

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5416333号
(P5416333)

(45) 発行日 平成26年2月12日 (2014. 2. 12)

(24) 登録日 平成25年11月22日 (2013. 11. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/0452 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 1 2 A

A 6 1 B 5/0402 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 1 O M

A 6 1 B 5/05 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 B

A 6 1 B 5/0408 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 O O J

A 6 1 B 5/0478 (2006. 01)

請求項の数 9 外国語出願 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2006-196726 (P2006-196726)
 (22) 出願日 平成18年7月19日 (2006. 7. 19)
 (65) 公開番号 特開2007-29723 (P2007-29723A)
 (43) 公開日 平成19年2月8日 (2007. 2. 8)
 審査請求日 平成21年7月3日 (2009. 7. 3)
 (31) 優先権主張番号 11/186, 738
 (32) 優先日 平成17年7月21日 (2005. 7. 21)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタディ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (72) 発明者 ウィリ・カイザー
 ドイツ、エメンディンゲン、カール・オル
 フ・ヴェグ・3 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓データを取得するための装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ヒトから心臓情報を取得するための方法であって、
ヒトの足にを付着する電極 (3 2 、 3 4) がヒトから心臓データを含む生体電気信号 (2 0) を取得する工程と、
前記生体電気信号をフィルタ処理し心臓データを含んだフィルタ処理済み信号をフィルタ (5 0) が提供する工程 (5 0) と、
前記フィルタ処理済み信号の自己相関を実行して、自己相関関数 $y (k)$ 内に見出される最大のスパイク振幅を位置特定する工程と、
前記最大のスパイク振幅に対する百分率で表されるしきい値を定義する工程と、
前記自己相関関数内のスパイク振幅が前記しきい値を越えるか否かを決定することにより、前記フィルタ処理済み信号内で所望の心臓情報の取得に有用な離散的な規模的変動をプロセッサが特定する工程 (5 6) と、
前記離散的変動の特徴をプロセッサが決定する工程 (6 0) と、
前記決定した特徴を用いてヒトからの前記所望心臓情報をプロセッサが取得する工程と、
を含み、
 前記しきい値を超えるスパイクは存在しないことが、前記ヒトが心房細動を起こしているとの指示を提供することに使用される、方法。

【請求項 2】

前記離散的な規模的変動を特定する工程 (5 6) は、

10

20

さらに、連続する離散的変動間の間隔特性を決定する工程を含む請求項 1に記載の方法。

【請求項 3】

前記所望心臓情報を取得する工程は、

さらに、前記決定した間隔特性を用いてヒトの心拍速度を取得する工程を含む請求項 2に記載の方法。

【請求項 4】

前記所望心臓情報を取得する工程は、

さらに、離散的な規模的変動間の間隔特性の変動を用いてヒトの心房細動に関する情報を取得する工程を含む請求項 2に記載の方法。

【請求項 5】

前記所望心臓情報を取得する工程は、

さらに、心拍動フィーチャの形態的フィーチャの欠如を用いてヒトの心房細動に関する情報を取得する工程を含む請求項 1に記載の方法。

【請求項 6】

前記生体電気信号 (20) は、前記電極を有するスケールを踏む前記ヒトから取得される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

ヒトから心臓情報を取得するための装置であって、

ヒトから心臓データを含む生体電気信号 (20) を取得するためにヒトの足に付着可能な電極 (32、34) と、

前記生体電気信号を受け取り心臓データを含むフィルタ処理済み信号を提供するフィルタ (50) と、

前記フィルタ処理済み信号の自己相関を実行して、自己相関関数 $y(k)$ 内に見出される最大のスパイク振幅を位置特定する手段と、

前記最大のスパイク振幅に対する百分率で表されるしきい値を定義する手段と、

前記自己相関関数内のスパイク振幅が前記しきい値を越えるか否かを決定することにより、前記フィルタ処理済み信号内で所望の心臓情報の取得に有用な離散的な規模的変動を特定するための手段 (56) と、

前記離散的な変動の特徴を決定するための手段 (60) と、

ヒトから前記所望心臓情報を取得するように前記決定した特徴を使用する手段と、

を備え、

前記しきい値を超えるスパイクは存在しないことが、前記ヒトが心房細動を起こしているとの指示を提供することに使用される、装置。

【請求項 8】

前記使用の手段はさらに、連続する離散的変動間の間隔特性の変動を用いてヒトの心房細動に関する情報を取得するものとして規定される、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記決定の手段はさらに、心拍動のある形態的フィーチャの欠如を決定してヒトの心房細動に関する情報を取得するものとして規定される、請求項 7 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者の足に付着させた導電性素子を用いて心臓データを取得するための装置及び方法に関する。本発明は体脂肪解析スケールを用いて実施されることがあるが、本発明をこれに限定しようとするものではない。

