

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-170108

(P2017-170108A)

(43) 公開日 平成29年9月28日 (2017.9.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 C	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/16	
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 X	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 24 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2016-224318 (P2016-224318)
 (22) 出願日 平成28年11月17日 (2016.11.17)
 (31) 優先権主張番号 特願2016-53959 (P2016-53959)
 (32) 優先日 平成28年3月17日 (2016.3.17)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003193
 凸版印刷株式会社
 東京都台東区台東 1 丁目 5 番 1 号
 (74) 代理人 110001243
 特許業務法人 谷・阿部特許事務所
 (72) 発明者 小倉 潤
 東京都台東区台東 1 丁目 5 番 1 号 凸版印刷株式会社内
 Fターム (参考) 4C017 AA02 AA09 AA14 AA20 AB02
 AB10 AC20 BC21
 4C038 PP01 PP03 SS08 SX07 SX09
 4C117 XB02 XB18 XC02 XC03 XC12
 XC15 XC16 XD21 XE13 XE14
 XE15 XE24 XF13 XH12 XJ17
 XJ42 XL03 XL13 XR01

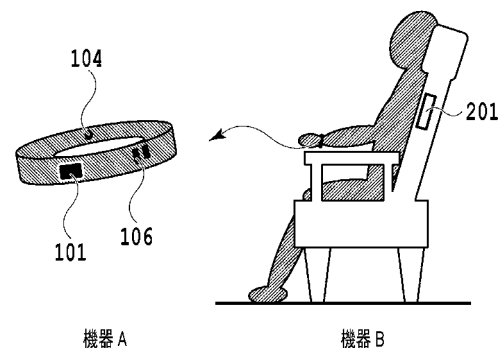
(54) 【発明の名称】ヘルスケアセンシングシステム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】本発明は、より日常的な環境（特に職場環境）において被験者が自ら高度なヘルスケアセンシングを行うことを可能としたシステムを提供する。

【解決手段】すくなくとも一つの生体信号の時系列データを取得するセンサを具備したウェアラブル機器Aと、当該生体信号の時系列データと相関する少なくとも1つの別の生体信号の時系列データを取得するセンサを具備した据え置き型機器Bとを備え、省電力無線通信によって当該据え置き型機器Bとウェアラブル機器Aとが相互にデータ通信する機能を有するヘルスケアセンシングシステムであって、処理能力の低いウェアラブル機器Aのデータ処理の一部として加速度脈波の特徴点検出処理を据え置き型機器Bが担うことを特徴としたヘルスケアセンシングシステムとした。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

すくなくとも一つの生体信号の時系列データを取得するセンサを具備したウェアラブル機器と、

当該生体信号の時系列データと相関する少なくとも一つの別の生体信号の時系列データを取得するセンサを具備した据え置き型機器とを備え、

省電力無線通信によって当該据え置き型機器とウェアラブル機器とが相互にデータ通信する機能を有するヘルスケアセンシングシステムであって、

ウェアラブル機器のデータ処理の一部を据え置き型機器が担うことを特徴としたヘルスケアセンシングシステム。

10

【請求項 2】

前記ウェアラブル機器のセンサの一つが取得する生体信号は、人体の末梢部より取得される生体信号であり、

前記据え置き型機器のセンサの一つが取得する前記別の生体信号は、前記人体の末梢部の生体信号に相関する生体信号であって、人体の体幹部より所得される生体信号であり、前記据え置き型機器は、

前記体幹部の生体信号の時系列データの特徴点の出現時刻を捉える手段と、

その特徴点の時間間隔から前記体幹部の生体信号の時系列データの周期を区分し周波数解析をおこなう手段と、

前記特徴点の出現時刻と周波数解析の結果のデータを前記省電力無線通信によってウェアラブル機器に送信する手段を備え、

前記ウェアラブル機器は、

受信した前記データと前記末梢部の生体信号の測定時系列データとの相関を時系列分析する手段と、

前記時系列分析の結果を使用して前記末梢部の生体信号の測定時系列データの周期構造の一部をサンプリングする手段と、

前記サンプリングしたデータを前記省電力無線通信によって前記据え置き型機器に送信する手段

20

を有する請求項 1 記載のヘルスケアセンシングシステム。

【請求項 3】

前記ウェアラブル機器と前記据え置き型機器との間の前記省電力無線通信による相互通信を開始する際に、ウェアラブル機器に搭載しているスイッチを押すことでウェアラブル機器側から接続要求を行う

ことを特徴とした請求項 1 記載のヘルスケアセンシングシステム。

30

【請求項 4】

前記相互通信を開始する際に、前記据え置き型機器は前記ウェアラブル機器から接続要求時に転送された ID を据え置き型機器に繋がった外部のデータベースに照会することで認証をおこなう

ことを特徴とした請求項 3 記載のヘルスケアセンシングシステム。

【請求項 5】

前記体幹部より所得される生体信号が心拍信号であり、前記末梢部より取得される生体信号が脈波信号である

ことを特徴とした請求項 2 の記載のヘルスケアセンシングシステム。

40

【請求項 6】

前記ウェアラブル機器は、

前記脈波信号の 2 次微分として得る加速度脈波の時系列データと、前記据え置き型機器から受信した心拍信号に基づくデータとの時系列相関処理を行って時系列分析する

ことを特徴とした請求項 5 記載のヘルスケアセンシングシステム。

【請求項 7】

前記据え置き型機器は、ウェアラブル機器から受信したサンプリングデータから加速度

50

脈波の特徴点を算出し、当該加速度脈波の特徴点の最終点を見出すために必要な時間をウェアラブル機器に送信することを特徴とした請求項5または6記載のヘルスケアセンシングシステム。

【請求項8】

前記据え置き型機器は、更に呼吸信号を取得する呼吸センサを備えてなり、

呼吸信号の呼吸波形の最大値における心拍間隔と呼吸波形の最小値における心拍間隔の差を自律神経の副交感神経活動の指標として評価する

ことを特徴とした請求項1から7のいずれか1項に記載のヘルスケアセンシングシステム。

【請求項9】

前記ウェアラブル機器は、前記据え置き型機器との相互通信が成立した連動測定動作モード時とウェアラブル機器単独で動作するスタンドアローンモード時でコンフィギュレーションを変更する

ことを特徴とした請求項1から8のいずれか1項に記載のヘルスケアセンシングシステム。

【請求項10】

前記ウェアラブル機器は前記スタンドアローンモードにおいて、少なくとも心拍数をカウントして記録するようにコンフィギュレーションを変更する

ことを特徴とした請求項9に記載のヘルスケアセンシングシステム。

【請求項11】

前記据え置き型機器は、前記省電力無線通信とは別の手段で外部機器との通信接続ができる通信手段を有し、外部機器から更に別の生体信号を取得し、前記据え置き型機器内のセンサからの生体信号と同時計測して、アーティファクトノイズの判定に用いる

ことを特徴とした請求項1から10のいずれか1項に記載のヘルスケアセンシングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、簡便かつ高精度に被験者、使用者の複数の生体信号情報を取得可能とするヘルスケアセンシングシステムであり、特に自律神経系情報を取得可能とするヘルスケアセンシングシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年の半導体技術の進歩と共に、従来では実現が難しいとされた装置の小型化や、その小型装置の中での高度な信号処理が実現可能となり、人間の生体信号情報を測定するセンサを長時間人体に身につける、「ウェアラブルセンシング技術」が実用化されるようになってきた。

【0003】

(センサの形態)

センサを人体に身につけて長時間・継続的に生体信号情報を測定する際の実装形態としては、ウォッチ型やリストバンド型さらにはボタン型などのウェアラブルなセンサ機器が提案され実用化されている。

