

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6497425号
(P6497425)

(45) 発行日 平成31年4月10日(2019.4.10)

(24) 登録日 平成31年3月22日(2019.3.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 2 A

A 6 1 B 5/00 1 O 1 R

A 6 1 B 5/0245 Q

A 6 1 B 5/0245 A

A 6 1 B 5/0245 Z D M

請求項の数 10 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2017-193705 (P2017-193705)
 (22) 出願日 平成29年10月3日(2017.10.3)
 (65) 公開番号 特開2018-102905 (P2018-102905A)
 (43) 公開日 平成30年7月5日(2018.7.5)
 審査請求日 平成30年1月31日(2018.1.31)
 (31) 優先権主張番号 20165748
 (32) 優先日 平成28年10月5日(2016.10.5)
 (33) 優先権主張国 フィンランド(FI)

(73) 特許権者 000006231
 株式会社村田製作所
 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号
 (74) 代理人 100189430
 弁理士 吉川 修一
 (74) 代理人 100190805
 弁理士 傍島 正朗
 (72) 発明者 ウルフ・メリヘイナ
 フィンランド共和国、01150 セデル
 クッラ、ストーレスヴェーゲン 15
 審査官 高松 大

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心拍監視方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の心拍数を監視する方法であって、
 前記被験者と第2の人との双方と接触している反動面に加速度センサを接触させ、
 複数の期間でセンサ出力信号を測定し、
 前記期間で測定された前記センサ出力信号から、前記期間における前記被験者の平均心拍数の指標の計算を行い、
 監視のために前記指標を出力し、
 前記計算は、
 前記期間中の前記センサ出力信号における主要な周期成分の、時間領域での特性周波数を特定し、
 前記期間にわたって前記センサ出力信号を周波数領域に変換し、
 前記周波数領域における前記主要な周期成分の前記特性周波数を篩い分け、
 篩い分け後に前記周波数領域に残っているデータから前記指標を計算し、
 前記主要な周期成分は、前記第2の人の心拍数又は呼吸数と、前記第2の人の心拍数又は呼吸数の周期的な変調と、前記第2の人の心拍数又は呼吸数の高調波とを少なくとも含む

ことを特徴とする方法。

【請求項2】

前記反動面は平坦であり、測定が行われるときに前記被験者が前記反動面上に横たわっ

10

20

ていることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記反動面は腹の外側であり、測定が行われるときに前記被験者が前記腹の内側にあることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記センサは 2 軸加速度センサであることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の方法。

【請求項 5】

前記指標は、以前の期間に計算された 1 つ以上の指標と、現在の期間に計算された平均心拍数推定値との加重平均として計算されることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の方法。

10

【請求項 6】

被験者の心拍を監視するための監視システムであって、

前記被験者と第 2 の人との双方に接触する反動面に接触するように配置された加速度センサと、

ある期間においてセンサ出力信号を受信するように前記加速度センサに接続され、前記期間における前記被験者の平均心拍数の指標を計算するように構成された制御部と、

前記制御部に接続され、監視用の前記指標を出力するように構成されたインタフェース部と、を備え、

前記制御部は、

20

前記期間中の前記センサ出力信号における主要な周期成分の、時間領域での特性周波数を特定し、

前記期間にわたって前記センサ出力信号を周波数領域に変換し、

前記周波数領域における前記主要な周期成分の前記特性周波数を篩い分け、

篩い分け後に前記周波数領域に残っているデータから前記指標を計算し、

前記主要な周期成分は、前記第 2 の人の心拍数又は呼吸数と、前記第 2 の人の心拍数又は呼吸数の周期的な変調と、前記第 2 の人の心拍数又は呼吸数の高調波とを少なくとも含む

ことにより前記指標を計算することを特徴とする監視システム。

【請求項 7】

30

前記反動面は、前記被験者が横たわっている平坦面であることを特徴とする請求項 6 に記載の監視システム。

【請求項 8】

前記反動面は、前記被験者を内部に有する腹の外側であることを特徴とする請求項 6 に記載の監視システム。

【請求項 9】

前記センサは、2 軸加速度センサであることを特徴とする請求項 6 ~ 8 のいずれかに記載の監視システム。

【請求項 10】

前記制御部は、前記指標が、以前の期間に計算された 1 つ以上の指標と、現在の期間に計算された平均心拍数推定値との加重平均として計算されることを特徴とする請求項 6 ~ 9 のいずれかに記載の監視システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、心拍の監視技術に関し、特に、心弾動測定による胎児および幼児の心拍の監視技術に関する。本開示は、さらに、胎児および乳児の心拍によって引き起こされる弱い心弾動信号が、成人の心拍のようなより主要な信号成分から区別されることを可能にする分析方法および装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

加速度計または角速度センサを用いて行われる心弾動測定は、心臓のポンピング作用から生じる人体の動きを測定するものである。心拍に関する2つの機械的効果、典型的には、ポンピング動作自体によって引き起こされる胸部への反動効果、および、体内の動脈への血液の放出によって引き起こされる全身への反動効果が検出され得る。これらの反動効果の両方は、本開示では「心拍反動」と呼ばれる。

【 0 0 0 3 】

人間が自分の意志で行うほとんどの動きは、心拍反動よりも強く広範である。したがって、心弾動測定では、典型的には、測定が実施される人間が安静であること、好ましくは横になっていることが必要である。良好な測定データは、しばしば人間が寝ているときに得ることができる。

10

【 0 0 0 4 】

反動効果は、身体から直接的に、または、身体と物理的に接触し身体と一緒に動く面から間接的に検出される。この面は、例えば、人間が安静にしているマットレスであってもよい。被験者が胎児である場合、この面は母親の腹であってもよい。本開示では、「反動面」という用語は、心弾動測定が実施され得る面の一般的な用語として使用される。

【 0 0 0 5 】

心弾動測定を実施されている人がまだ横たわっている場合でも、心拍反動は非常に小さな動きであり、これらの測定に使用されるセンサは非常に敏感でなければならない。この問題は、最新のMEMS加速度センサおよびジャイロ스코ープで解決されており、これらのセンサは、心弾動計測のために十分に高い分解能を有する。

20

【 0 0 0 6 】

心弾動測定は、心拍の周期性を利用することにより行われる。測定を実施される人は、休息や睡眠中に動き回ることがあるが、そのような動きは周期的ではない。周期的な心拍反動信号は、通常50 - 200 / 分の周波数を示し、非周期的な動きおよび呼吸運動などのこの範囲外の周波数を伴う周期的な動きと区別することができる。しかし、2つの別個の心拍反動成分が同じ心弾動信号に存在する場合、それらを互いに区別することは困難である。

【 0 0 0 7 】

新生児および胎児の心拍は、医学的理由でしばしば監視される。心拍数の低下は、血流中の酸素飽和度の低下を示す。乳幼児の心拍数が毎分60回以下に低下すると、乳幼児は死亡という重大な危険にさらされる可能性がある。胎児の心拍数の低下は、同様のリスクを示唆する。その場合には、死亡という結果を避けるためにすぐさま対応が必要である。

30

【 0 0 0 8 】

乳幼児および胎児の心拍を連続的に自動で監視することは、特に睡眠中は、上記リスクに対する確実な予防措置となる。自動監視システムは、近くの成人に乳幼児または胎児の心拍数の急激な低下を警告する警報機能を備えることができる。

【 0 0 0 9 】

胎児の心拍数は、超音波検査および幼児の心拍数とともに、乳幼児の身体に装着されたセンサを用いて病院で監視することができる。しかしながら、これらの方法のいずれも、自宅での連続的な心拍監視としては容易に実現することはできない。超音波検査は、複雑な機器や操作者を必要とし、同時に、装着型センサは乳幼児に不快感を与える。