【背景技術】

【0002】

身体重量を計測するためには、従来ではスケールが使用されている。よく使用されるタイプのスケールでは、ヒトがスケール上の足置きを踏み、これにより得られる圧縮性の荷

10

20

30

40

50

重が機械的または電氣的な装置を動作させてヒトの重量の指示値を提供している。

【0003】

ヒトの体脂肪を計測するためにも使用が可能なスケールが開発されている。こうしたスケール上の足置きは電気伝導性に製作されている。足置きの上に立っているヒトの体内にわずかな電流が通る。異なる組織ではその水分量が異なるため、脂肪組織は筋肉組織と異なる電氣的特性を有する。足置き同士の間には存在する生体電氣インピーダンスが計測され、これを用いて体脂肪特性（典型的には、体脂肪百分率）が決定される。

【非特許文献1】Webster, ed. Medical Instrumentation Application and Design 3rd ed., New York: Wiley, 1998, pp. 265

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の一態様では、上述のタイプのスケールの導電性足置きを使用するなどにより心臓に関する情報（心拍速度や不整脈検出）をヒトの足から取得することができる。

【0005】

ヒトの心拍速度は重要な生理学的計測値の1つである。心拍速度の上昇は、身体内における多様な異なる疾患や状態（発熱の存在、あるいはアルコール、カフェイン、ニコチン、またはある種の薬物の摂取など）の指標となる。心拍速度が恒常的に高いことは死亡率全体に対する1つのリスク要因であることが、Wojciech Zareba、「Prognostic Significance of a Standard 12-Lead ECG after Myocardial Infarction」(International Journal of Bioelectromagnetism, Vol. 5, No. 1, 2003)などの文献で指摘されている。したがって、ヒトの心拍速度を頻繁に計測することが望ましい。ヒトの心拍速度を単に体脂肪解析スケール上に載るだけで取得できるという利便性によってこの種の情報の取得が容易となる。

20

【0006】

心臓の筋肉繊維が同期して収縮できない場合に不整脈が発生することがある。不整脈は心臓が血液を押し出す効率を低下させる可能性がある。細動(fibrillation)では、心臓の筋肉がランダムで不安定な痙攣を起こす。心室細動は即座に医学的処置をしないと死に至る。しかし、心臓の心房部分が細動状態となっても、心臓は依然としてある程度の血液を押し出すことができ、この状態が診断及び治療まで続くことがあり得る。

30

【0007】

心房細動の検出は重要である。その理由は、これが重篤な本性であるため、高齢者間で高頻度で存在するため、並びに心房細動の存在が予後に悪影響を与えるためである。Nusser, Trieb, Weidner, 「Differentialdiagnostik des EKG」(Schattauer Verlag)を参照されたい。対象によっては、ある時点では現れているが別の時点では消えているという意味で心房細動が間欠的(intermittent)である。

【0008】

したがって、心房細動が存在するか否かをチェックするための利便性がよく頻繁な利用につながるような方法があると、医療上かなりの恩恵が得られる。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述の目標に至るには、導電性の足置きから心電計(ECG)信号データが取得され処理されて、心電計データ内に現れるQRS群(QRS complex)の再出現などのフィーチャが特定される。連続するフィーチャ間のタイミングを使用して心拍速度を決定する。連続する心拍動間でのタイミング特徴の変動、あるいは心拍動フィーチャの欠如は、心房細動を特徴付ける指標など不整脈の指標となる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 0 】

図 1 は、心拍動に関連する電氣的現象すなわち電気信号 1 0 を表しており、様々な構成要素に対しては従来式の名称を付与してある。信号形態のうちの最初のフィーチャは心拍動を開始させるための心房の収縮に起因する P 波である。このグラフ中の支配的なフィーチャである Q R S 群があり、その後心室の収縮が続く、これにさらに心拍動の最後にある心臓筋肉の不应性期間を示す T 波が続く。図 1 に示したタイプの心電計信号 1 0 は、ヒトの胸部及び四肢に付着させた電極によって取得されるのが普通である。

【 0 0 1 1 】

図 2 は、ヒトの足から受け取られる典型的な心電計信号 2 0 を表しており、足に付着させた導電性足置きからのこの出力には小規模の E C G 信号とかなりの量の電氣的ノイズが含まれている。

