

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-102905

(P2018-102905A)

(43) 公開日 平成30年7月5日(2018.7.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	4 C 1 1 7
	A 6 1 B 5/02 7 1 0 Q	
	A 6 1 B 5/02 7 1 0 A	

審査請求 有 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 49 頁)

(21) 出願番号	特願2017-193705 (P2017-193705)	(71) 出願人	000006231
(22) 出願日	平成29年10月3日 (2017.10.3)		株式会社村田製作所
(31) 優先権主張番号	20165748		京都府長岡京市東神足1丁目10番1号
(32) 優先日	平成28年10月5日 (2016.10.5)	(74) 代理人	100189430
(33) 優先権主張国	フィンランド (F1)		弁理士 吉川 修一
(特許庁注：以下のものは登録商標)		(74) 代理人	100190805
1. MATLAB			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、O1150 セデル
			クッラ、ストーレスヴェーゲン 15
		Fターム(参考)	4C017 AA02 AB05 AC20 BC07 BC14
			BC16 BC23 BD06 CC01 EE01
			4C117 XA02 XA04 XB04 XB05 XC02
			XD26 XE13 XE30 XE64 XJ17
			XJ18 XJ21 XJ45

(54) 【発明の名称】 心拍監視方法および装置

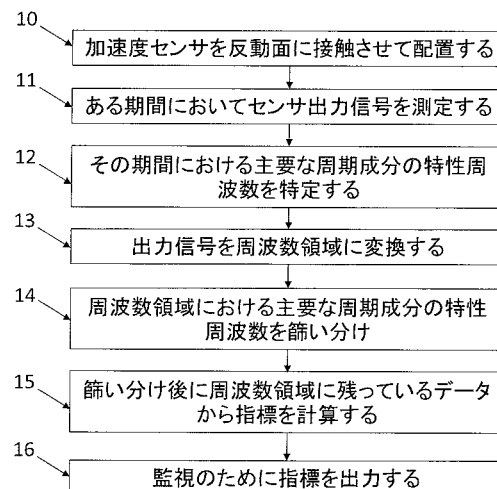
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ある期間における被験者の平均心拍数の指標を計算するための心弾動図法および監視システムを提供する。

【解決手段】被験者は、母親の腹の中の胎児であってもよい。被験者はまた、成人と同じベッドに横たわる乳幼児でもよい。監視システムは、反動面と、反動面と接触する加速度センサとを備える。制御部は、その期間における成人の心拍特性を、時間領域において識別する。その後、出力信号は、その期間にわたって周波数領域に変換され、信号は成人の心拍特性で篩い分けされる。その後、指標は、周波数領域において、篩い分けされた信号から計算される。制御部は、乳幼児または胎児の心拍数の指標を監視し、指標が非常に急速に低下するかまたは所定の閾値を下回った場合に、警告を発する。

【選択図】図1

図1



【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する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。

【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、
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する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】

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。

【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】

【0002】

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。

【0003】

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。

【0004】

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。

【0005】

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。

【0006】

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。

【0007】

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。

【0008】

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。

【 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 2 0 0 8 / 0 0 7 7 0 2 0 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。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。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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 2 0 0 8 / 0 0 7 7 0 2 0 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。

【 0 0 1 4 】

米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 3 0 5 4 8 1 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。

【 0 0 1 5 】

国際公開第 2 0 1 5 / 0 3 6 9 2 5 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。

【 発明の概要 】

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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、定期的に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。

【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、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。

【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（最初のものを除く）は以前の指標の値である。

【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。

【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】

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

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 1 0）、複数の期間でセンサ出力信号を測定する（ステージ 1 1）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 1 5）、その指標が監視のために出力される（ステージ 1 6）。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 1 2）、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 1 3）、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 1 4）、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 1 5）。

10

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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。

20

【 0 0 2 8 】

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ープは、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、ジャイロスコー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の間に配置されているので、反動面と被験者との接触は間接的である。しかし、これらの介在物は、胎児の心拍反動を反動面に伝達するのに十分な弾性を有する。

30

【 0 0 2 9 】

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、試験対象から反動面に心拍反動を伝達するのに十分に弾性を有するまたは可動なものでなければならない。加速度センサは、接着剤、テープ、またはボルトまたはねじなどの機械的締結手段によって、反動面と接触して配置されてもよい。

40

【 0 0 3 0 】

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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

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。

【 0 0 4 5 】

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 3 2 秒の期間と決定される場合、第 2 の指標は 3 秒から 3 3 秒の期間と決定され、第 3 の指標は 4 秒から 3 4 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。

【 0 0 4 6 】

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に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、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、測定の実効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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

／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。

【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、ローカルノードは、リモートノード内の制御部 26 およびインタフェース部 25 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 24 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 24、制御部 26、およびインタフェース部 25 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。

【0056】

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。

【0057】

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 25 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 25 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。

【0058】

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。

【0059】

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表面である。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。

【0060】

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

10

20

30

40

50

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。

【 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 】

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。

【 0 0 6 5 】

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。

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

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。

【 0 0 6 8 】

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

【 0 0 6 9 】

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

【 0 0 7 0 】

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が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。

【 0 0 7 1 】

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

10

20

30

40

50

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、S a v i t z k y - G o l a y 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することができる。

【 0 0 7 2 】

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 D C 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 D C 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。

10

【 0 0 7 3 】

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。

【 0 0 7 4 】

20

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値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。

【 0 0 7 5 】

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。

30

【 0 0 7 6 】

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。

【 0 0 7 7 】

図 4 は、制御部が近似的な呼吸周波数補正値を計算した後の A C 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 A C 結合データは、呼吸補正値が適用される前に、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。A C 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、A C 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、D C 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。

40

【 0 0 7 8 】

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

50

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分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。

10

【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。

20

【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。

【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 $[HR - k \cdot RR, HR + k \cdot RR]$ 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。

30

【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。

40

【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心拍数指標 $F(t-1)$ 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

50

も適合するピークは、計算のために保持されてもよい。

【 0 0 8 8 】

図 6 のデータは、部分的に篩い分けされたピーク 5 7 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 5 0 % 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。

【 0 0 8 9 】

$m > 1$ 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。

【 0 0 9 0 】

【 数 1 】

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

【 0 0 9 1 】

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。

【 0 0 9 2 】

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性に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。

【 0 0 9 3 】

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。

【 0 0 9 4 】

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

【 0 0 9 5 】

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。

【 0 0 9 6 】

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。

【 0 0 9 7 】

【 数 2 】

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

【 0 0 9 8 】

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。

【 0 0 9 9 】

10

20

30

40

50

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。

10

【0100】

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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

ままだである場合、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。

【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動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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