40

【 0 0 1 0 】

これに対し、乳幼児および胎児の心拍の自動化された心弾動監視は、乳幼児または胎児に不便なく連続的に行うことができる。心弾動センサは、例えば、乳幼児が眠るベッドまたはマットレスに、または妊娠した母親の腹に取り付けることができる。

【 0 0 1 1 】

心弾動測定は、ベッドで一人で眠っている乳幼児に対して、従来技術から知られている方法で行うことができる。米国特許出願公開第2008 / 0077020号明細書は、ベビーベッドで寝ている乳幼児の生命信号を監視するための方法および装置を開示している

50

。この方法は、この場合、心拍数を記録する圧力センサまたは他のセンサを備えた流体充填パッドまたは機械的プレートである心弾動計を利用する。

【0012】

しかし、乳幼児はしばしば一人以上の成人と同じベッドで寝る。これは、測定上の問題を引き起こす。すなわち、乳幼児の心臓により引き起こされる弱い心拍反動は、成人の心拍反動と混合されるため、心弾動信号から直接読み取ることはできない。同じ測定上の問題は、胎児の心拍を心弾動センサで測定するときに現れる。母親の心拍反動は、胎児の心拍反動よりもはるかに強い。

【0013】

2つの心拍反動が存在する場合、心弾動信号には2つの重複する周期成分が存在する。米国特許出願公開第2008/0077020号明細書に開示されているような一人の乳幼児を監視する従来技術の方法では、乳幼児の心拍反動によって引き起こされた弱い信号を、成人によって引き起こされた強い信号から区別することは不可能である。

10

【0014】

米国特許出願公開第2010/0305481号明細書は、胎児の動きを自動的に監視するシステムを開示している。この方法は、心弾動測定によって母親の動きおよび心拍数を検出し、この情報を用いて胎児の動きを母親の動きから区別することに基づいている。しかしながら、この文献は、胎児の心拍数の測定を開示していない。

【0015】

国際公開第2015/036925号は、加速度センサから測定された心弾動データから人の心拍数および呼吸数を決定する方法を開示している。しかし、2つの心拍が存在し、一方が他方よりも強い状況では、この方法では、より強い心拍のみを測定信号から識別することができる。

20

【発明の概要】

【0016】

本開示の目的は、上述の問題のいくつかを解消するかまたは少なくとも軽減するための方法を備えた方法および装置を提供することである。本開示の目的は、独立請求項に記載されることにより特徴づけられている方法および装置により達成される。本開示の好ましい実施形態は、従属請求項に開示されている。

【0017】

本開示は、妊娠した母親の腹部、または、乳幼児と成人とが横たわっている面のいずれかに加速度センサを取り付けた状態で、心弾動信号を測定するという考え方に基づいている。角速度を測定するジャイロスコープも使用することができる。センサ出力信号は、連続的に監視される。信号が時間の関数として示される時間領域の信号を分析することにより、成人の心拍数および呼吸数のような主要周期信号成分の基本特性を定めることができる。

30

【0018】

次いで、信号は、例えばフーリエ変換を用いて、周波数領域に変換される。簡略化して言えば、周波数領域への変換は、定期的な生じる信号ピークをカウントする。非周期信号成分は、強度にかかわらず、ほとんどカウントされないか、または全くカウントされない。与えられた周波数 f での周波数領域における変換された信号の高さは、与えられた周波数 f での時間領域におけるカウントされたピークおよびそれらの振幅によって定められる。時間領域において検出することが困難な弱い周期的な信号成分は、非周期的なデータが消滅する周波数領域において顕著になる。

40

【0019】

したがって、胎児または乳幼児の心拍反動から生じる信号成分は、周波数領域において、時間領域においてこの成分の存在を部分的に隠す非周期的ノイズと区別することができる。しかし、乳幼児または胎児の心拍反動は、周波数領域で見られる成人の心拍数および呼吸数の高次高調波と同様に、周波数領域における成人の心拍反動とは区別されなければならない。乳幼児または胎児の心拍数を区別するために、成人の心拍数および呼吸数を、

50

変換前に時間領域で最初に定めることができる。これらの特徴的な周波数は、その後、胎児または乳幼児の心拍数の指標が計算されるとき、周波数領域において篩い分けることができる。

【0020】

本開示の方法および構成の利点は、一つのセンサを備える非侵襲的、多目的かつ単純な測定で、成人が存在する場合であっても乳幼児または胎児の心拍数を連続的に監視することができることである。

【0021】

本開示に記載の方法および装置は、期間内で被験者の平均心拍数の指標を生成する点で、超音波診断またはセンサに基づく心拍測定とは異なる。言い換えると、本開示に記載の方法および装置は、瞬間的な心拍数の直接測定からではなく、計算から得られた推定値を生成する。瞬間的な心拍数の直接測定はリアルタイムの監視を容易にするが、そのような測定は不便なく連続的に行うことができない。非侵襲的な測定は、本開示の方法および装置にとって重要な目的である。本開示に記載の方法および装置は、連続的な監視の目的のために十分な精度を有する心拍の指標を生成する。

10

【0022】

本開示において用語「指標」は、本開示に記載の方法および装置で推定される数値を指す。この値は、以下でより詳細に説明するように、ある期間において得られた加速度センサまたはジャイロスコープからの一連の測定データから計算される。当該指標は、期間全体からのデータがその計算に含められる可能性があるため、平均値としている。当該指標は、再帰加重平均であってもよいので、各新しい指標の値の1つの要素（最初のを除く）は以前の指標の値である。

20

【0023】

本開示は、主として人間を被験者として実施される測定を記載しているが、本開示に記載の方法および装置は、被験者の一方または双方が動物である状況において使用されてもよい。例えば、測定は、同一のベッドで眠っている人間の子供およびペット動物、または同じ面上に眠っている乳幼児の動物および成人の動物に対して行ってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0024】

本開示は、添付の図面を参照して好ましい実施形態によってより詳細に説明される。

30

【図1】図1は、本開示に記載の方法を示す。

【図2】図2は、本開示で説明される監視システムを示す。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る、時間領域における心弾動データを示す。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る、時間領域における心弾動データを示す。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る、周波数領域における心弾動データを示す。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る、周波数領域における心弾動データを示す。

【発明を実施するための形態】

【0025】

図1は、被験者の心拍数を監視するための方法の概略図を示す。この方法は、被験者と接触している反動面に加速度センサを接触させ（ステージ10）、複数の期間でセンサ出力信号を測定する（ステージ11）ことを含む。その期間で測定されたセンサ出力信号から期間における被験者の平均心拍数の指標が計算され（ステージ15）、その指標が監視のために出力される（ステージ16）。その指標を計算するために、センサ出力信号内の主要な周期成分の特性周波数が、時間領域におけるある期間内に識別され（ステージ12）、その期間における出力信号が時間領域から周波数領域に変換され（ステージ13）、周波数領域における主要な周期成分の特性周波数が篩い分けされ（ステージ14）、篩い分け後に周波数領域に残ったデータから指標が計算される（ステージ15）。

40

【0026】

本開示において、「信号」および「測定データ」という用語は、いずれも、加速度センサから測定された加速度依存出力値を指す。「測定データ」は、測定値の任意の集合の一

50

般用語として使用され、用語「信号」は、タイムスタンプ付きの一連の測定データを指す。言い換えると、個々の測定結果は測定された時刻でマークされ、これらの測定結果は、時間順に並べられたときに一緒に信号を構成する。信号は、時間の関数として測定結果を示すことによって時間領域で提示することができ、例えば、フーリエ変換を用いて周波数領域に変換することができる。

