

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-501044
(P2009-501044A)

(43) 公表日 平成21年1月15日(2009.1.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 B	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 2 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

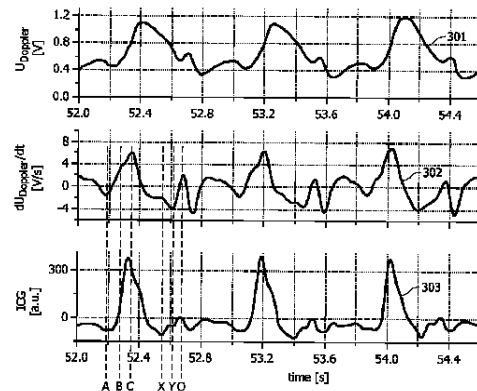
(21) 出願番号 特願2008-521024 (P2008-521024)
 (86) (22) 出願日 平成18年7月14日 (2006.7.14)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年1月11日 (2008.1.11)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/052407
 (87) 国際公開番号 W02007/010460
 (87) 国際公開日 平成19年1月25日 (2007.1.25)
 (31) 優先権主張番号 05106544.9
 (32) 優先日 平成17年7月15日 (2005.7.15)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (72) 発明者 テイス, イェルーン アー イェー
 オランダ国, 5656 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓の活動の検出用装置

(57) 【要約】

本発明は、心臓測定及び心臓モニタリング、特に、心臓の機械的活動の測定に関する。本発明は、個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し且つ該胸部からの反射信号を検出するドップラーレーダを使用し、検出信号を処理して、反射信号に付随するドップラー信号の変化率を表す出力信号を生成し、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を出力信号から識別し、且つ少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算する方法及び装置を含む。この装置は、訓練されていない個人による使用に不適切なインピーダンス式心電図の反復的な使用を必要としない、家庭内での使用に特に適した監視システムを提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する方法であって：

- 個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出する検出段階、
- 検出された信号を処理する処理段階であり、前記反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成する処理段階、
を有し、
- 前記出力信号から、前記出力信号の少なくとも 1 つの特徴点から成る特徴点群を識別する識別段階、及び
- 少なくとも 1 つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータを計算する計算段階、
を更に有することを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出するシステムであって：

- 個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出するトランスデューサ、
- 検出された信号を処理し、前記反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成する、前記トランスデューサに結合された第 1 のコンピュータプロセッサ、
- 前記出力信号から、前記出力信号の少なくとも 1 つの特徴点から成る特徴点群を識別するように構成された第 2 のコンピュータプロセッサ、及び
- 少なくとも 1 つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータを計算するように構成された第 3 のコンピュータプロセッサ、
を有するシステム。

20

【請求項 3】

ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する着用可能装置であって：

- 個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出し、
且つ、
検出された信号を表す信号を、
- 前記反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を、受信した信号を用いて計算し、
前記出力信号から、前記出力信号の少なくとも 1 つの特徴点から成る特徴点群を識別し、
且つ
少なくとも 1 つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータを計算する、
ように構成された処理システム、
によって受信されるように送信するトランスデューサ、
を有する着用可能装置。

30

【請求項 4】

ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する着用可能装置から送信された信号を受信する処理システムであって：

- 個体の胸部から検出された反射電磁信号を表す信号を受信し、
- 前記反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を計算し、
- 前記出力信号から、前記出力信号の少なくとも 1 つの特徴点から成る特徴点群を識別し、
且つ
- 少なくとも 1 つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータを計算する、
ように構成された処理システム。

40

50

【請求項 5】

ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を移動的に検出するシステムであって：

- 或る一定周波数の電磁信号を送信するトランスデューサであり、ドップラーレーダ信号が個体の胸部に放射されるように配置され、該胸部からの反射信号を検出することが可能であり、且つ検出された信号を表す信号を送信するように構成されたトランスデューサ、
 - 前記検出された信号を表す前記信号を受信し、且つ前記検出された信号を処理し、前記反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成するように構成された第 1 の遠隔コンピュータプロセッサ、
 - 前記出力信号から、前記出力信号の少なくとも 1 つの特徴点から成る特徴点群を識別するように構成された第 2 の遠隔コンピュータプロセッサ、及び
 - 少なくとも 1 つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータを計算するように構成された第 3 の遠隔コンピュータプロセッサ、
- を有するシステム。

10

【請求項 6】

前記検出された信号の時間に対する変化率は、前記検出された信号の時間に対する一次微分係数として計算されることを特徴とする請求項 2 乃至 5 の何れかに記載の装置。

【請求項 7】

前記トランスデューサは、連続波の電磁信号を放射するように構成されていることを特徴とする請求項 2 乃至 5 の何れかに記載の装置。

20

【請求項 8】

前記トランスデューサは、400 MHz と 5 GHz との間の範囲内の周波数で、連続波の電磁信号を放射することを特徴とする請求項 2 乃至 5 及び 7 の何れかに記載の装置。

【請求項 9】

前記トランスデューサは、800 MHz と 4 GHz との間の範囲内の周波数で、連続波の電磁信号を放射することを特徴とする請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記トランスデューサは、2.45 GHz の周波数で、連続波の電磁信号を放射することを特徴とする請求項 9 に記載の装置。

30

【請求項 11】

前記出力信号の表示用の表示画面を更に有することを特徴とする請求項 2 乃至 10 の何れかに記載の装置。

【請求項 12】

前記心臓の活動を表すパラメータは、前駆出期、左心室駆出時間、収縮時間比及び駆出時間比の内の少なくとも 1 つを含むことを特徴とする請求項 2 乃至 11 の何れかに記載の装置。

【請求項 13】

計算された少なくとも 1 つの心臓の活動を表すパラメータの値を出力するように更に構成されていることを特徴とする請求項 2 乃至 12 の何れかに記載の装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、或る特定の周波数の電磁信号を個体の胸部に送信し、それからの反射信号を検出することと、検出された信号を処理して、反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成することとを有する、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

周波数変調されたドップラーレーダを用いて心拍を測定することが知られている。例え

50

ば、特許文献 1 には、周波数変調されたドップラーレーダビームを用いる生体信号モニターが記載されており、このビームは遠方から胸部表面に向けられたとき、心拍の測定をもたらす。生体信号モニターに使用される 3 GHz 及び 10 GHz の周波数は、人体への侵入が最小であるとして報告されている。

【0003】

非特許文献 1 には、微小な刺激のレーダパルスを用いて心拍を測定するシステムが記載されている。検出された信号はフィルタリングされ、規則的な発生パターンに関して全ての極大点の間隔が計算・解析される。或る一定の間隔内に発生する全ての極大点が、鼓動に由来すると仮定され、心拍を得るために使用される。

【0004】

特許文献 2 には、連続的な周波数の電磁波に人間の上半身を通過させること、ドップラーシフトされた信号を上半身の他方側で検出すること、この検出された信号を周波数変調して上半身を逆方向に通過させること、及び元のトランスデューサにて最終的な検出を行うこと、を用いて呼吸数を測定するシステムが記載されている。この信号は個人の呼吸数に関する周期的情報を含んでいる。また、ドップラーシフトされた信号の周波数変調は、必要とされる信号が、元のトランスデューサによって検出されたその他の如何なる漂遊信号からも識別されることを可能にする。これらの漂遊信号は、例えば、心臓や肺といった人体器官による元々の信号の後方散乱に由来したものであり得る。この特許文献 2 は、これら器官の運動が後方散乱信号にドップラー周波数成分を導入することを開示しており、また、これが呼吸数、心臓の鼓動数、及び心臓弁の運動に由来したものであると説明している。

【0005】

特許文献 3 には、心臓の運動を監視する方法が記載されている。この方法は、人体に無線周波数信号を送信することと、反射された信号を検出・処理して出力信号を生成することとを有している。出力信号は更に微分され、心臓からの血液の駆出速度を指し示すものが得られる。

【特許文献 1】米国特許第 4 9 5 8 6 3 8 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 4 9 6 7 7 5 1 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 3 4 8 3 8 6 0 号明細書

【非特許文献 1】Florian Michahelles、Ramon Wicki、Bernt Schiele、「Less Contact: Heart-rate detection without even touching the user」、2004年、8th International Symposium on Wearable Computers、ISWC2004、第 1 巻、p.4-7

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、心臓の機械的活動を測定する改善された方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題は、出力信号から、出力信号の少なくとも 1 つの特徴点から成る特徴点群を識別する段階、及び少なくとも 1 つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータを計算する段階を更に有する本発明に係る方法によって達成される。

【0008】

この方法は、経路内の何らかの内部器官によって反射されて戻される電磁信号を、個体の胸部に送信する段階を含んでいる。反射する器官がトランスデューサに対して動いている場合、電磁信号はドップラーシフトされる。このドップラーシフトされた信号はトランスデューサによって検出され、視覚的に表示されるとき、心臓の活動を表す周期的な挙動を示す。しかしながら、この信号が該信号の時間に対する変化率を生成するようにプロセッサによって処理される場合、出力される信号は、心臓の機械的活動に関する情報が更なる信号から抽出されることを可能にする情報を含むことが見出される。