【0004】

この場合、実際にセンサを身につけるということが、周囲からも本人からも不自然でないことが重要となる。ウェアラブルセンサを身につけることに対する心理的な障壁は、センサを普段身につけている腕時計やリストバンド、更にはボタン、衣服などの機器、器物の中に組みこむことで解消する試みがなされている。

【0005】

一方で、「ウェアラブルセンサ」に対する要件としてセンサのつけ易さを重要視した場合、センシングのための環境は決して最適ではない場合が多い。例えば、リストバンド型

10

20

30

40

50

のウェアラブルセンサは、手首や足首など動かす頻度が高い人体の末梢部位に装着されるため、椅子やソファのような据え置き型の機器に着座して体幹や頭部にセンサをつける場合と比較して、動きの影響を受け易くノイズとなるため、センサ信号の精度が限定されるという問題がある。

【0006】

(通信の問題)

また、ウェアラブルセンサで取得した情報は、無線通信を使用して外部デバイスに伝送するほか、センサ内で情報抽出を行い、内部メモリに蓄積することもできる。

【0007】

現在一般的になっているウェアラブルセンサシステムは、センサが取得した情報を、スマートフォンやタブレットPCをゲートウェイとして介在させてインターネットに無線接続し、クラウド上のサーバーなどに蓄積するようなものが多い。(例えば、下記特許文献1を参照)

【0008】

しかし、無線通信を多用すると、電源が制約されがちなウェアラブルセンサにおける消費電力の増加の影響が無視できなくなるという問題がある。そのため、無線通信のトラフィックによるエネルギー消費を減少させるシステムの構築が望まれており、様々な省電力無線通信方式が開発されているが、必然的に通信可能範囲が狭くなってしまい、利便性を制約している。

【0009】

(測定対象)

また、身体から発する情報を得る、ウェアラブルセンシングの測定対象としての生体信号には、身体活動する際に起こる生理的な情報の信号であって、センサなどで感知できるものであれば全て含み得る。例えば、心拍、血圧、脳波、筋電位、呼吸、体温、発汗などから、生化学的、身体物理的な状態量まで含めさまざまな生体信号があるが、そのひとつに、「脈波」と呼ばれるものがある。脈波とは、単なる高低の血圧値ではなく、心臓が拍動するときに生じる大動脈の内圧変化が動脈内を伝播する時間変動としての波のことである。

【0010】

脈波からは、拍動の周期から脈拍数が取得できるだけでなく、脈波の波形を解析することで、交感神経、副交感神経の活性、血管の膨張・収縮の特徴などの自律神経系に関連した情報も得られるので、日常的なヘルスケアに有用である。

【0011】

(ウェアラブル機器のエッジデバイス処理)

上記のような多数の生体信号や測定時環境の物理信号データを、時系列データとして同期させて処理するためには、全てのデータをそのままシステムのセントラル(例えばクラウドサーバ)に送り処理するのでは、通信コストの問題が発生する。その解決策としては、ウェアラブル機器のネットワークシステムとしての位置付けである「エッジデバイス」における処理技術を具体化してゆくことが重要である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2015-150375号公報

【非特許文献】

【0013】

【非特許文献1】[次世代]ヘルスケア機器の新製品開発 (技術情報協会)

P.68-73, P191-197, P209-214, P.277-287, P368-372

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、脈波は例えば体動や呼吸頻度に影響されて変化するため、前述のような自律神経系に関連した高度な情報を取得するには、これら体動や呼吸頻度などの脈波に相関する生体信号のデータをも同時に取得し併せて処理して、その影響を除去する必要がある。

【0015】

さらに、脈波の波形に直接影響を及ぼす上記のような要因のほかにも、間接的に影響を及ぼすパラメータが相関する場合もある。例えば自律神経に直接支配されている内臓系の筋肉などの単純な生体反応としての不随意反応のみならず、周囲の環境の音や光が各人の意識に意味を与えることで、脈波に対して多様な変化を与えることも想定される。

【0016】

このように「脈波」のような生体信号は、多種多様な内部要因・外部要因によって変化するため、システムとして高度な情報処理を行うためには、多種多様な情報を同時に取得して、集約・処理する必要がある。

【0017】

しかしながら、それらの情報を個別に取得してセンサ外部で処理するには、送信データ量が膨大になるために、通信コストが大きくなる。特に、個別に生体信号を取得するウェアラブルセンサシステムの場合、時系列データを対象とした無線通信を行う必要があり、多くの情報をリアルタイムにやりとりするための通信コストの増大が顕著な問題になる。

【0018】

また一方、ウェアラブルセンサで取得した生体信号の時系列データを、そのまま無線送信せずにウェアラブルセンサ上で処理するには、ウェアラブルセンサ上にプロセッサ、メモリなどの高度な演算処理装置が必要となり、ウェアラブルセンサの大型化、重量化をまねくのみならず、演算処理に電力や時間を要するという問題も発生するため、無線通信コストとのトレードオフが生じる。

【0019】

(ヘルスケアセンシングシステム)

従来、このような複数の生体信号の同時的モニタリングが行われるのは、病院において医師のような医療従事者が患者を測定対象とする医療分野に限られていたが、今後、幅広い環境で健常者をも含む使用者（ユーザ）が、日常的に自身あるいは家庭内の他者・被介護者などのヘルスケア・健康管理をおこなうためのシステムが望まれており、より簡便に日常生活の中での利用が可能な生体信号センシングシステム、ヘルスケアセンシングシステムが必要となる。

【0020】

日常生活の中で利用が可能であるためには、センシングのためにだけに身につけるデバイスを必要としたり、測定のための姿勢を取ることや測定動作を行ったりするような、余計な手間や時間を要しないことが望まれる。

【0021】

したがって、日常生活の中でのヘルスケアとして精度の高いセンシングを行うためには、ウェアラブルでないものも含めて日常利用する機器、器物の中にセンサを搭載する必要がある。

【0022】

一方、上記した「脈波」のような様々な要因で変化する生体情報を精度よく取得するためには、複数のセンサを含むセンサ群からのデータの相関を取りながらデータ処理を施す必要があり、これらのセンサを一つの機器にまとめて搭載するシステムでは、サイズ、重量、コストなどの点でユーザビリティが非常に限られるという問題がある。

【0023】

例えば、前記特許文献1では、生体情報を計測する生体情報計測装置と測定対象者の属性情報による認証をおこなうとともに、生体情報計測機器から測定された生体情報を収集し、属性情報と生体情報との関連付けをおこなうシステムが提案されている。しかしながら、生体情報の取得は機器毎に独立しており、複雑系である生体システムの総合的なセン

10

20

30

40

50

シングシステムとして個々のデータの情報精度が上がるものではない。

【0024】

このような課題に鑑み、使用者（ユーザ）が日常的にヘルスケアをおこなうために、簡易に高精度な生体信号の取得を可能とするヘルスケアセンシングシステムの実現が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0025】

