

**JALKOJEN VOIMA, ISKUN VOIMA JA MELONNAN AJOITUS
NUORILLA JA KOKENEILLA MELOJILLA
MELONTAERGOMETRISSA**

Mikko Haverinen

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma

Kevät 2017

Liikuntabiologia

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Ohjaaja:

Vesa Linnamo

TIIVISTELMÄ

Haverinen, Mikko (2017). Jalkojen voima, iskun voima ja melonnan ajoitus nuorilla ja kokeneilla melojilla melontaergometrissa. Liikuntabiologia, Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto. Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma, 63 s.

Melonta on monipuolinen laji, jossa urheilijalta vaaditaan kestävyysominaisuuksia, hyvää voimantuottoa ja teknisiä ominaisuuksia. Melonnassa eteenpäinvievä voima tuotetaan melan iskun avulla, ja iskun voima on tärkeä tekijä onnistuneessa melontasuorituksessa sen vaikuttaessa kajakin kiihtyvyyteen ja täten menestykseen kilpailuissa. Melontasuorituksessa voimantuotto aloitetaan jalkatyöllä, ja voima välitetään keskivartalon avulla ylävartalolle iskun suorittamista varten. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää nuorten melojien sekä kokeneempien ja menestyksekkäämpien melojien välisiä biomekaanisia eroja ergometrimelonnassa maksimaalisen, 40 sekunnin suorituksen aikana iskun voiman, jalkatyön voiman ja melonnan ajoituksen osalta. Lisäksi tutkimuksessa selvitettiin melontasuorituksen eri muuttujien, erityisesti jalkatyön ja iskun voiman välisiä yhteyksiä.

Tutkimukseen osallistui 9 koehenkilöä. Heidät jaettiin kahteen ryhmään: kokeneisiin (K, N=5), jotka olivat maajoukkue -tai haastajaryhmän melojia (ikä $22,8 \pm 2,5$ vuotta) ja nuoriin (N, N=4), jotka olivat akatemiamelojia (ikä $16 \pm 1,8$ vuotta). Koehenkilöt suorittivat maksimaalisen 40 sekunnin suorituksen melontargometrissa. Jalkatyön ja iskun voimaa mitattiin voima-antureilla. Suorituksista analysoitiin iskujen lukumäärä, iskun ja jalkatyön maksimivoimat ja impulssit, iskujen kokonaisimpulssi ja aikaerot iskun ja jalkatyön voimantuoton alkujen välillä (Int_Fstart) sekä iskun ja jalkatyön maksimivoimantuoton välillä (Int_Fpeak). Tulosten perusteella iskujen lukumäärä (K: $83,6 \pm 2,5$ iskua/40s ja N: $70,3 \pm 5,4$ iskua/40s, $p = 0,002$), iskun maksimivoima (K: $272,8 \pm 27,5$ N ja N: $198,1 \pm 35,5$ N, $p = 0,009$) sekä iskujen kokonaisimpulssi 40 sekunnin suorituksen aikana (K: 3949 ± 105 Ns ja N: 2918 ± 222 Ns, $p = 0,001$) olivat merkitsevästi suuremmat kokeneiden ryhmällä. Jalkatyön impulssi (N: $197,4 \pm 35,5$ Ns ja K: $154,7 \pm 13,7$ Ns, $p = 0,028$) ja Int_Fstart (N: $0,093 \pm 0,015$ s ja K: $0,047 \pm 0,026$ s, $p = 0,017$) olivat merkitsevästi suuremmat nuorten ryhmällä. Int_Fstart:n ja iskujen lukumäärän ($r = -0,906$, $p = 0,001$) sekä Int_Fstart:n ja iskujen kokonaisimpulssin ($r = -0,693$, $p = 0,039$) välille löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio koko otoksella. Jalkatyön ja iskun voimamuuttujien välille ei löytynyt merkitseviä korrelaatioita.

Tutkimuksen tärkeimmät johtopäätökset olivat: 1) Nuoret melojat häviävät kokeneille melojille iskun maksimivoimantuotossa. 2) Jalkatyön huippuvoima tai impulssi ei niinkään ole ratkaiseva tekijä suuremman iskun voiman saavuttamisessa, vaan vähempikin voimantuotto riittää. 3) Nuorten melojien Int_Fstart oli pidempi, mikä saattaa vaikuttaa negatiivisesti iskutiheyteen. Jalkatyön voimantuoton aikaisempi aloitus nuorilla ei myöskään auttanut suuremman iskun voiman saavuttamisessa. 4) Iskujen lukumäärä sekä iskujen kokonaisimpulssi olivat suuremmat kokeneilla melojilla, mikä kertoo suorituksen paremmasta kokonaistehosta.

Avainsanat: melonta, isku, jalkatyö, voima, impulssi, ajoitus, melontaergometri.

ABSTRACT

Haverinen, Mikko (2017). Leg Force, Stroke Force and Timing of Paddling in Experienced and Young Paddlers on a Kayak Ergometer. *Biology of Physical Activity*, Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä. Master's thesis, 63p.

Kayak paddling is a diverse sport demanding endurance characteristics, force production and technical skills. In kayak paddling the force is produced by forward stroke and it is an important factor in successful paddling performance as it contributes to kayak's acceleration and, thus, to the success in competition. In kayak paddling the force production is started by leg work and the force is transmitted by trunk to upper body to perform the stroke. The purpose of this study was to find out the biomechanical differences in 40-second maximal kayak ergometer performance between experienced and young paddlers. Also connections between different variables in kayak paddling performance were studied.

Nine subjects took part of this study. They were divided into two groups: experienced paddlers (E, N=5), who were paddling at national team level or at challenge group level (age $22,8 \pm 2,5$ years) and young paddlers (Y, N=4), who were academy level paddlers (age $16 \pm 1,8$ years). The subjects performed a maximal 40-second test in the kayak ergometer. The forces were measured with force transducers. Stroke rate, maximal forces and impulses of the stroke and the leg work, a total impulse of the strokes, a time interval between the start of leg and stroke force production (Int_Fstart) and a time interval between the maximal value of leg and stroke force (Int_Fpeak) were analysed. Stroke rate (E: $83,6 \pm 2,5$ strokes/40s and Y: $70,3 \pm 5,4$ strokes/40s, $p = 0,002$), peak stroke force (E: $272,8 \pm 27,5$ N and Y: $198,1 \pm 35,5$ N, $p = 0,009$) and total stroke impulse in 40-second performance (E: 3949 ± 105 Ns and Y: 2918 ± 222 Ns, $p = 0,001$) were significantly greater with the group of experienced paddlers. Leg impulse (Y: $197,4 \pm 35,5$ Ns and E: $154,7 \pm 13,7$ Ns, $p = 0,028$) and Int_Fstart (Y: $0,093 \pm 0,015$ s and E: $0,047 \pm 0,026$ s, $p = 0,017$) were significantly greater with the group of young paddlers. Significant negative correlations were found between Int_Fstart and stroke rate ($r = -0,906$, $p = 0,001$) and between Int_Fstart and total stroke impulse ($r = -0,693$, $p = 0,039$). There were no significant correlations between the leg force and the stroke force variables.

Main conclusions of this study were: 1) Experienced paddlers had better peak stroke force production. 2) The peak force or the impulse of leg work is not crucial factor to achieve high stroke force. 3) Int_Fstart of the young paddlers was longer which may affect negatively to the stroke rate. Also the early timing of the leg work with young paddlers did not help them to achieve greater stroke force or impulse than experienced paddlers. 4) Stroke rate and the total stroke impulse were greater with the experienced paddlers which indicates better total power of the performance.

Key words: kayak paddling, stroke, leg work, force, impulse, timing, kayak ergometer.

SISÄLTÖ

1 JOHDANTO.....	5
2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA.....	6
2.1 Lihaksen rakenne ja supistuminen.....	7
2.2 Lihaksen voimantuotto.....	9
2.3 Lihaksen mekaaniset ominaisuudet.....	10
2.4 Lihaksen energiantuottotavat.....	13
3 VOIMAN MITTAAMINEN BIOMEKAANISESSA TUTKIMUKSESSA.....	15
4 MELONTA.....	18
4.1 Melonnan fysiologiset ominaispiirteet.....	18
4.2 Melonnan biomekaaniset ominaispiirteet.....	22
4.3 Voiman ja ajoituksen mittaaminen melontatutkimuksessa.....	26
4.4 Melontaergometri.....	30
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	33
6 TUTKIMUSMENETELMÄT.....	35
6.1 Koehenkilöt.....	35
6.2 Mittausprotokolla.....	36
6.3 Mittalaitteet.....	36
6.4 Datan analysointi.....	38
6.5 Tilastollinen analyysi.....	40
7 TULOKSET.....	41
7.1 Ryhmien väliset erot.....	41
7.2 Muuttujien välinen korrelaatio melontasuorituksessa.....	42
7.3 Puolierot.....	45
8 POHDINTA.....	46

8.1 Iskutiheys ja iskujen lukumäärä.....	46
8.2 Iskun voima ja impulssi.....	47
8.3 Jalkatyön voima ja impulssi.....	48
8.4 Iskun ja jalkatyön voimantuoton ajoitus.....	49
8.5 Iskun ja jalkatyön voimantuoton väliset yhteydet.....	50
8.6 Puolierot.....	51
8.7 Tutkimuksen rajoitukset ja virhelähteet.....	52
8.8 Johtopäätökset.....	53
9 LÄHTEET.....	55

1 JOHDANTO

Melonta on monipuolinen laji, jossa urheilijalta vaaditaan kestävyysominaisuuksia, hyvää voimantuottoa ja teknisiä ominaisuuksia. Fysiologisista ominaisuuksista maksimaalisen hapenottokyvyn ja anaerobisten ominaisuuksien on tutkittu olevan yhteydessä parempaan melontasuoritukseen (Fry & Morton 1991; Bishop 2000). Melonnassa eteenpäinvievä voima tuotetaan melan iskun avulla. Iskun voima on tärkeä tekijä onnistuneessa melontasuorituksessa, sillä sen avulla melojan täytyy tuottaa kajakin ja melojan yhteenlasketulle massalle suurempi kiihtyvyys kuin vastustavat veden vastus sekä ilmanvastus (Jackson 1995; Michael ym. 2009). Melonnassa suorituksen kokonaisvoimantuottoa voidaan parantaa joko kasvattamalla iskutiheyttä tai kasvattamalla iskun pituutta (Kendal & Sanders 1992). Melonnassa voimantuotto alkaa jaloista, ja voima välitetään keskivartalon tuen avulla ylävartalon käyttöön iskua varten (Mann & Kearney 1980).

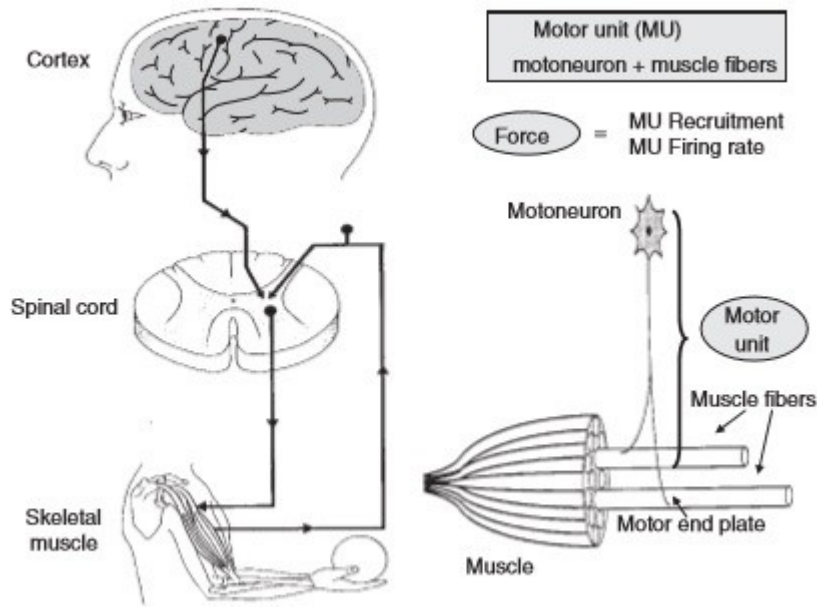
Melonnin biomekaniikkaa on tutkittu aiemmin kinemaattisten muuttujien osalta liikeanalyysin avulla (esim. Mann & Kearney 1980; Kendal & Sanders 1992; Limonta ym. 2010) sekä voimantuoton osalta (esim. Aitken & Neal 1992; Fleming ym. 2012a; Gomes ym. 2015; Nilsson & Rosdahl 2016). Aiemmat tutkimukset ovat keskittyneet iskun voiman tutkimiseen. Nilsson & Rosdahl (2016) kuitenkin osoittivat myös jalkojen voimantuoton tärkeyden melontasuorituksessa havaiten, että kajakin nopeus ja iskun voima laskivat jalkatyön ollessa rajoitettua. Tästä huolimatta jalkatyön merkitys iskun voimantuottoon ja tätä myötä melontasuoritukseen ei ole täysin selvä maksimaalisessa suorituksessa.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää nuorten melojien sekä kokeneempien ja menestyksekkäämpien melojien välisiä biomekaanisia eroja ergometrimelonnassa maksimaalisen, 40 sekunnin suorituksen aikana iskun voiman, jalkatyön voiman ja melonnan ajoituksen osalta. Lisäksi tutkimuksessa selvitettiin melontasuorituksen eri muuttujien, erityisesti jalkatyön ja iskun voimantuoton välisiä yhteyksiä.

2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA

Ihmisen liikkeen perustana on hermo-lihasjärjestelmä. Hermosto on jaoteltu kahteen osaan: keskushermostoon, johon kuuluvat aivot ja selkäydin, sekä ääreishermostoon, johon kuuluvat 12 paria aivohermoja, 31 paria selkäydinhermoja ja niiden perifeeriset osat, joihin kuuluvat efferentit eli vievät hermosyyt ja afferentit eli sensoriset hermosyyt. Hermosolu eli neuroni muodostuu soomasta, jossa tuma sijaitsee, tuojahaarakkeista eli dendriiteistä ja viejähaarakkeesta eli aksonista (Nienstedt ym. 2009, 65 & 517-528). Liike ja lihaksen supistuminen syntyy, kun motoriselta aivokuorelta lähtee käsky selkäyttimeen ja siitä edelleen efferentin α -motoneuronin aksonia pitkin lihakseen (Moritani ym. 2004, 2-3, kuva 1).

Hermo-lihasjärjestelmän pienintä toiminnallista yksikköä kutsutaan motoriseksi yksiköksi. Siihen kuuluu yksi α -motoneuroni sekä sen hermottamat lihassolut. Yksi α -motoneuroni voi hermottaa noin 10-3000 lihassolua riippuen siitä, onko hermotettava lihas tarkoitettu hienomotoriseen vai karkeamotoriseen tehtävään (McArdle ym. 2010, 385.) Yksittäistä lihasta voi hermottaa 10-1500 motorista yksikköä riippuen lihaksen koosta (Enoka 2008, s. 215). Motoriset yksiköt ja lihassolut jaotellaan yleensä kolmeen ryhmään ominaisuuksiensa mukaisesti: hitaasti supistuviin ja väsymistä kestäviin (S tai tyyppi 1), nopeasti supistuviin ja väsymistä kestäviin (FR tai tyyppi 2a) sekä nopeasti supistuviin ja väsyviin (FF tai tyyppi 2b) (Burke ym. 1973; Gleeson 2000, 19; Moritani ym. 2004, 3; Enoka 2008, 222). Tyypin 2 motoristen yksiköiden voimantuotto on suurempaa kuin tyypin 1 (Moritani ym. 2004, 6). Tyypin 1 lihassolut omaavat korkean oksidatiivisen aineenvaihdunnan kapasiteetin sekä paljon mitokondrioita, kun taas tyypin 2b lihassolut omaavat suuremmat glykogeeni- ja fosfokreatiinivarastot (Gleeson 2000, 19). Tyypin 2b motoriset yksiköt omaavat suuremman johtumisnopeuden aksonissa kuin tyypin 1 motoriset yksiköt (Moritani ym. 2004, 6).

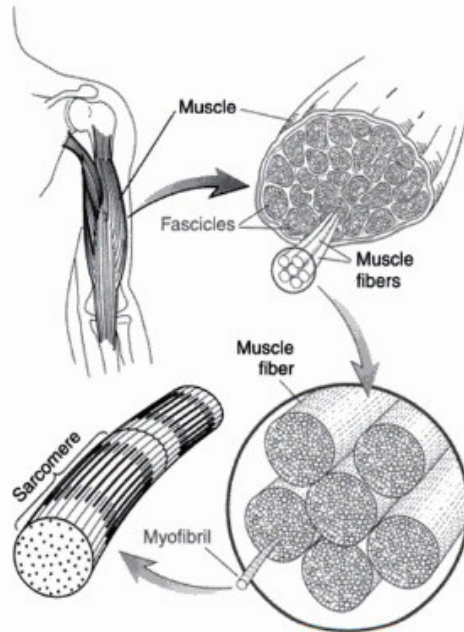


KUVA 1: Liikkeen syntyminen ja motorinen yksikkö. Lihakseen johtuvan hermoimpulssin suuruuteen vaikuttaa useiden eksitoivien ja inhiboivien impulssien summa sekä motoriselta aivokuorelta että sensorisilta hermoradoilta. (Moritani ym. 2004, 3).

2.1 Lihaksen rakenne ja supistuminen

Ihmisen luurankolihakset ovat liikkeen kannalta tärkeimmät lihakset ja ne muodostuvat poikkijuovaisesta lihaskudoksesta. Luurankolihakset supistuvat ja venyvät tahdonalaisesti. Yksittäinen lihassolu muodostuu myofibrilleista, joita ympäröi sarkolemma (kuva 2). Myofibrillien välistä lihassolujen väliainetta kutsutaan sarkoplasmaksi. Lihassolut muodostavat edelleen lihassolukimppuja (fasikkeleja), jotka taas muodostavat yksittäisen lihaksen. Nämä ovat kiinni toisissaan lihaskalvojen (endomysium, perimysium ja epimysium) avulla. Näitä lihaskalvoja kutsutaan myös rinnakkain elastisiksi komponenteiksi. Lihakset ovat jänteiden välityksellä kiinni luustossa ja kulkevat useimmiten vähintään yhden nivelen yli, joka mahdollistaa liikkeen. Lihaksen kemiallisesta koostumuksesta noin 75 % on vettä, 20 % rakenteellisia proteiineja ja 5 % suoloja sekä muita yhdisteitä, esim. kreatiini, adenosiinitrifosfaatti (ATP), adenosiidifosfaatti (ADP) ja laktaatti. Tärkeimmät myofilamentit rakenteelliset proteiinit lihassupistuksen kannalta ovat aktiini, myosiini ja troponiini. Myofibrillit muodostuvat sarkomeereista, jotka ovat

lihaksen pienimpiä toiminnallisia yksiköitä ja jossa rakenneproteiinit toimivat lihaksen supistuessa. Sarkomeerit ja jänne muodostavat peräkkäiset elastiset komponentit (Lieber 2002, 17-19; McArdle ym. 2010, 354-359; Enoka 2008, 205-207.)



KUVA 2: Lihaksen hierarkinen rakenne. (Lieber 2002, 18)

Tahdonalainen liike syntyy, kun motoriselta aivokuorelta annetaan ärsyke, joka kulkee sähköisenä impulssina eli aktiopotentiaalina selkäyttimeen. Aktiopotentiaali perustuu natriumin ja kaliumin pitoisuuksien vaihteluun solukalvon sisä- ja ulkopuolella. Solukalvon läpäisevyyden muuttuminen aiheuttaa natriumin virtauksen solun sisään ja tämän myötä depolarisaation (Hodgkin & Huxley 1952.) Selkäytimestä impulssi kulkee α -motoneuronin aksonia pitkin kohdelihassolun ja α -motoneuronin väliselle synapsille eli hermo-lihasliitokselle ja motoriselle päätelevylle. Hermoimpulssi aiheuttaa liitoksen vesikkeleissä presynaptisella puolella hermoston välittäjäaineen, asetyylikoliinin, vapautumisen, joka aiheuttaa postsynaptisessa kohdesolussa aktiopotentiaalin (EPSP, excitatory postsynaptic potential). Tämä aktiopotentiaali kulkee lihassolun sarkolemmaa pitkin poikittaisten tubuluksien kautta sarkoplasmiseen retikulumiin, joka toimii lihassolun Ca^{2+} -varastona. Ca^{2+} -ionit vapautuvat ja kiinnittyvät troponiiniin. Tällöin troponiinin paikka tropomyosiiniketjussa muuttuu mahdollistaen aktiinin ja myosiinin välisten poikittaissiltojen syntymisen ja tätä myötä lihaksen supistumisen. Lihassupistus vaatii

energiaa ja on mahdollista silloin, kun riittävä määrä ATP:ta ja Ca^{2+} -ioneita on käytettävissä prosessiin (Enoka 2008, 205-213; McArdle ym. 2010, 385-390.) Lihaksen sähköisen aktiivisuuden muutosta voidaan mitata EMG:n eli lihaksen sähköisen aktiivisuuden mittauksen avulla.