【0009】

具体的には、この更なる信号は周期的に発生する特徴を含んでおり、驚くべきことに、この更なる信号がインピーダンス式心電図からの波形と比較されるとき、インピーダンス式心電図の波形上で見出される特徴点の等価物が、この更なる信号上でも識別されることができ、通常はインピーダンス式心電図を用いて計算される例えば前駆出期及び左心室駆出時間などのパラメータは、上記の出力信号から計算されることが可能にされる。故に、心臓の機械的活動を表す情報を出力信号から抽出することが可能であり、心臓の機械的活動の指標を提供するパラメータを計算することができる。この方法は、インピーダンス式心電図が測定されることを必要としないにもかかわらず、同一のパラメータが計算されることを可能にする。この方法を実行する装置は、単にトランスデューサを胸部に対して配置することを必要とするものであるので一層と使用が容易であり、故に、心臓の活動の反復的な測定に一層と適しており、それに対応して、例えば患者モニタリングといった反復測定に一層と適している。

10

【0010】

本発明はまた、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出するシステムであって：個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出するトランスデューサ；検出された信号を処理し、反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成する、トランスデューサに結合された第1のコンピュータプロセッサ；出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別するように構成された第2のコンピュータプロセッサ；及び少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算するように構成された第3のコンピュータプロセッサ；を有するシステムに関する。このシステムは、本発明に係る方法が複数の装置にまたがって実行されることを可能にし、故に、個体の心臓の機械的活動を調べる際の柔軟性を最大化するという利点を有する。これらコンピュータプロセッサは同一のコンピュータ内に置かれてもよいし、互いに地理的に離れていてもよい。後者の場合、プロセッサ間での情報伝送は、何らかの既知の無線手段によって、モデム接続によって、あるいは既知のコンピュータネットワーク技術によって実現され得る。

20

【0011】

本発明はまた、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する着用可能装置であって：個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出し、且つ、検出された信号を表す信号を：反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を、受信した信号を用いて計算し；出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別し；且つ少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算する；ように構成された処理システム、によって受信されるように、検出された信号を表す信号を送信するトランスデューサを有する着用可能装置に関する。

30

【0012】

この装置は、移動中にも個体に着用されることができ、故に心臓の機械的活動を示す信号を個体が移動しながらにして取得できるという利点を有する。この装置は更に、着用可能装置は電磁信号を生成することに好適なトランスデューサを有しさえすればよく、プロセッサを有する必要はないという利点を有する。プロセッサはそれ自体、着用可能装置から遠隔に配置され得るものであり、着用可能装置のスペース及び重量が節減される。故に、着用可能装置は、その出力信号を、元々の検出信号の時間に対する変化率の計算、特徴点の識別及びパラメータの計算を行う遠隔プロセッサに提供するという利点を有する。遠隔プロセッサは物理的に、個体と同一の部屋内に置かれてもよいし、同一の住宅内の別の部屋に置かれてもよい。

40

【0013】

この着用可能装置は、ストラップ又はハーネス上で、あるいはその他の担持手段を用いて、個体によって着用されることができ、電磁信号は衣服及びその他の着用物質を透過

50

するので、この装置は、個体の衣服に設けられ且つ最適な信号がトランスデューサによって検出される位置に配置されたポケット内で携帯されることも可能である。

【0014】

本発明はまた、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する着用可能装置から送信された信号を受信する処理システムであって：個体の胸部から検出された反射電磁信号を表す信号を受信し；反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を計算し；出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別し；且つ少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算する；ように構成されたシステムに関する。

【0015】

この装置は、個体の胸部内からのドップラーレーダ信号を検出するように構成された可搬式装置からの信号を処理し、本発明に係る方法に従って心臓の機械的活動を表す信号を生成するという利点を有する。

【0016】

故に、着用可能装置は遠隔プロセッサと組み合わせさせて、個体の心臓の機械的活動を移動的に監視することを如何にして構成するかという問題を解決するソリューションを提供する。

【0017】

本発明はまた、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を移動的に検出するシステムであって：或る一定周波数の電磁信号を送信するトランスデューサであり、ドップラーレーダ信号が個体の胸部に放射されるように配置され、該胸部からの反射信号を検出することが可能であり、且つ検出された信号を表す信号を送信するように構成されたトランスデューサ；検出された信号を表す信号を受信し、且つ検出された信号を処理し、反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成するように構成された第1の遠隔コンピュータプロセッサ；出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別するように構成された第2の遠隔コンピュータプロセッサ；及び少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算するように構成された第3の遠隔コンピュータプロセッサ；を有するシステムに関する。

【0018】

このシステムは、電磁信号を放射し、該信号のドップラーシフトされた反射を検出し、その信号を一連の遠隔プロセッサに渡す着用可能なトランスデューサを用い、且つ信号を処理して心臓の機械的活動を表す信号を生成する、心臓の機械的活動の移動しながらの監視を可能にするという利点を有する。これらの遠隔プロセッサは、例えば、個体と同一の部屋内であってもよく、更には同一のコンピュータ内であってもよいが、同一の建物内の別の部屋に置かれたり、地理的に互いに離して置かれたりすることも可能である。

【0019】

このシステムはまた、ワールドワイドウェブサービスを用いた心臓の機械的活動の監視を実現するために使用され得るという更なる利点を有する。この場合、監視される個体は住居内で、心臓から反射された信号が好適に検出されるように、上述のような何らかの方法でトランスデューサを着用し、検出信号の変化率を計算するプロセッサはワールドワイドウェブを介して接続可能にされる。この場合、当業者は、例えば検出信号を表す信号を遠隔プロセッサにワールドワイドウェブを介して送信するように構成された介在プロセッサ、ワールドワイドウェブへの接続を有するコンピュータに、着用可能装置からの信号が送信されるように構成することができる。他の例では、着用可能装置が、検出信号を表す信号を遠隔プロセッサにワールドワイドウェブを介して直接的に送信することを可能にするのに適した処理を備えていてもよい。

【0020】

故に、このシステムは、監視される個体の位置に対して離れた位置からの心臓の機械的活動の監視を如何にして実現するかという問題を解決するものである。

10

20

30

40

50

【0021】

本発明に係る装置は、特徴として不可欠なことではないが、連続波の電磁信号を放射するとき特に有利である。本発明に係る装置は、放射され且つ反射される信号が、少なくとも1つの鼓動からの情報をエンコードすることが可能な継続期間を有する場合に、所望の結果を達成する。これは、電磁信号が連続ビームの形態で放射される場合、確実に達成されることができる。しかしながら、パルス状の電磁信号も、単一のパルスの各々が1つの鼓動からの情報をエンコードするのに十分な長さを有する場合、又は例えば、心臓が一度鼓動するのに要する時間と比較して、パルス間の時間間隔が非常に短い場合には使用されることが可能である。後者の場合、各パルスは、各鼓動から得られる心臓の活動についての情報の一部をエンコードする。非常に短い時間間隔を有する一連の非常に短いパルス群が使用される場合、ドップラーシフトされた反射信号にエンコードされる情報は、心臓からの情報のサンプリングを意味することになる。

10

【0022】

本発明に係る装置は、400MHzと5GHzとの間の範囲内の周波数の電磁信号を生成するように構成されたトランスデューサとともに使用され得る。この範囲は心臓からの反射信号を生成する。この装置は、しかしながら、周波数が800MHzと4GHzとの間の範囲内にあるとき、特に効果的に機能する。

【0023】

この装置は、当業者に認識されるように、放射される電磁信号が電磁アンテナの従来動作の制約内の単一の周波数を有するとき有利に動作する。

20

【0024】

以下の図面を用いた本発明の実施形態の説明により、本発明は更に明らかになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

一般的に知られているように、心臓は血液を人体のあちこちに送り出す器官である。心臓は、2つの心房と、より大きい2つの心室とで構成された4つのチャンバーに細分化されている。心房は、心臓へと入ってくる血液、すなわち、人体から戻り右心房に入る脱酸素化血液と、肺から戻り左心房に入る酸素化血液とを受け入れる。心室は、血液を心臓から送り出すことを担っている。右心室は、右心房から受け入れた脱酸素化血液を心臓から肺に送り込み、血液は肺にて酸素化される。左心室は、心臓内の最大のチャンバーであり、左心房から受け入れた酸素化血液を人体の残りの部分に送り込むことを担っている。やはり知られているように、心電図ECGによる測定は心臓が周期的にポンプ動作を行うことを示し、ECG測定は心臓の電氣的シーケンスに共通な一定のフェーズを識別することを可能にする。図1は、ECG測定による典型的な出力波形を示している。典型的な波形内に見られる特徴的なスパイク部分は、図示のように、P、Q、R、S及びTと名前が付けられている。PスパイクすなわちP波は心房の脱分極すなわち興奮を表している。QRSスパイクは、QRS群としても広く知られており、心室の興奮を表している。QRS群は心房の再分極からの如何なる信号をも覆い隠す。TスパイクすなわちT波は心室の再分極を表している。