上記課題を解決するために、本発明のシステムは、

すくなくとも一つの生体信号の時系列データを取得するセンサを具備したウェアラブル機器と、

当該生体信号の時系列データと相関する少なくとも1つの別の生体信号の時系列データを取得するセンサを具備した据え置き型機器とを備え、

省電力無線通信によって当該据え置き型機器とウェアラブル機器とが相互にデータ通信する機能を有するシステムであって、

処理能力の低いウェアラブル機器のデータ処理の一部を据え置き型機器が担うことを特徴としたヘルスケアセンシングシステムである。

【0026】

また、本発明のシステムは上記ヘルスケアセンシングシステムにおいて、

前記ウェアラブル機器のセンサの一つが取得する生体信号は、人体末梢部より取得される生体信号であり、

前記据え置き型機器のセンサの一つが取得する前記別の生体信号は、前記人体末梢部の生体信号に相関する生体信号であって、人体体幹部より所得される生体信号であり、

前記据え置き型機器は、

前記体幹部の生体信号の時系列データの特徴点の出現時刻を捉える手段と、

その特徴点の時間間隔から前記体幹部の生体信号の時系列データの周期を区分し周波数解析をおこなう手段と、

前記特徴点の出現時刻と周波数解析の結果のデータを前記省電力無線通信によってウェアラブル機器に送信する手段を備え、

前記ウェアラブル機器は、

受信した前記データと前記末梢部の生体信号の測定時系列データとの相関を時系列分析する手段と、

前記時系列分析の結果を使用して前記末梢部の生体信号の測定時系列データの周期構造の一部をサンプリングする手段と、

前記サンプリングしたデータを前記省電力無線通信によって前記据え置き型機器に送信する手段を有するヘルスケアセンシングシステムとすることもできる。

【0027】

ここで、末梢部の生体信号としては脈波信号とし、体幹部の生体信号としては、心拍信号とすることができる。

【0028】

そして、

前記ウェアラブル機器は、

前記特徴点の出現時刻から遅れて現れる末梢部の生体信号である脈波の二次微分波形の特徴を抽出するための開始点と終了点を予測し、心臓の拍動周期の間隔より短いサンプリング時間で脈波を取得する機能を備え、そのサンプリングデータを前記据え置き型機器に送信する手段を有し、

前記据え置き型機器は前記ウェアラブル機器から取得したデータから二次微分波形である加速度脈波の特徴点抽出の演算処理を行うことを特徴とするヘルスケアセンシングシステムとすることもできる。

【0029】

すなわち、脈波の二次微分である加速度脈波信号をウェアラブル機器側でエッジ処理す

10

20

30

40

50

る際に関連する心電波形を利用するシステムである。

【0030】

また、本発明の前記システムの少なくともウェアラブル機器は、生体信号としての前期処理をプログラマブルハードウェアとしてFPGA（Field-Programmable Gate Array、製造後に回路構成を設定変更可能な集積回路）を具備することもできる。

【0031】

また、本発明のシステムは、ウェアラブル機器側において取得される脈波の特徴点の演算処理を処理能力の高い据え置き型機器で行うことで、結果的にウェアラブル機器側の処理量を減らすことができるようになる。

【0032】

また、本発明のシステムにおけるウェアラブル機器及び据え置き型機器には、接続インターバルを1ミリ秒から数秒間隔に可変設定されるような近距離無線通信モジュールを具備することもできる。

【0033】

また、本発明のシステムにおける据え置き型機器には、呼吸信号を測定するための呼吸センサを具備し、呼吸波形と心拍間隔データより自律神経バランスを評価することもできる。

【発明の効果】

【0034】

本発明のヘルスケアセンシングシステムによると、ウェアラブル機器と据え置き型機器が省電力無線を通じて相互通信を行いながら連携して、センサより生体信号情報を取得・処理することができる。このため、ウェアラブル機器側における生体信号処理および通信の負荷を、据え置き型機器側の生体信号のデータ処理結果によって削減することができるので、ウェアラブル機器のような限られた処理能力の機器でも高度な情報処理が可能となる。

【0035】

特に、ウェアラブル機器におけるデータ処理を据え置き機器からの情報に基づいて行うことで脈波の動きの前半部だけで処理することができるため、ウェアラブル機器の演算処理の負荷を減らすことが可能となり、結果として通信負荷を下げることができる。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】本発明の実施例1に係るヘルスケアセンシングシステムの利用形態を説明した図である。

【図2】本発明の実施例1に係るヘルスケアセンシングシステムのブロック構成を示す図である。

【図3】本発明のヘルスケアセンシングシステムに用いられるセンサとFPGAの機能ブロックの概略を説明した図である。

【図4】本発明のヘルスケアセンシングシステムの具体的な処理信号の波形図である。

【図5】本発明の実施例1に係るヘルスケアセンシングシステムにおけるウェアラブル機器Aと据え置き型機器Bの処理と通信のシーケンス例1を説明した図である。

【図6】本発明の実施例1に係るヘルスケアセンシングシステムにおけるウェアラブル機器Aと据え置き型機器Bの処理と通信のシーケンス例2を説明した図である。

【図7】本発明の実施例2に係るヘルスケアセンシングシステムの利用形態を説明した図である。

【図8】本発明の実施例2に係るヘルスケアセンシングシステムのブロック構成の一例を説明した図である。

【図9】ウェアラブル機器Aのステータス変化を示す状態遷移図である。

【図10】従来方式で測定した脈波データ波形の一例である。

【図11】本発明の実施例3に係る脈波データ波形のデータ処理を説明する図である。

【図12】本発明の実施例3に係るデータ処理（加速度脈波処理）により得られたウェー

10

20

30

40

50

ブパケットの一例である。

【図 1 3】本発明の実施例 3 に係るヘルスケアセンシングシステムにおけるウェアラブル機器 A と据え置き型機器 B の処理と通信のシーケンス例 3 を説明した図である。

【発明を実施するための形態】

【0037】

(実施例 1)

図 1 および図 2 を用いて、本発明の実施例 1 に係るヘルスケアセンシングシステムの利用形態および構成の一例を示す。

【0038】

(実施例 1 のヘルスケアセンシングシステムの利用形態)

10

図 1 は、本発明の実施例 1 に係るヘルスケアセンシングシステムの利用形態を示す図である。例えばウェアラブル機器 A を手首などに装着した利用者が、据え置き型機器 B に着座して利用する形態であり、両機器は省電力無線通信手段で相互通信可能とされて、ヘルスケアセンシングシステムを構成している。

【0039】

なお、図 1 にはウェアラブル機器 A を機器 A、据え置き型機器 B を機器 B と略して表示しており、以下の説明でも随時同様である。

【0040】

図 1 の左に拡大して示すように、ウェアラブル機器 A は、例えば脈波などのような生体信号の時系列データを光などによって測定可能な脈波センサ 104 を備え、例えばリストバンドのような形態で、人体の末梢部（例えば手首など）に利用者個人が装着することを前提とした構成である。

20

【0041】

ウェアラブル機器 A は、利用者個人に装着感を意識させないのが望ましいが、スイッチ 101 や表示部 106 を備えて、利用者が基本的な操作を行うこともできる。

【0042】

図 1 右の据え置き型機器 B は、例えばリラックスチェアのような形状で、利用者が座位姿勢で人体の体幹部（例えば胸部あるいは背部などの胴体部）の拍動を測定できる心拍センサ 201 を具備しており、例えば公共利用スペースなどに設置され不特定多数が利用することを前提としているが、家庭などの、閉じた環境での限定的な利用者の使用を前提とすることもできる。

30

【0043】

据え置き型機器 B は、リラックスチェア形態のほか、例えばソファやベッドのような形状とすることもできる。いずれの形態であっても、座位姿勢、仰臥位または伏臥位にある利用者の背部または胸部からの心臓の拍動を、振動センサあるいはマイクロ波の反射波を捕捉するセンサにより検出する心拍センサ 201 を具備しており、着座または仰臥位、伏臥位などの静止した状態で、人体の体幹部の拍動を測定できる。

