



(12) **PATENTTIJULKAISU
PATENTSKRIFT**

(10) **FI 124973 B**

(45) Patenti myönnetty - Patent beviljats

15.04.2015

(51) Kv.lk. - Int.kl.

A61B 5/0205 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/08 (2006.01)

SUOMI – FINLAND

(FI)

**PATENTTI- JA REKISTERIHALLITUS
PATENT- OCH REGISTERSTYRELSEN**

(21) Patentihakemus - Patentansökning

20115150

(22) Saapumispäivä - Ankomstdag

17.02.2011

(24) Tekemispäivä - Ingivningsdag

17.02.2011

(41) Tullut julkiseksi - Blivit offentlig

18.08.2012

(73) Haltija - Innehavare

1 • **Suunto Oy**, Valimotie 7, 01510 Vantaa, SUOMI - FINLAND, (FI)

(72) Keksijä - Uppfinnare

1 • **Martikka, Mikko**, Vantaa, SUOMI - FINLAND, (FI)

2 • **Lindman, Erik**, Espoo, SUOMI - FINLAND, (FI)

(74) Asiamies - Ombud

Seppo Laine Oy, Itämerenkatu 3 B, 00180 Helsinki

(54) Keksinnön nimitys - Uppfinningens benämning

Menetelmä ja laite energian kulutuksen arvioimiseksi

Förfarande och anordning för uppskattning av energiförbrukning

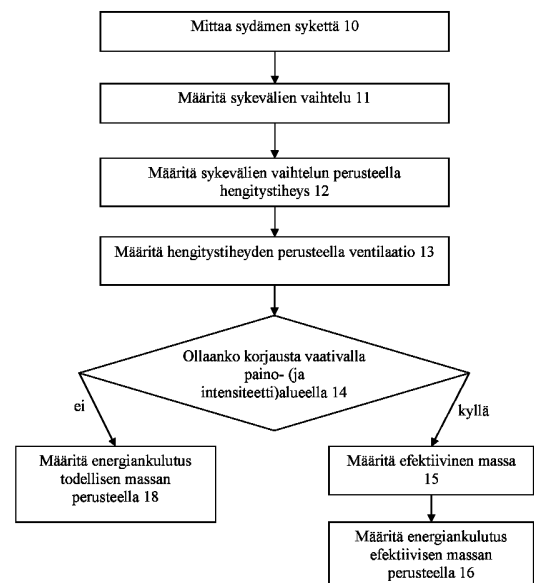
(56) Viitejulkaisut - Anförda publikationer

GB 2438070 A, US 2005209521 A1, EP 1836956 A2, TAEKYUN, K., et al., A preliminary study on estimation of energy expenditure at different locations of acceleration sensor during submaximal exercise, 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society : EMBC 2009, Minnesota, USA, 02.-06.09.2009, ISBN 978-1-4244-3296-7, WEYAND, P.G., et al., Assessing the metabolic cost of walking: The influence of baseline subtractions, 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society : EMBC 2009, Minnesota, USA, 02.-06.09.2009, ISBN 978-1-4244-3296-7, doi:10.1109/IEMBS.2009.5333126

(57) Tiivistelmä - Sammandrag

Keksintö koskee menetelmää ja laitetta henkilön energiankulutuksen arvioimiseksi syketioiden perusteella. Menetelmässä mitataan sydämen sykettä anturilla tai otetaan etukäteen mitattuja syketioiden saamiseksi ja määritetään syketioiden perusteella henkilön energiankulutus. Keksinnön mukaan valitaan henkilön massalle ensimmäinen kynnyisarvo ja mikäli henkilön massa on suurempi kuin ensimmäinen kynnyisarvo, lasketaan energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan poikkeaman mainituista ensimmäisestä kynnysarvosta. Keksinnön avulla voidaan tarkentaa erityisesti painavien ihmisten energiankulutusarvioita.

Uppfinningen avser ett förfarande och en anordning för att uppskatta en persons energiförbrukning på basis av pulsinformation. Vid förfarandet mäts hjärtpulsen medelst en givare eller så väljs på förhand uppmätt pulsinformation för att erhålla pulsinformation, och på basis av pulsinformation bestäms personens energiförbrukning. Enligt uppfinningen väljs för personens massa ett första tröskelvärde och såvida personens massa är större än det första tröskelvärde beräknas energiförbrukningen medelst en formel, som tar i beaktande avvikelser hos personens massa från det nämnda första tröskelvärde. Medelst uppfinningen kan energiförbrukningen i synnerhet hos tunga personer preciseras.



Menetelmä ja laite energian kulutuksen arvioimiseksi

Keksinnön ala

Keksintö liittyy menetelmään ja laitteeseen ihmiskehon energian kulutuksen arvioimiseksi.

- 5 Erityisesti keksintö liittyy matalalla intensiteettitasolla tehtävän harjoituksen energian kulutuksen määrittämiseksi. Menetelmässä mitataan sydämen sykettä anturilla syketietojen saamiseksi, määritetään syketietojen perusteella henkilön hengitystiheys ja edelleen määritetään hengitystiheyden avulla henkilön energiankulutus.

Tunnettu tekniikka

- 10 Tarkan suorituksenaikaisen energiankulutuksen määrittäminen edellyttää hengitystiheyden ja hengityksen syvyyden määrittämistä tai arvioimista. Näiden tulona voidaan laskea ventilaatio, jota voidaan edelleen käyttää henkilön metabolian tason määrittämiseksi ja siten energian kulutuksen arvioimiseksi. Aikaisemmassa patenti- ja muussa kirjallisuudessa on esitetty joitakin eri menetelmiä sekä yksittäisten välivaiheiden että
- 15 lopullisen energiankulutuksen laskemiseksi. Seuraavassa tarkastellaan kahta kenties lähintä tunnettua tekniikkaa edustavaa tunnettua julkaisua.

US-patentissa 5810722 esitetään eräs menetelmä, jolla voidaan määrittää henkilön metaboliset kynnykset sekä periaatteet, jolla ventilaatio voidaan arvioida. Patentin esitiedoissa kerrotaan, että hengityksen syvyys on lähes lineaarinen funktio fyysisestä

- 20 intensiteetistä ja että ventilaatio on hengitystiheyden ja hengityksen syvyyden tulo. Hengityksen syvyyden estimointiin ko. julkaisussa ei oteta kantaa yksityiskohtaisesti. Hengitystiheys voidaan julkaisun mukaan määrittää sykevaihtelun perusteella. Erityisesti julkaisussa käsitellään menetelmää, jossa henkilöä ohjeistetaan liikkumaan kasvavalla intensiteetillä ja jossa määritetään henkilön aerobinen ja anaerobinen kynnyks siten, että a)
- 25 mitataan syke testin aikana, b) mitataan sykevälit testin aikana, c) määritetään hengitystiheys sykevälivaihtelusta ja d) määritetään ainakin yksi metabolinen kynnyks sykkeen ja hengitystiheyden suhteen perusteella. Lisäksi menetelmässä voidaan e) arvioida hengityksen syvyys sykevälivaihtelun suuruudesta, f) määrittää sykkeen funktiona ventilaatio, joka saadaan hengitystiheydestä ja arvioidusta hengityksen syvyydestä ja g)
- 30 määrittää ainakin yksi metabolinen kynnyks ventilaation ja sykkeen suhteen perusteella.

Julkaisussa sykeväliarvot saadaan sykesignaalin R-piikkien avulla, ajoituksen tarkkuuden ollessa luokkaa 1 ms.

