

(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2014-518713

(P2014-518713A)

(43) 公表日 平成26年8月7日(2014. 8. 7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0404 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 H	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/0476 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 2 2	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0488 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 3 0	
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)		

(21) 出願番号 特願2014-511335 (P2014-511335)
 (86) (22) 出願日 平成23年9月28日 (2011. 9. 28)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年1月9日 (2014. 1. 9)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2011/053708
 (87) 国際公開番号 W02012/158190
 (87) 国際公開日 平成24年11月22日 (2012. 11. 22)
 (31) 優先権主張番号 13/108, 738
 (32) 優先日 平成23年5月16日 (2011. 5. 16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 512318556
 アライヴコア・インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国・カリフォルニア・941
 08・サン・フランシスコ・ギアリー・ス
 トリート・140・スイート・500
 (74) 代理人 100108453
 弁理士 村山 靖彦
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100089037
 弁理士 渡邊 隆
 (74) 代理人 100110364
 弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線超音波パーソナルヘルスマニタリングシステム

(57) 【要約】

パーソナルモニタリングデバイスは、ユーザの皮膚に接触すると生理的信号を検知するように構成されるセンサアセンブリを有する。センサアセンブリは、検知された生理的信号を示す電気信号を生成する。センサアセンブリと統合されかつセンサアセンブリに電気接続された変換器アセンブリは、センサアセンブリによって生成される電気信号を、周波数変調非可聴超音波音信号に変換する。超音波信号は、アンダーサンプリングすることによって生成されるエイリアシングされた信号から復調される。

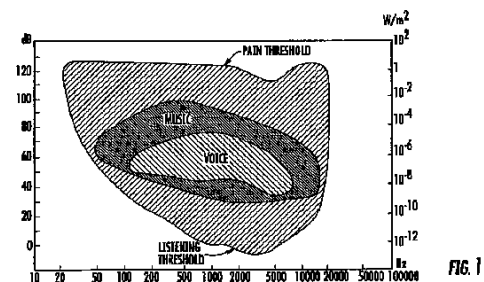


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

パーソナルモニタリングデバイスであって、

ユーザの皮膚に接触すると生理的信号を検知し、前記検知された生理的信号を示す電気信号を生成するように構成されるセンサアセンブリと、

オーディオ送信機を含む変換器アセンブリとを備え、前記変換器アセンブリは、前記センサアセンブリと統合されかつ前記センサアセンブリに電気接続され、また、前記センサによって生成される前記電気信号を受信し、前記信号を前記オーディオ送信機の範囲内で前記オーディオ送信機を通してコンピューティングデバイス内のマイクロフォンへ出力するように構成され、前記変換器アセンブリは、前記信号を、非可聴超音波周波数変調(FM)音信号として出力するようにさらに構成されるパーソナルモニタリングデバイス。

10

【請求項 2】

前記非可聴超音波FM音信号は、約18kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有する請求項1に記載のパーソナルモニタリングデバイス。

【請求項 3】

前記非可聴超音波FM音信号は、約20kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有する請求項1に記載のパーソナルモニタリングデバイス。

【請求項 4】

検知される前記生理的信号は、心電図(ECG)、筋電図(EMG)、眼電図(EOG)、フォトプレチスモグラム(PPG)、呼吸、心拍数、パルスオキシメトリ、脳波(EEG)、およびその組合せからなる群から選択される請求項1に記載のパーソナルモニタリングデバイス。

20

【請求項 5】

ECGデバイスであって、

ユーザの皮膚に接触すると心臓関連信号を検知し、前記検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される電極アセンブリと、

オーディオ送信機を含む変換器アセンブリとを備え、前記変換器アセンブリは、前記センサアセンブリと統合されかつ前記センサアセンブリに電気接続され、また、前記アセンブリによって生成される前記ECG電気信号を受信し、ECG音信号を前記オーディオ送信機の範囲内で前記オーディオ送信機を通してコンピューティングデバイス内のマイクロフォンに出力するように構成され、前記変換器アセンブリは、前記ECG信号を、超音波FM音信号として出力するようにさらに構成されるECGデバイス。

30

【請求項 6】

前記超音波FM音信号は、約18kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有する請求項5に記載のECGデバイス。

【請求項 7】

前記超音波FM音信号は、約20kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有する請求項5に記載のECGデバイス。

【請求項 8】

前記変換器アセンブリは、前記周波数変調超音波信号を出力するためのオーディオ送信機を備え、前記オーディオ送信機は、前記超音波FM音信号を、前記オーディオ送信機の範囲内でコンピューティングデバイス内のマイクロフォンに出力するように構成される請求項5に記載のECGデバイス。

40

【請求項 9】

コンピューティングデバイスは、スマートフォン、携帯情報端末(PDA)、タブレットパーソナルコンピュータ、ポケットパーソナルコンピュータ、ノートブックコンピュータ、デスクトップコンピュータ、およびサーバコンピュータからなる群から選択される請求項8に記載のECGデバイス。

【請求項 10】

前記電極アセンブリは、スマートフォン保護ケースの外側表面上に配置され、前記オーディオ送信機から出力される前記超音波FM音信号は、スマートフォンが前記スマートフォ

50

ン保護ケース内に配置されると、前記スマートフォン内のマイクロフォンによって検出可能である請求項8に記載のECGデバイス。

【請求項 1 1】

a) ユーザの両手を受取るように構成されたパッドの外側表面上に配置された2つの電極であって、各電極上に1つの手を置く、2つの電極を備える前記電極アセンブリを有する手持ち式デバイス、b) カードの単一面上に配置された2つの電極を備える前記電極アセンブリを有する手持ち式デバイス、または、c) 外側円筒表面上に1つの電極およびいずれかの端部上に1つの電極を有する円筒デバイスである請求項8に記載のECGデバイス。

【請求項 1 2】

前記電極アセンブリは、胸部ストラップ内に配置される請求項8に記載のECGデバイス。

【請求項 1 3】

ECGデバイスとして使用可能なスマートフォン保護ケースであって、

ユーザの皮膚に接触すると心臓関連信号を検知し、前記検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される電極アセンブリと、

前記電極アセンブリと統合されかつ前記電極アセンブリに電気接続された変換器アセンブリとを備え、前記変換器アセンブリは、前記電極アセンブリによって生成される前記ECG電気信号を約18kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有する超音波FM音信号に変換するように構成され、オーディオ送信機を通して、前記スマートフォン保護ケース内に配置されたスマートフォンによって受信されることが可能な信号強度で前記超音波FM音信号を出力するようにさらに構成されるスマートフォン保護ケース。

【請求項 1 4】

医療データを生成し転送するためのシステムであって、

ユーザの皮膚に接触すると心臓関連信号を検知し、前記検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される電極アセンブリと、

オーディオ送信機を含む変換器アセンブリであって、前記電極アセンブリと統合されかつ前記電極アセンブリに電気接続され、また、前記ECG電気信号を超音波FM音信号に変換し、前記超音波FM音信号を前記オーディオ送信機を通してコンピューティングデバイス内のマイクロフォンに出力するように構成され、前記コンピューティングデバイスのアナログ-デジタル変換器(ADC)は、前記マイクロフォンからの信号をサンプリングし、前記信号をデジタルオーディオ信号に変換するように構成される、変換器アセンブリと、

非一時的コンピュータ可読媒体上に記憶され、前記コンピューティングデバイスによって実行可能な復調ソフトウェアであって、それにより、前記前記コンピューティングデバイスが、(1)前記デジタルオーディオ信号をアンダーサンプリングし、前記デジタルオーディオ信号を低周波帯域になるようエイリアシングし、(2)前記エイリアシングされたデジタルオーディオ信号を前記低周波帯域で復調して、ECG出力を生成するようにさせる、復調ソフトウェアとを備えるシステム。

【請求項 1 5】

前記復調ソフトウェアは、前記コンピューティングデバイスによって実行可能であり、それにより、前記前記コンピューティングデバイスが、前記低周波帯域において前記エイリアシングされたデジタルオーディオ信号のゼロ交差解析を実施して、前記ECG出力を生成するようにさせる請求項14に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記復調ソフトウェアは、前記コンピューティングデバイスが、キャリア周波数の近傍で前記デジタルオーディオ信号をバンドパスフィルタリングして、信号対雑音比を改善するようにさせるための命令を含む請求項14に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記復調ソフトウェアは、前記コンピューティングデバイスが、前記ADCサンプリングレートの半分でアンダーサンプリングするようにさせる請求項14に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記復調ソフトウェアは、前記前記コンピューティングデバイスが、前記復調された出