【0044】

また、据え置き型機器 B は、例えばマッサージチェアのような機能を備えたものとすることもできるが、マッサージ機能がセンサの測定を阻害する可能性があるので、センサの動作中は少なくとも体幹に近い部位のマッサージ機能を停止する（例えばリストバンド型のウェアラブル機器であれば足だけを揉むなど）か、あるいは動作モードの一つとして、マッサージ機能を停止したヘルスケアモードを設けて、センサの測定を阻害しないようにすることが望ましい。

40

【0045】

両機器 A、B は極めて近接した位置にあるため、省電力無線通信手段で容易に相互通信することが可能である。

【0046】

(実施例 1 のヘルスケアセンシングシステムのブロック構成)

図 2 に、本発明の実施例 1 に係るヘルスケアセンシングシステムのブロック構成を示す

50

。

【0047】

(据え置き型機器B)

図2に示すように、据え置き型機器Bは、前記心拍センサ201のほか、ウェアラブル機器Aと無線通信する省電力無線通信手段202を有しており、また、別の通信手段として通常の有線または無線による通信用のインターフェース204をも有している。

【0048】

据え置き型機器Bは、このインターフェース204からゲートウェイ211を介してデータベース機能などを備える外部のデータサーバ212に接続することもでき、据え置き型機器B自身のセンサおよびウェアラブル機器Aから省電力無線通信によって取得したデータ、ウェアラブル機器AのIDなどを、利用者別にデータサーバ212に保持し管理することもできる。

10

【0049】

据え置き型機器Bは不特定多数の利用者が共用するので、測定時に使用されるメモリ205の内容は測定終了後には消去され、測定データなどの個人データは機器Bには残らないようになっている。

【0050】

例えば家庭などの、閉じた環境での限定的な利用者の使用を前提とするのであれば、据え置き型機器B自身にデータベース機能を備えて、個人データを管理するよことも可能である。

20

【0051】

据え置き型機器Bの制御部であるFPGA203は、心拍センサ201から出力されるデータを、AD変換した後にデジタル信号処理をおこなう機能を有する。

【0052】

メモリ205は、測定した生体信号のストリームデータをデジタル処理するため、およびデータサーバから取得したデータ(個人認証データ、個人パラメータデータ)を一時保管するためなどに利用される。

【0053】

不揮発性メモリ207には、FPGA203の回路構成を規定するコンフィギュレーションデータ、および機器BのIDデータなどが保持されている。

30

【0054】

FPGA203による制御部は、上記のコンフィギュレーションデータにCPUの回路構成データを含めることによりCPU機能を持たせることも可能であり、更には、代替的または付加的に通常のハードウェアとしてのCPUやマイクロプロセッサを備えて、ソフトウェア制御により上記のデジタル処理機能を実現することも可能である。

【0055】

更に、これらのCPU上でOSやアプリケーションなどを動作させて、利用者に高度なユーザインタフェースを提供することもできるが、リラクステアのような据え置き型機器Bの設置目的からして、利用者にヘルスケアセンシングシステムの存在を過度に意識させすぎないことが重要である。

40

【0056】

(ウェアラブル機器A)

図2の左側に示すウェアラブル機器Aは、個人が日常生活、特に職場環境で負荷なく装着して利用できるウェアラブルな形態であり、例えば図1に示したように手首などの人体末梢部の生体信号を取得できるセンサを内蔵したリストバンド型や腕時計型の形状が望ましい。

【0057】

ウェアラブル機器Aには、図1にも示したように例えば、人体の「脈波」計測が可能である位置に脈波センサ104が設けられ、ほかにユーザインタフェースとして機器Aから機器Bに対してペアリング(機器の相互認証)を開始するためのスイッチ101、ペアリ

50

ングの結果のステータスなどを表示する表示部 106 が設けられている。

【0058】

また、図 2 にあるように、ウェアラブル機器 A は据え置き型機器 B と同様に、制御部、データ処理部である F P G A 103 のほか、F P G A 103 で処理したデータや機器 B から通信されたデータを保管するメモリ 105、F P G A 103 のコンフィギュレーションデータおよび機器 A の I D データを保持する不揮発性メモリ 107 を具備している。

【0059】

ウェアラブル機器 A の F P G A 103 も、据え置き型機器 B の F P G A 203 と同様に、C P U ・マイクロプロセッサなどによるソフトウェア制御とすることが可能であるが、電源やサイズ、重量の制約により、据え置き型機器 B に比べると処理能力が低いものとせざるを得ない。

10

【0060】

しかしながら据え置き型機器 B と異なり、ウェアラブル機器 A は使用者個人が長期間占有して装着するので、不揮発性メモリ 107 を大容量のフラッシュメモリなどで構成すれば、測定データなどの個人データを長期間にわたるログとして残すことも可能である。

【0061】

また、図 2 に示すように、ウェアラブル機器 A にも据え置き型機器 B と無線通信する省電力無線通信部 102 が具備されており、互いに省電力無線通信プロトコルを利用して無線通信を行うことができる。

【0062】

20

ウェアラブル機器 A と据え置き型機器 B の間の距離は、着座した人間の末梢部位と、その椅子の間の距離であるため、極めて接近しており、小電力の省電力無線通信方式で通信が可能であり、通信コストを抑えることができる。

【0063】

(センサと F P G A の機能ブロック)

図 3 に、本発明のヘルスケアセンシングシステムのウェアラブル機器と据え置き型機器双方に用いられる、センサと F P G A の機能ブロックの概略を示す。

【0064】

前述の様に、F P G A (Field-Programmable Gate Array) は、プログラマブルハードウェアの一種であって、コンフィギュレーションデータを用いて、製造後に回路構成を設定変更可能な集積回路 (ゲートアレイ) であり、半導体技術の進歩により今日では、C P U ・マイクロプロセッサのほか、様々なデジタル演算処理が可能なデータ処理機能を実現可能となっている。

30

【0065】

本発明では、測定すべき生体信号の種類やセンサの形式・動作原理に応じて、センサモジュールの出力する信号の形式が異なるため、図 3 の F P G A 303 では 2 種類のセンサモジュール 310、320 が接続されている場合を例示している。

【0066】

これらの構成は、図 2 のウェアラブル機器 A の F P G A 103、据え置き型機器 B の F P G A 203 いずれにも適用可能である。

40

【0067】

図 3 下側のセンサモジュール 320 においては、生体信号取得部 321 で測定した物理信号を電気信号変換部 322 で電気信号に変えて、増幅フィルタリング部 323 で増幅フィルタリングしてアナログ信号を出力する。この場合には、アナログデジタル変換 (324) から先のデータ処理 (330) を F P G A 303 がおこなう。

【0068】

一方、図 3 上側のセンサモジュール 310 においては、生体信号取得部 311 で測定した物理信号を電気信号変換部 312 で電気信号に変えて、増幅フィルタリング部 313 で増幅フィルタリングした後、アナログデジタル変換部 314 でアナログデジタル変換してデジタル信号が出力される。センサの形式によっては、オンオフのようなデジタル信号が

50

直接出力される場合もある。このようなデジタル出力の場合は、そのデジタル信号に対して、そのままFPGAのデータ処理部330によるデジタル演算処理を行うことができる。

【0069】

また、図3右端の無線通信部302（図2の102，202相当）から入力されたデータを、これらのセンサモジュールの設定やFPGAの演算処理に利用する機能も設けることができる。