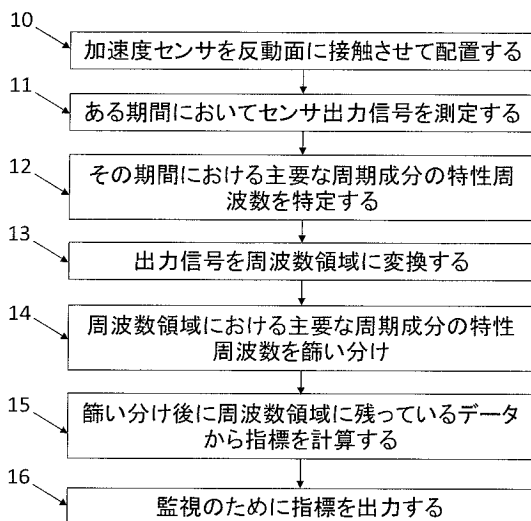
40

50

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。

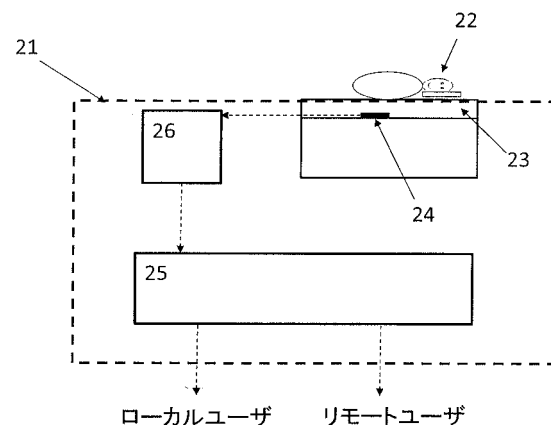
【図１】

図1



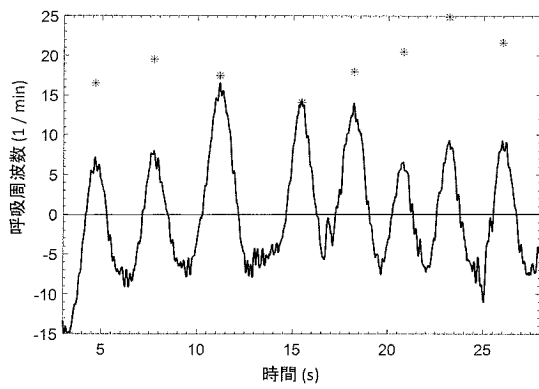
【図２】

図2



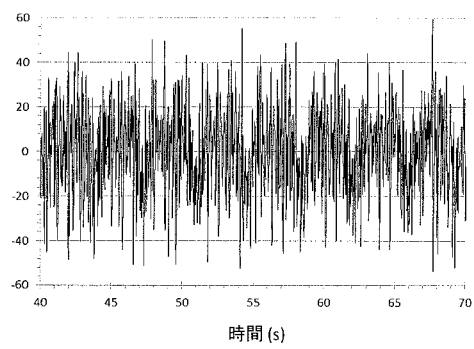
【 図 3 】

図3



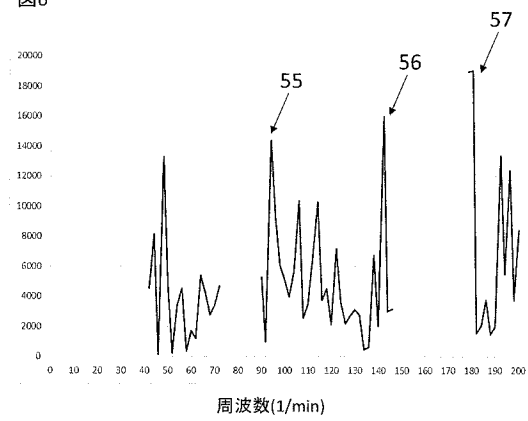
【 図 4 】

図4



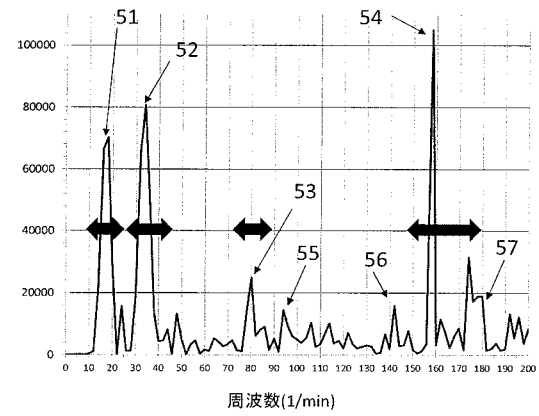
【 図 6 】

図6



【 図 5 】

図5



【 外国語明細書 】

METHOD AND APPARATUS FOR MONITORING HEARTBEATS

FIELD OF THE DISCLOSURE

The present disclosure relates to monitoring of heartbeats, particularly to monitoring of fetus and infant heartbeats with ballistocardiographic measurements. The present disclosure further relates to an analysis method and an apparatus which allow the weak ballistocardiographic signals caused by infant and fetus heartbeats to be distinguished from more dominant signal components, such as an adult's heartbeat.

BACKGROUND OF THE DISCLOSURE

Ballistocardiographic measurements conducted with accelerometers or angular rate sensors measure the movements of a human body which arise from the pumping action of the heart. Two mechanical effects associated with heartbeats can typically be detected: a recoil effect on the chest caused by the pumping motion itself, and a recoil effect on the whole body caused by the ejection of blood into arteries across the body. Both of these recoil effects will be called "heartbeat recoils" in this disclosure.

Most movements which human beings generate on their own volition are stronger and more extensive than a heartbeat recoil. Ballistocardiographic measurements therefore typically require that the person on whom the measurement is conducted should be at rest, preferably lying down. Good measurement data can often be obtained when the person is sleeping.

Recoil effects can be detected either directly from the body or indirectly from a surface which is in physical contact with the body and moves with it. This surface may, for example, be a mattress where the person is resting. When the test subject is a fetus, the surface may be the mother's belly. In this disclosure, the term "recoil surface" will be used as a general term for a surface where a ballistocardiographic measurement can be performed.

Even when the person on whom a ballistocardiographic measurement is conducted is lying still, heartbeat recoils are very small movements and the sensors used in these measurements must be very sensitive. This problem has been resolved with modern MEMS acceleration sensors and gyroscopes, which have sufficiently high resolution for ballistocardiographic measurements.

The interpretation of ballistocardiographic measurements is aided by the periodicity of the heartbeat. The person on whom the measurement is performed may move around as she rests or sleeps, but such movements are not periodic. The periodic heartbeat recoil signal, which usually exhibits a frequency of 50 – 200 / minute, can be distinguished from non-periodic movements and from periodic movements with frequencies outside of this range, such as respiratory movement. However, if two separate heartbeat recoil components are present in the same ballistocardiographic signal, they can be hard to distinguish from each other.

The heartbeats of newborn infants and unborn fetuses are often monitored for medical reasons. A drop in their heart rate indicates a decrease in oxygen saturation in the blood stream. If an infant's heart rate drops below 60 beats per minute, he or she may be at critical risk of cot death. A drop in a fetus' heart rate is an indication of similar risks. Immediate action is then required to avoid a fatal outcome.

Continuous automated monitoring of infant and fetus heartbeats, especially during sleep, is a reliable preventive measure against such risks. Automated monitoring systems can comprise an alarm function which alerts a nearby adult of a sudden drop in an infant's or a fetus' heart rate.

Fetus heart rates can be monitored in hospitals with ultrasonography and infant heart rates with sensors placed on the infant's body. However, neither of these methods can be easily implemented for continuous heart rate monitoring at home. Ultrasonography requires complex equipment and a human operator, while wearable sensors can be uncomfortable to an infant.

In contrast, automated ballistocardiographic monitoring of infant and fetus heartbeats can be performed continuously without inconvenience to the infant or fetus. A ballistocardiographic sensor can, for example, be attached to the bed or mattress where an infant sleeps, or to the belly of a pregnant mother.

Ballistocardiographic measurements can be performed on a lone infant sleeping in a bed with methods known from the prior art. Document US20080077020 A1 discloses a method and apparatus for monitoring the vital signs of an infant sleeping in a crib. The method utilizes a ballistograph, which in this case is a fluid-filled pad or mechanical plate equipped with pressure sensors or other sensors which record the heart rate.

However, infants often sleep in the same bed as one or more adults. This produces a measurement problem: the weak heartbeat recoils caused by an infant's heart cannot be read directly from the ballistocardiographic signal because they are mixed with adult heartbeat recoils. The same measurement problem is present when fetus heartbeats are measured with a ballistocardiographic sensor. The mother's heartbeat recoil is significantly stronger than the fetus' heartbeat recoil.

In the presence of two heartbeat recoils, there will be two overlapping periodic components in the ballistocardiographic signal. It is not possible to distinguish the much weaker signal caused by an infant's heartbeat recoil from the stronger signal caused by an adult with prior art methods, such as the one disclosed in document US20080077020 for monitoring a lone infant.

