

**FYYSISEN AKTIIVISUUDEN MÄÄRITTÄMINEN
KIIHTYVYYSANTURILLA JA
SYKEANALYYSIMENETELMÄLLÄ**

Marjo Ajoviita

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma
Kevät 2007
Liikuntabiologian laitos
Jyväskylän yliopisto
Ohjaajat: Janne Avela ja
Heikki Rusko

TIIVISTELMÄ

Ajoviita, Marjo 2007. Fyysisen aktiivisuuden määrittäminen kiihtyvyyssanturilla ja sykeanalyysimenetelmällä. Biomekaniikan pro gradu-tutkielma. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 67 s.

Fyysistä aktiivisuutta voidaan arvioida useilla eri menetelmillä ja tavoilla. Tässä tutkimuksessa fyysistä aktiivisuutta eri intensiteetisissä tehtävissä arvioitiin kiihtyvyyssanturin, mitatun hapenkulutuksen ja sykkeen avulla. Tutkimuksen tarkoituksena oli tarkastella kiihtyvyyssanturilla määritettyä fyysistä aktiivisuutta suhteessa mitattuun hapenkulutukseen ja sykkeeseen sekä verrata mitattua ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä arvioitua hapenkulutusta keskenään. Lisäksi tutkittiin voidaanko kiihtyvyyssanturilla erotella kehon eri asentoja toisistaan. Tutkimukseen osallistui 20 koehenkilöä (10 naista, 10 miestä). Mittaus suoritettiin yhden päivän aikana laboratorio-olosuhteissa siten, että koehenkilöt suorittivat noin 60min kestävästä tehtäväsarjasta, joka koostui 25 tehtävästä. Tehtäväsarjassa oli mukana erilaisia lepoasentoja ja eri intensiteetisiä arkipäivän askareita sekä liikuntasuorituksia. Koehenkilöiltä mitattiin koko tehtäväsarjan ajan hapenkulutusta ja sykettä, sekä vyötäröltä ja ranteesta liikettä kiihtyvyyssantureilla. Kiihtyvyyssantureiden signaaleista määritettiin ns. aktiivisuusluvut 30s ajanjaksoille kuvaamaan tehtävien intensiteettiä. Eri kehon osiin sijoitettujen kiihtyvyyssantureiden aktiivisuuslukujen välillä oli suoritettuna tehtäväsarjan aikana tilastollisesti merkitsevä yhteys ($r=0.805$, $p=0.000$). Tehtävien luonne kuitenkin näkyi eri paikkoihin sijoitettujen laitteiden antamissa aktiivisuusluvuissa. Sykkeen ja aktiivisuuslukujen sekä mitatun hapenkulutuksen ja aktiivisuuslukujen välillä oli myös tilastollisesti merkitsevät yhteydet. Vyötärölle sijoitetun kiihtyvyyssanturin aktiivisuuslukujen ja mitatun hapenkulutuksen välinen yhteys ($r=0.885$, $p=0.000$) oli hieman korkeampi kuin ranteeseen sijoitetun kiihtyvyyssanturin ja hapenkulutuksen ($r=0.863$, $p=0.000$). Mitatun hapenkulutuksen ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä arvioidun hapenkulutuksen välillä oli merkitsevä yhteys ($r=0.922$, $p=0.000$). Mitatun ja arvioidun hapenkulutuksen arvot vastasivat toisiaan parhaiten intensiteetiltään voimakkaammissa tehtävissä henkilöillä, joiden fyysistä aktiivisuutta kuvaava aktiivisuusluokka (asteikko 0-7) oli välillä 3-5. Arvioidun ja mitatun hapenkulutuksen vastaavuutta heikensi kuitenkin se, ettei koehenkilöiden maksimaalista hapenkulutusta tiedetty eikä testattu tämän tutkimuksen yhteydessä. Staattista kiihtyvyyttä mittaavan kiihtyvyyssanturin horisontaaliseen signaaliin avulla pystyttiin tässä tutkimuksessa erottamaan eri lepoasennot toisistaan. Tämän tutkimuksen perusteella kiihtyvyyssantureita voidaan käyttää kuvaamaan fyysisen aktiivisuuden intensiteettiä erilaisissa toiminnoissa sekä asentojen erottelussa. Tutkimus osoittaa, että sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä voidaan arvioida hapenkulutusta ja siten fyysistä aktiivisuutta paremmin kuin pelkkään sykkeeseen perustuvalla menetelmällä tai kiihtyvyyssantureilla. Arvioidun hapenkulutuksen tarkkuudessa on kuitenkin eroa eri koehenkilöiden välillä, varsinkin jos taustatiedot (mitattu VO_{2max}) ovat puutteelliset.

Avainsanat: fyysinen aktiivisuus, kiihtyvyyssanturi, aktiivisuusluku, hapenkulutus, syke, sykevaihtelu, asennot

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	5
2	FYYSISEN AKTIIVISUUDEN MÄÄRITTÄMINEN KIIHTYVYYSANTURILLA	7
2.1	Kiihtyvyys	7
2.2	Kiihtyvyyssanturien toimintaperiaatteet	7
2.3	Kehon liikkeiden kiihtyvyys	9
2.4	Aktiivisuuslukujen määrittäminen	11
2.5	Energiankulutuksen ja fyysisen aktiivisuuden intensiteettitasojen arviointi aktiivisuusluvuista	13
2.6	Kehon asentojen ja aktiviteettien tunnistaminen kiihtyvyyssanturilla	15
3	HAPENKULUTUKSEN MITTAUS SEKÄ ARVIOINTI SYKKEEN JA SYKEVAIHTELUN AVULLA	18
3.1	Epäsuora kalorimetria	18
3.2	Sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuvat hapenkulutuksen arviointimenetelmät	19
4	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	23
5	TUTKIMUSMENETELMÄT	24
5.1	Koehenkilöt	24
5.2	Tutkimusprotokolla	24
5.3	Mittauksissa käytetyt laitteet	27
5.3.1	Kiihtyvyyden mittaaminen vyötäröltä	27
5.3.2	EKG-signaalin ja sykkeen mittaaminen	28
5.3.3	Hapenkulutuksen mittaaminen	28
5.3.4	Käden liikkeen mittaaminen	29
5.3.5	Eri mittalaitteiden ajallinen yhteensovittaminen	29
5.4	Mittaustulosten käsittely	29
5.4.1	Kiihtyvyyssignaali vyötäröltä	30
5.4.2	EKG-signaali ja syke	32
5.4.3	Hapenkulutus	32
5.4.4	Käden liike	32
5.5	Tilastolliset analyysit	33

6	TULOKSET	34
6.1	Aktiivisuusluvut eri tehtävissä	34
6.2	Aktiivisuusluvut vs. syke	36
6.3	Aktiivisuusluvut vs. mitattu hapenkulutus	38
6.4	Syke vs. hapenkulutus	40
6.5	Mitattu hapenkulutus vs. arvioitu hapenkulutus	40
6.6	Kehon asentojen tunnistaminen	43
7	POHDINTA	45
7.1	Aktiivisuusluvut eri tehtävissä	45
7.2	Aktiivisuusluvut vs. syke	46
7.3	Aktiivisuusluvut vs. hapenkulutus	46
7.4	Syke vs. hapenkulutus	47
7.5	Mitattu hapenkulutus vs. arvioitu hapenkulutus	47
7.6	Eri menetelmien vertailu	48
7.7	Kehon asentojen tunnistaminen	49
7.8	Yhteenveto	50
	LÄHTEET	53
	LIITTEET	58

1 JOHDANTO

Fyysisellä aktiivisuudella on monipuoliset positiiviset vaikutukset fyysisen ja psyykkisen terveyden lisäksi myös sosiaaliseen elämään kaiken ikäisillä ihmisillä. Säännöllinen fyysinen aktiivisuus auttaa sekä yksittäistä yksilöä estämään kroonisia sairauksia ja ennen aikaista rappeutumista, että koko yhteiskuntaa tarjoamalla edullisen tavan ylläpitää terveyttä. Maailman terveysjärjestö (World Health Organization, WHO) arvioi vuonna 2002, että fyysinen inaktiivisuus aiheuttaa vuosittain jopa 1.9 miljoonaa kuolemantapausta. (Puska ym. 2003.) Fyysinen aktiivisuus voidaan määritellä luurankoli hasten supistuksesta aiheutuvaksi kehon liikkeeksi, joka lisää merkittävästi energiankulutusta (Howley 2001). Fyysinen aktiivisuus ei ole täsmälleen sama asia kuin energiankulutus. Fyysinen aktiivisuus on käyttäytymistä, johon kulutetaan tietty määrä energiaa. Energiankulutus kuvaakin fyysisen aktiivisuuden intensiteettiä, kuitenkin eri tavalla kuin pelkkä liike, sillä myös staattinen fyysinen aktiivisuus kasvattaa energiankulutusta. Käytännössä fyysinen aktiivisuus ja energiankulutus ovat lineaarisessa yhteydessä toisiinsa, jos oletetaan, että ihmisen mekaaninen hyötysuhde on vakio suoritettaessa fyysistä aktiviteettia. (Lamonte & Ainsworth 2001.)

Tutkimalla jokapäiväistä fyysistä aktiivisuutta voidaan ymmärtää sen yhteys terveyteen. Fyysistä aktiivisuutta ja energiankulutusta voidaan arvioida useilla erilaisilla menetelmillä: suoralla ja epäsuoralla kalorimetrialla, kaksoismerkityn veden (engl. doubly labeled water) avulla, mitatun sykkeen, ydinlämpötilan tai ventilaation avulla, kiihtyvyyssantureihin perustuvilla liikemittareilla sekä erilaisilla fyysisen aktiivisuuden kyselyillä ja päiväkirjoilla (Lamonte & Ainsworth 2001). Eri menetelmillä on omat etunsa ja rajoituksensa, toiset soveltuvat pelkästään laboratorio-olosuhteisiin ja toiset myös kenttäolosuhteisiin sekä normaalin elämän seurantaan.

Energiankulutusta voidaan arvioida melko tarkasti mittaamalla hapenkulutusta tarkoitukseen sopivilla laitteilla. Hapenkulutuksen mittaus (epäsuora kalorimetria) ei kuitenkaan sovellu jokapäiväisten toimintojen mittaamiseen kalliiden ja epämukavien laitteiden vuoksi, mutta tutkimuskäytössä se on hyvin yleinen tapa määrittää energiankulutus erilaisissa toiminnoissa ja kuormituksissa. Myös sykkeen avulla voidaan arvioida energiankulutusta, sillä sykkeellä ja hapenkulutuksella on lähes

lineaarinen yhteys (McArdle ym. 1991, 169). Sykkeen mittaus helppokäyttöisillä sykemittareilla onkin yleistynyt viime vuosina. Sykkeeseen vaikuttavat kuitenkin myös monet muut tekijät fyysisen kuormituksen lisäksi (Ainslie ym. 2003). Sykevaihtelun ja siitä saatavan informaation avulla voidaan parantaa merkittävästi hapenkulutuksen ja siten energiankulutuksen arviointia verrattuna pelkkään sykkeeseen (Pulkkinen 2003). Myös erilaisia kiihtyvyyssantureihin perustuvia liike- ja aktiivisuusmittareita on käytetty erikseen ja yhdessä sykkeen kanssa fyysisen aktiivisuuden sekä energiankulutuksen arvioinnissa (Haskell ym. 1993; Mathie ym. 2004). Näistä mittareista ehkä yleisin on mekaanisen kiihtyvyyssanturin sisältävä askelmittari (engl. pedometer), jonka avulla voidaan edullisesti sekä yksinkertaisesti seurata päivän aikana kertyneiden askelten määrää käveltyessä tai juostessa ja siten fyysistä aktiivisuutta (Ojala 2004).

Fyysisen aktiivisuuden arvioiminen mahdollisimman luotettavalla ja yksinkertaisella menetelmällä on tärkeää tarkasteltaessa jokapäiväistä aktiivisuutta ja sen vaikutuksia yksilön terveyteen. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää millä menetelmällä (kiihtyvyyssanturi vyötäröllä/ranteessa, pelkkä syke, sykkeeseen ja sykevälivaihteluun perustuva menetelmä) voidaan parhaiten arvioida fyysistä aktiivisuutta eli millä menetelmällä saadaan paras yhteys hengityskaasuanalysointilla mitattuun hapenkulutukseen. Koska fyysisen aktiivisuuden lisäksi myös kehon asento vaikuttaa moniin fysiologisiin toimintoihin (mm. syke, verenpaine), tutkittiin voidaanko vyötärölle sijoitetun kiihtyvyyssanturin avulla erotella kehon eri asentoja (makuu, istuminen, seisominen) toisistaan.

2 FYYSISEN AKTIIVISUUDEN MÄÄRITTÄMINEN KIIHTYVYYSANTURILLA

2.1 Kiihtyvyys

Paikan ja nopeuden lisäksi liikettä voidaan yleisesti kuvata kiihtyvyyden avulla. Nopeus (v) kuvaa paikan muutosta (siirtymä) ajan suhteen ja kiihtyvyys (a) puolestaan kuvaa nopeuden muutosta ajan suhteen. Keskikihtyvyys voidaan määrittellä seuraavasti:

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{v_2 - v_1}{t_2 - t_1} \quad (1)$$

missä Δv kuvaa nopeuden ja Δt ajan muutosta pisteiden 2 ja 1 välillä. Hetkellinen kiihtyvyys infinidesimaalisen pienelle ajanjaksolle ($\Delta t \rightarrow 0$) määritellään puolestaan seuraavasti:

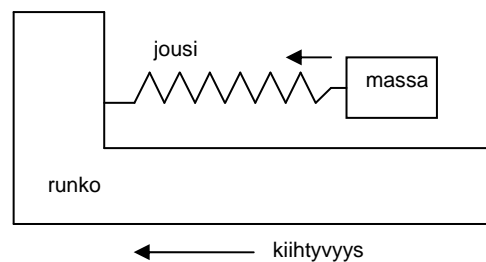
$$a = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{dv}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dx}{dt} \right) = \frac{dx^2}{dt^2} \quad (2)$$

Kuten kaavasta (2) nähdään, kiihtyvyys voidaan esittää nopeuden aikaderivaattana tai paikan (x) toisena aikaderivaattana. Kiihtyvyyden yksikkö on m/s^2 . Kiihtyvyys ilmoitetaan usein myös gravitaatiovoiman eli painovoiman aiheuttaman kiihtyvyyden (g) avulla ($1 \text{ g} = 9.81 \text{ m/s}^2$). Kiihtyvyys on vektorisuure eli sillä on sekä suuruus, että suunta. Kiihtyvyys voi saada arvon 0 m/s^2 , vaikka tarkasteltava kohde liikkuisikin, tällöin nopeus pysyy vakiona eikä muutu. Kiihtyvyys voi saada myös negatiivisia arvoja riippuen kiihtyvyysanturin mittaussuunnasta. (Mansfield & O'Sullivan 1998, 12-21; Enoka 2002, 6-11.)

2.2 Kiihtyvyysanturien toimintaperiaatteet

Kiihtyvyyttä mittaavaa laitetta kutsutaan kiihtyvyysanturiksi (engl. accelerometer). Kiihtyvyysanturin lisäksi kiihtyvyys voidaan määrittää myös paikan avulla (laskemalla paikkasignaalin toinen aikaderivaatta) esim. videokuvasta. Kiihtyvyysanturien toiminta

perustuu yksinkertaisen massa-jousi järjestelmän (engl. mass-spring system) toimintaan (kuva 1). Tällaisessa järjestelmässä massa on kiinnitetty anturin runkoon jousen avulla. Rungon nopeuden muuttuessa, massa seuraa muutosta jousen välityksellä. Massa (m) synnyttää jouseen voiman (F) Newtonin toisen lain ($F=ma$) mukaisesti. Rungon ja massan välinen etäisyys muuttuu (jousi venyy tai lyhenee) suhteessa koko järjestelmän kiihtyvyyteen. Eri kiihtyvyyssanturien toimintaperiaate eroaa sen mukaan miten ne havaitsevat rungon ja massan välisen liikkeen. (Mathie ym. 2004; VTI Technologies 2006.)



KUVA 1. Massa-jousi järjestelmä (mukailtu Mathie ym. 2004).

Ihmisen liikettä mitattaessa käytetään yleisesti pietsoresistiivisiä, pietsosähköisiä ja kapasitiivisiä kiihtyvyyssantureita. Lisäksi on olemassa myös venymäliuskoihin perustuvia kiihtyvyyssantureita sekä induktiivisiä kiihtyvyyssantureita (Nigg 1999, 288-301). Pietsoresistiivisen (engl. piezoresistive) kiihtyvyyssanturin toiminta perustuu kiinteisiin piikiteisiin, joiden resistanssi eli sähköinen vastus muuttuu suhteessa rungon ja massan väliseen liikkeeseen. Pietsosähköisessä (engl. piezoelectric) kiihtyvyyssanturissa pietsosähköinen materiaali (esim. kvartsi) synnyttää sähkövarauksen kiihtyvyyden vaikutuksesta. Kapasitiivisessa (engl. capacitive) kiihtyvyyssanturissa rungon ja massan välinen liike havaitaan niiden välisen kapasitanssin muutoksen avulla. Nykyään monet kiihtyvyyssanturit ovat miniatyrisoituja mikroelektromekaanisia (MEMS; Micro Electro Mechanical Systems) antureita, joissa mekaaniset anturit ja elektroniikka on integroitu samalle piialustalle, käyttäen erityistä valmistusteknologiaa. (Mathie ym. 2004.)

Kiihtyvyyssanturit voivat olla yksiakselisia, kaksiakselisia tai kolmiakselisia. Yksiakselinen (engl. uniaxial) kiihtyvyyssanturi mittaa kiihtyvyyttä vain yhdessä suunnassa. Kaksiakselinen (engl. biaxial) kiihtyvyyssanturi mittaa puolestaan

kiihtyvyyttä kahteen suuntaan ja kolmiakselinen (engl. triaxial) kolmeen, toisiaan vastaan kohtisuorassa olevaan suuntaan. (Mathie ym. 2004.) Kiihtyvyyssantureilla voidaan mitata sekä staattista kiihtyvyyttä (esim. gravitaatio), että dynaamista kiihtyvyyttä (esim. liike ja värähtely). Pietsosähköisellä kiihtyvyyssanturilla ei voida mitata staattista kiihtyvyyttä (Bouten ym. 1997). Staattista kiihtyvyyttä eli ns. DC- tai gravitaatiokomponenttia (<0.5 Hz) mittaavia kiihtyvyyssantureita voidaan käyttää asentojen ja kallistuksien määrittämiseen (Foerster & Fahrenberg 2000).

2.3 Kehon liikkeiden kiihtyvyys

Kehoon kiinnitetyn kiihtyvyyssanturin signaali muodostuu neljästä komponentista: kehon liikkeestä, gravitaatiokiihtyvyydestä, ulkoisesta värähtelystä (esim. kulkuneuvojen aiheuttama) ja kiihtyvyydestä, joka aiheutuu kiihtyvyyssanturin huonosta kiinnityksestä. Kehon liikettä ja fyysistä aktiivisuutta tutkittaessa ollaan kiinnostuneita kehon liikkeen aiheuttamasta kiihtyvyydestä. Kehon liikkeestä aiheutuva kiihtyvyys vaihtelee kehon eri osissa ja on erilainen eri toiminnoissa. Mitattuun kiihtyvyyteen vaikuttaa olennaisesti se mihin kehon kohtaan anturi on kiinnitetty ja mikä kehon osa liikkuu. Liikuttaessa kehon kiihtyvyys on yleisesti suurinta vertikaalisuunnassa. Kiihtyvyys eri osissa kehoa kasvaa siirryttäessä päästä kohti nilkkoja. Taulukossa 1 on esitetty kiihtyvyyden saamia maksimiarvoja eri osissa kehoa erilaisissa suorituksissa. (Bouten ym. 1997; Mathie ym. 2004.)

TAULUKKO 1. Kiihtyvyyden maksimiarvoja eri osissa kehoa eri toiminnoissa (Bouten ym. 1997; Mathie ym. 2004).

	suunta	nilkka	sääri	alaselkä	pää
kävely	vertikaali	-> 3.7 g	-1.7 - 3.3 g	-0.3 - 0.8 g	
	horisontaali		-2.1 - 2.3 g	-0.3 - 0.4 g	-0.2 - 0.2 g
portaiden kävely ylös	vertikaali	->7.4 g			
juoksu	vertikaali	3.0 - 12.0 g		0.9 - 5.0 g	0.8 - 4.0 g
trampoliini hyppely	vertikaali	3.0 - 7.0g		3.9 - 6.0 g	3.0 - 5.6 g

Myös kehon liikkeiden aiheuttaman kiihtyvyyden taajuus vaihtelee eri toiminnoissa. Kuten kiihtyvyyden suuruus myös sen taajuus on korkein vertikaalisuunnassa. Nilkan kiihtyvyyden taajuus on käveltyessä alle 15 Hz ja juostessa alle 18 Hz. Yleisesti alaselässä ja päässä kiihtyvyyden taajuus on matalampi kuin nilkassa. Päivittäisten toimintojen aiheuttaman kiihtyvyyden taajuus jää pääasiassa alueelle 0.3-3.5 Hz. (Bouten ym. 1997.)

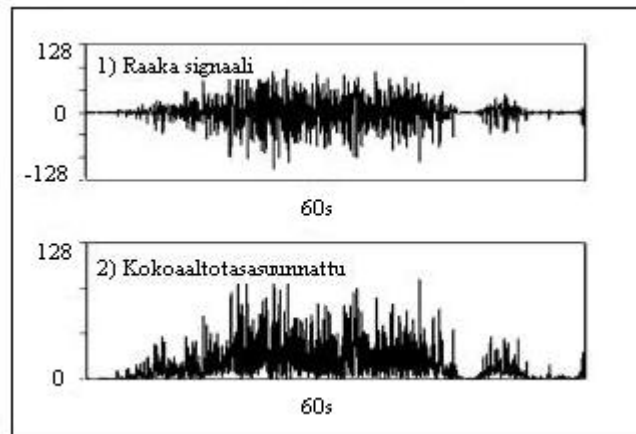
Kiihtyvyyden suuruus ja taajuus eri liikkeissä asettavat vaatimukset fyysisen aktiivisuuden määrittämisessä käytettäville kiihtyvyydsantureille. Kaupallisten laitteiden mittausalueet vaihtelevat suuresti esim. ActiGraph -laite (GT1M, ActiGraph, LLC, Florida, Yhdysvallat) mittaa alueilla 0.05-2 g ja 0.25-2.0 Hz sekä Tritrac-R3D (Stayhealthy, Inc., Monrovia, Yhdysvallat) mittaa alueella 0.05-6.3 g ja 0.1-3 Hz (ActiGraph, LCC 2004; Trost ym. 2005). Useimpien fyysisen aktiivisuuden mittaamiseen tarkoitettujen kaupallisten laitteiden mittausalue on välillä 0.1-10g ja taajuusalue välillä 0.25-7 Hz (Chen & Bassett 2005).