【0070】

特に、センサの測定する各種の生体信号は、身体各部の状態に応じて様々な依存関係、相関関係を持って発生し、これらがセンサが本来測定すべき生体信号に重畳ないし影響してアーティファクト（不要ノイズ）となることがあるが、他のセンサで測定したアーティファクトの原因となる生体信号の情報を無線通信部302から受けて、増幅フィルタリング部313、323のフィルタ特性を設定したり、FPGAのデータ処理部330で処理することにより、アーティファクトノイズを除去して、高精度な生体情報を得ることができる。なお、この場合、他のセンサが自機器内にあるのであれば、無線通信部302を経由する必要は無いのは明らかである。

【0071】

FPGAを使用したことにより、実現すべき機能に特化した構成として低消費電力で効率的に信号処理を行うことが可能となる。また、FPGAのコンフィギュレーションデータを書き換えることにより、事後的にFPGAの論理構成を変更し、機能を追加、変更、修正することも容易となる。

【0072】

FPGAのコンフィギュレーションデータとしては各種のマイクロプロセッサ、CPUを構成するデータを含めることが可能であり、FPGA内に事後的にCPU機能を実現可能である。また、FPGAに換えて、またはFPGAに加えて各種のマイクロプロセッサ、CPUのハードウェアを別途設けて、ソフトウェア制御とすることも可能であるのは前述のとおりである。

【0073】

（心拍信号、脈波信号の波形）

ここで、図4に、本発明のヘルスケアセンシングシステムの具体的な処理信号の波形図の一例を示す。

【0074】

図4（a）は、据え置き型機器Bの心拍センサ201が測定する、体幹部生体信号計測の結果としての時系列データである、心拍信号波形を示す。

【0075】

図4（b）は、ウェアラブル機器Aの脈波センサ104における、末梢部生体信号計測の結果としての時系列データである、脈波信号の波形を示す。

【0076】

脈波は心臓の拍動の結果生ずる生体信号であるから、心拍信号は脈波信号と相関を有する生体信号であることは、図よりも明らかである。

【0077】

図4（c）は、ウェアラブル機器Aにおいて、上記脈波信号の2次微分として得ることができる加速度脈波の信号波形（時系列データ）であり、これと据え置き型機器Bからの心拍信号に基づくデータとの時系列相関処理を行って圧縮処理を行い、生体情報の抽出を行う。

【0078】

脈波については、脈波センサからの測定値である脈波信号そのもの（図4（b））よりも、その2次微分を取った加速度脈波信号（図4（c））のほうが、自律神経系に関連した高度な生体信号情報を得ることができる。

【0079】

10

20

30

40

50

（実施例 1 の処理シーケンス）

図 5、図 6 には、本発明の実施例 1 に係るヘルスケアセンシングシステムにおけるウェアラブル機器 A と据え置き型機器 B の処理と通信のシーケンスを 2 例、示している。これらの処理結果から得られる生体信号情報として、例えば脈波伝播法による血圧測定のパラメータとしての脈波伝播時間と、胸部の心拍信号から得られた周波数特性を利用して末梢部の生体信号として加速度脈波（脈波の 2 次微分）形状（図 4（c））を判断して血管状態の情報を抽出することができる。

【0080】

（機器のペアリング）

まず、測定のシーケンスを開始する前提として、図 5、図 6 共通の、ウェアラブル機器 A と据え置き型機器 B が相互認証を行って、省電力無線通信による双方向無線通信リンクを確立するまでの手順（ペアリング開始まで）を説明する。

【0081】

最初に、据え置き型機器 B は利用者が居ない状態において、周囲にヘルスケアセンシングシステムが測定可能な状態であることを、省電力無線通信プロトコルのアドバタイズ情報で知らせている状況を想定する。

【0082】

ついで、ウェアラブル機器 A を装着した利用者が、据え置き型機器 B に近づき着座すると、ウェアラブル機器 A は上記のアドバタイズ情報を検知し、据え置き型機器 B を発見する。すると、ウェアラブル機器 A のステータスがスタンバイ状態に変化して、ウェアラブル機器 A の表示部 106 で、このステータス変化が利用者に知らされる。

【0083】

ここで利用者がウェアラブル機器 A の具備しているスイッチ 101 を押すことによって、ウェアラブル機器 A は据え置き型機器 B に対して、接続要求とともに機器 A の ID を送付して、相互に省電力無線通信による ID 認証をおこない、双方向に無線通信リンクが確立した状態として、ペアリングがスタートする。ここでペアリングステータスもウェアラブル機器 A の表示部 106 で知ることができる。

【0084】

もちろん、事前に登録などすることによって、このような表示やスイッチ操作を要せずに、利用者の認知しないまま、まったく自動的にペアリングを開始する設定とすることもできる。

【0085】

前述のように、据え置き型機器 B は個人情報などを保有しないので、据え置き型機器 B は、ウェアラブル機器 A から接続要求時に転送された ID を、据え置き型機器に繋がった外部サーバなどのデータベースに照会することで認証をおこなう。

【0086】

また前述のように、例えば家庭などの閉じた環境での使用を前提とするヘルスケアセンシングシステムであれば、据え置き型機器 B に予めウェアラブル機器 A の ID を登録しておくなどして、外部サーバとの接続・照会を不要とすることもできるのはもちろんである。

【0087】

ペアリングが開始されると、両機器の時刻が同期され、据え置き型機器 B における心拍計測と、ウェアラブル機器 A における脈波計測がそれぞれ開始される。この計測開始の意味は、図 3 のセンサモジュールユニット動作の開始を意味する。この時点では 2 つのセンサモジュールは各々独立に生体信号を取得している。

【0088】

（実施例 1 の波形と処理シーケンスの対応）

以下、図 4 の波形図の時間順にそって、対応する図 5 のペアリング開始後の処理シーケンスを説明する。

【0089】

10

20

30

40

50

(据え置き型機器における周波数解析)

まず、図5の右端フローで据え置き型機器Bが心拍計測開始し、図4(a)左端にある時刻 t_{11} の最初の心拍ピークのR値(特徴点)を検出する。その時刻 t_{11} の値を機器Bが変化通知としてウェアラブル機器Aに送信することで、機器Aは時刻 t_{11} の値を取得する。

【0090】

この時刻 t_{11} の取得をトリガーにして、ウェアラブル機器Aにおいて図5の左端フローにあるような加速度脈波演算処理が開始され、脈波信号図4(b)から加速度脈波図4(c)へのデータ処理が開始される。

【0091】

次に、機器Aの加速度脈波信号から、図4(c)の時刻 t_{21} にあるように、加速度脈波信号のピーク値 a_1 値を検出する。 a_1 値を検出した時刻 t_{21} を、今度は機器Aから機器Bに通知する。

【0092】

機器Bは取得した時刻 t_{21} から t_{11} を減算することによって、脈波伝播時間 PTT_1 を求める。(図5の右端フロー中央の「 $PTT_1 = t_{21} - t_{11}$ を算出」ブロック)

収縮期血圧は脈波伝播速度の変化傾向と常に一致し、短期的には血管弾性特性が一定であることから、この脈伝播時間 PTT_1 から血圧の変化を読み取ることが可能となる。

【0093】

機器Bにおいて、心拍の次のピークとなるR値の時刻 t_{12} (図4(a)中央)を検出すると、 $t_{12} - t_{11}$ を演算することで、最初の心拍間隔区間 RRI_1 が確定する。

【0094】

以後、機器Bにおいては、この心拍間隔区間 RRI_1 (体幹部の生体信号の時系列データの周期区分)以降の時系列データをもとに、例えばMEM法(Maximum Entropy Method: 最大エントロピー法)などにより周波数解析が繰り返し行われ、その結果の抽出周波数のデータが選定されて機器Aに送信される。

【0095】

(ウェアラブル機器における時系列分析)