【0027】

本開示において、「被験者」という用語は、主として小児、乳幼児または胎児を指す。しかしながら、以下の「さらなる実施例」に記載されているように、本開示に提示される方法は、いくつかの改変をすることにより、同じ反動面上に別の成人と安静にしている成人の被験者に対しても実施することができる。したがって、最も広い意味で、「被験者」という用語は胎児を含む任意の年齢の人間を包含する。

10

【0028】

心弾動測定を成功させるための前提条件は、反動面が心拍反動によって動かされることである。したがって、「反動面」という用語は、心拍反動による動きを受ける任意の面を指すことができる。第1の実施形態では、この用語は主に妊娠した母親の腹の外側を指し、母親と胎児の心臓の反動を検出することができる。加速度センサまたはジャイロスコプは、弾性ストラップ、ベルト、バンドまたは一時的な接着剤で反動面に接触して配置されてもよい。センサは、線形加速度センサであってもよいが、心拍反動は角速度の変化として記録され得る反動面上に小さなねじれを生成するので、ジャイロスコプも使用することができる。本実施形態では、少なくとも母親の胃の筋肉および子宮が腹の外側と胎児

20

【0029】

第2の実施形態では、「反動面」という用語は、ベッド、ベビーベッド、マットレス、ストレッチャー、または被験者が横たわることができる他の任意の面を指すことができる。本実施形態では、被験者は、反動面上に横たわってもよい。この場合、被験者と反動面との接触は、被験者の皮膚が反動面と直接接触しているか、または被験者が衣服、シートまたはマットレスなどの介在物によって反動面と間接的に接触していることを意味する。反動面は弾力性を有するか、または心弾動信号を記録することができるようにある程度可動であるものでなければならない。また、被験者と反動面との間に介在する物体は、試験

30

【0030】

乳幼児と成人が床や壁にしっかりと固定されたベッドに横たわっている場合には、床または壁は乳幼児の身体から弾性エネルギーを伝達されないため、加速度センサをベッドフレームに固定することはできない。この場合、マットレスは心拍反動を弾性的にセンサに伝達するので、マットレスを反動面として選択することができる。一方、ベッドが例えば車輪に取り付けられた病院用ベッドである場合、ベッドは各心拍反動に合わせて十分に動くので、センサはベッドに直接取り付けることができる。

40

【0031】

第1の実施形態は胎児の心拍の測定に関し、第2の実施形態は乳幼児の心拍の測定に関するものであるが、2つの実施形態は断じて異なるものではない。特に、母親の腹に直接センサを固定することなく、母親が横たわっているベッドまたはマットレスの上に配置されたセンサを用いて、胎児の心拍反動を測定することが可能である。センサによる不便さを嫌う母親たちであれば、この測定の設定を好むかもしれない。なお、本開示では、第1の実施形態においてのみ胎児の心拍反動の測定について説明するが、第2の実施形態に記載された方法で胎児の心拍反動を測定することもできる。

【0032】

加速度センサは、通常、1つ以上の測定軸が反動面と平行になるように配置することが

50

できるが、良好な心弾動信号を得るためには、平行な位置調整は必要条件ではない。

【0033】

身体において大半の動脈は身丈の方向に配置されているため、人体の心拍反動は、胸幅の方向よりも身丈の方向の方が強く生じる。したがって、心拍反動は、好ましくは、身丈の方向に測定されるべきである。

【0034】

(多かれ少なかれ狭い) 水平な支持体の上に横たわる成長した子供または成人に対して心弾動測定を実施する場合、支持体の長手方向の加速度を測定する一軸加速度センサで十分である。しかし、胎児は身体を異なる方向に向けることができるので、本開示の方法および装置は、好ましくは2軸加速度センサを用いて測定が実施される。成人サイズのベッドで寝るならば、乳幼児はどんな方向にでも身体を回転させる。したがって、2軸センサは、反動面の平面内の任意の方向に心拍反動を測定することができるので、好ましい。

【0035】

本開示では、「主要な周期成分」という用語は、主として、成人した人間の心拍および呼吸から生じる信号成分を指す。しかし、周期的なノイズは、反動面と物理的に接触している機械的装置を介して信号にも入る可能性がある。本開示において提示される方法及び装置では、主要な周期成分の全ての形は、被験者の心拍反動と区別することができる。

【0036】

呼吸は、呼吸による副鼻腔不整脈によって心拍数を調節する。心拍数は、吸気中に増加し、呼気中に減少する。言い換えると、心拍数の基本値(呼吸による影響前)が、例えば毎分80回の拍動で安定している場合、心拍数は、呼吸による副鼻腔不整脈によって、呼吸の回数とともに毎分 80 ± 5 回の間で振動する。これは、成人の心拍数が、しばしば周波数領域においてかなり広いピークを有することを意味する。

【0037】

呼吸数は、呼吸による副鼻腔不整脈の頻度と振幅の両方を決定する。したがって、まず、心弾動測定が行われる期間で母親の呼吸数を決定する必要がある。その後、心拍計のデータから、母親の心拍数(例えば、毎分 80 ± 5 回の拍数)の基本値および変調を決定することができる。これらの計算は、以下の例でより詳細に説明される。

【0038】

「時間領域」および「周波数領域」という用語は、これらの領域の一方から他方へと関数(離散的なタイムスタンプ付き測定結果の配列として格納された測定データであってもよい)を伝達する数学的変換から知られている。そのような時間/周波数領域変換の例には、フーリエ級数、フーリエ変換、ラプラス変換およびZ変換が含まれる。簡略化して、用語「時間領域」は、測定された変数の値が測定時間の関数として表される測定データの配列と見て取ることができる。一方、「周波数領域」という用語は、測定データ内の周期的に繰り返される成分の相対振幅がその周波数の関数として表される測定データの配列と見て取ることができる。

【0039】

本開示で提示される方法は、例えば、移行時間枠にわたって繰り返し実行される短時間フーリエ変換を用いて、離散的な測定データとして実現されてもよい。時間枠は、新しい変換ごとに更新することができる。その変換は、高速フーリエ変換であってもよい。他の適切な時間/周波数領域の変換もまた、本開示で提示される方法を実施するために使用することができる。

【0040】

計算において重要な要件は、連続的な監視を容易にするために心拍数の推定値を求めるべきであるということである。これは、決定された心拍数の指標は直近に測定されたデータに基づいて連続的に更新されることが好ましく、これにより急激な変化に迅速に対応することができることを意味する。この理由のためには、時間/周波数領域変換は、直近に測定されたデータのみをカバーするという短時間フーリエ変換が有利である。言い換えれば、当該変換では、比較的狭い移行時間枠において連続的にデータが更新され、新しいデ

10

20

30

40

50

ータが追加されると最も古い測定データが除去されることが繰り返し行われる。

【0041】

連続的な監視には即時の計算が必要であるが、本開示で説明した変換および計算は、二重チェックの目的、または、変換および計算に関連する様々な変数を用いた実験のために、古いデータセットに対して実行されてもよい。短時間のフーリエ変換における時間枠の幅は、例えば、その値を繰り返し変化させ、その変化が与えられたデータセットにおける計算にどのように影響を及ぼすかを観察することによって微調整することができる。固定データセットについての実験によって最適化することができる他の変数は、例えば、以下の実施例1で説明する信頼性重み因子 h を含む。

【0042】

心拍数監視の重要な部分は、最新のデータと以前に取得したデータとの比較にある。全ての決定された心拍数の指標は、心拍数が測定の開始後にどのように移行したかを示す時系列で記憶することができる。以前の心拍数の指標は、新しい心拍数の指標が追加されるときに削除される必要はない。