Valittaessa kiihtyvyydsanturia kehon liikkeiden ja siten fyysisen aktiivisuuden mittaamiseen, tulee kiinnittää huomiota kiihtyvyyden amplitudin ja taajuuden mittausalueen lisäksi myös antureiden tyyppiin, määrään ja sijoitukseen. Mitä enemmän antureita kiinnitetään kehon eri osiin, sitä monipuolisemmin saadaan tietoa liikkeestä. Useiden anturien käyttöä rajoittaa kuitenkin niistä saatavan tiedon yhdistämisen monimutkaisuus. Lisäksi useat laitteet vähentävät mittausmukavuutta ja helppokäyttöisyyttä. Tutkimuksen tarkoitus määrää mihin osaan kehoa kiihtyvyydsanturi sijoitetaan. Tutkittaessa päivittäisiä toimintoja riittää yksi, mieluiten kolmeen suuntaan mittaava, kolmiakselinen kiihtyvyydsanturi, joka sijoitetaan yleensä vyötärölle, lähelle kehon massakeskipistettä. (Bouten ym. 1997; Mathie ym. 2004.) Tutkittaessa yötä, unen laatua ja levottomuutta yön aikana ns. aktigrafia -laite, joka sisältää kiihtyvyydsanturin, sijoitetaan yleensä ranteeseen tai nilkkaan (Ancoli-Israel ym. 2003).

2.4 Aktiivisuuslukujen määrittäminen

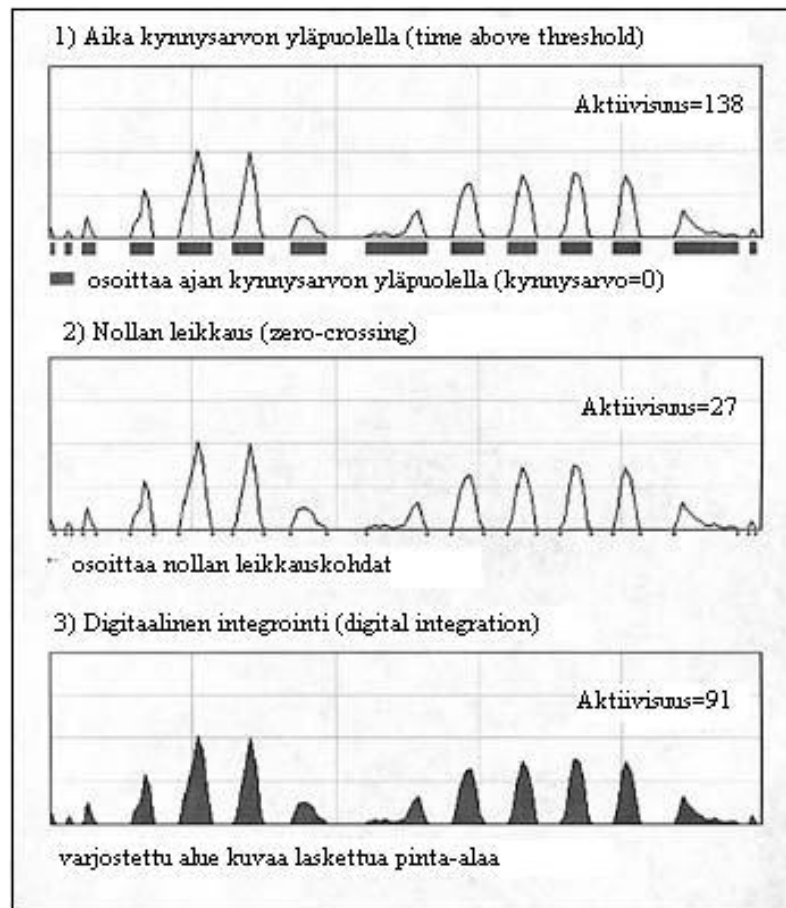
Aktiivisuuslukua (engl. activity count) käytetään yleisesti kuvaamaan kiihtyvyysanturiin perustuvilla aktiivisuusmittareilla mitattua fyysisen aktiivisuuden intensiteettiä (Gorny & Allen 1999). Monet aktiivisuusmittarit antavat suoraan ulostulonaan aktiivisuuslukuja. Aktiivisuusluvut voidaan määrittää eripituisille ajanjaksoille. Yleisesti käytetään yhden minuutin ajanjaksoa, mutta etenkin nuorilla ja lapsilla voidaan käyttää myös esimerkiksi puolen minuutin ajanjaksoa, jolloin myös nopeat liikkeet huomioidaan fyysisen aktiivisuuden intensiteetin määrittämisessä tai energiankulutuksen arvioinnissa (Chen & Bassett 2005; Trost ym. 2005). Ennen kuin aktiivisuusluvut saadaan muodostettua, täytyy kiihtyvyyssignaalia kuitenkin käsitellä.

Kiihtyvyysanturin antama analoginen jännitesignaali muunnetaan digitaalseksi mittarin analogia-digitaalinen (A/D)-muuntimella. Yleisesti käytetään 8-bittistä muunnosta, jolloin ”raakaluvut” ovat välillä -128-128 tai etumerkittömässä muunnoksessa välillä 0-255 ($2^8=256$). Nämä raakaluvut eivät kuitenkaan ole vielä ns. aktiivisuuslukuja, joita käytetään fyysisen aktiivisuuden määrittämiseen. Ennen aktiivisuuslukujen laskentaa signaali vielä suodatetaan kaistanpäästösuotimella ja tasasuunnataan (ks. kuva 2). Kaistanpäästösuodin vaimentaa taajuuksia, jotka jäävät suotimen ala- ja ylärajataajuuden eli kaistan ulkopuolelle. Kaupallisissa aktiivisuusmittareissa suodatus tapahtuu yleisesti kaistalle 0.25-7 Hz (Chen & Bassett 2005), mutta myös kaistaa 0.5-11 Hz käytetään (van Someren ym. 1996). Kaistanpäästösuodatuksen tarkoituksena on huomioida ihmisen liikkeestä aiheutuva kiihtyvyys sekä vähentää gravitaation (<0.5 Hz) ja korkeataajuisten häiriöiden vaikutuksia (van Someren ym. 1996; Mathie ym. 2003). Kokoaaltotasasuuntaus puolestaan muuntaa negatiivisen kiihtyvyyden positiiviseksi, jolloin informaation määrä kasvaa (Chen & Bassett 2005). Suodatuksen ja tasasuuntauksen jälkeen voidaan määrittää aktiivisuusluvut halutulle ajanjaksolle, joka on yleensä 1 min (Chen & Bassett 2005).



KUVA 2. Kiihtyvyyssignaalin tasasuuntaus. 1) Raakasignaali (näytteistystaajuus 32 Hz ja 8-bittinen A/D-muunnos) ja 2) kokoaaltotasasuunnattu signaali (mukailtu Chen & Bassett 2005).

Yleisesti on käytössä kolme tapaa aktiivisuuslukujen määrittämiseksi: 1) aika tietyn kynnyksen yläpuolella (engl. time above threshold), 2) kuinka monta kertaa signaali leikkaa nollatason (engl. zero-crossing) sekä 3) digitaalinen integrointi (engl. digital integration). Jokainen menetelmä toimii eri tavalla ja antaa erilaisia aktiivisuuslukuja samalle signaalille. Tavassa 1 aktiivisuusluku kuvaa kuinka kauan tarkasteltavan ajanjakson aikana kiihtyvyys on tietyn kynnyksen (tyypillisesti 0.1-0.2 g) yläpuolella. Tavassa ei huomioida kiihtyvyyssignaalin amplitudia. Tavassa 2 aktiivisuusluku kertoo kuinka monta kertaa tarkasteltavan ajanjakson aikana signaali leikkaa nolla kiihtyvyyden tai hyvin pienen kiihtyvyyden arvon. Myös tässä tavassa ei huomioida signaalin amplitudia. Tavassa 3 aktiivisuusluku saadaan integroimalla eli laskemalla korkealla taajuudella näytteistetyin signaalin pinta-ala tarkasteltavana ajanjaksona. Tavassa 3 myös signaalin amplitudi eli liikkeen intensiteetti otetaan huomioon. (Gorny & Allen 1999; Gorny & Spiro 2001; Ancoli-Israel ym. 2003.). Edellä mainituista tavoista digitaalinen integrointi (tapa 3) on nykyään käytetyin fyysisen aktiivisuuden määrittämisessä (Chen & Bassett. 2005). Kuvassa 3 on kuvattu eri menetelmät ja niillä saadut aktiivisuusluvut 1 min ajanjaksolle.



KUVA 3. Yhden minuutin ajanjaksolle lasketut aktiivisuusluvut kolmella eri tavalla.

1) Aika kynnyksarvon yläpuolella, 2) nollan leikkaus ja 3) digitaalinen integrointi (mukailtu Gorny & Spiro 2001).

2.5 Energiankulutuksen ja fyysisen aktiivisuuden intensiteettitasojen arviointi aktiivisuusluvuista

Energiankulutus kuvaa fyysisen aktiivisuuden intensiteettiä (Lamonte & Ainsworth 2001). Kiihtyvyyssanturin avulla voidaan arvioida melko hyvin fyysistä aktiivisuutta ja sen intensiteettiä sekä ennustaa energiankulutusta erilaisissa päivittäisissä toiminnoissa. Monissa tutkimuksissa kiihtyvyyssanturin aktiivisuuslukuja on verrattu mitattuun hapen- tai energiankulutukseen. Mittauksia on tehty eri-ikäisille koehenkilöille erilaisissa toiminnoissa. Freedson ym. (1998) löysivät hapen- ja energiankulutuksen ja kiihtyvyyssanturin aktiivisuuslukuja välille merkitsevän korrelaation $r=0.88$. Bouten ym. (1997) löysivät puolestaan energiankulutuksen ja kiihtyvyyssanturin ulostulon välille merkitsevän korrelaation ($r=0.89$). Aikaisemmissa tutkimuksissa (esim. Freedson ym. 1998;

Rowlands ym. 2004; Treuth ym. 2004) on myös kehitetty regressioyhtälöitä, joiden avulla kiihtyvyysanturin antamista aktiivisuusluvuista voidaan ennustaa energiankulutusta. Freedson ym. (1998) kehittämällä yhtälöllä energiankulutus voidaan ennustaa aktiivisuuslukujen ja kehon massan avulla ($r^2=0.82$, $SEE=1.40$ kcal/min). Energiankulutuksen arviointiin kehitetyt yhtälöt soveltuvat kuitenkin käytännössä vain tutkimuksissa käytetyille laitteille, sillä eri laitteissa ja aktiivisuuslukujen määrittystavoissa on eroja.

Fyysisen aktiivisuuden intensiteettitasot luokitellaan yleisesti lepoenergiankulutuksen mukaan eli ns. MET-arvon (engl. metabolic equivalent) avulla. MET-arvo kertoo kuinka suuri energiankulutus on verrattuna lepotason energiankulutukseen. Lepotason energiankulutusta vastaa 1 MET, joka on hapenkulutuksen avulla ilmaistuna noin 3.6 ml/kg/min. Taulukossa 2 fyysinen aktiivisuus on jaettu neljään luokkaan sekä esitetty hapenkulutus ja MET-arvot harjoittelemattomilla naisilla ja miehillä näissä luokissa. (McArdle ym. 1991, 166.)

TAULUKKO 2. Fyysisen aktiivisuuden luokittelu hapenkulutuksen ja MET-arvojen mukaan harjoittelemattomilla naisilla ja miehillä (mukailtu McArdle ym. 1991, 166).

	Naiset		Miehet	
	ml/kg/min	MET	ml/kg/min	MET
kevyt	5.4-12.5	1.2-2.7	6.1-15.2	1.6-3.9
kohtalainen	12.6-19.8	2.8-4.3	15.3-22.9	4.0-5.9
raskas	19.9-27.1	4.4-5.9	23.0-30.6	6.0-7.9
todella raskas	27.2-	6.0-	30.7-	8.0-

Useissa tutkimuksissa fyysisen kuormituksen eri intensiteettitasoja on luokiteltu myös kiihtyvyysanturin aktiivisuuslukujen avulla (esim. Freedson ym. 1998; Nichols ym. 2000; Rowlands ym. 2004; Treuth ym. 2004). Eri luokkien raja-arvoihin vaikuttavat kuitenkin käytetty kiihtyvyysanturi, aktiivisuuslukujen määrittystapa sekä aktiviteetit, joiden perusteella raja-arvot muodostetaan. Myös askelmittareiden mittaaman päivittäisen askelmäärän avulla voidaan luokitella fyysisen aktiivisuuden tasoja ja määrittää raja-arvoja riittävälle terveyttä edistävälle fyysiselle aktiivisuudelle (Tudor-Locke & Bassett 2004).

Kiihtyvyysanturien käytössä fyysisen aktiivisuuden ja energiankulutuksen arviointiin on kuitenkin omat rajoituksensa, jotka liittyvät lähinnä anturien mittaustapaan.

Kiihtyvyyssantureilla ei pystytä määrittämään esimerkiksi energiankulutuksen kasvua ylöspäin liikuttaessa (portaat, ylämäki) tai vastuksen kasvaessa, esimerkiksi kuntosaliharjoittelussa tai polkupyöraergometrissä. Lisäksi yhdellä anturilla ei pystytä tunnistamaan kehon eri osien liikettä. Esimerkiksi vyötärölle kiinnitetty kiihtyvyyssanturi ei pysty tunnistamaan pelkkien käsien liikettä. Kiihtyvyyssantureilla ei myöskään pystytä tunnistamaan staattista kuormitusta. (Haskell ym. 1993.)

2.6 Kehon asentojen ja aktiviteettien tunnistaminen kiihtyvyyssanturilla

Erilaiset päivittäiset toiminnot kuten asennon vaihto, fyysisen aktiivisuus sekä henkinen työskentely vaikuttavat autonomisen hermoston toimintaan ja siten fysiologisiin toimintoihin kuten sykkeeseen ja verenpaineeseen (Yokoi & Aoki 1999). Istumasta seisomaan nouseminen on yksi yleisimmistä ja mekaanisesti vaativimmista asennon muutoksista päivän aikana (Riley ym. 1991). Seisomaan nouseminen aiheuttaa veren virtauksen alaraajoihin ja siten verenpaineen laskun. Verenpaineen laskeminen puolestaan aiheuttaa sykkeen nousemisen ja siten sydämen minuuttitilavuus pystytään pitämään tasaisena. Verenpaineen ja sykkeen muutokset aiheutuvat sympaattisen ja parasympaattisen hermoston toiminnasta. (Goldstein & Shapiro 1988.). Nousemisen jälkeen verenpaine jälleen nousee ja jää hieman korkeammalle tasolle (systolinen paine 4-11 mmHg ja diastolinen paine 1-4 mmHg korkeampi) kuin istuttaessa. Erilaisissa sosiaalisissa tilanteissa myös syke on n. 10 lyöntiä/min korkeampi seisossa kuin istuttaessa. (Spitzer ym. 1992.) Asennon ja aktiviteettien tunnistaminen on tärkeää tutkittaessa päivittäisiä toimintoja, koska ne vaikuttavat moniin fysiologisiin toimintoihin.

Asentoja (makuu, istuminen ja seisominen) ja aktiviteettejä voidaan tunnistaa kiihtyvyyssanturien avulla (Fahrenberg ym. 1997; Aminian ym. 1999; Foerster & Fahrenberg 2000; Bussmann ym. 2001). Myös istumasta seisomaan nouseminen voidaan tunnistaa kiihtyvyyssanturin avulla (Fahrenberg ym. 1997; Mathie ym. 2003; Aminian ym. 1999). Dynaamista kiihtyvyyttä (>0.5 Hz) mittaavia kiihtyvyyssantureita voidaan käyttää aktiviteettien tunnistamiseen. Dynaaminen kiihtyvyys kuvaa kiihtyvyyttä kiihtyvyyssanturin mittausakselin suunnassa. Kiihtyvyyssantureita, jotka

mittaavat staattista kiihtyvyyttä eli gravitaatiokomponenttia (<0.5 Hz), voidaan käyttää myös asentojen ja kallistuksien tunnistamiseen. Gravitaatiokiihtyvyys saa arvoja väliltä -1 ja $+1$ g. Jos paikallaan olevan staattista kiihtyvyyttä mittaavan kiihtyvyyssanturin mittausakseli on yhdensuuntainen gravitaatiokentän kanssa, näyttää kiihtyvyyssanturi $-1g$ tai $+1g$ kiihtyvyyttä. Jos mittausakseli on puolestaan kohtisuorassa gravitaatiokenttää vastaan, näyttää kiihtyvyyssanturin ulostulo 0 g kiihtyvyyttä. (Foerster & Fahrenberg 2000; Mathie ym. 2003.)

Tutkimuksissa on yleisesti käytetty useita kiihtyvyyssantureita, jotka on sijoitettu eri kohtiin kehoa esimerkiksi rintakehälle tai vyötärölle ja lantiolle. Asentojen ja aktiviteettien tunnistamisessa voidaan käyttää erilaisia luokittelumenetelmiä. Kiinnitetyn kynnsarvon menetelmässä (engl. fixed-threshold classification) määritetään kynnsarvot eri toiminnoille etukäteen tehtyjen mittausten perusteella. Viitearvoon perustuvassa menetelmässä (engl. reference-pattern-based classification) tutkittavalta henkilöltä määritetään viitearvot eri asennoista ja toiminnoista standardoidulla protokollalla. Viitearvojen avulla voidaan päätellä henkilön asentoja ja toimintoja käytännön mittauksissa. Myös tilastollisia menetelmiä sekä neuroverkkoihin (engl. neural networks) ja sumeaan logiikkaan (engl. fuzzy logic) perustuvia menetelmiä voidaan käyttää luokittelussa. (Foerster & Fahrenberg 2000; Mathie ym. 2004.)

Mathie ym. (2003) kehittivät automaattisen menetelmän, joka erotteli yhden vyötärölle kiinnitetyn kolmiakselisen kiihtyvyyssanturin signaalin sekä kynnsarvojen avulla ensin levon ja aktiiviset toiminnot toisistaan. Tämän jälkeen asentoja ja aktiviteettejä pystyttiin analysoimaan ja luokittelemaan tarkemmin. Aminian ym. (1999) puolestaan kehittivät menetelmän, joka luokitteli toiminnot neljään kategoriaan (makuu, istuminen, seisominen ja liikkuminen) kahden kiihtyvyyssanturin signaalin ja kynnsarvojen avulla. Lisäksi he vertasivat kehittämäänsä menetelmää videoanalyysiin. Foerster ym. (1999) mittasivat laboratoriossa yhdeksän eri asentoa tai liikettä neljällä kiihtyvyyssanturilla ja määrittivät niiden perusteella viitearvot kyseisille toiminnoille. Tämän jälkeen he tekivät laboratorion ulkopuolella mittauksia erilaisista aktiviteeteistä ja käyttivät apunaan havainnoitsijaa luokittelemaan toimintoja. Heidän tutkimuksensa perusteella kiihtyvyyssanturilla pystyttiin luotettavasti tunnistamaan kehon eri asentoja ja liikettä.

Kiihtyvyyssanturien antamaa tietoa voidaan yhdistää toimintojen luokitteluissa myös muihin mitattuihin suureisiin, kuten esimerkiksi sykkeeseen (Mathie ym. 2004). Pärkkä ym. (2006) kehittivät tutkimuksessaan kolme erilaista menetelmää, joissa hyödynnetään kiihtyvyyssantureilla mitattuja signaaleita ja fysiologisia suureita (mm. syke, ihon lämpötila ja resistanssi) jokapäiväisten toimintojen luokittelussa. Kahden päättelypuumenetelmän tarkkuudeksi toimintojen luokittelussa tutkimuksessa saatiin 82 % ja 86 %. Neuroverkkoon perustuvan menetelmän luokittelutarkkuus oli puolestaan 82 %.

3 HAPENKULUTUKSEN MITTAUS SEKÄ ARVIOINTI SYKKEEN JA SYKEVAIHTELUN AVULLA

3.1 Epäsuora kalorimetria

Kehon energia-aineenvaihdunta tapahtuu pääasiassa hapen avulla. Hapenkulutus kertoo kuinka paljon sisäänhengitetystä hapesta jää elimistön kudosten käyttöön. Etenkin lepotilassa ja fyysisen kuormituksen ns. steady-state tilassa energiankulutus voidaan arvioida epäsuorasti hapenkulutuksen avulla, koska tällöin anaerobinen eli ilman happea tapahtuva energiantuotto on vähäistä. Energiankulutuksen arviointia hapenkulutuksen avulla kutsutaankin epäsuoraksi kalorimetriaksi. Pommikalorimetrissä tehtyjen mittausten perusteella hiilihydraatin, rasvan ja proteiinin sekoituksen polttaminen yhdessä happilitrassa vapauttaa energiaa 4.82 kcal. Polttamisessa vapautuva energiamäärä vaihtelee hiukan sen mukaan mitä ravintoainetta poltetaan. Yhden litran hapenkulutus vastaa siis noin 5 kcal energiankulutusta. (McArdle ym. 1991, 145-146.)

