

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 33328

(P2003 - 33328A)

(43)公開日 平成15年2月4日(2003.2.4)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-コード(参考)

A 6 1 B 5/0245

A 6 1 B 5/02

320 P

4 C 0 1 7

321 B

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2001 - 219993(P2001 - 219993)

(22)出願日 平成13年7月19日(2001.7.19)

(71)出願人 000231590

日本精密測器株式会社

群馬県北群馬郡子持村大字中郷2508番地の
13

(72)発明者 高橋 好一

群馬県北群馬郡子持村中郷2508 - 13 日本
精密測器株式会社内

(74)代理人 100091362

弁理士 阿仁屋 節雄 (外2名)

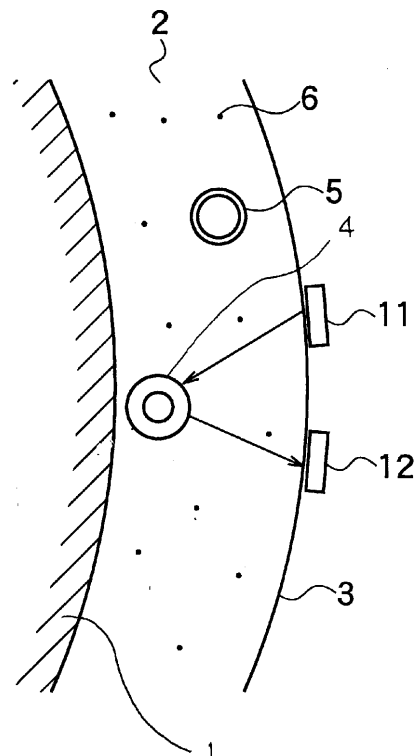
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ハートレートモニターおよびハートレート測定方法

(57)【要約】

【課題】 被験者への負担は些少なものとしつつ、運動に伴う体振動の影響を受けにくく、正確な単位時間当たりの脈拍の発生頻度すなわちハートレートを測定する。

【構成】 人体頭部に発光素子11と、受光素子12とを装着し、発光素子11からの光を、皮下動脈4および/または前記皮下動脈内を流れる血液に反射または透過させ、この反射または透過された光を受光素子12にて検出し、さらにCPU14を用いて、受光素子12にて検出された光の強度変化より、皮下動脈4の脈動、および/または皮下動脈4内を流れる血流量の変化を測定し、この測定値より、単位時間当たりの血流量変化の脈動数を算出し、この算出された単位時間当たりの血流量変化の脈動数をハートレートとみなすハートレートモニターを作製した。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 発光素子と、受光素子と、CPUとを有し、

前記発光素子からの光を、血管を流れる血液に反射または透過させ、

前記受光素子は、前記反射または透過された光を検出し、

前記CPUは、前記受光素子にて検出された光の強度変化より、前記血管内を流れる血流量の変化を測定し、

前記CPUは、前記測定値より、単位時間当たりの血流量変化の脈動数を算出し、前記算出された、単位時間当たりの血流量変化の脈動数をハートレートとみなすハートレートモニターであって、

前記発光素子と、前記受光素子とは4～10mmの間隔を有して人体頭部に装着され、

前記発光素子が発光する900～1200nmの波長の光を、皮下動脈および/または前記皮下動脈内を流れる血液に反射または透過させて、前記受光素子にて検出することを特徴とするハートレートモニター。

【請求項2】 前記算出されたハートレートを表示する表示部を有し、

前記表示部は、光学的な表示および/または音声および/または無線および/または骨伝導により、前記算出されたハートレートを、測定者および/または被験者に伝達することを特徴とする請求項1に記載のハートレートモニター。

【請求項3】 前記算出されたハートレートを記憶するメモリ装置を有していることを特徴とする請求項1または2に記載のハートレートモニター。

【請求項4】 人体頭部に装着されるヘッドバンドを有し、

前記発光素子と、前記受光素子と、前記CPUと、前記表示部とが前記ヘッドバンドに装着されていることを特徴とする請求項1から3のいずれかに記載のハートレートモニター。