【0043】

本開示に記載された分析方法は、リアルタイムでの分析だけに限定されず、分析によって生成されたデータは長期間にわたり有用なものとして保持することができる。しかし、本開示の主な焦点は、迅速な応答を必要とする可能性のある異常を検出するために、心拍数をどのように連続的に監視することができるかである。

【0044】

本開示において、「期間」という用語は、被験者の心拍数について1つの指標値が決定され得る期間を指す。各期間における被験者の心拍数は、この期間の範囲内で得られた測定データから計算される。得られた心拍数の指標は、タイムスタンプと共に記憶されてもよい。タイムスタンプは、例えば、その期間の開始に対応することができる。この指標が記憶された後、その期間は、時間窓を1つの時間ステップ(例えば、1秒)だけ先の時間に移行することによって更新されてもよい。時間が経過しすぎてその期間の一端から外に出された測定データは除外され、センサから得られた新しいデータがその期間の他端に含まれる。この新しい期間内の新しい心拍数の指標は、以前の心拍数の指標と同じ方法で計算することができる。この計算および更新手順は、監視することができる心拍数の指標の時系列を生成するために連続的に繰り返されてもよい。

【0045】

既に示されているように、変換が移行時間枠にわたって実施されるとき、隣接する期間は重なり合ってもよい。例えば、被験者の心拍数の第1の指標が2秒から32秒の期間と決定される場合、第2の指標は3秒から33秒の期間と決定され、第3の指標は4秒から34秒までの期間と決定される、などである。隣接する期間の間の時間ステップは、自由に選択され、基本的な実験で最適化することができる。

【0046】

少なくとも2つの事象が、その期間の適切な幅の選択に影響を及ぼし得る。より長い期間は、より多くのデータを収集することを可能にし、それにより、より信頼できる指標を生成する。しかしながら、この方法の目的は、緊急事態における迅速な対応を容易にすることである。指標が長い期間におけるデータセットから計算された場合、心拍数の急激な低下は遅れて後で現れるため、長い期間はアラームの開始を遅らせることになる。たとえば、期間の幅が5分の場合、過去15秒間に収集されたデータは、データセット全体のわずか5%を構成するにすぎない。心拍数が急激に低下した場合、新しい低い心拍数データが指標を変更してアラームを発するまで数分かかることがある。

【0047】

本開示の方法および装置は、例えば、30秒の幅の期間で実施してもよい。各個人からの少なくとも20-30の心拍反動のピークが、典型的には、この期間におけるデータセットに存在する。実際の経験から、この量のデータは、信頼できる心拍数の指標を計算するのに十分であることが示されている。さらに、この期間の幅は、心拍数の急激な低下後

10

20

30

40

50

、少なくとも20 - 25秒間にアラームが発せられることを容易にする。

【0048】

なお、加速度センサのサンプリング周波数を増加させた場合、測定の分解能はある点までしか増加しない。加速度センサの出力をどれだけ頻繁に読み取っても、その期間の心拍反動の数は変わらない。言い換えると、センサをより頻繁にサンプリングすることによって測定データの量を増加させることは、必ずしも指標の信頼性を改善するとは限らない。

【0049】

本開示では、「主要な周期成分の特性を有する周波数領域の出力信号を篩い分ける」とは、主要な周期成分の周波数に対応する周波数領域のデータが、それらの変調およびそれらの高調波を含んでおり、その後の心拍数の計算手順から除外されることを意味する。当該篩い分けおよび計算手順については、以下でより詳細に説明する。

10

【0050】

また、本開示は、図2に示される被験者22の心拍を監視するための監視システム21に関する。監視システムは、被験者22と接触している反動面23と接触して保持されるように構成された加速度センサ24とを含む。監視システムは、ある期間にセンサ出力信号を受信するように加速度センサ24に接続され、その期間における被験者の平均心拍数の指標を計算するように構成された制御部26をさらに備える。また、監視システムは、制御部26に接続され、監視のために指標を出力するように構成されたインタフェース部25を含む。制御部26は、期間内にセンサ出力信号内の主要な周期成分の特性周波数を時間領域において特定し、その期間にわたってセンサ出力信号を周波数領域に変換し、周波数領域における主要な周期成分の特徴的な周波数を篩い分け、篩い分け後に周波数領域に留まるデータから指標を計算することによって指標を計算するように構成されている。

20

【0051】

被験者が胎児の場合、反動面23は母親の腹であり、センサ24は腹の外側に置かれてもよい。この実施形態は、別個に図示されていないが、図2に示されたものと同様の監視システムで実施することができる。センサの配置のみが異なる。

【0052】

加速度センサ24は、心弾動測定で信号を生成するために十分に高い分解能および十分な周波数応答を有する任意の加速度センサとすることができる。センサは、例えば、MEMS加速度計であってもよい。

30

【0053】

加速度センサ24と、制御部26と、インタフェース部25とは、互いに通信可能に接続されている。要素を結合する通信リンクは、例えば、ブルートゥース（登録商標）、WiFi、無線データリンクまたは有線データリンクであってもよい。

【0054】

制御部26およびインタフェース部25は、別個の素子またはコンピュータ装置の部品であってもよい。加速度センサ24は、別個の素子であってもよいし、制御部26および/またはインタフェース部25を備えたコンピュータ装置に集積されてもよい。コンピュータ装置は、本開示の方法を実施するように適合された携帯電話、タブレットコンピュータ、パーソナルコンピュータなどであってもよい。制御部は、1つまたは複数のデータプロセッサを備えてもよい。制御部26は、コンピュータ可読データまたはプログラムを記憶することができるメモリユニットに接続されてもよい。メモリユニットは、例えば、EEPROM、ROM、PROM、RAM、DRAM、SRAM、ファームウェア、プログラマブルロジックなどの1つまたは複数の揮発性または不揮発性メモリのユニットを含むことができる。

40

【0055】

監視システム21は、複数回、好ましくは連続した期間で指標を計算することによって監視機能を実行する。監視システムは、図2に示すように、ローカルで自動化された監視ノードを含んでもよい。あるいは、監視システムは、ローカルノードと、ローカルノードに通信可能に結合された1つ以上のリモートノードとを含んでもよい。したがって、ロー

50

カルノードは、リモートノード内の制御部 2 6 およびインタフェース部 2 5 に通信可能に結合され、遠隔監視のためにセンサ出力信号を転送する加速度センサ 2 4 を含んでもよい。あるいは、ローカルノードは、遠隔ノードに通信可能に結合された加速度センサ 2 4、制御部 2 6、およびインタフェース部 2 5 を含み、リモートノードにおける遠隔監視のための計算された指標を出力してもよい。

【 0 0 5 6 】

本開示で説明される方法は、例えば、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、専用回路またはロジック、コンピューティングデバイス、またはそれらのいくつかの組み合わせで実施されてもよい。プログラム製品とも呼ばれるソフトウェアルーチンは、製品であり、任意の装置読み取り可能なデータ記憶媒体に記憶することができ、特定の所定のタスクを実行するためのプログラム命令を含む。したがって、本発明の実施形態は、また、コンピュータによって読み取り可能であって本開示に記載の方法を実行するための命令を符号化するコンピュータプログラム製品を提供する。

10

【 0 0 5 7 】

ローカルノードまたはリモートノードは、計算された指標値および/または対応する時間微分値を所定の閾値と照合するように構成してもよい。ローカルノードまたはリモートノードのインタフェース部 2 5 は、指標値が閾値を下回るかまたは超えた場合に、可聴アラーム信号をローカルユーザに出力するためのスピーカまたは他のサウンドユニットを備えてもよい。インタフェース部 2 5 はまた、最新の指標値または指標値の履歴など、計算された指標値を提示し、これによって、指標値がしきい値を下回るかまたは超えた場合に、可視アラーム信号をローカルまたはリモートユーザに提示するスクリーンまたはディスプレイを備えてもよい。