Document US20100305481 A1 discloses a system for automatically monitoring the movement of a fetus. The method is based on detecting the movements and the heartrate of the mother through ballistocardiographic measurements, and using this information to distinguish the fetus' movements from the mother's movements. However, this document does not disclose a measurement of the fetus' heart rate.

Document WO2015036925 A1 discloses methods for determining the heart rate and respiration rate of a person from ballistocardiographic data measured from an acceleration sensor. But in situations where two heartbeats are present, one stronger

than the other, only the stronger heartbeat can be identified with this method from the measurement signal.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DISCLOSURE

An objective of the present disclosure is to provide a method and an apparatus for implementing the method so as to overcome or at least alleviate some of the problems mentioned above.

The objectives of the disclosure are achieved by a method and an arrangement which is characterized by what is stated in the independent claims. The preferred embodiments of the disclosure are disclosed in the dependent claims.

The disclosure is based on the idea of measuring a ballistocardiographic signal with an acceleration sensor attached either to the belly of a pregnant mother or to a surface on which an infant and an adult are lying. Gyroscopes, which measure angular rate, may also be used. The sensor output signal is continuously monitored. By analysing the signal in the time domain, where the signal has been stored as a function of time, the basic characteristics of the dominant periodic signal component, such as the adult's heart rate and respiration rate, can be determined.

The signal is then transformed to the frequency domain, for example with a Fourier transformation. In simplified terms, a transformation into the frequency domain counts the signal peaks which occur at regular time intervals. Non-periodic components, regardless of their strength, produce few counts or no counts at all. The height of the transformed signal in the frequency domain at a given frequency f is then determined by counted peaks in the time domain at the given frequency f and by their amplitudes. Weak but periodic signal components, which may be difficult to detect in the time domain, become prominent in the frequency domain where non-periodic data is extinguished.

The signal component arising from a fetus or infant heartbeat recoil can therefore in the frequency domain be distinguished from non-periodic noise which partly conceals the presence of this component in the time domain. However, the infant or fetus heartbeat recoil must also be distinguished from the adult heartbeat recoil in the frequency domain, as well as from the higher harmonics of the adult heart rate and respiration rate, which become visible in the frequency domain. To distinguish the infant or fetus heart rate, the adult heart rate and respiration rate can first be determined in the time domain before the transformation. These characteristic frequencies can then be screened in the frequency domain when an indicator of the fetus' or infant's heart rate is calculated.

An advantage of the method and arrangement of this disclosure is that infant or fetus heart rates can be monitored continuously, even in the presence of an adult, with a non-invasive, versatile and simple measurement which comprises only one sensor.

The method and apparatus described in this disclosure differ from ultrasonographic or sensor-based heart rate measurements in that they produce an indicator of the test subject's average heart rate within a time interval. In other words, they produce an estimate derived from a calculation, not a direct measurement of the momentary heart rate. Direct measurements of momentary heart rate facilitate real-time monitoring, but such measurements cannot be performed continuously without inconvenience. Non-invasive measurement is an important objective for the method and apparatus of the present disclosure. They produce heart rate indicators which have sufficient accuracy for continuous monitoring purposes.

The term "indicator" refers in this disclosure to a numerical value estimated with the method and apparatus described in this disclosure. This value is calculated from series of measurement data obtained during the time interval from an acceleration sensor or gyroscope, as described in more detail below. The indicator is an average value because data points from the entire time interval may be included in its calculation. The indicator may be a recursive weighted average, so that one element of each new indicator value (except the first) is an earlier indicator value.

Although this disclosure primarily describes measurements performed on human test subjects, the method and apparatus described in this disclosure may also be used in situations where one or both of the test subjects is an animal. For example, the measurement may be performed on a human child and a pet animal sleeping in the same bed, or on an infant animal and adult animal sleeping on the same surface.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

This disclosure will be described in greater detail by means of preferred embodiments with reference to the accompanying drawings, in which

Figure 1 illustrates a method described in this disclosure.

Figure 2 illustrates a monitoring system described in this disclosure.

Figure 3 shows ballistocardiographic data relating to a first embodiment in the time domain.

Figure 4 shows ballistocardiographic data relating to a first embodiment in the time domain.

Figure 5 shows ballistocardiographic data relating to a first embodiment in the frequency domain.

Figure 6 shows ballistocardiographic data relating to a first embodiment in the frequency domain.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DISCLOSURE

Figure 1 shows a schematic illustration of a method for monitoring the heart rate of a test subject. The method comprises placing an acceleration sensor in contact with a recoil surface which is in contact with the test subject (stage 10), and measuring a sensor output signal in multiple time intervals (stage 11). An indicator of the average heart rate of the test subject in a time interval is calculated (stage 15) from the sensor output signal measured in that time interval, and the indicator is output (stage 16) for monitoring. For calculating the indicator, characteristic frequencies of dominant periodic components in the sensor output signal are identified (stage 12) in the time domain

during the time interval, the output signal is transformed (stage 13) to the frequency domain across the time interval, the characteristic frequencies of dominant periodic components in the frequency domain are screened (stage 14), and the indicator is calculated (stage 15) from the data which remains in the frequency domain after screening.

In this disclosure the terms “signal” and “measurement data” both refer to acceleration-dependent output values measured from the acceleration sensor. “Measurement data” is used as a general term for any set of measured values, while the term “signal” refers to a time-stamped series of measurement data. In other words, each individual measurement result is marked with the time when it was measured, and together these measurement results constitute a signal when they are ordered chronologically. A signal can be presented in the time domain by showing measurement results as a function of time, and it can be transformed to the frequency domain with a Fourier transformation, for example.

In this disclosure the term “test subject” refers primarily to a child, an infant or an unborn fetus. However, as described under “further examples” below, the method presented in this disclosure can with some modifications also be implemented for an adult test subject resting on the same recoil surface as another adult. In its broadest meaning the term “test subject” therefore encompasses human beings of any age, including unborn fetuses.

A prerequisite for a successful ballistocardiographic measurement is that the recoil surface is moved by heartbeat recoils. The term “recoil surface” can therefore refer to any surface which undergoes movement due to heartbeat recoils. In the first embodiment the term refers primarily to the outside of a pregnant mother’s belly, where the heartbeat recoil of both mother and fetus can be detected. An acceleration sensor or gyroscope may be placed in contact with the recoil surface with an elastic strap, belt, band or temporary glue. The sensor may be a linear acceleration sensor, but gyroscopes can also be used because the heartbeat recoil produces a small twist on the recoil surface which can be recorded as a change in angular rate. The contact between the recoil surface and the test subject is indirect in this embodiment because

at least the mother's stomach muscles and uterus are positioned between the outside of the belly and the fetus. However, these intervening objects are sufficiently elastic to transfer fetus heartbeat recoils to the recoil surface.

In the second embodiment the term "recoil surface" can refer to a bed, crib, mattress, stretcher or any other surface on which a test subject can lie. In this embodiment the test subject may lie on the recoil surface. In this case contact between the test person and the recoil surface can mean either that the test person's skin is in direct contact with the recoil surface, or that the test person makes indirect contact with the recoil surface through intervening objects such as clothes, sheets or a mattress. The recoil surface should be elastic or movable to some degree so that ballistocardiographic signals can be recorded. Any intervening objects between the test person and the recoil surface should also be sufficiently elastic or movable to transfer heartbeat recoils from the test subject to the recoil surface. The acceleration sensor may be placed in contact with the recoil surface with a glue, tape or with mechanical fastening means such as bolts or screws.