【請求項5】 人体頭部に装着される眼鏡フレームを有し、

前記発光素子と、前記受光素子と、前記CPUと、前記表示部とが前記眼鏡フレームに装着されていることを特徴とする請求項1から3のいずれかに記載のハートレートモニター。

【請求項6】 人体頭部に装着されるサンバイザーを有し、

前記発光素子と、前記受光素子と、前記CPUと、前記表示部とが前記サンバイザーに装着されていることを特徴とする請求項1から3のいずれかに記載のハートレートモニター。

【請求項7】 人体耳介に係合する容器を有し、

前記発光素子と、前記受光素子と、前記CPUと、前記表示部とが前記容器に装着されていることを特徴とする*50

*請求項1から3のいずれかに記載のハートレートモニター。

【請求項8】 発光素子と、受光素子とを人体に装着し、前記発光素子が発光した光を、血管を流れる血液に反射または透過させて、前記受光素子にて検出し、前記受光素子にて検出された光の強度変化より、前記血管内を流れる血流量の変化を測定し、前記測定値より、単位時間当たりの血流量変化の脈動数を算出し、前記算出された、単位時間当たりの血流量変化の脈動数をハートレートとみなすハートレート測定方法であって、

前記発光素子と、前記受光素子とは4～10mmの間隔を有して人体頭部に装着され、前記発光素子が発光した900～1200nmの波長の光を、皮下動脈および/または前記皮下動脈内を流れる血液に反射または透過させて、前記受光素子にて検出することを特徴とするハートレート測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被験者のランニング、ジョギング、ウォーキング等の運動時、軽運動時または療養時の、ハートレートを測定するハートレートモニターに関する。尚、本発明においてハートレートとは「単位時間当たりの脈拍の発生頻度」をいう。

【0002】

【従来技術】ハートレートを測定する方法として、従来は、特開昭60-116325に開示されているような心臓付近に装着された電極より心電信号を検出する方法、特公昭61-43057に開示されているような耳たぶの血管より光学的に脈拍数を検出する方法、USP-4038976に開示されているような体表付近の動脈からの力学的振動による圧力脈動を検出する方法、さらに特開平4-279146に開示されているような血圧計と組み合わせた方法、等がある。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上述した従来技術においては次に記載するような解決すべき課題がある。すなわち、まず心臓付近に装着された電極より心電信号を検出する方法では、心電信号を検出する電極を胸部皮膚に接触固定する必要があるため、通常は胸部を周回する伸縮性のバンドが用いられる。そのためこのバンドを装着するためには、被験者は、一旦裸になる必要があり、且つバンドのずり落ちを防ぐことのできる強度で胸を締め付けるため、長時間装着では被験者に負担感を与えることがある。さらに、胸部で採取した心電信号によりハートレートを測定しても、それを被験者に伝えるためには、手首等に表示部を設け、胸部より手首へ向けて無線等の手段により信号を送信する必要もあった。

【0004】次に、耳たぶの血管より光学的に脈拍数を検出する方法では、被験者がランニング等の動きの激し

い運動をおこなうと、体振動の影響を受けて、光学的に脈拍数を検出する際に測定誤差を生じる可能性がある。また、耳たぶの血管のように動静脈吻合が存在する血管で脈拍数を測定しようとしても、外気温と体温との相関により前記動静脈吻合が血流量を調整する機能を有するため、この調整機能によって血流量が減少し測定が困難になる場合がある。

【0005】さらに、体表付近の動脈からの力学的振動による圧力脈動を検出する方法では、前記光学的に脈拍数を検出する方法よりさらに体振動の影響を受けやすく、特に、運動中の脈拍数検出においては測定誤差が大きくなる可能性がある。