2.2 Lihaksen voimantuotto

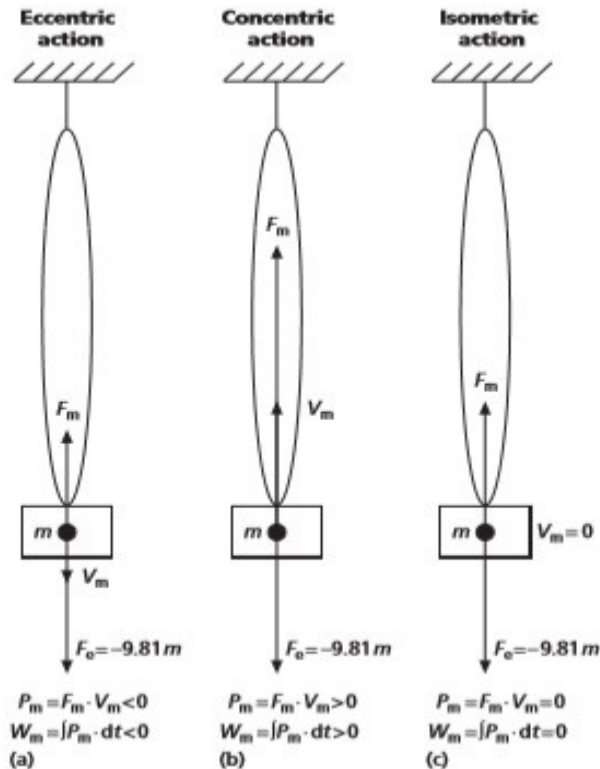
Lihaksen tuottamaan voimaan vaikuttavat lihaksen poikkipinta-ala sekä hermostolliset tekijät. Voimaharjoittelun alkaessa ensimmäisen 2-4 viikon aikana voiman lisäys tapahtuu pääasiassa hermostollisen voiman kasvuna, ja pidemmälle edettäessä hypertrofian eli lihaksen koon kasvuna. Hermostollisen voiman kasvun taustalla arvellaan olevan inhibition väheneminen (Häkkinen & Komi 1983.) Mekanismina hypertrofian taustalla on myofibrillien ja sarkoplasman kasvu (Schoenfeld 2010). Myofibrillien kasvaessa myös rakenneproteeeineilla on tilaa muodostaa enemmän poikittaissiltoja ja täten kasvattaa voimantuottoa (Folland & Williams 2007). Yleisesti ottaen suurempi lihaksen poikkipinta-ala korreloi lihaksen tuottaman voiman kanssa, mutta lihaksen koko ei ole ainoa voimaan vaikuttava tekijä, vaan myös harjoitusstatuksella, sukupuolella ja iällä on oma vaikutuksensa voiman ja lihaksen poikkipinta-alan suhteeseen (”specific tension”, N/cm^2) (Maughan ym. 1983; Jones ym. 2008.)

Hermostotasolla voimaa voidaan lisätä joko rekrytoimalla uusia motorisia yksiköitä tai kasvattamalla käytössä olevien motoristen yksiköiden syttymistiheyttä. Hermostollista voimaa kasvattaessa pätee kokoperiaate: ensin rekrytoidaan pienet ja hitaat motoriset yksiköt ja tämän jälkeen suuret ja nopeat (Henneman ym. 1965). Kokoperiatteen on todettu toteutuvan niin dynaamisessa (konsentrinen ja eksentrinen) lihastyössä matalilla voimatasoilla (Sogaard ym. 1996) kuin myös isometrisessä lihastyössä (De Luca ym. 1982). Täten esimerkiksi kestävyysjuoksussa ei tarvitse rekrytoida yhtä paljoa motorisia yksiköitä kuin painonnostossa. Matalilla voiman tasoilla tärkein voiman lisäämisen mekanismi on uusien motoristen yksiköiden rekrytointi, kun taas syttymistiheyden kasvattaminen tulee tärkeämmäksi mekanismiksi lähestyttäessä maksimaalisia voimatasoja (Milner-Brown ym. 1973). De Luca ym. (1982) havaitsivat motoristen yksiköiden

rekrytoinnin olevan pääasiallinen voiman kasvattamisen mekanismi 40%-80%/MVC -voimatasoilla ja syttymistiheyden kasvun olevan mekanismina yli 80%/MVC -voimatasoilla olkalihaksessa (MVC = maksimaalinen tahdonalainen supistus).

2.3 Lihaksen mekaaniset ominaisuudet

Lihastyötapa. Lihastyötavalla on vaikutusta lihaksen tuottamaan voimaan. Konsentrisessa eli positiivisessa lihastyössä lihaksen pituus lyhenee, eksentrisessa eli negatiivisessa lihastyössä lihaksen pituus kasvaa ja isometrisessä lihastyötavassa lihaksen ulkoinen pituus pysyy muuttumattomana (Cavanagh 1988; Prilutsky 2000, kuva 3). Isometrisessä lihastyössä sisäistä uudelleenjärjestäytymistä lihaksen ja jänteen välillä voi kuitenkin tapahtua voimatasojen sekä nivelkulman vaikutuksesta. Tällöin lihaksen pennaatiokulma ja lihaspituus muuttuvat (Narici ym. 1996). Eksentrisessä lihastyössä lihaksen tuottaman voiman on havaittu olevan suurempi kuin isometrisessä tai konsentrisessä lihastyössä (Griffin 1987; Kues & Mayhew 1996). Poikkeuksiakin on havaittu: isometrisesti tuotettu voima voi myös ylittää eksentrisesti mitatun voiman tietyllä nivelkulmalla (Linnamo ym. 2006). Lihaksen passiiviset elastiset komponentit varastoivat energiaa jousen tavoin. Eksentrisessä lihastyössä myös lihaksen rinnakkain elastiset osat vastustavat venytystä ja tämän on todettu olevan osaltaan syynä suurempaan voimantuottoon (Edman & Tsuchiya 1996.) Usein ihmisen liikkeessä (esim. juokseminen ja hyppääminen) on havaittavissa eksentrisen esiaktiivisuus lihaksessa ennen konsentrista vaihetta: tällöin konsentrisen voimantuotto on suurempaa verrattuna puhtaaseen konsentriseen tilanteeseen. Tätä kutsutaan venymis-lyhenemissykliksi (Komi 2000.)

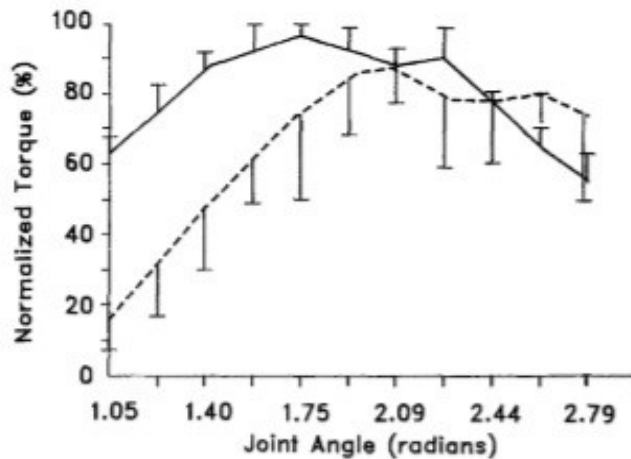


KUVA 3: Lihastyötavat. a) Negatiivinen lihastyö, jossa ulkoinen voima (F_e) on suurempi kuin lihaksen tuottama voima (F_m). b) Positiivinen lihastyö, jossa ulkoinen voima on pienempi kuin lihaksen tuottama voima. c) Isometrinen lihastyö, jossa ulkoinen ja sisäinen voima ovat yhtä suuret. (Prilutsky 2000)

Lihaspituus ja nivelkulma. Myös lihaspituudella on vaikutusta lihaksen voimantuottoon. Isometrisellä lihastyötavalla voimantuotto on suurinta lihaksen keskipituuksilla, jolloin aktiini- ja myosiinifilamentit tuottavat eniten poikittaissiltoja ja tällöin sarkomeerin pituus on optimaalinen: tätä kutsutaan poikittaissiltateoriaksi (Gordon ym. 1966). Täten myös nivelkulman muutos vaikuttaa lihaksen voimantuottoon (Herzog 2000). Usein nivelkulman vaikutusta voimaan (F) mitattaessa otetaan huomioon myös voiman varsi (r), jolloin tulos ilmoitetaan momenttina (M) (kaava 1).

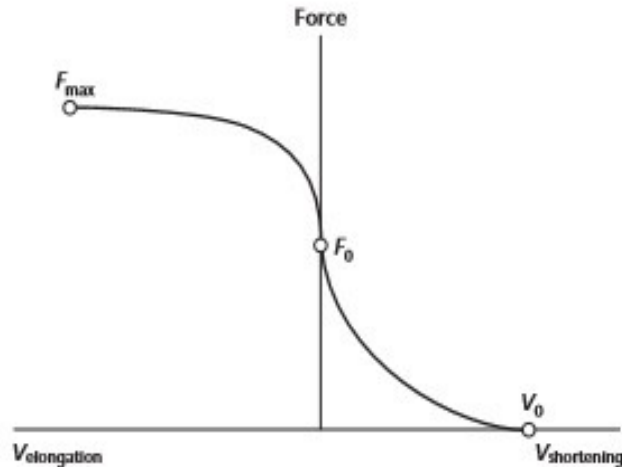
$$M = r * F \quad (1)$$

Kullakin nivelellä on oma optimaalinen nivelkulma voimantuottoa ajatellen. Esimerkiksi Leedham & Dowling (1995) määrittivät tutkimuksessaan voimantuoton kannalta optimaaliseksi kyynärnivelen kulmaksi 1,75 radiaania (n. 100°) (kuva 4).



KUVA 4: Momentin ja nivelkulman riippuvuus kyynärnivelessä. MVC-arvot on esitetty jatkuvalla viivalla ja katkoviivalla sähköstimulaation avulla (30 Hz) mitattu vaste. (Leedham & Dowling 1995).

Lihaksen voima-nopeusriippuvuus. Kevyempää ulkoista kuormaa voidaan nostaa nopeammin kuin painavampaa. Tämä johtuu osittain nostettavan kappaleen inertiaasta ja osittain lihaksen ominaisuuksista (Wilkie 1950.) Konsentrisessa lihastyössä supistumisnopeuden lisääntyessä voimantuotto vähenee, kun taas eksentrisessä lihastyössä pitenemisnopeuden kasvaessa voimantuotto kasvaa. Voiman kasvu tai väheneminen ei kuitenkaan ole lineaarista supistumis- tai pitenemisnopeuden kasvaessa (Herzog 2000, kuva 5.) Konsentrisessa tilanteessa voimantuoton vähenemiseen supistumisnopeuden kasvaessa on syynä se, että suurella nopeudella optimaalista määrää poikittaissilloja ei ehdi muodostua (Heckman & Enoka 2004, 124). Suoritettaessa ihmisen liikkumiselle tyypillistä useamman nivelen yli tapahtuvaa liikettä lihasmekaaniset ominaisuudet ovat monimutkaisempia, sillä on havaittu, että voimantuotto riippuu supistumis/pitenemisnopeuden, lihastyötavan sekä nivelkulman yhdistelmästä (Hahn ym. 2014). Kyseisessä tutkimuksessa voimantuottoa ajatellen optimaalinen polvinivelen kulma muuttui ($54^{\circ} \rightarrow 62^{\circ}$) supistumisnopeuden kasvaessa. Voima-nopeusriippuvuutta tutkiessa mittaukset suoritetaan usein käyttämällä isokineettistä dynamometriä, jolloin supistumisnopeus voidaan vakioida.



KUVA 5: Teorettinen voima-nopeussuhde lihaksessa. Vasemmalla on kuvattu voimantuotto eksentrisellä lihastyötavalla ja oikealla konsentrisellä. (Herzog 2000)

2.4 Lihaksen energiantuottotavat

Lihakset käyttävät energiakseen supistuessaan ATP:ta, joka on lihasten välitön energianlähde. ATP on viimeinen yhdiste, jota myofilamentit vaativat poikittaissiltojen muodostamiseen (Knuttgen 2000, 5.) Lihaskudokseen varastoituneet välittömät energianlähteet ATP ja kreatiinifosfaatti eivät kuitenkaan riitä lihassupistuksen energianlähteeksi kuin lyhyeksi hetkeksi. Täten suurin osa ATP:sta syntyy hapen avulla mitokondrioissa (Nienstedt ym. 2009, 85.) Aerobisesta eli oksidatiivisesta energiantuottotavasta puhutaan silloin, kun käytössä on happea ja anaerobisesta energiantuottotavasta silloin, kun happea ei ole käytettävissä.

Nopeissa ja räjähtävissä suorituksissa fosfokreatiini luovuttaa fosfaatin ADP:lle, jolloin uutta ATP:ta syntetisoituu: tätä kutsutaan anaerobiseksi alaktiseksi energiantuottotavaksi (Knuttgen 2000, 21). Anaerobisessa glykolyysissä lihasten glykogeenista muodostetaan ATP:ta ilman happea. Tällöin glykolyysin lopputuotteesta puryvaatista muodostuu laktaattia ja vetyioneja (Westerblad ym. 2010.) Hapen läsnäollessa puryvaatista muodostetaan hiilidioksidia ja vettä lihaksen mitokondrioissa tapahtuvassa Krebsin syklissä (Knuttgen 2000, 26-28). Anaerobinen glykolyysi on aerobiseen

energiantuottotapaan verrattuna tehoton energiantuottotapa, sillä ATP:ta muodostuu anaerobisessa glykolyysissa vain n. 8% verrattuna aerobiseen energiantuottotapaan (Nienstedt ym. 2009, 86-87). Mitä pidempi suoritus on ja mitä matalampi suorituksen teho on, sitä suurempi osa energiasta tuotetaan oksidatiivisen systeemin avulla (Knuttgen 2000, 5-6). Anaerobiset energiantuottotavat ovat puolestaan tärkeitä 1-2 minuutin all-out-suorituksissa, mutta myös submaksimaalisissa suorituksissa niillä on oma roolinsa (Sahlin 2014).

3 VOIMAN MITTAAMINEN BIOMEKAANISESSA TUTKIMUKSESSA

Biomekaanisessa tutkimuksessa mitataan yleensä ulkoisia voimia, joita liikkeen aikana aiheutuu. Esimerkiksi juostessa juoksija aiheuttaa maata kohti painonsa verran voimaa, kun taas maa aiheuttaa juoksijaa kohtaan vastakkaissuuntaisen yhtä suuren reaktiovoiman. Reaktiovoima perustuu Newtonin *voiman ja vastavoiman lakiin*, jolloin esimerkiksi juoksijan kaikkien kehon segmenttien yhteenlasketut kiihtyvyydet aiheuttavat reaktiovoiman (Enoka 2008, 56.) Muita yleisiä liikkeeseen vaikuttavia voimia ovat liikkujan ja tukipinnan välinen kitkavoima sekä ilmanvastus. Biomekaniikassa mitataan yleensä liikkeen aiheuttamia ulkoisia voimia, mutta jänteistä ja nivelsiteistä voidaan myös suoraan mitata lihaksen niihin aiheuttamia voimia sekä venymiä. Esimerkkinä suorasta mittaussuunnasta Finni ym. (1998) mittasivat akillesjänteeseen asetetun optisen kuidun avulla janteen voimia kävelyn aikana. Suoriin mittaussuunnaksi liittyy kuitenkin useita haasteita: mittalaitteen täytyy olla helposti asennettava, se ei saa vahingoittaa koehenkilöä tai kudoksia eikä vaikuttaa mitattavan janteen tai siteen luonnolliseen toimintaan (Fleming & Beynon 2004). Lihasten jänteisiin aiheuttamia reaktiovoimia voidaan myös arvioida kehon segmenttianalyysin ja vapaakappalekuvan avulla (Enoka 2008, 91-94).

Kinematiikassa tutkitaan liikettä ottamatta huomioon liikkeeseen vaikuttavia voimia. Käänteisen dynamiikan avulla voidaan selvittää ihmisen niveliin kohdistuvia voimia videoanalyysillä mitatun kinemaattisen datan, eli kehon segmenttien kiihtyvyyksien, sekä usein voimalevyllä mitattavan reaktiovoiman avulla. Yleensä kinemaattisen datan mittaamiseen käytetään 3D-videoanalyysia (van den Bogert ym. 1996.) Tällöin ihmisestä tarvitaan yleensä matemaattinen biomekaaninen malli, jossa keho on jaettu eri segmentteihin anatomisiin pisteisiin kiinnitettyjen heijastemarkkereiden avulla ja jossa eri segmenttien massat on arvioitu (Silva & Ambrosio 2002). Myös kiihtyvyyssantureita voidaan käyttää kinemaattisen datan keräämiseen. Kiihtyvyyssantureiden etuna verrattuna videoanalyysiin on halvemmat kustannukset sekä täydellisempi data, sillä videoanalyysissä käytettävät heijastemarkkerit saattavat välillä kadota videokuvasta (Mayagoitia ym. 2002.)

Ulkoisia voimia mitataan yleisesti biomekaanisessa tutkimuksissa vastusvenymäliuskojen tai piezosähköisten antureiden avulla. Vastusvenymäliuskan toiminta perustuu liuskan kuperuuden ja koveruuden muutoksiin. Esimerkiksi lanka-anturin geometrian (pinta-alan) muutos aiheuttaa myös sähköisen vastuksen muutoksen. Materiaaliin kohdistuvan kuormituksen mittaaminen perustuu Hooken lakiin (kaava 2.):

$$\sigma = E * \varepsilon \quad (2)$$

jossa σ on jännitys, E on materiaalille ominainen kimmokerroin ja ε on venymä. Piezosähköisissä antureissa käytetään ei-johtavaa materiaalia, jolloin mekaanisen rasituksen aiheutuessa syntyy sähköinen varaus. Biomekaanisessa tutkimuksessa yleisin sovellus on voimalevy, jossa käytetään vastusvenymäliuskoja tai piezosähköisiä antureita. Voimalevyjen avulla voidaan mitata sekä vertikaali- että horisontaalisuuntaisia voimia ja niiden resultanttivoimia. Resultanttivoima voidaan laskea trigonometrian avulla vertikaali- ja horisontaalisuuntaisista voimista, jolloin voidaan ottaa huomioon myös resultanttivoiman suunta (Nigg & Herzog 1994.) Voimalevyä käytetään tavallisimmin juoksun, kävelyn tai hypyn reaktivoimien määrittämiseen (Cross 1999). Voimalevyä on kuitenkin sovellettu myös muihin lajeihin, esimerkiksi jalkapallon potkun tukivoiman tutkimiseen (Katis ym. 2013) tai alppihiihdon, maastohiihdon ja mäkihypyn reaktivoimien tutkimiseen (Babiel ym. 1997). Myös voima-antureissa voiman mittaamiseen käytetään useimmiten venymäliuskoja. Voima-anturisovelluksia on kehitetty useissa urheilulajeissa, esim. sauvavoimien mittaamiseen maastohiihdossa (Stöggl ym. 2006), iskun voiman mittaamiseen soutuergometrissa (Hawkins 2000), jalkatyön voiman mittaamiseen melonnassa (Nilsson & Rosdahl 2016) tai iskun voiman mittaamiseen melonnassa (Aitken & Neal 1992; Fleming ym 2012a; Gomes ym. 2015; Nilsson & Rosdahl 2016). Usein biomekaanisessa tutkimuksessa on syytä määrittää myös voiman impulssi, koska voimantuotto ei ole luonteeltaan täysin räjähtävää vaan tapahtuu aina tietyn ajan kuluessa. Tällöin voiman impulssi on voiman ja ajan integraali (Enoka 2008, 68-69.)

Myös painepohjallisilla voidaan mitata jalkapohjaan aiheutuvaa painetta (esim. N/cm², kPa) ja erityisesti paineen jakautumista ja painekeskivistettä jalkapohjan alueella. Painepohjallisia ja niillä mitattua tietoa voidaan käyttää esimerkiksi biomekaanisessa tutkimuksessa, kenkien suunnittelussa ja loukkaantumisten ehkäisemisessä. Etuina

painepohjallisten käytössä ovat langattomuus ja täten liikuteltavuus sekä pienet kustannukset (Razak ym. 2012.) Biomekaanisessa tutkimuksessa painepohjallisia on käytetty useiden lajien tutkimuksessa, esimerkiksi juoksussa erilaisten kenkämallien tutkimuksessa (Henning & Milani 1995), kolmiloikan eri vaiheiden tutkimuksessa (Perttunen ym. 2000), hiihdon tasatyönnön tutkimuksessa (Holmberg ym. 2005), mäkihypyn ponnistusvaiheen tutkimuksessa (Virmavirta ym. 2001) sekä myös melonnan jalkavoiman tutkimisessa (Lee & Nam 2012).