If an infant and adult are lying on a bed which is rigidly fixed to the floor or to a wall, the acceleration sensor cannot be fixed to the bed frame because the floor or wall will not allow any elastic energy transfer from the infant's body to the bed frame. In this case the mattress may instead be chosen as a recoil surface, because it will transmit the heartbeat recoil elastically to the sensor. On the other hand, if the bed is for example a hospital bed mounted on wheels, the bed may move sufficiently with each heartbeat recoil, and the sensor can then be attached directly to the bed.

Although the first embodiment relates to measuring of fetus heartbeats and the second to infant heartbeats, the two embodiments are not categorically different. In particular, it is possible to measure fetus heartbeat recoils with a sensor which has been placed on the bed or mattress on which the mother is resting, without fastening the sensor directly to the mother's belly. Some mothers may prefer this measurement setup if they dislike the inconvenience caused by the sensor. This disclosure will describe fetus heartbeat recoil measurement only in the first embodiment, but it should be understood that fetus heartbeat recoils may also be measured with the methods described in the second embodiment.

The acceleration sensor can usually be placed so that one or more of its measurement axes are parallel to the recoil surface, but parallel alignment is not a necessary requirement for obtaining a good ballistocardiographic signal.

The heartbeat recoil in a human body is stronger in the lengthwise direction than in the breadthwise direction, because most major arteries in the body are oriented lengthwise. Consequently, heartbeat recoils should preferably be measured in the lengthwise direction.

When ballistocardiographic measurements are conducted on a grown child or an adult lying on a (more or less narrow) horizontal support, a one-axis acceleration sensor which measures acceleration in the lengthwise direction of the support may be sufficient. However, the method and apparatus of the present disclosure are preferably implemented with a two-axis acceleration sensor because fetuses can orient their bodies in different directions. Infants may also turn their bodies in any direction if they sleep in adult-size beds. A two axis sensor is therefore preferred because it can measure heartbeat recoils in any direction in the plane of the recoil surface.

In this disclosure, the term "dominant periodic components" refers primarily to signal components arising from the heartbeat and respiration of an adult human being. However, periodic noise may also enter the signal through mechanical apparatuses which are in physical contact with the recoil surface. All forms of dominant periodic components can be distinguished from test subject heartbeat recoils with the method and apparatus presented in this disclosure.

Respiration modulates the heart rate due to respiratory sinus arrhythmia. The heart rate increases during inspiration and decreases during expiration. In other words, if the base value of the heart rate (prior to any influence by respiration) is steady at, for example, 80 beats per minute, then the heart rate may oscillate, with the respiration frequency, within an interval of 80 ± 5 beats per minute due to respiratory sinus arrhythmia. This means that the adult heart rate may often be a fairly broad peak in the frequency domain.

The respiration rate determines both the frequency and the amplitude of respiratory sinus arrhythmia. It is therefore first necessary to determine the mother's respiration rate in a time interval where ballistocardiographic measurements are conducted. After that the base value and modulation of the mother's heart rate (for example, 80 ± 5 beats per minute) can be determined from the ballistocardiographic data. These calculations are described in more detail in the examples below.

The terms "time domain" and "frequency domain" are known from the context of mathematical transformations which transfer a function (which may be measurement data stored as an array of discrete, time-stamped measurement results) from one of these domains to the other. Examples of such time/frequency domain transformations include Fourier series, Fourier transforms, Laplace transforms and Z transforms. In simplified terms, the term "time domain" can be understood as an arrangement of measurement data where the value of the measured variable is arranged as a function of measurement time. The term "frequency domain", on the other hand, can be understood as an arrangement of measurement data where the relative amplitudes of periodically recurring components in the measurement data are arranged as a function of their frequency.

The method presented in this disclosure may, for example, be implemented on discrete measurement data with a short-time Fourier transformation which is repeatedly conducted across a sliding time window. The time window can be updated for each new transformation. The transformation may be a Fast Fourier Transformation. Other suitable time/frequency domain transformations could also be used to implement the method presented in this disclosure.

An important requirement for the calculation is that it should produce heart rate estimates which facilitate continuous monitoring. This means that the determined heart rate indicator is preferably continuously updated based on the most recently measured data, so that abrupt changes can be noticed quickly. The time/frequency domain transformation for this reason advantageously a short-term transformation which covers only recently measured data. In other words, the transformation may be conducted

repeatedly across a continuously updated and relatively narrow sliding time window, where the oldest measurement data points are removed as new data is added.

Continuous monitoring requires immediate calculations, but the transformations and calculations described in this disclosure may also be performed on older data sets, either for double-checking purposes or for experimenting with different variables pertaining to the transformation and calculation. The width of the time window in the short-time Fourier transformation may, for example, be fine-tuned by repeatedly changing its value and observing how the changes affect the calculations in a given data set. Other variables which may be optimized through experimentation on a fixed data set include, for example, the reliability weighting factor h , which is discussed in example 1 below.

An essential part of heart rate monitoring lies in comparisons between most recent data and data which was acquired earlier. All determined heart rate indicators may be stored in a time series which shows how the heart rate has developed since the start of the measurement. Earlier heart rate indicators need not be deleted as new ones are added.

However, although the analysis methods described in this disclosure are not limited only to real-time applications, and although the data produced by the analysis may retain its interest for a long period of time, the primary focus of this disclosure is to describe how heartbeats can be continuously monitored to detect abnormalities which might require a rapid response.

In this disclosure the term "time interval" refers to a time period where one indicator value can be determined for the test subject's heart rate. The test subject's heart rate in each time interval is calculated from the measurement data obtained within the bounds of this time interval. The resulting heart rate indicator may be stored with a time stamp. The time stamp may, for example, correspond to the beginning of the time interval. After this indicator has been stored, the time interval may be updated by sliding the time window one time step (for example, one second) forward. The measurement data which now falls outside of the time interval because it is too old is excluded, and new data obtained from the sensor is included at the other end of the time interval. A new

heart rate indicator in this new time interval may then be calculated in the same way as the previous one. This calculation and updating procedure may be repeated continuously to produce a time series of heart rate indicators which can be monitored.

As already indicated, adjacent time intervals may overlap when the transformations are performed across a sliding time window. If, for instance, a first indicator of the test subject's heart rate is determined in a time interval from 2 seconds to 32 seconds, a second indicator may be determined in a time interval from 3 seconds to 33 seconds, a third indicator in a time interval from 4 seconds to 34 seconds, and so on. The time step between adjacent time intervals can be selected freely and optimized with basic experimentation.

At least two considerations may affect the choice of a suitable width for the time interval. A longer time interval allows more data to be collected and thereby produces a more reliable indicator. However, the objective of the method is to facilitate a rapid response in emergency situations. A long time interval will delay the onset of an alarm because a sudden drop in heart rate will be seen later if the indicator is calculated from a long-term data set. For example, if the width of the time interval would be 5 minutes, the data gathered during the past 15 seconds would constitute only 5% of the entire data set. If the heart rate suddenly drops, it may take several minutes until the new, low heart rate data changes the indicator sufficiently to trigger an alarm.

The method and apparatus of present disclosure may, for example, be implemented with a time interval which is 30 seconds wide. At least 20-30 heartbeat recoil peaks from each person will typically be present in data sets with this time interval. Practical experience has shown that this amount of data is sufficient for calculating reliable heart rate indicators. Furthermore, this time interval width facilitates an alarm to be triggered at least 20-25 seconds after a sudden drop in heart rate.

It may be noted that increasing the sampling frequency of the acceleration sensor will increase the resolution of the measurement only up to a certain point. The number of heartbeat recoils in the time interval stays the same no matter how frequently the acceleration sensor output is read. In other words, increasing the amount of

measurement data by sampling the sensor more often may not always improve the reliability of the indicator.

In this disclosure, “screening the output signal in the frequency domain with the characteristics of dominant periodic components” means that the frequency domain data which corresponds to the frequencies of the dominant periodic components, including their modulation and their higher harmonics, is excluded from the subsequent heart rate calculation procedure. The screening and calculation procedures will be described in more detail below.

