

HAPENKULUTUKSEN JA REIDEN LIHASAKTIIVISUUDEN VÄ- LINEN YHTEYS PYÖRÄILYSSÄ

Terhi Pollari

LFY. 203 Johdatus omatoi-
miseen tutkimustyöhön.
Jyväskylän Yliopisto
Liikuntabiologian laitos
Syksy 2002
Työn ohjaaja: Heikki Kyrö-
läinen

TIIVISTELMÄ

Pollari, Terhi. Hapenkulutuksen ja reiden lihasaktiivisuuden välinen yhteys pyöräilyssä. LFY.203 Johdatus omatoimiseen tutkimustyöhön –kurssin tutkielma. Liikuntabiologian laitos. Jyväskylän yliopisto.

Hapenkulutuksen kasvun tietyssä harjoituksessa on monesti oletettu olevan yhteydessä lisääntyneeseen lihasaktiivisuuteen työskentelevissä lihaksissa. Vaikka täysin selvää näyttöä ei ole, uskotaan hapenkulutuksen kasvun johtuvan lisääntyneestä motoristen yksiköiden käyttöönotosta tai syttymistiheydestä tehokkaan harjoituksen aikana. Hapenkulutusta ja lihasaktiivisuutta on tutkittu polkupyöräilyssä kuormilla, jotka ovat laktaattikynnystason kummallakin puolella. Tiettävästi pyöräilyssä ei kuitenkaan ole tutkittu hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden välisiä yhteyksiä sekä eri suuruusilla submaksimaalisilla kuormilla että maksimaalisella kuormalla.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden välistä yhteyttä submaksimaalisessa ja maksimaalisessa pyöräilyssä eli onko pyöräilyn taloudellisuudesta kertovan hapenkulutuksen kasvu yhteydessä reisilihaksen (VM, VL, RF, BF) motoristen yksiköiden toiminta-aktiivisuuden lisääntymiseen. Lisäksi selvitettiin polvenojentajalihasten maksimivoimantuottokyvyn ja itse valitun polkunopeuden vaikutuksia hapenkulutukseen polkupyöräilyssä. Koehenkilöinä oli nuoria, terveitä, fyysisesti aktiivisia miehiä ($n = 8$) (ikä 23 ± 2 v, pituus 182 ± 7 cm, paino $77,6 \pm 9,5$ kg).

Koehenkilöt polkivat kolmella submaksimaalisella kuormalla (40%, 60% ja 80% maksimikuormasta) ja maksimaalisella kuormalla, jolloin heiltä mitattiin hapenkulutuksen lisäksi reisilihasten EMG-aktiivisuuksia. Tulokset osoittivat, että ainoastaan muutama yksittäinen lihasaktiivisuus oli yhteydessä hapenkulutukseen siten, että hapenkulutuksen kasvaessa suhteellinen lihasaktiivisuus pieneni ($r = -0,69-0,70$). Itse valittu polkunopeus oli yhteydessä hapenkulutukseen ainoastaan maksimikuormalla poljettaessa ($r = 0,70$). Polvenojentajien maksimivoima ja -voimantuottonopeus ei ollut yhteydessä minkään kuormitustason hapenkulutukseen. Täten voidaan päätellä, että muutoksia hapenkulutuksessa eri kuormitustasoilla poljettaessa ei kovinkaan vahvasti voida selittää lihasaktiivisuuksien muutoksilla.

Avainsanat: Pyöräily, hapenkulutus, EMG, polkunopeus, isometrinen voimantuottokyky.

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	1
2	ENERGIA-AINEENVAIHDUNTA LIKUNNASSA	2
	2.1 Energiantuotto liikuntasuorituksessa	3
	2.2 Aerobinen kapasiteetti	3
	2.3 Taloudellisuus pyöräilyssä	4
3	HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA LIKUNTA-SUORITUKSESSA	5
	3.1 Luurankolihasen rakenne	6
	3.2 Neuraalinen säätely	7
	3.3 Motorinen yksikkö	7
	3.4 Lihasten EMG-aktiivisuus	8
4	HAPENKULUTUS JA LIHASAKTIIVISUUS PYÖRÄILYSSÄ	9
	4.1 Hapenkulutus pyöräilyssä	10
	4.2 Lihasktiivisuus ja voimantuotto pyöräilyssä	10
	4.3 Optimaalinen polkunopeus	12
	4.3.1 Polkunopeuden ja hapenkulutuksen välinen yhteys	12
	4.3.2 Polkunopeuden ja lihasaktiivisuuden välinen yhteys	13
5	TUTKIMUSONGELMAT	15
6	MITTAUSMENETELMÄT	15
	6.1 Koehenkilöt	15
	6.2 Koeasetelma	16
	6.3 Mittausmenetelmät	17
	6.4 Mittausmenetelmien validiteetti ja reliabiliteetti	18
	6.4.1 Hengityskaasuanalysoattorin (K_4^{b2}) validiteetti	18
	6.4.2 EMG-mittausten validiteetti ja reliabiliteetti	19
	6.5 Analysointimenetelmät	20
7	TULOKSET	21
	7.1 Fysiologiset muuttujat ja lihasaktiivisuudet eri kuormitustasoilla	21
	7.2 Hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuksien välinen yhteys	24
	7.3 Hapenkulutuksen ja muiden mitattujen muuttujien välinen yhteys	25
8	POHDINTA	26
	LÄHTEET	30

1 JOHDANTO

Hapenkulutuksen kasvun tietyssä harjoituksessa on osoitettu olevan yhteydessä lisääntyneeseen lihasaktiivisuuteen työskentelevissä lihaksissa. Tällöin kasvanut hapenkulutus on todennäköisesti seurausta lisääntyneestä motoristen yksiköiden käyttöönotosta ja stimulointitiheydestä etenkin hieman kovatehoisemman harjoituksen aikana. Hapenkulutusta ja lihasaktiivisuutta on tutkittu polkupyöräilyssä esimerkiksi kahdella kuormalla, jotka ovat laktaattikynnystason kummallakin puolella. Ainoastaan laktaattikynnystason ylittävällä kuormalla oli havaittavissa yhteyttä hapenkulutuksen kasvun ja lisääntyneen lihasaktiivisuuden välillä. Poljettaessa kuormalla, joka oli laktaattikynnystason alapuolella, saavutettiin steady-state taso, jolloin sekä hapenkulutus että lihasaktiivisuus pysyivät muuttumattomalla tasolla. (Saunders et al. 2000.)

Tietävästi aiemmin ei ole varsinaisesti tutkittu hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuksien välistä yhteyttä sekä submaksimaalisessa että maksimaalisessa pyöräilyssä. Hiljattain tehdyssä tutkimuksessa todettiin, ettei hapenkulutus eikä lihasaktiivisuus kasva täysin lineaarisesti polkemisvastuksen kasvaessa maksimitasolle saakka, vaan kummassakin käyrässä on huomattavissa kaksi kohtaa, joissa käyrä kääntyy jyrkempää nousuun. Kuitenkin nämä poikkeamakohtat hapenkulutuskäyrässä ja lihasaktiivisuuskäyrässä on huomattavissa eri suuruisilla kuormilla. Tässäkään tutkimuksessa ei vertailtu hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuksien yhteyttä, mutta tulokset antavat olettaa ettei hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden kasvu olisi suoraan yhteydessä toisiinsa. (Bearden & Moffat 2001.)

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden välistä yhteyttä steady-state tason pyöräilyssä erisuuruisilla, submaksimaalisilla kuormilla sekä maksimitasolla ($n = 8$). Selvittettävänä oli, voidaanko lisääntyneitä hapenkulutusta suuremmilla kuormilla poljettaessa selittää reisilihasten motoristen yksiköiden lisääntyneellä käyttöönotolla ja stimulointitiheydellä. Lisäksi tarkoituksena oli tutkia maksimaalisen, isometrisen voimantuottokyvyn ja voimantuottonopeuden sekä vapaasti valitun polkunopeuden vaikutuksia hapenkulutukseen ja lihasaktiivisuuteen submaksimaalisessa pyöräilyssä.

2 ENERGIA-AINEENVAIHDUNTA LIIKUNNASSA

Aineenvaihdunta käsittää kaikki ihmiskehossa tapahtuvat biologisten molekyylien kemialliset reaktiot mukaan lukien sekä rakentavat, anaboliset reaktiot että hajottavat, kataboliset reaktiot. Päivittäiseen kokonaisenergiankulutukseen vaikuttavat lepoaineenvaihdunta, syödyn ruuan lämpövaikutus sekä fyysinen aktiivisuus ja siitä palautuminen. Etenkin fyysisellä aktiivisuudella on suuri merkitys ihmisen energiankulutukseen. On huomattava, että useimmat ihmiset voivat kiihdyttää aineenvaihdunnan tasolle, joka on kymmenkertainen lepoaineenvaihduntaan nähden, suuria lihasryhmiä kuormittavalla liikunnalla kuten kävelyllä, juoksulla tai uinnilla. Normaaleissa olosuhteissa ihmisen päivittäisestä kokonaisenergiankulutuksesta n. 15-30% koostuu fyysisestä aktiivisuudesta. (McArdle et al. 1996 s 120-136.)

Liikuntasuoritukseen vaikuttaa paljon henkilön kyky hyödyntää lihassupistuksessa ravintoaineiden sisältämä energiamäärä. Eri energiantuottosysteemien teho ja kapasiteetti ovat merkittäviä urheilijan suorituskykyyn vaikuttavia tekijöitä. Hyvä suorituskyky pitkäkestoisissa suorituksissa edellyttää suurta aerobista tehoa (VO_2 max) ja suorituksen keston pidentyessä taloudellisuuden ja energiavarastojen koon merkitys kasvaa. (Mero et al. 1997 s 107.)

Energiankulutuksen määrä voidaan yleisesti selvittää suorituksen vaatimasta hapenkulutuksesta ja arvioitujen substraattien kalorisisistä ekvivalenteista. Tehtyjen tutkimusten perusteella tiedetään useiden eri tekijöiden vaikuttavan hapenkulutukseen liikuntasuorituksessa. (Berry et al. 1993.) Esimerkiksi tyypillisessä juoksijoiden ryhmässä hapenkulutuksissa saattaa olla suuriakin eroja juostessa samalla submaksimaalisella nopeudella. Mahdollisia syitä näihin eroihin voidaan hakea biomekaanisista, fysiologisista, psykologisista ja biokemiallisista tekijöistä tai muista tekijöistä, jotka yhdistettyinä vaikuttavat kokonaisenergiankulutukseen. (Cavanagh & Kram 1985.)

2.1 Energiantuotto liikuntasuorituksessa

Lihäs tarvitsee supistuakseen energiaa ja saa sitä adenosiinitrifosfaattiin (ATP) sitoutuneen vapaan energian muodossa. ATP:n tuoton ja hyväksikäytön ylläpitämiseksi lihaksessa on kolme pääreitettä: kreatiinifosfaattivarastot (KP), glukoosin ja glykogeenin anaerobinen (glykolyysi) ja aerobinen pilkkominen (Krebsin sykli ja oksidatiivinen fosforylaatio) sekä rasvojen pilkkominen (betaoksidatio). (McArdle et al. 1996 s 101-119.)