【0006】さらに加えて、血圧計と組み合わせて検出する方法では、カフ等により血管を圧迫しつつ、光学的方法等により脈拍数を検出しているので比較的容易に測定が可能である。しかし被験者にとっては測定の間中、測定部位をカフ等により圧迫され続けるという負担を強いられるものである。血圧測定であれば測定は短時間で終了するので、その間、測定部位を圧迫することも許容されるが、ハートレート測定は長時間にわたり、かつ運動中の測定というニーズもあり、測定部位をカフ等により圧迫することは好ましくない。

【0007】本発明は、上述の背景のもとでなされたものであり、被験者への負担は些少なものとしつつ、運動に伴う体振動の影響を受けにくく、正確な単位時間当たりの脈拍の発生頻度すなわちハートレートを測定できるハートレートモニターを提供するものである。

【0008】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するために、たとえ被験者の体振動下においても、被験者への負担や運動への妨げは必要最小限とし、且つ正確なハートレートを採取することについて、試行錯誤を重ねた結果、本発明者は次の知見に想到した。すなわち、被験者の体振動下においても、被験者への負担や運動への妨げは必要最小限としてハートレートを採取するには、光を血管および/または血液に、反射または透過させた後、その光を検出することが好ましいことである。次に、正確なハートレートを採取するには、ハートレートを採取する血管は、動静脈吻合が血流量を調整することのない、太い動脈が好ましいことである。

【0009】本発明者らは、上記知見を基に、被験者への負担や運動への妨げは必要最小限とし、且つ正確なハートレートを測定できるハートレートモニターの発明を完成した。

【0010】すなわち、第1の発明は、発光素子と、受光素子と、CPUとを有し、前記発光素子からの光を、血管を流れる血液に反射または透過させ、前記受光素子は、前記反射または透過された光を検出し、前記CPUは、前記受光素子にて検出された光の強度変化より、前記血管内を流れる血流量の変化を測定し、前記CPU

は、前記測定値より、単位時間当たりの血流量変化の脈動数を算出し、前記算出された、単位時間当たりの血流量変化の脈動数をハートレートとみなすハートレートモニターであって、前記発光素子と、前記受光素子とは4～10mmの間隔を有して人体頭部に装着され、前記発光素子が発光する900～1200nmの波長の光を、皮下動脈および/または前記皮下動脈内を流れる血液に反射または透過させて、前記受光素子にて検出することを特徴とするハートレートモニターである。

【0011】第2の発明は、前記算出されたハートレートを表示する表示部を有し、前記表示部は、表示および/または音声および/または無線および/または骨伝導により、前記算出されたハートレートを、測定者および/または被験者に伝達することを特徴とする第1の発明に記載のハートレートモニターである。

【0012】第3の発明は、前記算出されたハートレートを記憶するメモリー装置を有していることを特徴とする第1または第2の発明に記載のハートレートモニターである。

【0013】第4の発明は、人体頭部に装着されるヘッドバンドを有し、前記発光素子と、前記受光素子と、前記CPUと、前記表示部とが前記ヘッドバンドに装着されていることを特徴とする第1から第3の発明のいずれかに記載のハートレートモニターである。

【0014】第5の発明は、人体頭部に装着される眼鏡フレームを有し、前記発光素子と、前記受光素子と、前記CPUと、前記表示部とが前記眼鏡フレームに装着されていることを特徴とする第1から第3の発明のいずれかに記載のハートレートモニターである。

【0015】第6の発明は、人体頭部に装着されるサンバイザーを有し、前記発光素子と、前記受光素子と、前記CPUと、前記表示部とが前記サンバイザーに装着されていることを特徴とする第1から第3の発明のいずれかに記載のハートレートモニターである。

【0016】第7の発明は、人体耳介に係合する容器を有し、前記発光素子と、前記受光素子と、前記CPUと、前記表示部とが前記容器に装着されていることを特徴とする第1から第3の発明のいずれかに記載のハートレートモニターである。