Hapenkulutuksen mittaaminen eli epäsuora kalorimetria voidaan toteuttaa kahdella tavalla, suljetulla tai avoimella menetelmällä. Suljetussa menetelmässä koehenkilö hengittää sisään kaasusäiliön sisältöä ja uloshengityksen hiilidioksidi kerätään talteen. Koska suljetussa menetelmässä hengityskaasut eivät ole kosketuksissa huoneilman kanssa, on menetelmä vaikea toteuttaa fyysisen kuormituksen yhteydessä. Avoimessa menetelmässä koehenkilön hengityskaasuja ei tarvitse eristää ympäröivästä ilmasta vaan hän hengittää sisään huoneilmaa, jonka kaasukoostumus tunnetaan tarkasti (20.93 % happea, 0.03 % hiilidioksidia ja 79.04 % typpeä). Avoimessa menetelmässä mitataan sisään- ja uloshengitysilman happi- ja hiilidioksidipitoisuudet sekä hengitysilman tilavuus. Hengitysilman tilavuus voidaan määrittää keräämällä uloshengitetty ilma pussiin tai palloon (ns. Douglas bag -menetelmä) tai mittaamalla sisään- ja uloshengitysilman virtausnopeus ja laskemalla sen avulla tilavuus. Sisään- ja uloshengitetyn ilman happi- ja hiilidioksidipitoisuuksien erojen avulla saadaan selville hapenkulutus VO_2 ja hiilidioksidin tuotto VCO_2 . Energiankulutus voidaan laskea hapenkulutuksen avulla. Hapenkulutuksen ja hiilidioksidin tuoton lisäksi epäsuorassa kalorimetriassa on määritettävä myös ventilaatio eli keuhkotuuletus (l/min) sekä hengitysosamäärä (RER), joka kuvaa tuotetun hiilidioksidin ja hapenkulutuksen

suhdetta. Hengitysosamäärä kertoo kuinka keho tuottaa energiaa eli mitä ravintoainetta käytetään pääasiallisena energianlähteenä. (McArdle ym. 1991, 146-150.)

Epäsuora kalorimetria voidaan nykyään suorittaa kuormituksen aikana kannettavilla hengityskaasuanalysaattoreilla, joista uusimmat mittaavat ilman virtausta ainoastaan hengitys hengitykseltä (engl. breath-by-breath). Hengitys hengitykseltä menetelmässä hapenkulutus ja hiilidioksidin tuotto mitataan jokaisesta hengityssyklistä. Menetelmä mahdollistaa kaasujen vaihdon nopeiden muutosten mittauksen. Viiveet kaasujen ja hengitysvirtauksen mittaamisessa ovat kuitenkin erilaiset ja saattavat aiheuttaa virhettä mitattuihin arvoihin. Kannettavien hengityskaasuanalysaattoreiden käyttöä tutkimuskäytön ulkopuolella rajoittaa kuitenkin niiden melko lyhyt käyttöaika ja laitteiden kalleus. (Nummela 2004.)

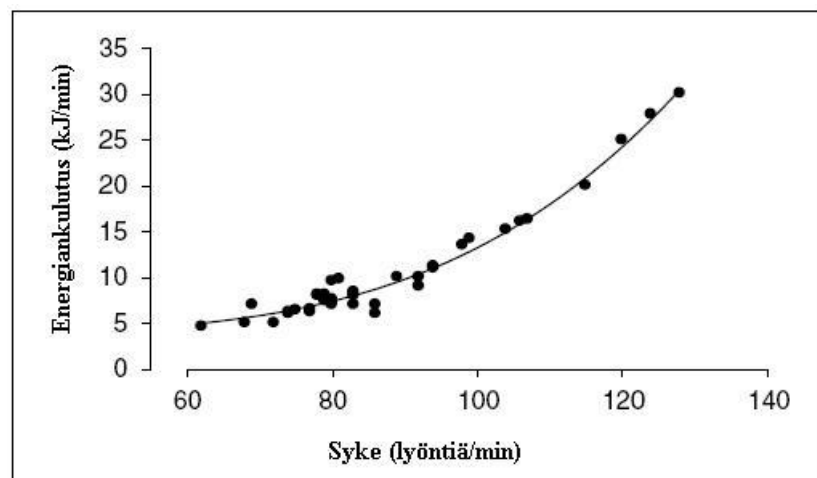
3.2 Sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuvat hapenkulutuksen arviointimenetelmät

Sykettä voidaan mitata helposti nykyaikaisten sykemittarien avulla. Kaupalliset sykemittarit sisältävät yleensä rintakehän ympärille asennettavan sykepannan elektrodeineen sekä kellon näköisen rannetietokoneen, joka kerää ja tallentaa langattomasti syketiedon ja näyttää sykelukeman. Sykemittarin lisäksi sykettä voidaan mitata myös EKG-laitteilla, jotka mittaavat sydänsähkökäyrää eli elektrokardiogrammia (EKG). EKG-laitteita käytetään yleisesti kliinisissä tutkimuksissa, esimerkiksi ns. Holter-tutkimuksissa, joissa mitataan EKG:tä pitkäaikaisesti vuorokauden ajan sekä riskiryhmien kuntotestauksessa.

Sykkeeseen ja hapenkulutukseen vaikuttavat fyysisen kuormituksen käytettävä lihastyötapana (dynaaminen, staattinen/isometrinen) ja aktiivisen lihaskudoksen määrä (yläraajat, alaraajat, koko keho). Submaksimaalisessa kuormituksessa syke kasvaa enemmän isometrisessä tai yläraajatyössä kuin dynaamisessa tai alaraajoilla tehtävässä työssä. Sykkeeseen ja hapenkulutukseen vaikuttavat myös henkilön kunto, ikä ja sukupuoli. Sykkeeseen, mutta eivät niinkään hapenkulutukseen, vaikuttavat lisäksi henkinen kuormitus (stressi), ympäristön lämpötila ja kosteus, nestevajaus, kehon

asento (makuu, istuminen, seisominen) ja sairaudet. (Ainslie ym. 2003; McArdle ym. 1991, 169-172).

Sykettä voidaan käyttää hapenkulutuksen arviointiin niiden korkean korrelaation ansiosta. Sykkeen ja hapenkulutuksen ja siten myös sykkeen ja energiankulutuksen yhteys (kuva 4) on lähes lineaarinen keski-intensiteettisissä aktiviteeteissa. Matalilla ja erittäin korkeilla intensiteettitasoilla yhteys ei ole täysin lineaarinen. (McArdle ym. 1991, 169-172.)



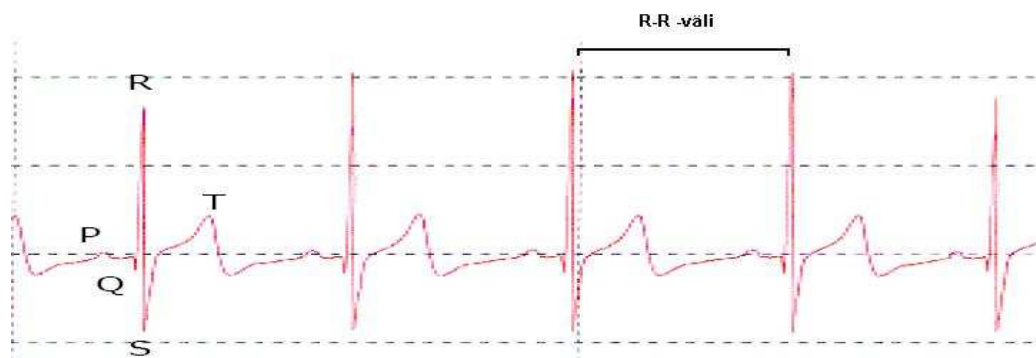
KUVA 4. Sykkeen ja energiankulutuksen välinen yhteys (mukailtu Ainslie ym. 2003).

Hapenkulutuksen ja siten energiankulutuksen arviointiin sykkeen perusteella on useita perinteisiä tapoja, jotka perustuvat tavalla tai toisella laboratorio-olosuhteissa mitatun sykkeen ja hapenkulutuksen väliseen yhteyteen (syke vs. VO_2 kuvaaja) eri intensiteettisissä suorituksissa. Yksinkertaisimmassa tavassa kenttäolosuhteissa mitattua sykettä verrataan määritettyyn kuvaajaan, hapen- ja siten energiankulutuksen arvioimiseksi. Yksi menetelmästä on ns. flex syke (engl. flex HR) -menetelmä, jossa tutkittavalta henkilöltä mitataan laboratoriossa sykettä ja hapenkulutusta lepotilanteessa sekä eri intensiteettisissä kuormituksissa. Näin saadaan selville henkilön sykkeen ja hapenkulutuksen välinen yhteys. Flex syke eli ns. taitekohdan syke on korkeimman levossa mitatun sykkeen ja matalammin kevyen kuormituksen aika mitatun sykkeen keskiarvo. Kenttäolosuhteissa energiankulutus arvioidaan mitatun sykkeen sekä laboratoriossa määritetyn flex sykkeen ja syke vs. VO_2 kuvaajan avulla. Jos syke on alle flex sykkeen, energiankulutus määritetään lepoenergiankulutuksen avulla, mikä saattaa aiheuttaa epätarkkuutta. Jos syke taas on korkeampi kuin flex syke,

energiankulutus saadaan laboratoriossa mitatun syke vs. VO_2 kuvaajan avulla. Perinteisten menetelmien heikkoutena on, että syke vs. VO_2 kuvaaja muodostetaan vain laboratoriossa mitattujen kuormitusten avulla. Kenttäolosuhteissa ja normaalissa elämässä fyysinen kuormitus voi olla hyvinkin erilaista, jolloin energiankulutuksen arvioinnin tarkkuus huononee. Erityisesti kuormituksen ns. on/off-response vaiheiden aikana pelkän sykkeen avulla arvioitu energiankulutus voi poiketa todellisesta energiankulutuksesta. On-response tiedolla tarkoitetaan kuormituksen alussa tai kuormituksen intensiteetin kasvaessa tapahtuvia muutoksia fysiologisissa suureissa esim. sykkeessä ja hapenkulutuksessa. Off-response tiedolla tarkoitetaan puolestaan kuormituksen päättyessä tai kuormituksen intensiteetin laskiessa tapahtuvia muutoksia fysiologisissa suureissa. (Ainslie ym. 2003; Pulkkinen 2003; Pulkkinen ym. 2004.)

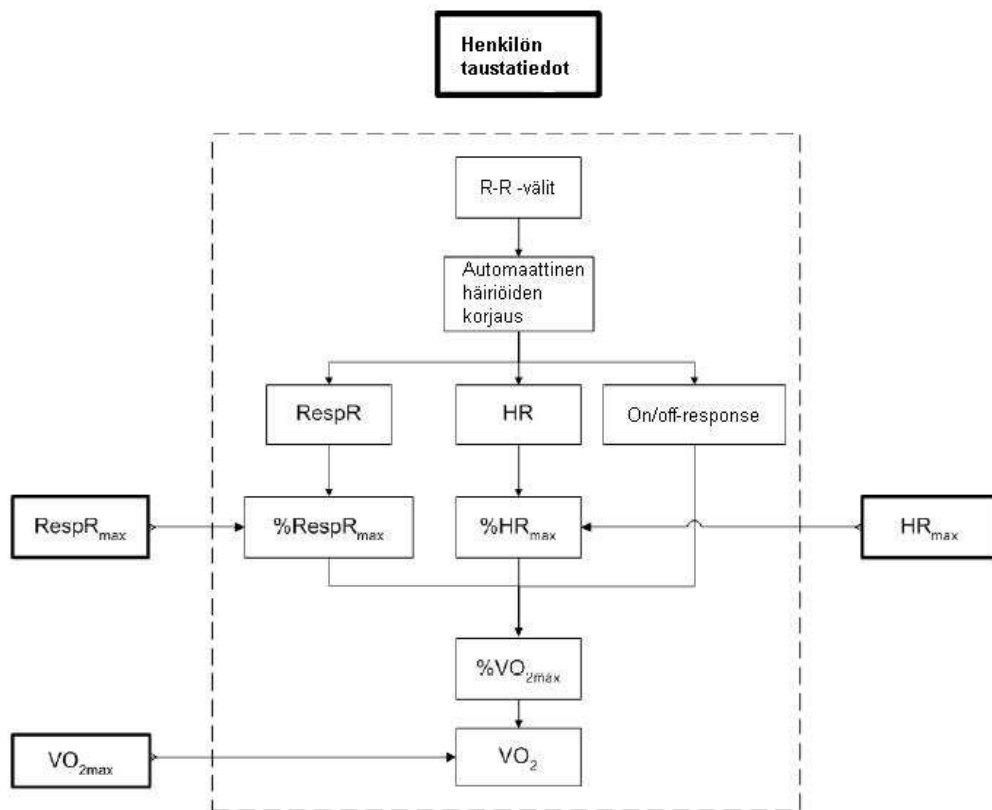
Hapenkulutuksen ja fyysisen aktiivisuuden arviointia eri intensiteettisissä suorituksissa pystytään parantamaan yhdistämällä sykkeestä saatava informaatio kiihtyvyyssanturin antamaan tietoon liikkeestä. Haskell ym. (1993) määrittivät jokaiselle koehenkilölle erikseen sykkeen ja hapenkulutuksen välisen yhteyden erilaisissa submaksimaalisissa kuormituksissa ja yhdistivät tähän informaatioon kiihtyvyyssanturilla mitatun tiedon aktiivisuudesta ja liikkeestä. Kun esimerkiksi käsien liikedata yhdistettiin sykkeeseen, hapenkulutuksen arviointi parani (r^2 nousi 0.69:stä 0.82:een). (Haskell ym. 1993.)

Myös sykevälien (R-R -väli, kuva 5) eli peräkkäisten sydämenlyöntien välisten aikojen avulla voidaan arvioida hapenkulutusta. Sykevaihtelulla (engl. heart rate variability, HRV) puolestaan tarkoitetaan peräkkäisten sydämenlyöntien välisten aikojen vaihtelua, joka johtuu autonomisen hermoston säätelystä (Task Force 1996).



KUVA 5. EKG-signaali, jossa kuvattu sydämenlyönnin vaiheet P-T sekä kahden peräkkäisen sydämenlyönnin väli eli R-R -väli (mukailtu Firstbeat Technologies Oy)

Sykevälit voidaan määrittää EKG-mittarin lisäksi sykemittarilla, jonka resoluutio on riittävän hyvä R-piikkien tunnistamiseksi. Uusi neuroverkkomalliin perustuva ohjelma (Hyvinvointianalyysi, Firstbeat Technologies Oy, Jyväskylä, Suomi) arvioi henkilön hapenkulutuksen sykevaihtelusta, käyttäen apunaan sykevaihtelusta laskettua hengitysfrekvenssiä ja on/off-response tietoa eli tietoa kuormituksen vaiheista sekä arvioitua tai mitattua maksimisykettä ja maksimaalista hapenkulutusta (VO_{2max}). (Firstbeat Technologies Oy 2005). Kuvassa 6 on esitetty kaaviokuva sykevaihtelun perusteella arvioidusta hapenkulutuksesta. Kuvan menetelmää käytetään Firstbeat Technologies Oy:n ohjelmistossa. Hapenkulutuksen arviointia pystytään parantamaan merkittävästi huomioimalla sykkeen lisäksi sekä hengitysfrekvenssi että on/off-response tieto. On/off –response tieto ja hengitysfrekvenssi voidaan määrittää sykkeen ja sykevaihtelun muutoksista. (Pulkinen 2003; Pulkinen ym. 2004.).



KUVA 6. Kaaviokuva hapenkulutuksen arvioinnista sykevaihtelun ja siitä lasketun hengitysfrekvenssin ja on/off-response tiedon avulla (mukailtu Firstbeat Technologies Oy 2005). HR=syke, HR_{max} =maksimi syke, RespR=hengitystaaajuus, $RespR_{max}$ =maksimi hengitystaaajuus, VO_2 =hapenkulutus, VO_{2max} =maksimaalinen hapenkulutus.

4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää eri menetelmien (kiihtyvyysanturi vyötäröllä/ranteessa, syke, sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuva menetelmä) yhteys mitattuun hapenkulutukseen ja siten vertailla eri menetelmiä fyysisen aktiivisuuden arvioinnissa. Lisäksi tutkittiin kuinka hyvin kehon eri asentoja (seisominen, istuminen, makuu) voidaan erotella vyötärölle kiinnitetyn kiihtyvyysanturin signaalin avulla.

Tutkimusongelmat olivat:

1. Kuinka kahden kiihtyvyysanturiin perustuvan laitteen (vyötärölle vs. ranteeseen sijoitettu) antamat aktiivisuusluvut vastaavat toisiaan?
2. Mikä on mitatun hapenkulutuksen ja kiihtyvyysanturien aktiivisuuslukujen välinen yhteys eri intensiteettisistä aktiviteeteistä koostuvan tehtäväsarjan aikana?
3. Voidaanko kehon eri asentoja erotella kiihtyvyysanturin signaalin avulla?
4. Mikä on sykkeen ja mitatun hapenkulutuksen yhteys suoritetun tehtäväsarjan aikana?
5. Kuinka hyvin sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä (Hyvinvointianalyysilla) määritetty hapenkulutus vastaa todellista mitattua hapenkulutusta eri tehtävissä?
6. Millä käytetyistä menetelmistä voidaan parhaiten arvioida fyysistä aktiivisuutta eli millä menetelmällä on paras yhteys mitattuun hapenkulutukseen?

5 TUTKIMUSMENETELMÄT

5.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui 20 vapaaehtoista koehenkilöä (10 naista ja 10 miestä), jotka olivat iältään 22 - 37-vuotiaita. Heidän pituutensa vaihteli 158 - 184 cm välillä ja painonsa 54.7 – 100.3 kg välillä. Tutkittavat olivat terveitä ja tupakoimattomia. Tarkemmat tiedot koehenkilöistä on esitetty taulukossa 3. Koehenkilöillä oli oikeus kieltäytyä tutkimuksesta tai keskeyttää tutkimus missä vaiheessa tahansa. Ennen tutkimusta koehenkilöt lukivat läpi tiedotteen tutkimuksesta ja antoivat suostumuksensa tutkimukseen (liite 1). Lisäksi he täyttivät esitieto- ja aktiivisuusluokkalomakkeen (liitteet 2 ja 3). Koehenkilöitä pyydettiin välttämään raskasta rasvapitoista ruokailua 4 h ennen tutkimusta. Lisäksi heitä pyydettiin välttämään voimakasta fyysistä rasitusta ja alkoholin nauttimista tutkimusta edeltävänä päivänä ja tutkimuspäivänä ennen mittauksia.

TAULUKKO 3. Koehenkilöiden taustatiedot (keskiarvo \pm keskihajonta). * aktiivisuusluokan määrittelylomake liitteessä 3 (mukailtu Ross & Jackson 1990, 109).

	naiset	miehet	yhdistetty
n	10	10	20
ikä (v)	28.1 \pm 4.3	28.8 \pm 3.5	28.5 \pm 3.8
pituus (cm)	164.7 \pm 4.0	177.5 \pm 5.1	171.1 \pm 7.9
paino (kg)	62.5 \pm 5.0	78.0 \pm 10.0	70.3 \pm 11.1
BMI (kg/m²)	23.1 \pm 1.8	24.7 \pm 2.4	23.9 \pm 2.2
aktiivisuusluokka (1-7) *	5.7 \pm 1.4	5.1 \pm 1.4	5.4 \pm 1.4

5.2 Tutkimusprotokolla

Mittaukset suoritettiin laboratoriotiloissa ja ne olivat osa laajempaa tutkimusta (ks. liite 1). Tutkimuspäivänä ennen mittausta koehenkilö punnittiin ja hänelle selvitettiin suullisesti mittausprotokolla sekä siihen liittyvät yksityiskohdat. Polkupyöräergometrin satula säädettiin myös oikealle korkeudelle ennen mittauksen alkua. Mittauslaitteiden asentamisen jälkeen koehenkilöt suorittivat erilaisia tehtäviä tietyssä järjestyksessä

(taulukko 4) siirtyen aina mittaa- jien ohjeiden mukaan tehtävän loputtua suorittamaan seuraavaa tehtävää. Eri tehtävien välillä ei ollut taukoja, lukuun ottamatta siirtymistä suorituspaikasta toiseen tai mahdollisia laitteiden asentojen korjauksia. Jokaisen tehtävän aloitusaika ja tarvittaessa lopetusaika kirjattiin ylös mittauspöytäkirjaan. Tehtävät oli valittu siten, että ne kuvasivat erilaisia asentoja levossa, päivittäisiä askareita ja eri intensiteettisiä liikuntasuorituksia (polkupyöräily, kävely ja juoksu eri nopeuksilla) mahdollisimman monipuolisesti. Koko tehtäväsarjan suorittaminen kesti yhteensä noin yhden tunnin.

TAULUKKO 4. Eri tehtävien suoritusjärjestys, kesto ja tarkempi kuvaus.

Nro	Tehtävä	Kesto (min)	Tarkempi kuvaus
1	Lepo istuen	1	Koehenkilö istui sängyn reunalla.
2	Lepo maaten	1	Koehenkilö makasi selällään sängyllä.
3	Lepo istuen	1	Koehenkilö istui sängyn reunalla.
4	Lepo seisten	1	Koehenkilö seiso i sängyn vieressä.
5	Lepo maaten	1	Koehenkilö makasi selällään sängyllä.
6	Lepo seisten	1	Koehenkilö seiso i sängyn vieressä.
7	Lepo istuen kädet pöydällä	2	Koehenkilö istui tuolilla ja kädet pöydällä leväten.
8	Lehden lukeminen	1	Koehenkilö istui tuolilla ja luki lehteä (sivun kääntö ei dominoivalla kädellä).
9	Tietokoneella kirjoittaminen	1	Koehenkilö istui tuolilla ja kirjoitti tietokoneella hänelle annettua tekstiä.
10	Kävely	n. 3	Koehenkilö käveli vapaasti omaan tahtiin juoksuradalla.
11	Kävely kantamuksen kanssa	n. 3	Koehenkilö käveli vapaasti omaan tahtiin juoksuradalla ja kantoi molemmin käsin vartalon etupuolella painoilla täytettyä laatikkoa.
12	Tavaroiden nostelu kädellä	n. 3	Koehenkilö istui tuolilla ja nosteli ei dominoivalla kädellä kevyitä tavaroita kuten pieniä hiekkapusseja pöydällä toiselle ja pöydältä yläpuolella olevalle hyllylle.
13	Imurointi	3	Koehenkilö imuroi lattiaa omaan tahtiinsa.