Lyhytkestoissa ja intensiivisissä urheilusuorituksissa energiaa tuotetaan anaerobisesti KP:n, glykolyysin ja maitohappometabolian avulla, jolloin usein muodostuu laktaattia. Nämä energiantuottosysteemit ovat vallitsevassa osassa suorituksissa, jotka kestävät muutamasta sekunnista alle kahteen minuuttiin. Pitkäkestoissa urheilusuorituksissa, jotka kestävät kahdesta minuutista useampaan tuntiin energiaa tuotetaan aerobisten prosessien avulla. Tällöin energiaa muodostetaan hapen avulla pääasiassa glykogeeni- ja rasvavarastoja käyttäen (Taulukko 1). (Mero et al. 1997 s 107-109.)

Energialähde	ATP:n tuottonopeus (mmol · kg ⁻¹ · s ⁻¹)	Varastojen koko (lihakset) (mmol · kg ⁻¹)	(kJ · kg ⁻¹)	O ₂ ekvivalentteina (ml · kg ⁻¹)
ATP	–	4–6	0.2–0.3	2–3
KP	2.2	15–22	0.7–1.0	8–13
Glykogeeni (laktaatti)	1.2	–	2.4–3.8	30–48
Glykogeeni (CO ₂ + H ₂ O)	0.4–0.6	70–170	200–490	2 600–6 250
Triglyseridit ja rasvahapot	0.2		500–750	6 300–9 400

Taulukko 1. Eri energiantuottoreittien maksimaalinen ATP:n tuottonopeus ja energiavarastojen koko ja riittävyys lihaksessa (McArdle et al. 1986 s.121-136; Saltin 1990; Åstrand & Rodahl 1986).

2.2 Aerobinen kapasiteetti

Maksimaalinen aerobinen kapasiteetti (VO₂ max) on tärkeä maksimaaliseen suorituskykyyn vaikuttava tekijä lajeissa, jotka kestävät yhtäjaksoisesti 5-40 minuuttia (Mero et al.

1997 s 113). Maksimaalinen hapenottokyky mittaa ATP:n aerobisen uudelleenmuodostamisen maksimikapasiteettia. Tämä on yksi tärkeimmistä indikaattoreista, joka kertoo henkilön kyvystä ylläpitää kovatehoista kestävyysuoritusta. (McArdle et al. 1996 s 126) Maksimaalinen hapenottokyky riippuu työskentelevien lihasten massasta, joten suurimmat hapenkulutukset on mitattu hiihdossa, missä käytännössä kaikki kehon suuret lihakset tekevät työtä. Monissa lajeissa, joissa kannatetaan kehonpainoa kuten juoksussa, on viisasta suhteuttaa hapenkulutus kehon painoon. (Mero et al. 1997 s 113.)

Kokonaisenergian tarpeen tyydyttämiseksi pitkäkestoisen suorituksen alussa energiaa täytyy tuottaa myös anaerobisesti, koska aerobinen energiantuotto saavuttaa vasta muutamassa minuutissa suorituksen energiankulutusta vastaavan steady-state -tason. Näin syntynyt happivaje riippuu suorituksen intensiteetistä ja urheilijan maksimaalisesta hapenottokyvystä. Steady-state-tasolla hapenkulutus pysyy vakiona, sillä kyseinen happimäärä vastaa työn energiankulutusta, jolloin laktaattia myöskään ei muodostu. (Mero et al. 1997 s 114.) Vakiokuormitteisen harjoituksen alussa hapenkulutus nousee jyrkästi noin kolmen minuutin ajan, minkä jälkeen hapenkulutuksessa on pientä kasvua ennen kuin steady-state taso saavutetaan. Mikäli harjoituksen teho on riittävän suuri eli työtä tehdään laktaattikynnyksen yläpuolella, jatkaa hapenkulutus loivaa kasvua kolmen minuutin jälkeen saavuttamatta steady-state tasoa ollenkaan. Tätä hapenkulutuskäyrän hitaankasvun kohtaa (the slow component of VO_2) on paljon tutkittu, mutta selvää selittävä tekijää ei ole pystytty osoittamaan. Harjoituksen intensiteetistä riippuva hapenkulutuksen hidas kasvu saattaa kuitenkin olla yhteydessä muutoksiin lihasaktivoinnissa, veren laktaatti- ja katekolamiinipitoisuuksissa, hengitys- ja verenkiertoelimistön toiminnassa, kehon lämpötilassa ja kemiallisen energian hyväksikäytössä mekaaniseen työhön. (Lucia et al. 2000.)

2.3 Taloudellisuus pyöräilyssä

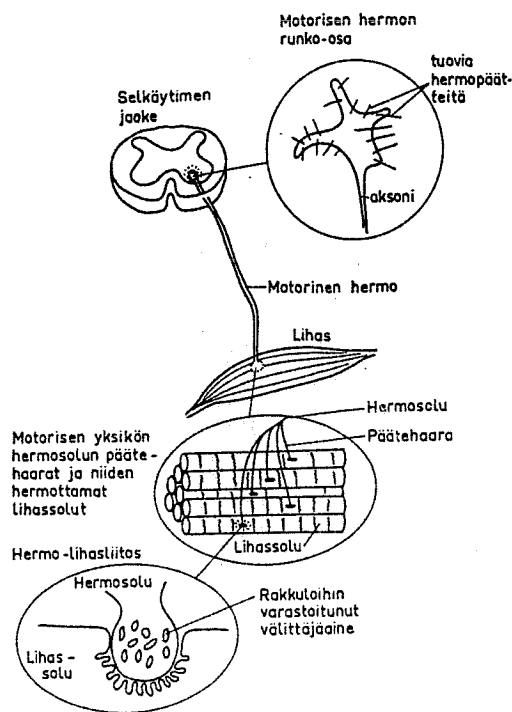
Taloudellisuus on huomattavan tärkeä tekijä pitkäkestoisissa urheilusuorituksissa, joissa menestys riippuu pitkälti yksilön aerobisesta kapasiteetista ja suorituksen vaatimasta hapenkulutuksesta (McArdle et al. 1996 s 168). Lihaksiin varastoitunut energia käytetään liikuntasuorituksen vaatimien lihasliikkeiden aikaansaamiseksi ja tätä suoritustek-

niikasta riippuvaa tekijää nimitetään suorituksen taloudellisuudeksi. Kestävyyssuorituksessa on tärkeää, että työskentelevillä lihaksilla on hyvä ja tehokas energian hyväksikäyttökapasiteetti, joka mahdollistaa optimaalisen urheilusuorituksen. (Daniels 1985.) Käytännössä aerobista taloudellisuutta voidaan tutkia mittaamalla steady-state tason hapenkulutusta, joka kertoo aerobisesta energiankulutuksesta (Mero et al. 1997 s 115).

Liikkumisen taloudellisuudesta kertova hyötösuhde saadaan tehdyn työn ja energiankulutuksen välisestä suhteesta (Daniels 1985). Pyöräilyn taloudellisuuden selvittäminen on moneen muuhun lajiin verrattuna helpompaa, koska mekaanisen työn määrittäminen helpottuu polkupyöraergometrin käytön ansiosta. Polkupyöraergometristä nähdään usein suoraan mekaanisen työn teho, josta saadaan selvitettyä varsinaisen tehdyn työn määrä. Energiankulutus saadaan selvitettyä hengitysmuuttujien avulla. (McArdle et al. 1996 s 168.) Taloudellisuuteen niin pyöräilyssä kuin muissakin kestävyyslajeissa vaikuttaa useat biomekaaniset, fysiologiset, psykologiset ja biokemialliset tekijät. Pyöräilyssä nämä tekijät ovat yhteydessä esimerkiksi lihasten rakenteellisiin ja toiminnallisiin tekijöihin, polkemisnopeuteen ja olosuhteisiin. (Cavanagh & Kram 1985, Suzuki 1979, Widrick et al. 1992.)

3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA LIIKUNTASUORITUKSESSA

Ihmisellä on yli 660 luurankolihasta, jotka osallistuvat voimantuottoon liikkeissä ja liikumisessa. Liikkeiden aikaan saamiseksi vaaditaan myös neuraalista säätelyä, josta vastaa keskus- ja ääreishermoston toiminta. Liikkeiden kannalta tärkeässä asemassa ovat sensoriset reseptorit, proprioceptorit ja sensoriset hermot, jotka välittävät tietoa esimerkiksi lihasspindeliltä ja Golgin jänne-elimeltä keskushermostoon. Keskushermostosta käskytykset välittyvät lihassoluihin motoneuroneja pitkin aiheuttaen tietyn lihasliikkeen (Kuva 1.). (Mero et al. 1997.)



Kuva 1. Selkäytimestä lähtevä motorinen hermosolu, sen päätehaarat ja lihassolut (Suomalainen valmennusoppi 2, Suomen olympiakomitea 1989 s. 41)

3.1 Luurankolihasrakenteen rakenne

Luurankolihasta ympäröivät erilaiset sidekudoskerrokset, jotka liittyvät yhdessä jänteen kanssa luuhun. Tämä rakennelma mahdollistaa kemiallisen energian siirtymisen liikeenergiaksi vipusysteemissä. Sarkomeeri on lihassolun toiminnallinen yksikkö, joka sisältää supistuvia proteiinifilamentteja aktiinia ja myosiinia. Nämä filamentit liukuvat toistensa lomiin lihassupistuksessa. Lihassolut voidaan karkeasti jakaa nopeasti ja hitaasti supistuviin lihassoluihin, joista hitaat lihassolut ovat oleellisia kestävyysuorituksessa niiden hyvän oksidatiivisen kapasiteetin ja kehittyneen väsymyksen sietokyvyn vuoksi. (McArdle et al. 1996 s 315-336.) Nopeiden lihassolujen toiminta korostuu suorituksissa, joissa nopeus ja teho lisääntyvät. Pyöräilyssä nopeiden lihassolujen osuus työskentelevistä lihassoluista kasvaa polkunopeuden lisääntyessä ja polkemisvastuksen kasvaessa. (MacIntosh et al. 2000.)

3.2 Neuraalinen säätely

Lihasten toimintaan liikkeiden aikaansaamiseksi tarvitaan neuraalista ohjausta ja säätelyä. Tällä säätelyllä tarkoitetaan sekä keskushermoston aikaansaamia, tahdonalaisia toimintoja että refleksitoimintoja. Keskushermostosta lähtevät efferentit impulssit välittyvät pyramidiratoja pitkin tietyille α -motoneuronille, joka käskyttää tiettyjä lihassoluja saaden aikaan tahdonalaisen liikkeen. Tällöin refleksitoiminnassa impulssi välittyy afferentteja hermosoluja pitkin aistivilta reseptoreilta (proprioceptive receptors) keskushermostoon ja edelleen motoneuroneille. Esimerkiksi lihaksen nopeassa venytyksessä venytysrefleksi aiheuttaa aktivaation leviämisen hermo-lihasjärjestelmän keskus- ja ääreisosiin. (Gollhofer et al. 1987.)

Aktiopotentialin kulkunopeus riippuu hermosolun paksuudesta ja myeliinitupestä siten, että myeliinitupelliset ja paksut hermosolut johtavat impulssia nopeiten. Hermoimpulssin johtumisnopeus saattaa vaihdella muutamasta metristä sekunnissa jopa yli 100 metriin sekunnissa. Lihassolukalvolla aktiopotentialin johtumisnopeus on noin 2-5 metriä sekunnissa. (McArdle et al. 1996 s 346-347.)

Liikkeiden aikaansaamiseksi tarvitaan motorisen järjestelmän aktivointia, mikä edellyttää motoristen yksiköiden, johtavien kalvorakenteiden, eksitaatio-supistusparin ja sensoristen reseptorien yhteistoimintaa. Ihmisen liikkumisessa ominaista on lihasvoimien huolellinen ja tarkka säätely siten, että erilaisten liikkeiden suorittaminen mahdollistuu. (Enoka 1994 s 231-261.)