30

【0026】

ドップラーシフトされた信号の検出用のトランスデューサは商業的に入手可能であり、しばしば、例えば走行速度のレーダ測定において、ビームの遠視野(far-field)を用いた運動の検出を目的として使用されている。このようなトランスデューサは、本発明に従って、近視野(near-field)測定にも使用可能であり、心臓からのドップラーシフトされた信号の検出を介して心臓の機械的活動を検出することに驚くほど適していることが見出された。

40

【0027】

このようなドップラートランスデューサにおいては一般的に、技術的に知られているように、アンテナが放射する電磁波は、衝突してくる電磁波に対して横方向でない速度成分を持って運動している対象物の表面から反射されるとき、反射されてアンテナに戻される

50

電磁波の周波数をシフトさせる。この周波数シフトはドップラーシフトと呼ばれている。このドップラーシフトされた反射波はトランスデューサ内のアンテナによって検出される。このアンテナは放射用のアンテナと同一のアンテナであってもよいし、同一のものでなくてもよい。反射する対象物の運動の相対速度は、検出された反射波の周波数シフト内にエンコードされており、この値は既知の技術を用いて抽出されることができる。

【0028】

本発明に係る装置にて有利に使用されるトランスデューサは、連続モードで動作する2.45GHzの発振器を含んでいる。電磁放射線は2GHz - 10GHzの周波数付近でヒト組織に強く吸収されることが知られているが、この本発明の非常に効果的な実施形態に従って、2.45GHzで動作するアンテナから生成された放射線は、組織層によって或る程度は吸収・散乱されながらも、検出可能な信号を生じさせることが見出された。

10

【0029】

特に効果的な実施形態は、マイクロシステムエンジニアリング GmbH 社により製造された市販のマイクロ波動作センサ KMY 24 ユニットを使用したものである。このユニットは同一筐体内に2.45GHzの発振器と受信器とを収容しており、連続波モードで動作する。ビーム寸法はとりわけアンテナ寸法に依存し、この場合には、このユニットは、2cmの近視野半径のビームを作り出す最小化された寸法と3.5cmの幅とを有する最適化されたパッチアンテナを収容している。これは、その他の構造からの反射により容易に汚染され得る幅広ビームを生成することになる過大なアンテナと、十分に位置決めすることが困難な幅狭ビームを生成することになる過小なアンテナとの間の、有効な折衷案を提供する。実際、1cmから2.5cmの範囲内の幅を有するビームは、上記の2つの極端な案の間の有効な折衷案をもたらすので有利である。体の大きい大人、又は肥大化した心臓を有する大人に装置を適用することには、1.5cmから3cmの範囲内の幅を有するビームが特に有利である。体の小さい子供に装置を適用することには、0.5cmから1.75cmの範囲内の幅を有するビームが有利である。

20

【0030】

この市販ユニットは以下のようにして利用される。図2は装置のブロック図を示している。ドップラートランスデューサ201は電源202によって電力供給されている。ドップラートランスデューサ201の出力は高域通過フィルタ203、前置増幅器204及び低域通過フィルタ205によって処理される。高域通過フィルタ203は100nFのキャパシタンスと1Mの抵抗とを有するべきであることが実験的に見出された。何故なら、これはドップラーモジュールからの信号のDC部分を除去しながら信号の速い減衰を可能にするからである。0.1sの時定数は1.59Hzの遮断周波数を生じさせる。検出する信号は1Hz程度の周波数で鼓動する心臓から反射されるが、この一次の高域通過フィルタの減衰は信号を破壊しない程度に十分に低いものである。前置増幅器204の利得は1乃至1000の範囲内に設定されることができるが、特に有利な利得は500であることが見出された。標準化を実現するため、演算増幅器を用いて100Hzの遮断周波数を有する八次の低域通過フィルタが実現された。

30

【0031】

図2はまた、ドップラートランスデューサからの2つの出力信号DR1及びDR2を示している。技術的に知られているように、一部の市販のトランスデューサは、反射する対象物の運動方向についての更なる情報を提供するために2つのミキサダイオードを含んでいる。しかしながら、2つの信号は装置が動作することには必要ではない。装置を構築するためにこのトランスデューサが使用される場合、何れかのミキサダイオードからの反射信号が変化率の計算のために使用され得る。

40

【0032】

この組立体全体は、心臓によって反射された信号を処理するのに十分な感度を有することが見出された。

【0033】

実験結果により、有用な信号を検出するには、心臓に対するトランスデューサの位置が

50

重要であることが示されている。反射信号内に心臓の機械的情報がエンコードされるように、電磁信号は心臓自体によって反射されなければならない。しかし、被検体間の個人差によって各個体の最適な信号検出に関するトランスデューサの正確な位置は変化することが見出されている。しかしながら、検出信号と出力信号との双方が表示画面上に視覚的に表示される場合には、トランスデューサが正しく配置されているかを視認することが可能である。心臓が信号の放射ビーム内にないように、あるいは心臓が放射信号を受信器へと反射しないようにトランスデューサが配置されている場合、反射ビームにおいて周期的活動は殆ど、あるいは全く視認されないことになる。トランスデューサが適正に配置されている場合には、周期的な信号が視認されることになる。好適な信号が識別され、故に正確な位置が特定されるまで、個体の胸部表面にトランスデューサを正確に配置することには、或る程度の実験が必要である。例えば心臓壁の筋肉の一部といった、トランスデューサの面にほぼ平行な平面構造に放射ビームが突き当たるようにセンサを配置することは、十分な反射信号を受信することにおいて非常に有利であることが見出されている。

10

【0034】

トランスデューサは、胸部、例えば個体の胸骨、に対して平坦に配置され得るように、有利に寸法が決められた好適な筐体内に組み込まれることができる。好適な寸法は、3 cmと6 cmとの間の幅、且つ4 cmと7 cmとの間の長さである。これらの大きさは、個体に効率的に使用され得る大きさに筐体を維持しながら、筐体内にハードウェアが収容されることを可能にする。

20

【0035】

時間に対するデータの変化率を含む出力信号を得るために記録データを処理することにおいて実行されるべき技術的段階は、既知のデータ処理技術を用いて当業者によって行われることができる。例えば、これはMatlabコンピュータ言語を用いて達成され得る。

【0036】

同様に、時間に対する信号の変化率を表す信号を抽出するために使用される方法は、当業者に理解されるであろう。例えば、信号は標本化されることができ、標本の長さによって各標本の変化率が抽出される。しかしながら、出力信号は、信号の数学関数を導出するために検出信号を逆変換すること、及び関数を数学的に導出し一次導関数を生成することによって計算されることも可能である。

30

【0037】

図3は、トランスデューサによって検出された信号を処理するプロセッサの出力を示している。第1の波形301は検出信号($U_{Doppier}$)である。第2の波形302は時間に対する検出信号の変化率である。第3の波形303はインピーダンス式心電図からの波形の一例である。図3から、インピーダンス式心電図(ICG)303の特徴点は、検出信号の変化率を表す波形上でも同様に識別され得ることが見て取れる。具体的には、これらの特徴点は当業者に既知であり：

40

- A：心房の収縮を表す
 - B：大動脈弁が開いて収縮期の駆出段階が開始したことを表す
 - C：最大収縮期の流量を表す
 - X：大動脈弁が閉じて駆出段階が終了したことを表す
 - Y：肺動脈弁が閉じたことを表す
 - O：僧帽弁が開いたことを表す
- である。

【0038】

言い換えれば、インピーダンス波形から識別可能な既知の特徴点に相当する点は、この場合、個体の心臓から反射された検出ドップラー信号の変化率である信号からも識別可能である。

【0039】

特徴点は既知の信号処理技術を用いて識別されることが可能であり、当業者の設計事項

50

である。例えば、特徴点は変化率波形302の形態解析により識別されることができる。

【0040】

さらに、インピーダンス式心電図においてはあまり明確に識別されないことが通常である特徴点Aが、本発明に係る装置及び請求項1に詳細が示された技術的特徴を用いると、より容易に識別可能となることが見出された。