4 MELONTA

Melonta on perinteinen harrastus- ja kilpaurheilumuoto niin Suomessa kuin maailmallakin. Tässä tutkimuksessa keskitytään ratamelontaan, jossa kilpailuvälineenä toimii kajakki sekä melontavälineenä kaksilapainen mela. Meloja ohjaa kajakkia jaloilla säädettävän peräsimen avulla. Kajakkimelonnassa voidaan kilpailla kajakkiyksikössä (K1), -kaksikossa (K2) tai nelikossa (K4). Olympialaisissa melottavat matkat ovat 200, 500 ja 1000 metriä. Kajakkimelonnassa meloja on istuma-asennossa ja meloo kaksilapaisella melalla vuoronperään kajakin molemmin puolin. Kilpailuissa melojat kilpailevat yleensä yhdeksällä vierekkäisellä radalla yhteislähtönä, ja nopein maaliintullut on voittaja. Olympialaisissa kilpaillaan myös kanadalaiskanoottimelonnassa (polviasento) sekä koskimelonnassa, mutta tässä tutkimuksessa keskitytään K1-ratamelontaan. (Suomen melonta- ja soutuliitto ry.)

4.1 Melonnan fysiologiset ominaispiirteet

Harjoittelu. Kajakkimelonta on vaativa ja monipuolinen kilpailumuoto, jossa yhdistyvät räjähtävä voimantuotto, voimakestävyys, aerobiset ja anaerobiset ominaisuudet sekä suoritustekniikka ja tasapaino. Garcia-Pallares ym. (2009) kokosivat 14:n eliittimelojan (mm. 10 MM-finalistia ja 2 olympiavoittajaa) harjoittelumäärät 47:n viikon pituisen harjoituskauden ajalta melojien valmistautuessa kyseisen vuoden päätapahtumaan MM-kisoihin (taulukko 1). Koehenkilöt noudattivat ammattivalmentajien laatimaa jaksotettua harjoitusohjelmaa, ja keskimäärin harjoituskauden aikana harjoittelutunteja kertyi noin 427 tuntia henkilöä kohti. Harjoitusohjelman perusteella eliittimelojien harjoittelu koostuu monipuolisesta, yhdistetystä voima- ja kestävyysharjoittelusta, jossa pääpaino on lajinomaisessa kestävyysharjoittelussa. Garcia-Pallares ym. (2010) vertailivat myös kahden eri tavalla jaksotetun aerobisen harjoitusohjelman eroja (traditional periodisation, TP ja block periodisation, BP) miespuolisilla eliittimelojilla (N=10). Pääpiirteissään TP koostuu useiden fysiologisten ominaisuuksien, esimerkiksi voiman ja kestävyuden, harjoittamisesta samanaikaisesti, kun taas BP jaksottaa eri ominaisuuksien harjoittamisen tarkemmin omille

lyhyille jaksoilleen. Molemmat harjoitusjaksot toistettiin vuoden välein samana aikana harjoituskautta. Maksimaalinen hapenotto kasvoi molempien harjoitusjaksojen jälkeen, mutta merkittävää eroa ei löytynyt. Kuitenkin BP-harjoitusjakson ollessa 10 viikkoa lyhyempi, arvellaan tutkimuksessa tämän olevan tehokkaampi harjoitustapa.

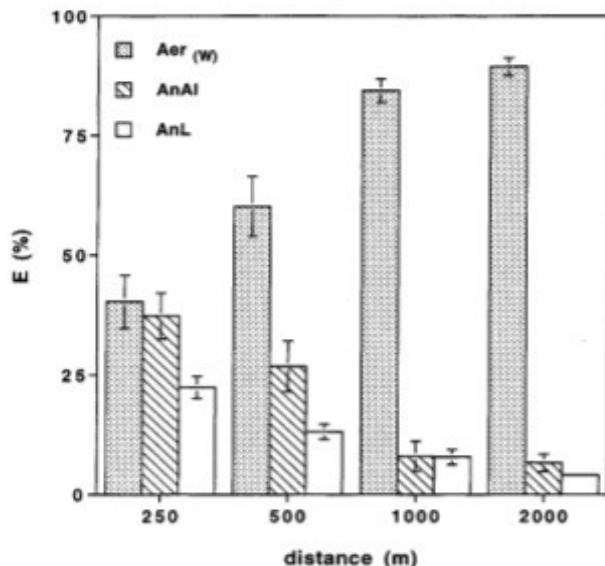
TAULUKKO 1: Eliittimelojien voima- ja kestävyysarjoittelumäärät. Kestävyysarjoittelu on toteutettu melomalla. (Muokattu Garcia-Pallares ym., 2009)

Voimaharjoittelu			
	<i>Hypertrofia</i>	<i>Maksimivoima</i>	<i>Maksimiteho</i>
Tunnit	37,8 ± 2,6	44,4 ± 3,2	32,4 ± 1,1
Sarjat	840 ± 60	642 ± 46	488 ± 29
Toistot	7560 ± 540	2600 ± 199	2673 ± 158
Kestävyysarjoittelu			
	<i>75-90% / VO2Max</i>	<i>90-105% / VO2Max</i>	<i>>105% / VO2Max</i>
Tunnit	264,1 ± 12,7	39,9 ± 2	8,6 ± 0,6

Aerobiset ja anaerobiset ominaisuudet. Bishop (2000) havaitsi korkeamman maksimaalisen hapenottokyvyn eli VO2Max:n (-0,72, $p < 0,05$) ja korkeamman anaerobisen kynnyksen (-0,89, $p < 0,05$) korreloivan paremman 500 metrin melontasuorituksen kanssa naismelojilla. Myös Fry & Morton (1991) havaitsivat korkeamman anaerobisen kapasiteetin testituloksen ($p < 0,01$) (tehty työmäärä 60 sekunnin maksimaalisen suorituksen aikana kustomoidussa polkupyörä-melontaergometrissa) sekä VO2Max:n ($p < 0,01$) olevan merkittävästi parempi menestyksekkäämmillä miesmelojilla verrattuna vähemmän menestyksekkäisiin. Kyseisessä tutkimuksessa VO2Max:ksi mitattiin ergometrissa menestyksekkäämmillä melojilla keskimäärin noin 59 ml/kg/min. Billat ym. (1996) vertailivat eri lajien kansallisen tason miesurheilijoiden VO2Max:ia kullekin lajille ominaisella ergometrilla. Kyseisessä tutkimuksessa VO2Max:ksi mitattiin melojilla 53,8 ml/kg/min, pyöräilijöillä 72,4 ml/kg/min ja juoksijoilla 74,9 ml/kg/min. Syynä melojien matalampaan VO2Max:iin arvellaan olevan sen, että melonnassa ei käytetä suuria jalkojen lihaksia yhtä paljoa kuin esim. juoksussa tai pyöräilyssä ja sen, että melojat omaavat suuremman kehon massan (Michael ym. 2008). Toisaalta Zouhal ym. (2012) mittasivat nousevaportaisella testillä miespuolisten eliittimelojien VO2Max:n olevan vesillä melonnassa n. 68 ml/kg/min. Kyseisten tutkimustulosten perusteella voidaan kuitenkin todeta, että melonnassa sekä aerobiset että anaerobiset ominaisuudet edesauttavat parempaa

melontasuoritusta. Nuorilla, 13-14 vuotiailla poika- ja tyttömelojilla VO₂Max:ksi on arvioitu noin 51 ml/kg/min sukkulajuokstestien tuloksen perusteella (Lopez-Plaza ym. 2016).

Energiantuottotavat. Eri pituiset matkat asettavat melojille hieman erilaisia vaatimuksia ominaisuuksien ja energiantuottotapojen suhteen. Esimerkiksi sekä 200 metrin että 1000 metrin kajakkimelonnassa aikana energiaa tuotetaan rinnakkain sekä anaerobisen glykolyysin että oksidatiivisen, hapen avulla tapahtuvan energiantuottotavan avulla. Zamparo ym. (1999) arvioivat energiantuottotapaa melonnassa keski- ja huipputason mies- ja naismelojilla mittaamalla maksimaalista hapenottoa ja veren laktaattipitoisuuksia sekä määrittämällä happivajeen (MAOD) maksimaalisen melontasuorituksen aikana eri pituisilla matkoilla (250 m, 500 m, 1000 m ja 2000 m, kuva 6). Myös Zouhal ym. (2012) määrittivät MAODin avulla miespuolisten eliittimelojien energiantuottotapaa 500 m ja 1000 m melonnassa, ja myös näissä mittauksissa aerobinen energiantuottotapa oli suurempi 1000 m osalta (86,6%) kuin 500 m osalta (78,3%). Näiden tulosten perusteella aerobinen energiantuottotapa korostuu pidemmällä matkoilla kun taas anaerobinen energiantuottotapa korostuu lyhyemmällä matkoilla.



KUVA 6: Energiantuottotavat eri pituisilla matkoilla maksimaalisessa melonnassa. Tumma palkki kuvaa aerobisen energiantuottotavan %-osuutta, vinoviivattu palkki anaerobisen alaktisen tavan osuutta ja valkoinen palkki anaerobisen laktisen tavan osuutta. (Zamparo ym. 1999)

Morfologia ja voima. Ackland ym. (2003) suorittivat antropometrisia mittauksia olympiatason mies- ja naismelojille Sydneyn Olympialaisissa vuonna 2000 (N=70). Mitatuilla melojilla havaittiin suhteellisen suuret ylävartalon ympäröymät, suhteellisen kapea lantio sekä rasvaton kehonkoostumus verrattuna yleiseen populaatioon. Lisäksi melojien kehon massa oli noin 5 kg suurempi kuin Montrealin Olympiamelojilla vuonna 1976, ja tutkimuksessa arvelaan kehonpainon muutoksen selittyvän pitkälti rasvattoman kehonpainon nousulla. Fry & Morton (1991) havaitsivat parhaiden kansallisen tason miesmelojien omaavan merkittävästi suuremman biceps brachiin ympäröymän ($p < 0,05$) ja merkittävästi suuremman kehon massan ($p < 0,01$) kuin vähemmän menestyksekkäät melojat. Lisäksi parhaat melojat omasivat merkittävästi suuremman ylävartalon voiman ($p < 0,01$) isokineettisessä dynamometrissa simuloitun melonnan iskun aikana verrattuna vähemmän menestyksekkäisiin melojiin (supistumisnopeudet $30^\circ/s$ ja $120^\circ/s$). Myös van Someren & Howatson (2008) havaitsivat ylävartalon isometrisen voiman korreloivan paremman suoritusajan kanssa 500 m ($-0,60$, $p = 0,008$) ja 200 m ($-0,47$, $p = 0,047$) melonnassa kansainvälisen ja kansallisen tason miesmelojilla. Lisäksi van Someren & Palmer (2003) havaitsivat ylävartalon isometrisen voiman sekä useiden ylävartalon ympäröymätojen olevan merkittävästi suuremmat ($p < 0,05$) kansainvälisen tason 200 metrin miesmelojilla kuin kansallisen tason saman matkan melojilla. Alacid ym. (2011) mittasivat tutkimuksessaan nuorten (13-14 v.) poika- ja tyttömelojien antropometrisia mittoja ja totesivat, että nuoret melojat omasivat hieman muita ikäisiään suuremmat ylävartalon ympäröymät.

Toisaalta McKean & Burkett (2010) eivät havainneet voimakasta korrelaatiota ($r > 0,7$) ylävartalon voiman (1RM eli yhden toiston maksimi penkki-punnerrus, 1RM leuanveto, 8RM pystypunnerrus, 8RM olkapään kierto ja 8RM etuolkapään vipunosto) ja melonnan suoritusajan (1000 m ja 500 m) välillä kansallisen tason mies- ja naismelojilla (N=29, 15 miestä ja 14 naista). Tutkimuksien tulosten perusteella voidaan todeta, että erityisesti ylävartalon lihasmassa ja voima sekä rasvaton kehonkoostumus edesauttavat hyvää suoritusta melonnassa, mutta mikään yksittäisen lihasryhmän voimataso ei välttämättä ole ratkaiseva tekijä onnistuneessa melontasuorituksessa. Hamano ym. (2015) havaitsivat kuitenkin myös 120 sekunnin kajakkiergometrillä suoritettun all-out -testin tuloksen (keskiteho) ja isokineettisen polven koukistuksen korreloivan keskenään ($180^\circ/s$: $0,706$, p

$< 0,05$ ja $300^\circ/\text{s}$: $0,722$, $p < 0,01$) kansallisen tason miesmelojilla. Tuloksen perusteella jalkojen voimalla on oma roolinsa melontasuorituksessa, joskin tutkimusnäyttöä löytyy enemmän ylävartalon tärkeyden osalta.

4.2 Melonnan biomekaaniset ominaispiirteet

Nopeus ja iskutiheys. Tärkein ja yksinkertaisin onnistuneen suorituksen mittari kajakkimelonnassa on mahdollisimman lyhyt suoritus aika, joka on seurauksena mahdollisimman nopeasta kajakin keskinopeudesta (Michael ym. 2009). Kajakin keskinopeuteen vaikuttavat melonnan iskutiheys ja iskun pituus, ja keskinopeutta voidaan nostaa kasvattamalla näitä muuttujia (Kendal & Sanders 1992). Kajakin huippunopeudeksi on mitattu eliitti/kansainvälisen tason miesmelojilla $4,68\text{-}5,33$ m/s ja iskutiheydeksi 116-135 iskua minuutissa (Kendal & Sanders 1992) sekä mies- ja naismelojilla $4,36\text{-}4,95$ m/s ja 105-131 iskua minuutissa (Mann & Kearney 1980) sekä 200m matkan MM-mitalisteilla jopa 145-172 iskua minuutissa (McDonnell ym. 2013). Nuorilla, 13-14 -vuotiailla miesmelojilla kajakin huippunopeudeksi (50 m - 100 m osuus 200 m matkalla) on mitattu $4,30$ m/s ja iskutiheydeksi 120 iskua minuutissa (Vaquero-Cristobal ym. 2013). Toisaalta iskutiheyden kasvattaminen voi johtaa iskun pituuden ja vesikontaktiajan lyhenemiseen, jolloin etua ei välttämättä saavuteta. Lee (2013) tutki videoanalyysin avulla kahden erilaisen melatyypin (lavat samassa tasossa vs. lavat 90° kulmassa toisiinsa nähden) vaikutusta iskutiheyteen, iskun pituuteen ja kajakin nopeuteen miespuolisilla eliittimelajilla ($N=8$). Lajojen ollessa 90° kulmassa iskutiheys oli merkittävästi suurempi ja iskun pituus merkittävästi pienempi ($p < 0,05$) verrattuna toisentyypiseen melaan, mutta kajakin nopeudessa ei ollut merkittävää eroa mittausolosuhteiden välillä.

Kajakkiin vaikuttavat voimat. Melojan täytyy kajakkia kiihdyttääkseen tuottaa melan iskun avulla suurempi voima kuin vastakkaisuuntaiset veden vastus sekä ilmanvastus (Jackson 1995; Michael ym. 2009). Kokonaisvastuksesta noin 90% aiheuttaa veden vastus ja loput 10 % ilmanvastus (Baudouin & Hawkins 2002). Kajakit suunnitellaan mahdollisimman kapeiksi, jotta veden vastus olisi pienimmillään. Melojan ja kajakin yhteenlasketulle massalle (m) täytyy iskun voiman (F) avulla aiheuttaa kiihtyvyyttä (a) kaavan 3 mukaisesti:

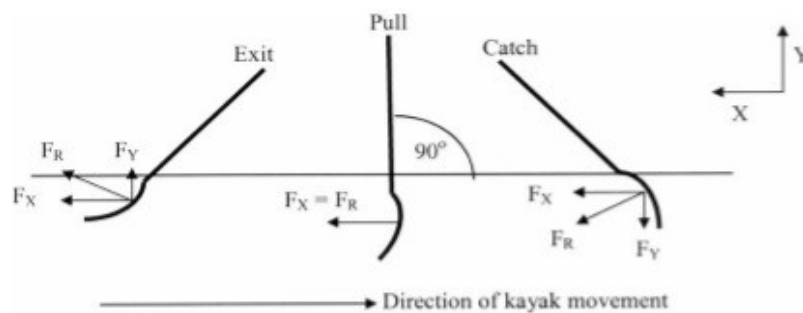
$$F = m \times a \quad (3)$$

joten kevyemmän melojan tarvitsee tuottaa vähemmän voimaa kiihdyttääkseen kajakkia (Ackland ym. 2003). Melan avulla tuottamallaan voimalla meloja kohdistaa istuessaan nettovoiman kajakin jalkapuuhun, ja saa kajakin liikkumaan eteenpäin (Ong ym. 2003). Kajakkia kiihdyttävien ja jarruttavien komponenttien lisäksi melojan ja kajakin muodostamaan kompleksiin vaikuttavat vertikaalisuunnassa painovoima sekä veden aiheuttama noste.

Melojan voimantuotto. Kajakki on tärkeä pitää tasapainossa ja voimaa tulee pyrkiä tuottamaan mahdollisimman läheltä kajakin pituussuuntaista akselia, jolloin kajakki saadaan liikkumaan mahdollisimman suoraan eteenpäin, vaikka ohjaus tapahtuukin pääasiassa peräsimen avulla. Tällöin vältetään kiertoliikettä ja parannetaan suorituksen taloudellisuutta (Mann & Kearney 1980.) Fry & Morton (1991) arvelivat tutkimuksessaan, että voimantuotolla on tärkeä rooli erityisesti lähdössä, ja että lähtökiihdytyksen jälkeen täyteen vauhtiin päästyään voimantuotolla pyritään lähinnä ylläpitämään saavutettu nopeus maaliin saakka. Arvio perusteltiin sillä, että kyseisessä tutkimuksessa isokineettisessa dynamometrissa mitattu momentti simuloitussa melan iskussa oli suurempi pienemmällä kulmanopeudella (30°/s = n. 440 Nm ja 120°/s = n. 283 Nm). Liow & Hopkins (2003) saivat myös tutkimuksessaan viitteitä siitä, että hitaalla nopeudella suoritettu voimaharjoittelu parantaa melojien suoritusta lähtökiihdytyksessä 1,1% (0-15 m) verrattuna räjähtävään voimaharjoitteluun. Kyseisessä tutkimuksessa arvellaan hitaamman voimaharjoittelun olevan edullista lähtökiihdytyksen parantamiseen ja räjähtävän voimaharjoittelun saavutetun nopeuden ylläpitämiseen. Uali ym. (2012) havaitsivat myös tyypillisen vetoliikkeen, kulmasoudun, maksimaalisen isometrisen voiman (0,834, $p < 0,01$) sekä 1RM-tuloksen (0,838, $p < 0,01$) korreloivan melojien lähtönopeuden kanssa 10 metrin matkalla.

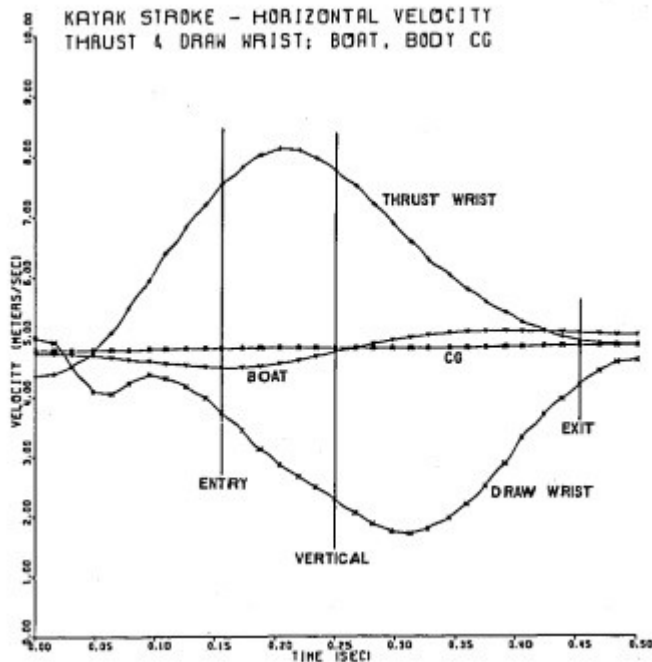
Iskun vaiheet. Yleisesti ottaen melontatutkimuksissa iskulla tarkoitetaan ainoastaan yhtä, joko oikean tai vasemmanpuoleista iskua. Iskusyklillä puolestaan tarkoitetaan oikean- ja vasemmanpuoleisen iskun muodostamaa paria, ja melojan aloitus- ja lopetusasento on sama (McDonnell ym. 2012). Melontatutkimuksissa isku on yleensä jaoteltu neljään

vaiheeseen: 1.) “catch/entry” eli veteenmeno, 2.) “pull/vertical” eli veto, jolloin mela on pystysuorassa, 3.) “exit” eli vaihe, jolloin mela irtaantuu vedestä ja 4.) “recovery” eli vaihe, jolloin melan molemmat lavat ovat ilmassa ja meloja valmistautuu seuraavaan iskuun (Logan & Holt 1985; Mann & Kearney 1980; Michael ym. 2009). Toinen mahdollinen jaottelutapa on jakaa melan isku vesi- ja ilmavaiheisiin (McDonnell ym. 2012). Melan ollessa pystysuorassa asennossa kiihdyttävää voimaa pystytään tuottamaan mahdollisimman paljon, koska voiman horisontaalisuuntainen resultantti on tällöin suurimmillaan (Michael ym. 2009, kuva 7).