US-julkaisussa 2005/0209521 viitataan yllä tarkasteltuun patenttiin ja todetaan, että siinä kuvattu menetelmä sopii parhaiten staattisen tilanteen analyysiin ja että siinä ei kuvata tarkkoja analyysimenetelmiä. US-julkaisussa 2005/0209521 esitellään toinen, verrattain monimutkainen tapa laskea hengitystiheys ja hengityksen syvyys. Kuten julkaisussakin todetaan, on olemassa monia tunnettuja menetelmiä, joilla aikasarjoja voidaan muuntaa taajuusmuotoon (mm. Fourier-muunnos) ja joilla voidaan arvioida hengitystiheyttä. Lisäksi todetaan, että ventilaatio saadaan hengitystiheyden ja hengityssyvyyden tulona, mutta että aiemmin ei ole esitetty menetelmää, jolla hengityksen syvyys saadaan pelkästä sykedatasta. Tämä johtuu julkaisun mukaan siitä, että vitaalikapasiteettiin vaikuttaa henkilön paino, pituus jne., joten US-patentissa 5810722 esitetty menetelmä ei ole kuin arvio oikeasta hengityksen syvyydestä. Lisäksi US-julkaisussa 2005/0209521 todetaan, että on monia tapoja käyttää ko. julkaisussa kuvattuja menetelmiä arvioida hengityksen syvyys, mutta oleellisesti näissä menetelmissä käytetään sykeinformaatiota ja henkilöä kuvaavia parametreja. US-julkaisussa 2005/0209521 esitetyssä vuokaaviossa menetelmän lähtötietoina ovat syke, hengitystiheys ja taustaparametrit. Julkaisussa myös opetetaan, että ventilaatio voidaan laskea suoraan syketiedoista ja hengitystiheydestä monilla matemaattisilla tavoilla (mm. neuraalilaskennalla).

Lyhyesti sanottuna US-julkaisun 2005/0209521 mukaisessa menetelmässä sykedatasta lasketaan sykevälivaihtelun avulla hengitystiheyttä kuvaava suure RFD1 ja syketiedoista vähintään toinen hengitystiheyttä määrittävä komponentti RFD2. Kaikki näin lasketut komponentit yhdistetään eksperttifunktiolla, eli julkaisun mukaan neuroverkon avulla, hengitystiheydeksi. RFD1 kuvaa optimaalista steady-state tilannetta, kun taas RDF2 kuvaa ajallista hengitystiheyden vaihtelua. Syketiheyden johdannaisena voidaan julkaisun mukaan määrittää hengityksen syvyys sykejaksosta. Ventilaatio määritetään a) kertomalla hengityssyvyys hengitystiheydellä, b) laskemalla vähintään yksi lisäparametri sykedatasta ja c) yhdistämällä näin saadut arvot matemaattisella funktiolla ventilaatioksi.

Yllä kuvatut menetelmät ovat sinänsä käyttökelpoisia, mutta niihin liittyy myös merkittäviä epäkohtia. Käyttäjän kannalta yksi merkittävä heikkous on, että niiden antamat energiankulutusarvot erityisesti matalilla suoritusintensiteeteillä ovat suhteellisen epävarmoja ja epätarkkoja. Erityisesti on havaittu, että suuren painoindeksin omaavien, ja

erityisesti ylipainoisten henkilöiden matalan intensiteetin energiankulutusarviot ovat epätarkkoja ja saattavat poiketa merkittävästi todellisesti energiankulutuksesta. Yleisesti käytössä olevilla menetelmillä virhettä saattaa tulle jopa 500 – 1000 kcal/vrk.

On siis tarvetta parannetuille energiankulutuksen arviointimenetelmille.

5 Keksinnön yhteenveto

Keksinnön tarkoituksena on saada aikaan tarkempi energiankulutuksen määrittäminen, erityisesti matalan intensiteetin, eli lähinnä normaalia arkielämää vastaavan työskentelyn ja hyötyliikunnan alueelle.

10 Keksintö perustuu siihen ajatukseen, että tiettyjen paino(indeksi) ehtojen täytyessä energiankulutusta ei lasketa suoraan henkilön todellisen massan perusteella, vaan energiankulutusta tarkistetaan alaspäin kaavalla, joka huomioi massan poikkeaman ennaltamäärätystä arvosta.

15 Menetelmässä valitaan henkilön massalle ensimmäinen kynnyсарvo ja mikäli henkilön massa on suurempi kuin ensimmäinen kynnyсарvo, lasketaan energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan poikkeaman ennaltamäärätystä arvosta, edullisesti juuri mainitusta ensimmäisestä kynnyсарvosta.

Täsmällisemmin sanottuna keksinnölle on tunnusomaista se, mitä on sanottu itsenäisissä patenttivaatimuksissa.

20 Edullisen suoritusmuodon mukaan valitaan suorituksen intensiteetille toinen kynnyсарvo ja mikäli suorituksen syketietojen avulla määritetty intensiteetti on pienempi kuin toinen kynnyсарvo ja henkilön massa on suurempi kuin ensimmäinen kynnyсарvo, lasketaan energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan ja suorituksen intensiteetin poikkeaman mainituista ensimmäisestä ja toisesta kynnyсарvosta, vastaavasti.

25 Keksinnön edullisen sovellutusmuodon mukaan korjaus tapahtuu ns. efektiivisen massan, joka on pienempi kuin todellinen massa, avulla. Tarkemmin ottaen menetelmässä

- valitaan henkilön massalle ensimmäinen kynnyсарvo,
- valinnaisesti, valitaan suorituksen intensiteetille toinen kynnyсарvo,

- mikäli henkilön massa on suurempi kuin ensimmäinen kynnyсарvo ja valinnaisesti suorituksen syketietojen avulla määritetty intensiteetti on pienempi kuin toinen kynnyсарvo, lasketaan energiankulutus kaavalla, jossa tekijänä on henkilön efektiivinen massa, joka on pienempi kuin todellinen massa.
- 5 Edullisen sovellutusmuodon mukaan efektiivinen massa lähestyy todellista massaa kun suorituksen intensiteetti lähestyy toista kynnyсарvoa.

Suorituksen intensiteetti, ja vastaavasti toinen kynnyсарvo, voidaan määrittää esimerkiksi syketiheyden, hengitystiheyden tai ventilaation perusteella. Edullisesti toinen kynnyсарvo valitaan 1,5 MET - 3,0 MET alueelta joka on henkilön aerobisella alueella, edullisesti noin 10 2 MET (metabolic equivalent of task, 1 MET = 3.5 mlO₂/kg/min) hapenkulutusta.

- Massan kynnyсарvo, eli ensimmäinen kynnyсарvo, määritetään edullisen suoritusmuodon mukaan aina henkilön pituudesta riippuen. Edullisesti käytetään yleisesti käytössä olevaa painoindeksiä BMI (body mass index), joka lasketaan henkilön painon ja pituuden avulla kaavalla m/l^2 , jossa m on henkilön massa kilogrammoina ja l henkilön pituus metreinä.
- 15 Nämä tiedot saadaan esitietoina, jotka käyttäjä on tyypillisesti syöttänyt menetelmää suorittavaan laitteeseen. Niinpä ensimmäinen kynnyсарvo voidaan määrittää ennaltamäärätyn, yleensä kiinteästi asetetun BMI-arvon mukaan, kun tiedetään henkilön pituus. Kynnyсарpainoindeksi voi olla esimerkiksi 18,5, joka vastaa normaalin painon alarajaa (WHO BMI classification). Tarkka, analyysissä käytetty arvo on valittu 20 käytettävissä olevan referenssidatan perusteella siten, että analyysimallin perusteella lasketut tulokset ovat mahdollisimman lähellä referenssiarvoja. Yleisesti sanottuna kynnyсарvo valitaan painoindeksiväliltä 18 - 25.

Edullisen sovellutusmuodon mukaan hengitystiheyden määrittäminen käsittää seuraavat vaiheet:

- 25
- määritetään syketietojen perusteella sykevälien pituudet,
 - lasketaan peräkkäisten sykevälien erotus ja luokitellaan erotus arvoksi A, jos erotus on negatiivinen ja arvoksi B, jos erotus on positiivinen,
 - lasketaan näin saadun aikasarjan Fourier-muunnos,
 - määritetään Fourier-muunnoksen avulla saadusta taajuusvasteesta hengitystiheys.

Edelleen on edullista, jos arvot A ja B siten, että tehtävässä diskreetissä Fourier-muunnoksessa ei tarvitse käyttää kertolaskuja. A voi olla esimerkiksi 0 ja B voi olla 1.