【0041】

これらの特徴点を用いることにより、技術的に広く知られているように、幾つかのパラメータが計算されることが可能である(ただし、例えば、現在はカルジオダイナミクス社に所有されているメディスGmbH社により元々は提供されていた'Niccocomo'血行動態(hemodynamic)モニターのPCソフトウェア用のユーザマニュアルの、一般的に知られた臨床関連パラメータと既知の特徴点を用いたそれらの計算の詳細とを詳述している第4節「Description of the calculated parameters」、p.55-64を参照のこと)。これらのパラメータは、前駆出期、左心室駆出時間、収縮時間比及び駆出時間比を含んでいる。左心室駆出時間のパラメータは、技術的に、左心室駆出期と呼ばれることもある。これらパラメータの計算は、インピーダンス式心電図による従来方法を用いたそれらの計算と同一の方針に沿って進められるものであり、故に本発明の主題ではない。しかしながら、Niccocomoのユーザマニュアルから理解されるように、従来技術におけるこれらパラメータの計算は、インピーダンス式心電図から導出された特徴点を必要とする。本発明は、心臓の運動に関する改善された情報をもたらす心臓の機械的活動の指標を提供するものである。

【0042】

ドップラー信号を計算し、ドップラー信号の変化率を計算し、特徴点を識別し、そして特徴点からパラメータを計算するように構成されたコンピュータ処理は、様々な機器内に置かれることができる。トランスデューサ自体は使用に際して、ドップラー信号が生成され、それが心臓に関する情報をエンコードするように配置される必要があるが、トランスデューサが当初の信号を受信した後に行われる処理は、トランスデューサに物理的に結合される必要はなく、トランスデューサの出力を既知の無線手段を用いてワイヤレスで受信するように構成されてもよい。同様に、処理の段階群は分離されて、物理的に互いに離して置かれてはいるが、例えば無線伝送、電話回線への伝送、又は、配線などの固定式の物理的接続、を含む何らかの既知の方法を用いて互いに対して結果を中継あるいは伝送するように構成された処理ユニット群にて行われてもよい。

【0043】

本発明が如何にして機能され得るかの一例として、ドップラー信号を生成するように信号を処理すること、このドップラー信号の変化率を計算すること、特徴点を識別すること、及びこれら特徴点を使用して必要なパラメータを計算することの行為を実行する第1の遠隔プロセッサに検出信号を送信する送信器に結合され、且つ快適なハーネスに収められた着用可能なドップラートランスデューサが、心臓活動が測定される個体に備えられる。結果的な第1のプロセッサが、例えば家庭、居住地又は病棟など、個体と同一の場所にある場合、この第1のプロセッサは、得られたパラメータを必要に応じてドップラー波形及び/又はドップラー信号の変化率の波形とともに、コンピュータワークステーション内に置かれた遠隔の第2のプロセッサに更に送信するように構成されることが可能である。この結果はこのワークステーションにて、個体の健康の監視の目的で、医師やその他の医療専門家によってアクセスされることができる。

【0044】

他の例では、第1のプロセッサは、ドップラー信号のみを計算し、この信号を全ての更なる解析をそれ自体にて行うことが可能な第2のプロセッサに伝達するように構成され得る。

【0045】

他の例では、第1のプロセッサは、ドップラー信号を計算し、このドップラー信号の変化率を計算し、この変化率を全ての更なる解析をそれ自体にて行うことが可能な第2のプ

ロセッサに伝達するように構成され得る。この意味で、反射信号に付随するドップラー信号の変化率を表す出力信号を生成するように検出信号を処理する段階は、一例として、先ず検出信号を処理してドップラー信号を生成することと、その後、ドップラー信号を処理して時間に対するドップラー信号の変化率を表す出力信号を生成することによって実行されることが可能である。実際、ドップラー信号自体の計算は中間段階として厳密には必須のものではなく、当業者がドップラー信号の変化率情報が特徴点の識別を可能にするものであることを理解した後は、ドップラー信号の変化率を計算するその他の段階は当業者によって設計事項として行われてもよい。

【0046】

他の例では、第1のプロセッサは、ドップラー信号の変化率を計算し、特徴点を識別し、そして、これら特徴点を更なる解析を行う第2のプロセッサに伝達するように構成され得る。

10

【0047】

他の例では、第1のプロセッサは、ドップラー信号の変化率を計算し、特徴点を識別し、パラメータを計算し、そして、これらの何らかの組み合わせを、医師やその他の医療専門家によって結果が解析されることが可能な更なるプロセッサ又はワークステーションに伝達するように構成され得る。

【0048】

トランスデューサとプロセッサとの間での情報の無線転送に代わる代替的な一実施形態においては、トランスデューサは検出信号に含まれる情報を記憶し、測定セッションの完了後にドッキングステーション又はその他の固定接続を介してプロセッサに転送してもよい。これは無線機能を不要にし、それにより、本質的に大きい電磁信号負荷が存在する環境内での信号干渉の可能性が低減される。

20

【0049】

他の例では、トランスデューサは測定セッション中、例えばリード線などの固定接続によってプロセッサに接続されたままであってもよい。これは、やはり干渉の可能性を低減するとともに、中間結果が測定セッション中に計算されることを可能にする。このことは、個体の症状が突然深刻化し、心臓の機械的活動に関する情報を緊急に医療専門家に伝達することが望ましくなる場合に有利である。

【0050】

典型的な一実施形態において、快適なハーネス内に置かれたトランスデューサが、心臓の活動を読み取るために、個人によって一日に一度、例えば5分といった短い時間だけ使用される。得られたデータは、未加工データとして、識別された特徴点として、あるいは計算されたパラメータとしての何れかで、地理的に離れた位置に伝送され、そこで経時的な個体の監視のために医師やその他の医療専門家によって解析される。

30

【0051】

この場合、先ず、個体の胸部上でのトランスデューサの正確な位置が、最初にインピーダンス式心電図を用いて特定されることが可能である。その後、個人は単にトランスデューサを正しく特定された位置に、例えば一日に一度といった規則的な間隔で配置し、自身の心臓の機械的活動に関する情報をもたらすパラメータを提供するように自身でそれを動作させればよい。得られた情報は、有利には医師又は健康監視サービスに伝達されたときに使用されるが、自動的に個体の健康を監視し、且つ計算されたパラメータが個体の症状の悪化を指し示す場合にその個人、医師又は健康監視サービスに警告するように設計されたコンピュータ支援検出システムの一部であるプロセッサに直接的に伝送されてもよい。

40

【0052】

以上の情報により理解されるように、本発明により、訓練されていない個人による使用に不適切なインピーダンス式心電図の反復的な使用を必要としない、家庭内での使用に特に適した監視システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0053】

50

【図1】心臓のECG測定からの典型的な波形を示す図である。

【図2】本発明に係る装置を示すブロック図である。

【図3】トランスデューサによって検出された信号を処理するプロセッサの出力を示す図である。

【図1】

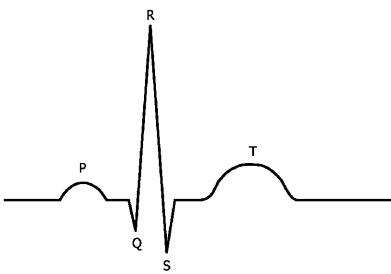
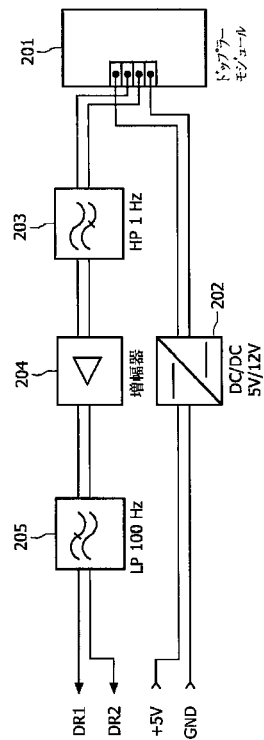
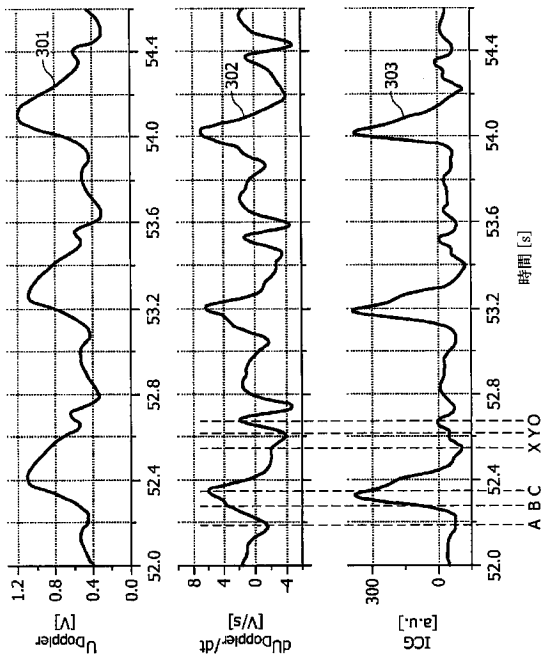


FIG. 1

【図2】



【 図 3 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成20年1月16日(2008.1.16)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する方法であって：

- 個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出する検出段階、

- 検出された信号を表す信号を処理システムに伝送する段階、

- 前記検出された信号を前記処理システムによって処理する処理段階であり、前記反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成する処理段階