10

【 0 0 1 2 】

図 3 は、ヒトの足に付着させた電極から得た出力信号 2 0 から心臓に関する情報を取得するための装置を表している。スケール 3 0 は、被検者の体重と体脂肪を決定するために被検者をその上に立たせる導電性足置き 3 2 及び 3 4 の対を有している。こうした足置きの対を使用しているため、足置きのうちの一方の組をデータ収集に使用しかつもう一方の組を同相性ノイズの拒絶のために使用することにより収集したデータの品質が向上する、ただし本発明はこれに限定するものではない。スケール 3 0 はこの情報を提示するためのディスプレイ 3 6 を有する。リード 3 8 及び 4 0 は図 2 に示した出力信号を提供するためにスケール 3 0 から延び出ている。

20

【 0 0 1 3 】

リード 3 8 及び 4 0 は周波数応答、利得、回路保護、その他に関して適当な特徴を備えた入力 E C G 増幅器 4 2 に接続されている。増幅器 4 2 から出力される E C G リード信号は、導体 4 4 でアナログ/ディジタル変換器 4 6 に提供される。アナログ/ディジタル変換器 4 6 は導体 4 4 内の信号を適当な速度でサンプリングし、導体 4 4 内のアナログ信号を導体 4 8 内のディジタル信号に変換している。信号を正確に再生するようなデータ収集のための最小サンプリング速度は、ナイキストの定理により決定され、その信号の最高周波数成分の 2 倍の速度である。したがって、ライン周波数をフィルタ除去するにはライン周波数の少なくとも 2 倍のサンプリング速度が必要である。本発明の一実施形態では、ライン周波数が 5 0 H z の場合に 2 0 0 H z のサンプリング速度を使用しており、またライン周波数が 6 0 H z の場合に 2 4 0 H z のサンプリング速度を使用している。

30

【 0 0 1 4 】

導体 4 8 内の信号は、信号対雑音比を導体 4 8 内のディジタル信号中で見られるものと比べて改善させるために、信号に対する高域通過及び低域通過フィルタ処理を実行する帯域通過フィルタ 5 0 に提供される。本発明の一実施形態では、帯域通過フィルタ 5 0 は 2 H z の低周波数カットオフと 2 5 H z の高周波数カットオフを有することがある。図 2 に示した全信号の選択された部分のみを帯域通過させる結果、帯域通過信号内に見出される Q R S 群、P 波及び T 波が増強されると共に、信号中のノイズが低下する。すなわち、図 2 に示した信号は 0 ~ 1 , 0 0 0 H z の範囲にあるノイズ周波数成分を含むことがあり、一方導体 5 2 内の信号は 2 ~ 2 5 H z のノイズ成分のみを含んでおり、このためこの信号の周波数成分のかなりの量が帯域通過フィルタによって除去される。このため、図 2 と図 4 を比較すると理解できるようにノイズのかなりの量が除去される一方で支配的な E C G 信号は残留することになる。

40

【 0 0 1 5 】

素子 5 0 内に見出される高域通過フィルタは無限インパルス応答 (I I R) フィルタを含むことがある。I I R フィルタは、高域通過フィルタとしての使用に適している。というのは、このタイプのフィルタは次数がより低くかつ計算及び実現が容易であるためより急峻な遮断周波数を提供できるからである。I I R フィルタはさらに、より高速のリアルタイム信号処理を提供でき、これによりさらに高域フィルタとして使用するのに有利となる。素子 5 0 内に見出される低域通過フィルタは有限インパルス応答 (F I R) フィルタ

50

を含むことがある。FIRフィルタは、その安定性及び線形位相応答、並びに60Hzまたは50Hzのラインノイズを拒絶する能力のために、低域通過フィルタとして適している。図3に示した装置では別のタイプのフィルタやサンプリング速度が使用されることもあることを理解されたい。

【0016】

導体52内の帯域通過フィルタ50からの出力を図4にグラフ54として表している。図4の検討から、図2に示した信号20をフィルタ処理する過程で導体52内の信号54の中では、図1に示した心電計データのフィーチャが増強されている。これには、図1に示した心電計信号の支配的なQRS群が含まれる。

【0017】

導体52内の信号54は、信号に対する自己相関を実行する素子56に提供される。自己相関は、信号をそれ自体と比較し相関させることによって実施される。自己相関関数は、ある時点の時系列値と別の時点の時系列値に対する依存性を計測している。修正式の自己相関は(式1)で計算される。

【0018】

【数1】

$$y(k) = \frac{\sum_{n=1}^{N-K} x(n)x(n+k)}{\sum_{n=1}^{N-K} x(n)^2} \quad (1)$$

(式1)