This disclosure also relates to a monitoring system 21 for monitoring the heartbeat of a test subject 22, illustrated in Figure 2. The monitoring system comprises an acceleration sensor 24 configured to be held in contact with a recoil surface 23 which is in contact with the test subject 22. The monitoring system further comprises a control unit 26 which is connected to the acceleration sensor 24 to receive a sensor output signal in a time interval, and configured to calculate an indicator of the average heart rate of the test subject in the time interval. The monitoring system also comprises an interface unit 25 connected to the control unit 26 and configured to output the indicator for monitoring. The control unit 26 is configured to calculate the indicator by identifying in the time domain characteristic frequencies of dominant periodic components in the sensor output signal during the time interval, transforming the sensor output signal to the frequency domain across the time interval, screening the characteristic frequencies of dominant periodic components in the frequency domain, and calculating the indicator from the data which remains in the frequency domain after screening.

When the test subject is a fetus, the recoil surface 23 may be the mother’s belly and the sensor 24 may be placed on the outside of the belly. This embodiment is not separately illustrated, but it can be implemented with a monitoring system which is similar to the one presented in Figure 2. Only the placement of the sensor is different.

The acceleration sensor 24 can be any acceleration sensor with a sufficiently high resolution and sufficient frequency response to produce a signal in a

ballistocardiographic measurement. The sensor may, for example, be a MEMS accelerometer.

The acceleration sensor 24, the control unit 26 and the interface unit 25 are communicatively coupled to each other. A communication link coupling the elements may include, for example, a Bluetooth, Wifi or wireless data link, or a wired data link.

The control unit 26 and the interface unit 25 may be separate elements, or parts of a computer device. The acceleration sensor 24 may be a separate element, or integrated to the computer device with the control unit 26 and/or the interface unit 25. The computer device may be a mobile phone, tablet computer, personal computer or the like, adapted to perform the methods of this disclosure. The control unit may comprise one or more data processors. The control unit 26 may be connected to a memory unit where computer-readable data or programs can be stored. The memory unit may comprise one or more units of volatile or non-volatile memory, for example EEPROM, ROM, PROM, RAM, DRAM, SRAM, firmware, programmable logic, or the like.

The monitoring system 21 performs a monitoring function by calculating the indicator in multiple, preferably successive, time intervals. The monitoring system may include a local automated monitoring node, as shown in Figure 2. Alternatively, the monitoring system may include a local node and one or more remote nodes communicatively coupled to the local node. The local node may thus include the acceleration sensor 24, communicatively coupled to a control unit 26 and an interface unit 25 in a remote node to transfer sensor output signals for remote monitoring. Alternatively, the local node may include the acceleration sensor 24, the control unit 26, and the interface unit 25, communicatively coupled to a remote node, to output calculated indicators for remote monitoring in the remote node.

The methods described in the present disclosure may be implemented in, for example, hardware, software, firmware, special purpose circuits or logic, a computing device or some combination thereof. Software routines, which may also be called program products, are articles of manufacture and can be stored in any apparatus-readable data storage medium, and they include program instructions to perform particular predefined

tasks. Accordingly, embodiments of this invention also provide a computer program product, readable by a computer and encoding instructions for performing the methods described in this disclosure.

A local node or a remote node may be configured to check the calculated indicator values, and/or the corresponding time derivatives, against predetermined threshold values. The interface unit 25 of a local node or a remote node may comprise loudspeakers or other sound units for outputting audible alarm signals to a local user if indicator values fall below or exceed a threshold value. The interface unit 25 may also comprise screens or displays for outputting calculated indicator values, such as the most recent indicator values or a history of indicator values, by presenting them to a local or remote user, and for given visible alarm signals if an indicator value falls below or exceeds a threshold value.

The method steps relating to identifying the characteristics of dominant periodic components and determining the heart rate of the test subject in the frequency domain after screening the output signal will now be described in more detail through the following examples.

EXAMPLE 1

In a first embodiment the test subject is a fetus inside a pregnant mother's belly. The recoil surface is the outside surface of the belly, where the acceleration sensor can be attached. The mother is usually lying down when the measurement is performed so that a clear ballistocardiographic signal can be recorded.

Time intervals where the mother moved will contain a lot of noise which conceals the heartbeat recoils. The measurement data gathered in these time intervals will normally have to be discarded. The control unit may, for example, detect these bodily movements by calculating signal-to-noise ratios in either the time domain or the frequency domain, and abort the calculation of a heart rate indicator in this time interval if the signal-to-noise ratio is below a certain threshold value. Other methods for discarding invalid measurement data may also be used. Both examples in this

disclosure describe the analysis of high quality measurement data, measured when the test subject, the mother and/or the person lying next to the test subject did not perform any volitional movements which disturbed the measurement.

The dominant periodic component in the ballistocardiographic signal is the mother's heart rate, modulated by respiration as described above. The mother's respiration rate and heart rate should first be identified in the time domain.

The analysis may be performed on data measured in a time interval which may be 20-60 seconds long, preferably 30-40 seconds long. The analysis may be conducted repeatedly in a sliding time window. The time window can, for example, be updated by time steps of 1 second, and a new analysis may be calculated after each update.

All calculations in both the first and second embodiments may be performed on data measured from both axes of the acceleration sensor. When the acceleration sensor employed in the ballistocardiographic measurement is a two-axis sensor, the measurement data will comprise two time series, one set of data from the first axis (which may be labelled the x-axis) and another set of data from the second axis (which may be labelled the y-axis). The x-axis may be orthogonal to the y-axis. Both the x- and y-axis data can be analysed and the reliability of a heart rate indicator determined from each axis can, for example, be assessed from signal-to-noise ratios on each axis.

When an acceleration sensor is attached to a mother's belly, the ballistocardiographic measurement will be disturbed and concealed when the mother moves. Most of these disturbances may be classified as measurement noise, and ballistocardiographic heartbeat monitoring is usually restricted only to moments when the mother is still.

When the mother is lying still, the dominant movement influencing the acceleration sensor is the periodic breathing movement of the lungs, which also moves the surface of the belly. The mother's respiration rate may be detected as a change in the inclination of the acceleration sensor. The magnitude of the gravitational force along the x- and y-axes changes with each breath. This change in sensor inclination may be a very dominant periodic component in the measurement signal.

To facilitate a calculation of respiration frequency and depth, the control unit may first filter the DC-coupled sensor signal with both high- and low-pass filters. Many alternative filtering options are available, so the filtering described below is only exemplary. The control unit may apply the filters:

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

$$\text{low pass: } b(t) = b(t-1) \cdot (1 - k_{LP}) + k_{LP} \cdot a(t), \quad (2)$$

where t and $t-1$ are adjacent time steps in a time series, $a(t)$ is the input (either the signal measured from the acceleration sensor or an already filtered version of that signal) at time t and $b(t)$ is the filtered output at time t . The coefficients k_{HP} and k_{LP} are high and low pass filter coefficients, respectively.

With a suitably chosen high pass filter coefficient k_{HP} , the filtered output data $b(t)$ obtains both negative and positive values. This facilitates a more versatile analysis, because the control unit can then calculate respiration frequencies either from peak to peak times or from the time gap between consecutive crossings of the horizontal (time) axis in either direction. Low pass filtering, on the other hand, removes noise from the output data. A Savitzky-Golay filter can also be applied to the data to remove spikes which cannot have their origin in heartbeat recoils.

Figure 3 shows exemplary DC-coupled and filtered measurement data from one measurement axis in a measurement conducted on the belly of a pregnant woman. The horizontal axis shows the measurement time in seconds. The solid line shows the measured DC-coupled acceleration sensor data after high- and low-pass filtering. This data has been scaled to the vertical axis in arbitrary units. The large periodic features of the signal are due to the mother's respiration, while the small variation includes heartbeat recoils.