を有し、

- 前記出力信号から、前記処理システムによって、前記出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別する識別段階、及び

- 少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、前記処理システムによって、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算する計算段階、

を更に有し、且つ

前記検出された信号を表す信号は、ワールドワイドウェブに接続されたコンピュータに無線伝送され、該コンピュータからワールドワイドウェブを介して前記処理システムに伝送される、

ことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータは、自動的に個体の健康を監視し且つ該パラメータが個体の症状の悪化を指し示す場合に警告を発するように設計されたコンピュータ支援検出システムに伝送される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する着用可能装置であって：
- 個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出し、
且つ、

検出された信号を表す信号を、

前記反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を、受信した信号を用いて計算し、

前記出力信号から、前記出力信号の少なくとも 1 つの特徴点から成る特徴点群を識別し、且つ

少なくとも 1 つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータを計算する、

ように構成された処理システム、

に送信するトランスデューサ、

を有し、

当該装置は、ワールドワイドウェブに接続されたコンピュータに前記検出された信号を表す信号を無線送信する手段を有し、前記コンピュータは、ワールドワイドウェブを介して前記処理システムに、前記検出された信号を表す信号を更に送信するように適応されている、

着用可能装置。

【請求項 4】

ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する着用可能装置から送信された信号を受信する処理システムであって、当該処理システムは：

- 個体の胸部から検出された反射電磁信号を表す信号を受信し、
- 前記反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を計算し、

- 前記出力信号から、前記出力信号の少なくとも 1 つの特徴点から成る特徴点群を識別し、且つ

- 少なくとも 1 つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも 1 つのパラメータを計算する、

ように構成されており、且つ

当該処理システムは、ワールドワイドウェブに接続されたコンピュータからワールドワイドウェブを介して、前記検出された信号を表す信号を受信するように適応されており、前記コンピュータは、前記着用可能装置から無線で、前記検出された信号を表す信号を受信するように適応されている、

処理システム。

【請求項 5】

前記検出された信号の時間に対する変化率は、前記検出された信号の時間に対する一次微分係数として計算されることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記トランスデューサは、連続波の電磁信号を放射するように構成されていることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の装置。

【請求項 7】

前記トランスデューサは、400 MHz と 5 GHz との間の範囲内の周波数で、連続波の電磁信号を放射することを特徴とする請求項 3、4 又は 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記トランスデューサは、800MHzと4GHzとの間の範囲内の周波数で、連続波の電磁信号を放射することを特徴とする請求項7に記載の装置。

【請求項9】

前記トランスデューサは、2.45GHzの周波数で、連続波の電磁信号を放射することを特徴とする請求項8に記載の装置。

【請求項10】

前記出力信号の表示用の表示画面を更に有することを特徴とする請求項3乃至9の何れかに記載の装置。

【請求項11】

前記心臓の活動を表すパラメータは、前駆出期、左心室駆出時間、収縮時間比及び駆出時間比の内の少なくとも1つを含むことを特徴とする請求項3乃至10の何れかに記載の装置。

【請求項12】

計算された少なくとも1つの心臓の活動を表すパラメータの値を出力するように更に構成されていることを特徴とする請求項3乃至11の何れかに記載の装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、或る特定の周波数の電磁信号を個体の胸部に送信し、それからの反射信号を検出することと、検出された信号を処理して、反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成することとを有する、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

周波数変調されたドップラーレーダを用いて心拍を測定することが知られている。例えば、特許文献1には、周波数変調されたドップラーレーダビームを用いる生体信号モニターが記載されており、このビームは遠方から胸部表面に向けられたとき、心拍の測定をもたらす。生体信号モニターに使用される3GHz及び10GHzの周波数は、人体への侵入が最小であるとして報告されている。

【0003】

非特許文献1には、微小な刺激のレーダパルスを用いて心拍を測定するシステムが記載されている。検出された信号はフィルタリングされ、規則的な発生パターンに関して全ての極大点の間隔が計算・解析される。或る一定の間隔内に発生する全ての極大点が、鼓動に由来すると仮定され、心拍を得るために使用される。

【0004】

特許文献2には、連続的な周波数の電磁波に人間の上半身を通過させること、ドップラーシフトされた信号を上半身の他方側で検出すること、この検出された信号を周波数変調して上半身を逆方向に通過させること、及び元のトランスデューサにて最終的な検出を行うこと、を用いて呼吸数を測定するシステムが記載されている。この信号は個人の呼吸数に関する周期的情報を含んでいる。また、ドップラーシフトされた信号の周波数変調は、必要とされる信号が、元のトランスデューサによって検出されたその他の如何なる漂遊信号からも識別されることを可能にする。これらの漂遊信号は、例えば、心臓や肺といった人体器官による元々の信号の後方散乱に由来したものであり得る。この特許文献2は、これら器官の運動が後方散乱信号にドップラー周波数成分を導入することを開示しており、また、これが呼吸数、心臓の鼓動数、及び心臓弁の運動に由来したものであると説明して

いる。

【0005】

特許文献3には、心臓の運動を監視する方法が記載されている。この方法は、人体に無線周波数信号を送信することと、反射された信号を検出・処理して出力信号を生成することとを有している。出力信号は更に微分され、心臓からの血液の駆出速度を指し示すものが得られる。

【0006】

特許文献4には、心臓血行動態 (hemodynamic) モニタリング用の方法及び装置が開示されている。これは、心サイクル中の時間の関数としての、場の複素振幅、及び具体的には心腔である胸部の心臓血管構造中を伝播され該構造によって散乱されたマイクロ波に基づくものである。従って、信号処理は、鼓動ごとに基づいて、例えば上向き及び下向きの傾き、ピークツーピーク振幅、及びパルス積分などの血行動態特徴を抽出するように適応されている。

【0007】

非特許文献2には、生体信号を検知するドップラーレーダ用のデジタル信号プロセッサが記載されている。これは、例えば心拍などを計算するのに十分な情報を含むように信号を処理する方法に関するものである。

【0008】

特許文献5には、不透明体内の揺らぎを監視するデバイスが開示されている。これは、人の内部の揺らぎを監視するための、揺らぎを解析する信号処理手段を有する可搬式監視ユニットの使用法に関するものである。さらに、情報配信ネットワークに各々が更に接続された一続きとなった基地局が提案されており、これら基地局は可搬式監視ユニットからの特徴を受信し、それらを集中型のコンピュータ及び記憶資源に転送している。

【特許文献1】米国特許第4958638号明細書

【特許文献2】米国特許第4967751号明細書

【特許文献3】米国特許第3483860号明細書

【特許文献4】米国特許第4926868号明細書

【特許文献5】国際公開第2004/089208号パンフレット

【非特許文献1】Florian Michahelles、Ramon Wicki、Bernt Schiele、「Less Contact: Heart-rate detection without even touching the user」、2004年、8th International Symposium on Wearable Computers、ISWC2004、第1巻、p.4-7

【非特許文献2】Lohman B等、「A digital signal processor for Doppler radar sensing of vital signs」、2002年9月、IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine、第21巻、第5号、p.161-164

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、心臓の機械的活動を測定する改善された方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題は、出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別する段階、及び少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算する段階を更に有する本発明に係る方法によって達成される。

【0011】

この方法は、経路内の何らかの内部器官によって反射されて戻される電磁信号を、個体の胸部に送信する段階を含んでいる。反射する器官がトランスデューサに対して動いている場合、電磁信号はドップラーシフトされる。このドップラーシフトされた信号はトランスデューサによって検出され、視覚的に表示されるとき、心臓の活動を表す周期的な挙動を示す。しかしながら、この信号が該信号の時間に対する変化率を生成するようにプロセ

ッサによって処理される場合、出力される信号は、心臓の機械的活動に関する情報が更なる信号から抽出されることを可能にする情報を含むことが見出される。

【0012】

具体的には、この更なる信号は周期的に発生する特徴を含んでおり、驚くべきことに、この更なる信号がインピーダンス式心電図からの波形と比較されるとき、インピーダンス式心電図の波形上で見出される特徴点の等価物が、この更なる信号上でも識別されることができ、通常はインピーダンス式心電図を用いて計算される例えば前駆出期及び左心室駆出時間などのパラメータは、上記の出力信号から計算されることが可能にされる。故に、心臓の機械的活動を表す情報を出力信号から抽出することが可能であり、心臓の機械的活動の指標を提供するパラメータを計算することができる。この方法は、インピーダンス式心電図が測定されることを必要としないにもかかわらず、同一のパラメータが計算されることを可能にする。この方法を実行する装置は、単にトランスデューサを胸部に対して配置することを必要とするものであるので一層と使用が容易であり、故に、心臓の活動の反復的な測定に一層と適しており、それに対応して、例えば患者モニタリングといった反復測定に一層と適している。