10

20

30

40

50

力を反転させて、アンダーサンプリングすることによって反転される周波数スペクトルを補正するようにさせるための命令を含む請求項17に記載のシステム。

【請求項 19】

前記復調ソフトウェアは、前記コンピューティングデバイスが、前記コンピューティングデバイスのディスプレイスクリーン上に前記ECG出力を表示するようにさせるための命令を含む請求項14に記載のシステム。

【請求項 20】

1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されることが可能な命令のセットを記憶する非一時的コンピュータ可読記憶媒体であって、前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが約18kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有するデジタル化されたFMオーディオ信号を、少なくとも、(1)前記デジタル化されたFMオーディオ信号をアンダーサンプリングし、それにより、前記デジタル化されたFMオーディオ信号を低周波帯域になるようエイリアシングすること、および、(2)前記エイリアシングされたデジタルFMオーディオ信号を前記低周波帯域で復調して、ECG出力を生成することによって、復調するようにさせる非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

10

【請求項 21】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記低周波帯域において前記エイリアシングされたデジタルオーディオ信号のゼロ交差解析を実施して、前記ECG出力を生成するようにさらにさせる請求項20に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

20

【請求項 22】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記コンピューティングデバイスのディスプレイスクリーン上で、リアルタイムECG信号を示す前記ECG出力を表示するようにさらにさせる請求項22に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 23】

前記コンピューティングデバイスはスマートフォンである請求項22に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

30

【請求項 24】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のスマートフォンによって実行されると、前記スマートフォンが、前記スマートフォン内のGPSおよび/または加速度計からリアルタイム情報を記録するようにさらにさせる請求項23に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 25】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記復調されたECG出力と同時に、話される音声メッセージを記録するようにさらにさせる請求項22に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

40

【請求項 26】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記リアルタイムECG信号を示す前記復調された出力から決定される心拍数を、リアルタイムに計算し表示するようにさらにさせる請求項22に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 27】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記リアルタイムECG信号を示す前記復調された出力を処理して、不整脈の発生を識別するようにさらにさせる請求項22に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

50

【請求項 28】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、後で取出すために、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスのメモリに、前記リアルタイムECG信号を示す前記復調された出力を記憶するようにさらにさせる請求項22に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 29】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記リアルタイムECG信号を示す前記記憶された復調済み出力を、前記コンピューティングデバイス上のインターネット接続を介してウェブサーバに要求に応じて取出し送信するようにさらにさせる請求項28に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

10

【請求項 30】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記復調されたデジタルECGデータと同時に、話された音声メッセージを記録し、前記リアルタイムECG信号を示す前記復調済み出力と共に、前記話された音声メッセージをウェブサーバに送信するようにさらにさせる請求項20に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 31】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記リアルタイムECG信号を示す前記復調済み出力をウェブサーバにリアルタイムに送信するようにさらにさせる請求項22に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

20

【請求項 32】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記リアルタイムECG信号を示す前記復調済み出力と同時に、話された音声メッセージを記録し、前記リアルタイムECG信号を示す前記復調済み出力と共に、前記話された音声メッセージを前記ウェブサーバに送信するようにさらにさせる請求項31に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

30

【請求項 33】

前記命令のセットは、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、前記1つまたは複数のコンピューティングデバイスが、前記ECG出力と同時に、話された音声メッセージを記録するようにさらにさせる請求項20に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 34】

ヘルスマモニタリングの方法であって、

ユーザの皮膚に接触状態でECGデバイスの電極アセンブリを設置するステップであって、前記電極アセンブリは、心臓関連信号を検知し、前記検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される、設置するステップと、

40

前記ECG信号を超音波FM音信号として送信するために前記ECGデバイスの変換器アセンブリを利用するステップであって、前記変換器アセンブリは、オーディオ送信機を含み、前記変換器アセンブリは、前記センサアセンブリと統合されかつ前記センサアセンブリに電気接続され、また、前記アセンブリによって生成される前記ECG電気信号を受信し、前記オーディオ送信機を通してECG音信号を超音波FM音信号として出力するように構成される、利用するステップと、

前記オーディオ送信機の範囲内で、コンピューティングデバイス内のマイクロフォンで前記超音波FM音信号を受信し、前記超音波FM信号を復調し、結果として得られるECG出力を記録するステップと、

任意選択で、前記ECG出力と同時に、話された音声メッセージを記録するステップとを

50

含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

現在特許請求され開示される本発明の概念は、一般に、パーソナル生理機能モニタリングデバイスおよび方法に関し、より詳細には、制限としてではないが、スマートフォンなどのコンピューティングデバイスを利用してECG、心拍数、および心臓不整脈モニタリングを提供するためのデバイス、システム、およびソフトウェアに関する。

【背景技術】

【0002】

10

従来技術は、ECGデータまたは同様なものが、監視されかつ/または患者から特定の医師のオフィスまたはヘルスサービスセンタへ送信される多数のシステムを含む。たとえば、米国特許第5,735,285号は、患者のECG信号を周波数変調オーディオ信号に変換する手持ち式デバイスの使用を開示しており、そのオーディオ信号は、次に、選択された手持ち式コンピュータデバイスまたは指定された医師のオフィスに電話システムを介してオーディオ入力することによって解析される。同様に、米国特許第6,264,614号は、心臓モニタを開示しており、その心臓モニタは、心拍数などの生物学的機能を検知し、可聴信号をコンピュータマイクロフォンに出力するために患者によって操作される。コンピュータは、可聴信号を処理し、ネットワークまたはインターネットを通じて、結果として得られるデータ信号を送出する。米国特許第6,685,633号は、患者が自分の胸部に接して保持しうる心臓モニタを開示する。デバイスは、心臓の拍動などの機能または状態に応答する可聴信号を、コンピュータに接続されたマイクロフォンに出力する。これらのオーディオ送信のそれぞれは、可聴音の送信に限定される。換言すれば、人間が聞き取れる周波数を超えるキャリア周波数、すなわち17kHzを超える周波数における周波数変調音送信は企図されてはいなかった。

20

【0003】

米国特許出願公開第2004/0220487号は、結合され振幅変調されるECG電極信号を検知するECG電極を有するシステムを開示する。複合信号は、コンピューティングデバイス内の音ポートに有線または無線で送信される。19kHz~21kHzの通過帯域を有するデジタルバンドパスフィルタが考慮される。しかし、商業的に利用可能なコンピューティングデバイスを使用して、この周波数範囲における復調手段は考慮されていない。さらに、送信を行うための音波の使用は企図されていない。

30

【0004】

米国特許出願公開第2010/0113950号は、ユーザの心臓信号を検出するためのいくつかの誘導線を含む心臓センサを有する電子デバイスを開示する。誘導線は、センサを視野から隠すために、電子デバイスハウジングの内部表面に結合される。検出された信号を使用して、電子デバイスは、ユーザを識別または認証しうる。

【0005】

米国特許第6,820,057号は、ECGデータを取得し、記録し、送信するシステムを開示しており、ECG信号は、可聴範囲内のキャリアトーンを有する周波数変調オーディオトーンにおいてエンコードされる。しかし、約3kHzを超えるキャリア周波数が実際に考慮されず、可聴周波数を超えるキャリア周波数が考慮されず、より高いキャリア周波数における復調方法が考慮されていない。

40

【0006】

電話伝送信号および可聴音響信号を利用する従来技術の制限は、近傍における話または任意の他の騒々しい活動によって減じられ、したがって、心臓モニタリングデータ信号の完全性をおそらくは脅かす信号対雑音比を含む。さらに、可聴信号は、コンピュータおよび心臓モニタの近傍の誰にでも聞き取ることができ、ユーザならびに近傍の他の人にとってやっかいである可能性がある。他のアプリケーションは、スマートフォンなどの既存のコンピューティングデバイスと容易に適合する、信頼性があり費用がかからないパーソナ

50

ルモニタリングデバイスを提供することができない。これらの問題が、リアルタイムの生理的データを送信するパーソナルモニタリングデバイスにおいて対処される場合、有利である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第5,735,285号