The control unit can calculate the momentary respiration frequency from several periodically recurring time gaps in Figure 3, either peaks or crossing-points. In Figure 3

there is an asterisk above each peak. This asterisk shows, on the vertical axis, the respiration frequency corresponding to the time gap between this peak and the preceding one. The vertical axis shows the numerical values of these momentary respiration frequencies with the unit 1 / min. The breathing frequency may be calculated from either x-axis or y-axis data, or from a combination of both data sets, such as the x+y sum. Respiration depths, which also influence heart rate modulation, are directly proportional to the peak heights.

Once the control unit has determined the momentary respiration frequencies, it may calculate an approximate respiration correction to the measured data. This may for example be done by expressing the respiration cycle in the sensor data as a function of time $c(t)$. The function $c(t)$ may be a series of smoothed functions, each fitted to the data between two peaks in Figure 3. If the filtered ballistocardiographic measurement data is denoted with $b(t)$ as above, a respiration-corrected set $d(t)$ of ballistocardiographic data may then be calculated with the formula

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

where k_{RR} is a numerical coefficient which depends on the filtering and signal amplification. A suitable coefficient k_{RR} can be determined with basic experimentation.

The control unit may also store momentary respiration frequencies to calculate the respiration modulation of the mother's heart rate.

Figure 4 shows AC-coupled measurement data $d(t)$ after the control unit has calculated an approximate respiration correction. The unit on the vertical axis is arbitrary. The illustrated AC-coupled data was filtered with high- and low-pass filters before the respiration correction was applied. The high- and low-pass filtering of the AC-coupled measurement data may be performed with the formulas 1 and 2 presented above, but the filter coefficients k_{HP} and k_{LP} used for AC-coupled data may differ from the coefficients which were used to filter DC-coupled data.

In Figure 4 the dominant peaks in the measurement data are due to adult heartbeat recoils. It is evident from the data that the approximate respiration correction was not perfect. A periodic variation corresponding to the respiration frequency is still visible in the data. However, the control unit may identify in the time domain the characteristic frequencies of dominant periodic components even if a little respiration-induced variation still remains. When the dominant periodic component is a heart rate, as in the present case, it may be detected in the illustrated time interval from 40 seconds to 70 seconds in Figure 4 for example by detecting periodic components with an approximately constant amplitude ($\pm 20\%$ may for example be applied as a limit for amplitude variation) and an approximately constant frequency (± 150 ms between beat-to-beat times may be applied as a limit).

The mother's heart rate (HR) and respiration rate (RR) identified by the control unit represent approximate averages during the time interval. The modulation of the heart rate takes the form $HR \pm k_{MOD} \cdot RR$, where k_{MOD} is a coefficient which can be calculated from the respiration amplitude identified from the data in Figure 3.

Once the control unit has identified the characteristic frequencies of dominant periodic components, that is, once it has estimated the heart rate and respiration rate of the mother in the time interval, the measurement data may be transformed to the frequency domain with a discrete short-time Fourier transformation across the time interval. This can, for example, be performed by executing a Matlab Fast Fourier Transformation on the measurement data which ranges from the beginning of the time interval to the end of the time interval.

In the frequency domain, the mother's heart rate and respiration rate plus their periodic modulation and their harmonics (especially the second harmonic, but possibly higher ones as well) constitute frequency ranges where the infant's heart rate may be obscured. The control unit screens the output signal in the frequency domain by excluding these frequency ranges when the fetus heart-rate indicator is calculated in this time interval. The rest of the data in the frequency domain is used in the calculation.

Figure 5 shows, in the frequency domain, the same data which was presented in the time domain in Figure 4. The unit on the vertical axis is again arbitrary. The mother's respiration rate, at approximately 16-17 / min, corresponds to peak 51 and its second harmonic corresponds to peak 52.

The excluded data is approximately indicated by the black arrows in Figure 5. The respiration frequency and its second harmonic may be excluded simply by removing all data below a frequency of 40 beats per minute. This exclusion does not require much precision because these frequencies are not close to the expected fetus heart rate.

Based on the analysis in the time domain, the peak 53 in Figure 5 may be interpreted as the mother's heart rate in the frequency domain. The frequencies around this peak may be excluded by removing all the measurement data which falls within the modulation limits $[HR - k \cdot RR, HR + k \cdot RR]$. Alternatively, the excluded frequency range may extend beyond the modulation limits to the first local minimum after the modulation limit. The excluded frequency range around the second harmonic peak 54 is calculated simply by multiplying the excluded frequencies around peak 53 by two.

Figure 6 illustrates the same measurement data which was shown in Figure 5, where the characteristic frequencies of the dominant periodic components have been screened so that no measurement data is shown for these frequencies. The unit on the vertical axis is again arbitrary, but it is the same arbitrary unit as in Figure 5.

As seen in Figure 6, there are multiple peaks in the measurement data, including peaks 55 and 56 which are visible in Figure 5. Multiple peaks may arise if the fetus' heart rate changes during the time interval, so several peaks may in fact represent correct heart rates. Alternatively, one peak may be the correct fetus heart rate (which has remained approximately constant in the time interval) and the other peak(s) may be measurement noise arising from an unknown source.

The control unit may start the calculation of a heart rate indicator $F(t)$ for the time interval with the timestamp t by determining which peaks should be retained for the calculation and which should not. The number of retained peaks will be labelled m in

the analysis below. The control unit may, for example, select these peaks and determine the value m based on criteria such as the height of the peaks, the relative heights of lower peaks in relation to the highest, the proximity of each peak to a heart rate indicator $F(t-1)$ calculated earlier, or a combination of these criteria. The peaks which best fit the selection criteria may be retained for the calculation.

The data in Figure 6 includes peak 57 which has been partly screened, so that no local minimum exists on its left side. Such peaks may be excluded from the indicator calculation with a requirement demanding that local minima must be present on both sides of the peaks which are included in the calculation. The requirement may also be that both sides of a peak must comprise measurement data which lies below 50% of the height of this peak.

If $m > 1$, an average heart rate estimate $F_E(t)$ may, for example, be calculated as a weighted average

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

where f_1 is the frequency corresponding to the first peak and x_1 is its height, and f_m is the frequency corresponding to the m :th peak and x_m is its height. All of these values are obtained from the frequency domain data which corresponds to the timestamp t . The number n in formula 4, which may obtain integer values from zero upwards, is a parameter which the person skilled in the art can optimize through experimentation. It determines how much differences in peak heights should be emphasized.

In other words, the average heart rate estimate may be calculated as a weighted average which is based on the characteristics of the various peaks in the frequency domain after screening. This automated calculation produces sufficiently reliable results even in the presence of some uncertainties in the measurement data, such as multiple correct test subject heart rate peaks in the frequency domain.

The control unit may then calculate the indicator $F(t)$ as a recursive weighted average with the formula

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

where h is a reliability weighting factor which determines how much weight the new average heart rate estimate F_E should be given in relation to the previously calculated indicator value $F(t-1)$. The indicator $F(t-1)$ may also be replaced with an indicator calculated in any previous time interval. When the very first indicator value is calculated (that is, when no previous calculation result is available), the factor h may obtain the value 1 by default.

Alternatively, the indicator may be calculated as a recursive weighted average with a more general formula where j earlier indicator values $F(t-1)$, $F(t-2)$, $F(t-3)$... $F(t-j)$ are included:

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

where h_i is the reliability weighting factor of the i :th average heart rate estimate and h is the reliability weighting factor of the most recent average heart rate estimate, calculated at time t . The earlier indicator values need not necessarily be consecutive.