Yhden sovellutusmuodon mukaan hengitystiheyden perusteella lasketaan ventilaatio oleellisesti kaavalla:

$$5 \quad \text{ventilaatio} = \text{hengitystiheys} * \text{vitaalikapasiteetti} * \text{korjauskerroin},$$

jossa korjauskerroin riippuu suorituksen intensiteetistä (määritetty jälleen syke- tai hengitystiheyden tai ventilaation perusteella) ja vitalikapasiteetti saadaan esitietona, joka tyypillisesti riippuu henkilön sukupuolesta, iästä ja pituudesta.

Lopulta energiankulutus voidaan laskea kaavalla:

$$10 \quad \text{energiankulutus} = b * \text{ventilaatio} * m_{\text{eff}}/m_{\text{real}},$$

jossa b on vakio ja m_{eff} henkilön efektiivinen ja m_{real} henkilön todellinen massa. Vakio b sisältää myös tarvittavan yksikkömuunnoksen tilavuuden yksiköstä energiankulutuksen yksiköksi.

15 Keksinnön mukainen laite energiankulutuksen määrittämiseksi henkilön fyysisen suorituksen aikana tai tämän jälkeen käsittää, yhden sovellutusmuodon mukaan,

- välineet sydämen sykkeen mittaamiseksi tai sykesignaalin tuomiseksi ulkoiselta sykeanturilta syketietojen saamiseksi,
- tiedonkäsittely-yksikön sykevälien pituuksien määrittämiseksi syketiedoista ja edelleen hengitystiheyden ja energiankulutuksen määrittämiseksi sykevälien avulla,
- 20 – muistivälineen henkilöön liittyvien esitietojen ja ainakin ensimmäisen ja toisen kynnsarvon tallentamiseksi,

Keksinnön mukaan tiedonkäsittely-yksikkö on sovitettu

- valitsemaan henkilön massalle ensimmäinen kynnsarvo, joka tallennetaan muistivälineeseen,
- 25 – valitsemaan suorituksen intensiteetille toinen kynnsarvo, joka tallennetaan muistivälineeseen,
- määrittämään, onko henkilön massa suurempi kuin ensimmäinen kynnsarvo,

- määrittämään syketietojen perusteella, onko suorituksen intensiteetti pienempi kuin toinen kynnyсарvo, ja
- mikäli suorituksen intensiteetti on pienempi kuin toinen kynnyсарvo ja henkilön massa suurempi kuin ensimmäinen kynnyсарvo, laskemaan energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan ja suorituksen intensiteetin poikkeaman mainituista ensimmäisestä ja toisesta kynnyсарvosta, vastaavasti.

Keksinnön avulla saavutetaan huomattavia etuja. Erityisesti sen avulla saavutetaan tarkempi energiankulutusarvio tietyllä massa ja intensiteettitasolla. Keksijät ovat havainneet, että nykyiset mallit tyypillisesti yliarvioivat suhteellisen hapenkulutuksen matalilla intensiteeteillä. Erityisesti tämä näkyy tutkittaessa ylipainoisten henkilöiden energiankulutusmittauksia, mutta virhe on tietyssä määrin olemassa myös normaalipainoisilla. Nykyisten mallien puutteet johtunevat siitä, että referenssimittaukset on tehty lähes poikkeuksetta lyhytkestoisissa urheilutilanteissa. Yhden selitysmallin mukaan ylipainoisilla henkilöillä ns. "aktiivista massaa", joka suoraan osallistuu energian kulutukseen metabolian kautta aerobisen suorituksen alueella, on vähemmän suhteessa mitattuun massaan kuin normaalipainoisilla henkilöillä. Keksintö korjaa tämän virhelähteen tunnetuissa määrytyksissä massan (tai painoindeksin) kynnyсарvon käytön avulla ja saa siten aikaan tarkemman arvion energiankulutuksesta. Tämä on arvokas tieto erityisesti laihduttajille, jotka tavoittelevat alhaisempaa painoindeksiä, mutta myös muille kuntoilijoille.

Korkean intensiteetin suorituksen aikana energiankulutuksen määrytyksessä on perinteisillä menetelmillä luotettavampaa kuin lepotilassa, koska tällöin systemaattisten virheiden merkitys suhteessa oikeaan energiankulutukseen on pienempi. Lepotilassa tai matalilla intensiteeteillä perusenergiankulutus on pieni, jolloin virheet ovat suhteessa suurempia. Keksinnön suoritusmuodolla, joka huomioi myös suorituksen intensiteetin korjauksessa, ratkaistaan myös tämä ongelma.

Keksinnön yhden muunnelman mukaan päätös korjauksen tarpeesta tehdään ensisijassa suorituksen intensiteetin, ei siis massan, perusteella. Tällöin valitaan suorituksen intensiteetille toinen kynnyсарvo, ja mikäli suorituksen intensiteetti on pienempi kuin toinen kynnyсарvo, lasketaan energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan

ja/tai suorituksen intensiteetin poikkeaman ennaltamäärätyistä arvoista, kuten yllä kuvatuista ensimmäisestä ja/tai toisesta kynnyksarvosta.

Seuraavaksi keksinnön sovellutusmuotoja tarkastellaan lähemmin viittaamalla oheisiin piirustuksiin.

5 Piirustusten lyhyt kuvaus

Kuviossa 1 esitetään vuokaaviona keksinnön mukainen menetelmä yhden sovellutusmuodon mukaan.

Kuviossa 2 esitetään esimerkki vitaalikapasiteettista iän mukaan naisille ja miehille.

10 Kuviossa 3a havainnollistetaan kuvaajana sykevälien pituuksien vaihtelua esimerkisuorituksessa.

Kuviossa 3b havainnollistetaan kuvaajana kuvion 3a mukaista käsiteltyä ja Fourier-muunnettua sykeväliädataa sekä hengitystiheyden määrittämistä.

Sovellutusmuotojen yksityiskohtainen kuvaus

Määritelmiä

15 Termi (suorituksen) "intensiteetti" tarkoittaa suorituksen rasittavuutta. Intensiteettiä voidaan mitata syketiheyden, hengitystiheyden, ventilaation tai jonkin näiden matemaattisen johdannaisen tai yhdistelmän kautta.

20 Termi "painoindeksi" tai "BMI" tarkoittaa ensisijaisesti yleisesti hyväksyttyä (esim. World Health Organization, http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html) ja käytössä olevaa määritelmää m/l^2 , jossa m on henkilön massa kilogrammoina ja l henkilön pituus metreinä, mutta sitä ei ole rajoitettu tähän. Kuten asiantuntija ymmärtää, henkilön ruumiinrakennetta, lihavuutta, ylipainoa voidaan tarkastella myös muiden mm. pituuden ja painon avulla määriteltyjen indeksien kautta, jotka soveltuvat käytettäväksi myös esillä olevassa keksinnössä massan kynnyksarvon määrittämiseksi kullekin henkilölle erikseen.

25 Lyhennettä "HR" käytetään viittaamaan absoluuttiseen syketiheuteen ja lyhennettä "hrr" viittaamaan syketiheyden ja leposykkeen erotuksen suhdetta sykereserviin, eli toisin sanoen $hrr = (HR - HR_{rest}) / (HR_{max} - HR_{rest})$ (yksikkönä tyypillisesti "prosenttia

sykereservistä", eli $\%hrr = 100\% * hrr$), jossa HR on hetkellinen syke, HR_{rest} on leposyke ja HR_{max} maksimisyke.

"Sykevälillä" tarkoitetaan kahden peräkkäisen sydämen sykkeen ajallista etäisyyttä toisistaan. Sykkeiden tunnistamiseksi on esitetty patentti- ja muussa kirjallisuudessa useita menetelmiä, joita ei tarkastella tässä lähemmin.

Menetelmän yleiskuvaus

Kuviossa 2 esitetään yksi esimerkki keksinnön toteuttamisesta suhteellisen yleisellä tasolla.

Vaiheessa 10 mitataan sydämen sykettä sykeanturilla, esimerkiksi rinnan ympäri asetetun sykevyön avulla. Kuten alan asiantuntija ymmärtää, myös muita alalla tunnettuja tapoja tunnistaa syke voidaan käyttää.