14	Tavaroiden siirtely	n. 3	Koehenkilö kantoi matkalaukkuja toisella kädellä ja painoja lyhyen matkan.
15	Pyöräily polkupyörä ergometrillä	3	Koehenkilö polki polkupyöräergometrillä (60W, 60-70rpm).
16	Portaiden kävely ylös	n. 1	Koehenkilö käveli käytävän portaat ylös omaan tahtiinsa.
17	Portaiden kävely alas	n. 1	Koehenkilö käveli käytävän portaat alas omaan tahtiinsa.
18	Portaiden kävely ylös kantamuksen kanssa	n. 1	Koehenkilö käveli käytävän portaat ylös omaan tahtiinsa kantaen samalla kanistereita molemmissa käsissään.
19	Portaiden kävely alas kantamuksen kanssa	n. 1	Koehenkilö käveli käytävän portaat alas omaan tahtiinsa kantaen samalla kanistereita molemmissa käsissään.
20	Kävely juoksumatolla 5km/h	4	Koehenkilö käveli juoksumatolla vauhdilla 5km/h (maton kulma 1°).
21	Kävely juoksumatolla 6km/h	4	Koehenkilö käveli juoksumatolla vauhdilla 6km/h (maton kulma 1°).
22	Kävely juoksumatolla 7km/h	4	Koehenkilö käveli juoksumatolla vauhdilla 7km/h (maton kulma 1°).
23	Juoksu juoksumatolla 7km/h	4	Koehenkilö juoksi juoksumatolla vauhdilla 7km/h (maton kulma 1°).
24	Juoksu juoksumatolla 8km/h	4	Koehenkilö juoksi juoksumatolla vauhdilla 8km/h (maton kulma 1°).
25	Lepo istuen kädet pöydällä	2	Koehenkilö istui tuolilla ja kädet pöydällä leväten.

Koehenkilöt suorittivat tehtävissä saman työmäärän, joka vakioitiin suorituskertojen tai tehtävän keston perusteella, riippuen tehtävästä. Kaikki koehenkilöt käyttivät samoja kantamuksia ja tavaroita sekä siirtelivät niitä yhtä pitkät matkat. Omaan tahtiin käveltäessä, koehenkilöt kävelivät juoksuradalla yhtä monta kierrosta ennalta määrättyä reittiä. Myös portaita käveltiin ylös ja alas yhtä pitkä matka.

5.3 Mittauksissa käytetyt laitteet

5.3.1 Kiihtyvyyden mittaaminen vyötäröltä

Kiihtyvyyden mittaamiseen vyötäröltä käytettiin Alive Heart Monitoria (HM120, Alive Technologies Pty. Ltd., Arundel Queensland, Australia), jonka tallennusyksikkö sisälsi kaksisuuntaisen kiihtyvyysanturin (ADXL311, Analog Devices, Inc., Yhdysvallat). Kiihtyvyysanturi mittasi kiihtyvyyttä sekä x- että y-suunnassa. Kiihtyvyysanturilla pystyttiin mittaamaan sekä staattista kiihtyvyyttä (esim. gravitaation aiheuttama kiihtyvyys) että dynaamista kiihtyvyyttä (esim. liikettä ja värähtelyjä) kuvan 7 osoittamien x- ja y- akselien suuntaisesti. Alive Heart Monitorin kiihtyvyysanturin sisältävä tallennusyksikkö sijoitettiin tutkimuksessa koehenkilön vyötärölle vasemmalle sivulle, vyötärölle laitettavan vyön taskuun. Kiihtyvyysanturin positiivinen x-akseli osoitti koehenkilöllä eteenpäin eli mittasi liikettä anterior-posterior suunnassa ja y-akseli osoitti ylöspäin eli mittasi liikettä vertikaalisuunnassa. Vyötärölle tai lantiolle kiinnitetty kiihtyvyysanturi kuvastaa parhaiten kehon massakeskipisteen liikettä (Bouten ym. 1997). Kiinnitettäessä Alive Heart Monitorin tallennusyksikköä vyötärölle oli erityisesti huomioitava, että tallennusyksikkö oli jokaisella koehenkilöllä samassa kohdassa ja asennossa. Lisäksi vyön tuli olla riittävän kireällä, ettei se heilu koehenkilön liikkeessä ja aiheuta näin häiriötä kiihtyvyyssignaaleihin.

Kiihtyvyysanturin mittausalue oli ± 2 g ($g=9,81$ m/s²). Alive Heart Monitorin näytteenottotaajuus kiihtyvyyssignaalille oli 75 Hz ja kaistanleveys 0-20 Hz. Analoginen kiihtyvyyssignaali muunnettiin Alive Heart Monitorissa 8-bittisellä analogia-digitaalinen (A/D) -muuntimella digitaaliseen muotoon. Koska digitaalinen signaali esitettiin 8-bittisenä (etumerkitön), pystyi laite erottelemaan $2^8=256$ eri kiihtyvyyden tasoa. Laite tallensi signaalit SD-muistikortille, josta tiedot pystyttiin myöhemmin tallentamaan tietokoneen kovalevylle jatkokäsittelyä varten.



KUVA 7. Alive Heart Monitorin tallennusyksikkö ja kiihtyvyysanturin mittausakselien suunnat. (Alive Technologies Ltd., ATSAAnalyser.xls)

5.3.2 EKG-signaalin ja sykkeen mittaaminen

Sydänsähkökäyrä (elektrokardiogrammi, EKG) mitattiin samalla laitteella kuin kiihtyvyyssignaali eli Alive Heart Monitorilla. EKG-signaalia rekisteröitäessä käytettiin kahta kertakäyttöistä tarraelektrodia (Blue Sensor EKG-elektrodit, Ambu, Ølstykke, Tanska), joista toinen kiinnitettiin oikealle solisluun keskikohdan alapuolelle toiseen kylkiluuväliin keskisolisluulinjaan ja toinen vasemmalle kainaloon keskikainalolinjaan kahdeksanteen kylkiluuväliin. Ennen elektrodien kiinnitystä iho valmisteltiin huolellisesti ihon impedanssin pienentämiseksi ajamalla mahdolliset ihokarvat pois, poistamalla kuolleet ihosolut hiekkapaperilla ja puhdistamalla kiinnityspaikka desinfiointiaineella. Alive Heart Monitorin johdot kiinnitettiin elektrodeihin nepparien avulla. Ylimääräistä johtoa kierrettiin hieman rullalle ja rulla kiinnitettiin teipillä. Lopulta johto kiinnitettiin ihoon teipillä häiriöiden minimoimiseksi rullan kohdalta läheltä elektrodia.

Alive Heart Monitorin EKG-signaalin näytteenottotaajuus oli 300Hz. Analoginen signaali muunnettiin Alive Heart Monitorissa digitaaliseen muotoon 8-bittisellä A/D-muuntimella. Alive Heart Monitor tallensi EKG-signaalin SD-muistikortille, josta se pystyttiin edelleen tallentamaan tietokoneen kovalevyille.

5.3.3 Hapenkulutuksen mittaaminen

Hapenkulutus mitattiin kannettavalla ergospirometrillä (Oxycon Mobile Jaeger, Viasys Healthcare, Inc., Höchberg, Saksa), jota pystyttiin käyttämään koko tutkimusprotokollan ajan. Laite koostuu kasvoille asennettavasta hengitysmaskista ja mittauslaitteistosta, joka kiinnitetään rintakehän ympärille puettavaan liiviin. Mittauslaitteisto asennettiin tutkimuksen alussa rintakehän etupuolelle, jotta koehenkilön oli mahdollista mennä selin makuuasentoon. Ennen juoksumatolla suoritettavia kävelyä ja juoksua mittauslaitteisto siirrettiin selän puolelle, jossa se häirtäsi vähemmän ko. suorituksia. Oxycon Mobile Jaeger keräsi hengityskaasuja hengitys hengitykseltä ja lähetti aineiston langattomasti tietokoneelle analysoitavaksi. Ennen jokaista mittausta laite kalibroitiin kalibrointikaasuilla.

5.3.4 Käden liikkeen mittaaminen

Käden aktiivisuutta mitattiin ei dominoivasta kädestä (oikea kätisillä vasen käsi) Actiwatch aktigrafia-laitteella (Actiwatch Plus, Cambridge Neurotechnology Ltd., Cambridge, Iso-Britannia). Actiwatch sisälsi pietsosähköisen kiihtyvyyssanturin, joka mittasi liikkeen intensiteettiä, määrää ja kestoja joka suuntaan. Actiwatch -laitteen näytteenottotaajuus oli 32Hz ja se mittasi kaikkea liikettä, joka ylitti kiihtyvyyden arvon 0.05g. Laite suodatti kiihtyvyyssignaalin taajuuskaistalle 3-11Hz. Kiihtyvyyssanturin mittaamaan kiihtyvyyteen verrannollinen jännite muutettiin Actiwatch -laitteessa ns. aktiivisuusluvuiksi. Aktiivisuusluvut tallentuivat laitteeseen 2 sekunnin välein ja ne pystyttiin myöhemmin purkamaan ja tallentamaan tietokoneelle jatkoanalyysia varten.

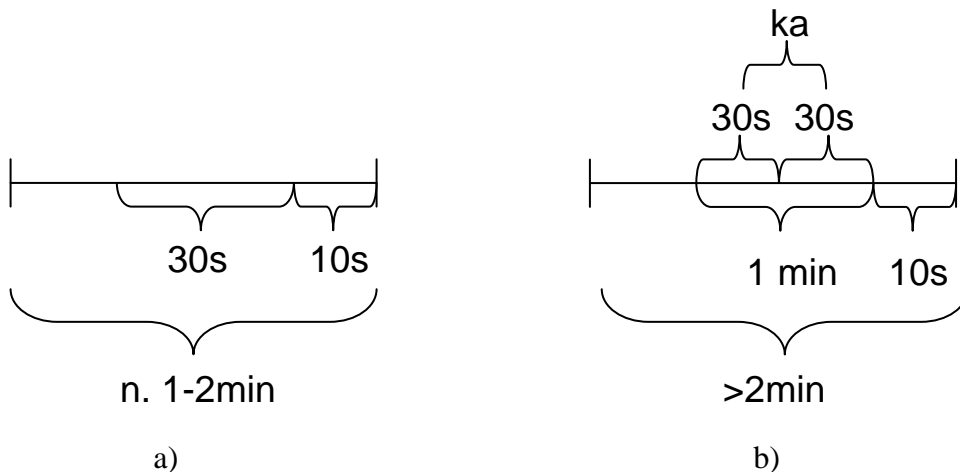
5.3.5 Eri mittalaitteiden ajallinen yhteensovittaminen

Koska kaikkia mittalaitteita ei ollut mahdollista käynnistää samaan aikaan, sovitettiin eri laitteiden antamat aineistot ajallisesti yhdenmukaisiksi erillisen sekuntikellon avulla. Erillinen sekuntikello käynnistettiin ennen mittauksen alkua ja pysäytettiin mittauksen lopettamisen jälkeen. Jokaisen tutkimuksessa käytetyn laitteen käynnistysaika ja pysäytysaika merkittiin ylös sekuntikellosta 1 sekunnin tarkkuudella mittauspöytäkirjaan. Alive Heart Monitorissa ja Actiwatchissa painettiin myös erillistä merkkisignaalia (markkereita) ennen mittausta ja mittauksen jälkeen. Nämä ajanhetket merkittiin ylös mittauspöytäkirjaan. Merkkisignaalit tallentuivat Alive Heart Monitorissa omaan tiedostoonsa 1s tarkkuudella ja Actiwatch -mittarissa aktiivisuuslukujen yhteyteen 2s tarkkuudella. Myös jokaisen suoritettavan tehtävän aloitusaika ja tarvittaessa lopetusaika merkittiin 1 sekunnin tarkkuudella mittauspöytäkirjaan. Näin pystyttiin tarkastelemaan jokaisen laitteen antamaa aineistoa eri tehtävissä ja yhdistämään eri aineistot ajallisesti keskenään.

5.4 Mittaustulosten käsittely

Koska tehtävät olivat kestoltaan eripituisia, valittiin jokaisen tehtävän lopusta ajanjakso ns. steady-state, jolta määritettiin analysoitavaksi mitattujen suureiden arvot. Näin eri

laiteiden mittaustuloksista saatiin vertailukelpoisia sekä eri tehtävissä saatuja tuloksia pystyttiin vertailemaan keskenään. Kun tehtävän kesto oli alle kaksi minuuttia, valittiin ajanjaksoksi 30s tehtävän lopusta (10s tehtävän lopusta taaksepäin). Kun tehtävän kesto oli puolestaan yli kaksi minuuttia, valittiin ajanjaksoksi yksi minuutti tehtävän lopusta (10s tehtävän lopusta taaksepäin). Kiihtyvyyssignaalia ja käden aktiivisuutta käsiteltäessä yhden minuutin ajanjakso jaettiin vielä kahteen puolen minuutin jaksoon ja näille jaksoille lasketuista arvoista otettiin keskiarvo. Kuvassa 8 on selvennetty eripituisista tehtävistä analysoitavaksi valitut ajanjaksot.



KUVA 8. Eripituisista tehtävistä analysoitavaksi valitut ajanjaksot. a) Alle 2min kestävästä tehtävästä analysoitavaksi valittiin 30s ajanjakso tehtävän lopusta. b) Yli 2 min kestävästä tehtävästä analysoitavaksi valittiin 1 min ajanjakso tehtävän lopusta (ka=keskiarvo).

5.4.1 Kiihtyvyyssignaali vyötäröltä

Alive Heart Monitorilla mitattu kiihtyvyyssignaali tallentuu yhdessä EKG-signaalin kanssa samaan tiedostoon. Kiihtyvyyssignaalien ascii-muotoiset tiedostot (erilliset x- ja y-suuntaiselle kiihtyvyydelle) rajattiin merkkisignaalin mukaisesti alkumarkkerista loppumarkkeriin, jotta kiihtyvyyssignaalit pystyttiin synkronoimaan muiden mitattujen suureiden kanssa. Ascii-muotoisten tiedostojen lukemat olivat ns. ”raakalukuja”, jotka saivat arvoja välillä 0-255. Raakalukemia käsiteltiin Matlab-ohjelmiston avulla niin, että signaalista pystyttiin tunnistamaan kehon asentoja ja määrittämään fyysinen aktiivisuus eri tehtävissä

Fyysisen aktiivisuuden määrittämiseksi raakaluvut skaalattiin välille -128 - 128 siten, että 0 vastasi -128, 255 arvoa 128. Skaalattu kiihtyvyyssignaali suodatettiin ensin 0.5-11Hz äärellisen impulssivasteen (engl. finite impulse response, FIR) kaistanpäästösuotimella, jolloin korkeataajuisten häiriöiden ja gravitaation vaikutusta pystyttiin vaimentamaan ja jäljelle jäi ihmisen liikkeestä aiheutuva kiihtyvyys (van Someren ym. 1996; Mathie ym. 2003). Suodatuksen jälkeen signaali kokoaaltoasasuunnattiin eli laskettiin itseisarvo sekä liukuva keskiarvo 10s ikkunalla. Suodatukseen, kokoaaltoasasuuntaukseen ja keskiarvostukseen käytettiin liitteessä 4 esitettyjä Matlab -funktioita.

Aktiivisuusluvut määritettiin integroimalla eli suodatetun, tasasuunnatun ja keskiarvostetun signaalin pinta-ala eli integraali laskettiin 30s ajanjaksolta. Näin saatu luku, ns. aktiivisuusluku, kuvasti kiihtyvyyssignaalista määritettyä fyysistä aktiivisuutta kyseisenä 30s ajanjaksona. Aktiivisuus määritettiin jokaiselle suoritettulle tehtävälle erikseen. Alle kaksi minuuttia kestävässä tehtävässä aktiivisuusluku laskettiin 30s ajanjaksolta tehtävän lopusta. Kestoltaan yli kahden minuutin tehtävässä aktiivisuus määritettiin 1 min ajanjaksolta tehtävän lopusta siten, että minuutti jaettiin kahteen 30s jaksoon ja näille jaksoille laskettiin aktiivisuusluku. Tehtävää kuvaava aktiivisuusluku oli näiden kahden 30s jakson keskiarvo. Aktiivisuusluvut määritettiin erikseen x- ja y-suuntaiselle kiihtyvyydelle. Lisäksi x- ja y-suuntaiset aktiivisuusluvut yhdistettiin laskemalla niiden suuruuksien vektorisumma xy kaavalla $xy=(x^2+y^2)^{1/2}$.

Asentojen tunnistamiseksi raakaluvut skaalattiin g-arvoiksi siten, että lukema 188 vastasi +1g kiihtyvyyttä, lukema 128 vastasi 0g kiihtyvyyttä ja lukema 68 vastasi -1g kiihtyvyyttä. G-arvoiksi skaalatusta kiihtyvyyssignaalista laskettiin keskiarvosignaali 10s liukuvalla ikkunalla. Liukuvan keskiarvon laskemiseksi käytettiin Matlab -funktiota `moving_average` (ks. liite 4). Jokainen asento (makuu, istuminen ja seisominen) suoritettiin kaksi kertaa (tehtävät 1-6, taulukko 4). Jokaisen asennon lopusta laskettiin 30s ajalta signaalin keskiarvo. Koehenkilön asentoja kuvaamaan käytettiin kahden suorituskerran keskiarvoa.

5.4.2 EKG-signaali ja syke

Alive Heart Monitor tallensi EKG-signaalin muistikortillensa, josta se purettiin ja tallennettiin tietokoneelle. EKG-signaali muutettiin sykeväldataksi (R-R-väleiksi) laitteen mukana tulleella ohjelmalla. Sykevälejä sisältävät tiedostot muunnettiin edelleen Matlab -ohjelmalla Hyvinvointianalyysi -ohjelmiston (versio 1.4.1.5, Firstbeat Technologies Oy, Jyväskylä, Suomi) ymmärtämäksi tiedostoiksi (sdf-tiedostot). Sykevälejä analysoitiin neuroverkkomalliin perustuvalla Hyvinvointianalyysi-ohjelmistolla. Ohjelma määrittää sykeväleistä ns. korjatun sykkeen sekä muita erilaisia autonomisen hermoston toimintaa kuvaavia muuttujia ja fysiologisia suureita, kuten hapenkulutuksen ja hengitysfrekvenssin 1s välein. Tässä tutkimuksessa sykeaineistona käytettiin Hyvinvointianalyysin laskemaa ns. korjattua sykettä. Syke ja Hyvinvointianalyysin arvioima absoluuttinen hapenkulutus määritettiin jokaisen tehtävän lopusta valitulle ajanjaksolle erikseen.

5.4.3 Hapenkulutus

Oxycon Mobile Jaeger tallensi hengityskaasuja hengitys hengitykseltä tietokoneelle. Hapenkulutuksen keskiarvot määritettiin samoille ajanjaksoille kuin muutkin mitatut muuttujat hengitys hengitykseltä tallennetusta aineistosta.

5.4.4 Käden liike

Actiwatch tallensi aktiivisuusluvut 2s välein tiedostoihin, jotka pystyttiin siirtämään tietokoneelle erillisen purkulaitteen avulla. Aktiivisuuslukuja sisältävät tiedostot rajattiin annetusta alkumarkkerista loppumarkkeriin, jotta aktiivisuusluvut pystyttiin sovittamaan ajallisesti muiden mitattujen suureiden kanssa. Jos markkeria ei löytynyt tiedostosta, kuten muutamien koehenkilöiden tapauksessa kävi, rajaus tehtiin mittauspöytäkirjaan merkittyjen markkereiden antoaikojen perusteella. Actiwatch -mittarin aktiivisuusluvut määritettiin jokaiselle tehtävälle erikseen, kuten muutkin muuttujat. Alle kaksi minuuttia kestävässä tehtävässä aktiivisuuslukujen summa laskettiin 30s jaksolle tehtävän lopusta. Kestoltaan yli kahden minuutin tehtävissä

aktiivisuus määritettiin 1 min ajanjaksolta tehtävän lopusta siten, että minuutti jaettiin kahteen 30s jaksoon ja näille jaksoille laskettiin aktiivisuuslukujen summa. Tehtävää kuvaava aktiivisuus oli näiden kahden 30s jakson summien keskiarvo.

5.5 Tilastolliset analyysit

Tilastolliseen tarkasteluun käytettiin SPSS -ohjelmaa (versio 14.0, SPSS, Inc., Chicago, Yhdysvallat). Aktiivisuusluvut, syke ja hapenkulutukset on esitetty koehenkilöiden keskiarvoina ja keskihajontoina ($\bar{x} \pm s.d.$). Myös asentojen tunnistamisessa käytetyt kiihtyvyydet on esitetty keskiarvoina keskihajontoineen.

Korrelaatiokertoimet (r) ja merkitsevyydet (p) laskettiin joko Pearsonin tai Spearmanin korrelaatiotestillä. Pearsonin testiä käytettiin tapauksissa, joissa molemmat vertailtavista muuttujista olivat normaalijakautuneita. Spearmanin testiä puolestaan käytettiin jos normaalijakautuneisuus ehto ei täyttnyt. Normaalijakautuneisuus testattiin Shapiro-Wilkin normaalisuustestillä.

Mitatun hapenkulutuksen ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä arvioidun hapenkulutuksen eroja tarkasteltiin joko parittaisella T-testillä tai Wilcoxonin epäparametrisella testillä, riippuen siitä oliko vertailtavan parin erotus normaalijakautunut vai ei. Sekä koehenkilöiden hapenkulutuksien keskiarvoja tehtävittäin että koehenkilöiden keskiarvoja koko tehtäväsarjan ajalta vertailtiin. Tehtävittäin hapenkulutuksia vertailtiin myös aktiivisuusluokan (ks. liite 3) mukaan jaetuissa ryhmissä erikseen (ryhmä 1: aktiivisuusluokat 3-5, ryhmä 2: aktiivisuusluokat 6 ja 7). Eri ryhmien hapenkulutuksia ja sykkeitä vertailtiin lisäksi keskenään joko riippumattomien ryhmien T-testillä tai sen epäparametrisella vastineella Mann-Whitney -testillä. Asentojen tunnistamisessa käytettiin yksitekijäisen toistomittauksen ANOVA:n Bonferronin monivertailumenetelmää. Merkitsevyytensä on käytetty $p < 0.001$, $p < 0.01$ ja $p < 0.05$.