In other words, the control unit may calculate the indicator $F(t)$ of the test subject's heart rate as a weighted average of one or more indicators $F(t-1)$ calculated in previous time intervals and the average heart rate estimate calculated in the present time interval. In this context, the term "present" is used merely to distinguish the time interval with the timestamp t from preceding time intervals with timestamps $t-1$, $t-2$, $t-3$, and so on. In other words, the word "present" refers to the time interval with timestamp t , for which an indicator is calculated at present. The "present" in this sense may not correspond to the present moment because indicators may be calculated from data which has been recorded earlier. And even if the indicator is calculated immediately

after all the data belonging to the time interval has been measured, there may still be a time gap between the timestamp t and the present moment if timestamps are assigned based on the beginning of each time interval.

The control unit may use various criteria for calculating the reliability weighting factors h . These criteria may, for example, include (1) the signal-to-noise ratio of the measurement data remaining in the frequency domain after the frequencies of the dominant periodic components have been screened, (2) the selected number m , (3) the peak heights x_1, x_2, x_m in the measurement data which remains after screening, and/or (4) the total power density which remains in the measurement data after screening. The reliability weighting factor h may be calculated as a weighted average based on these criteria. The weighting of various criteria can also be performed through a Kalman filter.

In both examples the interface unit may be programmed to give an alarm if the fetus' heart rate indicator drops below a certain limit, or if it changes very rapidly in any direction.

EXAMPLE 2

In a second embodiment the test subject is an infant sleeping on the same recoil surface as an adult. In this measurement situation the dominant periodic components in the ballistocardiographic signal usually stem from the adult's heartbeat and respiration. The characteristics which the control unit identifies in the time domain are therefore the heart rate and respiration rate of the adult.

As in the first example, the control unit identifies the heart rate and respiration rate of the adult separately in each time interval. The heart rate and respiration rate represent approximate averages during the time interval.

The acceleration sensor which is placed in contact with the recoil surface may be a two-axis sensor, with measurement axes x and y . The bodies of the infant and adult may both be aligned with the x -axis or the y -axis, or one of them may be aligned with

the x-axis and the other with the y-axis. All sorts of intermediate positions, which deviate from x- and y-axes by angles between 0° and 90° , are of course also possible. A person's heartbeat recoil may be visible in both the x- and y-axis measurement data, but possibly stronger on the axis from which the body position deviates less. The signal-to-noise ratio may consequently be higher in the data gathered from one measurement axis than in the data gathered from the other. Based on signal-to-noise ratios, for example, the control unit may select one measurement axis for calculating the infant's heart rate indicator, or combine data from both axes.

In this measurement, respiration does not turn the sensor as in the first example because the sensor is not attached to a human body. Respiratory movements are therefore not as dominant in the measurement signal as in Figure 3.

The control unit may calculate the respiration rate of the adult either from momentary heart rates or heart stroke volumes. Since respiration modulates the heart rate, the respiration rate can be calculated from periodic variations in the momentary heart rate. Respiration also modulates the heart stroke volume, so that stroke volume decreases during inspiration and increases during expiration. The volume of a heart stroke is proportional to the amplitude of the corresponding peak in the ballistocardiographic data. If the base value for the stroke volume remains constant, the respiration frequency determines a periodic variation in stroke volume. The respiratory modulation in heart stroke volume can be detected as a periodic amplitude variation in the ballistocardiographic signal. The corresponding respiration rate and respiration depths can be calculated through extrapolation.

Adult heartbeat recoils may be identified in the ballistocardiographic data with the method described in the first example, in other words by detecting periodic components with an approximately constant amplitude ($\pm 20\%$ may for example be applied as a limit for amplitude variation) and an approximately constant frequency (± 150 ms between beat-to-beat times may be applied as a limit).

The respiration rate may then be calculated from beat-to-beat times (the time intervals between consecutive heartbeats). By plotting all beat-to-beat times as a function of time, the periodicity arising from the respiration can be observed and the

respiration rate can be calculated. The respiration rate can also be calculated from the period variation of heartbeat peak amplitudes. Respiration rates calculated with these two methods may be compared and/or averaged.

Once the control unit has identified the adult heart rate and respiration rate in the time interval, the measurement data may be transformed to the frequency domain with a discrete short-time Fourier transformation across the time interval, as described in the first example above.

In the frequency domain, the adult heart rate and respiration rate plus their periodic modulation and their harmonics are screened in the manner described in the first example. The control unit screens the output signal in the frequency domain by excluding these frequency ranges and retaining the rest of the data for analysis. Once the dominant periodic components have been screened in the frequency domain, the control unit may calculate the indicator of the infant's heart rate in the manner described in the first example.

In both embodiments, the control unit performs the screening process separately in each time interval. In other words, frequencies which were excluded from the determination procedure in one time interval are not thereby excluded from the determination in any subsequent (or preceding) time interval.

All calculations mentioned in these examples can be performed on both the x-axis and y-axis data. The control unit may compare or add data from both axes when the indicator of the infant heart rate is calculated.

FURTHER EXAMPLES

Ballistocardiographic measurements can also be obtained from a recoil surface when the infant lies on it alone. The infant's heart rate can in this case be determined directly from peak-to-peak intervals. Measurements conducted when no adult is present can be helpful for identifying the infant heart rate peak in a subsequent measurement situation

where an adult is present in the same bed. The measurement with no adult present may, for example, indicate what signal strength one can expect in the infant heartbeat recoils. This may have implications for the weights assigned to various criteria when the control unit calculates the indicator of the infant heart rate.

The methods described in the embodiments above are also applicable when dominant periodic components in the measurement data (with frequencies close to the test subject's heart rate) arise from other sources, such as a mechanical apparatus which is in contact with the recoil surface.

The methods described in the embodiments above can also be applied to two persons of approximately equal size, lying on the same recoil surface. The two persons may be two adults, two infants or two children. The heartbeat recoils of both persons will then be of approximately equal size. If the acceleration sensor is placed closer to the area where the first person is lying, and thereby further from the area where the second person is lying, then the heartbeat recoil of the first person will be the dominant periodic component and the second person becomes the test subject whose heart rate can be determined in the frequency domain after the frequency data has been screened with the characteristics of the dominant periodic component. It is, of course, also possible to use two separate acceleration sensors in these situations, one closer to the first person and another sensor closer to the second person. Using two sensors in an adult/infant measurement setting is not equally helpful because the adult's heartbeat recoil may dominate the measurement signal in both sensors and infants tend to move around a lot as they sleep.

CLAIMS

1. A method for monitoring the heart rate of a test subject, comprising:
 - placing an acceleration sensor in contact with a recoil surface which is in contact with the test subject,
 - measuring a sensor output signal in multiple time intervals,
 - calculating from the sensor output signal measured in a time interval an indicator of the average heart rate of the test subject in said time interval, and
 - outputting the indicator for monitoring,

characterized in that the calculation includes:

 - identifying in the time domain characteristic frequencies of dominant periodic components in the sensor output signal during the time interval,
 - transforming the sensor output signal to the frequency domain across the time interval,
 - screening the characteristic frequencies of dominant periodic components in the frequency domain, and
 - calculating the indicator from the data which remains in the frequency domain after screening.
2. A method according to claim 1, **characterized** in that the recoil surface is flat, and that the test subject is lying on the recoil surface when the measurement is performed.
3. A method according to claim 1, **characterized** in that the recoil surface is the outside of a belly, and that the test subject is inside the belly when the measurement is performed.