Vaiheessa 11 määritetään syketiedoista peräkkäisten sykkeiden sykevälit ja edelleen sykevälien vaihtelu. Sykevälien vaihelun jaksollisuus kertoo hengitystiheydestä, joka määritetään edelleen vaiheessa 12.

Vaiheessa 13 hengitystiheyden ja esitietojen pohjalta määritetään ventilaatio.

Vaiheessa 14 ratkaistaan syketietojen ja esitietojen pohjalta, ollaanko efektiivistä massakorjausta vaativalla paino- ja intensiteettialueella. Mikäli ollaan, jaketaan vaiheeseen 15, jossa lasketaan efektiivinen massa ja edelleen vaiheessa 16 energiankulutus hyödyntäen efektiivistä massaa. Mikäli ei olla efektiivistä massakorjausta vaativalla alueella, energiankulutus lasketaan suoraan henkilön todellisen massan perusteella vaiheessa 18.

Laskenta, eli vaiheet 11 – 18, voidaan suorittaa soveltuvassa tietojenkäsittely-yksikössä, erityisesti tietokoneessa, rannetietokoneessa tai matkapuhelimessa. Reaaliaikainen energiankulutuksen seuranta toteutetaan edullisesti rannetietokoneessa tai matkapuhelimessa. Tietokoneella tehdään tyypillisimmin suorituksen jälkianalyysiä.

Sykeanturi on edullisesti langattomassa tiedonsiirto-yhteydessä tiedonkäsittely-yksikön kanssa.

Menetelmän oleellisia vaiheita käsitellään seuraavaksi yksityiskohtaisemmin.

Hengitystiheys

Yhden sovellutusmuodon mukaan hengitystiheys määritetään oleellisesti patentissa FI 121214 (US 7,803,117) kuvatulla menetelmällä. Tämän menetelmän mukaan havainnoidaan henkilön sydämen sykettä sykesignaalin saamiseksi, määritetään sykesignaalin sisältämän syketiedon ajallisen vaihtelun jaksollisuuden perusteella

5 hengitystiheys, siten, että syketiedon ajallisen vaihtelun jaksollisuus määritetään sykesignaalin perusteella tehtyjen aikaleimojen avulla aikatasossa. Edullisesti hengitystiheys määritetään siten, että muodostetaan aikaleimoista peräkkäisiä aikapisteitä käsittävä sarja, määritetään sarjan jakso, ja määritetään hengitystä kuvaava parametri sarjan jakson perusteella. Sarjan jakso voidaan määrittää laskemalla sarjan toinen

10 derivaatta ja etsimällä tämän nollakohtia. Tarkemman menetelmän kuvauksen osalta viitataan mainittuihin patenttijulkaisuihin.

Vaihtoehdoisen sovellutusmuodon mukaan hengitystiheys määritetään seuraavasti:

- mitataan henkilön sydämen sykkeitä soveltuvalla anturilla,
- määritetään syketietojen perusteella sykevälien pituudet,
- 15 – lasketaan peräkkäisten sykevälien erotus ja luokitellaan erotus arvoksi A, jos erotus on negatiivinen ja arvoksi B, jos erotus on positiivinen. Tyypillisesti $A=0$ ja $B=1$. Tällöin Fourier-muunnoksen toteutusta jatkoanalyysissä voidaan optimoida edelleen.
- Lasketaan edellä kuvatun mukaisesti kootun aikasarjan Fourier-muunnos. Jos data
- 20 koostuu arvoista 0 ja 1, ei tarvitse käyttää ikkunointia eikä kertolaskuja.
- Edellisessä vaiheessa saadun muunnoksen taajuusvasteesta valitaan syketiedon perusteella arvot, joiden välistä valitaan suurin arvo. Sen paikka taajuusavaruudessa valitaan olevan hengitystiheys.

Tällaisen laskennan suurin hyöty kannettavia laitteita ajatellen on siinä, että ettei tarvitse

25 käyttää kertolaskua ja että laskenta on helppo ja tehokas implementoida kokonaislukulaskennalla. Selityksen lopussa annetaan tarkempi esimerkki laskennan toteuttamisesta käytännössä. On huomattava, että esitetty implementaatio sopii vain tapauksiin, joissa halutaan selvittää datan jaksollisuus, eikä se korvaa täyttä Fourier-muunnosta. Lisähyötynä voidaan pitää, että sykedataa ei välttämättä tarvitse erikseen

30 korjata ennen analyysiä eikä siitä tarvitse poistaa erikseen syketason muutoksia. Syketason

muutos tarkoittaa esimerkiksi juoksuvauhdin lisäyksen seurauksena keskisykkeen nousua. Tällaiset muutokset näkyvät sykeväliä taajuusmuunnoksessa, jos niitä ei siis erikseen poista.

Yhden sovellutusmuodon mukaan tehdään kuitenkin seuraava sykedatan korjaus:

- 5 – lasketaan peräkkäisten arvojen erotus diff, ja
- jos erotus on liian suuri tai pieni ($\text{abs}(\text{diff}) > \text{quality_trigger}$), niin luokittelutulokseksi valitaan 0.

Lisäksi, jos ventilaatitietoa ei tarvita missään sellaisenaan, niin laskentaa voidaan käyttää vain silloin kun todetaan, että harjoittelun intensiteetti on esillä olevan keksinnön
10 intensiteettialueella, eli riittävän matala.

On huomattava, että tässä esitetty uusi hengitystiheyden laskentamenetelmä on luonteeltaan keskiarvoistava eli tulos on tästä osin luotettavampi kuin patentissa FI 121214 (US 7,803,117) esitetty jaksollisuuden määrittäminen suoraan aikatasossa.

15 Ventilaatio

Ventilaatio on yksinkertaisimmillaan hengitystiheyden ja hengityksen syvyyden (tidal volume) tulo. Hengityksen syvyyden arvioimiseksi tarvitaan tieto vitaalikapasiteetista. Vitaalikapasiteettia voidaan arvioida kirjallisuuden perusteella. Esimerkiksi American Thoracic Societyn julkaisussa "Lung Function Testing: Selection of Reference Values and
20 Interpretative Strategies", Am Rev Respir Dis 1991, American Thoracic Society, March 1991, voidaan käyttää lähteenä. Ko viitteessä vitaalikapasiteetti on taulukoitu sukupuolen, iän ja pituuden funktiona.

Yllä mainittu kirjallisuusviite sisältää suuntaa-antavia arvoja, jotka ovat tarkimmillaan vanhoissa ikäryhmissä. Etenkin nuoremmassa ikäryhmissä on saatavilla tarkempiakin
25 arvioita ja niitä voidaan taulukoida myös referenssiaineiston avulla. Kuviossa 2 esitetään osin yllä mainitusta viitteestä ja osin referenssiaineiston avulla tarkennettu esimerkki vitaalikapasiteettiarvoista iän funktiona miehille ja naisille. Taulukon mukaista vitaalikapasiteettia voidaan tarvittaessa pituuskompensoida edelleen.

Kun on verrattu hengitystiheydellä kerrottua vitaalikapasiteettia tehtyjen referenssimittausten ventilaatioarvoihin, on huomattu tarve syketasosta riippuvalle kerroinfunktiolle, joka voi olla staattinen ja saatu esimerkiksi keskiarvona referenssimittauksista. Yhden sovellutusmuodon mukaan kerroin riippuu yllä määritellystä arvosta %hrr. Toisin sanoen

$$\text{ventilaatio} = \text{hengitystiheys} * \text{vitaalikapasiteetti} * \text{korjauskerroin}(\%hrr)$$

Niinpä, ottaen huomioon yllä mainitut seikat, ventilaatio VE on tässä yhteydessä riippuva useasta tekijästä, joista merkittävimmät ovat sukupuoli, ikä, pituus, %hrr, hengitystiheys.

Lepotilan ja matalan intensiteetin energiankulutus

10 Yhden sovellutusmuodon mukaan perusaineenvaihdunnan taso, eli BMR-arvo kilogrammaa kohden oletetaan vakioksi, jolloin hapenkulutukseksi on arvioitu kiinteästi 1 MET = 1 ml/kg/min.