KUVA 7: Melan tuottama voima. Kuvassa on esitetty X- ja Y-suuntaiset voimat sekä resultanttivoima (F_R) vaiheissa “catch”, “pull” ja “exit”. (Michael ym. 2009)

Mann & Kearney (1980) tutkivat videoanalyysin avulla kajakin, melojan sekä melojan ylävartalon eri segmenttien nopeuksia maksimaalisella melontanopeudella huipputasoin mies- ja naismelojilla ($N=9$). Analyysin perusteella kajakin nopeus vaihtelee iskusyklin aikana. Suurin kiihtyvyys saavutetaan heti vaiheen 2. jälkeen, ja kajakin nopeus on suurimmillaan vaiheiden 2. ja 3. välillä. Pienimmillään kajakin nopeus on puolestaan vaiheen 1. kohdalla (kuva 8). Myös Kendal & Sanders (1992) tutkivat kansainvälisen tason miesmelojien ($N=5$) maksimaalista suoritusta liikeanalyysin avulla. Myös heidän tulostensa perusteella kajakin nopeus alkaa hidastua vaiheen 4. jälkeen veden- ja ilmanvastuksen vaikutuksesta. Lisäksi kaksi parhaimmaksi arvioitua melojaa liikuttivat melaa pidemmän matkan vetovaiheen aikana vedessä sekä “recovery” -vaiheen aikana ilmassa pituussuunnassa, jolloin melan vetovaihe ja iskun pituus kasvavat ja eteenpäin vievää voimaa voidaan tuottaa mahdollisimman paljon.



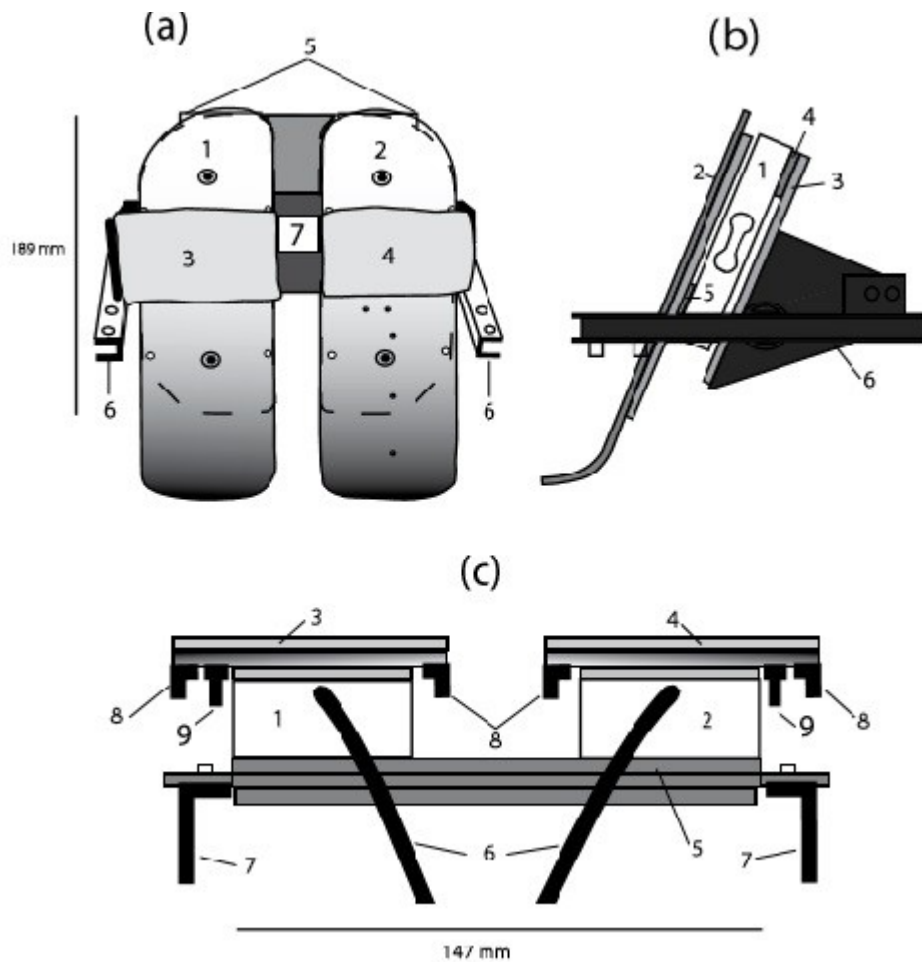
KUVA 8: Kajakin (BOAT), melojan massakeskipisteen (CG) sekä ranteiden markkereiden (thrust wrist = työntävä ranne, draw wrist = vetävä ranne) vaakasuuntaiset nopeudet yhden iskun aikana. Kuvaajaan on merkitty iskun vaiheet 1. Entry, 2. Vertical ja 3. Exit. (Mann & Kearney 1980)

Lihaskäyttö melonnassa. Tutkimustietoa EMG-aktiivisuudesta ja lihasten rekrytointijärjestyksestä vesillä melonnassa on rajoitetusti. Lee (2013) mittasi biceps femoriksen ja rectus femoriksen EMG-aktiivisuutta vesillä melonnassa. Tutkimuksessa ei kuitenkaan oltu normalisoitu melonnan aikaisia EMG-arvoja (esim. normalisointi MVC-arvoon) millään tavalla, joten mitattujen lihasten tärkeydestä melontasuorituksen kannalta ei voida vetää varmoja johtopäätöksiä. Trevitchik ym. (2007) tutkivat olkapään ja selän lihasten EMG-aktiivisuutta ergometrimelonnassa. Tutkimuksessa EMG-arvot normalisoitiin iskun aikaisiin maksimiarvoihin. Tulosten perusteella latissimus dorsi, supraspinatus ja trapezius osoittivat jatkuvaa rekrytointijärjestyksestä vetovaiheessa sekä serratus anterior, rhomboid major ja latissimus dorsi exit-vaiheessa. Mitatuista lihaksista latissimus dorsin aktiivisuus oli suurinta, noin 80%/max. Tutkimuksessa arvellaankin latissimus dorsin olevan päävaikuttajalihas melonnan iskussa.

4.3 Voiman ja ajoituksen mittaaminen melontatutkimuksessa

Melonnan, kuten muidenkin vesilajien osalta, maahan kohdistuvia reaktivoimia ei voida mitata voimalevyillä, kuten esimerkiksi juoksussa tai hiihdossa. Kilpamelonnan tutkimuksessa melontasuorituksen aikaisia voimia on mitattu ylä- ja alaraajojen osalta melasta sekä kajakin jalkapuusta. Tutkimukset ovat keskittyneet voiman mittaamiseen melasta, ja jalkapuuhun aiheutuvaa voimaa on tutkittu vielä hyvin vähän. Syynä tutkimuksien keskittymiselle melan voimien mittaamiseen voi olla se, että melonta on perinteisesti ajateltu ylävartalopainotteiseksi suoritukseksi. Melojan kohdistamaa voimaa kajakin jalkapuuhun (Nilsson & Rosdahl 2014, Nilsson & Rosdahl 2016) tai melontaergometrin jalansijaan (Begon ym. 2009) on mitattu voima-antureilla. Melan iskusta veteen aiheutuvia voimia on mitattu vastusvenymäliuskojen avulla (Aitken & Neal 1992; Fleming ym. 2012a; Gomes ym. 2015; Nilsson & Rosdahl 2016). Venymäliuskoja on käytetty myös kajakkiergometrin melan voimien mittaamiseen (Michael ym. 2012; Fleming ym. 2012a; Fleming ym. 2012b). Lisäksi Begon ym. (2009) mittasivat melan voimia ”load cell” -tyyppisellä voima-anturilla.

Jalkatyön voiman mittaaminen. Nilsson & Rosdahl (2014) validoivat tutkimuksessaan mittausjärjestelmän kajakin jalkapuuhun. Tutkimus keskittyi luotettavan voimamittausjärjestelmän kehittämiseen eikä melojien kohdistamia voimia varsinaisesti mitattu. Tässä järjestelmässä molempien jalkojen tuottamat resultanttivoimat mitattiin erikseen kahden voima-anturin avulla. Voima-anturijärjestelmä voitiin kiinnittää kajakin jalkapuuhun. Lisäksi tutkimuksessa mitattiin voima-anturilla melojan penkkiin kohdistamaa voimaa. Samaa laitteistoa käytettiin mitatessa miespuolisten eliittimelojien (N=5) jalkapuuhun tuottamaa voimaa kajakeilla melottaessa (Nilsson & Rosdahl 2016). Kyseisissä tutkimuksissa käytetty voima-anturijärjestelmä on esitetty kuvassa 9. Molemmissa tutkimuksissa voima-anturi kalibroitiin käyttämällä painoja 5 kg – 50 kg, nostamalla painoa aina 5 kg:n välein. Molemmissa mainituissa tutkimuksissa mitattiin erikseen työntö- ja vetovaiheen voimat.



KUVA 9: Voima-anturi (a) edestä, (b) sivulta ja (c) ylhäältä. Ylhäältä kuvattuna (c): 1 ja 2 ovat voima-anturit jalansijojen 3 ja 4 alla (Nilsson & Rosdahl 2014).

Nilsson & Rosdahl (2016) tutkivat jalkojen työntö- ja vetovaiheen voiman ja melan iskun voiman, kajakin nopeuden sekä melojan polvikulman välistä yhteyttä. Tutkimuksessa melojille suoritettiin kaksi mittausta, joista toisessa jalkojen työtä oli rajoitettu polvien ollessa koko mittauksen ajan noin 160 asteen kulmassa ja toisessa jalkojen työtä tai polvikulmaa ei oltu rajoitettu. Rajoittamattomassa tilanteessa työntövaiheessa jalkapuun maksimivoimien keskiarvoksi mitattiin n. 400 N ja rajoitetussa tilanteessa n. 160 N. Tulosten perusteella havaittiin, että jalkatyön ollessa rajoitettua myös melan iskun voima laski n. 21% ja kajakin nopeus laski n. 16 %. Begon ym. (2009) mittasivat melontaergometrin jalansijaan aiheutuvaa voimaa kansainvälistä kokemusta omaavilla melojilla (N=10) myöskin oikealta ja vasemmalta puolelta ja saivat koeryhmän keskiarvoksi n. 466 N (40 sekunnin suoritus, 92 iskua minuutissa). Kyseisen tutkimuksen

tuloksissa tulee ottaa huomioon se, että koeryhmä koostui kahdeksasta miehestä ja kahdesta naisesta ja se, että mittaukset suoritettiin melontaergometrissa, jossa oli liikkuva istuin. Kyseisessä tutkimuksessa määritettiin myös istuimeen kohdistuneeksi voimaksi keskimäärin n. 351 N. Lee & Nam (2012) mittasivat jalkatyön painetta (kPa, 1 kPa = 1000 N/m²) painepohjallisilla melontaergometrissa. Kyseisessä tutkimuksessa vertailtiin kokeneiden ja noviisimelojien välisiä eroja ja todettiin, että kokeneet melojat käyttävät meloessaan laajempaa polvikulmaa, joka auttaa heitä tuottamaan enemmän jalkatyön painetta sekä käyttämään enemmän lantiota ja keskivartalon kiertoa, joka taas auttaa suuremman iskun pituuden saavuttamisessa. Saman päätelmän esittivät Limonta ym. (2010) tutkiessaan liikeanalyysin avulla kinemaattisia eroja eliitti-, keskiverto- ja noviisimelojien välillä melontaergometrissa.

Iskun voiman mittaaminen. Melan iskun voimaa on mitattu vastusvenymäliuskojen avulla. Aitken & Neal (1992) kiinnittivät neljä vastusvenymäliuskaa melan molempiin päihin. Kaksi venymäliuskaa muodostivat parin siten, että ne olivat kiinnitetty melan varteen vastakkaisille puolille toisistaan (180°). Tällöin toiselta puolelta mitattiin melan puristusta ja toiselta puolelta venymää melan osuessa veteen. Kauemman venymäliuskan keskikohta sijaitti 1 cm:n päässä melan lavan kiinnityskohdasta ja toisen venymäliuskan keskikohta 5 cm:n päässä ensimmäisestä venymäliuskasta. Koska melaan kohdistuva momentti on verrannollinen venymään, laskettiin voima kaavalla 4:

$$F = (M_2 - M_1) / d \quad (4)$$

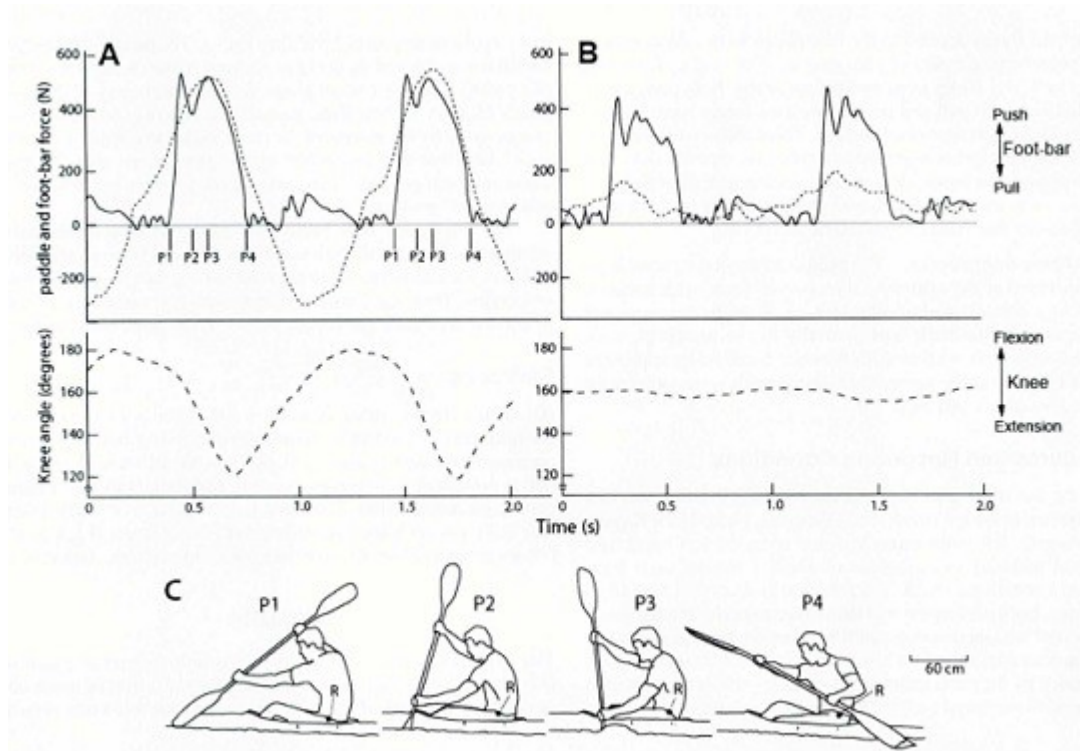
jossa F on melaan kohdistuva voima, M_2 ja M_1 melaan kohdistuvat momentit ja d venymäliuskojen välinen etäisyys. Nilsson & Rosdahl (2016), Fleming ym. (2012a) sekä Gomes ym. (2015) mittasivat voimaa melasta yhdellä venymäliuskalla sekä vasemmalta että oikealta puolelta. Gomesin ym. (2015) tutkimuksessa venymäliuskat oli kiinnitetty melan varteen 80 cm:n päähän lavan päästä ja Flemingin ym. (2012a; 2012b) tutkimuksissa venymäliuskat olivat kiinnitetty 20 cm:n päähän melan sekä melontaergometrin melan varren keskikohdista. Michael ym. (2012) mittasivat melontaergometrin melan varren voimaa molemmista päistä. Begon ym. (2009) kiinnittivät ”load cell” -tyyppisen voimaanturin sarjaan melontaergometrin melan ja vauhtipyörän köysien välille. Voimamittausten tulokset on esitetty taulukossa 2. Voimamittausten tulokset eivät

kuitenkaan ole keskenään täysin vertailukelpoisia, sillä Aitken & Neal (1992) mittasivat melan kädensijaan aiheutuvaa voimaa, kun taas muissa tutkimuksissa on määritetty melan lapaan (Fleming ym. 2012a; Gomes ym. 2015; Nilsson & Rosdahl 2016) tai melontaergometrin melan varren päähän (Michael ym. 2012; Fleming ym. 2012a; Fleming ym. 2012b) aiheutuvaa voimaa. Gomes ym. (2015) havaitsivat iskun huippuvoiman kasvavan iskutiheyden kasvaessa (60 iskua/min: 225 N, 80 iskua/min: 234 N, 100 iskua/min: 266 N ja kilpailunopeudella 124 iskua/min: 274 N), joten suorituksen intensiteetti vaikuttaa iskun voiman tuloksiin. Myös koeryhmän taso tulee ottaa huomioon vertailtaessa voimamittauksien tuloksia eri tutkimuksien välillä.

TAULUKKO 2: Melonnan iskun voimamittauksien tuloksia. Tuloksissa on esitetty yhden iskun aikaisten maksimivoimien keskiarvot.

Vesillä melonta	Iskun voima (N)	Oikea puoli voima (N)	Vasen puoli voima (N)	Koeryhmän taso
Aitken & Neal 1992		214	201	Keskiverto
Fleming ym. 2012a	238			Eliitti
Gomes ym. 2015	274			Eliitti
Nilsson & Rosdahl 2016	320			Eliitti
Melontaergometri				
Michael ym. 2012		308	299	Eliitti
Fleming ym. 2012a	223			Eliitti
Fleming ym. 2012b	279			Eliitti
Begon ym. 2009	274			Eliitti

Ajoitus. Melonnassa voimaa tulee pyrkiä tuottamaan koko vartalon rytmikkäällä ja yhdenaikaisella toiminnalla. Jalkojen avulla ponnistetaan tukea jalkapuusta, ja ylävartalolla tuotetaan voimaa melan avulla vedestä. Voiman välittäjänä toimii keskivartalo, ja keskivartalon rotaation avulla vetävän puolen kättä voidaan suunnata mahdollisimman paljon eteenpäin, jotta vetovaiheesta tulisi mahdollisimman pitkä (Mann & Kearney 1980). Melonnan rytmitystä sekä iskun ja jalkatyön voimantuoton välistä aikaeroa ei ole aiemmin tutkittu. Nilsson & Rosdahl (2016) mittasivat sekä jalkatyön että iskun voimaa. Tutkimuksessa arvioitiin, että synkronoidun jalkatyön ja iskun on tapahduttava noin 0,2 sekunnin aikana, vaikka varsinaisesti aikaeroa iskun ja jalkatyön välillä ei mitattu (kuva 10).



Kuva 10: Iskun voima (jatkuva viiva) ja jalkapuun voima (pisteviiva) sekä polvikulma (katkoviiva) A: rajoittamattomalla polvikulmalla ja B: rajoitetulla polvikulmalla. Kohdassa C on kuvattuna iskun vaiheet, ja maksimivoima ilmaantuu lähellä vaihteita P2 ja P3. Kuvasta voidaan havaita myös vetävän puolen jalan ojentuminen. Jalan ojentumista edellyttää lantion kiertoaike. (Nilsson & Rosdahl 2016)

4.4 Melontaergometri

Melontaergometriä käytetään tyypillisesti apuvälineenä melojien kuivaharjoittelussa. Tämä on tärkeää erityisesti maissa, jossa sulan veden kausi on lyhyt ja talvi on pitkä, kuten Suomessa. Melontaergometrin avulla voidaan harjoitella mahdollisimman lajinomaisesti ympäri vuoden. Tämä on tärkeä edellytys erityisesti kilpamelonnassa silloin, kun tähdätään maailman huipulle. Melontaergometreista on saatavissa kaupallisia versioita, mutta niitä tehdään myös usein mittatilaustyönä. Tyypillisesti melontaergometriin kuuluu istuin, jalansija sekä mela, joka on kiinnitetty köysillä vauhtipyörään, jonka vastusta voidaan säädellä. Myös melonnan tutkimuksessa on käytetty melontaergometriä useassa tarkoituksessa (van Someren ym. 2000; van Someren & Oliver 2002; Bishop ym. 2003;

Trevitchik ym 2007; Begon ym. 2008; Begon ym. 2009; Michael ym. 2012; Fleming ym. 2012a; Fleming ym. 2012b; Lee & Nam 2012; Hamano ym. 2016). Etuna melontaergometrissa verrattuna vesillä melontaan on se, että mittaukset voidaan tehdä sisäolosuhteissa ja tämä usein helpottaa mittauksien läpivientiä sekä mitattavan datan keräämistä (van Someren ym. 2000). Myös sääolosuhteiden vaihtelut on täten vakioitu (Begon ym. 2008). Toisaalta vesillä melonta ja ergometrillä melonta eroavat toisistaan suorituksen biomekaniikan osalta, koska ergometrimelonnassa ja sisäolosuhteissa melan vesikontaktia, veden vastusta ja ilmanvastusta ei ilmene ollenkaan. Tällöin ergometrin vastuksen tulisi mahdollisimman hyvin kuvastaa veden vastusta.