同様に t_{12} がウェアラブル機器Aに知らされると、加速度脈波の次のピーク a 値(= a_2)が発生する時刻を、 $t'_{22} = t_{12} + PTT_1$ として推定できる。

(図5の左端のフロー中央の「 $t'_{22} \leftarrow t_{12} + PTT_1$ を演算」ブロック)

【0096】

この推定された時刻 t'_{22} に a_2 値が検出されない場合は、心臓の期外収縮である、いわゆる不整脈が生じたと判断できる。

【0097】

図5では、時刻 t_{22} に a_2 値が検出される、正常の場合のシーケンスを記載している。

【0098】

図5の機器Aにおいて、加速度脈波の時系列分析をおこなう際の区間は、この t'_{22} 情報により図4(c)下の $a-a$ 間として確定される。

【0099】

さらには、機器Bにおいては心拍信号は $R-R$ 間隔(RRI)が既に決定しており、この間の周波数解析を機器Aにおける加速度脈波の分析に先んじておこなえば、スプース(ある基底のもとで、ほとんどの信号が0に近い性質を持つこと)として測定不要な周波数領域を予め知ることができ、機器Aにおいて脈波時系列データの圧縮処理を行い、機器Bへ送信するデータ量を削減することができる。

【0100】

図5では機器Aにおいて、 a_1 から a_2 までの時系列分析を特定周波数のみ行うと共に、4(c)に示すように、 a_1 値以外の加速度脈波の特徴点 b_1 、 c_1 、 d_1 、 e_1 の波高値を a_1 の波高値の値で除算した特徴点の波高比(b/a 、 c/a 、 d/a 、 e/a)の演算を行う例を示している。

10

20

30

40

50

【0101】

また、高周波（Hf:Hi Frequency）として3秒から4秒程度の周期を持つ呼吸を信号源とする変動波の周波数領域のパワースペクトルと、低周波（Lf: Low Frequency）としてメイヤー波と呼ばれる約10秒周期の血压変化を信号源とする変動波の周波数領域のパワースペクトルの比（ Lf/Hf ）の演算を、機器Bからの心拍信号の解析結果をもとに、周波数を選定しておこなうシーケンスとしている。

【0102】

これらの波高比、パワースペクトルの比（ Lf/Hf ）が、圧縮処理されたデータとして省電力通信によって機器Bに送信されて、機器Aにおける処理が一巡する。

【0103】

なお、自律神経により制御される生体信号の例として、汗腺による皮膚電気抵抗の変化や体温などは、このパワースペクトルの比（ Lf/Hf ）と相関すると考えられている。最近では、「てんかん発作」の予知として心拍信号の変動が使われる事例もあり、中枢系の脳波とも相関するため、これを簡便なウェアラブル機器で測定可能となれば、本発明のヘルスケアシステムの価値をより高めるものである。

【0104】

（実施例1の別の処理シーケンス例）

図6には、機器B側においてRR1が確定し心拍信号の周波数解析を行った後に、機器A側においてその周波数特性に応じて、次の加速度脈波に対して非一様サンプリングを行うことで、サンプリングデータ数の削減を図った時系列分析を行うシーケンス例2を示す。

【0105】

すなわち、機器Bからの心拍信号を教師データとして、機器Aにおいて加速度脈波を非一様なタイミングでサンプリング設定することにより圧縮センシングしてデータ圧縮する機構としている。非一様サンプリングおよび圧縮センシングは、体幹側の拍動により脈波の1周期の区分が先に分かることにより、予め時系列データのサンプリングを最適化できることを利用するものである。

【0106】

このようにすることにより、演算能力やメモリ量が限られるウェアラブル機器Aのセンシングにおいても、据え置き型機器Bからリアルタイムに情報が送信されることで時系列分析が可能となり、高度な情報処理が可能となる。

【0107】

（実施例2）

図7、図8には、本発明をさらに拡張した実施例2に係るヘルスケアセンシングシステムの利用形態と構成を示す。

【0108】

心拍や脈波以外の生体信号として、呼吸運動における呼吸量の時間変化を示す呼吸信号の呼吸波形がある。この呼吸波形の最大値における心拍間隔と呼吸波形の最小値における心拍間隔には変動があり、その差は自律神経の副交感神経活動の指標を反映しており、緊張・疲労の良い評価指標となることが知られている。そのため本実施例2では図7に示すように、据え置き型機器Bに心拍センサ201と別に、呼吸センサ206を設ける構成としている。

【0109】

この場合図3におけるセンサモジュール310、320では、既に呼吸周波数成分のみもしくは心拍数の周波数成分のみを通過させるフィルタリング設定がなされているものとし、センサからFPGAにデータが入力されている段階で既に、呼吸波形そのものは心拍信号と分離されているものとする。

【0110】

このようにしておくことで、信号が入力されてからFPGA内で分離処理を行う必要がなくなる。処理はRR1時系列データをスプライン補間し、呼吸の極大値と極小値の値か

10

20

30

40

50

らその差を求める手法が挙げられる。これにより、自律神経バランスを評価することができる。

【0111】

さらに、本実施例2では、図8に示すように据え置き型機器Bには省電力無線通信部202とは別の手段で外部機器213が通信接続されており、図7に示すようにこの外部機器213（たとえばテレビモニター）の額縁部には赤外線カメラが設置されている。

【0112】

この赤外線カメラによって、利用者の眼の瞬き、視線の動きや嚙下などの、心拍に影響を及ぼしアーティファクト（誤判定の原因となる不要信号）となる動作に関連する更に別の生体信号が同時計測され、アーティファクトノイズの判定に用いられる構成としている。図8では外部機器213はゲートウェイ211経由での接続となっているが、直接据え置き型機器Bに接続されても良いことはもちろんである。

【0113】

また、図8に示すように、ウェアラブル機器Aには更に、加速度／ジャイロセンサ108を具備し、手首や腕の動きを直接アーティファクトとして検出できるようになっている。これらのセンサデータも、心拍信号および加速度脈波信号処理の際にアーティファクトノイズの判定に用いられ、全体として測定される生体信号のノイズの影響を減少することができる。

【0114】

（スタンドアローンモード）

さらにこの実施例2では、図9に説明するようにウェアラブル機器Aは2つのモードで動作可能であり、省電力無線通信リンクが確立せず機器Bとの連動測定動作（図9右）を行えない状況においては、ウェアラブル機器A単独で動作するスタンドアローンモード（図9左）として、脈波センサ104による測定のほか、加速度／ジャイロセンサ108を用いて利用者の運動、動作に関する行動ログを計測・記録するようにもできる。

【0115】

連動測定動作モードから、このスタンドアローンのステータスに切り替えが行われた場合は、記録のデータ量を削減するため、例えば加速度脈波信号は少なくとも心拍数をカウントするように動作仕様（コンフィギュレーション）を変更することもできる。記録データ量が許せば、前述の加速度／ジャイロセンサ108による行動ログを計測・記録しても良いことはもちろんである。この変更はコンフィギュレーションデータとして不揮発性メモリに書き込まれており、ペアリングを切り離れた後に自動的に変更される。

【0116】

このウェアラブル機器Aにおけるモード切替は、FPGAのコンフィギュレーションデータによる構成変更・再構成でも実現可能であるが、通常のCPUによるソフトウェア制御であれば単にソフトウェアモジュールの切り替えによるものでも良い。

【0117】

図9は、このようなウェアラブル機器Aの使用状態によるステータス変化を説明する状態遷移図である。図9右側の機器B連動測定の動作モードにおいては、ウェアラブル機器Aは前述の様に据え置き型機器Bとペアリングして省電力無線通信を行いながら連係動作して、加速度脈波特徴抽出、スペクトル解析、アーティファクト処理などを行い、システムとして高度なヘルスケアセンシング機能を実現する。