3.3 Motorinen yksikkö

Motorinen yksikkö, lihaksen pienin toiminnallinen yksikkö, sisältää motoneuronin, sen aksonin päätehaaroinen ja niiden hermottamat lihassolut (kuva 1.). Motoriset yksiköt voidaan jakaa nopeisiin (IIa ja IIb) ja hitaisiin (I), joista kestävyysuorituksessa käytössä on pääasiassa hitaat johtuen niiden matalasta voimantuotosta, hitaasta supistumisnopeudesta sekä hyvästä väsymyksen sietokyvystä ja oksidatiivisesta kapasiteetista. Motoristen yksiköiden käyttöönotto eli rekrytointi noudattaa kokoperiaatetta eli pienet

hermosolut (hitaat motoriset yksiköt) otetaan ensin käyttöön ja sen jälkeen suuret hermosolut (nopeat motoriset yksiköt). Kevyemmässä urheilusuorituksessa kuten rauhallisessa pyöräilyssä rekrytoidaan valikoivasti hitaita motorisia yksiköitä, joilla on matalampi aktivointi kynnys. Suurempia voimatasoja vaativissa suorituksissa aktivoidaan progressiivisesti nopeita motorisia yksiköitä (IIa, IIb) jolloin maksimivoimantuotto voidaan saavuttaa. Kestävyys suorituksessa motoristen yksiköiden syttymismalli on vähemmän synkronoitu, jolloin motoriset yksiköt eivät rekrytoidu samanaikaisesti. Tällöin toiset motoriset yksiköt työskentelevät toisien palautellessa lepotilassa, mikä mahdollistaa suorituksen jatkamisen minimaalisella väsymyksellä. Voiman lisääminen tapahtuu ottamalla käyttöön uusia motorisia yksiköitä ja lisäämällä käytössä olevien yksiköiden syttymistiheyttä. (McArdle 1996 s 345-351.)

3.4 Lihasten EMG-aktiivisuus

Elektromyografia (EMG) on menetelmä, jonka avulla voidaan tutkia lihasaktiivisuuksia ja aktiopotentiaalien siirtymistä motorisissa yksiköissä hermosolulta lihassoluille. EMG-aktiivisuutta dynaamisessa liikkeessä mitataan yleisimmin pintaelektrodeilla, jotka asetetaan iholle lihaksen päälle motorisen pisteen ja distaalisen janteen puoliväliin. (SENIAM 1999.) EMG-aktiivisuus kuvaa käytössä olevien motoristen yksiköiden määrää ja motoristen yksiköiden syttymistiheyttä, jolloin EMG:n avulla voidaan tutkia yksittäisten lihasaktiivisuuksien lisäksi motoristen yksiköiden toiminta-aktiivisuuksia eri lihaksissa kuten agonisteissa, synergisteissä ja antagonisteissa. Myös lihasten voimantuottonopeuksia ja rentoutumisvaiheita voidaan selvittää EMG:n avulla. (Nigg & Herzog 1994 s 309-317.)

Pyöräilyssä EMG-mittausten avulla voidaan selvittää lihasaktiivisuuksia polkusykliden eri vaiheissa polkimen aseman suhteen. Tällöin voidaan selvittää esimerkiksi lihaskoordinaatiota pyöräilyssä eli miten eri lihasryhmät toimivat yhteistyössä syklin aikana. (Neptune & Herzog 2000.) Lisäksi on tutkittu, voidaanko integroidun EMG-käyrän muutosten avulla selvittää energiantuoton siirtymistä aerobisesta anaerobiseen kilpapyöräilijöillä. EMG:n avulla määritettyjä kynnysarvoja verrattiin laktaattipitoisuuden ja ventilaation perusteella määritettyihin kynnysarvoihin. Kynnysarvojen määrittely

EMG:n avulla osoittautui käyttökelpoiseksi hyvän validiteetin ja reliabiliteetin perusteella. (Lucia et al. 1999.)

4 HAPENKULUTUS JA LIHASAKTIIVISUUS PYÖRÄILYSSÄ

Pyöräily etenkin kilpailumielessä vaatii harrastajiltaan hengitys- ja verenkiertoelimistön hyvää kuntotasoja sekä lihasvoimaa ja -tehoa. Kestävyysominaisuuksien lisäksi hyvää tasoa vaaditaan lihasominaisuuksilta nopeiden, sprintinomaisten osuuksien suorittamiseksi mahdollisimman tehokkaasti. (Bentley et al. 2000.) Pyöräilyssä ulkoinen työ muodostuu polkemisvastuksesta, joka riippuu polkunopeudesta. Pienillä polkunopeuksilla polkemisvastus on suhteessa suurempi kuin suuremmilla polkunopeuksilla. Pyöräilyn teho tätä vastoin kasvaa siirryttäessä pienemmistä polkunopeuksista suurempiin. Vaikka tutkimuksissa usein otetaan huomioon ainoastaan ulkoinen työ, tehdään pyöräilyssä myös sisäistä työtä kehon eri segmenttien kiihtyvyyksien aikaansaamiseksi. Pyöräilyssä polkunopeudesta riippuva sisäinen työ on kuitenkin aika oleellinen johtuen alaraajojen liikkeiden suuresta toistuvuudesta. (Widrick et al. 1992.)

Pyöräilyssä toimivat pääasiassa reiden ja pohkeen alueen lihakset tehden konsentrista lihastyötä, jolloin lihakset lyhenevät supistuessaan. On kuitenkin tutkittu myös taaksepäin polkemistä, jota verrattiin normaaliin polkemiseen eteenpäin. Selvisi, että taaksepäin polkiessa, jolloin lihakset tekevät eksentristä työtä, hapenkulutus ja lihasaktiivisuus oli pienempää kuin eteenpäin polkiessa. Tämä tutkimus vahvisti, että eksentrisen lihastyö, jolloin lihakset venyvät kuormittuessaan, kuluttaa vähemmän happea kuin samansuuruinen konsentrisen työ, minkä jo aiemmatkin tutkimukset ovat osoittaneet. Hapenkulutuksen lisäksi tutkimuksessa myös lihasaktiivisuudet olivat hieman pienempiä eksentrisessä työssä, johtuen elastisen energian hyväksikäytöstä. Vähentäminen hapenkulutuksissa oli huomattavasti suurempaa kuin vähentäminen lihasaktiivisuuksissa, mikä osoittaa, että aktiiviset lihassolut tarvitsevat huomattavasti vähemmän happea venyesään kuin supistuessaan kuormituksessa. Pienempi hapen- ja energiankulutus eksentrisessä työssä johtuneesta vähentyneestä korkeaanergisten fosfaattiyhdisteiden hajottamisesta ja pienentyneestä metabolisesta lämmöntuotosta konsentriseen työhön verrattuna. (Bigland- Ritchie & Woods 1976).

4.1 Hapenkulutus pyöräilyssä

Hapenkulutuksen loivaa kasvua (slow component of VO_2) ja lihasaktiivisuutta on tutkittu pyöräilyssä kuormilla, jotka ovat laktaattikynnystasoa pienempiä ja suurempia. Pienemmillä kuormilla saavutettiin steady-state taso, jolloin hapenkulutus ja lihasaktiivisuus pysyivät muuttumattomina. Laktaattikynnyksen ylittävillä kuormilla sekä hapenkulutus että lihasaktiivisuus lisääntyi 3 minuutista 15 minuuttiin eri polkunopeuksilla. Voidaan päätellä, että hitaasti kasvava hapenkulutus aiheutuu osaksi lisääntyneestä lihassolujen käyttönotosta. Työskennellessä vakiokuormalla laktaattikynnyksen yläpuolella progressiivisesti kasvava nopeiden motoristen yksiköiden käyttöönotto lisää energiankulutusta ja aiheuttaa asteittaista kasvua hapenkulutuksessa ja laktaattipitoisuudessa. (Saunders et al. 2000.)

Lucian et al. (2000) tutkimuksessa hapenkulutuksen loivaa kasvua kilpapyöräilijöillä suhteellisen kovilla kuormilla (n. 80% VO_{2max}) ei pystytty selittämään lihasaktiivisuuden lisääntymisellä. Selvää kasvua oli kuitenkin huomattavissa sykkeessä, useissa hengitysmuuttujissa (ventilaatio, hengitystiheys, ventilaatioekvivalentit) sekä veren laktaattipitoisuudessa hapenkulutuksen loivan kasvun ohella. Täten hapenkulutuksen hidasta kasvua ei voitu selittää hermo-lihasjärjestelmän toiminnan muutoksilla toisin kuin Saundersin et al. (2000) tutkimuksessa osoitettiin. (Lucia et al. 2000.)

4.2 Lihasaktiivisuus ja voimantuotto pyöräilyssä

Pyöräilyssä on paljon tutkittu eri lihasten ja lihasryhmien aktiivisuuksia polkusyklin aikana pinta-EMG:n avulla. Lihasaktiivisuuksia on pääasiassa mitattu reiden alueen lihaksista kuten polvenojentajista ja –koukistajista sekä lonkanojentajista ja –koukistajista. Usein myös säären ja pohkeen alueen lihasten aktiivisuudet on otettu mukaan tarkasteluun. Tutkimalla eri lihasten aktivoinnin ajoituksia ja suuruuksia pyöräily syklien aikana voidaan saada tietoa lihaskoordinaatiosta ja liikkeiden kontrolloinnista, joita tarvitaan tiettyjen motoristen tehtävien kuten pyöräilyn suorittamiseen. Lihaskoordinaation adaptoitumista on tutkittu pyöräilyssä, jolloin selvisi ettei lihasaktiivisuuksien ajoittumi-

sella voida selittää adaptoitumista pyöräilyyn. Pikemminkin adaptoitumista voidaan selittää lihasaktiivisuuksien suuruudella. (Nepturme & Herzog 2000.)

Lihaskäyttöä ja voimantuottoa pyöräilyssä on usein tutkittu väsymyksen yhteydessä, pitkäkestoisessa harjoituksessa. Muutoksia lihasominaisuuksissa väsymyksen yhteydessä voidaan tutkia pinta EMG:n avulla pyöräilyn aikana ja/tai ennen pyöräilyharjoitusta ja sen jälkeen suoritettavissa erilaisissa voimantuottomittauksissa. Pitkäkestoisessa pyöräilyharjoituksessa (100 km), jossa suoritettiin välillä useampia kovatehoista sprinttijaksoa (4 km) huomattiin keskimääräisen voimantuoton ja IEMG:n (integroitu EMG) vähenevän merkittävästi ensimmäisestä sprinttijaksosta viimeiseen. Tutkimus osoittaa, että perifeeristen luurankolihasien neuromuskulaarinen aktiivisuus vähenee samalla, kun voimantuottokyky heikkenee kovatehoisen pyöräilyn aikana, jolloin käytössä on alle 20 prosenttia kaikista lihaksista. (St Clair Gibson et al. 2001.) Lihaskoordinaation muutoksia väsymyksen yhteydessä on tutkittu toistuvissa pyöräily-sprinttijaksoissa, jolloin on huomattu heikkenemistä antagonistilihasien voimantuotossa ja lihasaktiivisuudessa, mikä kompensoi vähentynyttä voimantuottoa ja tehoa parantaen pyöräilyn hyötysuhdetta. Lisäksi EMG-aktiivisuus väheni väsymyksen seurauksena kovatehoisten sprinttijaksojen aikana kuten St Clair Gibsonin et al. (2001) tutkimuksessa osoitettiin. (Hautier et al. 2000.) Submaksimaalisella tasolla työskenneltäessä on EMG-aktiivisuuden lisääntyvän väsymyksen yhteydessä, sillä motorisia yksiköitä on otettava lisää käyttöön, jotta tietty voimataso voidaan ylläpitää. (Kyröläinen et al. 2000).