【特許文献2】米国特許第6,264,614号

【特許文献3】米国特許第6,685,633号

【特許文献4】米国特許出願公開第2004/0220487号

10

【特許文献5】米国特許出願公開第2010/0113950号

【特許文献6】米国特許第6,820,057号

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

ここに請求され開示される本発明の実施形態は、ユーザの皮膚に接触すると生理的信号を検知するように構成されるセンサアセンブリを有するパーソナルモニタリングデバイスを対象とする。センサアセンブリは、検知された生理的信号を示す電気信号を生成する。オーディオ送信機を含む変換器アセンブリは、センサアセンブリと統合されかつセンサアセンブリに電気接続される。変換器アセンブリは、センサアセンブリによって生成される電気信号を受信し、これらの信号を、オーディオ送信機を通してコンピューティングデバイス内のマイクロフォンに出力する。信号は、非可聴超音波周波数変調音信号として出力される。

20

【0009】

ここに請求され開示される本発明の概念のECGデバイスは、ユーザの皮膚に接触すると心臓関連信号を検知し、検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される電極アセンブリを含む。電極アセンブリと統合されかつ電極アセンブリに電気接続された変換器アセンブリは、前記アセンブリによって生成されるECG電気信号を受信し、ECG音信号をオーディオ送信機の範囲内でオーディオ送信機を通してコンピューティングデバイス内のマイクロフォンに出力するように構成される。変換器アセンブリは、ECG信号を、超音波FM音信号として出力するようにさらに構成される。

30

【0010】

一実施形態では、ECGデバイスとして使用可能なスマートフォン保護ケースが提供される。ユーザの皮膚に接触すると心臓関連信号を検知し、検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される電極アセンブリが設けられる。電極アセンブリと統合されかつ電極アセンブリに電気接続された変換器アセンブリは、電極アセンブリによって生成されるECG電気信号を約18kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有する超音波周波数変調ECG音信号に変換するように構成され、オーディオ送信機を通して、スマートフォン保護ケース内に配置されたスマートフォンによって受信されることが可能な信号強度で超音波周波数変調音信号を出力するようにさらに構成される。

40

【0011】

第2の実施形態では、医療データを生成し転送するためのシステムが提供される。システムは、ユーザの皮膚に接触すると心臓関連信号を検知し、検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される電極アセンブリを含む。オーディオ送信機を含む変換器アセンブリは、電極アセンブリと統合されかつ電極アセンブリに電気接続され、また、ECG電気信号を超音波FM音信号に変換するように構成される。超音波FM音信号は、オーディオ送信機を通してコンピューティングデバイス内のマイクロフォンに出力される。コンピューティングデバイスのアナログ-デジタル変換器(ADC)は、マイクロフォンからの信号をサンプリングし、信号をデジタルオーディオ信号に変換するように構成される。非一時的コンピュータ可読媒体上に記憶され、コンピューティングデバイスによって実行可

50

能な復調ソフトウェアは、コンピューティングデバイスが、(1)デジタル化されたオーディオ信号をアンダーサンプリングし、デジタル化されたオーディオ信号を低周波帯域になるようエイリアシングし、(2)エイリアシングされたデジタルFMオーディオ信号を低周波帯域で復調して、ECG出力を生成するようにさせる。

【0012】

別の実施形態では、1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されることが可能な命令のセットを記憶するための非一時的コンピュータ可読記憶媒体が提供され、命令のセットは、1つまたは複数のコンピューティングデバイスによって実行されると、1つまたは複数のコンピューティングデバイスが約18kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有するデジタル化されたFMオーディオ信号を、少なくとも、(1)デジタル化されたFMオーディオ信号をアンダーサンプリングし、それにより、デジタル化されたFMオーディオ信号を低周波帯域になるようエイリアシングすること、および、(2)エイリアシングされたデジタルFMオーディオ信号を低周波帯域で復調して、ECG出力を生成することによって、復調するようにさせる。

【0013】

ヘルスマニタリングのための方法が提供され、以下のステップを含む。ECGデバイスの電極アセンブリが、ユーザの皮膚に接触状態で設置される。電極アセンブリは、ユーザの心臓関連信号を検知し、検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される。オーディオ送信機を含む変換器アセンブリは、センサアセンブリと統合されかつセンサアセンブリに電気接続され、また、前記センサによって生成されるECG電気信号を受信し、オーディオ送信機を通してECG音信号を超音波FM音信号として出力するように構成される。超音波FM信号は、オーディオ送信機を通して出力され、オーディオ送信機の範囲内で、コンピューティングデバイス内のマイクロフォンで受信され、復調され、結果として得られるECG出力が記録される。任意選択で、ユーザは、ECG出力と同時に、話された音声メッセージを記録することができる。

【0014】

したがって、(1)当技術分野で知られている技術、(2)目下請求され開示される本発明の概念の先に参照された一般的な説明、および(3)以下に続く本発明の詳細な説明を利用して、目下請求され開示される本発明の概念の利点および新規性が、当業者に容易に明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】<http://en.labs.wikimedia.org/wiki/Acoustics>からの人間の聴覚の範囲および閾値の図説(pictorial representation)である。

【図2】www.neuroreille.com/promenade/english/audiometry/audiometry.htmからの年齢による聴力損失の図説である。

【図3】www.hearinglossky.org/hlasurvival1.htmからの一般的な音の強度および周波数を示す聴力図である。

【図4】コンピューティングデバイスに送信するパーソナルモニタリングデバイスの実施形態の略図である。

【図5】本発明のパーソナルモニタリングデバイスの別の実施形態の略図である。

【図6】グラフィカルなECG表現の例を示す図である。

【図7A】静かなオフィス環境内の雑音のスペクトル写真である。

【図7B】本発明において具現化されるECGモニタリングデバイスからの変調済み超音波信号のスペクトル写真である。

【図8A】チューブ状の形状を有する本発明のパーソナルモニタリングデバイスの実施形態の略図である。

【図8B】スマートフォン保護ケースとして使用可能な本発明のパーソナルモニタリングデバイスの別の実施形態の略図である。

【図8C】パッドとして使用可能な本発明のパーソナルモニタリングデバイスの実施形態

10

20

30

40

50

の略図である。

【図 9】胸部ストラップ内に配置された本発明の ECG デバイスの実施形態の略図である。

【図 10】本発明のコンピュータ可読記憶媒体の実施形態の略図である。

【図 11】本発明の実施形態の略図である。

【図 12】バンドパスフィルタリングした後の周波数スペクトルの例示的な図である。

【図 13】オリジナルのサンプリングレートの半分でアンダーサンプリングした後の周波数スペクトルの例示的な図である。

【図 14】超音波 FM ECG 音信号を受信し復調するためのシステムの動作する例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0016】

本発明の少なくとも 1 つの実施形態を詳細に説明する前に、本発明が、以下の説明で述べられる、構造の詳細、実験、例示的なデータ、および/またはコンポーネントの配置構成に、その適用を限定されないことが理解される。本発明は、他の実施形態が可能である、または、種々の方法で実施または実行されることが可能である。同様に、本明細書で使用される用語は、説明のためのものであり、制限的であるとみなされるべきでないことが理解される。

【0017】

本開示の実施形態の以下の詳細な説明では、本開示のより完全な理解を可能にするために、多数の特定の詳細が述べられる。しかし、本開示内の概念が、これらの特定の詳細なしで実施されることが当業者に明らかである。他の事例では、よく知られている特徴は、説明を不必要に複雑することを回避するために詳細に述べられていない。

20

【0018】

人間の聴覚範囲は、20Hz ~ 20kHz と言われることが多い。理想的な実験室条件下での子供の最大聴覚範囲は、実際には、12Hz 程度の低い値と 20Hz 程度の高い値である。しかし、図 1 に示すように、閾値周波数、すなわち、検出可能な最小強度は、10kHz と 20kHz との間の痛覚閾値まで急速に上昇する。そのため、約 16kHz を超える音は、聞き取るためにかなり強くなければならない。ほぼ誕生直後に、これらのより高い周波数についての閾値音レベルは増加する。図 2 に示すように、平均的な 20 歳は、8kHz 範囲内で約 10dB を喪失し、一方、年齢 90 で、平均的な人は、この周波数で 100dB を超えて喪失した。