Vesillä melonnan ja ergometrimelonnan vertailu. Van Someren ym. (2000) vertailivat vesillä melonnan ja ergometrimelonnan melonnan fysiologisten vasteiden eroja hyvin harjoitelleilla miesmelojilla (N=9). Tuloksena neljän minuutin mittaisen avovesimelonnan aikana melottu matka ja ergometrissa tehty työ samassa ajassa korreloivat ($r^2=0,86$). Tällöin ergometrisuorituksen työmäärä kuvastaa hyvin avovesimelonnan vastaavaa työmäärää tietyssä ajassa. Ventilaation, maksimaalisen hapenoton ja sykkeen huippuarvojen sekä veren laktaattipitoisuuden välille ei löytynyt eroja testiolosuhteiden välillä. Van Someren & Oliver (2002) eivät myöskään havainneet eroja veren laktaattipitoisuuden ja iskutiheyden välillä 20 minuutin pituisessa melontasuorituksessa vesillä ja ergometrillä hyvin harjoitelleilla miesmelojilla (N=8). Kyseisessä tutkimuksessa syke oli vakioitu ns. ”steady state” -tilaan vastaamaan aerobisen kynnyksen sykettä. Tutkimusten perusteella vesillä melonta ja ergometrimelonta ovat fysiologisilta piirteiltään hyvin samankaltaisia.

Fleming ym. (2012a) vertailivat vesillä melonnan ja ergometrimelonnan välistä melan iskun voimaa ja EMG-aktiivisuutta melontasuorituksen kannalta tärkeissä lihaksissa (triceps brachii, latissimus dorsi, anterior deltoid ja vastus lateralis). Tuloksena EMG-aktiivisuus oli vesillä melonnan osalta merkittävästi suurempi triceps brachiin ($p<0,01$) ja latissimus dorsin ($p<0,05$) osalta. Vastaavasti ergometrimelonnassa EMG-aktiivisuus oli merkittävästi suurempaa anterior deltoidissa ($p<0,01$). Fleming ym. (2012b) tutkivat myös triceps brachiin, latissimus dorsin ja anterior deltoidin EMG-aktiivisuutta

ergometrimelonnassa, kun ergometrin köyden elastista jäykkyyttä muutettiin. Testi suoritettiin neljällä eri jäykkyydellä (T1-T4, T4 jäykin). Melontasykli oli jaettu 10 % intervalleihin. Anterior deltoidin EMG-aktiivisuus oli merkitsevästi suurempi ($p < 0,05$) T4:llä verrattuna T1:n, T4:llä verrattuna T2:N ($p < 0,05$) sekä T3:lla verrattuna T1:n ($p < 0,05$) melontasyklin viimeisen 30%:n aikana. Kyseisessä tutkimuksessa arvellaan, että tällä lisääntyneellä aktiivisuudella meloja pitää asentonsa vakaana ja vastaa kasvaneeseen ergometrin ulkoiseen vastukseen. Iskun maksimivoiman osalta merkittävää eroa eri jäykkyyksien välillä ei löytynyt. Molemmissa edellä mainituissa tutkimuksissa melonnan aikaiset EMG-arvot normalisoitiin isometrisiin MVC-EMG -arvoihin. Tutkimustulosten perusteella EMG-aktiivisuuden osalta joitakin eroja on havaittavissa ergometrielonnan ja avovesimelonnän välillä, mutta iskun voiman osalta tulokset olivat hyvin samanlaiset.

Begon ym. (2008) vertailivat liikeanalyysin avulla kahden miespuolisen melojan eroja melontaergometrillä sekä sisähallimelonnassa. Tutkimuksessa havaittiin ranteen ja kyynärpään liikeratojen olevan samanlaiset eri mittausolosuhteiden välillä, mutta olkapään liikeradan hieman eroavan. Melan iskun voimaksi eliittimelojilla on mitattu melontaergometrillä 223-308 N (Begon 2009; Michael ym. 2012; Fleming ym. 2012a; Fleming ym. 2012b). Tulokset ovat hyvin samansuuntaisia avovesimelonnassa suoritettujen voimamittausten kanssa, joissa tuloksiksi on saatu 238-320 N (Fleming ym. 2012a; Gomes ym. 2015; Nilsson & Rosdahl 2016). Melontaergometrin avulla on myös tutkittu erilaisten lämmittelyjen vaikutusta suoritukseen ja havaittu, että lyhyt, intensiivinen lämmittely johtaa parempaan suoritustehoon 2 minuutin all-out -testissä kuin pidempi matalan intensiteetin lämmittely (Bishop ym. 2003).

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää nuorten melojien sekä kokeneempien ja menestyksekkäämpien melojien välisiä biomekaanisia eroja ergometrimelonnassa maksimaalisen, 40 sekunnin suorituksen aikana. Myös eri muuttujien, erityisesti jalkojen ja ylävartalon voimantuoton välistä yhteyttä tutkittiin. Nilsson & Rosdahl (2016) ovat todistaneet jalkatyön voimantuoton rajoittamisen vaikuttavan negatiivisesti iskun voimaan sekä kajakin nopeuteen. Tämän tutkimuksen avulla selvitettiin, onko jalkatyön ja iskun voimantuoton välillä yhteyttä maksimaalisessa suorituksessa. Iskun ja jalkatyön välistä ajoitusta ei ole tietävästi tutkittu aiemmissa tutkimuksissa, joten tässä tutkimuksessa ajoitusta tutkittiin iskun ja jalkatyön voimantuoton alun sekä huippuvoimantuoton aikaeron avulla. Tutkimustulosten perusteella pyritään tuottamaan tietoa valmennukselle mahdollisista nuorten melojien kehityskohteista.

Tutkimusongelma 1: Onko nuorten ja kokeneempien melojien välillä eroa jalkatyön voiman tai impulssin osalta?

Tutkimusongelma 2: Onko nuorten ja kokeneempien melojien välillä eroa iskun voiman tai impulssin osalta?

Tutkimusongelma 3: Onko jalkatyön ja iskun ajoituksessa eroa nuorten ja kokeneempien melojien välillä?

Hypoteesi tutkimusongelmaan 1: Kokeneiden ja nuorten melojien välisiä eroja jalkatyön voimantuotossa ei ole tutkittu melonnan tai ergometrimelonnassa aikana. Lee & Nam (2012) havaitsivat kuitenkin kokeneiden melojien tuottavan suuremman jalkatyön paineen ergometrimelonnassa verrattuna noviiseihin. Limonta ym. (2010) toteavat myös tutkimuksessaan, että eliittimelojien suurempi iskun pituus ja suurempi polvikulman liikelaajuus verrattuna keskiverto- tai noviisimeloihin voivat selittyä suuremmalla

lihasvoimalla ja paremmilla teknisillä ominaisuuksilla. Lisäksi muiden lajien osalta on havaittu, että eliittijääkiekkoilijat ovat merkittävästi voimakkaampia ($p < 0,01$) 1RM takakyykkysuorituksessa kuin nuoret jääkiekkoilijat (Hoff ym. 2005). Näiden havaintojen perusteella hypoteesina on, että kokeneiden melojien jalkatyön voimantuotto on suurempi kuin nuorilla melojilla, vaikka täysin kattavaa hypoteesia varsinaiseen melontasuoritukseen ei pystytä aiemman kirjallisuuden perusteella luomaan.

Hypoteesi tutkimusongelmaan 2: Kokeneiden ja nuorten melojien välisiä eroja iskun voiman osalta ei ole tutkittu melonnassa tai ergometrimelonnassa. Fry & Morton (1991) havaitsivat kuitenkin, että parhaat melojat omasivat merkitsevästi suuremman ylävartalon voiman ($p < 0,01$) isokineettisessä dynamometrissa simuloidun melonnan iskun aikana verrattuna vähemmän menestyksekkäisiin melojiin. Eri tutkimuksien tuloksia vertailtaessa keskivertomelojien iskun voimaksi on mitattu noin 208 N (Aitken & Neal 1992), kun taas eliittimelojilla iskun voima on ollut suurempi (238 N- 320 N) eri tutkimuksissa (Fleming ym. 2012a; Gomes ym. 2015; Nilsson & Rosdahl 2016). Näiden havaintojen perusteella hypoteesina on, että kokeneiden melojien iskun voima on suurempi kuin nuorilla melojilla.

Hypoteesi tutkimusongelmaan 3: Nuorten melojien käytännön harjoittelun aikana on havaittu, että nuorilla melojilla voi olla taipumuksena myöhästyä jalkatyön ajoituksessa. Tällöin jalkojen ja keskivartalon tuki voi jäädä puutteelliseksi ja vaikuttaa iskun voimaan. Iskun ja jalkatyön ajoitusta tai aikaeroa ei ole mitattu aiemmissä tutkimuksissa, joten hypoteesia kokeneiden ja nuorten melojien välisistä eroista ei tämän tutkimusongelman osalta pystytty luomaan.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Tutkimuksen koehenkilöinä toimi yhdeksän miespuolista melojaa. Koehenkilöiden perustiedot (ikä, pituus, paino) sekä syke välittömästi suorituksen jälkeen (HR_L) on esitetty taulukossa 3. Koehenkilöistä muodostettiin kaksi ryhmää iän, melontakokemuksen ja menestyksen perusteella. Kokeneiden melojien ryhmä (K) muodostui viidestä maajoukkue- tai haastajaryhmän melojasta (Suomi/Belgia). Nuorten melojien ryhmä (N) muodostui neljästä akatemiamelojasta (Suomi), jotka omasivat melontakokemusta keskimäärin neljä vuotta. Koehenkilöiden päämatkat vaihtelivat (200 m, 500 m, 1000 m, maraton). Koehenkilöt allekirjoittivat suostumuslomakkeen tutkimukseen osallistumisesta. Edellytyksenä tutkimukseen osallistumiseen oli, että koehenkilö on terve eikä loukkaantunut tutkimuksen aikana. Koehenkilöille tehtiin selväksi ennen suoritusta, että tutkimukseen osallistuminen on täysin vapaaehtoista ja että koehenkilö voi keskeyttää suorituksen milloin tahansa.

TAULUKKO 3. Koehenkilöiden perustiedot ja syke välittömästi suorituksen päätyttyä. Ryhmien keskiarvot (Ka) ja keskihajonnat (SD) on esitetty alla.

	Ikä	Pituus (cm)	Paino (kg)	HR_L (bpm)
K1	22	190	91,6	171
K2	23	190	90,5	168
K3	21	182	76	162
K4	21	193	95,7	174
K5	27	175	75,9	157
Ka	22,8	186,0	85,9	166,4
<i>SD</i>	2,5	7,4	9,3	6,9
N1	14	176	73	185
N2	15	172	69,7	178
N3	17	183	87,3	196
N4	18	185	67,9	176
Ka	16	179	74,5	183,6
<i>SD</i>	1,8	6,1	8,8	9,0

6.2 Mittausprotokolla

Tutkimus sisälsi yhden mittauskerran. Jokainen koehenkilö teki maksimaalisen 40 sekunnin mittaisen melontasuorituksen melontaergometrissa. Melojia ohjeistettiin tekemään suoritus kilpailunomaisesti sillä tavalla, joka johtaisi parhaaseen lopputulokseen kilpailussa. Melontaergometri oli jokaiselle koehenkilölle tuttu harjoitteluväline. Suorituksen aika kuvastaa parhaiten lyhyimmän kilpailumatkan eli 200m:n suoritusaikaa. Melontaergometrin vastus säilytettiin vakiona (5) kaikkien koehenkilöiden osalta. Mittausprotokollan kulku selvitettiin jokaiselle koehenkilölle tarkasti ja ymmärrettävästi. Koehenkilöt saivat vapaasti säätää ergometrin istuimen haluamalleen etäisyydelle, joten polvikulmaa ei tässä tutkimuksessa vakioitu vaan melojat saivat tehdä suorituksen itselleen luonnollisella suoritustavalla. Kaikki koehenkilöt käyttivät jalkavoima-anturin jalkaremmiä. Kukin koehenkilö teki ennen suoritusta vapaamuotoisen, noin 5 minuutin pituisen lämmittelyn, joka sisälsi kevyttä melontaa. Koehenkilöiden syke mitattiin sykevyöllä (Polar, Suomi) juuri ennen suoritusta sekä heti suorituksen jälkeen. Koehenkilöillä oli kymmenen sekuntia aikaa kiihdyttää täyteen vauhtiin ennen mittauksen käynnistymistä. Koehenkilöitä kannustettiin maksimaaliseen suoritukseen koko 40 sekunnin suorituksen ajan.

6.3 Mittalaitteet

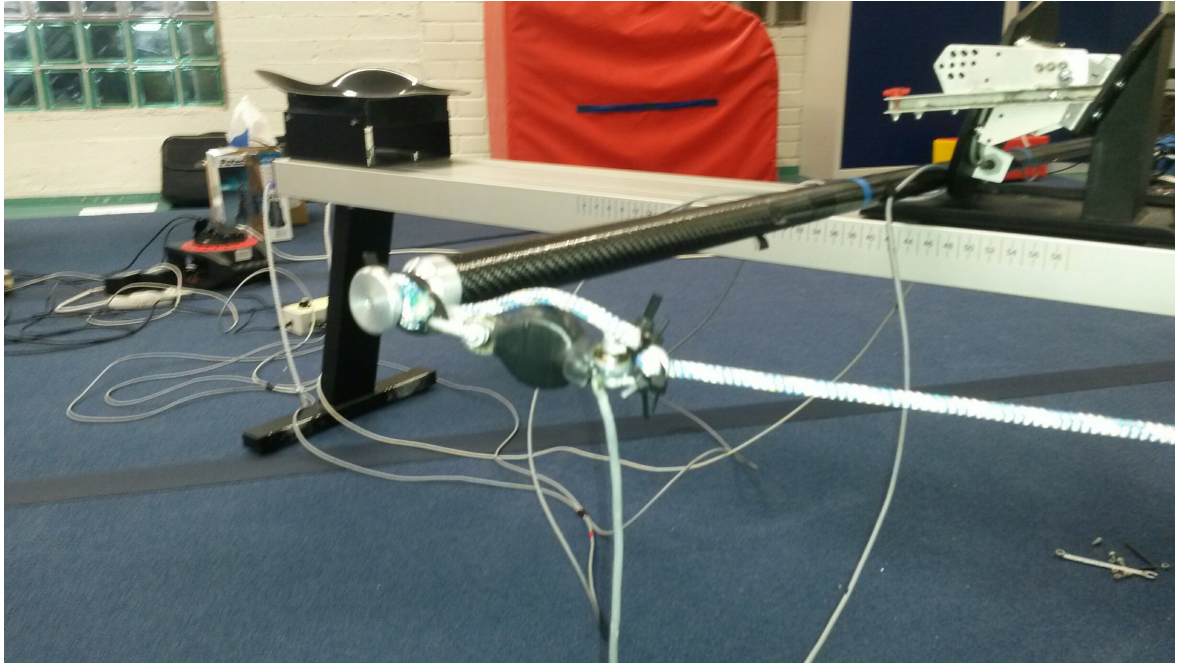
Jalkatyön voiman mittaaminen. Mittaukset suoritettiin melontaergometrilla (Ratnan Stadion, Tampere, Suomi). Melontaergometrissa vauhtipyörä ja mela olivat kiinnitettynä toisiinsa köyden avulla, ja lisäksi ergometriin kuuluivat istuin, jalansija ja runko. Melojien jalkatyön voimaa mitattiin Jyväskylän Yliopiston Liikuntalaboratoriossa rakennetulla jalkavoima-anturilla (kuva 11) (Jyväskylä, Suomi). Anturin rakentamisessa mallina käytettiin kilpakajakin jalkapuuta, jotta jalansija kuvantaa mahdollisimman hyvin varsinaista melontatilannetta ja jotta anturia voidaan mahdollisesti jatkokäyttää myös varsinaisessa kajakissa. Anturin jalansija oli materiaaliltaan puuta. Voiman mittaaminen tapahtui venymäliuskoilla, jotka oli kiinnitetty anturin jalansijan taakse metallitankoon. Anturi oli kytkettynä kaapelilla operaatiovahvistimeen. Jalkavoima-anturin avulla

pystyttiin mittaamaan yhtä resultanttivoiman suuruutta. Ennen käyttöönottoa anturi kalibroitiin ja testattiin Liikuntalaboratoriossa. Lisäksi ennen mittauksia anturille suoritettiin tarkistuskalibrointi käyttämällä 10,035 kg:n painoista punnusta. Mittauksien ajaksi anturi kiinnitettiin tukevasti kulmarautojen avulla melontaergometrin metalliseen jalansijaan.



KUVA 11: Jalkavoima-anturi takaa ja voimanvahvistin.

Iskun voiman mittaaminen. Iskun voimaa mitattiin myös voima-antureilla (kuva 12) (Jyväskylän yliopisto, Vuokatti, Suomi). Antureiden sisällä on venymäliuska, joka mittaa anturiin kohdistuvan vedon suuruutta. Myös näiden antureiden voimanvahvistus tapahtui operaatiovahvistimen avulla, johon anturit oli kytketty kaapeleilla. Antureiden kaapelit kiinnitettiin ergometrin melaan, jotta niiden heiluminen ei haittaisi melontasuoritusta. Anturit kiinnitettiin melontaergometrin köysien päihin rinnan köyden kanssa mahdollisimman lähelle ergometrin melan päätä, jotta todellista iskun voimaa saadaan kuvannettua mahdollisimman hyvin. Iskun voimaa mitattiin erikseen sekä oikealta että vasemmalta puolelta.



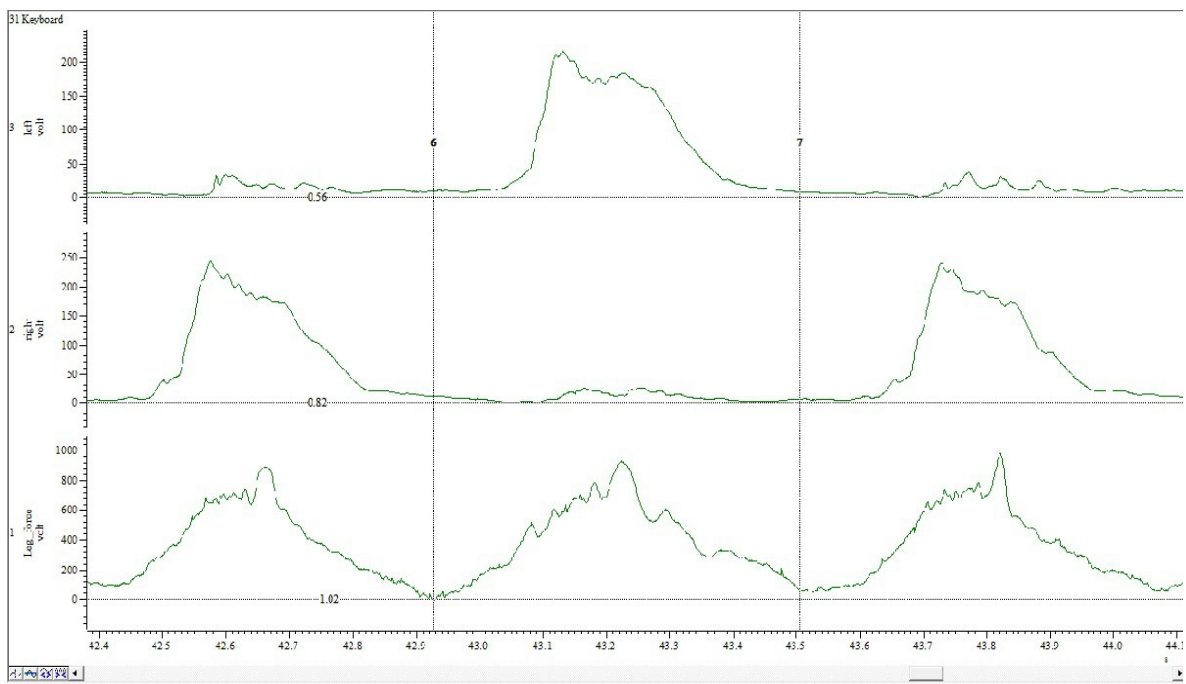
KUVA 12: Voima-anturi kiinnitettynä melontaergometrin köyden päähän.

Datan keräys. Voimanvahvistimet kytkettiin verkkovirtaan. Voimanvahvistimet kytkettiin kaapeleilla A/D -muutimeen (CED 1401, Cambridge Ltd, Iso-Britannia), jonka avulla analoginen signaali muutettiin digitaaliseen muotoon. Sekä jalkavoima-anturille että oikean ja vasemman iskun antureille oli omat kanavansa. A/D -muunnin kytkettiin USB-kaapelilla kannettavaan tietokoneeseen. Data kerättiin ja tallennettiin Spike2 -ohjelman avulla (versio 5.21, Cambridge Ltd, Iso-Britannia). Ennen kutakin mittausta kunkin anturin voiman nollataso säädettiin kohdilleen voimanvahvistimesta. Mittaustaajuutena oli 1000 Hz.