Pitkäkestoisen pyöräilyn vaikutuksia maksimaaliseen voimantuottoon ja lihasaktiivointiin on selvitetty usein suorittamalla maksimaalinen, isometrinen voimantuottomittaus ennen pyöräilyä ja sen jälkeen. Tällöin voimantuottokyvyn ja EMG-aktiivisuuden ollessaan osoitettu vähenevän pyöräilyn jälkeen suoritettavassa maksimivoimatestissä. Lisäksi mukaan otettaessa sähköstimulaatio on huomattu neuraalisten tekijöiden heikkenevän väsymyksen seurauksena, mikä on huomattavissa M-aallon keston pitenemisenä sekä maksimaalisen amplitudin ja kokonaispinta-alan vähenemisenä. (Lepers et al. 2000, Bentley et al. 2000, Jammes et al. 1997.)

4.3 Optimaalinen polkunopeus

Yksi suuri kiinnostuksen kohde pyöräilyä tutkittaessa on ollut optimaalisen polkunopeuden löytäminen eri kuormilla poljettaessa. Monissa tutkimuksissa on haettu mahdollisimman taloudellisia polkunopeuksia, joilla hapenkulutus on mahdollisimman pientä ja hyötysuhde mahdollisimman suuri. Hapenkulutuksen on todettu olevan pienintä polkunopeudella n. 60 kierrosta minuutissa kevyemmällä kuormilla (150W). (Hintzy & Belli 1997.)

4.3.1 Polkunopeuden ja hapenkulutuksen välinen yhteys

Yleisesti tutkimuksissa on pyöräilyn todettu olevan taloudellisinta suhteellisen pienillä polkunopeuksilla (55-60 kierr/min). Tästä huolimatta kilpapyöräilijät käyttävät mielellään suurempia polkunopeuksia, jotka ovat n. 85-95 kierrosta minuutissa. Selityksiä tähän on haettu biomekaanisista ja fysiologisista tekijöistä, jotka aiheutuvat kilpapyöräilijöiden adaptoitumisesta polkunopeuteen, jota harjoittelussa ja kilpailuissa enimmäkseen käytetään. Kuitenkaan ei olla pystytty löytämään varmoja tekijöitä, jotka selittäisivät kilpapyöräilijöiden epätaloudellisemmat polkunopeudet. (Marsh et al. 2000.)

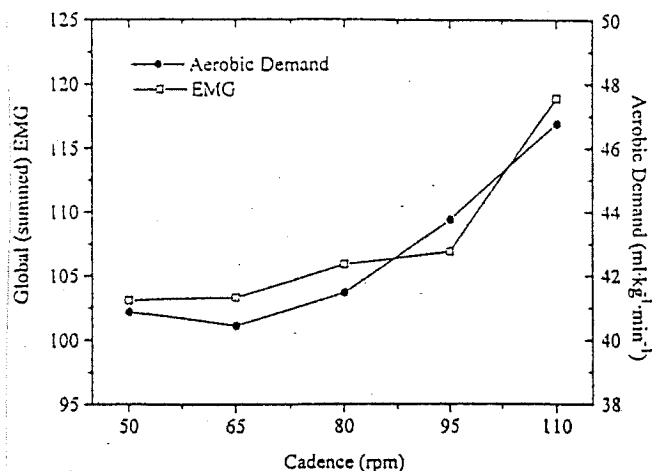
Pyöräilyn taloudellisuudesta kertovan hyötysuhteen perusteella optimaalinen polkunopeus näyttäisi olevan suhteellisen alhainen (alle 60 kierr/min) vähemmän kokeneilla pyöräilijöillä fysiologisten muuttujien perusteella. Kokeneemmillä pyöräilijöillä hyötysuhde on huippuarvossaan hieman suuremmilla polkunopeuksilla (60-80 kierr/min) polkemisvastuksen ollessa suhteellisen suuri (85% VO_2 max). Sykkeet ja veren laktatipitoisuudet osoittautuivat olevan alimmillaan polkunopeudella 80 kierrosta minuutissa ja samalla polkunopeudella pyöräily oli kevyintä koehenkilöiden omien tuntemusten mukaan (RPE-asteikko). (Coast et al. 1986.) Tutkimuksessa, jossa otettiin mekaanisen työn laskemisessa huomioon ulkoisen työn lisäksi segmenttien liikkeisiin vaadittava sisäinen työ, osoitettiin mekaanisen hyötysuhteen olevan suurimmillaan polkunopeuksilla 82-101 kierrosta minuutissa. Huomioitaessa pelkästään ulkoinen työ hyötysuhdetta laskeksi oli optimaalisimmat polkunopeudet huomattavasti pienempiä (35-57 kierr/min).

Täten voidaan päätellä kilpapyöräilijöiden suurempien polkunopeuksien olevan biomekaanisesti optimaalisia johtuen nivelmomenttien ja -kuormittumisen minimaalisuudesta. (Widrick et al. 1992.)

4.3.2 Polkunopeuden ja lihasaktiivisuuden välinen yhteys

Polkunopeuden kasvaessa tiedetään polkemisvastuksen vähenevän vakiokuormalla poljettaessa, kun taas polkemisteholle voidaan löytää huippuarvo tietyllä polkunopeudella joka riippuu polkemisvastuksesta. Lihasaktivaation kohdalla voidaan myös huomata, että tietyllä polkunopeudella lihasten käyttöönotto on vähäisintä vakiokuormalla poljettaessa. (MacIntosh et al. 2000.)

EMG-aktiivisuuksia reisi- ja pohjelihaksista on tutkittu tietyillä erisuuruisilla polkunopeuksilla (50-110 kierr/min) ja itse valituilla, sopivimmilla polkunopeuksilla (85-92 kierr/min) vakiokuormalla (200W) poljettaessa. EMG-aktiivisuudet olivat alhaisimmillaan polkunopeuksilla 50-80 kierrosta minuutissa, mikä jälleen osoittaa itse valittujen polkunopeuksien, joita etenkin kilpapyöräilijät käyttävät, olevan jokseenkin ristiriidassa tämän tuloksen kanssa. Myös Takaishi et al. (1998) osoittivat EMG-aktiivisuuksien olevan alimmillaan polkunopeudella 60 kierrosta minuutissa. Huomattavaa on, ettei itse valittu polkunopeus ole useinkaan taloudellisin polkunopeus, jossa myös lihasaktiivisuus on minimaalisella tasolla. (Kaavio1). (Marsh & Martin 1995.)



Kaavio1. Hapenkulutus ja keskimääräinen EMG-aktiivisuus eri polkunopeuksilla (Marsh & Martin 1995).

On kuitenkin myös osoitettu, että kilpapyöräilijöiden itse valitsema polkunopeus olisi hieman suurempi kuin vähemmän harjoitelleiden pyöräilijöiden. Tällöin voidaan olettaa neuromuskulaarisen väsymisen olevan mahdollisimman vähäistä kilpapyöräilijöillä suuremmilla polkunopeuksilla kuin vähemmän harjoitelleilla pyöräilijöillä johtuen paremmasta taitotasosta ja adaptoitumisesta pyöräilyyn. (Takaishi et al. 1998.) Takaishin et al. aiemmassa tutkimuksessa (1996) osoitettiin kilpapyöräilijöiden EMG-aktiivisuuksien olevan alhaisinta polkunopeudella 80 kierrosta minuutissa suhteellisen kovatehoisessa pyöräilyssä (80% VO_2max), jolloin kuitenkin hapenkulutus oli pienintä polkunopeudella 60-70 kierrosta minuutissa. Täten voidaan päätellä, että optimaalisen polkunopeuden valinta minimaalisen neuromuskulaarisen väsymyksen perusteella on yhdenmukainen itse valitun, sopivimman polkunopeuden kanssa, mutta ristiriidassa hapenkulutuksen perusteella valitun optimaalisen polkunopeuden kanssa. (Takaishi et al. 1996.) Neptune ja Hull (1999) osoittivat lihasten EMG-aktiivisuuden ja erilaisten kaavojen avulla laskettujen lihasvoimantuoton ja -kuormituksen olevan alhaisimmillaan polkunopeuden ollessa 90 kierrosta minuutissa kilpapyöräilijöillä vakiokuormalla (265W) poljettaessa. Voidaankin todeta tutkimustulosten olevan hyvin ristiriitaisia haettaessa optimaalista polkunopeutta energiankulutuksen ja neuromuskulaaristen tekijöiden perusteella.

5 TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, onko pyöräilyn taloudellisuudesta kertova hapenkulutus yhteydessä hermolihasjärjestelmän muutoksiin kuten työskentelevien lihasten lihasaktiivisuuteen pyöräiltäessä submaksimaalisilla ja maksimaalisilla kuormilla. Lisäksi haluttiin selvittää voidaanko lisääntyttä hapenkulutusta suuremmilla kuormilla poljettaessa selittää reisilihasten motoristen yksiköiden lisääntyneellä käyttöönotolla ja syttymistiheydellä. Hypoteesin mukaan hapenkulutus submaksimaalisilla kuormilla on lineaarisessa, positiivisessa yhteydessä reisilihasten lihasaktiivisuuteen. Maksimitasolla poljettaessa ei yhteyttä oletettavasti enää ole huomattavissa.

Tutkimuksella pyrittiin myös selvittämään onko itse vapaasti valitulla polkunopeudella vaikutuksia hapenkulutukseen eri kuormitustasoilla. Myös maksimaalisen, isometrisen voimantuottokyvyn ja voimantuottonopeuden yhteyttä selvitettiin eri kuormitustasojen hapenkulutuksiin. Hypoteesin mukaan polkunopeus on yhteydessä hapenkulutukseen eri kuormitustasoilla kuten myös voimantuotto-ominaisuudet.

6 MITTAUSMENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöitä tutkimuksessa oli kahdeksan ja he olivat terveitä, normaaleja nuoria miehiä, jotka ovat fyysisesti aktiivisia, mutta eivät kuitenkaan minkään lajin huippu-urheilijoita (etenkään kestävyyslajien) (Taulukko 2.). Lisäksi tarvittiin edellä mainitut kriteerit täyttävä koehenkilö pilottitettiin, joka suoritettiin ennen varsinaisten mittausten alkua.

Koehenkilöille kerrottiin suullisesti ja kirjallisesti tutkimuksen tarkoitus ja toteutus. Lisäksi heiltä pyydettiin kirjallinen suostumus tutkimukseen osallistumiseen. Turun Yliopiston lääketieteellisen tiedekunnan eettinen toimikunta hyväksyi tutkimuksen.

Taulukko 2. Koehenkilötiedot

	Keskiarvo	Keskihajonta
Ikä (v)	23	2
Pituus (cm)	182	7
Paino (kg)	77,6	9,5
BMI	23,4	1,6
Rasvaprosentti (%)	11,9	5,5
Reiden volyymi (dl)	6,2	0,7
Reiden massa (g)	1,9	0,2

BMI = Kehon painoindeksi (paino (kg) / pituus*pituus (m))

6.2 Koeasetelma

Ensiksi suoritettiin pilottitesti, jolla haluttiin varmistaa koeasetelman ja –menetelmien toimivuus. Varsinaisten mittausten alussa selvitettiin koehenkilöiden taustatiedot ja suoritettiin antropometrisiä mittauksia eli mitattiin kehon paino, pituus, rasvaprosentti ja reiden ympärysmitat (Taulukko 2). Rasvaprosentin selvittämiseksi mitattiin ihopoimu seitsemästä kohdasta (Jackson & Pollock 1985). Reiden ympärysmittoja otettiin kolmesta kohdasta (distaalinen, mediaalinen ja proksimaalinen) ja niiden avulla selvitettiin reisilihaksen volyymi ja massa (Saltin 1985).