30

【0019】

非常に高い周波数の音を使用する例示的な製品は、蚊アラームであり、意図的に困惑させる 17.4kHz アラームを放出し、若い人々がぶらつくのを思いとどまらせるために使用される物議をかもすデバイスである。この周波数における成人の聴力損失のせいで、このアラームは、通常、年齢 25 歳未満の人々によって聞き取られるだけである。同様に、学生は、学校にいる間に自分の携帯電話上で 15 ~ 17kHz の「モスキート (mosquito)」リングトーンを使用することによって、成人の聴力損失を利用する。学生は、「モスキート」リングトーンを聞き取ることができ、一方、学生の成人教師は、聞き取ることができない。用語「超音波 (ultrasonic)」は、通常、人間によって知覚される範囲を超えることを意味する。しかし、立証されるように、聴覚周波数の上限は、個人によって、また、一般に年齢と共に変化する。この上限の差のために、用語「超音波」は、「17kHz 以上の音周波数 (sound frequencies of 17 kHz or greater)」を指すように、本明細書でまたは特許請求の範囲で定義される。

40

【0020】

しかし、興味深いことには、約 10kHz を超える周囲音または雑音はほんのわずかしが存在しない。図 3 を参照すると、ほとんどの日常の音は、約 4kHz 未満の周波数で起こる。そのため、超音波範囲内の信号の使用は、周りの人々にとって無音であるだけでなく、非常に望ましい信号対雑音比 (SNR) を提供する。

【0021】

音響エンジニアは、約 20kHz を超える任意の周波数が、知覚される音に全く影響を及ぼ

50

さないと考えても差し支えなく、音響エンジニアは、この範囲を超える全てをフィルタリングする。20kHz未満であるが、依然として超音波範囲内にある音は、ほとんど問題なく、標準的なサンプリングプロシージャが、相応して確立された。アナログ信号をサンプリングすることは、無線信号であれ、可聴音信号であれ、 $f_s/2 > f$ であるようなサンプリング周波数 f_s を必要とし、ここで、 f は正弦波周波数であることが一般に理解される。この理由で、音システムは、20kHz音上限について40kHzの計算されたナイキストシャノンのサンプリングレートより多少高く設定された44.1kHzの現在の標準的なサンプリングレートで音をサンプリングするように設計される。既存の復調プロシージャ、コンピュータ、電話、携帯電話、ステレオ音システムなどを使用する、超音波範囲内のFM狭帯域信号の実際の復調は、オリジナル信号の非常に不十分な再生をもたらすことになる。先に論じたように、これらの高い周波数において自然の「雑音(noise)」が非常に少ないことによって、超音波範囲内のキャリア信号が非常に低い信号対雑音比を有するため、これは不運である。

10

【0022】

本明細書で開示される本発明の概念は、生理的信号を測定し、これらの測定値を、従来の電話伝送法と比較してずっと改善された信号対雑音比を有する周波数変調超音波信号を使用して無線でかつ音もなく送信するためのパーソナルモニタリングデバイス、方法、およびシステムを対象とする。超音波信号を受信し、既存のコンピュータおよびスマートフォン技術を使用して優れた精度で復調する方法およびアルゴリズムもまた提供される。

【0023】

ここに請求され開示される本発明の概念は、パーソナルモニタリングデバイス10を提供し、その実施形態が、図4および図5に概略的に示される。モニタリングデバイス10の取得エレクトロニクス11は、ユーザの皮膚に接触すると生理的信号を検知するように構成されるセンサアセンブリ12を含む。センサアセンブリ12は、検知された生理的信号を示す電気信号を生成し、その信号は、センサアセンブリ12と統合された変換器アセンブリ14に入力される。変換器アセンブリ14は、センサアセンブリ12によって生成される電気信号を周波数変調超音波信号に変換し、その信号は、超音波送信機24によって出力される。一実施形態では、周波数変調超音波信号は、約18kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有する。別の実施形態では、周波数変調超音波信号は、約20kHz～約24kHzの範囲のキャリア周波数を有する。

20

【0024】

センサアセンブリ12は、ユーザが監視したいと欲する生理的信号を検出するように働く任意の適したセンサを含みうる。こうした生理的信号の非制限的な例は、呼吸、心拍動、心拍数、心電図(electrocardiogram)(ECG)、筋電図(electromyogram)(EMG)、眼電図(electrooculogram)(EOG)、パルスオキシメトリ、フォトプレチスモグラム(PPG)、および脳波(electroencephalogram)(EEG)を含むが、それに限定されない。

30

【0025】

呼吸検出器は、従来のマイクロフォン補助聴診器12'でありうる。心拍動および心拍数は、同様に従来のマイクロフォン補助聴診器12'を使用して、または、心臓によって生成される電気信号を経時的に検知する電極アセンブリ18を使用することによって検出される。こうした電極18はまた、心電図検査(electrocardiography)(ECG)のために心臓の電気活動を経時的に検出するために使用されうる。ECGは、それぞれの心拍動中に心筋が脱分極するときに生成される皮膚上の小さな電気的变化の測定結果である。一対の電極18からの出力は誘導線20として知られている。心臓の両側に設置される2つの電極間の電圧の小さな上昇および降下処理されて、図6に示す例示的なECGなどのグラフィカルなECG表現22が生成されうる。

40

【0026】

筋電図検査(electromyography)(EMG)は、細胞が電氣的にまたは神経学的に活性化されるときに筋肉細胞によって生成される電位を検出する。信号は、医療的異常を検出するために解析されうる。眼電図検査(electrooculography)(EOG)は、網膜の安静時電位を測定するための技法である。通常、一対の電極18は、眼の上と下、または、眼の左と右に設置

50

され、電位差測定は、眼の位置についての尺度である。

【0027】

人のヘモグロビンの酸素化は、血液サンプルから直接測定するのではなく、パルスオキシメトリセンサを使用して無侵襲的方法で間接的に監視されうる。センサは、指先または耳たぶなどの人の身体の薄い部分上に設置され、赤波長と赤外線波長の両方を含む光が、一方の側から他方の側に通される。2つの波長のそれぞれの吸収の変化が測定され、その差が、人の血液の酸素飽和度および皮膚内の血液容積の変化を推定するために使用される。フォトプレチスモグラム(PPG)は、その後、パルスオキシメータセンサを使用して、または、単一光源を使用する光学センサによって得られうる。PPGは、血流および心拍数を測定するために使用されうる。脳波(EEG)は、頭皮に取付けられた電極を使用して監視され、脳活動によって生成される電圧を測定しうる。

10

【0028】

変換器アセンブリ14は、センサアセンブリ12によって生成される電気信号を、コンピューティングデバイス16によって受信されうる周波数変調超音波信号に変換する。図5に示す実施形態では、変換器アセンブリ14は、変換器23、および、たとえば約18kHz～約24kHzの範囲内のキャリア周波数を有する周波数変調超音波信号を出力するための超音波送信機24を含む。適した超音波送信機24の非制限的な例は、小型スピーカ、圧電ブザー、および同様なものを含むが、それに限定されない。超音波信号は、たとえば、スマートフォン30、携帯情報端末(PDA)、タブレットパーソナルコンピュータ、ポケットパーソナルコンピュータ、ノートブックコンピュータ、デスクトップコンピュータ、サーバコンピュータ、および同様なものなどのコンピューティングデバイス16内のマイクロフォン25によって受信されうる。

20

【0029】

従来技術のデバイスは、取得ハードウェアとコンピューティングデバイスとの間で通信するために周波数変調生理的信号を使用してきた。その信号は、ECG信号を送信するために使用される従来の1.9kHz周波数などの可聴範囲内のキャリア周波数を有する。しかし、キャリアとして、約18kHz～約24kHz、またさらに20kHz～約24kHzの範囲内の周波数などの超音波周波数を使用することによって、パーソナルモニタリングデバイス10の取得エレクトロニクス11とスマートフォンなどのコンピューティングデバイス16との間の音響通信が、実質上無音であり、従来の1.9kHz FM ECG周波数に比べてずっと雑音に強いことが発見された。実際には、17kHz以上のキャリア周波数が、周囲および音声「雑音」に強い通信を提供すると超音波範囲内のオーディオ信号電力の測定が判定した。超音波キャリア周波数を使用することによって、「最も雑音の高い(noisiest)」環境においてさえ、取得エレクトロニクス11と、スマートフォン30、ノートブックコンピュータ、または同様なものなどのコンピューティングデバイス16との間の、雑音がないと共に無音の通信が生成される。