Edullisen sovellutusmuodon mukaan käytetään tarkempaa BMR-arvoa ja edelleen ko. BMR –arvoa vastaavaa hapenkulutuksta. Tätä varten on olemassa erilaisia kirjallisuudesta saatavia kaavoja. Mm. historiallisesti merkittävin on Harris-Benedict-yhtälöt vuodelta 1919:

$$\text{BMR_miehet} = 13.7516 * m + 5.0033 * h - 6.775 * a + 66.473$$

$$\text{BMR_naiset} = 9.5634 * m + 1.8496 * h - 4.6756 * a + 655.0955$$

Edellä m on paino kilogrammoina, h pituus senttimetreinä ja a ikä vuosina.

20 On kuitenkin havaittu, että lähellä lepotilaa myös yllä kuvattu tapa antaa lihaville henkilöille liian suuren hapenkulutusravion.

Tämä ongelma voidaan keksinnön mukaisesta ratkaista määrittämällä kynnysmassa m_0 (ns. "nollamassa") lihaville ihmisille. Tarkka painoindeksi, BMI, jolla tämä saadaan, voidaan määrätä esimerkiksi referenssimittausten avulla ja menetelmän antamien arvojen ja referenssiarvojen eron perusteella. Voidaan käyttää esimerkiksi BMI-arvoa normaalipainon alueelta 18,5-25. Kokeiden perusteella suhteellisen hyväksi arvioksi on havaittu BMI-arvo, joka on noin 19.

Ajatuksena BMI-perusteisessa korjauksessa on tarkemmin ottaen valita kynnsarvo sekä matalalle intensiteetille (toinen kynnsarvo) että kynnsmassa (ensimmäinen kynnsarvo) ja interpoloida nollassa oikeaksi massaksi, kun suorituksen intensiteetti muuttuu nollassa tähän kynnsarvoon. Tämä voidaan tehdä efektiivisen massa m_{eff} kautta.

- 5 Matemaattisesti esitettyä efektiivinen massa matalilla intensiteeteillä on

$$m_{\text{eff}} = m_0 + a \cdot (m - m_0) \cdot (I - I_0).$$

Edellä m on paino ja intensiteettiä voi kuvata esimerkiksi yllä esitelty suure %hrr, ventilaatio tai muu intensiteettiä kuvaava suure. I_0 on valittu intensiteetin kynnsarvo. Tekijä a on skaalausvakio.

- 10 Suorituksen intensiteetin ollessa pienempi kuin valittu intensiteetin kynnsarvo ($I < I_0$), jos BMI on suurempi kuin raja-arvo (minkä seurauksena $m > m_0$), käytetään laskennan perusteena efektiivistä massaa m_{eff} , kuten alla tarkemmin kuvataan. Jos taas BMI on pienempi kuin valittu raja-arvo ($m < m_0$), käytetään massana suoraan todellista massaa.

Lopuksi yllä kuvattujen suureiden m_{eff} ja ventilaatio avulla lasketaan arvio hetkelliselle

- 15 energiankulutukselle matalilla intensiteeteillä

$$E = \text{vo}_2(\text{ventilaatio}) * m_{\text{eff}} / 200.$$

Funktio vo_2 ventilaatiosta voi olla esimerkiksi

$$\text{vo}_2 \text{ (ml/kg/min)} = 0.385 \text{ (ml/l)} * \text{ventilaatio (l/min)} / m_{\text{real}}.$$

Referenssitietokannan tarkentuessa tämä funktio muuttuu vastaavasti (muoto, kertoimet)

- 20 sovittumaan siihen parhaiten.

Jos intensiteetti on suurempi kuin intensiteetti_0, ei efektiivistä massakorjausta yllä kuvattuun tapaan edullisesti tehdä, vaan käytetään suoraan esimerkiksi patentissa FI 121214 (US 7,803,117) kuvattua menetelmää.

- 25 Jos käytössä ei ole sykevälitietoja, matalilla intensiteeteillä käytetään BMR- ja BMI-korjausta suoraan laskettuun vo_2 -arvoon (ei siis ventilaatiokorjattuun). Erona näissä on se, että syke reagoi lepotilassa myös muuhun kuin tehtyyn työhön ja näkyy siten perusmenetelmässä energiankulutuksena. Tämä voidaan kompensoida siten, että perusmenetelmässä valitaan efektiivinen massa siten, että suhteessa referenssimittauksiin

tulokset ovat harhattomia (ts. keskiarvot ovat samat, mutta regressio ei ole yhtä hyvä kuin ventilaatiolla tarkennetussa menetelmässä).

Esimerkki

- 5 Tässä esimerkissä havainnollistetaan Taulukkojen 1 – 5 esittämän tietokoneohjelmakoodin avulla keksinnön toteuttamista käytännössä yksinkertaisella tavalla, jonka vaatima tehonkulutus on pieni.

Taulukko 1. Esimerkinomaisen sykevälidatan alustus (arvot millisekunteina)

```
function sample_fDft
%%
%%
%%
dataHere = [920 843 799 816 861 845 845 856 801 759 738 731 735 733 713 ...
            709 708 710 719 705 689 699 719 755 740 758];
fPwD = fDft(dataHere);
```

- 10 ***Taulukko 2. Muuttujien alustus ja sykeväliä luokittelu***

```
function fPwD = fDft(d)
%%
%%
%% Here the resolution in time domain is 50 ms. With N = 400 this means that
%% there is 20 s of data in buffer. Below is the formula of the discrete
%% Fourier transformation.
%%
%%

$$X(k) = \sum_{n=1}^N x(n) \cdot \exp(-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot (k-1) \cdot (n-1) / N), \quad 1 \leq k \leq N.$$

%% This formula is used in the implementation below.

global sin_n cos_n

% Initialize variables. Cos_n and Sin_n are constants in real
% implementation.
F_s = 1/0.050; % 1/(50 ms)
N = 400;
freq=(0:N-1)*(F_s/N);
n = 0:(N-1);
cos_n = cos(2*pi*n/N);
sin_n = -sin(2*pi*n/N);
data = zeros(400,1);
```

```

% Take the first 20 s of incoming data in this example and classify the
% differences of the consecutive values. If the newest value is greater
% than the previous, fill the buffer with value A (here A = 1). Otherwise
% the buffered value is B (here B = 0).
d_prev = d(1);
index_prev = 0;
s = 0;
for i=1:max(size(d)),
    s = s + d(i);
    if s < 20000,
        index = mod( floor(s/50), 400 );
        if d(i) > d_prev,
            for k=index_prev+1:index,
                data(k) = 1;
            end
        end
        index_prev = index;
    else
        break;
    end
    d_prev = d(i);
end

```

Taulukko 3. Fourier-muunnoksen laskenta ja hengitystiheyden määrittäminen ja tulostaminen

```

% The guidance to watch the correct frequency range can come from outside
% or it can be calculated based on the current incoming data. Here constant
% limits of 0 and 30 bpm are used.
ii = find(freq*60>0 & freq*60<30);
lowerFreqIndex = ii(1) - 1;
upperFreqIndex = ii(end) - 1;
fPwD = getPwD(lowerFreqIndex,upperFreqIndex,data);

```

```

% Calculate the respiration rate. Resolution can be enhanced by calculating
% the center of the mass of the power density peak. Here the location of
% the highest value is considered to be the respiration rate.
[m,iMax] = max(fPwD);
5 fprintf('Respiration rate is %d breaths per minute.\n',60*(iMax-1)*F_s/400);

```

Taulukko 4. Käyrien piirtäminen

```

% Plot the data and the power density function of the difference of that
% data
subplot(2,1,1);plot(cumsum(d(1:i-1))/1000,d(1:i-1),'x-');
title('\bf{Inter-beat intervals to be analyzed}');
xlabel('Time [sec]');

subplot(2,1,2);plot(freq(ii)*60,fPwD(ii));
title('\bf{Power density of the difference signal}');xlabel('Respiration rate [1/m