20

【 0 0 5 8 】

主要な周期成分の特徴を識別し、出力信号を篩い分けた後の周波数領域における被験者の心拍数を決定することに関する方法ステップを、以下の実施例により、より詳細に説明する。

【 0 0 5 9 】

実施例 1

第 1 の実施形態では、被験者は妊娠した母親の腹の中の胎児である。反動面は、加速度センサを取り付けることができる腹の外側である。母親は、通常、測定が行われるときに横になっており、明確な心弾動信号を記録することができる。

30

【 0 0 6 0 】

母親が動いた期間には、心拍反動を隠す多くの騒音が含まれている。これらの期間で集められた測定データは、通常、廃棄されなければならない。制御部は、例えば、時間領域または周波数領域のいずれかにおいて信号対雑音比を計算することによってこれらの身体の動きを検出し、信号対雑音比が一定の閾値を下回っている場合に、この期間における心拍数の指標の計算を中止することができる。無効な測定データを破棄するための他の方法も使用することができる。本開示における 2 つの双方の例では、被験者、母親、および/または被験者の横に横たわる人が、測定を妨害する任意の意志の動きを行わなかった場合に測定された、高品質の測定データの解析について記載する。

40

【 0 0 6 1 】

心弾動信号の主要な周期成分は、上記のように呼吸によって調節される母親の心拍数である。母親の呼吸数と心拍数は、まず時間領域で特定されるべきである。

【 0 0 6 2 】

測定データの解析は、20 - 60 秒の長さ、好ましくは 30 - 40 秒の長さの期間において測定されたデータに対して行われてもよい。

【 0 0 6 3 】

当該解析は、移行時間枠内で繰り返し行われてもよい。時間枠は、例えば、1 秒の時間ステップで更新することができ、新しい解析は、各更新の後に行われてもよい。

【 0 0 6 4 】

50

第1及び第2の実施形態の双方における全ての計算は、加速度センサの2つの軸方向において測定されたデータに対して実行されてもよい。心弾動測定に使用される加速度センサが2軸センサである場合、測定データは、第1の軸(x軸とラベル付けされる)からの1組のデータと、第2の軸(y軸とラベル付けされる)からの他の1組のデータの2つの時系列を構成する。x軸は、y軸に直交していてもよい。x軸およびy軸の双方のデータを解析することができ、各軸から決定された心拍の指標の信頼性は、例えば、各軸の信号対雑音比から評価することができる。

【0065】

加速度センサが母親の腹に取り付けられると、母親が動くときに心弾動測定が妨げられ、心弾動信号が隠される。これらの外乱の大部分は測定ノイズとして分類され、心拍動の監視は通常、母親が静止している瞬間にのみ制限される。

10

【0066】

母親がまだ横たわっているとき、加速度センサに影響を与える主要な動きは肺の周期的な呼吸運動であり、それはまた腹の面を動かす。母親の呼吸速度は、加速度センサの傾きの変化として検出されてもよい。x軸およびy軸に沿った重力の大きさは、呼吸ごとに変化する。センサの傾斜角のこの変化は、測定信号における非常に主要な周期成分となりうる。

【0067】

呼吸周波数および深度の計算を容易にするために、制御部は、まず、DC結合されたセンサ信号を、ハイパスフィルタおよびローパスフィルタの両方でフィルタリングしてもよい。多くの代替フィルタリングオプションが利用可能であるため、以下で説明するフィルタリングは単なる例示にすぎない。制御部は、以下のフィルタを適用することができる。

20

【0068】

$$\text{ハイパス: } b(t) = (1 - k_{HP}) \cdot [a(t) - a(t-1) + b(t-1)] \quad (1)$$

【0069】

$$\text{ローパス: } b(t) = b(t-1) \cdot (1 - k_{LP}) + k_{LP} \cdot a(t) \quad (2)$$

【0070】

ここで、tとt-1は時系列で隣接する時間ステップであり、a(t)は時刻tでの入力(加速度センサから測定された信号か既にフィルタリングされた信号のいずれか)であり、b(t)は時間tでフィルタリングされた出力である。係数 k_{HP} および k_{LP} は、それぞれハイパスフィルタ係数およびローパスフィルタ係数である。

30

【0071】

適切に選択されたハイパスフィルタ係数 k_{HP} により、フィルタリングされた出力データb(t)は、負の値と正の値の両方を得る。これにより、制御部はピークからピークまでの期間、またはいずれかの方向の水平(時間)軸の連続する交差点間の期間から呼吸周波数を計算することができるので、より汎用性の高い分析が容易になる。一方、ローパスフィルタリングは、出力データからノイズを除去する。また、Savitzky-Golayフィルタをデータに適用して、元の心拍振動には含まれていないスパイク信号を除去

40

【0072】

図3は、妊婦の腹で行われた測定における1つの測定軸からのDC結合およびフィルタリングされた測定データの例を示す。水平軸は、測定時間を秒単位で示している。実線は、ハイパスフィルタリングおよびローパスフィルタリング後の測定されたDC結合加速度センサのデータを示す。このデータは、任意の単位で垂直軸にスケールされている。信号の大きな周期的な特徴は、母親の呼吸に起因し、小さな変動には心拍反動が含まれる。

【0073】

制御部は、図3においていくつかの周期的に繰り返されるピーク間または交差点間のい

50

ずれかの期間から、瞬間的な呼吸周波数を計算することができる。図3では、各ピークの上にアスタリスクが示されている。このアスタリスクは、縦軸に、このピークと前のピークとの間の時間差に対応する呼吸周波数を示している。縦軸は、これらの瞬間的な呼吸周波数の数値を $1/\text{min}$ 単位で示している。呼吸周波数は、x軸またはy軸のデータ、またはx軸のデータ+y軸のデータの合計など双方のデータの組み合わせから計算してもよい。心拍数変調にも影響を与える呼吸深度は、ピークの高さに比例する。

【0074】

制御部が瞬間的な呼吸周波数を決定すると、測定データに対して近似的な呼吸周波数補正值を計算することができる。これは、例えば、時間の関数 $c(t)$ としてセンサデータ内の呼吸周期を表すことによって行うことができる。関数 $c(t)$ は、図3の2つのピーク間のデータにそれぞれ適合する一連の平滑化された関数であってもよい。フィルタリングされた心弾動測定データを上記のように $b(t)$ で表すと、呼吸周波数補正がされたセット $d(t)$ の心弾動データは、式

$$d(t) = b(t) - k_{RR} \cdot c(t) \quad (3)$$

で計算される。

【0075】

ここで、 k_{RR} は、フィルタリングおよび信号増幅に依存する数値係数である。適切な係数 k_{RR} は、基本的な実験によって決定することができる。

【0076】

また、制御部は、瞬間的な呼吸周波数を記憶して、母親の心拍数の呼吸変調を計算してもよい。

【0077】

図4は、制御部が近似的な呼吸周波数補正值を計算した後のAC結合測定データ $d(t)$ を示す。縦軸の単位は任意である。示されたAC結合データは、呼吸補正值が適用される前に、ハイパスフィルタおよびローパスフィルタでフィルタリングされる。AC結合測定データのハイパスフィルタおよびローパスフィルタリングは、上記の式1および2を用いて実行することができるが、AC結合データに使用されるフィルタ係数 k_{HP} および k_{LP} は、DC結合データに使用されたフィルタ係数とは異なってもよい。