この時系列 $x(n)$ 及び $x(n+k)$ において、 $n=1, 2, \dots, N$ 、 $k=1, 2, \dots, K$ である。

【0019】

定義上、大きな時系列にわたると、確率論的すなわちランダムな過程はゼロ平均時系列に至る傾向があり、したがって有する自己相関はゼロとなる。したがって、自己相関によってあらゆるランダム信号過程が排除され、これにより根底にある所望の周期的信号(このケースではECG信号)が残る。自己相関関数は、根底にある信号が大振幅で高周波数のノイズによって覆われているような状況を含め、ランダムなバックグラウンド・ノイズから根底にある周期的信号を抽出する際に最も有用である。以下はECG信号処理におけるケースである。素子56内で、自己相関関数が導体52内の信号54の中の根底にあるノイズからECG信号を引き出し、導体58内で解析素子60にこれを提供する。

【0020】

自己相関関数の解析は図5にグラフで示すような以下の方式で実施される。自己相関関数 $y(k)$ 内に見出される最大のスパイク振幅62を位置特定するように導体58内の信号が検査される。次いで、最大のスパイク振幅に対する百分率で表されるしきい値が定義される。例えばしきい値は、スパイク振幅の60%に設定されることがある。こうすると、心室性及び上室性の期外収縮が存在している場合であっても心臓に関する情報を決定することが可能である。期外収縮(すなわち、早期性の拍動)は典型的には、心臓の基本的な律動には変更を及ぼさず、また循環系内に血液があまり注入されないような心室の収縮である。

【0021】

その後、第1のスパイクからしきい値を超える第2のスパイクまでの距離またはタイミングが決定される。図5ではこれを、量Kと表している。

【0022】

Kをスパイク間の時間量(例えば、0.8秒)であるとする場合、毎分の拍動数を単位として心拍速度を決定するための式は次式となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

$$HR = 60 / K \quad (\text{式 } 2)$$

アナログ/デジタル変換器 46 においてサンプリングが実施されるため、K をスパイク間のサンプル数として表現するとより好都合となることが多い。このケースの式は次式となる。

【 0 0 2 4 】

$$HR = (60 \times \text{サンプリング速度}) / K \quad (\text{式 } 3)$$

したがって、スケール 30 の上に立ったヒトの心拍速度がヒトの足から決定される。典型的には、10 秒分のデータを用いて心拍速度を決定することができる。こうして決定された心拍速度はスケール 30 のディスプレイ 36 に提供されることがある。

10

【 0 0 2 5 】

図 6 は、ECG 信号内で QRS 群同士の間隔の変動が大きく、かつ P 波などの特徴の画定が悪い（または、特徴が見られない）ことにより示されるように心房細動を起こしている被検者の心電計信号 70 を表している。

【 0 0 2 6 】

図 7 は、図 6 の信号 70 に関して、標準的な ECG 信号を示した図 5 の信号に対応した方式で求めた自己相関関数を表している。図 7 から分かるように、図 6 に示した信号 70 の周期性は変動が大きいため、図 7 の自己相関関数 72 で得られるスパイクは小規模となる。その結果、解析素子 60 で設定したしきい値を超えるスパイクは存在しないことになり、またこの現象を用いて、データを取得した被検者が心房細動を起こしているとの指示を素子 60 の出力位置に提供することができる。

20

【 0 0 2 7 】

図 3 では、例示の目的並びに開示した装置の説明を容易にするために離散的な構成要素を図示しているが、これらの構成要素の多くは、体重や体脂肪の決定に使用するためにスケール 30 に見られるものを含め、適当にプログラムしたマイクロプロセッサまたは中央処理ユニット (CPU) によって形成することがあることを理解されたい。

【 0 0 2 8 】

図 8 は、本発明の実施に適した装置の別の実施形態を表している。図 8 に示した装置 100 は QRS トリガ素子 102 を利用する。QRS トリガ素子 102 は、導体 52 内のフィルタ処理済み信号 54 に含まれる規模特性すなわち変化率特性を利用し、信号 54 内の QRS 群を特定する。例えばこの目的のためには、シュミットトリガのデジタル等価物を用いることができる。こうした回路では、入力信号がある所定のしきい値レベルと交差した時点で出力信号の状態の変化が「トリガを受ける」。QRS トリガ素子 102 の出力は導体 104 内で、連続する QRS 群同士の間隔を特定するためのタイミング回路やその他の回路を含む素子 106 に提供される。例えば、ECG 信号の QRS 群の R フィーチャに対応する信号 54 内のフィーチャ間隔を決定することがある。R フィーチャ同士の一連の間隔の継続時間に関する（例えば、10 秒間分の ECG 信号データからの）平均値（平均 RR 間隔）を（式 4）に代入し心拍速度を取得することができる。