【0013】

本発明はまた、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出するシステムであって：個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出するトランスデューサ；検出された信号を処理し、反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成する、トランスデューサに結合された第1のコンピュータプロセッサ；出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別するように構成された第2のコンピュータプロセッサ；及び少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算するように構成された第3のコンピュータプロセッサ；を有するシステムに関する。このシステムは、本発明に係る方法が複数の装置にまたがって実行されることを可能にし、故に、個体の心臓の機械的活動を調べる際の柔軟性を最大化するという利点を有する。これらコンピュータプロセッサは同一のコンピュータ内に置かれてもよいし、互いに地理的に離れていてもよい。後者の場合、プロセッサ間での情報伝送は、何らかの既知の無線手段によって、モデム接続によって、あるいは既知のコンピュータネットワーク技術によって実現され得る。

【0014】

本発明はまた、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する着用可能装置であって：個体の胸部に或る一定周波数の電磁信号を送信し、該胸部からの反射信号を検出し、且つ、検出された信号を表す信号を：反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を、受信した信号を用いて計算し；出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別し；且つ少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算する；ように構成された処理システム、によって受信されるように、検出された信号を表す信号を送信するトランスデューサを有する着用可能装置に関する。

【0015】

この装置は、移動中にも個体に着用されることができ、故に心臓の機械的活動を示す信号を個体が移動しながらにして取得できるという利点を有する。この装置は更に、着用可能装置は電磁信号を生成することに好適なトランスデューサを有しさえすればよく、プロセッサを有する必要はないという利点を有する。プロセッサはそれ自体、着用可能装置から遠隔に配置され得るものであり、着用可能装置のスペース及び重量が節減される。故に、着用可能装置は、その出力信号を、元々の検出信号の時間に対する変化率の計算、特徴点の識別及びパラメータの計算を行う遠隔プロセッサに提供するという利点を有する。遠隔プロセッサは物理的に、個体と同一の部屋内に置かれてもよいし、同一の住宅内の別の部屋に置かれてもよい。

【0016】

この着用可能装置は、ストラップ又はハーネス上で、あるいはその他の担持手段を用いて、個体によって着用されることができ、電磁信号は衣服及びその他の着用物質を透過するので、この装置は、個体の衣服に設けられ且つ最適な信号がトランスデューサによって検出される位置に配置されたポケット内で携帯されることも可能である。

【0017】

本発明はまた、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を検出する着用可能装置から送信された信号を受信する処理システムであって：個体の胸部から検出された反射電磁信号を表す信号を受信し；反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を計算し；出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別し；且つ少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算する；ように構成されたシステムに関する。

【0018】

この装置は、個体の胸部内からのドップラーレーダ信号を検出するように構成された可搬式装置からの信号を処理し、本発明に係る方法に従って心臓の機械的活動を表す信号を生成するという利点を有する。

【0019】

故に、着用可能装置は遠隔プロセッサと組み合わさって、個体の心臓の機械的活動を移動的に監視することを如何にして構成するかという問題を解決するソリューションを提供する。

【0020】

本発明はまた、ドップラーレーダを用いて個体の心臓の機械的活動を移動的に検出するシステムであって：或る一定周波数の電磁信号を送信するトランスデューサであり、ドップラーレーダ信号が個体の胸部に放射されるように配置され、該胸部からの反射信号を検出することが可能であり、且つ検出された信号を表す信号を送信するように構成されたトランスデューサ；検出された信号を表す信号を受信し、且つ検出された信号を処理し、反射信号に付随するドップラー信号の時間に対する変化率を表す出力信号を生成するように構成された第1の遠隔コンピュータプロセッサ；出力信号から、出力信号の少なくとも1つの特徴点から成る特徴点群を識別するように構成された第2の遠隔コンピュータプロセッサ；及び少なくとも1つの識別された特徴点に基づいて、心臓の活動を表す少なくとも1つのパラメータを計算するように構成された第3の遠隔コンピュータプロセッサ；を有するシステムに関する。

【0021】

このシステムは、電磁信号を放射し、該信号のドップラーシフトされた反射を検出し、その信号を一連の遠隔プロセッサに渡す着用可能なトランスデューサを用い、且つ信号を処理して心臓の機械的活動を表す信号を生成する、心臓の機械的活動の移動しながらの監視を可能にするという利点を有する。これらの遠隔プロセッサは、例えば、個体と同一の部屋内にあってもよく、更には同一のコンピュータ内にあってもよいが、同一の建物内の別の部屋に置かれたり、地理的に互いに離して置かれたりすることも可能である。

【0022】

このシステムはまた、ワールドワイドウェブサービスを用いた心臓の機械的活動の監視を実現するために使用され得るといふ更なる利点を有する。この場合、監視される個体は住居内で、心臓から反射された信号が好適に検出されるように、上述のような何らかの方法でトランスデューサを着用し、検出信号の変化率を計算するプロセッサはワールドワイドウェブを介して接続可能にされる。この場合、当業者は、例えば検出信号を表す信号を遠隔プロセッサにワールドワイドウェブを介して送信するように構成された介在プロセッサ、ワールドワイドウェブへの接続を有するコンピュータに、着用可能装置からの信号が送信されるように構成することができる。他の例では、着用可能装置が、検出信号を表す信号を遠隔プロセッサにワールドワイドウェブを介して直接的に送信することを可能にするのに適した処理を備えていてもよい。

【0023】

故に、このシステムは、監視される個体の位置に対して離れた位置からの心臓の機械的活動の監視を如何にして実現するかという問題を解決するものである。

【0024】

本発明に係る装置は、特徴として不可欠なことではないが、連続波の電磁信号を放射するとき特に有利である。本発明に係る装置は、放射され且つ反射される信号が、少なくとも1つの鼓動からの情報をエンコードすることが可能な継続期間を有する場合に、所望の結果を達成する。これは、電磁信号が連続ビームの形態で放射される場合、確実に達成されることができる。しかしながら、パルス状の電磁信号も、単一のパルスの各々が1つの鼓動からの情報をエンコードするのに十分な長さを有する場合、又は例えば、心臓が一度鼓動するのに要する時間と比較して、パルス間の時間間隔が非常に短い場合には使用されることが可能である。後者の場合、各パルスは、各鼓動から得られる心臓の活動についての情報の一部をエンコードする。非常に短い時間間隔を有する一連の非常に短いパルス群が使用される場合、ドップラーシフトされた反射信号にエンコードされる情報は、心臓からの情報のサンプリングを意味することになる。

【0025】

本発明に係る装置は、400MHzと5GHzとの間の範囲内の周波数の電磁信号を生成するように構成されたトランスデューサとともに使用され得る。この範囲は心臓からの反射信号を生成する。この装置は、しかしながら、周波数が800MHzと4GHzとの間の範囲内にあるとき、特に効果的に機能する。

【0026】

この装置は、当業者に認識されるように、放射される電磁信号が電磁アンテナの従来動作の制約内の単一の周波数を有するとき有利に動作する。

【0027】

以下の図面を用いた本発明の実施形態の説明により、本発明は更に明らかになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

一般的に知られているように、心臓は血液を人体のあちこちに送り出す器官である。心臓は、2つの心房と、より大きい2つの心室とで構成された4つのチャンパーに細分化されている。心房は、心臓へと入ってくる血液、すなわち、人体から戻り右心房に入る脱酸素化血液と、肺から戻り左心房に入る酸素化血液とを受け入れる。心室は、血液を心臓から送り出すことを担っている。右心室は、右心房から受け入れた脱酸素化血液を心臓から肺に送り込み、血液は肺にて酸素化される。左心室は、心臓内の最大のチャンパーであり、左心房から受け入れた酸素化血液を人体の残りの部分に送り込むことを担っている。やはり知られているように、心電図ECGによる測定は心臓が周期的にポンプ動作を行うことを示し、ECG測定は心臓の電氣的シーケンスに共通な一定のフェーズを識別することを可能にする。図1は、ECG測定による典型的な出力波形を示している。典型的な波形内に見られる特徴的なスパイク部分は、図示のように、P、Q、R、S及びTと名前が付けられている。PスパイクすなわちP波は心房の脱分極すなわち興奮を表している。QRSスパイクは、QRS群としても広く知られており、心室の興奮を表している。QRS群は心房の再分極からの如何なる信号をも覆い隠す。TスパイクすなわちT波は心室の再分極を表している。

【0029】

ドップラーシフトされた信号の検出用のトランスデューサは商業的に入手可能であり、しばしば、例えば走行速度のレーダ測定において、ビームの遠視野(far-field)を用いた運動の検出を目的として使用されている。このようなトランスデューサは、本発明に従って、近視野(near-field)測定にも使用可能であり、心臓からのドップラーシフトされた信号の検出を介して心臓の機械的活動を検出することに驚くほど適していることが見出された。