【0017】第8の発明は、発光素子と、受光素子とを人体に装着し、前記発光素子が発光した光を、血管を流れる血液に反射または透過させて、前記受光素子にて検出し、前記受光素子にて検出された光の強度変化より、前記血管内を流れる血流量の変化を測定し、前記測定値より、単位時間当たりの血流量変化の脈動数を算出し、前記算出された、単位時間当たりの血流量変化の脈動数をハートレートとみなすハートレート測定方法であって、前記発光素子と、前記受光素子とは4～10mmの間隔を有して人体頭部に装着され、前記発光素子が発光した900～1200nmの波長の光を、皮下動脈およ

び/または前記皮下動脈内を流れる血液に反射または透過させて、前記受光素子にて検出することを特徴とするハートレート測定方法である。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態について詳細に説明する。まず、上述したように、被験者への負担や運動への妨げは必要最小限としてハートレートを採取するには、光を血管および/または血液に、反射または透過させた後、その光を検出することが好ましく、正確なハートレートを採取するには、ハートレートを採取する血管は、動静脈吻合が血流量を調整することのない太い動脈が好ましい。

【0019】しかし、通常、人体の太い動脈は体表面近傍には位置していないため、体表面より光を照射して、無圧迫状態の動脈で反射または透過された後の光を検出することを試みても正確なハートレートを採取することは出来なかったのである。ここで、本発明者らの第1の着想は、ハートレートを採取する血管として人体頭部の皮下動脈に注目したことである。通常、太い動脈は上述したように人体の深奥部に位置しているが、頭部では比較的体表面近傍に位置している。すなわち、頭蓋骨と皮膚の間の軟組織中に太い動脈が存在し、且つ、軟組織中には、測定の妨害原因となる脂肪組織が被験者の体型に拘わらず少ないのである。

【0020】さらに好ましいことには、ランニングのような運動中に人体中で最も安定した箇所は人体頭部である。これは脳を運動中の衝撃より保護するためであると考えられるが、運動中の人体よりデータを安定的に採取する場所としても、頭部は最適な場所である。

【0021】さらに加えて好ましいことには、エレクトロニクスの進歩により、採取されたデータを処理し得られたハートレートを被験者に伝達する機能部品が小型軽量化された。得られたハートレートは光または音声によって被験者の目または耳に伝達されるので、頭部でデータを採取できれば、全てを一体化した作業性に優れたハートレートモニターを実現できる。

【0022】次に、本発明者らの第2の着想は、発光素子の光の最適波長を見出したことと、発光素子と受光素子との最適距離を見出したことである。すなわち、波長900~1200nm、より好ましくは950~1050nmの光は人体中を、良好に浸透し且つ動脈の動きや血流により変調される。さらに発光素子と受光素子との距離を4~10mm、より好ましくは7~9mmとすることで、前記変調された光を良好に検出できることである。

【0023】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について、さらに詳細に説明する。図1は、被験者の頭部表面における断面の模式図である。頭蓋骨1と皮膚3の間に軟組織2があり、軟組織の中には例えば眼窩上動脈のような動脈4と静脈5および毛細血管6が存在

し、皮膚3の上に発光素子11と受光素子12が配設されている。動脈4と静脈5および毛細血管6中には血液が流れ、特に動脈4はハートレートに応じて脈動している。

【0024】発光素子11は波長900~1200nm、より好ましくは950~1050nmを有する光を発生する赤外LED等が好ましい。何となればこの波長の赤外光は、体組織に吸収され難く軟組織2中を透過して動脈3等に迄到達し、そこで変調を受けて反射され、受光素子12で検出することが可能だからである。尚、受光素子12としてはフォトランジスタ等が好個に使用可能である。また、発光素子11と受光素子12は4~10mm、より好ましくは7~9mmの間隔を有して皮膚6に配設されていることが好ましい。

【0025】何となれば、発光素子11より発し、動脈3で反射された光を受光素子12で検出するには、両素子の間隔は小さい方が好ましいのだが、両素子を測定回ごとに動脈3の真上、または両素子で動脈3を跨ぐ状態に配設するのは困難であること、さらに動脈3の位置には若干の個人差があること等により、発光素子11と受光素子12とが4~10mm、より好ましくは7~9mmの間隔を有しているとき、安定的に動脈3からの反射光を受光できることによる。さらに受光素子の数を2個以上に増やし、発光素子11を中心として周囲に配設することで、動脈3からの反射光を効率よく安定的に受光すると共に、複数の受光素子からの信号を比較処理することにより、外光の影響をキャンセルする構成とすることも好ましい。