30

【 0 0 2 9 】

$$HR = 60 / \text{平均 RR 間隔} \quad (\text{式 } 4)$$

40

心房細動の検出については、QRS 群同士の間隔の不規則性をこの目的で用いることができる。さもないと、所与のサイクル数（例えば、10 サイクル）にわたる PQRST データからなる平均心拍動特徴または中央値心拍動特徴を、導体 104 内の信号から決定することができる。心房細動では、上で指摘したように P 波が存在しないか十分に画定されない。平均の心拍動または中央値心拍動の時間内に少なくとも 1 つの適正な P 波が欠如していることを用いて心房細動を検出することができる。

【 0 0 3 0 】

本発明によれば、ヒトの足から取得した微小かつ雑音性の信号から重要な健康基準を知るための便利かつ簡単な方法が提供できることを理解されたい。こうして取得した情報は、スケールから決定した重量や体脂肪などの別の情報と一緒に、またはこれらと関連させ

50

て使用することができる。

【 0 0 3 1 】

本発明の趣旨の域内にあるようにした様々な代替形態や別の実施形態も企図される。例えば、解析素子 6 0 によって実施するデータ解析を個人向けにし、これにより取得した心臓データの有用性（例えば、心房細動決定の確度）を向上させるために、装置内に年齢情報や性別情報を入力する能力を提供することが可能である。あるいは、データ記憶機能を使用することによって、素子 6 0 により実施する解析を過去のデータに基づくか時間の経過に従って修正し、これによってデータ解析の確度を向上させることができる。データ記憶機能によればさらに、収集した生理学的パラメータに対する長期間解析並びにトレンド解析が可能である。本装置により取得したデータは、R F 技術、モデム技術またはブロードバンド技術によって関連するデータ収集箇所（ヘルスケア提供者など）に伝達することができる。別法として、この伝達機能は、データ記憶ユニット、コンピュータまたはプリンタに対する R F 接続、赤外線接続またはシリアル接続を備えることがある。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 2 】

【図 1】心拍動に関連する心電計信号を表した図である。

【図 2】ヒトの足に付着させた導電性素子から取得される典型的な電気信号を表した図である。

【図 3】図 2 に示したタイプの電気信号から心臓データを取得するのに適した本発明の一実施形態を表した図である。

20

【図 4】図 3 の装置の帯域通過フィルタ素子の出力位置に得られる心電計信号を表した図である。

【図 5】図 4 の心電計信号の自己相関関数、並びに該関数をヒトの心拍速度などの心臓データの取得に使用する方法を表した図である。

【図 6】心拍動が大きな変動を示しかつ心房細動の存在を示している心電計信号を表した図である。

【図 7】図 6 の信号の自己相関関数を表した図である。

【図 8】本発明の装置に関する別の実施形態を表した図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 3 】

30

- 1 0 心電計信号
- 2 0 足電極から得た出力信号
- 3 0 スケール
- 3 2 導電性足置き
- 3 4 導電性足置き
- 3 6 ディスプレイ
- 3 8 リード
- 4 0 リード
- 4 2 E C G 増幅器
- 4 4 導体
- 4 6 アナログ / デジタル変換器
- 4 8 導体
- 5 0 帯域通過フィルタ
- 5 2 導体
- 5 4 フィルタ処理済み信号
- 5 6 自己相関実行素子
- 5 8 導体
- 6 0 解析素子
- 6 2 スパイク振幅
- 7 0 心房細動の心電計信号