```

Taulukko 5. Yksinkertaisetettu Fourier-muunnosfunktio

```

function fPwd = getPwd(lowerFreqIndex, upperFreqIndex, d)
%
% This implementation is valid only for values A=1 and B=0 (See the general
% explanation). Typically the calculation load here in this example is
% about (upperFreqIndex - lowerFreqIndex) * (N/2) i.e. about 2000
% summations (half of the values are zeroes). This is about the same as
% using FFT with the same data. The complexity of the FFT is O(N)=N*log(N),
% here this is about 2400. In FFT, one has to use, in general,
% multiplications, too. Furthermore, no windowing is used here. Also,
% fixed point arithmetic can be used easily in this kind of an
% implementation.
%
global sin_n cos_n
f=zeros(200,2);
for i=0:(max(size(d))-1),
    for j=lowerFreqIndex:upperFreqIndex,
        if d(i+1) ~= 0,
            indexHere = mod( i*j, 400 );
            f(j+1,1) = f(j+1,1) + cos_n(indexHere+1);
            f(j+1,2) = f(j+1,2) + sin_n(indexHere+1);
        end
    end
end
fPwd = f(:,1).^2+f(:,2).^2;

```

Kuten kuviosta 3b voidaan nähdä, käyrän huippuarvo tai massakeskipiste, ja siten hengitystiheys, on kohdassa 18 hengitystä minuutissa.

Patenttivaatimukset:

1. Menetelmä henkilön energiankulutuksen arvioimiseksi syketietojen perusteella, jossa menetelmässä
 - mitataan sydämen sykettä anturilla tai otetaan etukäteen mitattuja syketietoja syketietojen saamiseksi,
 - määritetään syketietojen perusteella henkilön energiankulutus,

tunnettu siitä, että

 - valitaan henkilön massalle ensimmäinen kynnyisarvo,
 - mikäli henkilön massa on suurempi kuin ensimmäinen kynnyisarvo, lasketaan energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan poikkeaman mainituista ensimmäisestä kynnysarvosta.

2. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että
 - valitaan suorituksen intensiteetille toinen kynnyisarvo,
 - mikäli suorituksen syketietojen avulla määritetty intensiteetti on pienempi kuin toinen kynnyisarvo ja henkilön massa on suurempi kuin ensimmäinen kynnyisarvo, lasketaan energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan ja suorituksen intensiteetin poikkeaman mainituista ensimmäisestä ja toisesta kynnysarvosta, vastaavasti.

3. Patenttivaatimuksen 1 tai 2 mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että mainitussa kaavassa tekijänä on henkilön efektiivinen massa, joka on pienempi kuin todellinen massa.

4. Patenttivaatimuksen 3 mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että efektiivinen massa lähestyy todellista massaa kun suorituksen intensiteetti lähestyy toista kynnysarvoa.

5. Patenttivaatimuksen 4 mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että efektiivinen massa m_{eff} on määritelty oleellisesti kaavalla

$$m_{\text{eff}} = m_0 + a \cdot (m - m_0) \cdot (I - I_0),$$

jossa I_0 on toinen kynnyсарvo, m_0 on ensimmäinen kynnyсарvo, m on henkilön massa, I on suorituksen hetkellinen intensiteetti ja a on vakio.

6. Jonkin edellisen patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että intensiteetti ja toinen kynnyсарvo määritetään syketiheyden, hengitystiheyden tai
5 ventilaation avulla.

7. Jonkin edellisen patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että

- määritetään syketietojen perusteella henkilön hengitystiheys,
- määritetään energiankulutus hengitystiheyden avulla.

8. Patenttivaatimuksen 7 mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että hengitystiheyden
10 määrittäminen käsittää:

- määritetään syketietojen perusteella sykevälien pituudet,
- lasketaan peräkkäisten sykevälien erotus ja luokitellaan erotus arvoksi A, jos erotus on negatiivinen ja arvoksi B, jos erotus on positiivinen,
- lasketaan näin saadun aikasarjan Fourier-muunnos,
- 15 – määritetään Fourier-muunnoksen avulla saadusta taajuusvasteesta hengitystiheys.

9. Patenttivaatimuksen 8 mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että valitaan arvot A ja B siten, että Fourier-muunnoksessa ei tarvitse käyttää kertolaskuja.

10. Jonkin edellisen patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että hengitystiheyden perusteella lasketaan ventilaatio seuraavalla kaavalla:

$$20 \quad \text{ventilaatio} = \text{hengitystiheys} * \text{vitaalikapasiteetti} * \text{korjauskerroin},$$

jossa mainittu korjauskerroin riippuu suorituksen intensiteetistä ja vitalikapasiteetti saadaan esitetona, joka tyypillisesti riippuu henkilön sukupuolesta, iästä ja pituudesta.

11. Jonkin edellisen patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, energiankulutus lasketaan kaavalla:

$$25 \quad \text{energiankulutus} = b * \text{ventilaatio} * m_{\text{eff}}/m_{\text{real}},$$

jossa b on vakio ja m_{real} henkilön todellinen ja m_{eff} henkilön efektiivinen massa joka on pienempi kuin todellinen massa ja ventilaatio lasketaan hengitystiheyden avulla.

12. Jonkin edellisen patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että toinen kynnysarvo valitaan siten, että se vastaa henkilön energiankulutusta 1,7 MET - 2,3 MET, 5 edullisesti noin 2 MET.

13. Jonkin edellisen patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että ensimmäinen kynnysarvo määritetään henkilön painosta ja pituudesta riippuvan painoindeksin avulla.

14. Jonkin edellisen patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, **tunnettu** siitä, että 10 ensimmäinen kynnysarvo valitaan siten, että se vastaa ko. henkilön painoindeksiä 18 – 25.

15. Laite energiankulutuksen määrittämiseksi henkilön fyysisen suorituksen aikana tai tämän jälkeen, joka laite käsittää

- välineet sydämen sykkeen mittaamiseksi tai sykesignaalin tuomiseksi ulkoiselta sykeanturilta syketietojen saamiseksi,
- 15 – tiedonkäsittely-yksikön sykeväliien pituuksien määrittämiseksi syketiedoista ja edelleen energiankulutuksen määrittämiseksi,
- muistivälineen henkilöön liittyvien esitietojen, kuten massan tai painoindeksin, ja ainakin ensimmäisen kynnysarvon, joka kuvaa henkilön massaa tai painoindeksiä, tallentamiseksi,

20 **tunnettu** siitä, että tiedonkäsittely-yksikkö on sovitettu

- määrittämään esitietojen ja ensimmäisen kynnysarvon perustella vastaako henkilön massa tai painoindeksi suurempaa massaa tai painoindeksiä kuin ensimmäinen kynnysarvo, ja
- mikäli henkilön massa suurempi kuin ensimmäinen kynnysarvo, laskemaan 25 energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan poikkeaman mainituista ensimmäisestä kynnysarvosta.

16. Patenttivaatimuksen 15 mukainen laite, **tunnettu** siitä, että

- muistiväline on sovitettu tallentamaan myös toinen kynnyсарvo, joka kuvaa suorituksen intensiteettiä,
 - tiedonkäsittely-yksikkö on sovitettu määrittämään syketietojen perusteella, onko suorituksen intensiteetti pienempi kuin ensimmäinen kynnyсарvo, ja
- 5 – mikäli suorituksen intensiteetti on pienempi kuin toinen kynnyсарvo ja henkilön massa suurempi kuin ensimmäinen kynnyсарvo, laskemaan energiankulutus kaavalla, joka huomioi henkilön massan ja suorituksen intensiteetin poikkeaman mainituista ensimmäisestä ja toisesta kynnyсарvosta, vastaavasti.

17. Patenttivaatimuksen 15 tai 16 mukainen laite, **tunnettu** siitä, että se on sovitettu suorittamaan jonkin patenttivaatimuksen 1 – 14 mukainen menetelmä.