【0026】さらに加えて、発光素子11と受光素子12との配設位置として外耳動近傍の動脈を用いることも可能である。これはこの部分に存在する浅側頭動脈へ光を照射し、反射または透過光を検出する構成とするもので、上述のように外耳内の浅側頭動脈側へ、発光素子11と受光素子12を間隔を設けて配設する構成と、外耳道内に発光素子11を配設し浅側頭動脈を挟んだ側に受光素子12を配設する構成とを採ることが可能である。

【0027】図2は本発明にかかるハートレートモニター10における回路ブロック図である。発光素子11から発生した光は人体の動脈にて脈動変調されて反射され、受光素子12に検出され電気信号となる。得られた電気信号は、増幅器13で適宜に増幅されCPU14に入る。このとき電力節約のために発光素子11を常時点灯とせずパルス点灯とすることで、ハートレートモニター10中の電池寿命を延ばすのは好ましい構成である。

【0028】CPU14は発光素子11へ送出した信号と受光素子12で検出された変調を受けた電気信号とを比較し、外光等の擾乱要因をキャンセルして、皮下動脈の脈動および/または皮下動脈内を流れる血流量の変化を測定する。次にCPU14は、測定された脈動数等より単位時間当たりの血流量変化の脈動数を算出し、これ

をハートレートとみなす。さらにCPU14は算出したハートレートを数値化し、表示部を介して被験者および/または測定者に伝達する。具体的な伝達方法として、光学的に表示器15に表示させる、および/または数値化されたハートレートを合成音声化してイヤホン16に流す、および/または合成音声化されたハートレートを骨伝導素子17に流す、等により算出したハートレートを被験者等へ伝達することが好ましい。さらに必要により、ハートレートのデータを送信機18より無線等により発信し、測定者のもとにある受信機で受信する構成としてもよい。

【0029】さらに加えて、CPU14にデータのメモリー装置19を配設しておくのも好ましい構成である。この構成をとることにより、所望の時間内のハートレート測定値を、一旦データのメモリー装置19に記憶させることが可能になる。この一旦記憶されたデータをコンピューター等で読み出し解析することで、測定時間に制約されることなく、被験者の運動能力、体調等の把握に寄与するデータを採取することが可能になる。

【0030】図3～7は上述の構成を有するハートレートモニター10の装置例および被験者への装着例である。

(装着例1)図3は、人体頭部を周回するヘッドバンド31に、ハートレートモニター10と表示器15とイヤホン16とを配設した例である。この例において、ハートレートモニター10を額部に配設すれば、ハートレートを検出する動脈として眼窩上動脈等を用いることができ、側頭部に配設すれば浅側頭動脈、頬骨眼窩動脈等を用いることができる。表示部として液晶等を用いる表示器15を使用しても良いが、ヘッドマウントディスプレイを用いて表示器自体は目の近傍にありながら、表示される数値は例えば50cm先にあるかの如く仮想現実化して被験者に伝達するのも好ましい構成である。この例では表示器15とイヤホン16とを併設しているが、どちらか片方を用いる構成としても良い。

【0031】(装着例2)図4は、図3に示すヘッドバンド31に、ハートレートモニター10と骨伝導素子17とを配設した例である。骨伝導素子17はCPU14からの合成音声信号を振動として被験者の頭蓋骨に伝導するので、周囲に騒音があっても被験者は合成音声を聞き取ることができる。またこの構成を採ると、ハートレートモニター10も骨伝導素子17もヘッドバンド31上に配設でき、すっきりとしたデザインとすることができ、取り扱い上も好ましい。