Viiden minuutin alkuverryttelypyöräilyn jälkeen suoritettiin isometriset voimamittaukset, joissa selvitettiin polvenojentajien maksimaalista voimantuottoa ja voimantuottonopeutta jalkadynamometrin avulla. Ohjeeksi koehenkilöille annettiin tuottaa mahdollisimman paljon voimaa mahdollisimman nopeasti. Tärkeää istualtaan tapahtuvassa suorituksessa oli, ettei koehenkilö työntäessään voimalevyä nouse ylöspäin penkistä, vaan pysyy siinä kiinni koko suorituksen ajan. Yhden kevyemmän harjoitussuorituksen jälkeen koehenkilöt suorittivat 2-3 maksimaalista polvenojennussuoritusta, joista paras huomioitiin jatkoanalysoinnissa. Tämän jälkeen tehtiin suora maksimihapenottotesti (VO₂ max-testi) polkupyöräergometrillä, jolloin saatiin selville maksimaalisen hapenottokyvyn (VO₂ max) lisäksi maksimikuorman suuruus. Aloituskorma suhteutettiin koehenkilöiden kehonpainoon (1.5*paino (kg)) ja tästä eteenpäin kuormaa nostettiin ai-

na 25 wattia kahden minuutin välein kunnes maksimaalinen taso on saavutettu. Ennen testin alkua koehenkilöltä mitattiin lepolaktaattiarvo ja heti testin päätettyä ja 2-3 minuutin palautuksen jälkeen otettiin laktaattinäytteet maksimaalisen laktaattiarvon selvittämiseksi. Sykearvoja seurattiin koko testin ajan. Sekä isometrisessä voimamittauksissa että VO_2 max-testissä seurattiin reiden lihasaktiivisuuksia elektromyografian (EMG) avulla kolmesta polven ojentajalihaksesta (m. vastus lateralis, m. vastus medialis ja m. rectus femoris) ja yhdestä polven koukistajalihaksesta (m. biceps femoris) oikeasta jalasta.

Kun maksimaalinen hapenkulutus ja lihasaktiivisuus oli saatu selville ja koehenkilöt olivat palautuneet ensimmäisistä mittauksista, suoritettiin 1-2 viikon kuluttua toiset mittaukset eli submaksimaaliset polkupyöräergometritestit. Tällöin mittauksia suoritettiin kolmella eri kuormalla, jotka ovat 40%, 60% ja 80% kuormasta, jolla oli saavutettu aiemmin maksimaalinen hapenkulutus (W_{max}). Kuormien järjestys satunnaistettiin arpomalla. Lisäksi toisen testin alussa kaikki koehenkilöt polkivat neljä minuuttia 150 watin vakiokuormalla. Työtä tehtiin kaikilla kuormilla neljä minuuttia, mikä mahdollisti steady-state tason saavuttamisen hapenkulutuksen osalta. Myös välipalautukset olivat neljän minuutin mittaiset, jolloin seurattavat muuttujat ehtivät palautua lepotasolle. Jokaisen kuorman jälkeen otettiin koehenkilöiltä laktaattinäyte energiantuottosysteemin selvittämiseksi ja sykkeitä seurattiin kokoajan. Reisilihasten EMG-aktiivisuutta seurattiin testin aikana samaan tapaan kuin ensimmäisellä mittauskerralla. Pintaelektroneille oli merkitty tarkat paikat pysyvällä mustepisteellä ensimmäisellä mittauskerralla.

6.3 Mittausmenetelmät

Tutkimuksen molemmat vaiheet (VO_2 max-testi ja submaksimaalinen testi) suoritettiin polkupyöräergometrillä Jyväskylän Yliopiston liikuntabiologian laboratoriossa.

Mittauksissa hengityskaasut analysoitiin K_4^{b2} -laitteen (Cosmed, Italia) avulla. Ennen jokaisen koehenkilön mittauksia K_4^{b2} -laitteella suoritettiin huoneilmakalibrointi, kaasukalibrointi tietyillä kaasupitoisuuksilla, hengityksen ja analysaattorin synkronisaatiokalibrointi (delay) ja tilavuuskalibrointi turbiinilla. Hengityskaasumuuttujista seurattiin lähinnä hapenkulutusta VO_2 ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$).

Hengityskaasumittausten lisäksi seurattiin koehenkilöiden sykkeitä Polarin sykemittarilla ja otettiin laktaattinäytteitä sormen päästä (Biochemical Boehringer GmbH, Mannheim, German) lepo- ja maksimitasolla sekä submaksimaalisten kuormien jälkeen. Työsykkeiden seuraamisella varmistettiin, että mittausten toisessa vaiheessa koehenkilöt pysyivät submaksimaalisella tasolla. Veren laktaattipitoisuudet antoivat myös viitteitä työtehoista ja energia-aineenvaihdunnasta.

Isometriset maksimivoimamittaukset suoritettiin jalkadynamometrillä polvikulman ollessa 107 astetta. Reisilihasten EMG-aktiivisuutta isometrisessä maksimivoimatestissä ja pyöräilyssä mitattiin (Medinik AB Model 1C-600-G) pintaelektrodeilla (Beckman miniature skin electrodes) kolmesta polven ojentajalihaksesta ja yhdestä polven koukistajalihaksesta. Elektrodit asetettiin pitkittäissuuntaisesti lihaksen päälle motorisen pisteen ja distaalisen jänteen puoleenväliin. Maksimivoimantuottotulokset ja lihasaktiivisuudet kerättiin tietokoneelle jatkokäsittelyä ja -analysointia varten.

6.4 Mittausmenetelmien validiteetti ja reliabiliteetti

6.4.1 Hengityskaasuanalysoijan (K4^{b2}) validiteetti

Hengityskaasuja analysoivan K4^{b2}-laitteen validiteettia on selvitetty hengitysmuuttujien osalta Hauswirthin et al. (1997) tutkimuksessa. Tämä tutkimus osoitti K4^{b2}-laitteen olevan tarkka hapenotto-, minuuttiventilaatio, hengitystiheys- ja hengitysosamääräarvojen mittauksissa lepotason arvoista aina maksimitasolle saakka (Taulukko 3). Tutkimuksessa hapenottoarvoja mitattiin K4^{b2}- ja CPX-laitteella (CPX Medical Graphics) levossa, submaksimaalisilla kuormilla (25%, 50% ja 75% W_{max}) ja maksimaalisella tasolla polkupyöräergometriyössä (Taulukko 4). Lepo- ja työsykkeiden seurannalla varmistettiin että kummallakin laitteella mitattaessa fysiologinen kuormitus oli sama. (Hauswirth et al. 1997.)

Taulukko 3. Maksimaalisen tason parametrit K4^{b2}- ja CPX-laitteella mitattuna (Hauswirth et al. 1997)

Parametri	K4 ^{b2}		CPX	
	Keskiarvo	Keskihajonta	Keskiarvo	Keskihajonta
VO2 max	62.07	8.48	62.84	11.31
VCO2 max	73.85	9.12	76.65	11.02
VE max	157.41	25.02	158.42	25.78
RR max	51.28	9.26	50.85	8.55
RER max	1.19	0.06	1.22	0.04
W max	339	35	339	35
HR max	183	13.8	184	14.3

VO2 max = maksimaalinen hapenotto ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$), VCO2 max = maksimaalinen hiilidioksidintuotto ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$), VE max = maksimaalinen minuuttiventilaatio ($\text{l} \cdot \text{min}^{-1}$), RR max = maksimaalinen hengitystiheys ($\text{heng.} \cdot \text{min}^{-1}$), RER max = maksimaalinen hengitysosamäärä, W max = maksimaalinen työkuorma (watteina), HR max = maksimaalinen syke. Tilastollisesti merkitseviä eroavuuksia ei löydetty.

Taulukko 4. Hapenottoarvot (VO_2/kg) K4^{b2}- ja CPX-laitteella mitattuna samoilla kuormilla (Hauswirth et al. 1997).

Harjoitus-taso	K4 ^{b2}		CPX	
	Keskiarvo	Keskihajonta	Keskiarvo	Keskihajonta
Lepo	4.40	0.83	4.16	0.58
25% Wmax	20.97	1.31	21.32	2.54
50% Wmax	33.32	3.92	33.50	3.51
75% Wmax	47.01	7.51	47.49	7.11
Maksimitaso	62.07	8.48	62.84	11.31

6.4.2 EMG-mittausten validiteetti ja reliabiliteetti

Viitasalon ja Komin tutkimuksessa (1975) selvitettiin EMG-signaalin reliabiliteettia ja validiteettia pienoismallisilla pintaelektrodeilla rectus femoris –lihaksen submaksimaalisessa ja maksimaalisessa supistuksessa. Tulokset osoittivat, että tutkittavien muuttujien osalta (integroitu EMG, tehotehyysspektri, keskiarvoistettu EMG) mittausten toistet-

tavuus oli parempi yhden testijakson aikana (reliabiliteetti) verrattuna toistettavuuteen kahden eri testipäivän välillä (validiteetti). Reliabiliteetti-arvot tutkittaville muuttujilla olivat suhteellisen korkeat ($r = 0.77-0.93$). Kyseisiä muuttujia voitiin kuitenkin suositella käytettäväksi EMG tutkimuksissa, joissa mittauksia suoritetaan useiden päivien jakson ajan. Myös Gollhoferin et al. (1990) tutkimus osoitti lihasaktiivisuuksien mittaamisen pinta-elektrodeilla olevan luotettavaa korkean toistettavuuden ansiosta.

6.5 Analysointimenetelmät

K₄^{b2}-hengityskaasuanalyssaattorilla saaduista hapenkulutustuloksista otettiin puolen minuutin välein keskiarvot, joita käytettiin jatkoanalysoinnissa haettaessa tilastollisesti merkitseviä yhteyksiä muihin muuttujiin. Vahvistetusta EMG-signaalista voitiin erottaa polkukierrokset erillisen pyörään ja polkimeen sijoitetun merkkilaitteen avulla. Polkimen osuessa kohdakkain pyörään kiinnitetyn laitteen toisen osan kanssa saatiin tietokoneelle merkki uudesta kierroksesta. Tämän avulla saatiin selville myös polkunopeudet eri kuormilla. EMG-aktiivisuudet pyöräilyssä ja isometrisissä maksimivoimatesteissä tasasuunnattiin, aikanormalisoitiin ja integroitiin. Jatkoanalysoinnissa käytettiin keskiarvoistettuja EMG-aktiivisuuksia. Vahvistettu, sähköinen signaali isometrisistä maksimivoimatesteistä digitoitiin, minkä jälkeen muodostettiin voima-aika -käyrä. Käyrästä saatiin selville maksimivoiman lisäksi maksimaalinen voimantuottonopeus ja voimantuottoajat.

Submaksimaaliset hapenkulutuseräarvot ja EMG-arvot suhteutettiin pyöräilyn maksimiarvoihin, minkä jälkeen selvitettiin näiden muuttujien välisiä yhteyksiä. Lisäksi otettiin submaksimaalisista hapenkulutuseräarvoista ja EMG-arvoista muutosprosentit ($40\% \rightarrow 60\% W_{\max}$ ja $40\% \rightarrow 80\% W_{\max}$) ja selvitettiin näiden muutosten (delta-arvot Δ) välisiä yhteyksiä.