6 TULOKSET

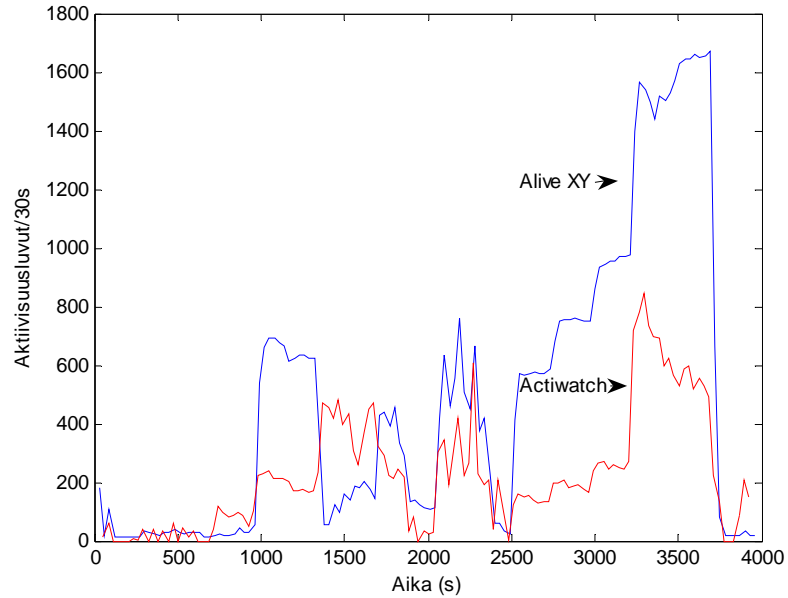
Koehenkilöiltä määritettiin x- ja y-suuntaiset aktiivisuusluvut sekä niiden yhdistelmä xy Alive Heart Monitorilla, aktiivisuusluvut Actiwatchilla, syke, mitattu hapenkulutus sekä Hyvinvointianalyysillä arvioitu hapenkulutus eri tehtävissä (ks. taulukko 5)

TAULUKKO 5. Mitattujen suureiden keskiarvot ja keskihajonnat 25 eri tehtävissä.

tehtävä	Alive XY /30s	Alive Y /30s	Alive X /30s	Actiwatch (counts/30s)	Syke (bpm)	VO2 (ml/kg/min)	HVA VO2 (ml/kg/min)
1	15 ± 3	13 ± 2	6 ± 3	0 ± 0	71 ± 16	3.6 ± 0.9	5.3 ± 1.2
2	19 ± 4	10 ± 3	16 ± 3	1 ± 2	64 ± 16	5.5 ± 1.0	4.7 ± 0.9
3	17 ± 2	14 ± 1	10 ± 2	0 ± 0	67 ± 16	3.4 ± 0.6	4.9 ± 1.0
4	17 ± 3	14 ± 2	9 ± 3	0 ± 0	76 ± 17	3.2 ± 0.5	5.8 ± 1.4
5	19 ± 3	11 ± 3	16 ± 3	0 ± 0	63 ± 16	5.0 ± 1.5	4.7 ± 0.9
6	18 ± 3	14 ± 2	10 ± 3	2 ± 6	74 ± 16	3.1 ± 0.5	5.6 ± 1.3
7	14 ± 2	13 ± 1	5 ± 3	0 ± 0	67 ± 15	3.6 ± 0.7	4.8 ± 1.0
8	16 ± 2	13 ± 1	9 ± 3	51 ± 57	70 ± 15	3.7 ± 0.6	5.4 ± 1.0
9	18 ± 4	14 ± 2	10 ± 4	15 ± 15	72 ± 15	4.2 ± 0.7	5.8 ± 1.1
10	713 ± 92	557 ± 75	441 ± 76	155 ± 48	96 ± 16	14.7 ± 1.6	9.0 ± 1.8
11	663 ± 98	551 ± 71	362 ± 97	215 ± 51	108 ± 17	17.6 ± 2.2	11.6 ± 2.9
12	62 ± 19	29 ± 7	55 ± 18	377 ± 101	84 ± 17	7.3 ± 0.8	7.2 ± 1.5
13	126 ± 27	76 ± 18	100 ± 21	226 ± 91	91 ± 16	11.3 ± 1.8	8.5 ± 1.9
14	379 ± 50	273 ± 33	262 ± 43	176 ± 40	101 ± 19	15.9 ± 1.8	10.6 ± 3.0
15	109 ± 26	60 ± 20	90 ± 21	13 ± 21	101 ± 18	14.8 ± 1.8	9.7 ± 2.7
16	480 ± 59	371 ± 59	302 ± 35	178 ± 86	123 ± 16	19.9 ± 2.0	16.0 ± 3.0
17	632 ± 95	538 ± 81	329 ± 65	332 ± 130	120 ± 19	25.0 ± 2.1	14.9 ± 3.5
18	492 ± 45	379 ± 46	311 ± 33	272 ± 55	135 ± 16	24.4 ± 1.8	20.3 ± 2.9
19	579 ± 80	479 ± 65	324 ± 61	403 ± 121	129 ± 20	26.9 ± 2.8	18.7 ± 4.2
20	560 ± 74	440 ± 64	343 ± 62	120 ± 44	104 ± 18	15.4 ± 0.9	10.8 ± 2.9
21	755 ± 85	608 ± 73	443 ± 75	173 ± 52	115 ± 19	18.8 ± 0.9	13.8 ± 3.3
22	1030 ± 108	825 ± 96	612 ± 91	259 ± 74	137 ± 22	24.6 ± 1.5	21.4 ± 4.4
23	1435 ± 106	1354 ± 116	470 ± 70	754 ± 336	147 ± 21	28.3 ± 1.8	25.7 ± 4.2
24	1526 ± 100	1433 ± 103	520 ± 72	777 ± 262	156 ± 20	31.5 ± 2.0	29.0 ± 3.8
25	16 ± 2	14 ± 2	8 ± 2	0 ± 1	98 ± 19	6.0 ± 1.1	7.5 ± 2.4

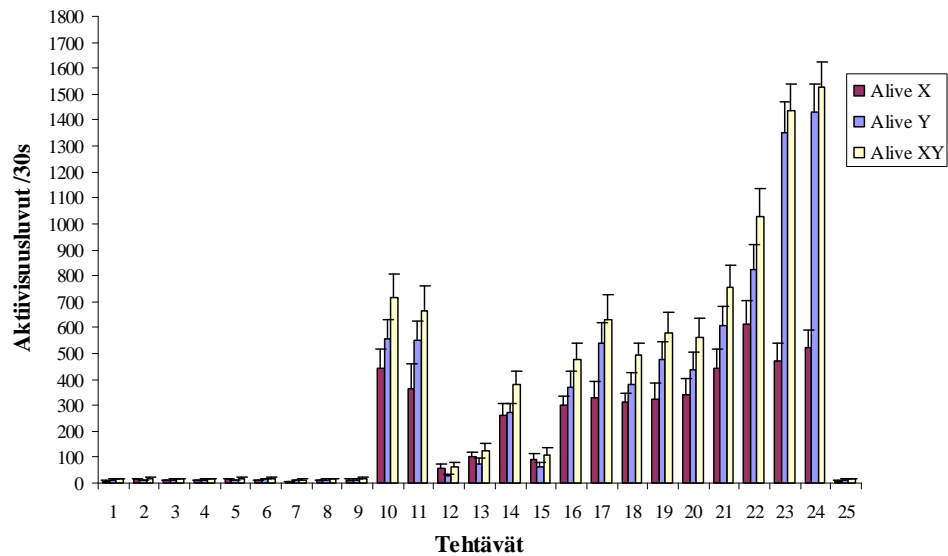
6.1 Aktiivisuusluvut eri tehtävissä

Kuvassa 9 on esitetty esimerkkisignaalit erään koehenkilön Alive Heart Monitorilla ja Actiwatchilla määritetyistä aktiivisuusluvuista koko tehtäväsarjan aikana.



KUVA 9. Aktiivisuusluvut koko tehtäväsarjan aikana eräällä koehenkilöllä.

Kuvassa 10 on esitetty Alive Heart Monitorin mittaamasta kiihtyvyyssignaalista määritetyt aktiivisuusluvut eri tehtävissä.

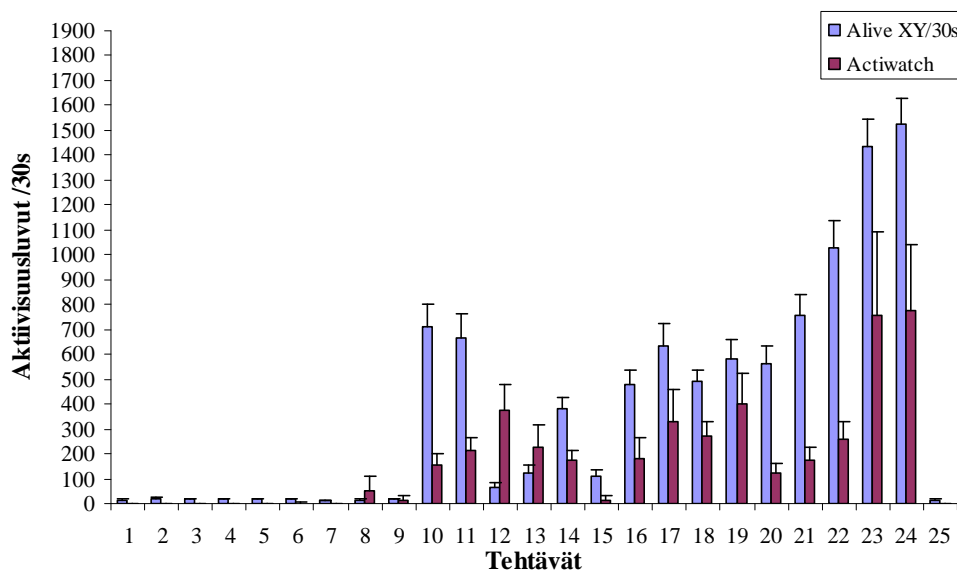


KUVA 10. Alive Heart Monitorin kiihtyvyyssignaalista määritetyt aktiivisuusluvut (koehenkilöiden $\bar{x} \pm \text{sd}$) eri tehtävissä.

X- ja y-suuntaisten aktiivisuuslukujen koehenkilöiden sisäiset korrelaatiot vaihtelivat välillä $r=0.880-0.947$, ($p=0.000$ kaikilla koehenkilöillä). Yhdistelmän xy ja x-suuntaisten aktiivisuuslukujen korrelaatiokertoimet puolestaan vaihtelivat välillä

$r=0.953-0.991$ ($p=0.000$ kaikilla koehenkilöillä) ja yhdistelmän xy ja y -suuntaisen aktiivisuuskokonaislukujen korrelaatiot välillä $r=0.914-0.980$ ($p=0.000$ kaikilla koehenkilöillä).

Alive Heart Monitorin x -suuntaisten aktiivisuuskokonaislukujen ja Actiwatchilla mitattujen aktiivisuuskokonaislukujen väliseksi korrelaatioksi saatiin $r=0.781$ ($p=0.000$). Y -suuntaisten aktiivisuuskokonaislukujen ja Actiwatchin aktiivisuuskokonaislukujen korrelaatio oli hieman korkeampi $r=0.802$ ($p=0.000$). X - ja y -suuntaisten aktiivisuuskokonaislukujen yhdistelmän (xy) ja Actiwatchin aktiivisuuskokonaislukujen korrelaatio oli puolestaan $r=0.805$ ($p=0.000$) (vrt. kuva 11). Koehenkilöiden sisäiset korrelaatiot olivat: Alive XY vs. Actiwatch $r=0.694-0.873$ ($p=0.000$ kaikilla koehenkilöillä), Alive Y vs. Actiwatch $r=0.704-0.881$ ($p=0.000$ kaikilla koehenkilöillä) ja Alive X vs. Actiwatch $r=0.636-0.840$ ($p=0.000-0.001$).

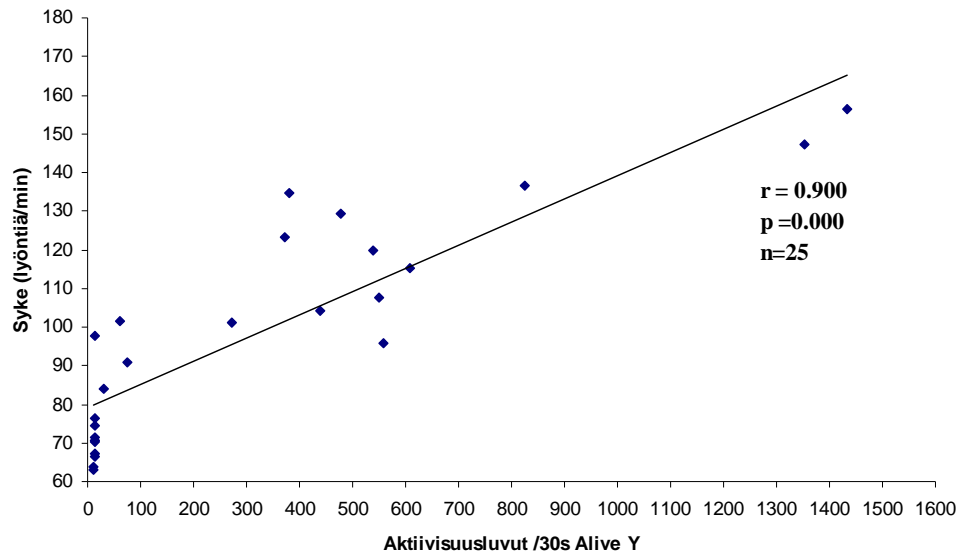


KUVA 11. Actiwatch -laitteella ja Alive Heart Monitorilla määritetyt aktiivisuuskokonaisluvut (koehenkilöiden $ka \pm sd$) eri tehtävissä ($r=0.805$, $p=0.000$).

6.2 Aktiivisuuskokonaisluvut vs. syke

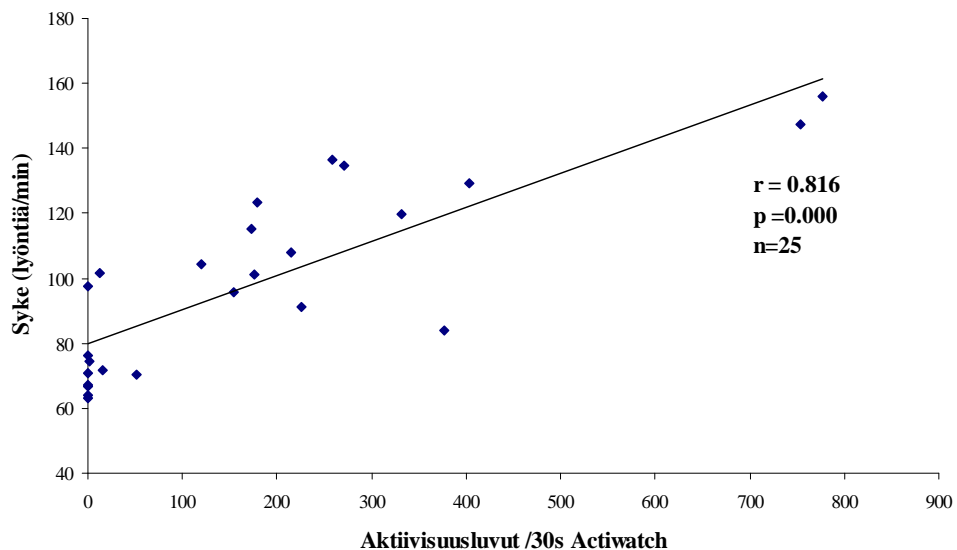
Sykkeen ja Alive Heart Monitorin x -suuntaisten aktiivisuuskokonaislukujen keskiarvojen väliseksi korrelaatioksi saatiin $r=0.814$ ($p=0.000$). Sykkeen ja y -suuntaisten aktiivisuuskokonaislukujen korrelaatioksi saatiin puolestaan $r=0.900$ ($p=0.000$). Sykkeen ja x -sekä y -suuntaisten aktiivisuuskokonaislukujen yhdistelmän (xy) korrelaatio oli $r=0.822$

($p=0.000$). Kuvassa 12 on esitetty y-suuntaisten aktiivisuuslukujen ja sykkeen välinen yhteys eri tehtävissä.



KUVA 12. Y-suuntaisten aktiivisuuslukujen ja sykkeen välinen yhteys ($r=0.900$, $p=0.000$) eri tehtävissä (koehenkilöiden keskiarvot).

Sykkeeseen ja Actiwatchilla määritettyjen aktiivisuuslukujen väliseksi korrelaatioksi saatiin $r=0.816$ ($p=0.000$) (ks. kuva 13).



KUVA 13. Actiwatchilla määritettyjen aktiivisuuslukujen ja sykkeen välinen yhteys ($r=0.816$, $p=0.000$) eri tehtävissä (koehenkilöiden keskiarvot).

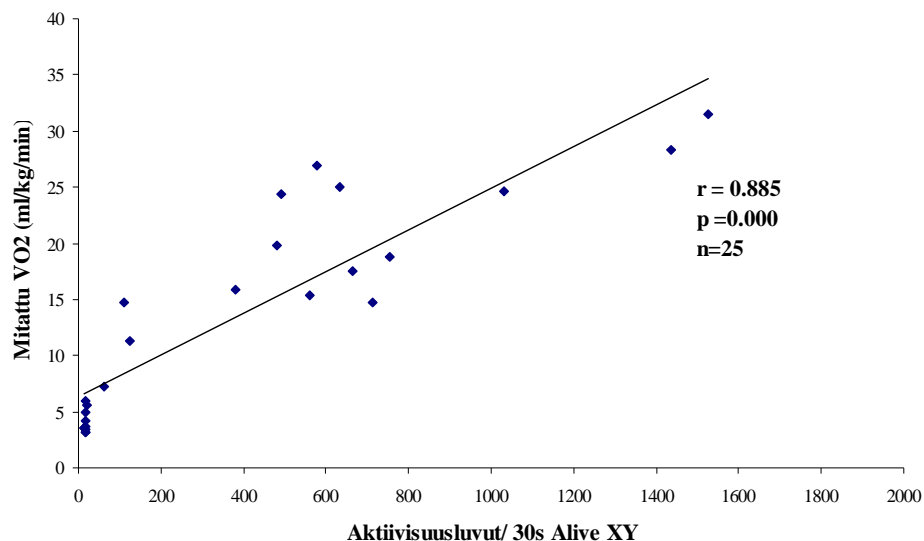
Sykkeen ja aktiivisuuslukujen välistä yhteyttä tarkasteltiin myös koehenkilöiden sisäisten korrelaatioiden avulla. Taulukossa 6 on esitetty koehenkilöiden sykkeen ja aktiivisuuslukujen korrelaatioiden vaihteluvälit.

TAULUKKO 6. Koehenkilöiden sykkeen ja aktiivisuuslukujen välisten korrelaatioiden vaihteluvälit. Kaikilla koehenkilöillä korrelaatioiden merkitsevyydet $p=0.000$.

	Syke (lyöntiä/min)	
Alive aktiivisuus xy	$r = 0.767 - 0.902$	$p=0.000$
Alive aktiivisuus y	$r = 0.810 - 0.912$	$p=0.000$
Alive aktiivisuus x	$r = 0.763 - 0.865$	$p=0.000$
Actiwatch	$r = 0.670 - 0.866$	$p=0.000$

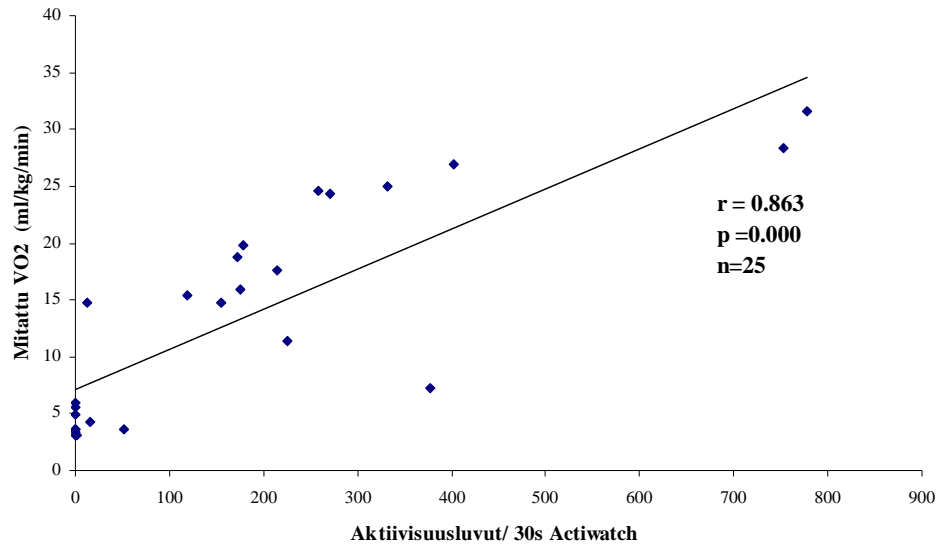
6.3 Aktiivisuusluvut vs. mitattu hapenkulutus

Koehenkilöiden keskimääräisiä aktiivisuuslukuja vertailtiin myös mitattuun hapenkulutukseen. Alive Heart Monitorin x- sekä y-suuntaisten aktiivisuuslukujen yhdistelmän (xy) ja hapenkulutuksen välille saatiin paras korrelaatio $r=0.885$ ($p=0.000$) (kuva 14). X-suuntaisten aktiivisuuslukujen ja hapenkulutuksen korrelaatioksi saatiin $r=0.868$ ($p=0.000$). Y-suuntaisten aktiivisuuslukujen ja hapenkulutuksen korrelaatio oli puolestaan $r=0.832$ ($p=0.000$).



KUVA 14. X- sekä y-suuntaisten aktiivisuuslukujen yhdistelmän (xy) ja mitatun hapenkulutuksen välinen yhteys ($r=0.885$, $p=0.000$) (koehenkilöiden keskiarvot eri tehtävissä).

Ranteeseen kiinnitetyn Actiwatchin aktiivisuuskokonaislukujen ja hapenkulutuksen korrelaatioksi saatiin $r=0.863$ ($p=0.000$) (ks. kuva 15).



KUVA 15. Actiwatchilla mitattujen aktiivisuuskokonaislukujen ja mitatun hapenkulutuksen välinen yhteys ($r=0.863$, $p=0.000$) eri tehtävissä (koehenkilöiden keskiarvot).