6.4 Datan analysointi

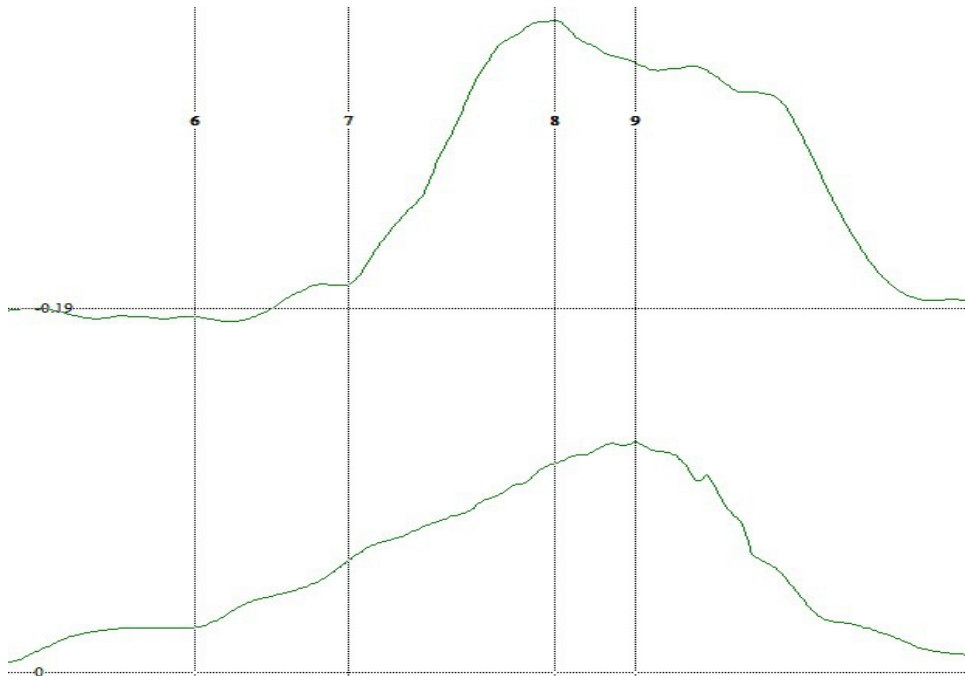
Jalkatyön ja iskun voima analysoitiin Spike2 -ohjelman avulla (kuva 13). Kunkin koehenkilön suorittamien iskujen määrä 40 sekunnin aikana laskettiin, ja tämän arvon perusteella laskettiin myös teoreettinen iskutiheys minuutin aikana. Kaikkien koehenkilöiden jokaisesta jalkatyön sekä iskun voimasta analysoitiin maksimivoima (N, voimantuoton alusta maksimiin, peak to peak). Myös jokaisen jalkatyön ja iskun voiman impulssi (Ns) analysoitiin laskemalla pinta-ala iskun ja jalkatyön voimantuoton alusta loppuun. Myös suorituksen kokonaisimpulssi laskettiin iskujen osalta, jotta voidaan

arvioida koko suorituksen nettovoimantuottoa. Oikean ja vasemman puolen jalkatyön ja iskun voimat analysoitiin erikseen. Puolieroja määritettiin sekä jalkatyön että iskun osalta laskemalla prosentuaalinen ero vahvemman ja heikomman puolen kesken ja tätä eroa käytettiin ryhmien välisessä vertailussa. Tämä tehtiin siksi, että kaikki melojat eivät osanneet määrittää omaa ns. vahvempaa puoltaan, vaan yksittäisellä melojalla vahvempi puoli saattoi olla joko oikea tai vasen puoli. Ryhmien välisessä vertailussa ja keskiarvojen määrittämisessä oikeaa ja vasenta puolta ei eroteltu, vaan koko suoritus käsiteltiin yhtenä aineistona.



KUVA 13: Esimerkki voimadatasta Spike2 -ohjelmasta. Y-akselilla on voima (N) ja X-akselilla aika (s). Alimmalla kanavalla on kuvattu jalkatyön voima, keskimmaisella kanavalla oikean puolen iskun voima ja ylimmällä kanavalla vasemman puolen iskun voima. Kahden pystykursorin välinen pinta-ala kuvaa iskun tai jalkavoiman impulssia.

Jalkatyön ja melan iskun ajoitusta tutkittiin määrittämällä aikaero (s) Spike2 -ohjelman avulla jalkatyön ja iskun voimantuoton alun (Int_FStart) ja voimantuoton huipun (Int_FPeak) välillä (kuva 14). Täten, kun jalkatyö ilmeni ennen iskua, aikaeron etumerkki on positiivinen ja päinvastoin jos isku ilmeni ennen jalkatyötä on aikaeron etumerkki negatiivinen.



KUVA 14: Esimerkki ajoituksen määrittämisestä. Alla on esitetty jalkatyön voima ja yllä iskun voima. Pystykursorien 6 ja 7 väli kuvaa aikaeroa voimantuoton alkujen välillä ja pystykursorien 8 ja 9 väli kuvaa aikaeroa voimantuoton huippujen välillä.

6.5 Tilastollinen analyysi

Keskiarvot (Ka) ja keskihajonnat (SD) analysoitiin koehenkilökohtaisesti ja ryhmäkohtaisesti Microsoft Office Excel 2003 -ohjelmalla (Microsoft, Yhdysvallat). Ryhmien keskiarvojen välisiä eroja sekä korrelaatioita tutkittiin SPSS Statistics 24 -ohjelmalla (IBM, Yhdysvallat). Molempien ryhmien aineiston normaalijakautuneisuus tarkistettiin ja todettiin normaalijakautuneeksi Explore-toiminnon avulla Shapiro-Wilk -testillä, sillä otoskoko oli pieni (N=9). Koska muuttujat olivat normaalijakautuneet, tutkittiin ryhmien välisiä eroja selvitetään riippumattoman otoksen t-testin avulla. Levenen testin p-arvon perusteella päätettiin muuttujakohtaisesti käytetäänkö yhtäsuurten vai erisuurten varianssien testiä; jos Levenen testin p-arvo oli vähintään 0,05 käytettiin yhtäsuurten varianssien testiä ja muussa tapauksessa erisuurten varianssien testiä. Muuttujien välisiä korrelaatioita tutkittiin Pearsonin korrelaatiotestin avulla.

7 TULOKSET

7.1 Ryhmien väliset erot

Taulukossa 4 on esitetty ryhmäkohtaisesti (Kokeneet, K ja Nuoret, N) mitatut ja analysoidut muuttujat: iskujen lukumäärä suorituksen aikana (Stroke rate 40s), iskun ja jalkatyön maksimivoimat (Fpeak_stroke ja Fpeak_leg), iskun ja jalkatyön impulssit (Impulse_stroke ja Impulse_leg), iskujen kokonaisimpulssi koko suorituksen ajalta (Impulse_stroke_total), aikaero iskun ja jalkatyön voimantuoton alkujen välillä (Int_Fstart) sekä aikaero iskun ja jalkatyön maksimivoimantuottojen välillä (Int_Fpeak). Tilastollisesti merkitsevät erot on merkitty seuraavasti: $p < 0,05 = *$ ja $p < 0,01 = **$.

TAULUKKO 4: Ryhmien välinen vertailu mitattujen muuttujien osalta. Tulokset on esitetty ryhmittäin muodossa keskiarvo \pm keskihajonta. Δ = prosentuaalinen ero ryhmien välillä. P-arvo = tilastollinen ero ryhmien välillä.

	Kokeneet (N=5)	Nuoret (N=4)	Δ (%)	p-arvo
Stroke rate 40s (kpl)	83,6 \pm 2,5	70,3 \pm 5,4	18,9%	0,002**
Fpeak_stroke (N)	272,8 \pm 27,5	198,1 \pm 35,5	37,7%	0,009**
Impulse_stroke (Ns)	47,3 \pm 1,7	41,9 \pm 6,3	12,9%	0,185
Fpeak_leg (N)	861,2 \pm 82,8	829,2 \pm 61,6	3,9%	0,542
Impulse_leg (N)	154,7 \pm 13,7	197,4 \pm 31,5	27,6%	0,028*
Int_Fstart (s)	0,047 \pm 0,026	0,093 \pm 0,015	97,9%	0,017*
Int_Fpeak (s)	-0,067 \pm 0,035	-0,057 \pm 0,024	17,5%	0,628
Impulse_stroke_total (Ns)	3949 \pm 105	2918 \pm 222	35,3%	0,001**

Iskujen lukumäärä. Kokeneiden ryhmällä iskujen lukumäärä koko suorituksen aikana oli 83,6 \pm 2,5 iskua/ 40 sekuntia ja nuorten ryhmällä 70,3 \pm 5,4 iskua/ 40 sekuntia. Ryhmien välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä ($p = 0,002$). Myös teoreettinen iskujen lukumäärä

minuutissa laskettiin tuloksen perusteella (kokoneiden ryhmällä $125,4 \pm 3,8$ iskua/min ja nuorten ryhmällä $105,4 \pm 8,1$ iskua/min).

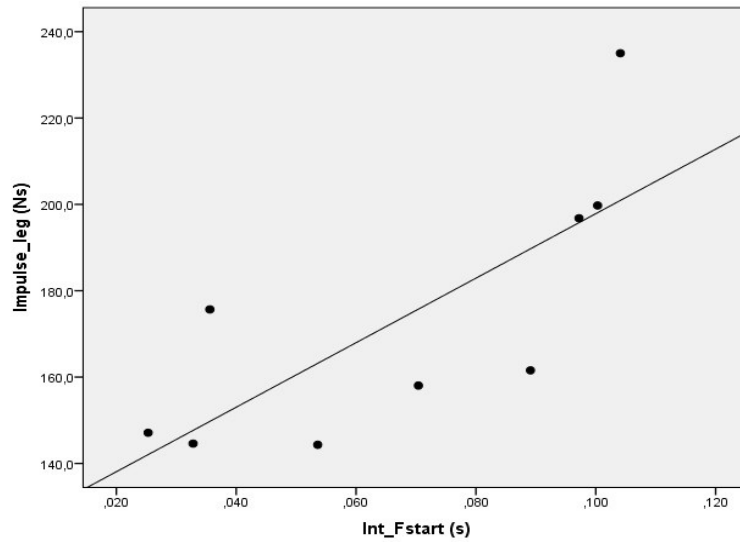
Voima. Iskun maksimivoima oli kokoneiden ryhmällä merkitsevästi suurempi (K: $272,8 \pm 27,5$ N ja N: $198,1 \pm 35,5$ N, $p = 0,009$). Jalkatyön maksimivoiman osalta tilastollisesti merkitsevää eroa ei löytynyt.

Impulssi. Iskun impulssin osalta ryhmien välille ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää eroa. Jalkatyön impulssi oli nuorten ryhmällä merkitsevästi suurempi (N: $197,4 \pm 35,5$ Ns ja K: $154,7 \pm 13,7$ Ns, $p = 0,028$). Iskujen kokonaisimpulssi suorituksen aikana oli kokoneiden ryhmällä merkitsevästi suurempi (K: 3949 ± 105 Ns ja N: 2918 ± 222 Ns, $p = 0,001$).

Aikaero. Int_Fstart oli nuorten ryhmällä merkitsevästi suurempi (N: $0,093 \pm 0,015$ s ja K: $0,047 \pm 0,026$ s, $p = 0,017$). Int_Fpeak:n osalta ryhmien välille ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää eroa.

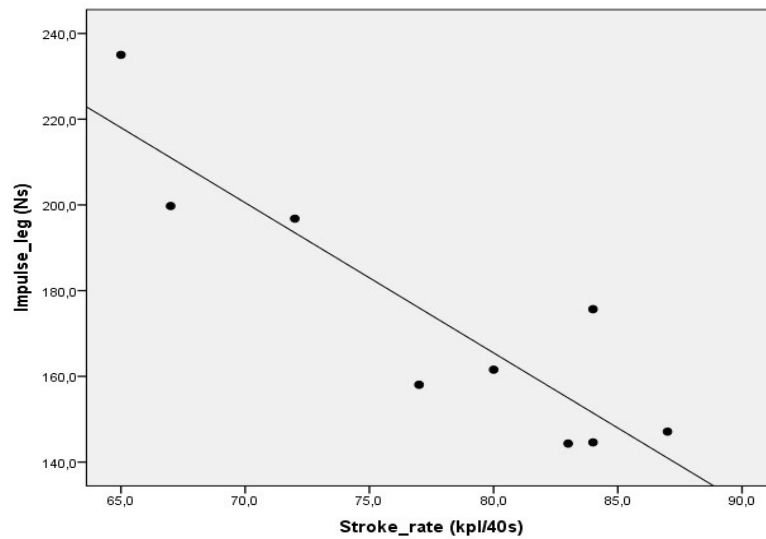
7.2 Muuttujien välinen korrelaatio melontasuorituksessa

Muuttujien välisiä korrelaatioita tutkittiin koko otoksen osalta (N=9) sekä erikseen ryhmäkohtaisesti päämuuttujien (iskujen lukumäärä, Fpeak_stroke, Fpeak_leg, Impulse_stroke, Impulse_leg, Int_Fstart ja Int_Fpeak) välillä. Iskun ja jalkatyön voimamuuttujien eli maksimivoiman ja impulssin välillä ei löytynyt merkitsevää korrelaatiota. Jalkatyön impulssin sekä Int_Fstart:n välille löytyi merkitsevä positiivinen korrelaatio ($r = 0,756$, $p = 0,018$) (kuva 15).



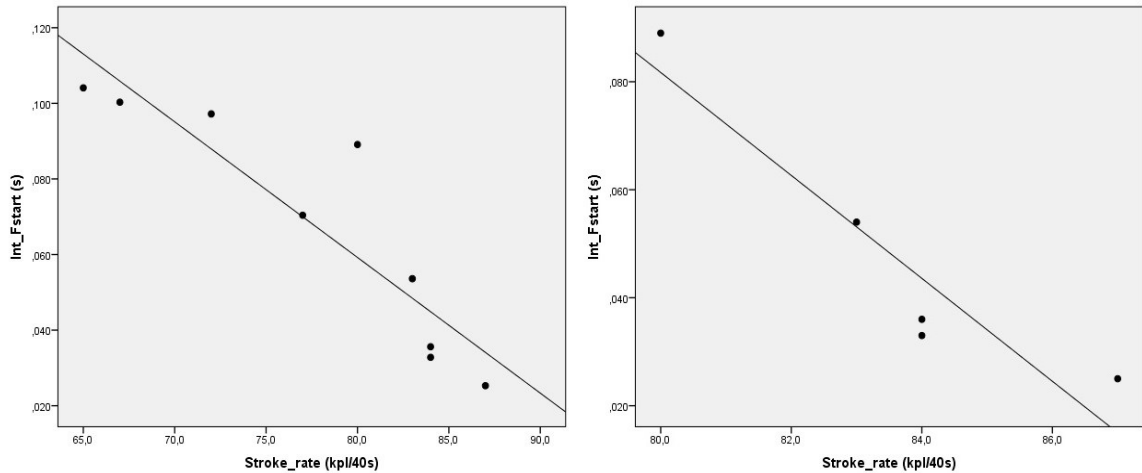
KUVA 15: Jalkatyön impulssin ja Int_Fstart:n välinen korrelaatio koko otoksella.

Iskujen lukumäärän ja jalkatyön impulssin välillä löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio koko otoksella ($r = -0,895$, $p = 0,001$) (kuva 16).



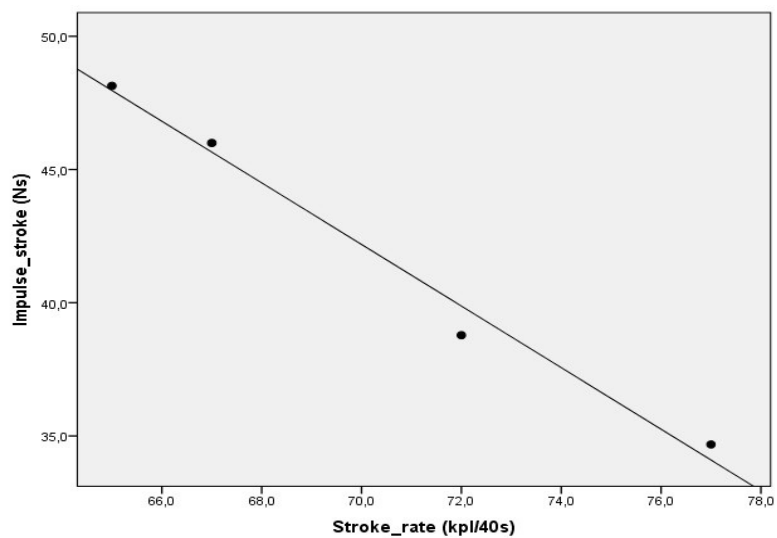
KUVA 16: Iskujen lukumäärän ja jalkatyön impulssin välinen negatiivinen korrelaatio koko otoksella.

Iskujen lukumäärän ja Int_Fstart:n välille löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio koko otoksella ($r = -0,906$, $p = 0,001$) sekä merkitsevä negatiivinen korrelaatio kokeneiden ryhmällä ($r = -0,933$, $p = 0,021$) (kuva 17).



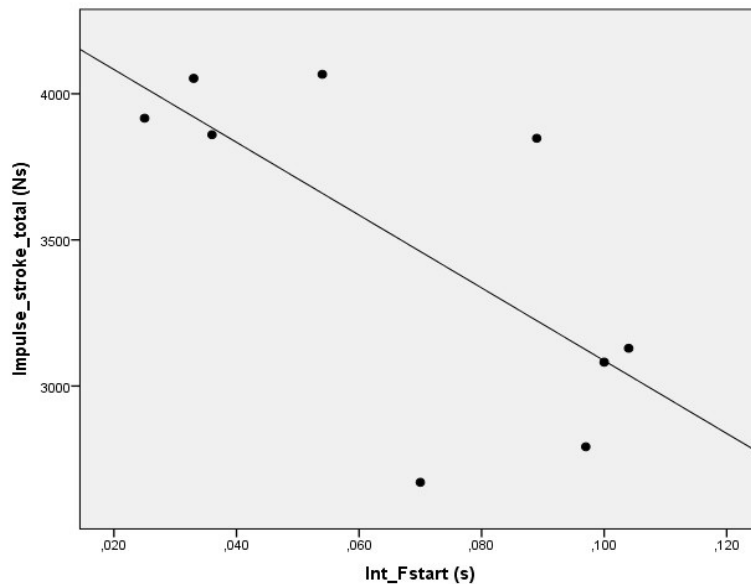
KUVA 17: Int_Fstart:n ja iskujen lukumäärän välinen negatiivinen korrelaatio koko otoksella (vasen kuvaaja) sekä kokeneiden ryhmällä (oikea kuvaaja).

Nuorten ryhmällä iskujen lukumäärän ja iskun impulssin välille löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio ($r = -0,993$, $p = 0,007$) (kuva 18).



KUVA 18: Iskujen lukumäärän ja iskun impulssin välinen negatiivinen korrelaatio nuorten ryhmällä.

Iskujen kokonaisimpulssin ja Int_Fstart:n välille löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio koko otoksella ($r = -0,693$, $p = 0,039$) (kuva 19).



KUVA 19: Iskujen kokonaisimpulssin ja Int_Fstart:n välinen negatiivinen korrelaatio koko otoksella.

7.3 Puolierot

Puolieroja tutkittiin iskun voiman ja impulssin (Fpeak_stroke, Impulse_stroke) sekä jalkatyön voiman ja impulssin (Fpeak_leg, Impulse_leg) osalta. Prosentuaalinen ero vahvemman ja heikomman puolen välillä laskettiin muuttujien osalta ja ryhmien välisien keskiarvojen eroja vertailtiin (taulukko 5). Tilastollisesti merkitseviä eroja ei löytynyt puolierojen osalta ryhmien välillä.

TAULUKKO 5. Vahvemman ja heikomman puolen erot ryhmien välillä. Tulokset on esitetty ryhmittäin muodossa keskiarvo \pm keskihajonta. P-arvo = tilastollinen ero ryhmien välillä.

	Kokeneet (N=5)	Nuoret (N=4)	P-arvo
Fpeak_stroke (%)	11,1 \pm 7,5	10,2 \pm 8,1	0,86
Impulse_stroke (%)	10,2 \pm 13,9	4,1 \pm 5,5	0,436
Fpeak_leg (%)	8,7 \pm 7,9	11,8 \pm 7,9	0,573
Impulse_leg (%)	11,8 \pm 7,7	12,4 \pm 12,2	0,927

8 POHDINTA

Tämän tutkimuksen päätarkoituksena oli selvittää kokoneiden ja nuorten melojien välisiä eroja iskun voiman, jalkatyön voiman sekä melonnan ajoituksen välillä ergometrimelonassa. Lisäksi melontasuorituksen muuttujien väliltä etsittiin korrelaatioita, jotta saadaan parempi käsitys siitä, mitkä muuttujat melontasuorituksessa vaikuttavat toisiinsa ja mitä ominaisuutta parantamalla voidaan mahdollisesti kehittää suoritusta. Lisäksi voimamuuttujien välisiä puolieroja tutkittiin. Pohdinnassa luodaan aluksi katsaus tärkeimpiin tuloksiin sekä arvioidaan tulosten luotettavuutta, käydään läpi tutkimuksen rajoitukset ja mahdolliset virhelähteet sekä lopuksi esitetään johtopäätökset tutkimustulosten perusteella. Iskujen lukumäärä, iskun maksimivoima sekä iskujen kokonaisimpulssi 40 sekunnin suorituksen aikana olivat merkitsevästi suuremmat kokoneiden ryhmällä, kun taas jalkatyön impulssi ja Int_Fstart olivat merkitsevästi suuremmat nuorten ryhmällä. Iskun ja jalkatyön voimamuuttujien välille ei löytynyt merkitseviä korrelaatioita. Int_Fstart:n ja iskujen lukumäärän sekä Int_Fstart:n ja iskujen kokonaisimpulssin välille löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio.