【0118】

省電力無線通信の通信リンクが一定時間以上遮断されたことを検出すると、ウェアラブル機器Aは図9左側のスタンドアローンモードに移行して、上述のような心拍数計測、行動ログ計測などの限定動作に移行し、ウェアラブル機器A上のセンサの時系列データを記録する。

【0119】

その後、再びウェアラブル機器Aを装着した利用者が据え置き型機器Bに近づくと、再度前述のようにペアリングが開始されて、機器Bとの連動測定のモードに移行する。その

際には、スタンドアローンモードで記録した心拍数データや行動ログ情報などを機器B側に送り、以後の高度なヘルスケアセンシング機能実現のために使用することもできる。

【0120】

(外部機器の機能)

図7の実施例2のシステムでは、前述のように外部機器213としてテレビモニターを設置している。この場合、テレビモニターには利用者のリラックスを誘導する映像や呼吸統制を促す映像や音響を出力することができる。このようにすることで、測定を実施しているという緊張感(いわゆる白衣効果)を伴わない自然な状態で、自律神経バランス指標などの高度なヘルスケアセンシング情報を得ることができる。

【0121】

外部機器213のテレビモニターには使用者の指示に従って、ヘルスケアセンシングシステムの設定状態や測定・判定結果を表示することもでき、タッチパネルやキー入力 of インターフェースを外部機器213または据え置き型機器Bに併設することにより、ヘルスケアセンシングシステムの表示や測定項目、動作モードの設定、利用者登録の変更なども可能とできるのはもちろんである。

【0122】

(実施例3)

実施例3として、データ処理シーケンスをより具体化したヘルスケアセンシングシステムの一例を示す。前提とするシステム構成は、実施例1(図1~図3)または実施例2(図7、図8)と同様である。

【0123】

図10は、実施例3において説明の前提とする従来方式で測定した脈波データ波形を表す。脈波の時系列データとしては、例えば2KHzの周波数で均一にサンプリングを行っており、ここでは5秒間の測定時間範囲の5周期ほどの波形を示している。しかしながら、図4の波形図に示したように、加速度脈波信号の特徴点は脈波周期の前半に存在するため、脈波の1周期全てのデータを均一にサンプリングする必要はない。

【0124】

そこで、心拍信号から予め脈波の拍動の開始時刻が推定される場合において、脈波の拍動の開始時点から1周期の前半部のみサンプリングして、後半部はサンプリングを行わないことで、余計なアーティファクト処理を要せず必要な情報のみサンプリングすることが可能となる。

【0125】

図11は、前記のコンセプトから脈波の拍動毎にサンプリングを途中で間引き、予め推定された拍動開始点から65ミリ秒毎に10点のみサンプリングした図を示している。この9区間を3次のスプライン(spline)関数などで補間すると、2KHzの脈波の波形全体をほぼ再現できることを示している。

【0126】

本実施例3では、図11のサンプリングしたデータが据え置き機器Bに送信された後、据え置き機器B側でスプライン補間をおこない、さらに加速度脈波処理を行っている。このようにして、図12に示すような加速度脈波の特徴点のみを抽出したウェーブパケットに分解することができる。

【0127】

このようなウェーブパケットの情報を蓄積することで、個人の平常時の特徴や環境変動要素を個人毎に容易に解析できるようになり、テーラーメイドのヘルスケアが可能なシステムとなる。

【0128】

(実施例3の波形と処理シーケンスの対応)

以下、図13に、本実施例3において図12のウェーブパケットを抽出するための処理シーケンス例3を、図4の波形図の時間順にそって説明する。

【0129】

(据え置き型機器における解析)

図 1 3 の、実施例 3 のシーケンス例 3 において、まず、ペアリング開始後、計測開始までのシーケンスは、実施例 1 のシーケンス例 1 (図 5)、シーケンス例 2 (図 6)と同様である。

【0130】

据え置き型機器 B が、図 4 (a) 左端にあるように、時刻 t_{11} において最初の心拍のピークとなる R 値 (特徴点) を検出する。その時刻 t_{11} の値を機器 B が変化通知としてウェアラブル機器 A に送信する。機器 A は時刻 t_{11} の値を取得する。

【0131】

この時刻 t_{11} の取得をトリガーにして、ウェアラブル機器 A において、脈波サンプリング処理が開始され、図 4 の時刻 t_{21} にあるように、最初の脈波信号の変化検知としての開始点を検出する。変化検知を検出した時刻 t_{21} を、今度は機器 A から機器 B に通知する。

【0132】

機器 B は取得した時刻 t_{21} から t_{11} を減算することによって、脈波伝播時間 $P T T_1$ を求める。(図 1 3 の右端のフロー中央の「 $P T T_1 = t_{21} - t_{11}$ を算出」ブロック)

【0133】

収縮期血圧は脈波伝播速度の変化傾向と常に一致し、短期間的には血管弾性特性が一定であることから、この脈伝播時間 $P T T_1$ から血圧の変化を読み取ることが可能となる。

【0134】

機器 B において、次の 2 つめの心拍のピークとなる R 値の時刻 t_{12} (図 4 (a) 中央) を検出すると、 $t_{12} - t_{11}$ を演算することで、最初の心拍間隔区間 $R R I_1$ が確定する。

【0135】

以後、図 1 3 には図示は無いが、実施例 1 の図 5、図 6 のシーケンスと同様に、機器 B においては、この心拍間隔区間 $R R I_1$ (体幹部の生体信号の時系列データの周期区分) 以降の時系列データをもとに、例えば MEM 法 (Maximum Entropy Method : 最大エントロピー法) などにより周波数解析が繰り返し行われ、その結果の抽出周波数のデータが選定されて機器 A に送信することもできる。

【0136】

(ウェアラブル機器における時系列分析)

同様に実施例 3 の図 1 3 で、時刻 t_{12} の値および脈伝播時間 $P T T_1$ が機器 B からウェアラブル機器 A に知られると、次の 2 つめの脈波の開始点が $t'_{22} = t_{12} + P T T_1$ として、機器 A において推定できる。(図 1 3 の左端のフロー中央の「 $t'_{22} \leftarrow t_{12} + P T T_1$ を演算」ブロック)

この推定された時刻 t'_{22} は、図 1 3 中央の点線の横線として示されている。

【0137】

この推定された時刻 t'_{22} までに a_2 値が検出されない場合は、心臓の期外収縮である、いわゆる不整脈が生じたと判断でき、その区間のデータは以降の処理には用いられないが、必要に応じて不整脈の発生は記録されユーザに報知することもできる。

【0138】

機器 A では、この推定された時刻 t'_{22} から $(t'_{22} - t_{21}) / 2$ の期間で、2 つめの脈波に対して 10 点のサンプリングが行われ、得られたサンプリングデータが機器 B に転送される。

【0139】

機器 B においては、受信したサンプリングデータに基づき、加速度脈波特徴抽出演算が行われ、脈伝播時間 $P T T_2 = t_{a2} - t_{12}$ 、及び加速度脈波信号の特徴点、特に最終 (5 番目) のピークの時間 t_{e2} が算出される。

【0140】

10

20

30

40

50

機器 B において、3 つめの心拍 R 値が検出されると、その時刻 t_{13} の値とともに前述の脈伝播時間 $P T T_2$ の値および t_{e2} の値が機器 A に送信される。