【0032】(装着例3)図5は、図3に示すヘッドバンド31に、ハートレートモニター10と送信機18とを配設した例である。送信機18はCPUからのハートレート信号を受信装置へ向けて無線送信する。受信装置にて受信されたハートレート信号は、さらに、例えば記憶、印字、表示、および解析される構成とすることが

きる。被験者へデータをフィードバックするには、光学表示または合成音声を用いる構成が好ましい。またこの構成を採ると、ハートレートモニター10も送信機18もヘッドバンド31上に配設でき、すっきりとしたデザインとすることができ、取り扱い上も好ましい。

【0033】ここで、上述の(装着例2)および(装着例3)は、例えば、水泳や陸上競技、球技等の、頭部に衝撃が加わったり、動きの激しいスポーツをおこなっている際のハートレート測定に適した装着例である。水泳の際のハートレート測定には、ハートレートモニター10等を配設したヘッドバンド31を、例えば水泳キャップと一体化してしまうことにより、さらに被験者への負担を削減するのも好ましい構成である。

【0034】(装着例4)図6は、眼鏡フレーム32に、ハートレートモニター10と表示部とを配設した例である。この例において、眼鏡フレームの32の側頭部にハートレートモニター10が配設されるので、ハートレートを検出する動脈として浅側頭動脈、頬骨眼窩動脈等を用いることができる。また表示部としては図3の例と同様に液晶等を用いる表示器15を使用しても良いが、ヘッドマウントディスプレイを用いるのも好ましい構成である。もちろん、イヤホン16および/または骨伝導素子17の使用も可能である。

【0035】(装着例5)図7は、サンバイザー33に、ハートレートモニター10と表示部とを配設した例である。この例において、サンバイザー33を用い額部または側頭部にハートレートモニター10が配設されるので、ハートレートを検出する動脈として眼窩上動脈、浅側頭動脈、頬骨眼窩動脈等を用いることができる。また表示部としては図3の例と同様に液晶等を用いる表示器15を使用しても良いが、ヘッドマウントディスプレイを用いるのも好ましい構成である。もちろん、イヤホン16および/または骨伝導素子17の使用も可能である。

【0036】(装着例6)図8は、ハートレートモニター10自体を耳掛セットの形とし、人体耳介に係合させた例である。この例において、発光素子11は図9、図10に示すように外耳道7内に配設される。ここで図9はハートレートモニター10の発光素子11と受光素子12とが、後耳介動脈8を挟んで配設されているところを示す斜視図であり、図10は前記発光素子11と受光素子12とが、後耳介動脈8を挟んで配設されているところの横断面の模式図である。図10から明らかなように、発光素子11より発した光は後耳介動脈8を透過して、受光素子12に達する。この受光素子12に達した光よりハートレートを求めることができる。尚、発光素子11と受光素子12とを、後耳介動脈8を挟んで配設するにあたり、発光素子11を外耳道7側に配設すると外光の影響を受けにくくなり好ましい構成である。ここで耳掛セットの形状を適宜に設計することで、発光素子

11と、受光素子12と、CPU14と、イヤホン16とを耳掛けセットの容器内に装着一体化することで、被験者への負担を減らすことも好ましい構成である。そしてCPU14からの合成音声信号を、耳掛けセットと一体化した骨伝導素子17を用いて被験者へ伝達することも好ましい構成である。

【0037】上記装着例1~6において、上述したように、CPU14にデータのメモリー装置19を配設しておくのも好ましい構成である。

【0038】

【発明の効果】以上詳述したように、本発明は、被験者への負担は些少なものとしつつ、運動に伴う体振動の影響を受けにくく、正確な単位時間当たりの脈拍の発生頻度すなわちハートレートの測定を目的として、発光素子と、受光素子と、CPUとを有し、前記発光素子からの光を、血管を流れる血液に反射または透過させ、前記受光素子は、前記反射または透過された光を検出し、前記CPUは、前記受光素子にて検出された光の強度変化より、前記血管内を流れる血流量の変化を測定し、前記CPUは、前記測定値より、単位時間当たりの血流量変化の脈動数を算出し、前記算出された、単位時間当たりの血流量変化の脈動数をハートレートとみなすハートレートモニターであって、前記発光素子と、前記受光素子とは4~10mmの間隔を有して人体頭部に装着され、前記発光素子が発光する900~1200nmの波長の光を、皮下動脈および/または前記皮下動脈内を流れる血液に反射または透過させて、前記受光素子にて検出することを特徴とするハートレートモニターを作製した。この結果、被験者への負担や、運動への妨げは必要最小限でありながら、正確なハートレートの測定が可能となつた。