8.1 Iskutiheys ja iskujen lukumäärä

Iskujen lukumäärä oli kokoneiden ryhmällä koko 40 sekunnin suorituksen aikana $83,6 \pm 2,5$ iskua ja nuorilla $70,3 \pm 5,4$ iskua. Ryhmien välille löytyi merkitsevä ero ($p = 0,002$). Myös teoreettiset arvot minuutin pituiselle suoritukselle laskettiin jos oletetaan, että iskutiheys pysyisi samana vielä minuuttiin asti (K: $125,4 \pm 3,8$ iskua/min ja N: $105,4 \pm 8,1$ iskua/min). Iskutiheydeksi on aiemmissa tutkimuksissa mitattu vesillä melonnassa eliittimelojilla 105-172 iskua/min (Kendal & Sanders 1992; Mann & Kearney 1980; McDonnell ym. 2013; Gomes ym. 2015), joten suuriakin eroja aiempien tutkimusten välillä löytyy. Tuloksiin vaikuttavat koeryhmän taso sekä melottava matka.

Kuten Kendal & Sanders (1992) tutkimuksessaan totesivat, vaikuttavat kajakin nopeuteen ja tätä myötä parempaan suoritukseen melonnassa iskutiheys ja iskun pituus (m). Tämän

tutkimuksen tulosten perusteella kokeneet melojat ovat nuoria edellä iskutiheydessä, joka taas kertoo suorituksen paremmasta kokonaistyömäärästä ja kokonaistehosta. Iskun pituutta ei tässä tutkimuksessa määritetty, vaan se olisi vaatinut videoanalyysin. Kuitenkin aiemman kirjallisuuden perusteella paremmat melojat omaavat myös pidemmän iskun pituuden (Limonta ym. 2010; Lee & Nam 2012).

8.2 Iskun voima ja impulssi

Iskun voimaksi mitattiin kokeneiden ryhmällä $272,8 \pm 27,5$ N. Tämä tulos on linjassa aikaisempien eliittimelojien tutkimustulosten kanssa, jotka ovat olleet melontaergometrissa 299-308 N (Michael ym. 2012), 223 N (Fleming ym. 2012a), 279 N (Fleming ym. 2012b) ja 274 N (Begon ym. 2009). Nuorten ryhmällä iskun voimaksi mitattiin $198,1 \pm 35,5$ N. Iskun voima-anturin sijainti oli tässä tutkimuksessa samankaltainen kuin Begon ym. (2009) tutkimuksessa, joten mittauksia iskun voiman osalta voidaan pitää luotettavina ja oikeansuuntaisina, vaikka eroja voima-antureiden sijainnissa löytyy tämän tutkimuksen sekä aiempien tutkimuksien välillä. Iskun voima oli kokeneiden ryhmällä merkitsevästi suurempi kuin nuorten ryhmällä ($p = 0,009$). Tulos oli tutkimushypoteesin mukainen.

Iskun impulssiksi mitattiin kokeneiden ryhmällä $47,3 \pm 1,7$ Ns ja nuorten ryhmällä $41,9 \pm 6,3$ Ns. Ryhmien välille ei iskun impulssin osalta löytynyt merkitsevää eroa. Aiemmissä tutkimuksissa iskun impulssiksi on mitattu eliittimelojilla vesillä melonnassa n. 79 Ns (Fleming ym. 2012a) ja n. 63 Ns (Gomes ym. 2015) sekä keskivertomelojilla n. 50 Ns (Aitken & Neal 1992). Iskun impulssiksi on mitattu eliittimelojilla ergometrimelonnassa 67 Ns (Fleming ym. 2012a), joten tämän tutkimuksen tulokset ovat kyseiseen tutkimukseen verrattuna hieman matalammat. Iskun impulssin ja iskujen lukumäärän välille löytyi nuorten ryhmällä merkitsevä negatiivinen korrelaatio ($r = -0,993$, $p = 0,007$), mutta koko otoksella korrelaatiota ei löytynyt. Tämä antaa viitteitä siitä, että iskun impulssin kasvaessa iskujen lukumäärä pienenee, ja tällöin impulssin lisäys tapahtuu todennäköisesti iskun ajan kasvun seurauksena. Iskujen kokonaisimpulssi laskettiin, jotta suorituksen nettovoimantuottoa voidaan arvioida koko suorituksen ajalta. Iskujen kokonaisimpulssi oli kokeneiden ryhmällä merkitsevästi suurempi (K: 3949 ± 105 Ns ja N: 2918 ± 222 Ns, $p =$

0,001). Tuloksen perusteella voidaan todeta, että kokeneet melojat tuottavat eteenpäinvievää iskun voimaa enemmän suorituksen aikana. Tämä lisääntynyt voimantuotto tapahtuu enimmäkseen iskutiheyttä kasvattamalla, ei niinkään yksittäisen iskun impulssin kasvattamisella.

8.3 Jalkatyön voima ja impulssi

Jalkatyön voimaksi mitattiin kokeneiden ryhmällä $861,2 \pm 82,8$ N ja nuorten ryhmällä $829,2 \pm 61,6$ N. Nilsson & Rosdahl (2016) mittasivat yhden jalan keskiarvoksi n. 400 N vesillä melonnassa eliittimelojilla ja Begon ym. (2009) niinkään yhden jalan keskiarvoksi n. 466 N melontaergometrissa kansainvälistä kokemusta omaavilla melojilla. Tässä tutkimuksessa jalkavoima-anturilla mitattiin vain yhtä resultanttivoimaa yhteensä molemmista jaloista, ja tulokset olivatkin noin kaksi kertaa suurempia kuin aikaisemmassa kirjallisuudessa. Täten jalkatyön voiman tuloksia voidaan pitää oikeasuuntaisina. Kuitenkaan melonnassa jalkatyön luonne ei ole sellainen, että molemmat jalat työskentelisivät maksimaalisesti yhden iskun aikana, vaan pääasiallisesti työtä tekee sen puolen jalka, jolla puolella myös isku tapahtuu, kuten Nilsson & Rosdahl (2016) esittivät. Kokeneiden ryhmällä jalkatyön voimantuotto oli hieman nuoria suurempaa, joten tulos on tämän osalta tutkimushypoteesin mukainen, vaikka merkitsevää eroa ryhmien välillä ei löytynyt. Iskun ja jalkatyön voimantuoton osalta tulosten perusteella voidaan sanoa, että nuorten melojien osalta kehitettävää on erityisesti ylävartalon voimantuotossa.

Jalkatyön rooli melonnassa on toimia tukena yhdessä keskivartalon kanssa ylävartalolle, josta iskun voiman avulla tuotetaan eteenpäin vievä voima (Mann & Kearney 1980; Limonta ym. 2010). Täten erityisesti jalkatyön osalta impulssin analysointi voi antaa paremman käsityksen jalkatyön roolista kuin maksimivoima. Tässä tutkimuksessa nuorten melojien jalkatyön impulssi oli yllättäen merkitsevästi suurempi kuin kokeneiden melojien (N: $197,4 \pm 35,5$ Ns ja K: $154,7 \pm 13,7$ Ns, $p = 0,028$). Iskujen lukumäärän ja jalkatyön impulssin välille löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio ($r = -0,895$, $p = 0,001$), jolloin iskujen lukumäärän vähentyessä jalkatyön impulssi kasvaa. Suurempi impulssi nuorilla melojilla voi siis osaltaan selittyä sillä, että he käyttävät enemmän aikaa yhteen iskuun.

Puolet nuorten ryhmästä omasi myös vahvan lajitaustan hiihdosta, jossa jalkojen käyttö on merkittävämpää kuin melonnassa, ja tämä saattaa myös pienellä koeryhmällä edesauttaa yllättävän hyvää jalkatyötä tuloksissa.

Jalkatyön voimantuotossa esiintyi erilaisia profiileja melojien välillä. Pääasiassa jalkatyön voimaa tuotettiin kahdella tavalla: 1.) jalkatyön voima saavutti nollan iskujen välillä ennen uuden iskun voimantuottoa tai 2.) jalkatyössä säilyi pieni voiman esiaktiivisuus ennen uuden iskun voimantuottoa. Erilaiset profiilit aiheuttivat haasteita tulosten analysointivaiheessa, erityisesti tehollisen voimantuoton alkamisen määrittämisessä. Erilaiset jalkatyön voimantuoton profiilit voivat kertoa erilaisesta suoritustekniikasta melojien välillä. Melojien polvikulmaa ei mitattu tässä tutkimuksessa melonnan aikana, ja polvikulman vaikutus jalkatyön voimantuottoon ja eroihin suoritustekniikassa olisi tärkeä jatkotutkimuksen kohde. Polvikulmaa ei tässä tutkimuksessa vakioitu, vaan melojien annettiin meloa opitulla ja luontevalla suoritustekniikalla. Polvikulman on todettu muuttuvan n. 60° yhden iskun aikana (Nilsson & Rosdahl 2016). Lee & Nam (2012) havaitsivat, että melojien jalkatyön paine oli suurempi 90° polvikulmalla verrattuna 120° ja 150° polvikulmiin. Tässä tutkimuksessa melojien päämatkat vaihtelivat (200m, 500m, 1000m, maratonmelonta), ja tulosten analysointivaiheessa löytyikin viitteitä siitä, että lyhyempien matkojen melojille on ominaisempaa tuottaa jalkatyön voimaa tavalla 1. ja pidempien matkojen melojille on taas ominaisempi tapa 2.

8.4 Iskun ja jalkatyön voimantuoton ajoitus

Tässä tutkimuksessa tutkittiin tiettävästi ensimmäistä kertaa iskun ja jalkatyön välistä voimantuoton ajoitusta. Kaikki melojat aloittivat jalkatyön voimantuoton ennen iskun voimantuottoa. Sen sijaan kaikilla melojilla jalkatyön huippuvoima ilmeni vasta iskun huippuvoiman jälkeen. Yleisesti ottaen koko iskun voimantuotto tapahtui aikana, jolloin myös jalkatyön voimaa tuotettiin. Tästä voidaan päätellä, että melontasuorituksessa jalkatyön huippuvoima ei niinkään ole ratkaisevassa roolissa, vaan iskun suorittamiseen riittää vähäisempikin jalkatyön voima. Int_Fpeak:n osalta merkitsevää eroa ryhmien välillä ei löytynyt. Int_Fstart oli nuorten ryhmällä merkitsevästi suurempi kuin kokeneiden

ryhmällä (N: $0,093 \pm 0,015$ s ja K: $0,047 \pm 0,026$ s, $p = 0,017$). Tulos oli hieman yllättävä, sillä käytännön harjoittelun havaintojen perusteella nuorten melojien on oletettu myöhästyvän jalkatyön voimantuoton osalta. Lisäksi jalkatyön impulssin sekä Int_Fstart:n välille löytyi merkitsevä positiivinen korrelaatio ($r = 0,756$, $p = 0,018$) koko otoksella. Täten voidaan päätellä, että nuoret melojat aloittavat jalkatyön voimantuoton aikaisemmin kuin kokeneet melojat, ja tästä johtuu omalta osaltaan myös nuorten melojien suurempi jalkatyön impulssi.

Iskujen lukumäärän ja Int_Fstart:n välille löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio koko otoksella ($r = -0,906$, $p = 0,001$) sekä merkitsevä negatiivinen korrelaatio kokeneiden ryhmällä ($r = -0,933$, $p = 0,021$). Täten Int_Fstart:n kasvaessa iskujen lukumäärä pienenee. Myös iskujen kokonaisvoimantuoton ja Int_Fstart:n välille löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio ($r = -0,693$, $p = 0,039$). Pitkän Int_Fstart:n ei voidakaan sanoa parantavan iskujen lukumäärää ja tätä myötä suorituksen kokonaisvoimantuottoa, vaikka tällöin suurempi tukivoima on jo ehditty tuottaa iskun tueksi iskun voimantuoton alkamishetkellä. Myöskään jalkatyön impulssin ja iskun huippuvoiman tai iskun impulssin välille ei löydetty tässä tutkimuksessa korrelaatiota. Kuten Mann & Kearney (1980) esittivät videoanalyysinsä perusteella, on kajakin nopeus pienimmillään juuri ennen iskun alkua. Tähän aikaikkunaan kuuluu myös analysoitu Int_Fstart. Näiden havaintojen perusteella voidaan todeta, että kokonaissuorituksen parantamiseksi jalkatyön tulisi olla nopeaa ja tehokasta, mutta kuitenkin iskua tukevaa ajoituksen osalta. Int_Fstart:n lyheneminen voi myös johtaa kasvaneeseen kajakin nopeuteen. Tulosten perusteella ei kuitenkaan pystytä sanomaan, mikä on optimaalinen aikaero jalkatyön ja iskun voimantuoton välillä. Tähän vaikuttavat todennäköisesti myös yksilölliset erot suoritustekniikassa. Selvää on kuitenkin, että riittävän ajoissa tapahtuva jalkatyön voimantuotto edesauttaa voimakkaamman ja eteenpäinvievän iskun suorittamisessa.

8.5 Iskun ja jalkatyön voimantuoton väliset yhteydet

Nilsson & Rosdahl (2016) osoittivat jalkatyön voimantuoton ja iskun voimantuoton välillä olevan vaikutuksen. Kyseisessä tutkimuksessa havaittiin, että polvikulman rajoittaminen

heikentää jalkatyön voimantuottoa ja myös iskun voimantuottoa. Tässä tutkimuksessa korrelaatioita iskun voiman tai impulssin sekä jalkatyön voiman tai impulssin välille ei löytynyt. Kokeneiden ryhmällä sekä iskun voima että impulssi olivat nuorten ryhmää suuremmat, iskun voima tilastollisesti merkitsevästi. Jalkatyön voima oli hieman suurempi kokeneiden ryhmällä, mutta jalkatyön impulssi oli nuorten ryhmällä jopa melkein merkitsevästi suurempi. Hyvä jalkatyön voimantuotto ei siis auttanut nuorten ryhmää suuremman iskun voimantuoton saavuttamisessa. On mahdollista, että puutteellinen keskivartalon voimantuoton välitys ja tekniikka voi olla osasyynä siihen, että nuoret melojat eivät saa välitettyä jalkatyön voimaa yhtä tehokkaasti ylävartalon käyttöön, mutta tätä ei kuitenkaan pystytä tämän tutkimuksen perusteella varmasti toteamaan. Eliittimelojien on todettu omaavan suuremman keskivartalon kierron ja täten pidemmän iskun pituuden ja pidemmän ajan iskun voimantuotolle aiemmissa tutkimuksissa (Limonta ym. 2010; Lee & Nam 2012).

8.6 Puolierot

Vahvemman ja heikomman puolen eroissa ei löytynyt merkitseviä eroja ryhmien välillä voimamuuttujien osalta. Tuloksen perusteella ryhmät tuottavat siis voimaa hyvin samankaltaisesti eri puolien kesken. Jalkatyön voimantuottoa ja impulssia ei tässä tutkimuksessa mitattu varsinaisesti vasemman tai oikean jalan osalta, vaan jalkavoimanturilla mitattiin yhtä jalkatyön resultanttivoimaa. Kuitenkin jalkatyönkin osalta suoritukset eroteltiin puolierojen vertailussa oikean tai vasemman puolen jalkatyöksi iskujen perusteella. Limonta ym. (2010) havaitsivat videoanalyysin avulla merkitseviä puolieroja ($p < 0,05$) eliittimelojien ja keskivertomelojien välillä lantion kierrossa ja lantion liikelaajuudessa sekä eliittimelojien ja noviisimelojien välillä lantion kierrossa, lantion liikelaajuudessa ja keskivartalon kierrossa. Kinemaattisia puolieroja on siis löytynyt aiemmin, mutta tämän tutkimuksen perusteella niitä ei voida täysin selittää voimantuoton välisillä puolieroilla.

8.7 Tutkimuksen rajoitukset ja virhelähteet

Rajoituksena tutkimuksessa oli koehenkilöiden pieni kokonaismäärä (N=9) sekä pienet ryhmien koehenkilömäärät (K: N=5 ja N: N=4). Suurempi määrä koehenkilöitä tarvittaisiin vahvistamaan tutkimuksessa löydettyjä havaintoja. Antropometrisista mitoista koehenkilöiltä mitattiin ainoastaan pituus ja paino sekä fysiologisista muuttujista vain syke. Näiden muuttujien osalta mittausmenetelmät eivät olleet tarkimmat mahdolliset, joten tarkempaa analyysia niistä ei tehty, vaan tutkimuksessa keskityttiin biomekaanisten muuttujien analysointiin. Kuitenkin kokoneiden ryhmä oli nuorten ryhmään verrattuna sekä pidempi että painavampi, ja erityisesti lihasmassan määrä voi osaltaan selittää kokoneiden ryhmän suurempaa iskun voimantuottoa. Nuorten ryhmällä syke oli suorituksen jälkeen korkeampi, joten suorituksen voidaan tämän perusteella todeta olleen nuorille fysiologisesti rasittavampi. Kuitenkin tarkempaa analyysia vaaditaan sekä antropometrisista että fysiologisista kokoneiden ja nuorten välisistä eroista, ennen kuin kattavampia johtopäätöksiä voidaan tehdä. Melonta on monipuolinen laji, jossa vaaditaan hyvää voimantuottoa, kestävyysominaisuuksia sekä teknistä osaamista, eikä hyvää melontasuoritusta voidakaan selittää pelkästään voimamuuttujien perusteella.

Rajoittavana tekijänä oli myös se, että teknisten ongelmien vuoksi suorituksen tehoa tai suorituksen kokonaismatkaa melontaergometrin näytöltä ei saatu mitattua. Täten suoritustehon osalta ryhmien välistä vertailua ei voitu tehdä. Kuitenkin iskujen kokonaisimpulssi määritettiin arvioimaan kokonaissuoritusta. Koeryhmien tasoerot olivat toisiinsa nähden suuret (maajoukkue vs. akademia) ja suorituksen kokonaisimpulssi iskujen osalta oli kokoneiden ryhmällä merkitsevästi suurempi, joten suurella todennäköisyydellä voidaan sanoa kokoneiden ryhmän suorituksen olleen parempia. Myöskään lähtökiihdytystä ei analysoitu tässä tutkimuksessa, vaan aineisto kerättiin maksimaalisen melonnan aikana. Itse kilpailusuorituksessa lähdöllä on tärkeä rooli, ja se voi vaikuttaa niin kilpailun lopputulokseen kuin tutkimuksenkin tuloksiin ratkaisevasti. Keskivartalo (vatsa- ja selkälihakset) toimivat melonnassa voiman välittäjänä, mutta tässä tutkimuksessa keskivartalon roolia ja mahdollista vaikutusta melontasuoritukseen ei tutkittu. Kannustuksesta huolimatta koehenkilöiden motivaatiota ja maksimaalista suoritusta mittaustilanteessa ei pystytä koskaan täysin varmistamaan.

Tutkimus toteutettiin melontaergometrilla, mikä on hyvä tutkimusmenetelmä vakioituja mittaolosuhteita ajatellen (Begon ym. 2008) ja täten hyvä menetelmä ryhmien väliseen vertailuun. Lisäksi melontaergometri oli tuttu harjoitteluväline jokaiselle koehenkilölle. Tutkimuksessa kaikki koehenkilöt tekivät suorituksen samalla vastuksella (5), joka ei kuitenkaan ollut luonnollinen harjoitusvastus kaikille melojille. Tämä saattaa osaltaan vaikuttaa aiemmin opittuun luonnolliseen suoritustekniikkaan ja tätä myötä myös suorituksen muihin muuttujiin. Tyypillisesti tähän tutkimukseen osallistuneet melojat harjoittelevat melontaergometrilla melojasta riippuen vastuksella 3-7. Ergometrimelonnassa on todettu kuvastavan hyvin vesillä melontaa fysiologisilta vasteiltaan (van Someren ym. 2000; van Someren & Oliver 2002) sekä iskun voiman ja impulssin osalta (Fleming ym. 2012a). Kuitenkaan täydellisiä johtopäätöksiä koskien vesillä melontaa ei voida ergometrimelonnasta tehdä, koska vesikontakti, veden vastus sekä ilmanvastus eivät ilmene ergometrimelonnassa. Koska iskun voiman mittaamiseen käytetyt anturit eivät olleet langattomia, aiheuttivat melaan kiinnitetyt kaapelit melaan hieman lisäpainoa, ja tämä saattoi vaikuttaa suoritukseen.

8.8 Johtopäätökset

Lopuksi, tutkimuksen tärkeimmät johtopäätökset olivat:

- 1.) Iskun huippuvoima oli suurempi kokeneiden ryhmällä kuin nuorten ryhmällä. Nuorilla melojilla on tämän perusteella kehitettävää erityisesti ylävartalon ja iskun voimantuotossa.
- 2.) Jalkatyön voimantuoton osalta merkitsevää eroa ryhmien välille ei löytynyt, mutta jalkatyön impulssi oli nuorten ryhmällä suurempi kuin kokeneiden ryhmällä. Tämä ei kuitenkaan auttanut nuoria saavuttamaan suurempaa iskun huippuvoimaa tai impulssia kokeneempiin verrattuna. Tämän perusteella jalkatyön huippuvoima tai impulssi ei niinkään ole ratkaiseva tekijä suuremman iskun voiman saavuttamisessa, vaan tehokkaaseen ja voimakkaaseen iskuun riittää vähempikin jalkatyön voimantuotto.