30

【0030】

たとえば、図7Aは、静かなオフィス環境における音のスペクトル写真を示す。見てわかるように、周囲雑音は、2kHzにおいて約35dbである。図7Bは、同じ静かなオフィス環境における超音波変調ECG信号のスペクトル写真を示す。19kHzにおける周囲雑音が、20dbに過ぎず(わずかな上昇はアーチファクトである)、標準的な2kHz信号と比較して19kHz超音波信号について少なくとも15dbの利益を与えることが留意されるべきである。これは、信号対雑音比(SNR)に関する著しい改善であり、街路、ショッピングモール、または騒々しい家庭などの騒々しい環境においてSNRを益々改善する。相乗的に、信号のボリュームは、超音波周波数において、「聞く人(listener)」がその信号を聞き取ることができないため、聞く人の存在を気にすることなくさらに増加されうる。

40

【0031】

一実施形態では、パーソナルモニタリングデバイス10は、ECGデバイス10'であり、ユーザの皮膚に接触すると心臓関連信号を検知し、検知された心臓関連信号をECG電気信号に変換するように構成される電極アセンブリ18を含む。以降で詳細に論じるように、ECGデ

50

バイス10'は、超音波周波数変調ECG信号を、たとえばスマートフォン30などのコンピューティングデバイス16に送信する。コンピュータ16またはスマートフォン30上で実行されるソフトウェアは、オーディオをリアルタイムにデジタル化し処理し、周波数変調ECG信号が復調される。ECGは、心拍数を計算し、不整脈を識別するアルゴリズムを使用してさらに処理されうる。ECG、心拍数、および律動情報は、コンピュータ16またはスマートフォン30上に表示されうる、後で取出すためにローカルに記憶されうる、かつ/または、2G/3G/4G、WiFi、または他のインターネット接続を介してウェブサーバ52にリアルタイムに送信されうる。ECGデータの表示およびローカル処理に加えて、コンピュータ16またはスマートフォン30は、ウェブブラウザインタフェース(たとえばスマートフォン30の2G/3G/4GまたはWiFi接続性を使用して)を介して閲覧し、記憶し、さらに解析するために、セキュアウェブ接続を介して、ECG、心拍数、および律動データをリアルタイムに送信しうる。サーバソフトウェアは、記憶、さらなる処理、リアルタイム表示または回顧的表示、ならびに、PDF ECG律動ストリップ文書および/または他のレポートおよびリモートでまたはローカルで印刷するためのフォーマットの処方を実現する。

【0032】

別の実施形態では、ECGデバイス10'の変換器アセンブリ14は、電極アセンブリ18と統合されかつ電極アセンブリ18に電気接続され、また、電極アセンブリ18によって生成されるECG電気信号を、約18kHz~約24kHzの範囲内のキャリア周波数を有する周波数変調ECG超音波信号に変換するように構成される。20kHz~24kHz内のキャリア周波数を利用することが望ましいことがある。超音波範囲は、取得エレクトロニクス11と、スマートフォン30、ノートブック、および同様なものなどのコンピューティングデバイス16との間の雑音が低いと共に無音の通信を生成する。

【0033】

ECGデバイス10'は、その機能に一貫性がある任意の方法で構成されうる。すなわち、ECGデバイス10'は、ユーザのECGを得るための、手、胸部、または身体の他の部分上でユーザの皮膚に接触するために利用可能な電極、および、超音波を使用して受信デバイスにECGを送信するための手段を含むべきである。たとえば、手持ち式ECGデバイス10'は、下部表面上に2つの電極を有する図5の場合と同様のクレジットカードのように形作られうる、または、ECGデバイス10'は、保持者の手に接触する円筒表面57上に1つの電極18を有する図8Aの場合と同様のフラッシュライトまたはペンのように形作ることができ、他の電極18'は、使用時に、胸部、手、または他の身体部分に接触する端部59上にある。

【0034】

別の構成では、ECGデバイス10'は、図8Bに示すようにスマートフォン保護ケース60として使用可能である。1つの例示的な構成は、iPhone(登録商標)または他のスマートフォン30用の「スリップオン(slip-on)」保護ケース60を利用し、保護ケース60は、統合されたECG電極アセンブリ18(ECGデータの単一誘導を生成するための2つ、3つ、または4つの電極)および取得エレクトロニクス11を含む。ECG電極は、ディスプレイスクリーン58の反対のケース60の側面62上に位置する。スマートフォン30は、そのECG適合保護ケース60内で両手で保持されうる(誘導I、左腕マイナス右腕を生成する)、または、人の胸部上に設置されて、修正胸部誘導を生成しうる。ECGは、取得エレクトロニクス11によって測定され、周波数変調超音波信号に変換される。適したキャリア周波数または中心周波数の非制限的な例は、約18kHz~約24kHz、またはいくつかの実施形態では、約20kHz~約24kHzを含む。周波数変調超音波信号は、小型スピーカ64または圧電ブザー66によって出力される。

【0035】

別の構成では、図8Cに概略的に示すECGデバイス10'は、パッドとして使用可能である。パッド10'を使用するために、ユーザは、2つの電極18のそれぞれに手を置く。パッド10' ECGデバイスは、「ケース(case)」エレクトロニクスと同一であるが、スマートフォン30用の保護ケース60内に統合されるのではなく、自分自身のハウジング67内に存在する。1つの動作する例では、パッド10'は、手が置かれる電極として働く2つの別個の伝導性材料エリアを有するほぼA4ページサイズである。伝導性織物は、超音波を使用して受信デバイス

にECGを送信する取得エレクトロニクス11「ポッド(pod)」に取付けるまたはクリップするための締結具61をパチンと嵌めるためにクリンプされた伝導性テールを有しうる。この実施形態は、ECGデータを取得し、PCまたは他のコンピューティングデバイスにECGデータを音響的に伝達して、ウェブアプリケーションおよび接続を介して復調し、処理し、記憶し、表示するデバイスの使用を可能にする。一方の側面にポッドを置くことは、パッドが、使用中に平らになり、保管のために折り畳まれて閉じることを可能にする。

【0036】

ほとんどのコンピューティングデバイスおよび全てのスマートフォンは、メモリ56、ディスプレイスクリーン58、および、携帯アンテナ54を介して基地局またはウェブサーバ52に/から情報信号を送信/受信するための送受信機を含む。そのため、コンピューティングデバイスエレクトロニクスは、パーソナルモニタリングデバイス10からの情報をメモリ56に記憶し、かつ/または、当業者によって十分に理解されている無線通信技術を介してその情報を基地局52または特定の通信アドレスに送信するために使用されうる。

10

【0037】

図9に概略的に示すさらに別の実施形態では、ECGデバイス10'は、フィットネス心拍数モニタのような胸部ストラップデバイス68として使用可能である。統合されたECG電極アセンブリ18および取得エレクトロニクス11「ポッド」を有する胸部ストラップ69は、周波数変調超音波ECG信号を生成し、その信号をスマートフォン30などのコンピューティングデバイス16に送出する。

【0038】

20

構成のうちの任意の構成では、スマートフォン30などのコンピューティングデバイス16は、その内蔵式マイクロフォン25およびCPUを利用して、ECGデータを、リアルタイムに、取得し、デジタル化し、復調し、処理し、次に表示する。同様に、コンピューティングデバイス16またはスマートフォン30は、リアルタイム心拍数測定値を計算し、心房細動などの心臓律動診断を下しうる。コンピューティングデバイス16またはスマートフォン30は、その2G、3G、4G、Bluetooth(登録商標)、およびWiFi接続性を利用して、ECGおよび他のデータをセキュアウェブサーバ52に送信して、リアルタイムに遠隔で表示し、記憶し、解析しうる。同様に、ECGデータは、後で検討するまたは送信するために、スマートフォン30上でローカルに記憶されうる。

【0039】

30

スマートフォン30上のソフトウェアはまた、GPSおよび加速度計などのスマートフォン30に内蔵された他のセンサからのデータおよび信号を組合せうる。このデータのさらなる処理は、速度、場所、距離、ステップ、歩調、体位、降下速度、およびエネルギー消費などのユーザに関連するさらなる情報を提供する。センサからの未処理信号および派生情報は、スマートフォン30上でローカルに表示され記憶されると共に、インターネット接続を通じてウェブサーバ52に送信されうる。ウェブサーバ52上のソフトウェアは、スマートフォン30から受信される信号および情報のリアルタイム表示または回顧的表示のためのウェブブラウザインタフェースを提供し、同様に、さらなる解析およびレポーティングを含む。