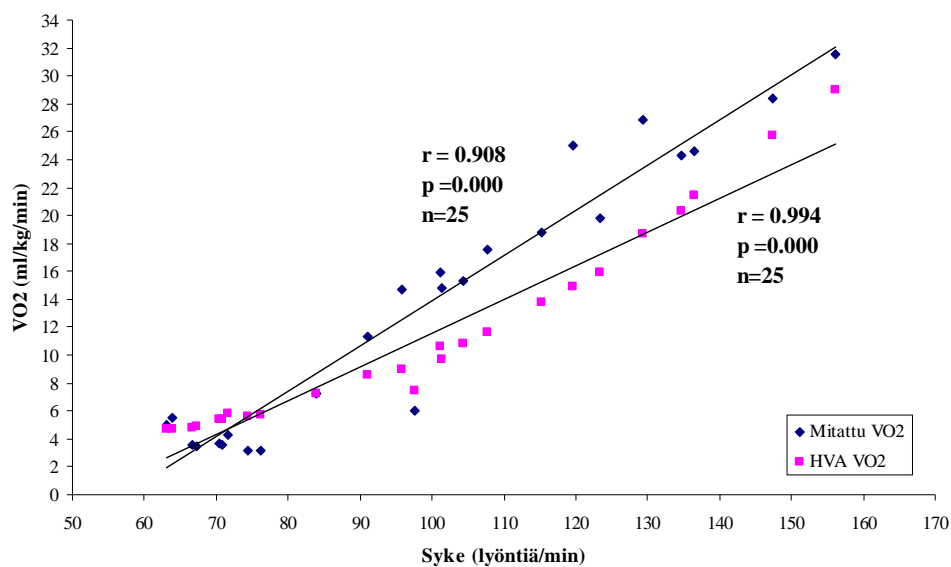
Kuten sykettä, myös mitatun hapenkulutuksen ja aktiivisuuskokonaislukujen välistä yhteyttä tarkasteltiin koehenkilöiden sisäisten korrelaatioiden avulla. Taulukossa 7 on esitetty koehenkilöiden hapenkulutuksen ja aktiivisuuskokonaislukujen korrelaatioiden vaihteluvälit.

TAULUKKO 7. Koehenkilöiden mitatun hapenkulutuksen ja aktiivisuuskokonaislukujen välisten korrelaatioiden vaihteluvälit. Kaikilla koehenkilöillä korrelaatioiden merkitsevyydet $p=0.000$.

	VO2 (ml/kg/min)	
Alive aktiivisuus xy	$r = 0.838 - 0.928$	$p=0.000$
Alive aktiivisuus y	$r = 0.789 - 0.924$	$p=0.000$
Alive aktiivisuus x	$r = 0.783 - 0.893$	$p=0.000$
Actiwatch	$r = 0.712 - 0.882$	$p=0.000$

6.4 Syke vs. hapenkulutus

Sykkeeseen ja mitatun hapenkulutuksen väliseksi korrelaatioksi saatiin $r=0.908$ ($p=0.000$). Koehenkilöiden sisäiset korrelaatiokertoimet olivat välillä $r=0.867-0.937$ ($p=0.000$ kaikilla koehenkilöillä). Sykkeeseen ja Hyvinvointianalyysillä arvioidun hapenkulutuksen väliseksi korrelaatioksi puolestaan saatiin $r=0.994$ ($p=0.000$) ja koehenkilöiden sisäiset korrelaatiokertoimet olivat välillä $r=0.980-0.997$ ($p=0.000$ kaikilla koehenkilöillä). Kuvassa 16 voidaan nähdä sykkeen ja hapenkulutuksen välinen yhteys eri tehtävissä.



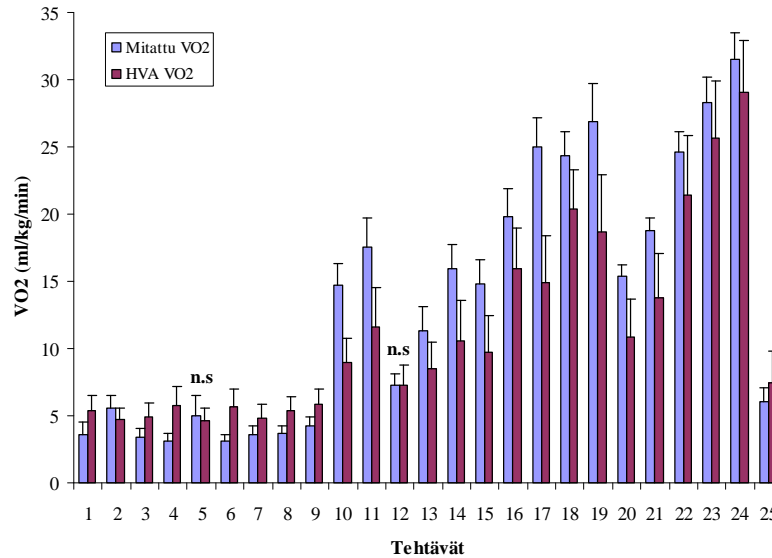
KUVA 16. Sykkeen ja mitatun sekä arvioidun hapenkulutuksen (HVA VO2) välinen yhteys eri tehtävissä (koehenkilöiden keskiarvot).

6.5 Mitattu hapenkulutus vs. arvioitu hapenkulutus

Mitatun ja Hyvinvointianalyysillä arvioidun hapenkulutuksen väliseksi korrelaatioksi saatiin $r=0.922$ ($p=0.000$).

Verrattaessa koehenkilöiden mitatun hapenkulutuksen ja Hyvinvointianalyysillä arvioidun hapenkulutuksen arvoja tehtäväsarjan aikana havaittiin, että viidellä koehenkilöllä (koehenkilöt 2, 10, 13, 14 ja 20) mitattu ja arvioitu hapenkulutus eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Kaikkien koehenkilöiden ollessa mukana

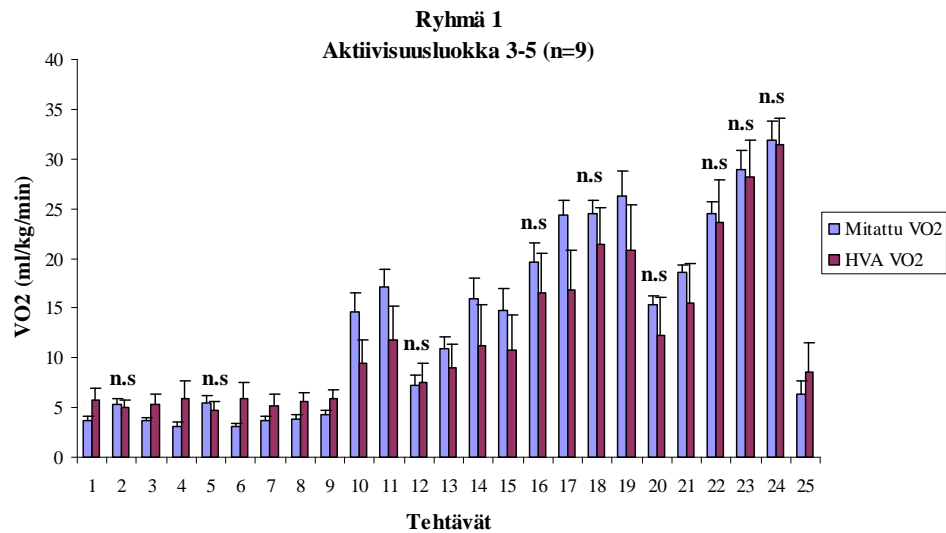
tarkastelussa havaittiin, että kaikissa muissa tehtävissä mitattu ja arvioitu hapenkulutus erosivat merkitsevästi toisistaan paitsi tehtävissä 5 ja 12 (lepo maaten ja tavaroiden nostelu kädellä istualtaan) (ks. kuva 17).



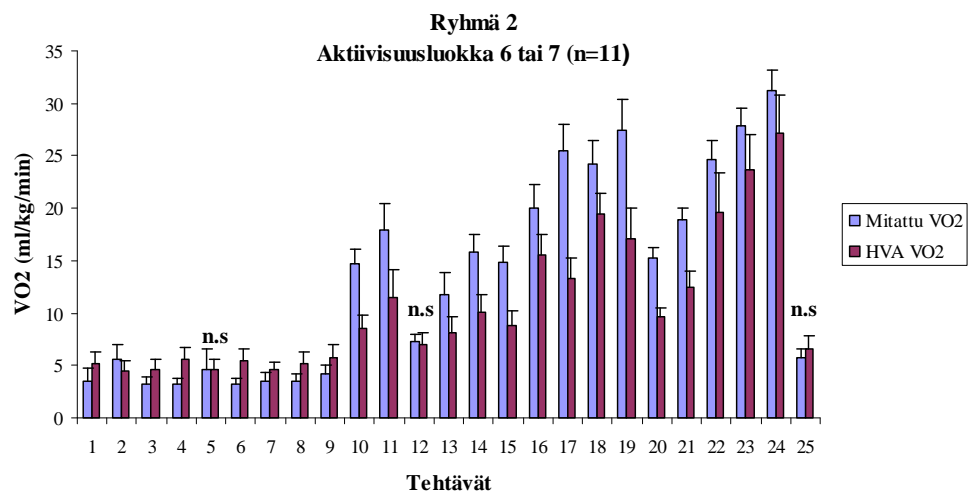
KUVA 17. Mitattu ja Hyvinvointianalyysillä arvioitu hapenkulutus (HVA VO2) eri tehtävissä (koehenkilöiden ka \pm sd). n.s = tilastollisesti ei merkitsevää.

Koska kaikilla liikunnallisesti todella aktiivisilla (aktiivisuusluokka 7) arvioitu hapenkulutus erosi tilastollisesti merkitsevästi mitatusta hapenkulutuksesta, päätettiin koehenkilöistä muodostaa kaksi ryhmää aktiivisuusluokkien perusteella. Koehenkilöt jaettiin kahteen ryhmään aktiivisuusluokan (ks. liite 3) perusteella siten, että ryhmään 1 kuuluivat henkilöt joiden aktiivisuusluokka oli välillä 3-5 (n=9) ja ryhmään 2 henkilöt joiden aktiivisuusluokka oli 6 tai 7 (n=11). Vertailtaessa ryhmien mitattuja ja arvioituja hapenkulutuksia huomattiin, että mitatut hapenkulutukset eivät eronneet merkitsevästi ryhmien välillä eri tehtävissä. Hyvinvointianalyysillä arvioitu hapenkulutus puolestaan erosi tehtävissä 17 ja 19 (portaiden kävely alas) sekä tehtävissä 20-24 (kävely ja juoksu juoksumatolla) eri ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevästi siten, että ryhmään 1 kuuluvien hapenkulutusarvot olivat keskimäärin korkeampia kuin ryhmään 2 kuuluvien. Myös ryhmien sykettä eri tehtävissä verrattiin keskenään. Tehtävissä 1, 2, 17, 19 ja 20-25 ryhmään 1 kuuluvilla henkilöillä syke oli keskimäärin merkitsevästi korkeampi kuin ryhmään 2 kuuluvilla henkilöillä.

Vertailtaessa puolestaan ryhmien sisäisesti mitattua ja arvioitua hapenkulutusta havaittiin ryhmän 1 tapauksessa, että yhdeksässä tehtävässä mitattu ja arvioitu hapenkulutus eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan (ks. kuva 18). Ryhmän 2 tapauksessa puolestaan kolmessa tehtävässä mitattu ja arvioitu hapenkulutus eivät eronneet merkitsevästi toisistaan (ks. kuva 19).



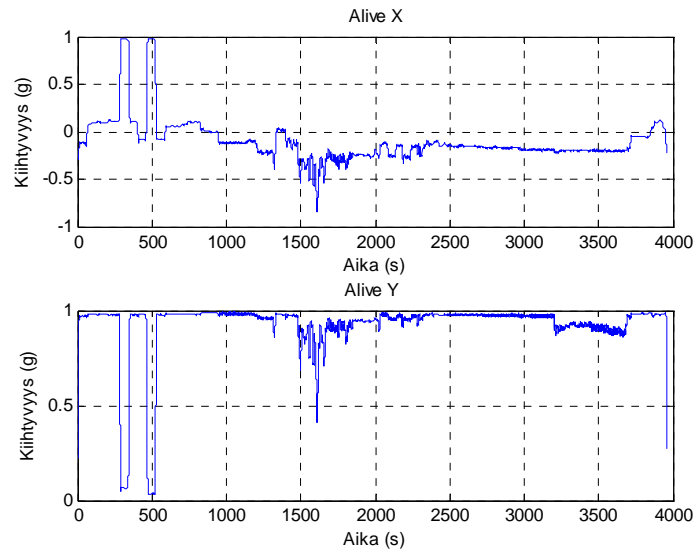
KUVA 18. Mitattu ja Hyvinvointianalyysillä arvioitu hapenkulutus (HVA VO2) eri tehtävissä ryhmällä 1 (koehenkilöiden ka ±sd). n.s = tilastollisesti ei merkitsevä.



KUVA 19. Mitattu ja Hyvinvointianalyysillä arvioitu hapenkulutus (HVA VO2) eri tehtävissä ryhmällä 2 (koehenkilöiden ka ±sd). n.s = tilastollisesti ei merkitsevä.

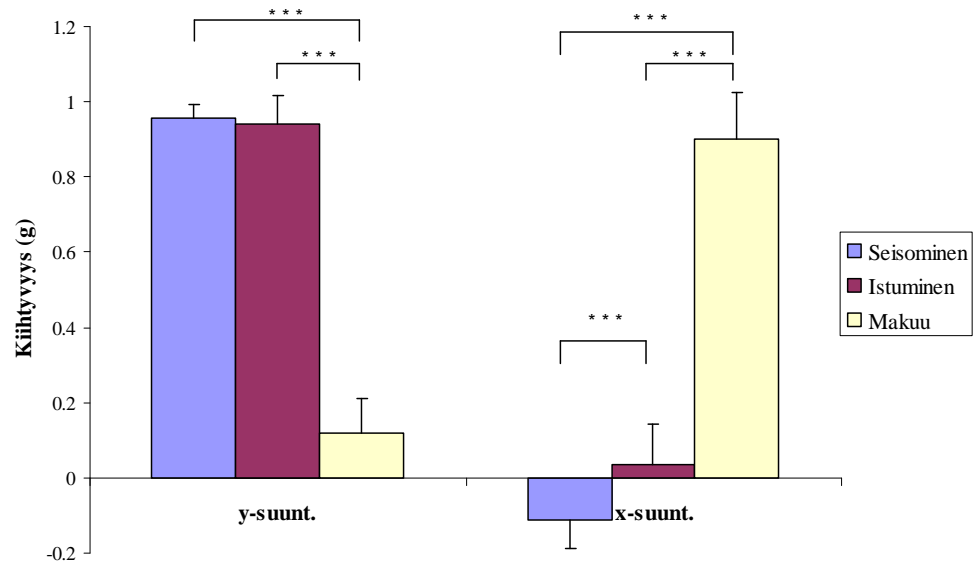
6.6 Kehon asentojen tunnistaminen

Kuvassa 20 on esitetty esimerkki erään koehenkilön Alive Heart Monitorilla mitatuista keskiarvostetuista kiihtyvyyssignaaleista koko tehtäväsarjan aikana. Asentojen tunnistamisessa käytettiin kuvan 20 mukaisia signaaleja.



KUVA 20. Alive Heart Monitorilla mitatut x- ja y-suuntaiset kiihtyvyyssignaalit (suodattamattomat, keskiarvostetut) koko tehtäväsarjan aikana.

Tarkasteltaessa eri asentoja (ks. kuva 21) havaittiin, että y-suuntainen kiihtyvyys erosi makuulla merkitsevästi istumisesta ja seisomisesta. Y-suuntaisen kiihtyvyyden avulla ei pystytty erottelamaan istumista ja seisomista toisistaan. X-suuntaisen kiihtyvyyden avulla pystyttiin puolestaan erottelamaan kaikki asennot toisistaan ($p=0.000$). Myös istumisen ja seisomisen välille saatiin tilastollisesti merkitsevä ero, koska seisottaessa x-suuntainen kiihtyvyys sai suurimmalla osalla koehenkilöistä negatiivisia arvoja.



KUVA 21. Y- ja x-suuntainen kiihtyvyys (koehenkilöiden ka+sd) eri asennoissa. *** $p < 0.001$

7 POHDINTA

7.1 Aktiivisuusluvut eri tehtävissä

Tämä on tiettävästi ensimmäinen tutkimus, jossa Alive Heart Monitorin kiihtyvyyssignaaleja ja niistä määritettyjä aktiivisuuslukuja on käytetty fyysisen aktiivisuuden intensiteetin arvioinnissa. Tarkasteltaessa Alive Heart Monitorin aktiivisuuslukuja eri tehtävissä huomattiin, että x- ja y-suuntaiset aktiivisuusluvut saavat melko samansuuruisia arvoja ja niiden korrelaatiotkin olivat tilastollisesti merkitseviä. X- ja y-suuntaisten aktiivisuuslukujen yhdistelmä (xy) sai odotetusti suurimpia arvoja kaikissa tehtävissä. Y-suuntaiset aktiivisuusluvut saavat kuitenkin käveltäessä ja etenkin juostessa suurempia arvoja kuin x-suuntaiset aktiivisuusluvut (ks. kuva 10). Tämä on selitettävissä sillä, että jalan iskeytyminen maahan ja ponnistusvaihe ovat vertikaalisuuntaisia liikkeitä. X-suuntaiset aktiivisuusluvut ovat tehtävässä 10 (kävely omaan tahtiin juoksuradalla) korkeampia kuin käveltäessä juoksumatolla nopeudella 5 km/h, vaikka koehenkilöiden keskimääräinen nopeus tehtävässä 10 oli vain hieman korkeampi 5.17 km/h. Tämä saattaa johtua siitä, että juoksumatolla ei liikuta juurikaan eteenpäin vaan pysytään horisontaalisuunnassa lähes paikallaan ja juoksumaton nopeus on vakio, kun taas käveltäessä omaan tahtiin, liikutaan kokoajan eteenpäin ja nopeus saattaa hetkellisesti vaihdella.

Alive Heart Monitorilla ja Actiwatchilla määritettyjä aktiivisuuslukuja ei voida absoluuttisina arvoina verrata keskenään, koska näiden laitteiden kiihtyvyyssanturit ja mittaustapa (esim. taajuusalue ja herkkyys) ovat erilaisia. Lisäksi laitteet oli kiinnitetty eri osiin kehoa ja mittasivat siten kehon eri osien liikettä. Aktiivisuuslukuja voidaan kuitenkin vertailla korrelatiivisesti. Alive Heart Monitorilla määritetyistä aktiivisuuslukuista x- ja y-suuntaisten aktiivisuuslukujen yhdistelmä xy korreloi parhaiten ja tilastollisesti merkitsevästi Actiwatchilla mitattujen aktiivisuuslukujen kanssa. Suurimmassa osassa tehtäviä Alive Heart Monitorin aktiivisuusluvut (xy) saivat suurempia arvoja kuin Actiwatchin aktiivisuusluvut (ks. kuva 11). Kuitenkin tehtävissä 8 (lehden lukeminen), 12 (tavaroiden nostelu kädellä istualtaan) ja 13 (imurointi) Actiwatchilla mitatut aktiivisuusluvut saivat suurempia arvoja. Tämä voidaan selittää

tehtävien luonteella ja anturien sijoituspaikalla. Näissä tehtävissä käytettiin pääasiassa kättä, johon Actiwatch oli kiinnitetty.

Tehtävässä 15 (polkupyöräergometri) sekä Alive Heart Monitorilla, että Actiwatchilla määritetyt aktiivisuusluvut saivat matalia arvoja. Tämä on selitettävissä sillä, että poljettaessa polkupyöräergometrillä vyötärö ei juuri liiku ja kädetkin pysyvät paikoillaan pyörän sarvissa. Vyötärölle tai käteen sijoitetulla kiihtyvyyssanturilla ei voida määrittää fyysistä aktiivisuutta kaikenlaisissa tehtävissä, mikä selvästi rajoittaa kiihtyvyyssantureiden käyttämistä esimerkiksi energiankulutuksen arvioinnissa.

7.2 Aktiivisuusluvut vs. syke

Alive Heart Monitorilla määritetyt aktiivisuusluvut korreloivat tilastollisesti merkitsevästi sykkeen kanssa. Tulosten mukaan aktiivisuusluvuista parhaiten sykkeen kanssa korreloivat y-suuntaiset eli vertikaalisuuntaiset aktiivisuusluvut. Ihmisen liikkeen aiheuttamat kiihtyvyydet ovat yleensä suurimpia vertikaalisuunnassa (Mathie ym. 2004) ja vertikaalisuuntainen liike voi vaikuttaa sykkeeseen enemmän kuin anterior-posterior suuntainen liike. Sykkeen ja Alive Heart Monitorin aktiivisuuslukujen korrelaatiot olivat hieman korkeampia kuin sykkeen ja Actiwatchin aktiivisuuslukujen korrelaatio. Tämä voidaan selittää sillä, että vyötärölle kiinnitetty kiihtyvyyssanturi kuvastaa paremmin kehon massakeskipisteen ja siten koko kehon liikettä kuin käteen sijoitettu kiihtyvyyssanturi ja siksi myös sykkeen ja aktiivisuuslukujen välinen yhteys on parempi (Bouten ym. 1997). Vertailtaessa sykettä ja aktiivisuuslukuja on tärkeää kuitenkin huomioida, että sykkeeseen vaikuttavat monet tekijät (esim. stressi, lihastyötapä, aktiivisen lihaskudoksen määrä) (Ainslie ym. 2003; McArdle ym. 1991, 169-172).

7.3 Aktiivisuusluvut vs. hapenkulutus

Alive Heart Monitorin kiihtyvyyssignaalista määritetyt aktiivisuusluvut korreloivat tilastollisesti merkitsevästi mitatun hapenkulutuksen kanssa. Parhaiten hapenkulutuksen kanssa sekä ryhmä- että yksilötasolla korreloi x- ja y-suuntaisten aktiivisuuslukujen

yhdistelmä (xy), joka kuvaa liikettä sekä anterior-posterior että vertikaalisuunnassa. Actiwatchilla määritettyjen aktiivisuuslukujen ja hapenkulutuksen korrelaatio oli hieman matalampi kuin Alive Heart Monitorin aktiivisuuslukujen ja hapenkulutuksen korrelaatio. Aktiivisuuslukujen ja hapenkulutuksen korrelaatiot ovat hyvin samansuuntaisia aikaisempien tutkimusten kanssa (esim. Freedson ym. 1998), vaikka niissä onkin käytetty eri laitteita.