- 3.) Nuoret melojat aloittivat jalkatyön voimantuoton kokeneempia melojia aiemmin iskun alkamisaikaan verrattuna. Tämä ei kuitenkaan edesauttanut nuoria suuremman iskun voiman saavuttamisessa. Myös havaittu negatiivinen korrelaatio Int_Fstart:n ja iskujen lukumäärän välillä sekä Int_Fstart:n ja iskujen kokonaisimpulssin välillä viittaa siihen, että nuoret eivät välttämättä saavuta tarpeeksi tehokasta jalkatyötä kokonaissuorituksen kannalta.
- 4.) Iskujen lukumäärä sekä iskujen kokonaisimpulssi olivat 40 sekunnin suorituksen aikana merkitsevästi suuremmat kokeneiden ryhmällä. Tämä viittaa suorituksen parempaan kokonaistehoon ja täten myös tehokkaimpiin yksittäisiin iskuihin, joten nuorilla myös suorituksen tehossa on kehitettävää kokeneisiin verrattuna. Tulosten perusteella kokeneet melojat parantavat melontasuoritusta nuoriin verrattuna ennen kaikkea suuremmalla iskutiheydellä.

9 LÄHTEET

- Ackland, T.R., Ong, K.B., Kerr, D.A., & Ridge, B. 2003. Morphological Characteristics of Olympic Sprint Canoe and Kayak Paddlers. *J Sci Med Sport* 6 (3), 285-294.
- Aitken, D.A. & Neal, R.J. 1992. An On-Water Analysis System for Quantifying Stroke Force Characteristics During Kayak Events. *Int J Sport Biomech* 8, 165-173.
- Alacid, F., Marfell-Jones, M., Lopez-Minarro, P.A., Martinez, I. & Muyor, J.M. 2011. Morphological Characteristics of Young Elite Paddlers. *Journal of Human Kinetics* 27, 95-110.
- Babiel, S., Hartmann, U., Spitzenpheil, P. & Mester, J. Ground-Reaction Forces in Alpine Skiing, Crosscountry Skiing and Ski Jumping. Kirjassa: Muller, E., Scwameder, H., Kornexl, E. & Raschner, C. 1997. *Science and Skiing*. E & FN Spon, Lontoo, Iso-Britannia. 200-207.
- Baudouin, A. & Hawkins, D. 2002. A Biomechanical Review of Factors Affecting Rowing Performance. *Br J Sports Med* 36, 396-402.
- Billat, V., Faina, M., Sardella, F., Marini, C., Fanton, F., Lupo, S., Faccini, P., de Angelis, M., Koralsztein, J.P. & Dalmonte, A. 1996. A Comparison of Time to Exhaustion at VO₂max in Elite Cyclists, Kayak Paddlers, Swimmers and Runners. *Ergonomics* 39(2), 267-277.
- Bishop, D. 2000. Physiological Predictors of Flat-Water Kayak Performance in Women. *Eur J Appl Physiol* 82, 91-97.
- Bishop, D., Bonetti, D. & Spencer, M. 2003. The Effect of an Intermittent, High-intensity Warm-up on Supramaximal Kayak Ergometer Performance. *J Sport Sci* 21, 13-20.
- Begon, M., Colloud, F. & Lacouture, P. 2009. Measurement of Contact Forces on a Kayak Ergometer with a Sliding Footrest–seat Complex. *Sports Eng* 11, 67-73.
- Begon, M., Lacouture, P. & Colloud, F. 2008. 3D Kinematic Comparison Between On-water and on Ergometer Kayaking. *Proceedings of 26th ISBS Conference 2008*, 502-505.

- Burke, R.E., Levine, D.N., Tsairis, P. & Zajac, F.E. 1973. Physiological Types and Histochemical Profiles in Motor Units of the Cat Gastrocnemius. *J Physiol* 234, 723-748.
- Cavanagh, P.R. 1988. On 'Muscle Action' vs 'Muscle Contraction'. *J Biomechanics* 21 (1), 69.
- Cross, R. 1999. Standing, Walking, Running and Jumping on a Force Plate. *Am J Phys* 67(4), 304-309.
- De Luca, C.J., LeFever, R.S., McCue, M.P. & Xenakis, A.P. 1982. Behaviour of Human Motor Units in Different Muscles during Linearly Varying Contractions. *J Physiol* 329, 113-128.
- Edman, K.A.P. & Tsuchiya, T. 1996. Strain of Passive Elements during Force Enhancement by Stretch in Frog Muscle Fibres. *J Physiol* 490 (1), 191-205.
- Enoka, R.M. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. Neljäs painos. Human Kinetics, Yhdysvallat.
- Finni, T., Komi, P.V. & Lukkariniemi, J. 1998. Achilles Tendon Loading during Walking: Application of a Novel Optic Fiber Technique. *Eur J Appl Physiol* 77, 289-291.
- Fleming, B.C. & Beynnon, B.D. 2004. In Vivo Measurement of Ligament/Tendon Strains and Forces: A Review. *Annals of Biomedical Engineering* 32 (3), 318-328.
- Fleming, N., Donne, B. & Fletcher, D. 2012 (b). Effect of Kayak Ergometer Elastic Tension on Upper Limb EMG Activity and 3D Kinematics. *J Sports Sci Med* 11, 430-437.
- Fleming, N., Donne, B., Fletcher, D. & Mahony, N. 2012 (a). A Biomechanical Assessment of Ergometer Task Specificity in Elite Flatwater Kayakers. *J Sports Sci Med* 11, 16-25.
- Folland, J.P. & Williams, A.G. 2007. The Adaptations to Strength Training: Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sports Med* 37(2), 145-168.
- Fry, R.W. & Morton, A.R. 1991. Physiological and Kinanthropometric Attributes of Elite Flatwater Kayakists. *Med Sci Sports Exerc* 23 (11), 1297-1301.

- Garcia-Pallares, J., Carrasco, L., Diaz, A. & Sanchez-Medina, L. 2009. Post-Season Detraining Effects on Physiological and Performance Parameters in Top-Level Kayakers: Comparison of Two Recovery Strategies. *Journal of Sports Science and Medicine* 8, 622-628.
- Garcia-Pallares, J., Garcia-Fernandez, M., Sanchez-Medina, L. & Izquierdo, M. 2010. Performance Changes in World-Class Kayakers Following Two Different Training Periodization Models. *Eur J Appl Physiol* 110 (1), 99-107.
- Gleeson, M. *Biochemistry of Exercise*. Kirjassa: Maughan, R.J. *Nutrition in Sport*. 2000. Blackwell Science Ltd, Iso-Britannia.
- Gomes, B.B., Ramos, N.V., Conceicao, F.A.V., Sanders, R.H., Vaz, M.A.P. & Vilas-Boas, J.P. 2015. Paddling Force Profiles at Different Stroke Rates in Elite Sprint Kayaking. *J Appl Biomech* 31, 258-263.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F. & Julian, F.J. 1966. The Variation in Isometric Tension with Sarcomere Length in Vertebrate Muscle Fibers. *J Physiol* 184, 170-192.
- Griffin, J.W. 1987. Differences in Elbow Flexion Torque Measured Concentrically, Eccentrically and Isometrically. *Phys Ther* 67 (8), 1205-1208.
- Hahn, D., Herzog, W. & Schwirtz, A. 2014. Interdependence of Torque, Joint Angle, Angular Velocity and Muscle Action During Human Multi-Joint Leg Extension. *Eur J Appl Physiol* 114, 1691-1702.
- Hamano, S., Ochi, E., Tsuchiya, Y., Muramatsu, E., Suzukawa, K. & Igawa, S. 2015. Relationship between Performance Test and Body Composition/Physical Strength Characteristic in Sprint Canoe and Kayak Paddlers. *Open Access J Sports Med* 6, 191-199.
- Hawkins, D. 2000. A New Instrumentation System for Training Rowers. *J Biomechanics* 33, 241-245.
- Heckman, C.J. & Enoka, R.M. *Physiology of the Motor Neuron and the Motor Unit*. Kirjassa: Eidsen, A. *Clinical Neurophysiology of Motor Neuron Diseases, Handbook of Clinical Neurophysiology*. 2004. 4. painos. Elsevier B.V., Alankomaat.

- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D.O. 1965. Excitability and Inhibibility of Motor Neurons of Different Sizes. *J Neurophysiol* 28(3), 599-620.
- Hennig, E.M. & Milani, T.L. 1995. In-Shoe Pressure Distribution for Running in Various Types of Footwear. *Journal of Applied Biomechanics* 11, 299-310.
- Herzog, W. *Mechanical Properties and Performance in Skeletal Muscle*. Kirjassa: Zatriosky, V.M. *Biomechanics in Sport*. 2000. Blackwell Science Ltd, Iso-Britannia.
- Hodgkin, A.L. & Huxley, A.F. 1952. A Quantitative Description of Membrane Current and its Application to Conduction and Excitation in Nerve. *J Physiol* 117, 500-544.
- Hoff, J., Kemi, O.J. & Helgerud, J. 2005. Strength and Endurance Differences Between Elite and Junior Elite Ice Hockey Players. The Importance of Allometric Scaling. *Int J Sports Med* 26, 537-541.
- Holmberg, H-C., Lindinger, S., Stöggl, T., Eitzlmair, E. & Muller, E. 2005. Biomechanical Analysis of Double Poling in Elite Cross-Country Skiers. *Med Sci Sports Exerc* 37(5), 807-818.
- Häkkinen, K. & Komi, P.V. 1983. Electromyographic Changes during Strength Training and Detraining. *Med Sci Sports Exerc* 15(6), 455-460.
- Jackson, P.S. 1995. Performance Prediction for Olympic Kayaks. *Journal of Sports Sciences* 13, 239-245.
- Jones, E.J., Bishop, P.A., Woods, A.K. & Green, J.M. 2008. Cross-Sectional Area and Muscular Strength: A Brief Review. *Sports Med* 38(12), 987-994.
- Katis, A., Giadannakis, E., Kannas, T., Amiridis, I., Kellis, E., Lees, A. 2013. Mechanisms that Influence Accuracy of the Soccer Kick. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23: 125-131.
- Kendal, S.J. & Sanders, R.H. 1992. The Technique of Elite Flatwater Kayak Paddlers Using the Wing Paddle. *International Journal of Sport Biomechanics* 8, 233-250.
- Knuttgen, H.G. *Basic Exercise Physiology*. Kirjassa: Maughan, R.J. *Nutrition in Sport*. 2000. Blackwell Science Ltd, Iso-Britannia.

- Komi, P.V. 2000. Stretch-Shortening Cycle: A Powerful Model to Study Normal and Fatigued Muscle. *J Biomechanics* 33, 1197-1206.
- Kues, J.M. & Mayhew, T.P. 1996. Concentric and Eccentric Force–Velocity Relationships during Electrically Induced Submaximal Contractions. *Physiother Res Int* 1(3), 195-204.
- Lee, C-H. 2013. The Effect of Different Paddle Blade Types on Forward Stroke. *International Journal of Bio-Science and Bio-Technology* 5(4), 1-9.
- Lee, C-H. & Nam, K-J. 2012. Analysis of the Kayak Forward Stroke According to Skill Level and Knee Flexion Angle. *International Journal of Bio-Science and Bio-Technology* 4(4), 41-48.
- Leedham, J.S. & Dowling, J.J. 1995. Force-Length, Torque-Angle and EMG-Joint Angle Relationships of the Human in vivo Biceps Brachii. *Eur J Appl Physiol* 70, 421-426.
- Lieber, R.L. 2002. *Skeletal Muscle: Structure, Function & Plasticity*. Toinen painos. Lippincott Williams & Wilkins, Yhdysvallat.
- Limonta, E., Squadrone, R., Rodano, R., Marzegan, A., Veicsteinas, A., Merati, G. & Sacchi, A. 2010. Tridimensional Kinematic Analysis on a Kayaking Simulator: Key Factors to Successful Performance. *Sport Sci Health* 1, 27-34.
- Linnamo, V., Strojnik, V. & Komi, P.V. 2006. Maximal Force during Eccentric and Isometric Actions at Different Elbow Angles. *Eur J Appl Physiol* 96, 672-678.
- Liow, D.K. & Hopkins, W.G. 2003. Velocity Specificity of Weight Training for Kayak Sprint Performance. *Med Sci Sports Exerc* 35(7), 1232-1237.
- Logan, S.M. & Holt, L.E. 1985. The Flatwater Kayak Stroke. *NSCA Journal* 7(5), 4-11.
- Lopez-Plaza, D., Alacid, F., Muyor, J.M. & Lopez-Minarro P.A. 2016. Sprint Kayaking and Canoeing Performance Prediction Based on the Relationship between Maturity Status, Anthropometry and Physical Fitness in Young Elite Paddlers. *Journal of Sport Sciences*. <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2016.1210817>

- Mann, R.V. & Kearney, J.T. 1980. A Biomechanical Analysis of the Olympic-style Flatwater Kayak Stroke. *Med Sci Sports Exerc* 12 (3), 183-188.
- Maughan, R.J., Watson, J.S. & Weir, J. 1983. Strength and Cross-sectional Area of Human Skeletal Muscle. *J Physiol* 338, 37-49.
- Mayagoitia, R.E., Nene, A.V. & Veltink, P.H. 2002. Accelerometer and Rate Gyroscope Measurement of Kinematics: an Inexpensive Alternative to Optical Motion Analysis Systems. *J Biomechanics* 35, 537-542.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. 2010. *Exercise Physiology: Nutrition, Energy and Human Performance*. Seitsemäs painos. Lippincott Williams & Wilkins, Kanada.
- McDonnell, L.K., Hume, P.A. & Nolte, V. 2012. An Observational Model for Biomechanical Assessment of Sprint Kayaking Technique. *Sports Biomechanics* 11 (4), 507-523.
- McDonnell, L.K., Hume, P.A. & Nolte, V. 2013. Place Time Consistency and Stroke Rates Required for Success in K1 200-m Sprint Kayaking Elite Competition. *International Journal of Performance Analysis in Sport* 13, 38-50.
- McKean, M.R. & 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, 537-542.
- Michael, J.S., Rooney, K.B. & Smith, R. 2008. The Metabolic Demands of Kayaking: A Review. *J Sports Sci Med* 7, 1-7.
- Michael, J.S., Rooney, K.B. & Smith, R. 2012. The Dynamics of Elite Paddling on a Kayak Simulator. *J Sport Sci* 30(7), 661-668.
- Michael, J.S., Smith, R. & Rooney, K.B. 2009. Determinants of Kayak Paddling Performance. *Sports Biomechanics* 8 (2), 167-179.
- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. & Yemm, R. 1973. Changes in Firing Rate of Human Motor Units during Linearly Changing Voluntary Contractions. *J. Physiol* 230, 371-390.

- Moritani, T., Stegeman, D. & Merletti, R. Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation. Kirjassa: Merletti, R. & Parker P. 2004. Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications. John Wiley & Sons Inc, Kanada.
- Narici, M.V., Binzoni, T., Hiltbrand, E., Fasel, J., Terrier, F. & Cerretelli, P. 1996. *In vivo* Human Gastrocnemius Architecture with Changing Joint Angle at Rest and During Graded Isometric Contraction. *J Physiol* 496(1), 287-297.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S-E. 2009. Ihmisen Fysiologia ja Anatomia. 18. painos. WSOY, Suomi.
- Nigg, B.M. & Herzog, W. 1994. Biomechanics of the Musculoskeletal System. Wiley & Sons, Iso-Britannia.
- Nilsson, J.E. & Rosdahl, H.G. 2014. New Devices for Measuring Forces on the Kayak Foot Bar and on the Seat During Flat-Water Kayak Paddling: A Technical Report. *Int J Sports Physiol Perform* 9, 365-370.
- Nilsson, J.E. & Rosdahl, H.G. 2016. Contribution of Leg-Muscle Forces to Paddle Force and Kayak Speed During Maximal-Effort Flat-Water Paddling. *Int J Sports Physiol Perform* 11, 22-27.
- Ong, K.B., Ackland, T.R., Hume, P.A., Ridge, B., Broad, E. & Kerr, D.A. 2003. Equipment Set-up among Olympic Sprint and Slalom Kayak Paddlers. *Sports Biomechanics* 4(1), 47-58.
- Perttunen, J., Kyröläinen, H., Komi, P.V. & Heinonen, A. 2000. Biomechanical Loading in the Triple Jump. *Journal of Sport Sciences* 18, 363-370.
- Prilutsky, B.I. Eccentric Muscle Action in Sport and Exercise. Kirjassa: Zatriosky, V.M. Biomechanics in Sport. 2000. Blackwell Science Ltd, Iso-Britannia.
- Razak, A.H.A., Zayegh, A., Begg, R.K. & Wahab, Y. 2012. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors* 12, 9884-9912.
- Sahlin, K. 2014. Muscle Energetics During Explosive Activities and Potential Effects of Nutrition and Training. *Sports Med* 44(2), 167-173.

- Schoenfeld, B.J. 2010. The Mechanisms of Muscle Hypertrophy and Their Application To Resistance Training. *J Strength Cond Res* 24(10), 2857-2872.
- Silva, M.P.T. & Ambrosio, J.A.C. 2002. Kinematic Data Consistency in the Inverse Dynamic Analysis of Biomechanical Systems. *Multibody System Dynamics* 8, 219-239.
- Sogaard, K., Christensen, H., Jensen, B.R., Finsen, L. & Sjogaard, G. 1996. Motor Control and Kinetics during Low Level Concentric and Eccentric Contractions in Man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 101, 453-460.
- Stöggl, T., Lindinger, S. & Muller, E. 2006. Biomechanical Validation of a Specific Upper Body Training and Testing Drill in Cross-Country Skiing. *Sports Biomechanics* 5(1), 23-46.
- Suomen Melonta- ja Soutuliitto ry. Ratamelonnan lajiesittely. [www-dokumentti]. <http://www.melontajasoutuliitto.fi/lajit/ratamelonta>. 18.1.2017.
- Trevitchik, B.A., Ginn, K.A., Halaki, M. & Balnave, R. 2007. Shoulder Muscle Recruitment Patterns During a Kayak Stroke Performed on a Paddling Ergometer. *J. Electromyogr Kinesiol* 17, 74-79.
- Uali, I., Herrero, A.J., Garatachea, N., Marin, P.J., Alvear-Ordenes, I. & Garcia-Lopez, D. 2012. Maximal Strength on Different Resistance Training Rowing Exercises Predicts Start Phase Performance in Elite Kayakers. *J Strength Con Res* 26(4), 941-946.
- van den Bogert, A.J., Read, L. & Nigg, B.M. 1996. A Method for Inverse Dynamic Analysis Using Accelerometry. *J Biomechanics* 29(7), 949-954.
- van Someren, K.A. & Howatson, G. 2008. Prediction of Flatwater Kayaking Performance. *Int J Sports Physiol Perform* 3, 207-218.
- van Someren, K.A. & Oliver, J.E. 2002. The Efficacy of Ergometry Determined Heart Rates for Flatwater Kayak Training. *Int J Sports Med* 23, 28-32.
- van Someren, K.A. & Palmer, G.S. 2003. Prediction of 200-m Sprint Kayaking Performance. *Can J Appl Physiol* 28 (4), 505-517.

- van Someren, K.A., Phillips, G.R.W. & Palmer, G.S. 2000. Comparison of Physiological Responses to Open Water Kayaking and Kayak Ergometry. *Int J Sports Med* 21, 200-204.
- Vaquero-Cristobal, R., Alacid, F., Lopez-Plaza, D., Muyor, J.M. & Lopez-Minarro, P.A. 2013. Kinematic Variables Evolution During a 200-m Maximum Test in Young Paddlers. *Journal of Human Kinetics* 38, 15-22.
- Virmavirta, M., Perttunen, J. & Komi, P.V. 2001. EMG Activities and Plantar Pressures During Ski Jumping Take-Off on Three Different Sized Hills. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11, 141-147.
- Westerblad, H., Bruton, J.D. & Katz, A. 2010. Skeletal Muscle: Energy Metabolism, Fiber Types, Fatigue and Adaptability. *Experimental Cell Research* 316, 3093-3099.
- Wilkie, D.R. 1950. The Relation between Force and Velocity in Human Muscle. *J Physiol* 110, 249-280.
- Zamparo, P., Capelli, C., Guerrini, G. 1999. Energetics of Kayaking at Submaximal and Maximal Speeds. *Eur J Appl Physiol* 80, 542-548.
- Zouhal, H., Le Douairon Lahaye, S., Ben Abderrahaman, A., Minter, G., Herbez, R. & Castagna, C. 2012. Energy System Contribution to Olympic Distances in Flat Water Kayaking (500 and 1,000 M) in Highly Trained Subjects. *J Strength Con Res* 26(3), 825-831.