【図面の簡単な説明】

【図1】被験者の頭部表面における断面の模式図である。

【図2】実施の形態例に係るハートレートモニターの回路ブロック図である。

【図3】実施の形態例に係るハートレートモニターの被

験者への装着例の斜視図である。

【図4】実施の形態例に係るハートレートモニターの被験者への装着例の斜視図である。

【図5】実施の形態例に係るハートレートモニターの被験者への装着例の斜視図である。

【図6】実施の形態例に係るハートレートモニターの被験者への装着例の斜視図である。

【図7】実施の形態例に係るハートレートモニターの被験者への装着例の斜視図である。

10 【図8】実施の形態例に係るハートレートモニターの被験者への装着例の斜視図である。

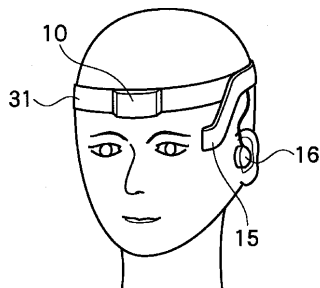
【図9】実施の形態例に係るハートレートモニターの被験者の耳への装着例である。

【図10】図9に示した装着例において、被験者の耳部の横断面の模式図である。

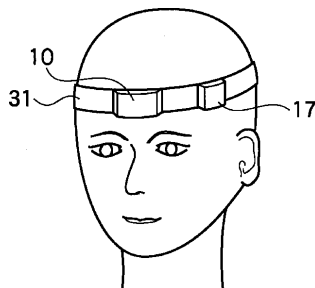
【符号の説明】

- 1. 頭蓋骨
- 2. 軟組織
- 3. 皮膚
- 4. 動脈
- 5. 静脈
- 6. 毛細血管
- 7. 外耳道
- 8. 後耳介動脈
- 10. ハートレートモニター
- 11. 発光素子
- 12. 受光素子
- 13. 増幅器
- 14. CPU
- 15. 表示器
- 16. イヤホン
- 17. 骨伝導素子
- 18. 送信機
- 19. メモリー装置
- 31. ヘッドバンド
- 32. 眼鏡フレーム
- 33. サンバイザー