10

Patentkrav:

1. Förfarande för att uppskatta en persons energiförbrukning på basis av pulsinformation, vid vilket förfarande
 - hjärtpulsen mäts medelst en givare eller så väljs på förhand uppmätt puls-
 - 5 information för att erhålla pulsinformation,
 - på basis av pulsinformationen bestäms personens energiförbrukning,

kännetecknat av att

- ett första tröskelvärde väljs för personens massa,
- såvida personens massa är större än det första tröskelvärdet beräknas energiför-
- 10 brukningen med en formel, som tar i beaktande avvikelser hos personens massa från det nämnda första tröskelvärdet.

2. Förfarande enligt patentkrav 1, **kännetecknat** av att

- för prestationens intensitet väljs ett andra tröskelvärde,
- såvida den med hjälp av pulsinformationens bestämda prestationens intensitet är
- 15 mindre än det andra tröskelvärdet och personens massa är större än det första tröskelvärdet beräknas energiförbrukningen med en formel, som tar i beaktande avvikelser hos personens massa och prestationens intensitet från det första respektive andra tröskelvärdet.

3. Förfarande enligt patentkrav 1 eller 2, **kännetecknat** av att den nämnda formelns faktor

20 utgörs av personens effektiva massa, som är mindre än den verkliga massan.

4. Förfarande enligt patentkrav 3, **kännetecknat** av att den effektiva massan närmar sig den verkliga massan, då prestationens intensitet närmar sig det andra tröskelvärdet.

5. Förfarande enligt patentkrav 4, **kännetecknat** av att den effektiva massan m_{eff} bestäms väsentligen med formeln

25
$$m_{\text{eff}} = m_0 + a \cdot (m - m_0) \cdot (I - I_0),$$

där I_0 är det andra tröskelvärdet, m_0 är det första tröskelvärdet, m är personens massa, I är prestationens momentana intensitet och a är en konstant.

6. Förfarande enligt något av de föregående patentkraven, **kännetecknat** av att intensiteten och det andra tröskelvärdet bestäms med hjälp av hjärtpuls, andningsfrekvens eller ventilation.
5

7. Förfarande enligt något av de föregående patentkraven, **kännetecknat** av att

- på basis av pulsinformationen bestäms personens andningsfrekvens,
- energiförbrukningen bestäms med hjälp av andningsfrekvensen.

8. Förfarande enligt patentkrav 7, **kännetecknat** av att bestämningen av andningsfrekvensen omfattar att:
10

- längderna på pulsintervallen bestäms på basis av pulsinformationen,
- skillnaden mellan på varandra följande pulsintervall beräknas och skillnaden klassificeras som värde A, om skillnaden är negativ och som värde B, om skillnaden är positiv,
- den på detta sätt erhållna tidsseriens Fourier-transformation beräknas,
15
- andningsfrekvensen bestäms från den med hjälp av Fourier-transformationen erhållna frekvensresponsen.

9. Förfarande enligt patentkrav 8, **kännetecknat** av att värdena A och B väljs på så sätt, att multiplikationer inte behövs användas i Fourier-transformationen.

20 10. Förfarande enligt något av de föregående patentkraven, **kännetecknat** av att på basis av andningsfrekvens beräknas ventilation med följande formel:

$$\text{ventilation} = \text{andningsfrekvens} * \text{vitalkapacitet} * \text{korrigeringsfaktor},$$

där nämnda korrigeringsfaktor är beroende av av prestationens intensitet och vitalkapaciteten erhålls som förhandsinformation, som typiskt är beroende av personens kön,
25 ålder och längd.

11. Förfarande enligt något av de föregående patentkraven, **kännetecknat** av att energiförbrukningen beräknas med formeln:

$$\text{energiförbrukning} = b * \text{ventilation} * m_{\text{eff}}/m_{\text{real}},$$

där b är en konstant och m_{real} personens verkliga och m_{eff} personens effektiva massa, som
5 är mindre än den verkliga massan och ventilation beräknas med hjälp av andningsfrekvens.

12. Förfarande enligt något av de föregående patentkraven, **kännetecknat** av att det andra tröskelvärdet väljs på så sätt, att det motsvarar personens energiförbrukning 1,7 MET – 2,3 MET, företrädesvis ca 2 MET.

13. Förfarande enligt något av de föregående patentkraven, **kännetecknat** av att det första
10 tröskelvärdet bestäms med hjälp av ett viktindex, som är beroende av personens vikt och längd.

14. Förfarande enligt något av de föregående patentkraven, **kännetecknat** av att det första tröskelvärdet väljs på så sätt, att det motsvarar den ifrågavarande personens viktindex uppgående till 18 – 25.

15 15. Anordning för bestämning av energiförbrukning under en persons fysiska prestation eller därefter, vilken anordning omfattar

- organ för att mäta hjärtpulsen eller för att hämta en pulssignal från en extern pulsgivare för att erhålla pulsinformation,
- en databehandlingsenhet för att bestämma längderna på pulsintervallen från pulsinformation och för att vidare bestämma energiförbrukningen,
- ett minnesorgan för att lagra med personen associerad förhandsinformation, såsom massa eller viktindex, och åtminstone ett första tröskelvärde, som beskriver personens massa eller viktindex,

kännetecknad av att databehandlingsenheten är anordnad att

25 – på basis av förhandsinformationen och det första tröskelvärdet bestämma huruvida personens massa eller viktindex motsvarar en större massa eller ett större viktindex än det första tröskelvärdet, och

- såvida personens massa är större än det första tröskelvärdet beräknas energiförbrukningen med en formel, som tar i beaktande avvikelsen hos personens massa från det nämnda första tröskelvärdet.

16. Anordning enligt patentkrav 15, **kännetecknad** av att

- 5 – minnesorganet är anordnat att lagra även ett andra tröskelvärde, som beskriver prestationens intensitet,
- databehandlingsenheten är anordnad att på basis av pulsinformation bestämma, huruvida prestationens intensitet är mindre än det första tröskelvärdet, och
- 10 – såvida prestationens intensitet är mindre än det andra tröskelvärdet och personens massa är större än det första tröskelvärdet beräknas energiförbrukningen med en formel, som tar i beaktande avvikelsen hos personens massa och prestationens intensitet från det nämnda första respektive andra tröskelvärdet.

17. Anordning enligt patentkrav 15 eller 16, **kännetecknad** av att den är anordnad att utföra ett förfarande enligt något av patentkraven 1 – 14.