Eri kuormien (150W, 40% W_{max}, 60% W_{max}, 80% W_{max} ja max.kuorma) välisiä eroja selvitettiin MANOVAN avulla. Kuormien eroavuutta toisistaan tutkittiin analysoimalla hapenkulutusten, lihasaktiivisuuksien, polkunopeuksien, sykkeiden ja veren laktaattipitoisuuksien muutoksia eri kuormilla. Suhteellisten muutosten välisiä yhteyk-

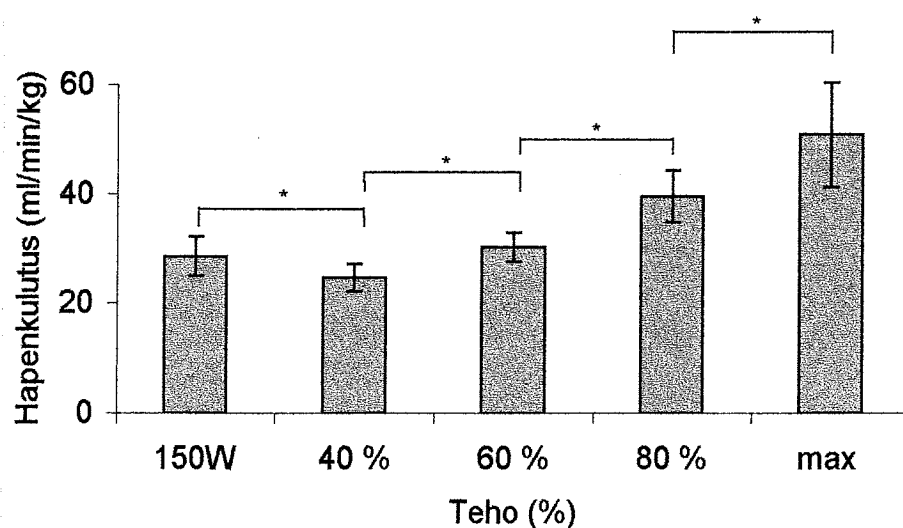
siä eri muuttujilla selvitetiin Pearsonin korrelaatiotestillä. Tilastollisesti merkitseviä yhteyksiä haettiin etenkin hapenkulutuksen ja muiden muuttujien väliltä.

7 TULOKSET

Koehenkilöiden maksimaalinen hapenotto-kyky (VO_{2max}) oli $50,9 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ($\pm 9,6$), maksimaalinen syke 193 min^{-1} (± 6) ja maksimaalinen laktaattiarvo $12,7 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$ ($\pm 1,8$). Voimantuotto-ominaisuuksien kohdalla koehenkilöiden polven ojentajalihasten maksimaalinen isometrinen voima oli 3356 N (± 740) ja maksimaalinen voimantuottonopeus $20909 \text{ N} \cdot \text{s}^{-1}$ (± 5223).

7.1 Fysiologiset muuttujat ja lihasaktiivisuudet eri kuormitustasoilla

Kaikkien muuttujien kohdalla kuormat erosivat toisistaan merkitsevästi. Tarkempi analyysi osoitti, että kaikki submaksimaaliset kuormat (vakiokuorma 150 W , $40\% W_{max}$, $60\% W_{max}$, $80\% W_{max}$) ja maksimaalinen kuorma (W_{max}) erosivat merkitsevästi toisistaan hapenkulutuksen perusteella ($p < 0,05$) (Kaavio 2).



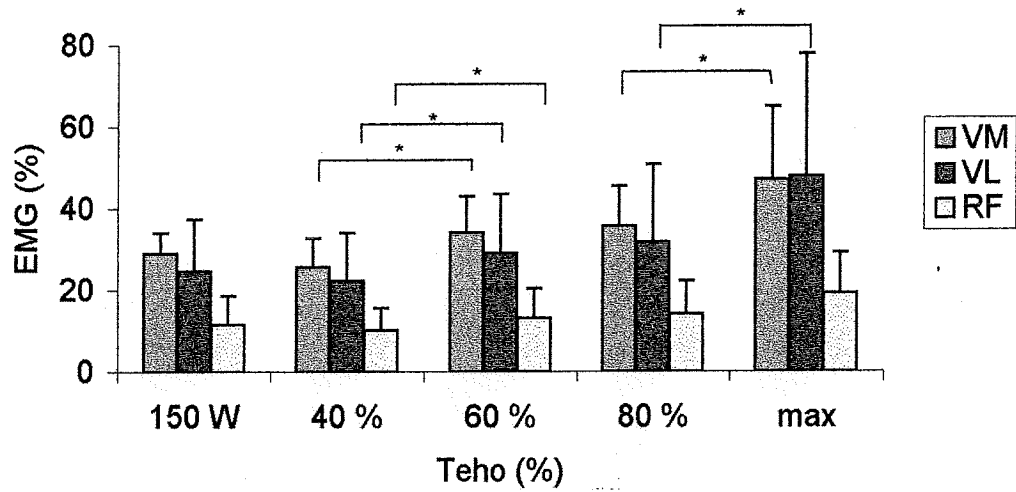
Kaavio 2. Koehenkilöiden keskimääräinen hapenkulutus eri kuormilla ($n = 8$, $p < 0,05$)

Sykkeen kohdalla muut kuormat paitsi vakiokuorma (150W) ja pienin submaksimaalinen kuorma (40% Wmax) erosivat merkitsevästi toisistaan. Laktaattiarvojen perusteella kaksi suurinta submaksimaalista kuormaa (60% ja 80% Wmax) ja maksimaalinen kuorma erosivat toisistaan merkitsevästi. Tulokset veren laktaattipitoisuuksien kohdalla osoittivat, että suurimmalla submaksimaalisella kuormalla (80% Wmax) pitoisuus nousi jo huomattavasti perustasosta (Taulukko 5).

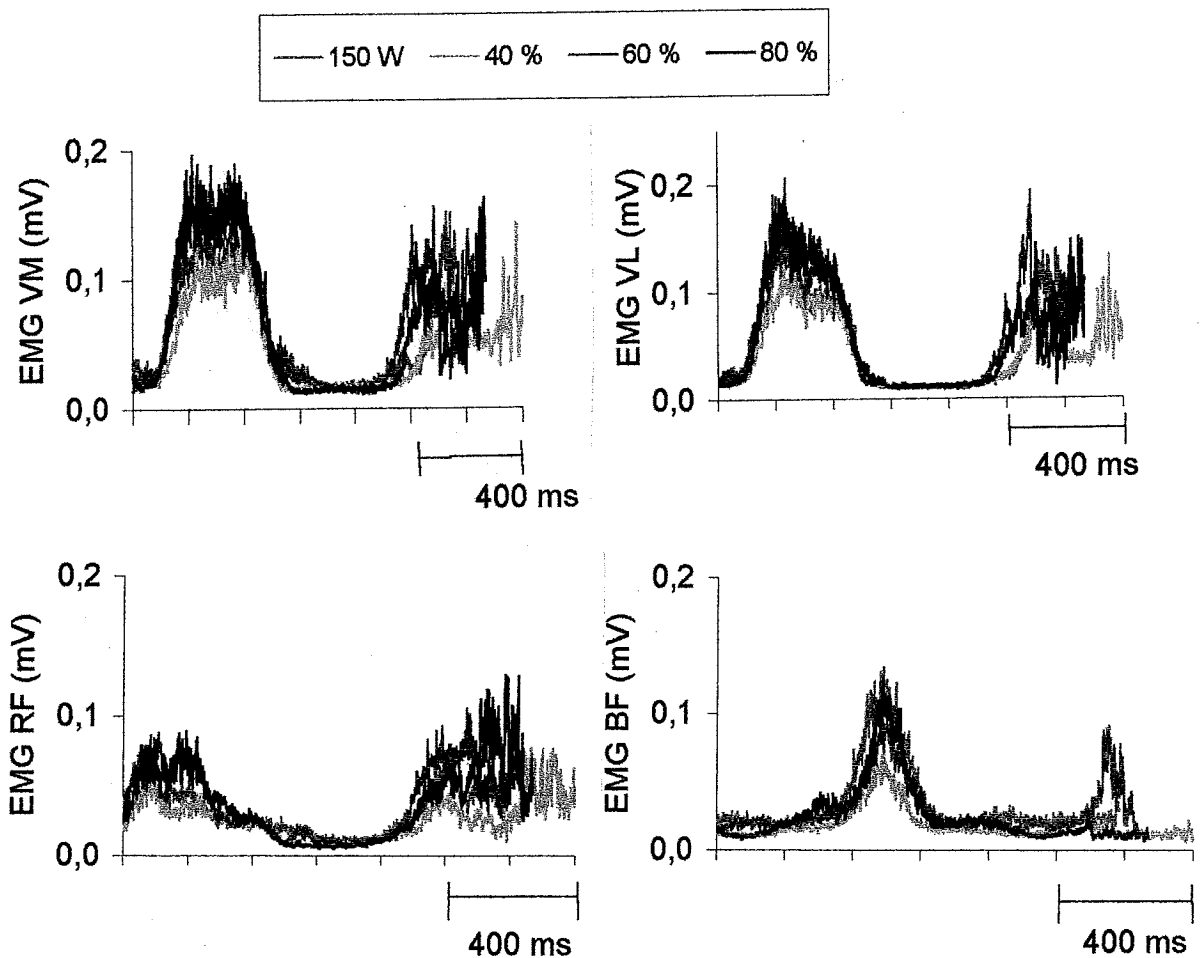
Taulukko 5 . Kaikkien koehenkilöiden veren laktaattipitoisuuksien ($\text{mmol}\cdot\text{l}^{-1}$) keskiarvot ja -hajonnat eri kuormilla

Kuorma	Keskiarvo	Keskihajonta
Maksimikuorma	12,7	1,8
Vakiokuorma 150 W	2,4	1,1
40% Wmax	2,7	0,8
60% Wmax	3,3	0,9
80% Wmax	4,8	0,9

Kahden lihaksen (m. vastus medialis ja m. vastus lateralis) EMG-aktiivisuuksien kohdalla merkitseviä eroja oli löydettävissä kahden pienimmän submaksimaalisen kuorman (40% ja 60% Wmax) väliltä ja suurimman submaksimaalisen (80% Wmax) ja maksimaalisen kuorman väliltä. Kolmannen lihaksen (m. rectus femoris) EMG-aktiivisuuksissa merkitseviä eroja oli ainoastaan kahden pienimmän submaksimaalisen kuorman välillä (Kaavio 3).



Kaavio 3. Koehenkilöiden keskimääräinen EMG-aktiivisuus eri kuormilla ($n = 8$, $p < 0,05$) (EMG-aktiivisuudet suhteutettu maksimi arvoihin).