【0030】

このようなドップラートランスデューサにおいては一般的に、技術的に知られているよ

うに、アンテナが放射する電磁波は、衝突してくる電磁波に対して横方向でない速度成分を持って運動している対象物の表面から反射されるとき、反射されてアンテナに戻される電磁波の周波数をシフトさせる。この周波数シフトはドップラーシフトと呼ばれている。このドップラーシフトされた反射波はトランスデューサ内のアンテナによって検出される。このアンテナは放射用のアンテナと同一のアンテナであってもよいし、同一のものでなくてもよい。反射する対象物の運動の相対速度は、検出された反射波の周波数シフト内にエンコードされており、この値は既知の技術を用いて抽出されることができる。

【0031】

本発明に係る装置にて有利に使用されるトランスデューサは、連続モードで動作する2.45 GHzの発振器を含んでいる。電磁放射線は2 GHz - 10 GHzの周波数付近でヒト組織に強く吸収されることが知られているが、この本発明の非常に効果的な実施形態に従って、2.45 GHzで動作するアンテナから生成された放射線は、組織層によって或る程度は吸収・散乱されながらも、検出可能な信号を生じさせることが見出された。

【0032】

特に効果的な実施形態は、マイクロシステムエンジニアリング GmbH社により製造された市販のマイクロ波動作センサ KMY 24 ユニットを使用したものである。このユニットは同一筐体内に2.45 GHzの発振器と受信器とを収容しており、連続波モードで動作する。ビーム寸法はとりわけアンテナ寸法に依存し、この場合には、このユニットは、2 cmの近視野半径のビームを作り出す最小化された寸法と3.5 cmの幅とを有する最適化されたパッチアンテナを収容している。これは、その他の構造からの反射により容易に汚染され得る幅広ビームを生成することになる過大なアンテナと、十分に位置決めすることが困難な幅狭ビームを生成することになる過小なアンテナとの間の、有効な折衷案を提供する。実際、1 cmから2.5 cmの範囲内の幅を有するビームは、上記の2つの極端な案の間の有効な折衷案をもたらすので有利である。体の大きい大人、又は肥大化した心臓を有する大人に装置を適用することには、1.5 cmから3 cmの範囲内の幅を有するビームが特に有利である。体の小さい子供に装置を適用することには、0.5 cmから1.75 cmの範囲内の幅を有するビームが有利である。

【0033】

この市販ユニットは以下のようにして利用される。図2は装置のブロック図を示している。ドップラートランスデューサ201は電源202によって電力供給されている。ドップラートランスデューサ201の出力は高域通過フィルタ203、前置増幅器204及び低域通過フィルタ205によって処理される。高域通過フィルタ203は100 nFのキャパシタンスと1 Mの抵抗とを有するべきであることが実験的に見出された。何故なら、これはドップラーモジュールからの信号のDC部分を除去しながら信号の速い減衰を可能にするからである。0.1 sの時定数は1.59 Hzの遮断周波数を生じさせる。検出する信号は1 Hz程度の周波数で鼓動する心臓から反射されるが、この一次の高域通過フィルタの減衰は信号を破壊しない程度に十分に低いものである。前置増幅器204の利得は1乃至1000の範囲内に設定されることができるが、特に有利な利得は500であることが見出された。標本化を実現するため、演算増幅器を用いて100 Hzの遮断周波数を有する八次の低域通過フィルタが実現された。

【0034】

図2はまた、ドップラートランスデューサからの2つの出力信号DR1及びDR2を示している。技術的に知られているように、一部の市販のトランスデューサは、反射する対象物の運動方向についての更なる情報を提供するために2つのミキサダイオードを含んでいる。しかしながら、2つの信号は装置が動作することには必要ではない。装置を構築するためにこのトランスデューサが使用される場合、何れかのミキサダイオードからの反射信号が変化率の計算のために使用され得る。

【0035】

この組立体全体は、心臓によって反射された信号を処理するのに十分な感度を有することが見出された。

【 0 0 3 6 】

実験結果により、有用な信号を検出するには、心臓に対するトランスデューサの位置が重要であることが示されている。反射信号内に心臓の機械的情報がエンコードされるように、電磁信号は心臓自体によって反射されなければならない。しかし、被検体間の個人差によって各個体の最適な信号検出に関するトランスデューサの正確な位置は変化することが見出されている。しかしながら、検出信号と出力信号との双方が表示画面上に視覚的に表示される場合には、トランスデューサが正しく配置されているかを視認することが可能である。心臓が信号の放射ビーム内にないように、あるいは心臓が放射信号を受信器へと反射しないようにトランスデューサが配置されている場合、反射ビームにおいて周期的活動は殆ど、あるいは全く視認されないことになる。トランスデューサが適正に配置されている場合には、周期的な信号が視認されることになる。好適な信号が識別され、故に正確な位置が特定されるまで、個体の胸部表面にトランスデューサを正確に配置することには、或る程度の実験が必要である。例えば心臓壁の筋肉の一部といった、トランスデューサの面にほぼ平行な平面構造に放射ビームが突き当たるようにセンサを配置することは、十分な反射信号を受信することにおいて非常に有利であることが見出されている。

【 0 0 3 7 】

トランスデューサは、胸部、例えば個体の胸骨、に対して平坦に配置され得るように、有利に寸法が決められた好適な筐体内に組み込まれることができる。好適な寸法は、3 cmと6 cmとの間の幅、且つ4 cmと7 cmとの間の長さである。これらの大きさは、個体に効率的に使用され得る大きさに筐体を維持しながら、筐体内にハードウェアが収容されることを可能にする。

【 0 0 3 8 】

時間に対するデータの変化率を含む出力信号を得るために記録データを処理することにおいて実行されるべき技術的段階は、既知のデータ処理技術を用いて当業者によって行われることができる。例えば、これはM a t l a bコンピュータ言語を用いて達成され得る。

【 0 0 3 9 】

同様に、時間に対する信号の変化率を表す信号を抽出するために使用される方法は、当業者に理解されるであろう。例えば、信号は標本化されることができ、標本の長さによって各標本の変化率が抽出される。しかしながら、出力信号は、信号の数学関数を導出するために検出信号を逆変換すること、及び関数を数学的に導出し一次導関数を生成することによって計算されることも可能である。

【 0 0 4 0 】

図3は、トランスデューサによって検出された信号を処理するプロセッサの出力を示している。第1の波形301は検出信号($U_{Dopp1er}$)である。第2の波形302は時間に対する検出信号の変化率である。第3の波形303はインピーダンス式心電図からの波形の一例である。図3から、インピーダンス式心電図(ICG)303の特徴点は、検出信号の変化率を表す波形上でも同様に識別され得ることが見て取れる。具体的には、これらの特徴点は当業者に既知であり：

- A : 心房の収縮を表す
- B : 大動脈弁が開いて収縮期の駆出段階が開始したことを表す
- C : 最大収縮期の流量を表す
- X : 大動脈弁が閉じて駆出段階が終了したことを表す
- Y : 肺動脈弁が閉じたことを表す
- O : 僧帽弁が開いたことを表す

である。

【 0 0 4 1 】

言い換えれば、インピーダンス波形から識別可能な既知の特徴点に相当する点は、この場合、個体の心臓から反射された検出ドップラー信号の変化率である信号からも識別可能である。

【 0 0 4 2 】

特徴点は既知の信号処理技術を用いて識別されることが可能であり、当業者の設計事項である。例えば、特徴点は変化率波形302の形態解析により識別されることができると。

【 0 0 4 3 】

さらに、インピーダンス式心電図においてはあまり明確に識別されないことが通常である特徴点Aが、本発明に係る装置及び請求項1に詳細が示された技術的特徴を用いると、より容易に識別可能となることを見出された。

【 0 0 4 4 】

これらの特徴点を用いることにより、技術的に広く知られているように、幾つかのパラメータが計算されることが可能である（ただし、例えば、現在はカルジオダイナミクス社に所有されているメディスGmbH社により元々は提供されていた‘Niccocomo’血行動態（hemodynamic）モニターのPCソフトウェア用のユーザマニュアルの、一般的に知られた臨床関連パラメータと既知の特徴点を用いたそれらの計算の詳細とを詳述している第4節「Description of the calculated parameters」、p.55-64を参照のこと）。これらのパラメータは、前駆出期、左心室駆出時間、収縮時間比及び駆出時間比を含んでいる。左心室駆出時間のパラメータは、技術的に、左心室駆出期と呼ばれることもある。これらパラメータの計算は、インピーダンス式心電図による従来方法を用いたそれらの計算と同一の方針に沿って進められるものであり、故に本発明の主題ではない。しかしながら、Niccocomoのユーザマニュアルから理解されるように、従来技術におけるこれらパラメータの計算は、インピーダンス式心電図から導出された特徴点を必要とする。本発明は、心臓の運動に関する改善された情報をもたらす心臓の機械的活動の指標を提供するものである。