【0040】

40

ここで図10を参照すると、コンピュータ可読記憶媒体56は、命令72のセットを記憶し、命令72は、1つまたは複数のコンピューティングデバイス16によって実行されることが可能である。適したコンピューティングデバイス16の非制限的な例は、スマートフォン30、携帯情報端末(PDA)、タブレットパーソナルコンピュータ、ポケットパーソナルコンピュータ、ノートブックコンピュータ、デスクトップコンピュータ、およびサーバコンピュータを含む。命令72が実行されると、1つまたは複数のコンピューティングデバイス16は、超音波周波数変調ECG信号などのセンサ入力74をデジタル化し復調して、リアルタイム復調デジタルECGデータを生成するようにさせられる。命令72はまた、リアルタイム復調デジタルECGデータをコンピューティングデバイス16のディスプレイスクリーン58上に表示させうる。

50

【0041】

FM復調のために使用される一般的な技法は、ゼロ交差検出に基づき、ゼロ交差間の時間間隔が、周波数を計算し、復調信号を再構成するために使用される。いくつかのアプリケーションでは、ゼロ交差間のオーディオサンプルの数を単に計数することが、周波数推定について十分な精度を提供することができる。精度は、サンプル間を補間することによって改善され、ゼロ交差点のよりよい推定値およびその後の周波数推定を提供する。ゼロ交差検出に基づくFM復調は、実装するのが簡単であり、FFTを使用する技法(高速フーリエ変換)などの他の技法と比較して計算をほとんど必要とせず、低電力可搬型コンピューティングデバイス上でのリアルタイムアプリケーションで使用するのに特に適する。

【0042】

しかし、FM狭帯域信号が、デジタル的にサンプリングされたオーディオのナイキスト周波数に近い場合、1サイクル当たりのサンプルが非常に少ないため、ゼロ交差推定の誤差が大きくなる。これは、超音波キャリア周波数についての典型的なゼロ交差復調技法の使用を厳しく制限する。本開示の実施形態は、正確な周波数推定によって、ゼロ交差技法の簡便性および効率を維持しながら、ナイキスト周波数に近いFM狭帯域信号を復調する方法を提供する。

【0043】

ここで図11を参照すると、ECG信号を示す超音波FM信号は、たとえば携帯電話30または他のコンピューティングデバイス16内のマイクロフォン25によって受信され、アナログ信号に変換される。アナログ信号は、時間的に連続しており、アナログ-デジタル変換器80内でデジタル値のフローに変換され、FM復調器82内で復調され、スマートフォン30または他のコンピューティングデバイス16のディスプレイ58上で示される、または、記憶メモリ56内で保持される。一般にADCと呼ばれる実用的なアナログ-デジタル変換器80は瞬時変換を行うことができないため、入力値は、変換器が変換を実施する時間中、必ず一定に維持されなければならない。新しいデジタル値がアナログ信号からサンプリングされるレートは、ADCのサンプリングレートまたはサンプリング周波数と呼ばれる。携帯電話および他のパーソナルコンピューティングデバイスは、通常、44kHzでオーディオを記録することに限定される。ANDROID(登録商標)およびiPhone(登録商標)などの一部のスマートフォンは、48kHzでサンプリングできる。

【0044】

デジタル化された超音波信号は、その後、FM信号の超音波キャリア周波数の近傍でバンドパスフィルタリングされて、信号対雑音比を改善し、通過帯域以外の好ましくないオーディオを低減しうる。図12に示すフィルタリング済みFM信号は、その後、オリジナルのオーディオのサンプリングレートの半分で「アンダーサンプリングされる(under-sampled)」。これは、FM信号のエイリアシングをもたらし、周波数スペクトルを低周波数帯域にシフトさせ反転させる。周波数スペクトルがアンダーサンプリング操作によって反転されるという結果は、復調出力が図13に示すように反転されることをもたらす。その反転は、最終の復調出力を単に変換することによって補正される。

【0045】

低周波数のFM信号によって、1サイクル当たりのオーディオサンプルが多くなり、ゼロ交差推定などの復調プロセスが大幅に正確になる。たとえば、ゼロ交差検出器は、オーディオ信号が符号を変更する場合にゼロ交差を識別する。ゼロ交差点の精度は、ゼロ交差の両側でサンプル間を線形補間することによってさらに改善される。最後に、ゼロ交差間の期間は、周波数の推定値を計算し、復調信号を再構成するために使用される。上述した復調プロシージャはゼロ交差推定を利用するが、他の復調プロシージャが利用されうることも、および、他の復調プロシージャの精度もまた、アンダーサンプリング操作から利益を受けることになることが理解される。

【0046】

(実施例)

図14に示す1つの動作する例では、システムは、可搬型ECGモニタから携帯電話30ならび

10

20

30

40

50

にパーソナルコンピュータ16内のマイクロフォン25に送信される超音波FM ECG信号を使用した。これは、信号を受信するさらなるハードウェアを全く必要とすることなく、マイクロフォンを有するほとんどの携帯電話およびコンピュータに適合する低コストの無線送信解決策を提供した。

【0047】

FM信号は、18kHzを超えるため、ほとんどの人々に聞きこえず、音楽またはスピーチを邪魔せず、オーディオ干渉を受けにくいことが望ましい。FM信号が、オーディオ干渉に対するその感受性をさらに低減するために狭い帯域幅を有することが同様に望ましい。この場合、ECGモニタは、200Hz/mVのECGによって変調され、 $\pm 5\text{mV}$ の範囲を有する19kHzの超音波FMキャリアを使用した。これは、18kHzと20kHzとの間の超音波FM信号をもたらした。

10

【0048】

最初に、オーディオFM信号は、マイクロフォン25によって受信され、携帯電話30内のADC80によって44kHzでデジタル化された。オーディオは、その後、フィルタ82内で18kHzと20kHzとの間でバンドパスフィルタリングされて、通過帯域以外のオーディオ雑音が除去された。次のステージ84にて、オーディオは、1秒ごとのオーディオサンプルだけが使用される22kHzでアンダーサンプリングされた。こうしたアンダーサンプリング後に生成されるデジタル信号は、周波数スペクトルをシフトさせ、反転させるエイリアシングをもたらすため、周波数スペクトルが2kHz~4kHz範囲にあるように見える。ゼロ交差検出器86は、その後、オーディオ信号が符号を変更する場所を識別する。ゼロ交差点は、その後、ゼロ交差の両側でサンプル間を線形補間することによって、周波数推定ステップ88においてより正確に計算される。この例では、周波数推定値は、3.33msごとに必要とされるだけであり、それについて、300Hzで出力信号が復調される。これは、ゼロ交差の数を計数し、最も近い固定数のサイクルにわたる期間を測定し、この期間中に、固定した300Hz出力を提供することによって達成される。復調出力は、その後、反転されて、周波数スペクトルがアンダーサンプリング操作によって反転されるのを補正される。最後に、300Hz復調ECGデータは、関心のECG帯域幅が40Hz未満であるため、40Hzローパスフィルタを通される。これは、周波数推定値および復調出力からの雑音をさらに低減する。FM復調器は、16ビット、300Hz ECGを出力する。

20

【0049】

センサ入力74はまた、さらなるセンサならびにユーザ入力74'からのリアルタイム情報を含みうる。たとえば、コンピューティングデバイス16がスマートフォン30である実施形態では、入力74は、復調デジタルECGデータに加えて、スマートフォン30内のGPSおよび/または加速度計からのリアルタイム情報を含みうる。ユーザ入力74'はまた、コンピューティングデバイス16のマイクロフォンを通して入力される話された音声メッセージを含みうる。命令72は、センサ入力74および/またはユーザ入力74'が、コンピューティングデバイス16の記憶メモリ56内に記録され維持されるようにさせうる。

30

【0050】

一実施形態では、命令72のセットは、1つまたは複数のコンピューティングデバイス16によって実行されると、1つまたは複数のコンピューティングデバイス16が、周波数変調ECG超音波信号によって示される心拍数をリアルタイムに計算し表示するようにさらにさせうる。さらに、復調デジタルECGデータは、不整脈の発生を識別するために処理されうる。こうした設計では、記憶媒体70は、コンピューティングデバイス16が、不整脈の発生時に、ディスプレイスクリーン58上に警告を表示する、または、スピーカ76を通して可聴報知を発するようにさせる命令72を含みうる。