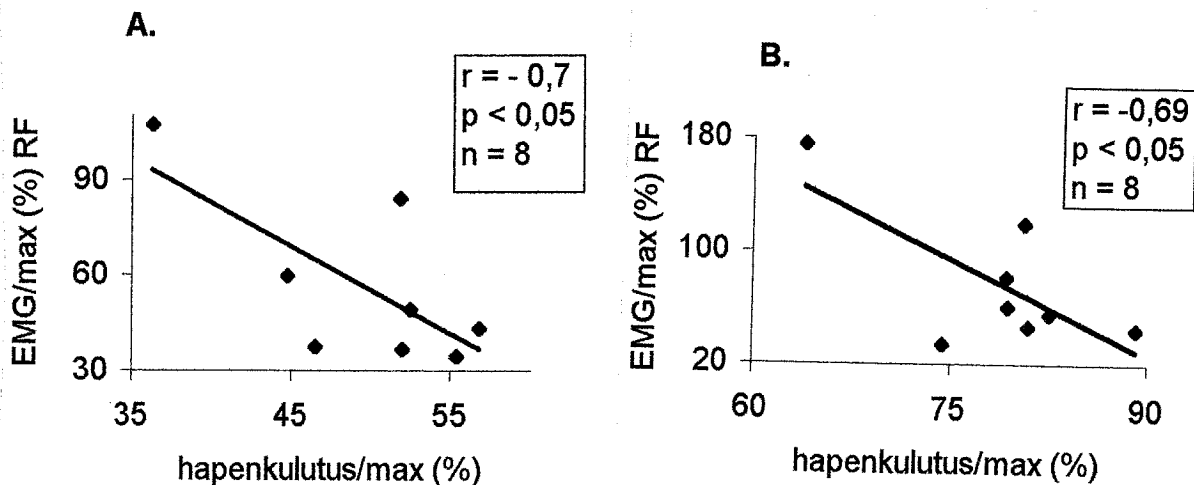


Kaavio 4. Koehenkilöiden ($n = 8$) keskimääräiset EMG-aktiivisuudet neljästä reisilihaksesta (VM, VL, RF ja BF) yhden polkukierroksen aikana eri kuormilla (kaikkien koehenkilöiden keskiarvot kahdeksalta polkukierrokselta)

Polkunopeuksien puolesta ainoastaan suurin submaksimaalinen kuorma (80% W_{max}) ja maksimaalinen kuorma erosivat toisistaan merkitsevästi (65 ± 4 vs. 88 ± 14 , $p < 0,05$).

7.2 Hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuksien välinen yhteys

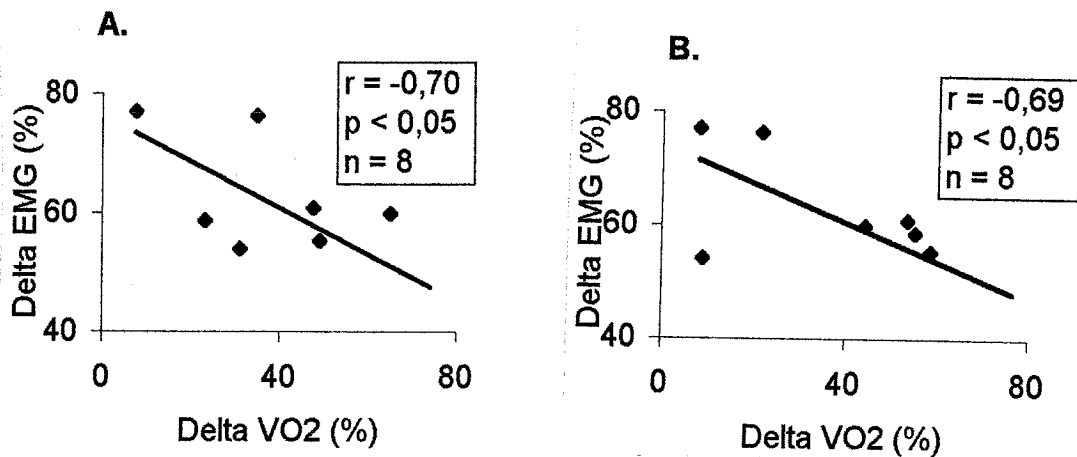
Tarkastellessa hapenkulutuksen ja EMG-aktiivisuusarvoja, jotka ovat suhteutettu pyöräilyn maksimiarvoihin, voidaan todeta, että vakiokuormalla (150W) ei ollut löydettävissä tilastollisesti merkitseviä yhteyksiä minkään lihaksen EMG-aktiivisuuden ja hapenkulutuksen välillä. Kuormilla 40% ja 80% W_{max} löydettiin tilastollisesti merkitsevät yhteydet ainoastaan hapenkulutuksen ja rectus femoris -lihaksen EMG-aktiivisuuden välillä ($r = -0,70$ ja $r = -0,69$) eli mitä suurempi hapenkulutus sitä pienempi EMG-aktiivisuus (Kaavio 5). Kuormalla 60% W_{max} ei ollut merkitseviä yhteyksiä hapenkulutuksen ja lihasten EMG-aktiivisuuksien välillä. Pääasiassa kyseisten muuttujien väliltä selvitetty korrelaatiot eri kuormilla olivat negatiivisia, mutta nämä yhteydet eivät kuitenkaan olleet tilastollisesti merkitseviä.



Kaavio 5. Suhteellisen hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden (RF) välinen yhteys kuormilla 40% W_{max} (A.) ja 80% W_{max} (B.). Arvot suhteutettu pyöräilyn maksimiarvoihin ($n = 8$, $p < 0,05$).

Hapenkulutuksen ja reisilihasten EMG-aktiivisuuksien muutosprosenttien yhteyksiä tarkasteltaessa tulokset osoittivat, että hapenkulutuksen muutos ja vastus medialis- ja

vastus lateralis lihasten EMG-aktiivisuuksien muutos oli tilastollisesti merkitsevässä yhteydessä toisiinsa ($r = -0,70$ ja $r = -0,70$), kun tarkastellaan muutosta kuormien 40% ja 80% W_{\max} välillä (Kaavio 6). Toisin sanoen mitä suurempaa oli hapenkulutuksen suhteellinen muutos sitä pienempää oli näiden lihasten EMG-aktiivisuuksien suhteellinen muutos. Muiden lihasten kohdalla merkitsevää yhteyttä ei löytynyt, kuten ei myöskään minkään lihaksen kohdalla tarkasteltaessa muutosta kuormien 40% ja 60% W_{\max} välillä.



Kaavio 6. Hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuksien (A: VM ja B: VL) suhteellisten muutosten yhteys kuormien 40% W_{\max} ja 80% W_{\max} väliltä ($n = 8$, $p < 0,05$).

7.3 Hapenkulutuksen ja muiden mitattujen muuttujien väliset yhteydet

Kuormilla 40%, 60% ja 80% W_{\max} lihasaktiivisuudet ja polkunopeus eivät olleet merkitsevästi yhteydessä hapenkulutukseen. Maksimitasolla pyöräiltäessä tilastollisesti merkitsevä yhteys oli löydettävissä ainoastaan hapenkulutuksen ja polkunopeuden välillä ($r = 0,70$). Submaksimaalisten kuormien hapenkulutuksen ja alaraajojen isometrisen maksimivoiman välinen korrelaatio ei ollut tilastollisesti merkitsevä ($r = 0,41-0,53$). Hapenkulutuksen ja alaraajojen isometrisen maksimivoimantuottonopeuden välillä ei myöskään ollut löydettävissä tilastollisesti merkitsevää yhteyttä.

8 POHDINTA

Tutkimuksesta saadut tulokset osoittavat, että submaksimaalisella kuormalla pyöräiltäessä hapenkulutus on yhteydessä ainoastaan rectus femoris lihaksen EMG-aktiivisuuteen, kun hapenkulutus- ja EMG-aktiivisuusarvot on suhteutettu maksimitason pyöräilyn vastaaviin arvoihin. Tarkasteltaessa suhteellisia muutoksia hapenkulutuksessa ja reisilihasten EMG-aktiivisuuksissa voidaan todeta hapenkulutuksen muutoksen olevan yhteydessä vastus medialis ja vastus lateralis lihasten EMG-aktiivisuuksien muutosten kanssa, kun muutokset lasketaan kuormien 40% ja 80% W_{max} väliltä. Muiden muuttujien kohdalla hapenkulutuksen kanssa yhteydessä oli ainoastaan polkunopeus maksimitason kuormalla poljettaessa.

Tutkimuksesta saadut tulokset eivät kovinkaan vahvasti tukeneet hypoteesia, jonka mukaan hapenkulutus eri kuormilla on yhteydessä reisilihasten EMG-aktiivisuuteen. Ainoastaan rectus femoriksen lihasaktiivisuus oli yhteydessä hapenkulutukseen kahdella submaksimaalisella kuormalla poljettaessa. Yllättävää kuitenkin on se, että tämän riippuvuuden korrelaatio on negatiivinen eli hapenkulutuksen kasvaessa lihasaktiivisuus pienenee. Yhteyden löytyminen ainoastaan rectus femoris –lihaksen kohdalta saattaa johtua siitä, että pyöräilyssä juuri tämä lihas on poljettaessa merkittävässä osassa, koska se ulottuu sekä polvi- että lonkkanivelen yli. Tällöin rectus femoris –lihasta käytetään polvenojentamisen lisäksi lonkan koukistamiseen ja lantion tukemiseen. Tämän lihaksen kohdalta saatujen tulosten perusteella voidaan olettaa hapenkulutuksen olevan yhteydessä lihasaktiivisuuteen hyvin pienellä kuormalla poljettaessa ja toisaalta poljettaessa kuormalla, joka on laktaattikynnyksen yläpuolella.

Löydetty tulos hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden yhteydestä on todellakin poikkeava useimpien muiden yhteyttä selvittäneiden tutkimusten tuloksista. Tiedettävästi kukaan ei ole löytänyt negatiivista, lineaarista yhteyttä kyseisten muuttujien väliltä. Hapenkulutuksen loivaa kasvua selvittäneet tutkimukset ovat osoittaneet, että hapenkulutuksen kasvu saattaa olla yhteydessä lisääntyneeseen lihasaktiivisuuteen etenkin kuormilla, jotka ovat laktaattikynnyksen yläpuolella (Saunders et al. 2000, Perrey et al. 2001). Tätä johtopäätöstä tukee osaksi saamamme tulos siitä, että suurimmalla submaksimaalisella kuormalla hapenkulutus ja rectus femoriksen lihasaktiivisuus olivat yhtey-

dessä toisiinsa. Kuitenkin tämä yhteys oli juuri vastakkainen (negatiivinen korrelaatio), joten tulokset ovat kovin kaukana toisistaan. Myös tutkimus, jossa on tutkittu hapenkulutusta ja lihasaktiivisuuksia positiivisessa ja negatiivisessa polkemistyössä, osoittaa kummankin muuttujan kasvavan lineaarisesti polkemiskuorman kasvaessa (Bigland-Ritchie & Woods 1975).

Muiden reisilihasten EMG-aktiivisuuksien ja hapenkulituksen väliltä ei yhteyttä löydetty, mitä puolestaan tukee Lucian et al. tutkimus (2000), jossa pääteltiin, ettei hapenkulutuksen asteittaista kasvua voida selittää hermo-lihasjärjestelmän toiminnan muutoksilla poljettaessa kuormalla, joka on 80% maksimitasosta. Huomattavaa on kuitenkin, että myös muiden lihasten (VM, VL, BF) kohdalla korrelaatiot olivat pääosin negatiivisia, mikä tukee saamiamme tuloksia hapenkulutuksen ja rectus femoris -lihaksen EMG-aktiivisuuden välisestä yhteydestä. Näiden muiden lihasten aktiivisuuksien ja hapenkulutuksen välisten yhteyksien korrelaatiot olivat sen verran pieniä, ettei niille saatu tilastollista merkitsevyyttä.