7.4 Syke vs. hapenkulutus

Aikaisemmin on useissa tutkimuksissa osoitettu, että sykkeen ja hapenkulutuksen välillä on korkea korrelaatio ja lähes lineaarinen yhteys etenkin keski-intensiteettisissä aktiviteeteissa (McArdle ym. 1991, 169-172) Myös tässä tutkimuksessa sykkeen ja mitatun hapenkulutuksen välille saatiin tilastollisesti merkitsevä ja korkea korrelaatio ($r=0.908$, $p=0.000$). Myös koehenkilötasolla korrelaatiot olivat yhtä korkeita. Korkea korrelaatio kertoo siitä, että sykkeen kasvaessa myös hapenkulutus kasvaa. Tutkimuksessa suoritettavat tehtävät olivat hyvin valittu kuvaamaan eri intensiteettisiä aktiviteetteja, jolloin sykkeeseen ja hapenkulutukseen saatiin riittävän suuri hajonta eri tehtävien välille. Kuten kuvasta 16 voidaan nähdä sykkeen ja mitatun hapenkulutuksen välinen yhteys oli tutkimuksessa melko lineaarinen.

Koska Hyvinvointianalyysi arvioi hapenkulutuksen sykkeen ja sykevaihtelun perusteella, on odotettavaa, että sykkeen ja Hyvinvointianalyysin arvioiman hapenkulutuksen välinen korrelaatio on erittäin korkea, kuten tässä tutkimuksessa todettiin ($r=0.994$, $p=0.000$). Hyvinvointianalyysin arvioima hapenkulutus ei kuitenkaan ole täysin lineaarinen (ks. kuva 16).

7.5 Mitattu hapenkulutus vs. arvioitu hapenkulutus

Mitatun ja sykevaihteluun perustuvalla Hyvinvointianalyysillä arvioidun hapenkulutuksen välinen korrelaatio oli varsin korkea ($r=0.922$, $p=0.000$). Tarkasteltaessa kuitenkin absoluuttisten arvojen eroja koehenkilöittäin eri tehtävien aikana, viidellä koehenkilöllä mitattu ja arvioitu hapenkulutus eivät eronneet

tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Koska koehenkilöiden syketasoissa ja arvioidussa fyysisessä aktiivisuudessa oli jonkin verran hajontaa, koehenkilöt jaettiin arvioidun aktiivisuusluokan (ks. liite 3) mukaan kahteen ryhmään. Vertailtaessa ryhmien mitattuja ja arvioituja hapenkulutuksia tehtävittäin keskenään, havaittiin, että mitattu hapenkulutus ei eronnut yhdessäkään tehtävässä ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevästi. Hyvinvointianalyysillä arvioitu hapenkulutus oli kuitenkin ryhmällä 1 (aktiivisuusluokka 3-5) tilastollisesti merkitsevästi suurempi intensiteetiltään voimakkaammissa tehtävissä kuin ryhmällä 2. Tämä selittyy sillä, että ryhmään 1 kuuluvien koehenkilöiden syke oli myös näissä tehtävissä keskimäärin korkeampi kuin ryhmään 2 kuuluvilla koehenkilöillä, jolloin sykkeeseen ja sykevälitietoon perustuva Hyvinvointianalyysi arvioi heidän hapenkulutuksensa hieman korkeammaksi.

Tehtävittäin tarkasteltuna kaikkien koehenkilöiden ollessa mukana tarkastelussa vain kahdessa tehtävässä mitattu ja arvioitu hapenkulutus eivät eronneet merkitsevästi toisistaan (ks. kuva 17). Ryhmittäin tarkasteltuna mitattu ja arvioitu hapenkulutus eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi toisistaan yhdeksässä tehtävässä ryhmällä 1 (ks. kuva 18) ja kolmessa tehtävässä ryhmällä 2 (ks. kuva 19). Näiden tulosten perusteella Hyvinvointianalyysi näyttäisi toimivan paremmin ryhmällä 1 hapenkulutuksen arvioinnissa. Siihen, että arvioitu hapenkulutus eroaa mitatusta hapenkulutuksesta etenkin ryhmällä 2 vaikuttaa olennaisesti se, että tässä tutkimuksessa ei mitattu eikä kysytty koehenkilöiden mitattua maksimaalista hapenkulutusta (VO_{2max}) eikä maksimisykettä (HR_{max}), jotka vaikuttavat hapenkulutuksen arviointiin Hyvinvointianalyysillä (ks. kuva 6). Tässä tutkimuksessa VO_{2max} ja HR_{max} arvioitiin automaattisesti Hyvinvointianalyysillä. VO_{2max} arvioidaan Hyvinvointianalyysissä koehenkilön aktiivisuusluokan, iän, painoindeksin ja sukupuolen avulla (kaava Jackson ym. 1990) ja maksimisyke koehenkilön iän avulla kaavalla $HR_{max}=210-0.65*ikä$ (Keskinen ym. 2004, 274; löytyy myös teoksesta Jones 1988).

7.6 Eri menetelmien vertailu

Fyysisen aktiivisuutta ja energiankulutusta voidaan arvioida useilla eri menetelmillä. Tässä tutkimuksessa fyysisen aktiivisuuden arviointiin käytettiin kahta eri kiihtyvyyssanturia, jotka rekisteröivät liikkeestä aiheutuvaa kiihtyvyyttä vyötäröltä ja

kädestä, sykettä, sekä sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuvaa menetelmää (Hyvinvointianalyysi). Näitä menetelmiä verrattiin mitattuun hapenkulutukseen, jota voidaan pitää fyysisen aktiivisuuden intensiteetin ns. kultaisena standardina. Vertailtaessa keskenään eri kehon osiin sijoitettujen kiihtyvyyssantureiden aktiivisuuslukujen yhteyttä mitattuun hapenkulutukseen voidaan todeta, että vyötärölle sijoitettu kiihtyvyyssanturi (Alive XY $r=0.885$, $p=0.000$) näyttäisi toimivan hieman paremmin fyysisen aktiivisuuden määrittämisessä kuin ranteeseen sijoitettu kiihtyvyyssanturi (Actiwatch $r=0.863$, $p=0.000$). Korrelaatioiden (aktiivisuusluvut vs. hapenkulutus) ero on kuitenkin todella pieni, joten voidaan todeta, että laitteet toimivat lähes yhtä hyvin fyysisen aktiivisuuden määrittämisessä. Pelkän sykkeen yhteys mitattuun hapenkulutukseen oli odotetusti erittäin korkea ($r=0.908$, $p=0.000$), mutta sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä arvioidun hapenkulutuksen yhteys mitattuun hapenkulutukseen oli vielä korkeampi ($r=0.922$, $p=0.000$). Lisäksi joillakin koehenkilöillä arvioidut absoluuttiset arvot olivat erittäin lähellä mitattuja hapenkulutuksen arvoja. Sykkeen ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä (Hyvinvointianalyysi) pystytään siis hieman paremmin arvioimaan fyysistä aktiivisuutta kuin pelkän sykkeen avulla. Edellä mainituista menetelmistä fyysisen aktiivisuuden arvioinnissa näyttäisi tämän tutkimuksen perusteella toimivan parhaiten sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuva Hyvinvointianalyysi, sillä sen arvioiman hapenkulutuksen ja mitatun hapenkulutuksen välinen korrelaatio oli kaikista korkein. Seuraavaksi parhaiten näyttäisi toimivan pelkkään sykkeeseen perustuva menetelmä. Kiihtyvyyssantureiden aktiivisuuslukujen ja hapenkulutuksen korrelaatiot jäävät hieman matalammaksi kuin sykkeeseen perustuvien menetelmien.

7.7 Kehon asentojen tunnistaminen

Tarkasteltaessa Alive Heart Monitorin x- ja y-suuntaista suodattamatonta kiihtyvyyssignaalia eri asennoissa, havaittiin, että y-suuntaisen kiihtyvyyssignaalin avulla voidaan erotella makuuasento seisomisesta sekä istumisesta ja x-suuntaisen signaalin avulla pystytään erottelemaan kaikki asennot (makuu, istuminen ja seisominen) toisistaan (ks. kuva 21). Jos tämä tutkimus olisi täysin ideaalisesti toteutettu, tulisi anturin y-akselin olla seisottaessa ja selkä suorana istuttaessa aivan yhdensuuntainen gravitaatiokentän kanssa ja x-akselin olla täysin kohtisuorassa

gravitaatiokenttää vastaan. Tällöin y-suuntainen kiihtyvyys saisi paikallaan seisottaessa ja selkäsuorana istuttaessa arvoja +1g ja x-suuntainen kiihtyvyys arvoja 0g. Tässä tutkimuksessa seisottaessa ja istuttaessa y-suuntaiset arvot jäivät kuitenkin hieman alle +1g ja suurimmalla osalla koehenkilöistä x-suuntainen kiihtyvyys sai seisottaessa negatiivisia arvoja ja istuttaessa matalia positiivisia arvoja. Y-suuntaisesta kiihtyvyyssignaalista ei siis pystytty tässä tutkimuksessa erottamaan seisomista ja istumista toisistaan, mutta x-suuntaisen signaalin perusteella pystyttiin. Negatiiviset kiihtyvyyssarvot seisottaessa voisivat johtua anturin asennosta seisottaessa ja/tai koehenkilöiden asennosta, jossa selkä esimerkiksi kallistui hieman taaksepäin, jolloin vyötärölle sijoitetun kiihtyvyyssanturin x-akseli mittasi negatiivista (taaksepäin) kiihtyvyyttä. Istuminen puolestaan tapahtui melko korkean ”sängyn” laidalla, jolloin tutkittavat eivät pystyneet nojaamaan selkänojaan. Suurin osa koehenkilöistä istuikin luultavasti kallistuneena hieman eteenpäin, joka selittää x-suuntaisen kiihtyvyyssanturin positiiviset arvot istuttaessa.

7.8 Yhteenveto

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää millä menetelmällä (kiihtyvyyssanturi vyötäröllä/ranteessa, syke, sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuva menetelmä) pystytään parhaiten arvioimaan fyysistä aktiivisuutta eli millä menetelmällä saadaan paras yhteys mitattuun hapenkulutukseen. Vyötärölle ja ranteeseen kiinnitettyjen kiihtyvyyssanturien aktiivisuuslukuja verrattiin myös keskenään eri intensiteettisissä tehtävissä. Lisäksi selvitettiin voidaanko vyötärölle sijoitetulla kiihtyvyyssanturilla erotella kehon eri asentoja. Yhteenvetona voidaan todeta, että:

1. Vyötärölle ja ranteeseen sijoitettujen kiihtyvyyssanturiin perustuvien laitteiden aktiivisuuslukujen välillä oli yhteys ($r=0.805$, $p=0.000$). Eri laitteiden aktiivisuuslukujen arvot eroavat kuitenkin toisistaan ja niiden suuruuteen vaikuttavat kiihtyvyyssanturin ominaisuudet sekä aktiivisuuslukujen määrittäytapa. Myös laitteen sijainti ja tehtävän luonne vaikuttavat laitteiden aktiivisuuslukuihin.

2. Vyötärölle kiinnitetyllä staattista kiihtyvyyttä mittaavalla kiihtyvyysanturilla pystytään erottelemaan ainakin makuuasento istumisesta ja seisomisesta.
3. Kiihtyvyysanturiin perustuvien laitteiden aktiivisuuslukujen ja mitatun hapenkulutuksen välillä oli merkitsevä yhteys (vyötärölle sijoitettu Alive Heart Monitor: $r=0.885$, $p=0.000$; ranteeseen sijoitettu Actiwatch: $r=0.863$, $p=0.000$). Myös aktiivisuuslukujen ja sykkeen välillä oli merkitsevä yhteys (Alive Heart Monitor: $r=0.900$, $p=0.000$; Actiwatch: $r=0.816$, $p=0.000$). Vyötärölle sijoitettu kiihtyvyysanturi näyttäisi toimivan hieman paremmin arvioitaessa fyysistä aktiivisuutta. Syke, hapenkulutus ja aktiivisuusluvut saivat suurimpia arvoja juostessa, mutta esimerkiksi poljettaessa polkupyöraergometrillä (tehtävä 15) aktiivisuusluvut jäivät melko mataliksi, kun taas syke ja hapenkulutus olivat suhteessa korkeampia.
4. Sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä arvioidun hapenkulutuksen ja mitatun hapenkulutuksen välillä oli tilastollisesti merkitsevä yhteys ($r=0.922$, $p=0.000$). Menetelmällä pystytään hieman paremmin arvioimaan fyysistä aktiivisuutta kuin pelkkään sykkeeseen perustuen ($r=0.908$, $p=0.000$). Hapenkulutuksen arviointi näyttäisi toimivan parhaiten tämän tutkimuksen mukaan ns. normaalikuntoisilla intensiteetiltään raskaammissa suorituksissa, varsinkin silloin, kun henkilön mitattu VO_{2max} ei ole tiedossa.
5. Parhaiten fyysistä aktiivisuutta pystytään tämän tutkimuksen perusteella arvioimaan sykkeeseen ja sykevaihteluun perustuvalla menetelmällä (korkein korrelaatio mitattuun hapenkulutukseen). Kiihtyvyysanturilla ei pystytä aivan niin hyvin arvioimaan fyysistä aktiivisuutta kuin sykkeeseen perustuvilla menetelmillä.

Tämän ja aikaisempien tutkimusten pohjalta voidaan todeta, että kiihtyvyysanturilla voidaan kuvata eri intensiteettistä fyysistä aktiivisuutta ja sillä on selvä yhteys sykkeeseen ja mitattuun hapenkulutukseen. Käytettäessä kiihtyvyysanturia täytyy kuitenkin muistaa kiinnittää huomiota sen sijoitukseen ja käyttöä rajoittaviin ominaisuuksiin. Tätä tutkimusta voisi hyödyntää arvioitaessa henkilöiden fyysistä aktiivisuutta esimerkiksi työpäivän aikana. Kiihtyvyysanturin antama tieto voitaisiin

yhdistää helposti mitattavaan sykkeeseen ja siten myös hapenkulutuksen arviointiin sykkeen perusteella. Näin voitaisiin parantaa fyysisen aktiivisuuden arviointia ja saada parempia tuloksia kuin menetelmillä yksinään. Kiihtyvyyssanturia voitaisiin hyödyntää myös tutkittaessa eri asentojen vaikutusta fysiologisiin suureisiin.

LÄHTEET

ActiGraph, LCC. 2004. GT1M technical details.

<http://www.theactigraph.com/images/GT1MTechnicalDocumentation.pdf>

25.10.2006.

Ainslie, P.N., Reilly, T. & Westerterp, K.R. 2003. Estimating human energy expenditure. A review of techniques with particular reference to doubly labelled water. *Sport Medicine* 33(9), 683-698.

Alive Technologies Ltd. ATSanalyser.xls, Alive Heart Monitorin mukana tullut Microsoft Excel-ohjelma.

Ancoli-Israel, S., Cole R., Alessi, C., Chambers, M., Moorcroft, W. & Pollack, C.P. 2003. The role of actigraphy in the study of sleep and circadian rhythms. *Sleep* 26(3), 342-392.

Aminian, K., Robert, Ph., Buchser, E.E., Rutschmann, B., Hayoz, D. & Depairon, M. 1999. Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation. *Medical & Biological Engineering & Computing* 37, 304-308.

Bouten, C.V.C., Koekkoek, K.T.M., Verduin, M., Kodde, R. & Janssen, J.D. 1997. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Transactions on biomedical engineering* 44(3), 136-147.

Bussmann, J.B.J., Martens, W.L.J., Tulen, J.H.M., Schasfoort, F.C., van den Berg-Emons, H.J.G. & Stam, H.J. 2001. Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the activity monitor. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 33(3), 349-356.

Chen, K.Y. & Bassett, D.R. Jr. 2005. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 37(11) Suppl., S490-S500.

Enoka, R.M. 2002. Neuromechanics of human movement. *Human Kinetics, Yhdysvallat*, 6-11.

Fahrenberg, J., Foerster, F., Smeja, M. & Müller, W. 1997. Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology* 34, 607-612.

- Firstbeat Technologies Oy. 2005. VO₂ estimation method based on heart rate measurement. http://www.firstbeattechnologies.com/files/VO2_Estimation.pdf. 24.10.2006.
- Firstbeat Technologies Oy. Firstbeat Hyvinvointianalyysi, Käsikirja -versio 1.4.0.14.
- Foerster, F., Smeja, M. & Fahrenberg, J. 1999. Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring. *Computers in Human Behavior* 15, 571-583.
- Foerster, F. & Fahrenberg, J. 2000. Motion pattern and posture: Correctly assessed by calibrated accelerometers. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers* 32(3), 450-457.
- Freedson, P.S., Melanson, E. & Sirars, J. 1998. Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 30(5), 777-781.
- Goldstein, I.B. & Shapiro, D. 1988. Cardiovascular responses to mental arithmetic and handgrip during different conditions of postural change. *Psychophysiology* 25(2), 127-136.
- Gorny, S.W. & Allen, R.P. 1999. What is an activity count?: A comparison of different methodologies used in wrist actigraphy. *Sleep* 22 Suppl., S52.
- Gorny, S.W. & Spiro, J.R. 2001. Comparing different methodologies used in wrist actigraphy. *Sleep Review*, July.
<http://www.sleepreviewmag.com/article.php?s=SRM/2001/07&p=4>
10.10.2006
- Haskell, W., Yee, M.C., Evans, A. & Irby, P.J. 1993. Simultaneous measurement of heart rate and body motion to quantitate physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 25(1), 109-115.
- Howley, E.T. 2001. Type of activity: resistance, aerobic and leisure versus occupational physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(6, Suppl) S364-S369.
- Jackson, A.S., Blair, S.N., Mahar, M.T., Wier, R.T., Ross, R.M. & Stuteville, J.E. 1990. Prediction of functional capacity without exercise testing. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 22(6), 863-870.
- Jones, N.L. 1988. *Clinical exercise testing*. W.B. Saunders, Philadelphia.

- Keskinen, K.L., Häkkinen, K. & Kallinen, M. (toim.). 2004. Kuntotestauksen käsikirja. Liikuntatieteellinen Seura ry. Helsinki, 274.
- Lamonte, M.J. & Ainsworth, B.E. 2001. Quantifying energy expenditure and physical activity in the context of dose response. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33(6) Suppl., S370-S378.
- Mansfield, M. & O'Sullivan, C. 1998. *Understanding physics*. John Wiley & Sons, Chichester, 12-21.
- Mathie, M. J., Coster, A.C.F., Lovell, N.H. & Celler, B.G. 2003. Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer. *Medical & Biological Engineering & Computing* 41, 296-301.
- Mathie, M.J., Coster, A.C.F., Lovell, N.H. & Celler, B.G. 2004. Accelerometry: providing and integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological measurement* 25, R1-R20.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. 1991. *Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance*. 3.painos. Lea & Febiger, Philadelphia.
- Nichols, J.F., Morgan, C.G., Chabot, L.E., Sallis, J.F. & Calfas, K.J. 2000. Assessment of physical activity with the Computer Science and Applications, Inc., accelerometer: Laboratory versus field validation. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 71(1), 36-43.
- Nigg, B.M. 1999. Acceleration. Teoksessa Nigg, B.M. & Herzog, W. (toim.) *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley & Sons, Chichester, 288-301.
- Nummela, A. 2004. Kuormitus- ja mittalaitteet. Teoksessa Keskinen K. L., Häkkinen K. & Kallinen M. (toim.) *Kuntotestauksen käsikirja*. Liikuntatieteellinen Seura ry. Helsinki, 59-64.
- Ojala, K. 2004. Askelmittarit – tutkimusta tarvitaan. UKK-instituutti Kävely uutiset 2004. http://www.ukkinstituutti.fi/fi/kavelyuutiset_2004/388 . 25.10.2006.
- Pulkinen, A. 2003. Uusien sykkeeseen perustuvien hapenkulutuksen arviointimenetelmien tarkkuus. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Liikuntafysiologian pro gradu -tutkielma.
- Pulkinen, A., Kettunen, J., Martinmäki, K., Saalasti, S. & Rusko, H. 2004. On- and off-dynamics and respiration rate enhance the accuracy of heart rate based VO_2 estimation. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 23(5) Suppl., S253.

- Puska, P., Benaziza, H. & Porter, D. 2003. Physical activity. World Health Organization (WHO) information sheet on physical activity.
http://www.who.int/dietphysicalactivity/media/en/gsf_pa.pdf. 25.10.2006.
- Pärkkä, J., Ermes, M., Korpipää, P., Mäntyjärvi, J., Peltola, J. & Korhonen, I. 2006. Activity classification using realistic data from wearable sensors. *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, 10(1), 119-128.
- Riley, P.O., Schenkman, M.L., Mann, R.W. & Hodge, W.A. 1991. Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of biomechanics* 24(1), 77-85.
- Ross, R.M. & Jackson, A.S. 1990. Exercise concepts, calculations and computer applications. Benchmark press, Carmel, Indiana, 109.
- Rowlands, A.V., Thomas, P.W.M., Eston, R.G. & Topping, R. 2004. Validation of the RT3 triaxial accelerometer for the assessment of physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36(3), 518-524.
- Spitzer, S.B., Llabre, M.M., Ironson, G.H., Gellman, M.D. & Schneiderman, N. 1992. The influence of social situation on ambulatory blood pressure. *Psychosomatic Medicine* 54, 79-86
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. 1996. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal* 17, 354-381.
- Treuth, M.S., Schmitz, K., Catellier, D.J., McMurray, R.G., Murray, D.M., Almeida, M.J., Going, S., Norman, J.E. & Pate, R. 2004. Defining accelerometer threshold for activity intensities in adolescent girls. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36(7), 1259-1266.
- Trost, S.G, McIver, K.L. & Pate, R. R. 2005. Conducting accelerometer-based activity assessment in field-based research. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 37 (11) Suppl., S531-S543.
- Tudor-Locke, C. & Bassett, D.R. Jr. 2004. How many step/day are enough? Preliminary Pedometer Indices for Public Health. *Sports Medicine* 2004, 34 (1), 1-8.
- van Someren, E.J.W., Lazon, R.H.C., Vonk, B.F.M., Mirmiran, M. & Swaab, D.F. 1996. Gravitational artefact in frequency spectra of movement acceleration: implications for actigraphy in young and elderly subjects. *Journal of Neuroscience Methods* 65, 55-62.