【0078】

図4では、測定データの主要なピークは成人の心拍反動によるものである。このデータから、おおよその呼吸補正は完全ではなかったことが明らかである。呼吸周波数に対応する周期的な変化は、依然としてデータ内に見える。しかし、制御部は、わずかな呼吸誘発変動が依然として残っていても、主要な周期成分の特性周波数を時間領域で特定することができる。主要な周期成分が心拍数である場合、この場合のように、図4の40秒から70秒までの図示された期間において、例えば、ほぼ一定振幅の周期成分（例えば $\pm 20\%$ を振幅変動の限界として適用してもよい）、または、およそ一定の周波数（心拍から次の心拍までの時間の間で $\pm 150\text{ms}$ を限界として適用してもよい）を検出することによって検出することができる。

【0079】

制御部によって特定された母親の心拍数 (HR) および呼吸数 (RR) は、その期間でのおおよその平均値を表す。心拍数の変調は、 $HR \pm k_{MOD} \cdot RR$ の形式をとる。ここで、 k_{MOD} は、図3のデータから特定される呼吸振幅から計算できる係数である。

【0080】

制御部が主要な周期成分の特徴的な周波数を識別すると、すなわち、ある期間における母親の心拍数および呼吸数を推定すると、当該期間において測定データを離散的な短時間フーリエ変換により周波数領域に変換する。これは、例えば、その期間の開始からその期間の終了までの範囲の測定データに対してMatlab高速フーリエ変換を実行することによって行うことができる。

【0081】

周波数領域では、母親の心拍数および呼吸数に周期的な変調およびそれらの高調波 (特

10

20

30

40

50

に第2高調波、場合によっては高調波)が含まれ、乳幼児の心拍数が不明瞭な周波数範囲を構成する。制御部は、この期間で胎児の心拍数の指標が計算されたときに、これらの周波数範囲を排除することにより、出力信号を周波数領域において篩い分けする。周波数領域における残りのデータは、計算に使用される。

【0082】

図5は、周波数領域において、図4の時間領域において提示されたのと同じデータを示す。垂直軸上の単位は、またしても任意である。母親の呼吸速度、約16 - 17 / 分、はピーク51に対応し、その第2高調波はピーク52に対応する。

【0083】

排除されたデータは、図5の黒い矢印によって概略的に示されている。呼吸周波数およびその第2高調波は、毎分40拍の周波数以下のすべてのデータを除外するだけで排除することができる。この排除は、これらの頻度が予想される胎児の心拍数に近くないため、あまり正確さを必要としない。

10

【0084】

時間領域における分析に基づいて、図5のピーク53は、周波数領域における母親の心拍数として解釈され得る。このピーク周辺の周波数は、変調限界[HR - k · RR、HR + k · RR]内に含まれるすべての測定データを除外することによって排除することができる。あるいは、排除された周波数範囲は、変調限界を超えて、変調限界後の第1の極小値まで拡張することができる。第2高調波ピーク54の前後の除外周波数範囲は、ピーク53前後の排除周波数に2を掛けるだけで計算される。

20

【0085】

図6は、図5に示された同じ測定データを示しており、主要な周期成分の特性周波数が篩い分けされているのでこれらの周波数に対して測定データは示されていない。縦軸の単位はやはり任意であるが、図5に示したのと同じの任意の単位である。

【0086】

図6に見られるように、測定データには、図5に見られるピーク55および56を含む複数のピークがある。ある期間において胎児の心拍数が変化すると、複数のピークが生じ、実際にはいくつかのピークが正しい心拍数を表している。あるいは、1つのピークは正しい胎児心拍数(期間においてほぼ一定のままである)、他のピークは未知の源から生じる測定ノイズかもしれない。

30

【0087】

制御部は、どのピークを計算のために保持しどのピークを保持すべきでないかを決定することによって、タイムスタンプ t を用いてその期間における心拍数指標 $F(t)$ の計算を開始してもよい。保持されたピークの数、以下の分析において m と表示される。制御部は、例えば、これらのピークを選択し、ピークの高さ、最高ピークに対する低ピークの相対的な高さ、以前に計算された各ピークの内拍数指標 $F(t-1)$ への近接度などの基準、またはこれらの基準の組み合わせに基づいて、値 m を決定してもよい。選択基準に最も適合するピークは、計算のために保持されてもよい。

【0088】

図6のデータは、部分的に篩い分けされたピーク57を含むので、その左側には極小値が存在しない。そのようなピークは、計算に含まれるピークの両側に極小値が存在しなければならないという厳しい要求により、指標計算から除外してもよい。また、ピークの両側はこのピークの高さの50%未満にある測定データを含まなければならないという要件があってもよい。

40

【0089】

$m > 1$ の場合、平均心拍数推定値 $F_E(t)$ は、例えば、加重平均として計算することができる。

【0090】

【数 1】

$$F_E(t) = \frac{x_1^n f_1 + \dots + x_m^n f_m}{x_1^n + \dots + x_m^n} \quad (4)$$

【0091】

ここで、 f_1 は第 1 のピークに対応する周波数であり、 x_1 はその高さであり、 f_m は m 番目のピークに対応する周波数であり、 x_m はその高さである。これらの値は全て、タイムスタンプ t に対応する周波数領域データから得られる。ゼロより大きい整数値を得ることができる式 4 の数 n は、当業者が実験によって最適化できるパラメータである。ピークの高さの違いをどれだけ強調すべきかを決定する。

10

【0092】

言い換えると、平均心拍数推定値は、篩い分け後の周波数領域における様々なピークの特성에基づく加重平均として計算されてもよい。この自動化された計算は、周波数領域における複数の正確な被験者の心拍ピークのような、測定データにおける不確実性がある場合でも十分に信頼性の高い結果をもたらす。

【0093】

次に、制御部は、式 (5) により再帰加重平均として指標 $F(t)$ を計算してもよい。

【0094】

$$F(t) = F(t-1) \cdot (1-h) + h \cdot F_E(t) \quad (5)$$

【0095】

ここで、 h は、以前に計算された指標 $F(t-1)$ に関して新しい平均心拍数推定値 F_E がどれだけの重み付けを与えられるべきかを決定する信頼性重み付け係数である。また、指標 $F(t-1)$ は、以前の任意の期間で計算された指標で置き換えてもよい。最初の指標が計算されると(すなわち、以前の計算結果が利用できない場合)、係数 h は、デフォルトとして値 1 を取得してもよい。

20

【0096】

あるいは、指標は、以前の j 個の指標 $F(t-1)$ 、 $F(t-2)$ 、 $F(t-3)$... $F(t-j)$ が含まれる、より一般的な式 (6) を有する再帰加重平均として計算されてもよい。

【0097】

【数 2】

$$F(t) = \frac{\sum_{i=1}^j F(t-i) \cdot h_i}{j} + h \cdot F_E(t) \quad (6)$$

【0098】

ここで、 h_i は、 i 番目の平均心拍数推定値の信頼性重み付け係数であり、 h は、時刻 t で計算された最新の平均心拍数推定値の信頼度重み付け係数である。最初の指標は、必ずしも連続している必要はない。

【0099】

言い換えると、制御部は、被験者の心拍数の指標 $F(t)$ を、過去の期間で算出された 1 以上の指標 $F(t-1)$ の加重平均、および、現在の期間において計算された平均心拍推定値として計算してもよい。本開示では、「現在」という用語は、タイムスタンプ t を有する期間を、タイムスタンプ $t-1$ 、 $t-2$ 、 $t-3$ などを有する以前の期間と単に区別するために使用される。言い換えると、「現在」という語は、タイムスタンプ t を有する期間を指し、指標は現在計算されたものである。この意味での「現在」は、以前に記録されたデータから指標を計算することができるため、現在の瞬間に対応していない可能性がある。そして、期間に属するすべてのデータが測定された直後に指標が計算されたとしても、各期間の開始に基づいてタイムスタンプが割り当てられていれば、タイムスタンプ t と現在の瞬間との間にはまだ時間差が存在する可能性がある。