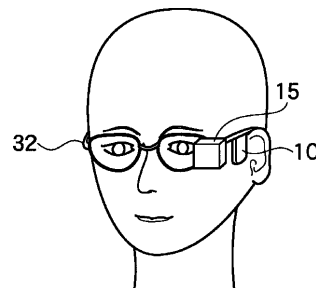
【図3】



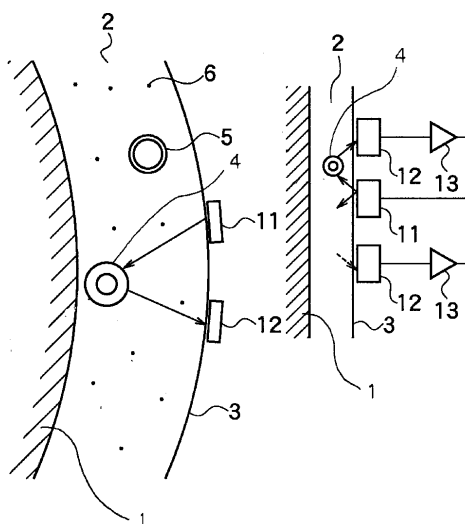
【図4】



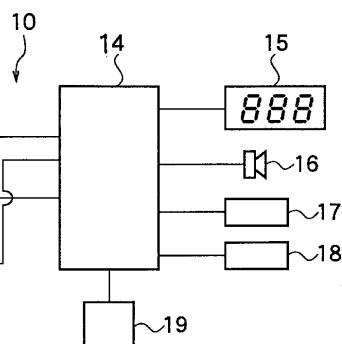
【図6】



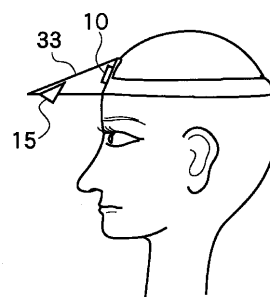
【図1】



【図2】

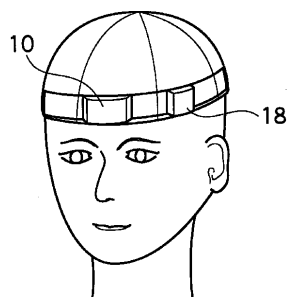


【図7】

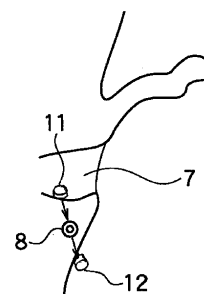
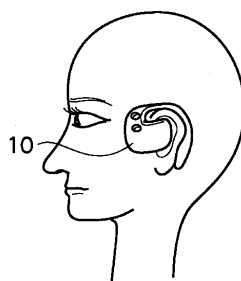


【図10】

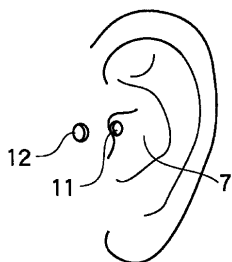
【図5】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 ウェイン ベーカー
 アメリカ合衆国、07702、ニュージャージー
 ー、シュルースベリー、シュルースベリー
 アベニュー、621 マーク オブ フィ
 ットネス、インコーポレイテッド内

(72)発明者 塩谷 初
 群馬県北群馬郡子持村中郷2508 - 13 日本
 精密測器株式会社内

(72)発明者 腰野 真司
群馬県北群馬郡子持村中郷2508 - 13 日本
精密測器株式会社内

(72)発明者 三橋 新太郎
群馬県北群馬郡子持村中郷2508 - 13 日本
精密測器株式会社内
Fターム(参考) 4C017 AA02 AA10 AB06 AC28 BC11
FF15

专利名称(译)	心率监测仪和心率测量方法		
公开(公告)号	JP2003033328A	公开(公告)日	2003-02-04
申请号	JP2001219993	申请日	2001-07-19
[标]申请(专利权)人(译)	日本精密测器株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本精密测器株式会社		
[标]发明人	高橋好一 ウェインベーカー 塩谷初 腰野真司 三橋新太郎		
发明人	高橋 好一 ウェイン ベーカー 塩谷 初 腰野 真司 三橋 新太郎		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/6816 A61B5/0059 A61B5/6814		
FI分类号	A61B5/02.320.P A61B5/02.321.B A61B5/02.710.P A61B5/02.711.B A61B5/0245.P A61B5/0245.100.B		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA10 4C017/AB06 4C017/AC28 4C017/BC11 4C017/FF15		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过最小化要测量心跳的受试者的负担以及伴随锻炼引起的身体振动的影响来测量心率，即每单位时间精确发生脉搏的频率。
 解决方案：发光元件11和光接收元件12安装在人体头部。来自发光元件11的光被皮下动脉4和/或在皮下动脉中流动的血液反射或透过。此外，在光接收元件12处检测反射或透射的光，并且通过使用CPU 14测量皮下动脉4的脉动和/或在皮下动脉4中运行的血流的变化。根据在光接收元件12处检测到的光强度的变化。根据该测量值计算每单位时间血流变化的脉冲率，并计算每个血流变化的脉冲率。单位时间被心率监测器视为心率。