Suhteellisia muutoksia hapenkulutuksessa ja lihasaktiivisuuksissa tarkasteltaessa voidaan saatua tulosta pitää myös yllättävänä. Tulos siitä, että hapenkulutuksen kasvun lisääntyessä lihasaktiivisuuden kasvu pienenee, on todellakin vastakkainen tutkimuksen alussa asetetulle hypoteesille. Tämä tulos löytyi tarkasteltaessa kyseisiä muutoksia ainoastaan kuormien 40% ja 80% Wmax välillä. Täten voidaan todeta, ettei kyseisellä välillä olla pysytty kokonaan aerobisen energiantuoton puolella, vaan laktaattikynnys on ylitetty ja energiantuotossa on siirrytty anaerobiselle puolelle (Taulukko 5). Saatu tulos on kuitenkin täysin vastakkainen Saunders et al. löytämille tutkimustuloksille (2000), joiden mukaan suhteellinen kasvu lihasten aktivoinnissa on yhteydessä hapenkulutuksen suhteelliseen kasvuun kovatehoisessa pyöräilyssä poljettaessa laktaattikynnyksen yläpuolella.

Tämän tutkimuksen tulokset osoittavat vahvasti, että lisääntynyt hapenkulutus saattaa johtaa vähentyneeseen lihasaktiivisuuteen. Laktaattikynnyksen yläpuolella poljettaessa (80% Wmax) voidaan ajatella lihaksiin ja verenkiertoon muodostuneen laktaatin vaikuttavan tuloksiin siten, että lisääntynyttä hapensaantia ei pystytäkään täysin enää hyödyntämään lihassolutasolla, jolloin lihasaktiivisuus heikkenee. Tätä tulosta osaksi tukee Hautierin et al. tutkimus (2000), joka osoitti biceps femoris -lihaksen EMG-

aktiivisuuden vähenevän väsymyksessä lyhyiden, kovatehoisten pyöräilyjaksojen yhteydessä. Tämän arveltiin johtuvan elimistön happamuuden lisääntymisestä johtuen lihaksiin muodostuneesta laktaatista ja korkeaenergisten fosfaattiyhdisteiden loppumisesta. Samassa tutkimuksessa myös RF-lihaksen EMG-aktiivisuus heikkeni huomattavasti väsymyksessä, mutta ei kuitenkaan tilastollisesti merkitsevästi.

Muiden muuttujien kohdalla ei yhteyksiä ollut myöskään löydettävissä, toisin kuten alkuvaiheessa tutkimusta oletettiin. Ainoastaan maksimitasolla pyöräiltäessä voitiin havaita hapenkulutuksen olevan yhteydessä polkunopeuteen. Submaksimaalisilla kuormilla poljettaessa ei hapenkulutuksen ja polkunopeuksien välillä ollut yhteyttä. Täten saadut tulokset eivät tue tutkimuksia, joissa polkunopeuden on osoitettu olevan ratkaisevassa asemassa pyöräilyn taloudellisuutta ja etenkin pyöräilyn aikaista hapenkulutusta selvittäessä (Marsh et al. 2000, Coast et al. 1986). Maksimitasolla poljettaessa voisi olettaa, että suuremman maksimaalisen hapenottokyvyn omaava henkilö pystyy paremman aerobisen kapasiteettinsa ansiosta pitämään yllä suurempaa polkunopeutta siirtäessä maksimitasonkuormalle.

Alaraajojen isometrisen maksimivoimantuoton ja –voimantuottonopeuden yhteyttä pyöräilyn aikaiseen hapenkulutukseen ei myöskään voitu osoittaa. Kuitenkin submaksimaalisella tasolla pyöräiltäessä hapenkulutuksen huomattiin olevan hieman yhteydessä maksimivoimantuottoon, siten että maksimivoimantuottokyvyn heiketessä hapenkulutus kasvaa. Oletettavaa onkin, että heikommat voimantuotto-ominaisuudet omaava henkilö kuluttaa happea enemmän tietyllä kuormalla verrattuna henkilöön, jolla maksimaalinen voimantuotto ja muut voimantuotto-ominaisuudet ovat vahvemmat. Hermosto- ja lihaksjärjestelmän voimantuotto-ominaisuuksien ollessa hyvällä tasolla pystytään kuluttamaan happi todennäköisesti hyödyntämään tehokkaammin lihassolutasolla, jolloin pyöräily on taloudellisempaa. Tälle yhteydelle ei kuitenkaan saatu tilastollista merkitsevyyttä, mikä saattaa johtua koehenkilöiden lukumäärän ($n = 8$) pienuudesta.

Tutkimuksestamme saadut tulokset osoittavat, että useimpien reisilihasten kohdalla lihasaktiivisuus ei ole yhteydessä hapenkulutukseen pyöräiltäessä submaksimaalisella tai maksimaalisella tasolla. Täten pyöräilyn taloudellisuus ei näyttäisi olevan riippuvainen reisilihasten aktiivisuuksista. Kuitenkin RF-lihaksen kohdalla yhteys löytyi hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden väliltä pienimmällä ja suurimmalla submaksimaalisella

kuormalla. Tulos osoittaa hapenkulutuksen kasvun olevan yhteydessä RF-lihaksen EMG-aktiivisuuden laskuun. Myös suhteellisten muutosten kohdalla voidaan todeta hapenkulutuksen kasvun lisääntymisen olevan yhteydessä VM- ja VL -lihasten aktiivisuuden kasvun vähenemiseen. Saamamme tulokset ovat sen verran ristiriitaisia muiden tutkimustulosten kanssa, että aihepiiri varmastikin vaatii asioiden selvittämiseksi lisätutkimuksia, joissa koehenkilömäärä on riittävän suuri.

LÄHTEET

- Bearden, S.,E. & Moffat, R.,J. 2001. Leg electromyography and VO₂-power relationship during bicycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33 (7), 1241-1245.
- Bentley, D., J., Smith, P., A., Davie, A., J. & Zhou, S. 2000. Muscle activation of the knee extensors following high intensity endurance exercise in cyclists. *European Journal of Applied Physiology*. 81, 297-302.
- Berry, M., J., Storsteen, J., A. & Woodard, C., M. 1993. Effects of body mass on exercise efficiency and VO₂ during steady-state cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 25 (9), 1031-1037.
- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J., J. 1976. Integrated elektromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *Journal of Physiology*. 260, 267-277.
- Cavanagh, P., R. & Kram, R. 1985. The efficiency of human movement – a statement of the problem. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 17 (3), 304-308.
- Coast, J., R., Cox, R., H. & Welch, H., G. 1986. Optimal pedalling rate in prolonged bouts of cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 18 (2), 225-230.
- Daniels, J., T. 1985. A physiologist's view of running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 17 (3), 332-338.
- Enoka, R., M. 1994. *Neuromechanical basis of kinesiology*. (second edit.). Human Kinetics.
- Gollhofer, A., Horstmann, G., A., Schmidtbleicher, D. & Schönthal, D. 1990. Reproducibility of electromyographic patters in stretch-shortening type contractions. *European Juornal of Applied Physiology*. 60, 7-14.
- Gollhofer, A., Komi, P., V., Fujitsuka, N. & Miyashita, M. 1987. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. II. Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*. 8, 38-47.
- Hauswirth, C., Bigard, A., X. & Le Chevalier, J., M. 1997. The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *International Juornal of Sports Medicine*. 18, 449-453.

- Hautier, C., A., Arzac, L., M., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A. & Lacour, J-R. 2000. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 32 (4), 839-843.
- Hintzy, F. & Belli, A. 1997. Optimal pedal rates in both maximal and submaksimal conditions. Book of abstracts II (Eds. Bangsbo, J. et al.). Second Annual Congress of the European College of Sport Science. 954-955.
- Jackson, A., S. & Pollock, M., L. 1985. Practical assessment of body composition. *The Physician and Sportmedicine*. 13 (5), 76-90.
- Jammes, Y., Zattara-Hartmann, M., C., Caquelard, F., Arnaud, S. & Tomei, C. 1997. Electromyographic changes in vastus lateralis during dynamic exercise. *Muscle & Nerve*. 20, 247-249.
- Kyröläinen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P. & Komi, P., V. 2000. Effects of marathon running on running economy and kinematics. *European Journal of Applied Physiology*. 82, 297-304.
- Lepers, R., Hausswirth C., Maffiuletti, N., Brisswalter, J. & Van Hoecke, J. 2000. Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 32 (11), 1880-1886.
- Lucia, A., Hoyos, J. & Chicharro, J., L. 2000. The slow component of VO₂ in professional cyclists. *British Journal of Sports Medicine*. 34, 367-374.
- Lucia, A., Sanchez, O., Carvajal, A. & Chicharro, J., L. 1999. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *British Journal of Sports Medicine*. 33, 178-185.
- McArdle, W., D., Katch, F., I. & Katch, V., L. 1996. *Exercise physiology, energy, nutrition and human performance* (fourth edit.). Williams & Williams.
- MacIntosh, B., R., Nertune, R., R. & Horton, J., F. 2000. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 32 (7), 1281-1287.
- Marsh, A., P., Martin, P., E. & Foley, K., O. 2000. Effect of cadence, cycling experience, and aerobic power on delta efficiency during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 32 (9), 1630-1634.
- Marsh, A., P. & Martin, P., E. 1995. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 27 (2), 217-225.

- Mero, A., Nummela, A. & Keskinen, K. 1997. Nykyaikainen urheiluvalmennus. Jyväskylä: Mero Oy.
- Neptune, R., R. & Herzog, W. 2000. Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *Journal of Biomechanics*. 33, 165-172.
- Neptune, R., R. & Hull, M., L. 1999. A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *Journal of Biomechanics*. 32, 409-415.
- Nigg, B., M. & Herzog, W. 1994. Biomechanics of the musculo-skeletal system. Wiley.
- Åstrand, P.-O. & Rodahl, K. 1986. Textbook of Work Physiology, Physiological Bases of Exercise. McGraw-Hill Book Company, U.S.A.
- Perrey, S., Betik, A., Candau, R., Rouillon, J., D. & Hughson, R., L. 2001. Comparison of oxygen uptake kinetics during concentric and eccentric cycle exercise. *Journal of Applied Physiology*. 91 (5), 2135-2142.
- Saltin, B. 1990. Anaerobic capacity: past, present and prospective. Human Kinetics Books, U.S.A.
- Saltin, B. 1985. Hemodynamic adaptations to exercise. *The American Journal of Cardiology*. 55, 42D-47D.
- Saunders, M., J., Evans, E., M., Arngrimsson, S., A., Allison, J., D., Warren, G., L. & Cureton, K., J. 2000. Muscle activation and the slow component rise in oxygen uptake during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 32 (12), 2040-2045.
- St Clair Gibson, A., Schabort, E., J. & Noakes, T., D. 2001. Reduced neuromuscular activity and force generation during prolonged cycling. *American Journal of Physiology –Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 281 (1), R187- R196.
- SENIAM. 1999. European recommendations for surface electromyography. Eds. Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. & Hägg, G. ISBN 90-75452-15-2.
- Suomalainen valmennusoppi 2. 1989. Suomen Olympiakomitea. Urheilusyke Oy. Jyväskylä.
- Suzuki, Y. 1979. Mechanical efficiency of fast- and slow-twitch muscle fibers in man during cycling. *Journal of Applied Physiology.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.* 47 (2), 263-267.

- Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T. & Moritani, T. 1998. Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 30 (3), 442-449.
- Takaishi, T., Yasuda, Y., Ono, T. & Moritani, T. 1996. Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 28 (12), 1492-1497.
- Viitasalo, J., H. & Komi, P., V. 1975. Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurement. *Acta Physiologica Scandinavica*. 93 (4), 531-539.
- Widrick, J., J., Freedson, P., S. & Hamill, J. 1992. Effect of internal work on the calculation of optimal pedaling rates. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 24 (3), 376-382.