40

【0100】

50

制御部は、信頼性重み付け係数 h を計算するために様々な基準を使用することができる。これらの基準は、例えば、(1) 主要な周期成分の周波数が篩い分けされた後に周波数領域に残っている測定データの信号対雑音比、(2) 選択された数 m 、(3) 篩い分け後に残っている測定データ中のピーク高さ x_1 、 x_2 、 x_m 、および/または(4) 篩い分け後に測定データ中に残っている全パワー密度、を含んでもよい。信頼性重み付け係数 h は、これらの基準に基づいて加重平均として計算されてもよい。様々な基準の重み付けは、カルマンフィルタを介して行うこともできる。

【0101】

双方の例において、インタフェース部は、胎児の心拍数の指標が一定の限界を下回った場合、またはいずれかの方向に非常に急速に変化する場合に警報を発するようにプログラムされてもよい。

10

【0102】

実施例 2

第2の実施形態では、被験者は、成人と同じ反動面上に眠っている乳幼児である。この測定状況では、心弾動信号の主要な周期成分は、通常、成人の心拍および呼吸に由来する。したがって、制御部が時間領域において識別する特性は、成人の心拍数および呼吸数である。

【0103】

第1の実施例と同様に、制御部は、各期間で成人の心拍数および呼吸数を別々に識別する。心拍数および呼吸数は、その期間のおおよその平均を表す。

20

【0104】

反動面と接触して配置される加速度センサは、測定軸 x および y を有する2軸センサであってもよい。乳幼児および成人の身体は、両方とも x 軸または y 軸に沿って配置されてもよく、または一方が x 軸に、他方が y 軸に沿って配置されてもよい。もちろん、 x 軸および y 軸から外れた 0° と 90° との間のあらゆる角度も可能である。人間の心拍反動は、 x 軸および y 軸の測定データの両方で見ることができるが、ずれの少ない方の軸でより強く見られる可能性がある。その結果、信号対雑音比は、一方の測定軸から集められたデータが、他方から収集されたデータよりも高くなることがある。例えば、信号対雑音比に基づいて、制御部は、乳幼児の心拍数指標を計算するための1つの測定軸を選択するか、または両軸からのデータを結合することができる。

30

【0105】

この測定では、センサが人体に取り付けられていないため、第1の実施例のように呼吸によってセンサは影響されない。したがって、呼吸運動は図3のように測定信号において主要ではない。

【0106】

制御部は、瞬間的な心拍数または拍出量から成人の呼吸数を算出してもよい。呼吸は心拍数を変調するので、瞬間的な心拍数の周期的変動から呼吸数を計算することができる。また、呼吸は心臓の拍出量を調節するので、拍出量は吸気中に減少し、呼気中に増加する。拍出量は、心弾動データの対応するピークの振幅に比例する。拍出量の基準値が一定のままである場合、呼吸周波数は、拍出量の周期的な変動を決定する。心拍出量における呼吸変動は、心弾動信号の周期的な振幅変動として検出することができる。対応する呼吸数と呼吸の深さは、外挿法によって計算することができる。

40

【0107】

成人の心拍反動は、第1の実施例に記載された方法、言い換えると、ほぼ一定の振幅(例えば振幅変動の限界として $\pm 20\%$ を適してもよい)およびほぼ一定の周波数(拍動から拍動までの時間の限界として $\pm 150\text{ms}$ を適用してもよい)を有する周期的な成分を検出することによって心弾動データにおいて識別することができる。

【0108】

次いで、呼吸数は、拍動ごとの時間(連続する心拍間の期間)から計算することができる。全ての拍動から拍動までの時間を時間の関数としてプロットすることにより、呼吸か

50

ら生じる周期性を観測することができ、呼吸速度を計算することができる。呼吸数は、心拍のピーク振幅の周期変動から計算することもできる。これらの2つの方法で計算された呼吸速度は、比較および/または平均されてもよい。

【0109】

制御部がその期間における成人の心拍数および呼吸数を識別したならば、測定データは、上記の第1の実施例で説明したように、その期間にわたって離散的な短時間フーリエ変換により周波数領域に変換してもよい。

【0110】

周波数領域では、成人の心拍数および呼吸数とそれらの周期的な変調およびそれらの高調波が、第1の実施例で説明した方法で篩い分けされる。制御部は、これらの周波数範囲を排除し、残りのデータを分析のために保持することによって、出力信号を周波数領域で篩い分ける。主要な周期成分が周波数領域で篩い分けされると、制御部は、第1の実施例で説明した方法で乳幼児の心拍数の指標を計算してもよい。

10

【0111】

両方の実施形態において、制御部は、各期間で別々に篩い分けプロセスを実行する。言い換えると、1つの期間における決定手順から除外された周波数は、それによって、それに続く(または先行の)期間の決定からは除外されない。

【0112】

これらの例で言及されているすべての計算は、x軸とy軸の両方のデータで実行できる。制御部は、乳幼児の心拍数の指標が計算されると、両方の軸からのデータを比較または追加してもよい。

20

【0113】

更なる例

また、乳幼児が反動面の上に横たわったときに反動面から心弾動測定を得ることもできる。この場合、乳幼児の心拍数は、ピークからピークまでの間隔から直接決定することができる。同じベッドに成人がいないときに行われた測定は、同じベッドに成人がいるという、後の測定状況において、乳幼児の心拍数のピークを特定するのに役立つ。成人がいない場合の測定は、例えば、乳幼児の心拍反動において予期できる信号強度を示してもよい。これは、制御部が乳幼児の心拍数の指標を計算するとき、様々な基準により割り当てられた重みであってもよい。

30

【0114】

上記の実施形態で説明した方法は、測定データの主要な周期成分(被験者の心拍数に近い周波数を含む)が反動面と接触している機械的装置のような他の発生源から生じる場合にも適用可能である。

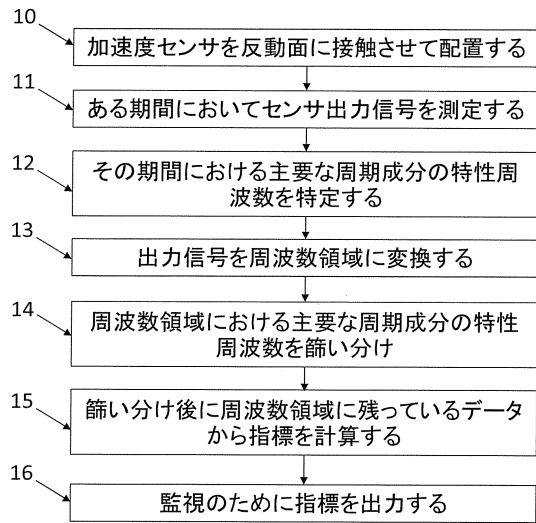
【0115】

上記の実施形態に記載された方法は、同じ反動面に横たわっているほぼ等しい大きさの2人にも適用することができる。その2人とは、2人の成人、2人の乳幼児または2人の子供であってもよい。両者の心拍反動は、ほぼ同じ大きさである。加速度センサが、第1の人が横たわっている領域の近くに配置され、それによって第2の人が横たわっている領域からは遠い位置にある場合、第1の人の心拍反動が主要な周期成分となり、第2の人は、主要な周期成分の特徴を用いて周波数データを篩い分けした後、周波数領域において心拍数を決定することができる被験者となる。もちろん、これらの状況では、一方のセンサは第1の人に近く、他方のセンサは第2の人に近い、という2つの別々の加速度センサを使用してもよい。成人/乳幼児の測定設定で2つのセンサを使用することは、成人の心拍反動が両方のセンサの測定信号を支配し、また、睡眠中に乳幼児が動き回る傾向があるため、有用ではない。