40

【0051】

命令72は、コンピューティングデバイス16が、後で取出すために、1つまたは複数のコンピューティングデバイス16のメモリ56に復調デジタルECGデータを記憶するようにさせうる。命令72のセットは、1つまたは複数のコンピューティングデバイス16が、要求に応じて、記憶された復調デジタルECGデータを取出し、コンピューティングデバイス16上のインターネット接続を介してウェブサーバ52に送信するようにさらにさせうる。記録済み

50

の話された音声メッセージは、復調デジタルECGデータと同時に記憶され、ウェブサーバ52に送信されうる。

【0052】

他の実施形態では、命令72は、1つまたは複数のコンピューティングデバイス16が、復調デジタルECGデータおよび/または音声メッセージをウェブサーバ52にリアルタイムに送信するようにさせうる。

【0053】

スマートフォンソフトウェアのバージョンは、他のサードパーティソフトウェアアプリケーションと統合されうるソフトウェアライブラリとしてパッケージされる。これは、サードパーティアプリケーションが、それ自身のデータ取得、復調、および信号処理アルゴリズムを開発する必要なしで、心拍数および他の派生情報を得るためにECGデバイス10'を使用するための簡略化されかつ標準的な方法を提供する。

【0054】

ソフトウェアのバージョンはまた、PC上で実行され、復調、処理、記憶、およびウェブサーバ52に対する送信を含む。ソフトウェアは、オーディオ取得モジュール、復調モジュール、ECG解析モジュール、および加速度解析モジュールを含む。

【0055】

ADCからのオーディオサンプルは、任意選択で、デジタルバンドパスフィルタを通して、変調範囲以外の好ましくない周波数を除去する。復調モジュールは、オーディオサンプルの周波数の約半分でのアンダーサンプリングを使用して周波数変調ECG超音波信号を復調して、スペクトルを低周波数範囲にシフトさせ、それに続いて、線形近似およびゼロ交差アルゴリズムが行われる。復調器は、異なる変調パラメータの選択が、特定のECGデバイスに適合することを可能にする。ゼロ交差および線形近似だけを使用する復調は、44 kHz サンプリングによる6 kHz 以下、10 kHz を超えるキャリア周波数の場合うまく働くが、線形近似による誤差は、スペクトルをシフトさせるためにアンダーサンプリングが使用されない場合大きくなる。

【0056】

アルゴリズムは、その後、到来するデータの符号を見る。符号が変化すると、アルゴリズムは、2点間に直線を引き、ゼロ値を補間する。アルゴリズムは、これを使用して、3.3 33ms 間隔を超える平均周波数を決定し、300 Hz の出力サンプリングレートでECGデータを提供

【0057】

ECG解析モジュールは、ECGを処理して、拍動を検出し分類するアルゴリズムを含み、心拍数推定値を提供する。拍動-拍動心拍数は、拍動間の間隔から計算され、心拍数のより頑健な測定値が、RR間隔の中間値フィルタリングを使用して計算される。

【0058】

加速度解析モジュールは、スマートフォン30内の内蔵式3軸加速度計センサからの信号を処理して、人のエネルギー消費の推定値、ステップ、歩調、および体位を導出し、降下を検出するアルゴリズムを含む。

【0059】

上記説明から、目下開示され請求される本発明の概念が、目下開示され請求される本発明の概念に固有の目的および利点と同様に、本明細御書で述べる目的を果たし、本明細御書で述べる利点を得るよううまく適合されることが明らかである。提示される実施形態は、本開示のために述べられたが、当業者の頭に容易に浮かぶことになり、また、目下開示され請求される本発明の概念の精神内で達成される多数の変更を行うことができることが理解されるであろう。

【符号の説明】

【0060】

10 モニタリングデバイス

10' ECGデバイス

10

20

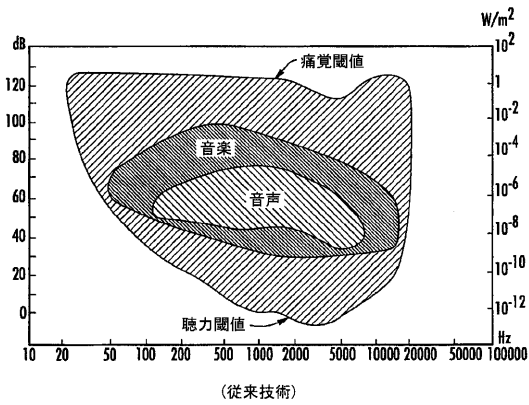
30

40

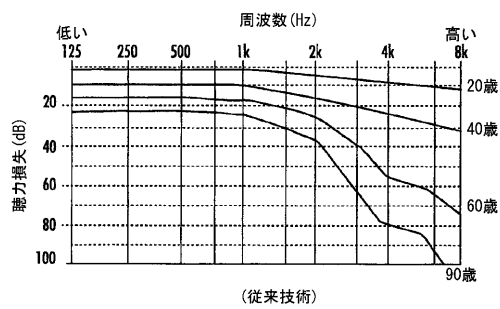
50

11	取得エレクトロニクス	
12	センサアセンブリ	
12'	マイクロフォン補助聴診器	
14	変換器アセンブリ	
16	コンピューティングデバイス(コンピュータ)	
18	電極アセンブリ(電極)	
18'	電極	
20	誘導線	
24	超音波送信機	
25	内蔵マイクロフォン	10
30	スマートフォン、携帯電話	
52	ウェブサーバ	
54	携帯アンテナ	
56	メモリ	
57	円筒表面	
58	ディスプレイスクリーン	
59	端部	
60	スマートフォン保護ケース	
61	締結具	
62	側面	20
64	小型スピーカ	
66	圧電ブザー	
67	ハウジング	
68	胸部ストラップデバイス	
70	コントローラ	
72	命令	
74	センサ入力	
74'	ユーザ入力	
80	アナログ-デジタル変換器(ADC)	
82	デジタルバンドパスフィルタ	30
84	アンダーサンプリング	
86	ゼロ交差検出	
88	周波数推定	

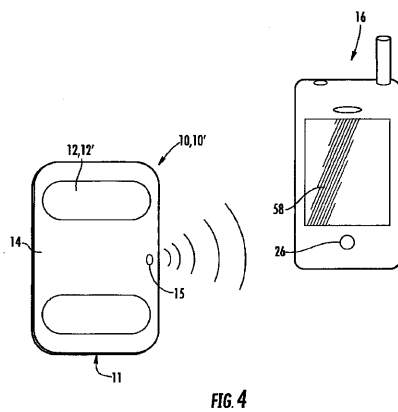
【図 1】



【図 2】



【図 4】



【図 5】

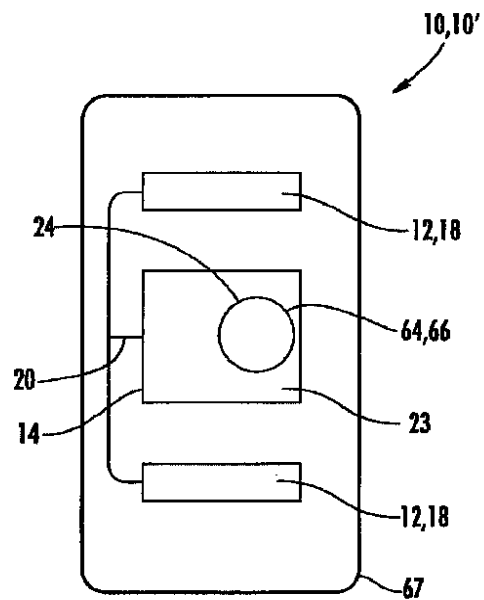


FIG. 5

【図 6】

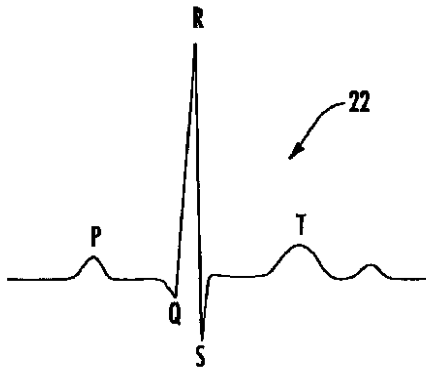


FIG. 6

【図 7 A】

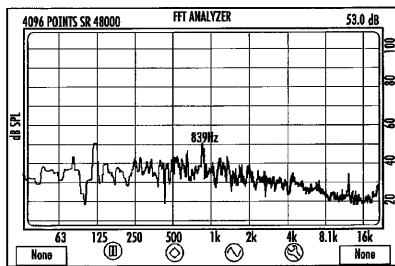
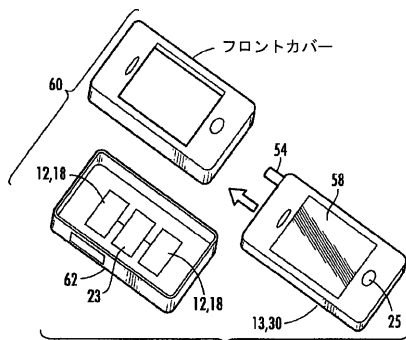