【 0 0 4 5 】

ドップラー信号を計算し、ドップラー信号の変化率を計算し、特徴点を識別し、そして特徴点からパラメータを計算するように構成されたコンピュータ処理は、様々な機器内に置かれることができる。トランスデューサ自体は使用に際して、ドップラー信号が生成され、それが心臓に関する情報をエンコードするように配置される必要があるが、トランスデューサが当初の信号を受信した後に行われる処理は、トランスデューサに物理的に結合される必要はなく、トランスデューサの出力を既知の無線手段を用いてワイヤレスで受信するように構成されてもよい。同様に、処理の段階群は分離されて、物理的に互いに離して置かれてはいるが、例えば無線伝送、電話回線への伝送、又は、配線などの固定式の物理的接続、を含む何らかの既知の方法を用いて互いに対して結果を中継あるいは伝送するように構成された処理ユニット群にて行われてもよい。

【 0 0 4 6 】

本発明が如何にして機能され得るかの一例として、ドップラー信号を生成するように信号を処理すること、このドップラー信号の変化率を計算すること、特徴点を識別すること、及びこれら特徴点を使用して必要なパラメータを計算することの行為を実行する第1の遠隔プロセッサに検出信号を送信する送信器に結合され、且つ快適なハーネスに収められた着用可能なドップラートランスデューサが、心臓活動が測定される個体に備えられる。結果的な第1のプロセッサが、例えば家庭、居住地又は病棟など、個体と同一の場所にある場合、この第1のプロセッサは、得られたパラメータを必要に応じてドップラー波形及び/又はドップラー信号の変化率の波形とともに、コンピュータワークステーション内に置かれた遠隔の第2のプロセッサに更に送信するように構成されることが可能である。この結果はこのワークステーションにて、個体の健康の監視の目的で、医師やその他の医療専門家によってアクセスされることができると。

【 0 0 4 7 】

他の例では、第1のプロセッサは、ドップラー信号のみを計算し、この信号を全ての更なる解析をそれ自体にて行うことが可能な第2のプロセッサに伝達するように構成され得ると。

【 0 0 4 8 】

他の例では、第1のプロセッサは、ドップラー信号を計算し、このドップラー信号の変化率を計算し、この変化率を全ての更なる解析をそれ自体にて行うことが可能な第2のプロセッサに伝達するように構成され得る。この意味で、反射信号に付随するドップラー信号の変化率を表す出力信号を生成するように検出信号を処理する段階は、一例として、先ず検出信号を処理してドップラー信号を生成することと、その後、ドップラー信号を処理して時間に対するドップラー信号の変化率を表す出力信号を生成することとによって実行されることが可能である。実際、ドップラー信号自体の計算は中間段階として厳密には必須のものではなく、当業者がドップラー信号の変化率情報が特徴点の識別を可能にするものであることを理解した後は、ドップラー信号の変化率を計算するその他の段階は当業者によって設計事項として行われてもよい。

【0049】

他の例では、第1のプロセッサは、ドップラー信号の変化率を計算し、特徴点を識別し、そして、これら特徴点を更なる解析を行う第2のプロセッサに伝達するように構成され得る。

【0050】

他の例では、第1のプロセッサは、ドップラー信号の変化率を計算し、特徴点を識別し、パラメータを計算し、そして、これらの何らかの組み合わせを、医師やその他の医療専門家によって結果が解析されることが可能な更なるプロセッサ又はワークステーションに伝達するように構成され得る。

【0051】

トランスデューサとプロセッサとの間での情報の無線転送に代わる代替的な一実施形態においては、トランスデューサは検出信号に含まれる情報を記憶し、測定セッションの完了後にドッキングステーション又はその他の固定接続を介してプロセッサに転送してもよい。これは無線機能を不要にし、それにより、本質的に大きい電磁信号負荷が存在する環境内での信号干渉の可能性が低減される。

【0052】

他の例では、トランスデューサは測定セッション中、例えばリード線などの固定接続によってプロセッサに接続されたままであってもよい。これは、やはり干渉の可能性を低減するとともに、中間結果が測定セッション中に計算されることを可能にする。このことは、個体の症状が突然深刻化し、心臓の機械的活動に関する情報を緊急に医療専門家に伝達することが望ましくなる場合に有利である。

【0053】

典型的な一実施形態において、快適なハーネス内に置かれたトランスデューサが、心臓の活動を読み取るために、個人によって一日に一度、例えば5分といった短い時間だけ使用される。得られたデータは、未加工データとして、識別された特徴点として、あるいは計算されたパラメータとしての何れかで、地理的に離れた位置に伝送され、そこで経時的な個体の監視のために医師やその他の医療専門家によって解析される。

【0054】

この場合、先ず、個体の胸部上でのトランスデューサの正確な位置が、最初にインピーダンス式心電図を用いて特定されることが可能である。その後、個人は単にトランスデューサを正しく特定された位置に、例えば一日に一度といった規則的な間隔で配置し、自身の心臓の機械的活動に関する情報をもたらすパラメータを提供するように自身でそれを動作させればよい。得られた情報は、有利には医師又は健康監視サービスに伝達されたときに使用されるが、自動的に個体の健康を監視し、且つ計算されたパラメータが個体の症状の悪化を指し示す場合にその個人、医師又は健康監視サービスに警告するように設計されたコンピュータ支援検出システムの一部であるプロセッサに直接的に伝送されてもよい。

【0055】

以上の情報により理解されるように、本発明により、訓練されていない個人による使用に不適切なインピーダンス式心電図の反復的な使用を必要としない、家庭内での使用に特に適した監視システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 6 】

【図 1】心臓の ECG 測定からの典型的な波形を示す図である。

【図 2】本発明に係る装置を示すブロック図である。

【図 3】トランスデューサによって検出された信号を処理するプロセッサの出力を示す図である。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/052407

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B5/021 G01S13/58 A61B5/05 ADD. A61B5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 4 926 868 A (LARSEN LAWRENCE E [US]) 22 May 1990 (1990-05-22) column 8, line 26 - column 10, line 63; figures 3-7	1-9, 11-13 10
X	LOHMAN B ET AL: "A Digital Signal Processor for Doppler Radar Sensing of Vital Signs" IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, IEEE SERVICE CENTER, PISACATAWAY, NJ, US, vol. 21, no. 5, September 2002 (2002-09), pages 161-164, XP011093248 ISSN: 0739-5175	1-4, 7-11,13
Y A	the whole document	10 5,6,12
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
E earlier document but published on or after the international filing date		*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*&* document member of the same patent family
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 25 January 2007		Date of mailing of the international search report 12/02/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Fischer, Olivier

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2006/052407

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2004/089208 A1 (COMMW SCIENT IND RES ORG [AU]; CORLETTE SEBASTIAN JOHN [AU]; ABLES JON) 21 October 2004 (2004-10-21)	1-5,7-9, 11,13
Y		10
A	page 4, line 17 - page 7, line 3 page 9, lines 4-14 page 11, line 1 - page 13, line 12 figures 3-7	6,12
A	US 3 483 860 A (NAMEROW NORMAN STANLEY) 16 December 1969 (1969-12-16) column 2, line 69 - column 5, line 46; figures 1-4	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2006/052407

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4926868	A	22-05-1990	NONE	
WO 2004089208	A1	21-10-2004	CA 2521323 A1 CN 1787777 A EP 1615547 A1 JP 2006525831 T KR 20060004931 A	21-10-2004 14-06-2006 18-01-2006 16-11-2006 16-01-2006
US 3483860	A	16-12-1969	NONE	

 フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 エルフリング, ロベルト ベー
 オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 ミュールステッフ, イェンス
 オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 ズーフ, オーラフ
 オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

Fターム(参考) 4C117 XA01 XB04 XC11 XD24 XE30

专利名称(译)	用于检测心脏活动的装置		
公开(公告)号	JP2009501044A	公开(公告)日	2009-01-15
申请号	JP2008521024	申请日	2006-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	テイスイェルーンアーイェー エルフリングロベルトベー ミュールステッフイェンス ズーフオーラフ		
发明人	テイス,イェルーン アー イェー エルフリング,ロベルト ベー ミュールステッフ,イェンス ズーフ,オーラフ		
IPC分类号	A61B10/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0507 A61B5/0022 A61B5/021 A61B5/05 A61B5/11 G01S7/415 G01S13/58 G16H40/67		
FI分类号	A61B10/00.B A61B5/00.102.A		
F-TERM分类号	4C117/XA01 4C117/XB04 4C117/XC11 4C117/XD24 4C117/XE30		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2005106544 2005-07-15 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及心脏测量和心脏监测，特别是机械心脏活动的测量，并且包括使用多普勒雷达将特定频率的电磁信号发射到其中并从中检测出反射信号的方法和装置。个体的胸部，用于处理检测到的信号以产生表示与反射信号相关的多普勒信号的变化率的输出信号，并从输出信号中识别出输出信号的至少一个特征点的组，以及进一步计算代表心脏活动的至少一个参数，该计算基于至少一个识别的特征点。该装置提供了一种用于监视的系统，该系统特别适用于家庭，并且不需要重复使用不适合未经训练的人员使用的阻抗心电图。