40

50

7 2 自己相関関数
1 0 0 装置
1 0 2 Q R S トリガ素子
1 0 4 導体
1 0 6 タイミング回路素子

【図 1】

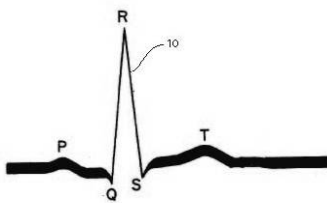


FIG. 1

【図 2】

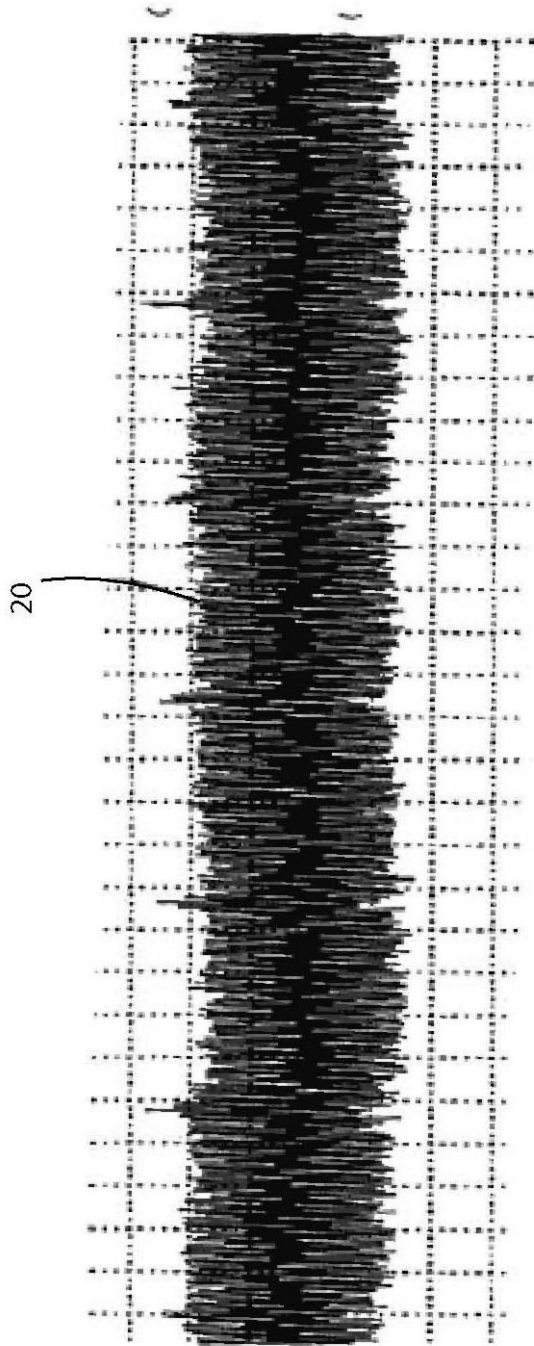
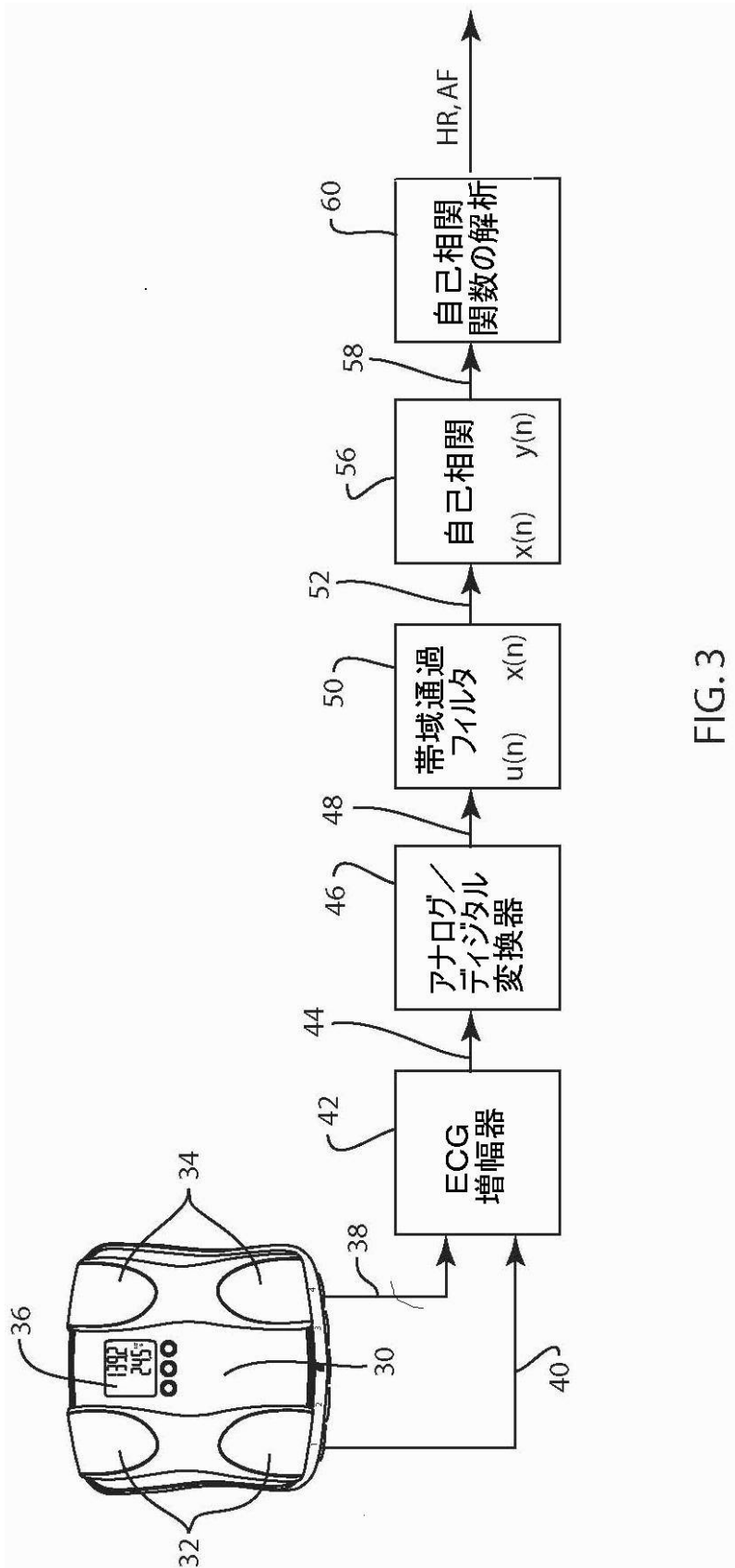


