

data were used to describe the asymmetric motion. After involving more athletes, analysis of these data may allow further conclusions to be drawn.

We are confident that the present study provided important and helpful information about successful kayak paddling. The use of kayak ergometer gave a wide range of circumstance for the assessment. We obtained new data to gain more information about athletes' kinematics of kayaking motions and muscle activities, and the connection of footrest use, stroke length and power output (time to perform a certain distance).

The system we used might provide significant support for a follow-up training process for the athletes and their coaches, according to the feedback received, proved to be a significant help in training planning and in preparing for competitions. The coach and the athlete are able to correct both, significant and not significant difference immediately. The visualization of the data also can help in direct proofing. The athlete can training through a control and later able to use the correct technique on water. Through the numerical follow up theoretical and technical refreshing is possible. Through the assessment a monitoring system had been created in order potentially correcting of minor differences. Our expectation is that the results of the present study will lead to more effective kayaking.

Implications:

- Our results may serve as an important guidance during training. The system we used might provide significant support for a follow-up training process.
- A special dynamometer built into the footrest, allowing the quantification of footrest utilisation. Using this system could be more accurate (symmetrical) footrest use.
- The results of this study can provide more effective use of the footrest and lead to more effective kayaking.

Acknowledgement

This study has been obtained an ethical approval from the Ethics Committee of Hungary 14528-1/2019/EKU. The authors would like to express a great debt of attitude to the participants of the study. This research was performed in the biomechanical laboratory of the Orthopaedic Clinic of Semmelweis University. All figures and photographs in the manuscript are own.

Conflicts of Interest

The authors declare that they have no conflicts of interest.

References

- [1] López-Plaza, D., Alacid, F., Mayur, J. M., López-Miñarro, P. Á. "Differences in Anthropometry, Biological Age and Physical Fitness Between Young Elite Kayakers and Canoeists", *Journal of Human Kinetics*, 57, pp. 181–190, 2017.
<https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0059>
- [2] Borne, R., Hausswirth, C., Costello, J. T., Bieuzen, F. "Low-frequency electrical stimulation combined with a cooling vest improves recovery of elite kayakers following a simulated 1000-m race in a hot environment", *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(51), pp. 219–228, 2015.
<https://doi.org/10.1111/sms.12392>
- [3] Murbag, M., Brooks, D., Sinclair, J., Atkins, S. "The lower body muscle activation of intermediate to experienced kayakers when navigating white water", *European Journal of Sport Science*, 16(8), pp. 1130–1136, 2016.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1188993>
- [4] Nagymáté, G., Kiss, R. M. "Parameter Reduction in the Frequency Analysis of Center of Pressure in Stabilometry", *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, 60(4), pp. 238–246, 2016.
<https://doi.org/10.3311/PPme.8999>
- [5] McDonnell, L. K., Hume, P. A., Nolte, V. "An observational model for biomechanical assessment of sprint kayaking technique", *Sports Biomechanics*, 11(4), pp. 507–523, 2012.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2012.724701>
- [6] Brown, M. B., Lauder, M., Dyson, R. "Activation and contribution of trunk and leg musculature to force production during on-water sprint kayak performance", In: *Proceedings of the 28th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports*, Marquette, MI, USA, 2010, pp. 203–206.
- [7] Jäger, B., Jäger, D., Kristóf, T., Takács, M., Tamás, P., Kiss, R. M. "Validation of a Generally Applicable Method for the Characterization of Scoliotic Deformities and Sagittal Spinal Curvatures", *Periodica Polytechnica Civil Engineering*, 62(4), pp. 1021–1029, 2018.
- [8] Michael, J. S., Rooney, K. B., Smith, R. M. "The dynamics of elite paddling on a kayak simulator", *Journal of Sports Sciences*, 30(7), pp. 661–668, 2012.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2012.655303>
- [9] Nilsson, J. E., Rendahl, H. G. "Contribution of Leg-Muscle Forces to Paddle Force and Kayak Speed During Maximal-Effort Flat-Water Paddling", *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(1), pp. 22–27, 2016.
<https://doi.org/10.1123/ijpp.2014-0030>
- [10] Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D. N., Hodgson, D., Spears, I. R. "Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises?", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), pp. 102–111, 2011.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.06.001>
- [11] Limonta, E. R., Squadrone, R., Rodano, R., Marzegan, A., Veicsteinas, A., Merati, G., Sacchi, M. "Tridimensional kinematic analysis on a kayaking simulator: key factors to successful performance", *Sport Sciences for Health*, 6(1), pp. 27–34, 2010.
<https://doi.org/10.1007/s11332-010-0093-7>
- [12] Vicon "Plug-in Gait Reference Guide" [online] Available at: <https://usermanual.wiki/Document/PlugIn20Gait20Reference20Guide.754359891/view>
- [13] Hamacher, D., Krebs, T., Meyer, G., Zech, A. "Does local dynamic stability of kayak paddling technique affect the sports performance? A pilot study", *European Journal of Sport Science*, 18(4), pp. 491–496, 2018.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1435726>
- [14] Kiss, R. M. "Verification of determining the spatial position of the lower extremity by ultrasound-based motion analyser", *Periodica Polytechnica Civil Engineering*, 51(1), pp. 39–43, 2007.
<https://doi.org/10.3311/pp.ci.2007-1.06>
- [15] Bishop, D. "Warm Up II - Performance Changes Following Active Warm Up and How to Structure the Warm Up", *Sports Medicine*, 33(7), pp. 483–498, 2003.
<https://doi.org/10.2165/00007256-200333070-00002>
- [16] Borges, T. O., Bullock, N., Duff, C., Coutts, A. J. "Methods for Quantifying Training in Sprint Kayak", *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(2), pp. 474–482, 2014.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31829b56c4>
- [17] Begon, M., Colloud, F., Sardain, P. "Lower limb contribution in kayak performance: modelling, simulation and analysis", *Multibody System Dynamics*, 23, pp. 387–400, 2010.
<https://doi.org/10.1007/s11044-010-9189-8>
- [18] Fleming, N., Doms, B., Fletcher, D. "Effect of kayak ergometer elastic tension on upper limb EMG activity and 3D kinematics", *Journal of Sports Science and Medicine*, 11, pp. 430–437, 2012.
<https://www.jssm.org/jssm-11-430.xml%3Eabst>