4. A method according to any of claims 1-3, **characterized** in that the sensor is a 2-axis acceleration sensor.
5. A method according to any of claim 1-4, **characterized** in that the indicator is calculated as a weighted average of
 - one or more indicators calculated in earlier time intervals, and
 - an average heart rate estimate calculated in a present time interval.
6. A monitoring system for monitoring the heartbeat of a test subject, the monitoring system comprising
 - an acceleration sensor configured to be held in contact with a recoil surface which is in contact with the test subject,
 - a control unit connected to the acceleration sensor to receive a sensor output signal in a time interval, and configured to calculate an indicator of the average heart rate of the test subject in the time interval,
 - an interface unit connected to the control unit and configured to output the indicator for monitoring,**characterized** in that the control unit is configured to calculate the indicator by:
 - identifying in the time domain characteristic frequencies of dominant periodic components in the sensor output signal during the time interval,
 - transforming the sensor output signal to the frequency domain across the time interval,
 - screening the characteristic frequencies of dominant periodic components in the frequency domain, and
 - calculating the indicator from the data which remains in the frequency domain after screening.

7. A monitoring system according to claim 6, **characterized** in that the recoil surface is a flat surface on which a test subject can lie.
8. A monitoring system according to claim 6, **characterized** in that the recoil surface is the outside of a belly, with the test subject inside.
9. A monitoring system according to any of claims 6-8, **characterized** in that the sensor is a 2-axis acceleration sensor.
10. A monitoring system according to any of claims 6-9, **characterized** in that the control unit is configured to calculate indicator as a weighted average of
 - one or more indicators calculated in earlier time intervals, and
 - an average heart rate estimate calculated in the present time interval.

Abstract

This disclosure presents a ballistocardiographic method and monitoring system for calculating an indicator of the average heart rate of a test subject within a time interval. The test subject may be a fetus inside a mother's belly. The test subject may also be an infant lying in the same bed as an adult. The monitoring system comprises a recoil surface and an acceleration sensor in contact with the recoil surface. A control unit identifies in the time domain the characteristics of the adult's heartbeat during the time interval. The output signal is then transformed to the frequency domain across the time interval and the signal is screened with the adult heartbeat characteristics. The indicator is then calculated from the screened signal in the frequency domain. The control unit monitors the indicator of the infant or fetus heart rate and may provide an alert if the indicator value drops very rapidly, or falls below a predetermined threshold value.

(Figure 6)

【 図 1 】

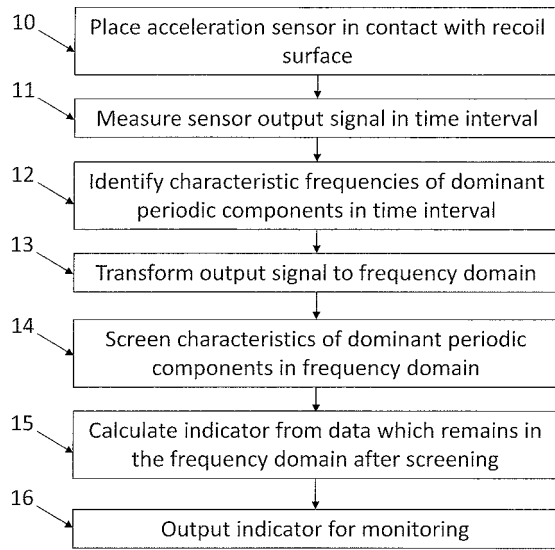


Figure 1

【 図 2 】

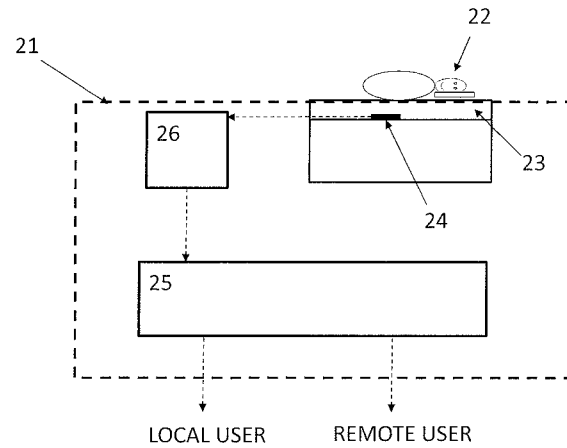


Figure 2

【 図 3 】

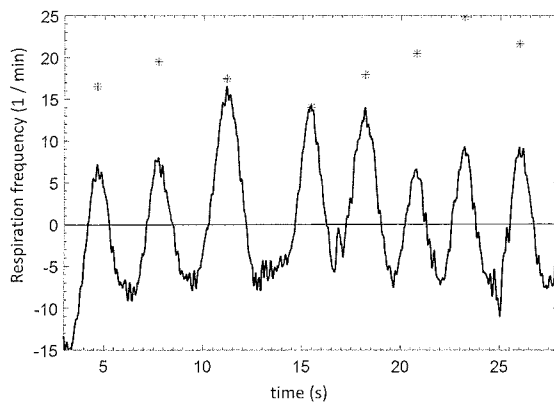


Figure 3

【 図 4 】

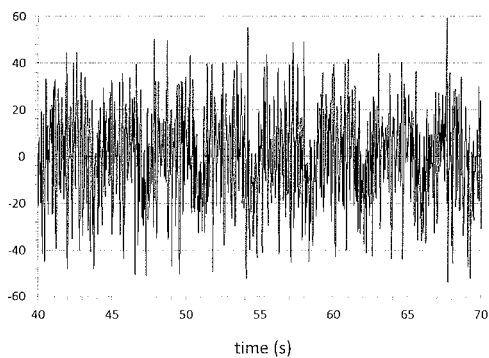


Figure 4

【 図 5 】

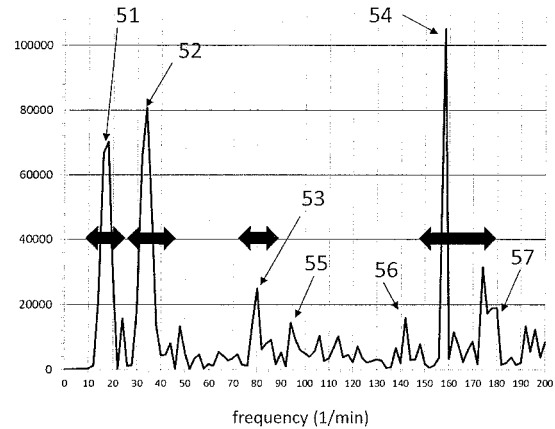


Figure 5

【図 6】

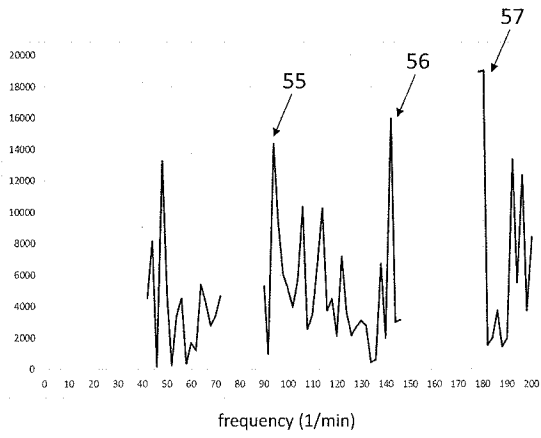


Figure 6

专利名称(译)	心率监测方法和装置		
公开(公告)号	JP2018102905A	公开(公告)日	2018-07-05
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		
[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 A61B5/02.710.Q A61B5/02.710.A A61B5/0245.A A61B5/0245.Q A61B5/0245.ZDM		
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	JP6497425B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供心冲击描记器和监测系统，用于计算受试者在一段时间内的平均心跳指标。症状：受试者可能是母亲体内的胎儿。受试者可以是与成人躺在同一床上的婴儿。监测系统包括反应面和与反应面接触的加速度传感器。控制部分识别成人在特定时间范围内的心跳趋势。然后，在频率区域中将输出信号转换一段时间，并且通过成人的心跳趋势来筛选信号。然后，基于频率区域中的屏蔽信号计算指示。控制部分监测婴儿或胎儿心跳率的指示，并在指示突然下降或低于预定阈值时发出警报。图示：图1