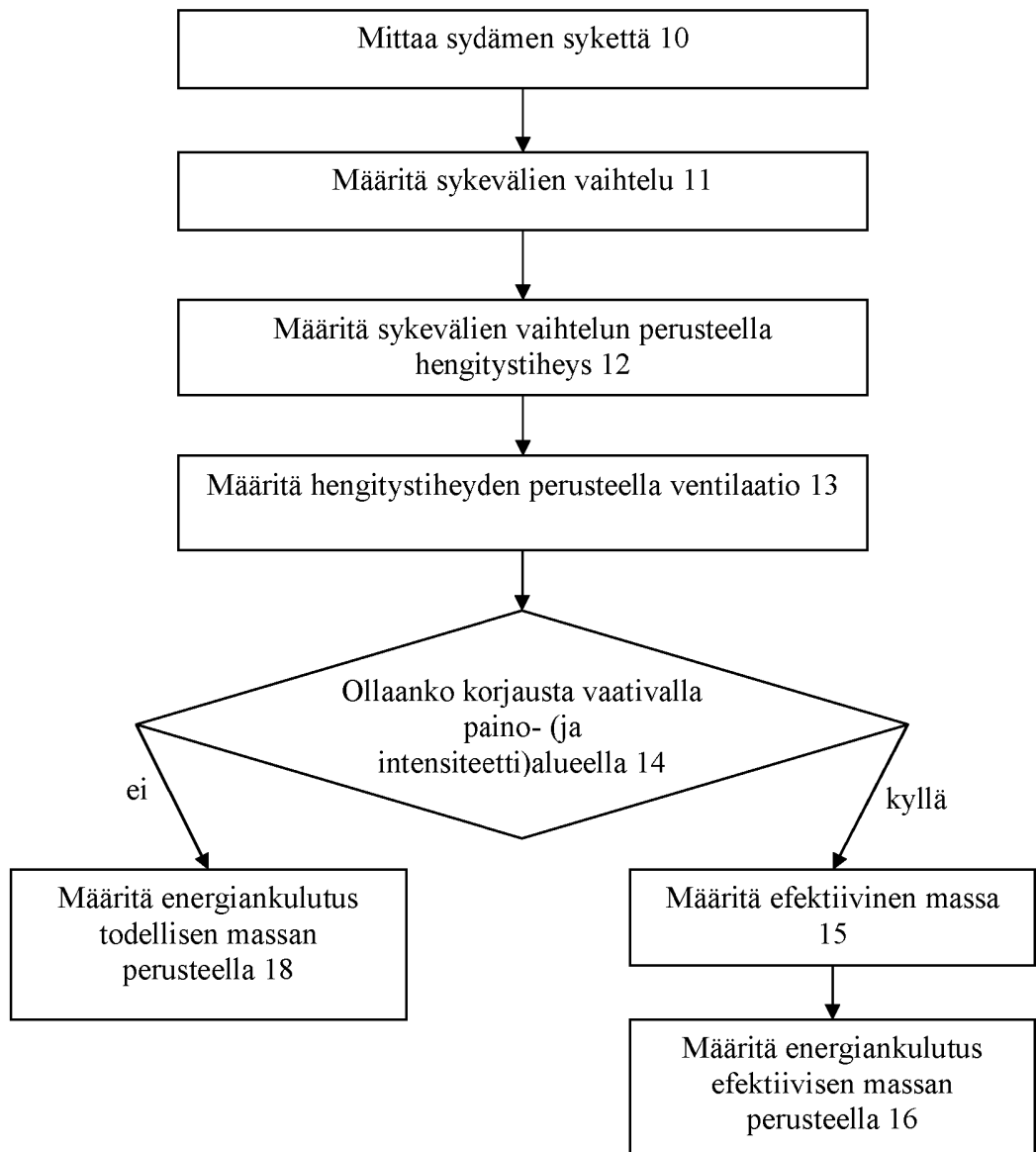


Fig. 1

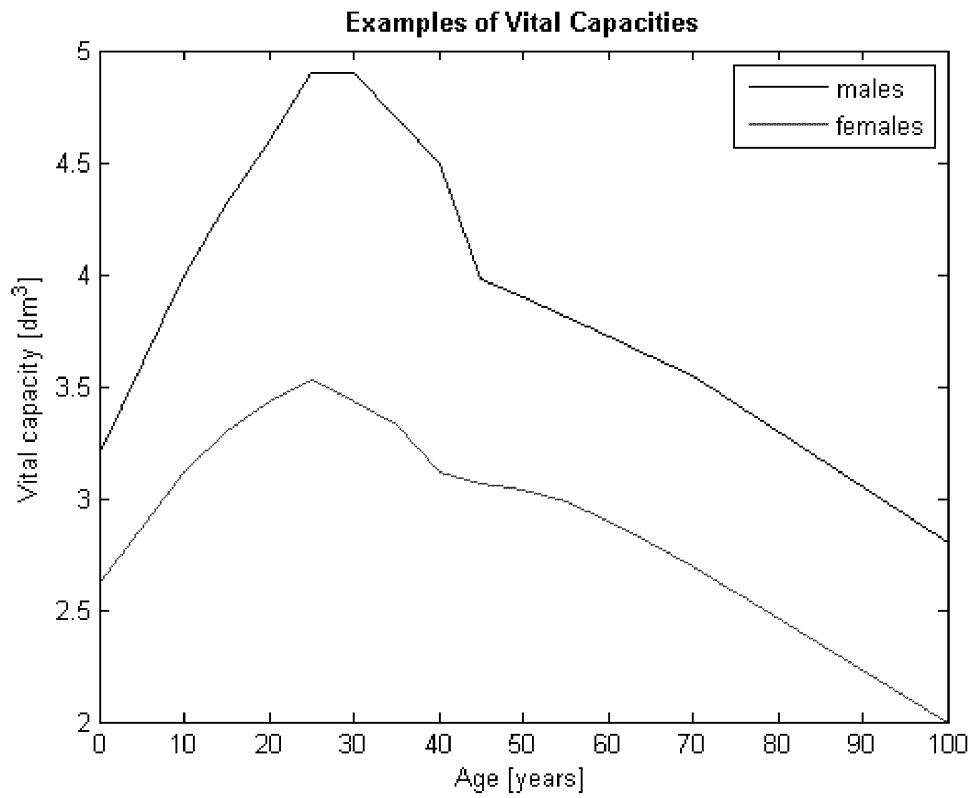


Fig. 2

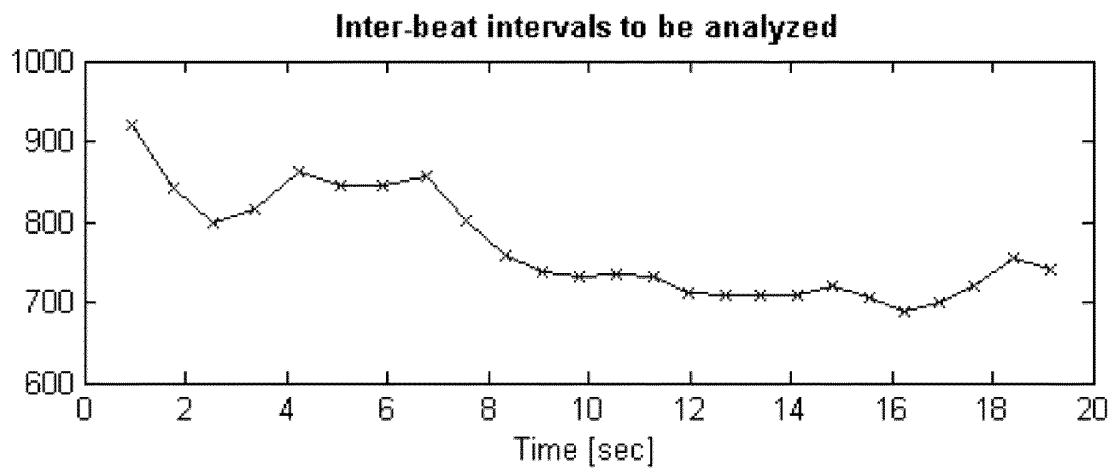


Fig. 3a

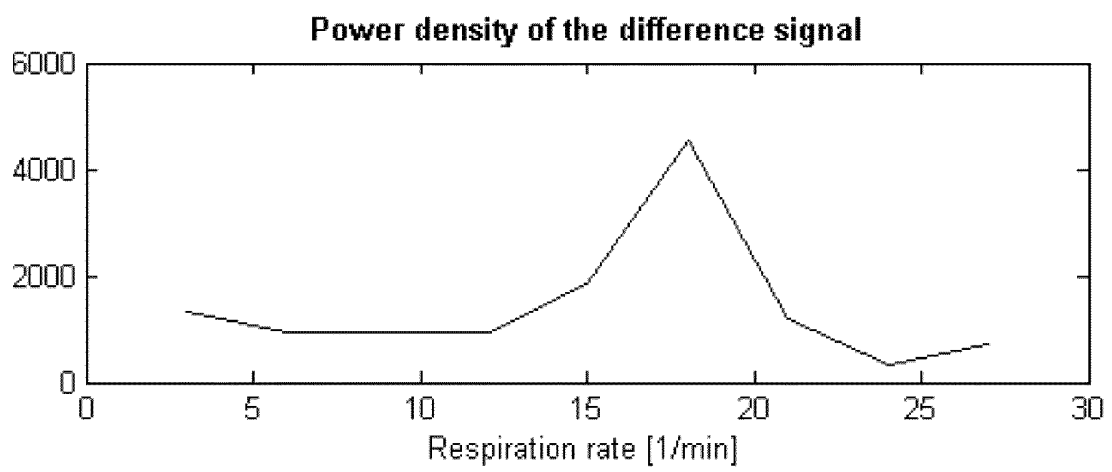


Fig. 3b