40

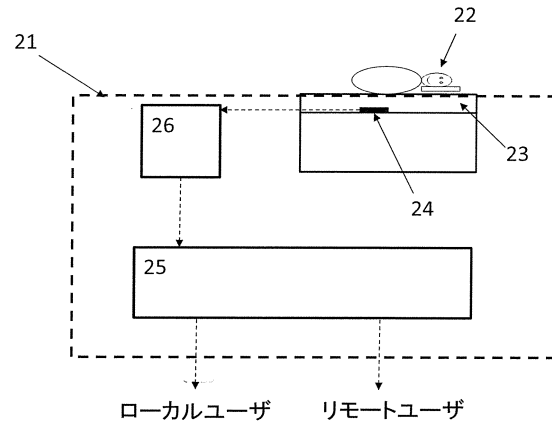
【 図 1 】

図1



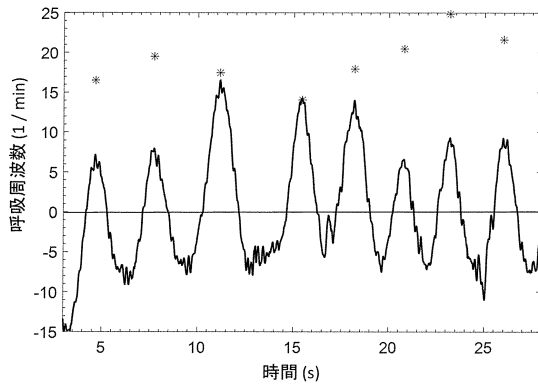
【 図 2 】

図2



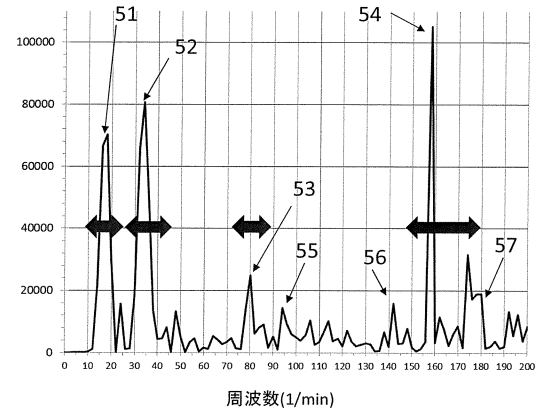
【 図 3 】

図3



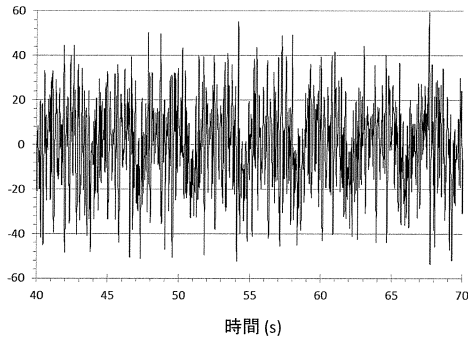
【 図 5 】

図5



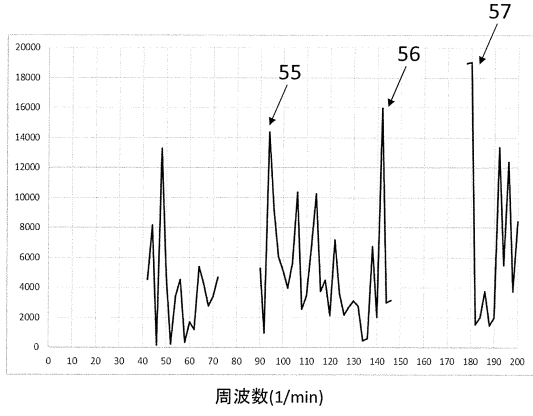
【 図 4 】

図4



【 図 6 】

図6



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-017403(JP,A)
特表2009-501557(JP,A)
特表2009-532072(JP,A)
国際公開第2014/192002(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00
A61B 5/0245

专利名称(译)	心率监测方法和装置		
公开(公告)号	JP6497425B2	公开(公告)日	2019-04-10
申请号	JP2017193705	申请日	2017-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂		
申请(专利权)人(译)	村田制造有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	村田制造有限公司		
[标]发明人	ウルフメリヘイナ		
发明人	ウルフ・メリヘイナ		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/0444 A61B5/0006 A61B5/02141 A61B5/024 A61B5/02405 A61B5/02411 A61B5/1102 A61B5/4362 A61B5/72		
FI分类号	A61B5/00.102.A A61B5/00.101.R A61B5/0245.Q A61B5/0245.A A61B5/0245.ZDM A61B5/02.710.A A61B5/02.710.Q		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AB05 4C017/AC20 4C017/BC07 4C017/BC14 4C017/BC16 4C017/BC23 4C017/BD06 4C017/CC01 4C017/EE01 4C117/XA02 4C117/XA04 4C117/XB04 4C117/XB05 4C117/XC02 4C117/XD26 4C117/XE13 4C117/XE30 4C117/XE64 4C117/XJ17 4C117/XJ18 4C117/XJ21 4C117/XJ45		
代理人(译)	吉川修 Sobashima正雄		
优先权	2016005748 2016-10-05 FI		
其他公开文献	JP2018102905A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种球弹性成像和监测系统，用于计算一段时间内受试者的平均心率的指标。受试者可能是母亲腹部的胎儿。受试者也可以是与成人躺在同一床上的婴儿。监测系统包括反应表面和与反应表面接触的加速度传感器。控制单元在时域中识别该时期内成人的心跳特征。然后在该周期内将输出信号转换到频域，并且以成人心率特征筛选信号。然后根据频域中的屏蔽信号计算索引。控制器监测婴儿或胎儿心率的指示器，并且如果指示器非常快地下降或低于预定阈值则发出警报。[选图]图1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6497425号 (P6497425)
(45) 発行日 平成31年4月10日(2019.4.10)	(24) 登録日 平成31年3月22日(2019.3.22)	
(51) Int. Cl. A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0245 (2006.01)	F I A61B 5/00 1O2A A61B 5/00 1O1R A61B 5/0245 Q A61B 5/0245 A A61B 5/0245 ZDM	請求項の数 10 外国語出願 (全 19 頁)
(21) 出願番号 特願2017-193705 (P2017-193705)	(73) 特許権者 000006231 株式会社村田製作所	
(22) 出願日 平成29年10月3日(2017.10.3)	京都府長岡京市東神足1丁目10番1号	
(65) 公開番号 特願2018-102905 (P2018-102905A)	(74) 代理人 100189430 弁理士 吉川 修一	
(43) 公開日 平成30年7月5日(2018.7.5)	(74) 代理人 100190805 弁理士 傍島 正朗	
審査請求日 平成30年1月31日(2018.1.31)	(72) 発明者 ウルフ・メリヘイナ フィンランド共和国、O1150 セザル クラ、ストレースヴェーゲン 15	
(31) 優先権主張番号 20165748	審査官 高松 大	
(32) 優先日 平成28年10月5日(2016.10.5)		
(33) 優先権主張国 フィンランド(FI)		

(54) 【発明の名称】 心拍監視方法および装置

最終頁に続く