FIG.2

【図 3】



【図 4】

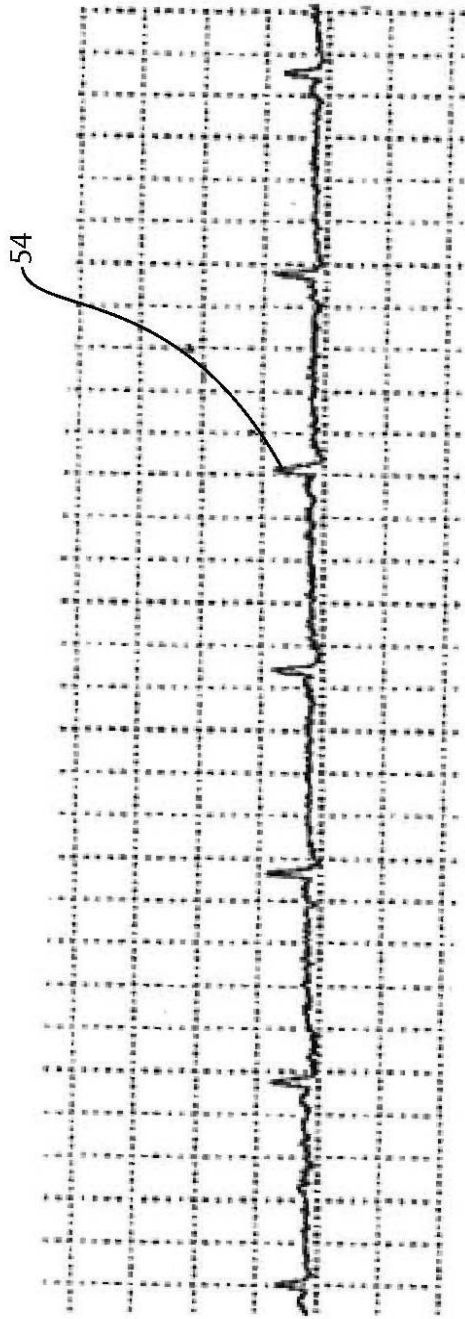


FIG.4

【図 5】

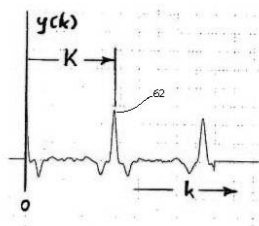


FIG.5

【図 6】

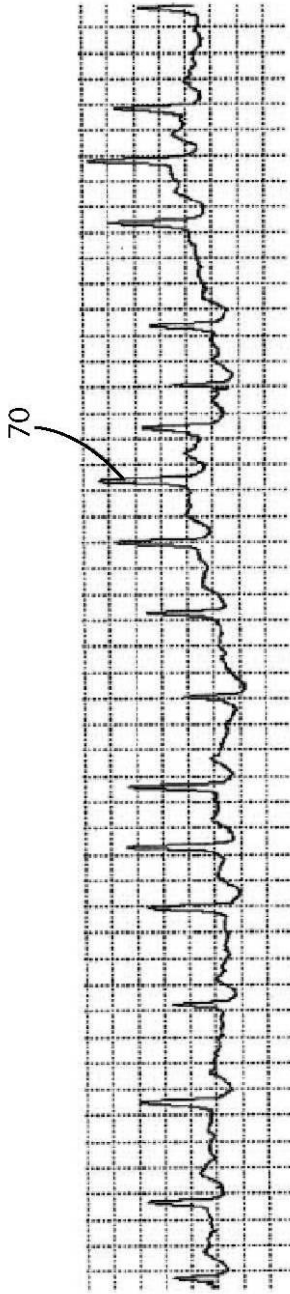


FIG. 6

【図 7】

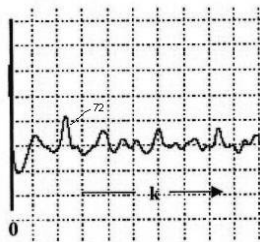
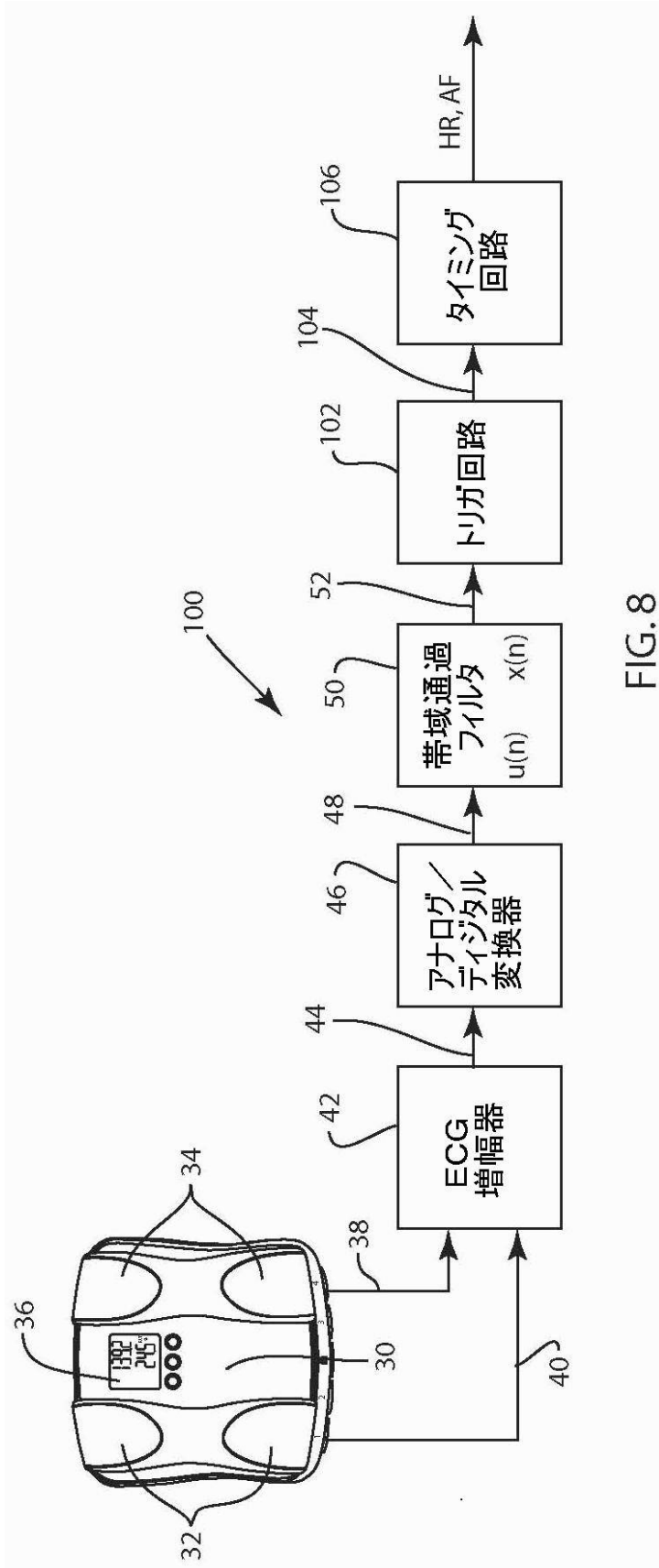


FIG. 7

【図 8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I

A 6 1 B 5/0492 (2006.01)

(72)発明者 マーティン・フィンデイス
ドイツ、フライバーク、ジャン - モネ - ストラッセ (番地なし)

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 1 1 8 1 9 3 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 8 0 9 3 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 4 - 5 / 0 5