FIG. 7A

【図 8 B】



【図 8 C】

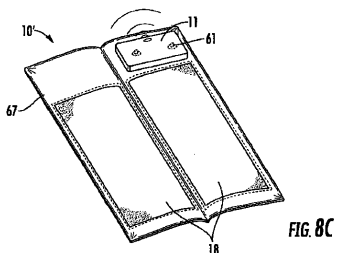


FIG. 8C

【図 7 B】

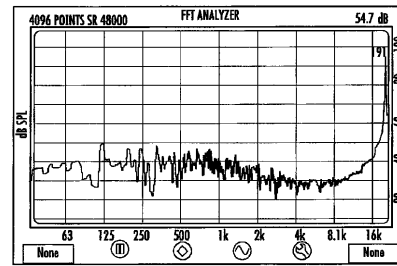


FIG. 7B

【図 8 A】

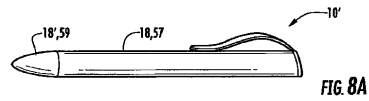


FIG. 8A

【図 9】

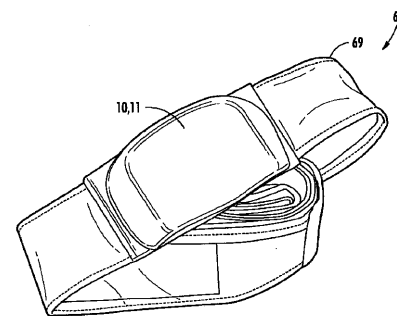
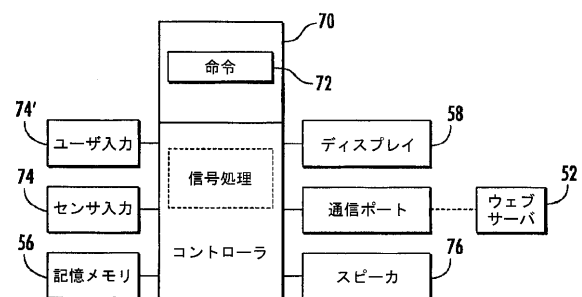
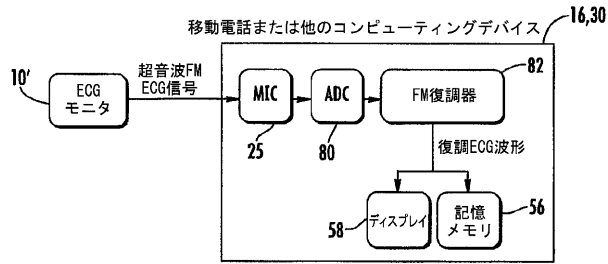


FIG. 9

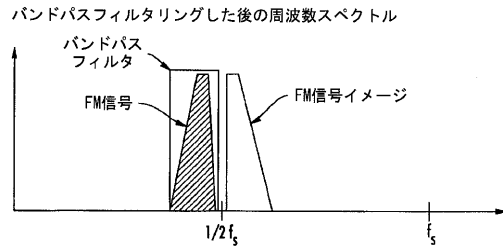
【図 10】



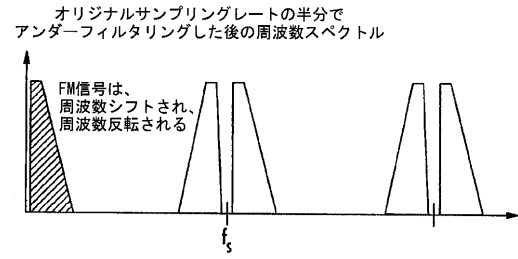
【図 1 1】



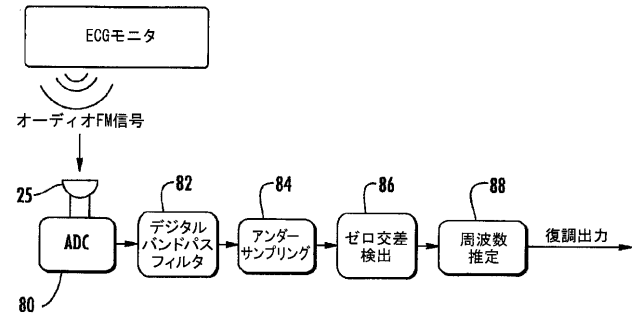
【図 1 2】





【図 1 3】



【図 1 4】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2011/053708
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>G06Q 50/00(2006.01)i, A61B 5/0402(2006.01)i, H04B 1/40(2006.01)i</i>		
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) G06Q 50/00; A61B 5/04; A61B 5/02; G08B 13/14; A61B 5/0402; G08B 23/00; A61B 5/0408; A61B 5/00; H04B 1/40		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: ECG, non-invasive, biometric, ultrasonic		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2004-0220488 A1 (VYSHEDSKIY ANDREY et al.) 04 November 2004 See abstract, claims 1-3,7,16,21, and figure 2.	1-34
A	US 2006-0022833 A1 (KEVIN FERGUSON et al.) 02 February 2006 See abstract, claims 14,26,43, and figures 1A,4A-4B.	1-34
A	US 2010-0256509 A1 (KUO BO-JAU et al.) 07 October 2010 See abstract, claims 1,3,6,8,11, and figures 6,8.	1-34
A	US 2010-0049006 A1 (MAGAR SURENDAR et al.) 25 February 2010 See abstract and claims 66,69,83,92.	1-34
<input 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 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 APRIL 2012 (19.04.2012)		Date of mailing of the international search report 27 APRIL 2012 (27.04.2012)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer LEE, CHUNG KEUN Telephone No. 82-42-481-5667 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2011/053708

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004-0220488 A1	04.11.2004	None	
US 2006-0022833 A1	02.02.2006	CA 2578653 A1	09.02.2006
		EP 1779344 A2	02.05.2007
		EP 1779344 A4	19.08.2009
		US 2008-0061949 A1	13.03.2008
		US 2009-0149257 A1	11.06.2009
		US 2011-201428 A1	18.08.2011
		US 7292151 B2	06.11.2007
		US 7492268 B2	17.02.2009
		US 7952483 B2	31.05.2011
		WO 2006-014810 A2	09.02.2006
		WO 2006-014810 A3	09.02.2006
		WO 2006-014810 A9	30.03.2006
US 2010-0256509 A1	07.10.2010	None	
US 2010-0049006 A1	25.02.2010	EP 1993437 A2	26.11.2008
		US 2007-0279217 A1	06.12.2007
		US 2010-0160746 A1	24.06.2010
		WO 2007-101141 A2	07.09.2007
		WO 2007-101141 A3	07.09.2007

フロントページの続き

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

(72)発明者 デイヴィッド・イー・アルバート

アメリカ合衆国・オクラホマ・7 3 1 2 0・オクラホマ・シティ・ギルフォード・レーン・1 5 0
8

(72)発明者 ブルース・リチャード・サッチウェル

オーストラリア・4 2 1 1・クイーンズランド・カラーラ・カラーラ・ロード・2 4

(72)発明者 キム・ノーマン・バーネット

オーストラリア・4 2 7 2・クイーンズランド・マウント・タンボリー・レオナ・コート・1 2

Fターム(参考) 4C027 AA02 AA03 AA04 BB03 JJ03 KK03

4C038 KK01 KL05 KL07