VTI Technologies. 2006. Pienkiihtyvyyden mittaus.

<http://www.vti.fi/fi/tuotteet-ja-sovellukset/teknologia/pienkiihtyvyyden-mittaus/>. 9.10.2006.

Yokoi, Y. & Aoki, K. 1999. Relationship between blood pressure and heart rate variability during head-up tilt. *Acta Physiologica Scandinavica* 165 (2), 155-161.

LIITTEET

Liite 1: TIEDOTE TUTKITTAVILLE JA SUOSTUMUS TUTKIMUKSEEN OSALLISTUMISESTA

Tutkimuksen nimi: IST Vivago®-rannekkeen tuottaman aktiivisuussignaalin yhteys henkilön energiankulutukseen

1 Tutkijoiden yhteystiedot

Vastuullinen tutkija:

Ari Nummela, LitT, Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskus (KIHU), Rautpohjankatu 6, 40700 Jyväskylä, puh. (014) 260 3140, email ari.nummela@kihu.fi

Muut tutkijat:

Margareetta Tummavuori, LitT, Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskus (KIHU), Rautpohjankatu 6, 40740 Jyväskylä, puh. (014) 260 3323, email margareetta.tummavuori@kihu.fi

Jaakko Merikari, liik.yo, Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskus (KIHU), Rautpohjankatu 6, 40740 Jyväskylä, puh. (014) 260 3149, email jaakko.merikari@kihu.fi

Elina Lamminmäki, DI, Valtion teknillinen tutkimuskeskus (VTT), PL 1300, 33101 Tampere, puh. 020-7223384, email [Elina.Lamminmäki@vtt.fi](mailto:Elina.Lamminmaki@vtt.fi)

Heikki Rusko, LitT, Jyväskylän yliopisto, liikuntabiologian laitos, PL 35, 40014 Jyväskylä, puh. (014) 2603112, email heikki.rusko@sport.jyu.fi

Marjo Kiiskinen, DI, Jyväskylän yliopisto, liikuntabiologian laitos, PL 35, 40014 Jyväskylä, puh. 050-5734616, email makakiis@cc.jyu.fi

2 Tutkimuksen taustatiedot

Tämä yksittäinen tutkimus tehdään Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskuksessa Jyväskylässä. Tutkimuksessa on mukana myös Valtion teknillinen tutkimuskeskus (VTT) Tampereelta. Tutkimus on osa Marjo Kiiskisen liikuntabiologian laitoksen pro gradu – työtä. Tutkimus tehdään touko- kesäkuussa 2006.

3 Tutkimusaineiston säilyttäminen

Tutkimuksen vastuullinen tutkija Ari Nummela Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskuksesta, Elina Lamminmäki VTT:stä ja Heikki Rusko Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitokselta vastaavat tutkimusaineiston (ATK- ja manuaalinen aineisto) turvallisesta säilyttämisestä ja arkistoinnista KIHUssa, VTT:ssä ja Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella. KIHUssa säilytetään hapenkulutus- (Oxycon Mobile Jaeger) ja syketiedostot (Suunto t6) sekä

mittauspöytäkirjat, suostumus- ja esitietolomakkeet. VTT:llä säilytetään IST Vivago® -, Actiwatch-, Alive Heart Monitor ja Oxycon-tiedostot sekä mittauspöytäkirjojen kopiot. Liikuntabiologian laitoksella säilytetään Alive Heart Monitor-tiedostot ja mittauspöytäkirjojen kopiot. Mittauspöytäkirjojen paperiversiot arkistoidaan lukittuihin kaappeihin. Mittausdata kopioidaan cd-levyille, jotka arkistoidaan lukittuihin kaappeihin.

4 Tutkimuksen tavoite

Tutkimuksen tarkoituksena on tutkia IST Vivago®-rannekkeen tuottaman aktiivisuussignaalin yhteyttä henkilön energiankulutukseen. Tutkimuksen tavoitteena on määrittää kertoimet, jolla aktiivisuussignaalin arvo voidaan muuttaa energiankulutukseksi normaaleissa päivittäisissä arkiaskareissa.

5 Tutkimusmenetelmät

Tässä tutkimusprojektissa tutkittavilta mitataan energiankulutusta kannettavalla ergospirometrillä levon, erilaisten arkiaskareitten ja juoksumatolla suoritettavan kävelyn ja juoksun aikana. Kannettava ergospirometri (Oxycon Mobile Jaeger, Saksa) mittaa hapenkulutusta. Laite painaa noin 900 g ja se koostuu kasvoille asetettavasta hengitysmaskista ja päälle puettavista valjaista ja niihin asetetusta mittauslaitteistosta. Ranteessa pidettävillä IST Vivago®- ja Actiwatch -rannekeilla rekisteröidään tutkittavan aktiivisuutta tunnin mittausjakson aikana. Sykettä mitataan sykemittarilla (Suunto t6), joka koostuu rinnan ympärille asetettavasta sykepännasta ja ranteessa pidettävästä kellosta. EKG mitataan Alive Heart Monitor – laitteella, johon kuuluu kaksi rintaan kiinnitettävää elektrodiä ja pienen kännykän kokoinen vyötäröllä pidettävä tallennuslaite.

Kun IST Vivago®- ja Actiwatch -rannekkeet on asetettu tutkittavan ei-dominoivan käden ranteeseen, sykemittarin kello dominoivan käden ranteeseen, Alive Heart Monitor – laitteen elektrodit ja mittalaite kiinnitetty ja Oxycon Mobile laitettu mittausvalmiuteen, tapahtuu tutkittavan mittaaminen seuraavassa järjestyksessä:

Lepo istuen, maaten, istuen, seisten, maaten, seisten, istuen kädet pöydällä, lukeminen istuen, tietokoneella kirjoittaminen, kävely tasaisella ilman kantamusta ja kantamuksen kanssa, tavaroiden nostelu istuen, lattian imurointi, tavaroiden siirtely kävellen, polkupyöräergometrillääjo (50 W), portaiden kävely ylös ja alas ilman kantamusta ja kantamuksen kanssa, kävely juoksumatolla (5, 6 ja 7 km/h), juoksu juoksumatolla (7 ja 8 km/h), lepo istuen kädet pöydällä

6 Tutkimuksen hyödyt ja haitat tutkittaville

Tutkimuksen palautteessa tutkittaville annetaan syke- ja hapenkulutustiedot eri toimintojen ajalta.

Vaikka kokeneet testajat suorittavat mittaukset, liittyy mittaustilanteisiin aina joitakin riskejä. Tutkimuksen aikana saattaa tutkittaville tulla vaurioita tai vammoja tuki- ja liikuntaelimestöön kuten hiertymät ja lihasten kipeytymiset. Tavaroiden nostelussa, siirtelyssä ja kantamisessa kävelyn ja portaissa kulkemisen aikana saattavat tavarat

tippua varpaille ja eri toimintojen aikana voi tapahtua kompastumisia tai liukastumisia. Kannettavan ergospirometri-laitteen kasvoille asetettava maski saattaa tuntua epämiellyttävältä ja ahdistavalta.

7 Tutkimustulosten julkaiseminen

Tutkimuksen tulokset julkaistaan kansainvälisessä tieteellisessä kongressissa tai kausijulkaisussa. Tutkimuksesta saatuja tuloksia käytetään tuotekehitystoiminnassa.

8 Tutkittavien oikeudet

Osallistuminen tutkimukseen on täysin vapaaehtoista. Tutkittavilla on tutkimuksen aikana oikeus kieltäytyä mittauksista ja keskeyttää testit ilman, että siitä aiheutuu tutkittaville mitään seuraamuksia. Tutkimuksen järjestelyt ja tulosten raportointi ovat luottamuksellisia. Tutkimuksesta saatavat tiedot tulevat ainoastaan tutkittavan ja tutkijaryhmän käyttöön ja tulokset julkaistaan tutkimusraporteissa siten, ettei yksittäistä tutkittavaa voi tunnistaa. Tutkittavilla on oikeus saada lisätietoa tutkimuksesta tutkijaryhmän jäseniltä missä vaiheessa tahansa.

9 Vakuutukset

KIHU on vakuuttanut tutkittavat ja tutkijat mittaustapahtumiin liittyvien ulkoisten syiden aiheuttamien tapaturmien, vahinkojen ja vammojen varalta. Tutkittavalla on kuitenkin suotavaa olla oma henkilökohtainen tapaturma/sairaus- ja henkivakuutus, koska vakuutusyhtiöt eivät myönnä tutkimusprojekteja varten täysin kattavaa vakuutusturvaa esimerkiksi sairauskohtauksia ja äkillisen ponnistuksen aiheuttamia lihas- tai jännevammoja varten, ellei niihin liity ulkoista syytä. Tapaturmien ja sairastapausten välittömään ensiapuun mittauksissa on varauduttu tutkimusyksikössä. Laboratoriossa on ensiapuvälineet ja varusteet, joiden käyttöön henkilökunta on perehtynyt.

Mittaajat selvittävät ennen kutakin mittausta tarkemmin suoritusohjeet ja testin turvalliseen suorittamiseen liittyvät seikat. Mittaushenkilökunta antaa tarvittaessa lisätietoa testeihin liittyvistä riskeistä ja niistä saatavasta hyödyistä.

10 Tutkittavan suostumus tutkimukseen osallistumisesta

Olen perehtynyt tämän tutkimuksen tarkoitukseen ja sisältöön, tutkittaville aiheutuviin mahdollisiin haittoihin sekä tutkittavien oikeuksiin ja vakuutusturvaan. Suostun osallistumaan mittauksiin ja toimenpiteisiin annettujen ohjeiden mukaisesti. Voin halutessani peruuttaa tai keskeyttää osallistumiseni tai kieltäytyä mittauksista missä vaiheessa tahansa. Tutkimustuloksiani saa käyttää tieteelliseen raportointiin (esim. julkaisuihin) sellaisessa muodossa, jossa yksittäistä tutkittavaa ei voi tunnistaa.

Suostun tutkimustulosten arkistointiin Kilpa- ja huippu-urheilun tutkimuskeskukseen (KIHU) ja Valtion teknilliseen tutkimuskeskukseen (VTT). KIHUa ja VTT:tä velvoittaa henkilötietolaki, joka kieltää kenenkään testattavan henkilökohtaisten tulosten julkaisemista niin, että tuloksista paljastuu henkilötiedot. Tutkimustuloksiin eivät pääse muut kuin tutkimuksessa mukana olleet tutkijat. Tuloksia ei luovuteta projektiryhmän ulkopuolisille henkilöille.

	Kyllä	Ei
Suostun yllämainitun projektin mittauksiin annettujen ohjeiden mukaisesti		
Annan luvan tulosteni käyttöön tutkimuksen raportoinnissa		
Annan luvan tulosteni käyttöön tuotekehitystoiminnassa		
Annan luvan tulosteni säilyttämiseen KIHUn ja VTT:n tutkimusrekistereissä		
Annan luvan terveystietojeni säilyttämiseen KIHUn tutkimusrekistereissä		
Annan luvan mittausten yhteydessä otetun video/valokuvani käyttöön KIHUn toteuttamassa ei-kaupallisessa kirjallisessa ja suullisessa raportoinnissa		
Yhteystietoni saa sisällyttää KIHUn koehenkilörekisteriin ja minuun saa olla jatkossa yhteydessä rekrytoitaessa koehenkilöitä KIHUn tutkimuksiin		
Tunnen terveyteni hyväksi (en sairasta flunssaa, en ole kuumeinen, en ole toipilas tai muuten huonovointinen).		
Olen tutustunut suoritettaviin testeihin ja mittauksiin, ja olen ymmärtänyt mittausten tarkoituksen ja niihin liittyvät riski- ja hyötynäkökohdat		

Jyväskylässä _____ Tutkittavan allekirjoitus _____

Nimen selvennys _____

Puhelin _____

Mittaajien allekirjoitukset

 Margareetta Tumnavuori
 KIHU
 Rautpohjankatu 6
 40700 Jyväskylä
 Puh. 014 – 2603323

 Jaakko Merikari
 KIHU
 Rautpohjankatu 6
 40700 Jyväskylä
 014 – 2603149

Liite 2: ESITIETOLOMAKE



Nimi: _____ Synt.aika: _____

Paino: _____ kg Pituus: _____ cm

Oireet viimeisen 6 kk aikana:

	Kyllä	Ei	En osaa sanoa
1. Onko sinulla ollut rintakipuja?			
2. Onko sinulla ollut rasitukseen liittyvää hengenahdistusta?			
3. Onko sinulla ollut huimauksia?			
4. Onko sinulla ollut rytmihäiriötuntemuksia?			
5. Onko sinulla ollut harjoittelua estäviä kipuja liikuntaelimissä? Missä?			
6. Oletko tuntenut ylikuormitus- tai stressioireita?			

Todetut sairaudet:

Onko sinulla tai onko sinulla ollut jokin/joitakin seuraavista? (ympyröi)

01 sepelvaltimotauti	02 sydäninfarkti	03 kohonnut verenpaine	04 sydänlappävika
05 aivohalvaus	06 aivoverenkierron häiriö	07 sydämen rytmihäiriö	08 sydämentahdistin
09 sydänlihassairaus	10 syvä laskimotukos	11 muu verisuonisairaus	12 krooninen bronkiitti
13 keuhkolaajentuma	14 astma	15 muu keuhkosairaus	16 allergia
17 kilpirauhasen toimintahäiriö	18 diabetes	19 anemia	20 korkea veren kolesteroli
21 nivelreuma	22 nivelrikko, -kuluma	23 krooninen selkäsairaus	24 mahahaava
25 pallea-, nivus- tai napatyrä	26 ruokatorven tulehdus	27 kasvain tai syöpä	28 leikkaus äskettäin
29 mielenterveyden ongelma	30 tapaturma äskettäin	31 matala veren K tai Mg	32 kohonnut silmänpaine
33 näön tai kuulon heikkous	34 urheiluvamma äskettäin		

muita sairauksia tai oireita, mitä: _____

Lääkitys: Käytätkö jotain lääkitystä tai lääkeainetta säännöllisesti tai usein?

1 En 2 Kyllä,

mitä: _____

Raskaus, synnytykset:

1 Olen raskaana, raskausviikko _____ 2 Olen synnyttänyt _____kk sitten

Kuumetta, flunssaista oloa tai muuten poikkeavaa väsymystä viimeisen kahden viikon aikana:

1 Ei 2 Kyllä

Kauanko on kulunut aikaa

Viimeisestä ateriasta _____h

Viimeisestä kofeiinipitoisesta juomasta (kahvi, tee, kolajuoma) _____h

Viimeisestä alkoholipitoisesta juomasta _____h / vrk

Kahden edeltävän päivän harjoitukset:

Eilisen päivän harjoitus:

Edellisen päivän harjoitus:

Olen vastannut kysymyksiin rehellisesti parhaan tietämykseni mukaan

Päiväys _____ Allekirjoitus _____

Nimen selvennys _____

Liite 3: AKTIIVISUUSLUOKAN MÄÄRITTÄMINEN

(lomake mukailtu teoksesta Ross & Jackson 1990, 109)

Valitse vain yksi numero (0-7), joka parhaiten kuvaa yleistä aktiivisuuden tasoasi edellisen kuukauden aikana:

En harrasta säännöllistä vapaa-ajan liikuntaa tai raskaita fyysisiä ponnisteluja.

- 0 = Vältän kävelyä ja ylimääräisiä ponnisteluja, esim. käytän aina liukuportaita ja kävelyn sijasta ajan autolla aina kun se on mahdollista
- 1 = Kävelen huvin vuoksi, käytän pääasiassa portaita, toisinaan harrastan liikuntaa niin, että hikoilen ja hengästyn

Teen töitä, joka vaatii kohtuullisia fyysisiä ponnisteluja tai harrastan säännöllistä vapaa-ajan liikuntaa, esim. golf, ratsastus, voimistelu, pöytätennis, keilailu, kuntosali-harjoittelu tai puutarhatyöt.

- 2 = 10 – 60 minuuttia viikossa
- 3 = yli tunnin viikossa

Harrastan säännöllisesti raskasta vapaa-ajan liikuntaa, esim. juoksua, hölkkää, uintia, pyöräilyä, soutua, aerobicia tai muuta aerobisesti kuormittavaa lajia, kuten salibandya, tennistä tai jalkapalloa.

- 4 = juoksen vähemmän kuin 2 km viikossa tai harrastan vähemmän kuin 30 min rasitukseltaan vastaavaa lajia
- 5 = juoksen 2-10 km viikossa **tai** harrastan 30-60 min viikossa rasitukseltaan vastaavaa lajia
- 6 = juoksen 10-15 km viikossa **tai** harrastan 1-3 tuntia viikossa rasitukseltaan vastaavaa lajia
- 7 = juoksen 15 km viikossa **tai** harrastan yli 3 tuntia viikossa rasitukseltaan vastaavaa lajia

Liite 4: KIIHTYVYSSIGNAALIN SUODATUKSESSA KÄYTETYT MATLAB-ALGORITMIT

Alkuperäiset algoritmit on tehnyt tutkija Ari Jäsberg (2006).

```

function filter_dirs(sd)
% FILTER_DIRS filters data files in the subdirectories
% FILTER_DIRS(SD) filters all the ascii data files in the
subdirectories of the starting directory SD.

% Find the files and the directories in the starting directory
d = dir(sd);

% Iterate through the names to find valid data files
for i = 1:length(d);
    it = d(i);
% If found a valid file, then filter all the files in the directory
    if (strcmp(it.name,'N12_AccelX_p.ascii') == 1) |
(strcmp(it.name,'N12_AccelY_p.ascii') == 1)
        filter_dir(sd);
        break;
    end
end

% Iterate through the names to find valid subdirectories
for i = 1:length(d);
    it = d(i);
% If found a valid subdirectory, then process it (recursion, i.e. this
function calls itself)
    if (it.isdir == 1) & (strcmp(it.name, '.') == 0) &
(strcmp(it.name, '..') == 0)
        filter_dirs([sd filesep it.name])
    end
end

function filter_dir(sd)

% A helper function that filters all the data files in a directory
% No moving average before or after filtering
% No data reduction before or after filtering
disp(['Now filtering the files in the directory ' sd]);
% skaalaa signaalin, suodattaa kaistalle 0.5-11Hz ja laskee liukuvan
ka:n 10s ikkunalla
filter_and_average([sd filesep
'N12_AccelX_p.ascii'],75,128,1,0,1,1000,0.5,11,(10/2)*75,1);
filter_and_average([sd filesep
'N12_AccelY_p.ascii'],75,128,1,0,1,1000,0.5,11,(10/2)*75,1);

function filter_and_average(name,fs,offset,scale,n0,skip0,n,fl,
fh,nl,skip1)
% FILTER_AND_AVERAGE filter data with bandpass filter and calculate
moving average
% FILTER_AND_AVERAGE(NAME,FS,OFFSET,SCALE,N0,SKIP0,N,FL,FH,N1,SKIP1)
filters the data in the file named NAME.
% The original data has the sampling frequency FS. First data is
scaled to values (x-OFFSET)/SCALE.
% Do the following steps:

```

```

% 1. Calculate moving average of the data with a window half-width N0
% 2. Reduce the data by a factor SKIP0, i.e. SKIP0=1 gives the
original data, SKIP0=2 skips every second point etc.
% This will also reduce the sampling frequency by the same factor.
% 3. Filter the data with a bandpass filter of an order N, with
passband frequency limits FL < f < FH given in Hz.
% 4. Calculate moving average of the data with a window half-width N1
% 5. Reduce the data by a factor SKIP1.
% 6. Save the filtered data in the file that has the name of the
original file with '_filtered' appended,
% i.e. 'M1_AccelX.ascii' -> 'M1_AccelX_filtered.ascii'

% Exit from this function, if the file does not exist
if exist(name,'file') == 0
    return
end
x = load(name);

vakio=x(1:999); %lisätään x:n alkuun 999 alkiota, lisätty 6.9.2006

x=[vakio;x];

% Scale data
x = (x - offset)/scale;

% Step 1
x = moving_average(x,n0);

% Step 2
% Reduce data
x = x(1:skip0:end);
% Reduce sampling frequency
fs = fs/skip0;

% Step 3
% Normalize the passband frequencies to the Nyquist frequency fs/2
if (fl > fs/2) | (fh > fs/2) | (fl > fh)
    disp( 'ERROR: Passband frequencies must be 0 < FL < FH < FS/2.' );
    disp(['          Now FL = ' num2str(fl) ', FH = ' num2str(fh) ', and
FS/2 = ' num2str(fs/2) ' .']);
    return;
end
fl = fl/fs*2;
fh = fh/fs*2;
% Design filter
b = fir_bandpass(n,fl,fh);
% Filter
x = filter(b,1,x);
% Remove the filter delay
x = x(n:end); % poistetaan x:n alusta 999 alkiota

% Step 4

x = moving_average(abs(x),n1); % lasketaan itseisarvosta liukuva ka,
lisätty 6.9.2006

% Step 5
% Reduce data
x = x(1:skip1:end);

```

```
% Reduce sampling frequency
fs = fs/skipl;
```

```
% Step 6
% Extract the parts of the filename
[directory,base,extension] = fileparts(name);
% Save filtered data
save([directory '/' base '_filtered' extension], 'x', '-ascii');
```

```
function g = fir_bandpass(n,fl,fh)
```

```
% FIR_BANDPASS type fir bandpass filter
% FIR_BANDPASS(n,fl,fh) designs an order 2*n-1 bandpass finite impulse
response (FIR) filter.
% The filter is based on a rectangular window, and the passband is fl
< f < fh,
% where the frequencies are normalized to the Nyquist frequency (half
the sample frequency).
```

```
c1 = (fh-fl)/2;
g(n) = 2*c1;
for i = [2:n]
    xn = i-1;
    c = 3.14159*xn;
    c3 = c*c1;
    g(n+1-i) = sin(c3)/c*2*cos(c*(fl+fh)/2);
    g(n+i-1) = g(n+1-i);
end
```

```
function y = moving_average(x,n)
```

```
% MOVING_AVERAGE calculate the moving average
% MOVING_AVERAGE(x,n) calculates the moving average of the input
vector x
% with the window half-width n, i.e. each value is averaged with the
neighbours
% within the distance n
```

```
y = conv(ones(1,2*n+1)/(2*n+1),x);
y = y(n+1:end-n);
```