【0141】

機器 A においては、次の 3 つめの脈波の開始点を $t'_{23} = t_{13} + P T T_2$ として推定して、時刻 t'_{23} から時刻 $t'_{23} + t_{e2}$ までの期間で、3 つめの脈波の 10 点サンプリングが行われ、以下同様に処理が継続する。

【0142】

(脈波サンプリング期間の決定)

次に、図 13 の実施例 3 において、脈波サンプリング期間を決定するアルゴリズムについて述べる。

10

【0143】

まず、デフォルトの脈波サンプリングを行う期間の初期値としては、1 拍動の間隔の半分の時間の経過時点をサンプリング終了時点とし、その区間で脈波サンプリングを行うが、このためにはまず、拍動の間隔 ($R R I$) 自体を推定する必要がある。

【0144】

最初の脈波は、最初の心拍の拍動の通知 t_{11} から遅れて、脈波計測のデータに変化が検知された点として捉えて、時刻 t_{21} とし、これを開始点とするが、この値は機器 B 側で脈伝播時間 $P T T_1$ を求めるのに使用されるだけであるので、脈波サンプリングは行わなくても良い。

【0145】

20

2 つめの脈波については、上記脈伝播時間 $P T T_1$ を用いてサンプリング期間の開始時点 t'_{22} は推定可能となるが、脈波サンプリング期間の長さは上述のようにデフォルトの初期値でサンプリングが行われる。サンプリング数は 10 ポイント程度 (すなわち 1 拍動間隔の $1/20$ 程度のサンプリング間隔) とする。

【0146】

3 つめの脈波において、上記 2 つめの脈波から得られたデータを用いて以下のようにサンプリング期間の終了点が決定されて、サンプリングが行われる。

【0147】

前記のように、サンプリングデータに基づく加速度脈波特徴抽出演算の処理は、据え置き機器 B 側でおこなう。その際、図 4 における極小点 b, d および極大点 a, c, e までの 5 つの特徴点を抽出する。仮にデフォルトの 1 拍動区間の半分で極大極小点が 4 点のみであった場合は、 e 点を検出するまで繰返す。5 点抽出が成功した場合に、 e 点のピーク発生時刻 t_e をウェアラブル機器に情報として転送する。

30

【0148】

このようにして、加速度脈波の特徴点の最終点 e を見出すために必要な時間が決定され、これに基づいてサンプリング期間の終了点を決定する。

このような処理を繰り返しながら、脈波の個々のウェーブパケットを

$t_{a-\varepsilon}$ から $t_{e+\varepsilon}$ (ε はピーク確認マージン期間で、0.05 秒程度) の区間でサンプリングして抽出する。

【0149】

40

脈波または加速度脈波の時系列データを心拍または脈波の周期で区分し、それぞれの加速度脈波のウェーブパケットの特徴点のデータ (脈波開始点からの相対時刻または時間、値または波高比) を蓄積してゆくことで、個々人の生体信号の特徴を捉えることができると共に、その波形からのずれを検知することで異常検知を行うことができるようになる。これは、加速度脈波が正常波形として学習されており、これを教師として、次にくる波形が異常かどうかを推定する仕組みが、システムに実装可能であることを意味する。

【産業上の利用可能性】

【0150】

以上の様に本願発明では、使用者が日常的にヘルスケアをおこなうために、簡易に高精度な生体信号を取得することを可能とするヘルスケアセンシングシステムを実現すること

50

ができる。

【符号の説明】

【0151】

機器 A ウェアラブル機器

機器 B 据え置き型機器

101 スイッチ

102、202 省電力無線通信部

103、203、303 F P G A

104 脈波センサ

105、205 メモリ

106 表示部

107、207 不揮発性メモリ

108 加速度／ジャイロセンサ

201 心拍センサ

204 インターフェース

206 呼吸センサ

211 ゲートウェイ

212 データサーバ

213 外部機器

302 無線通信部

310、320 センサモジュール

311、321 生体信号取得部

312、322 電気信号変換部

313、323 増幅フィルタリング部

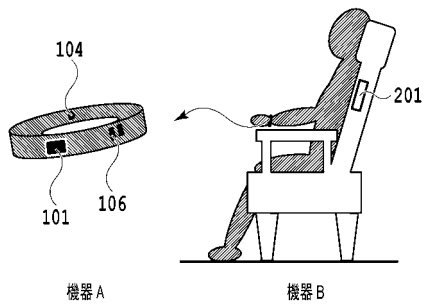
314、324 アナログデジタル変換部

330 データ処理部

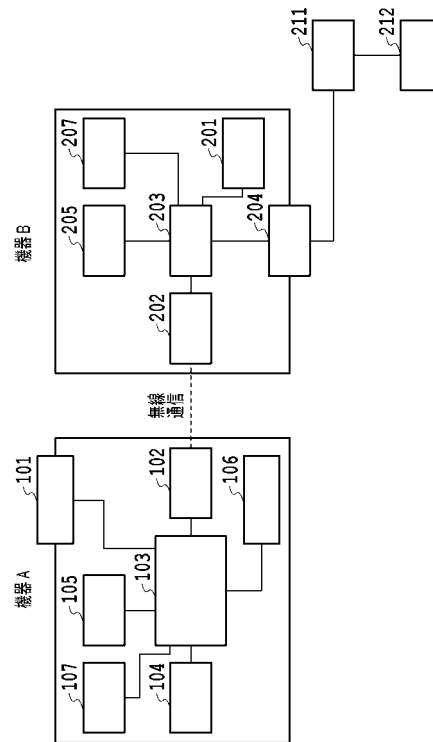
10

20

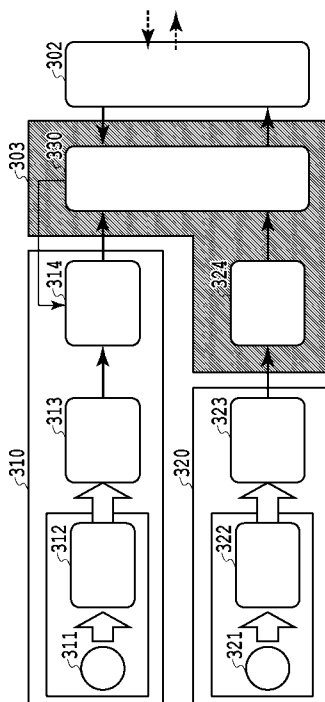
【図 1】



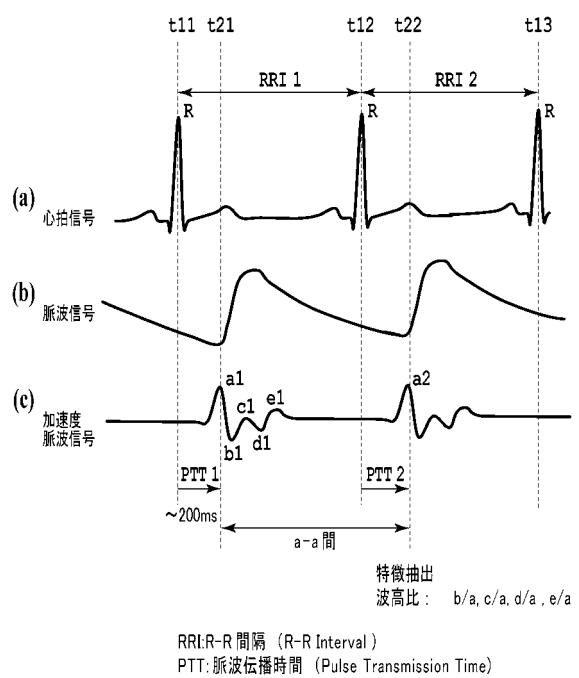
【図 2】



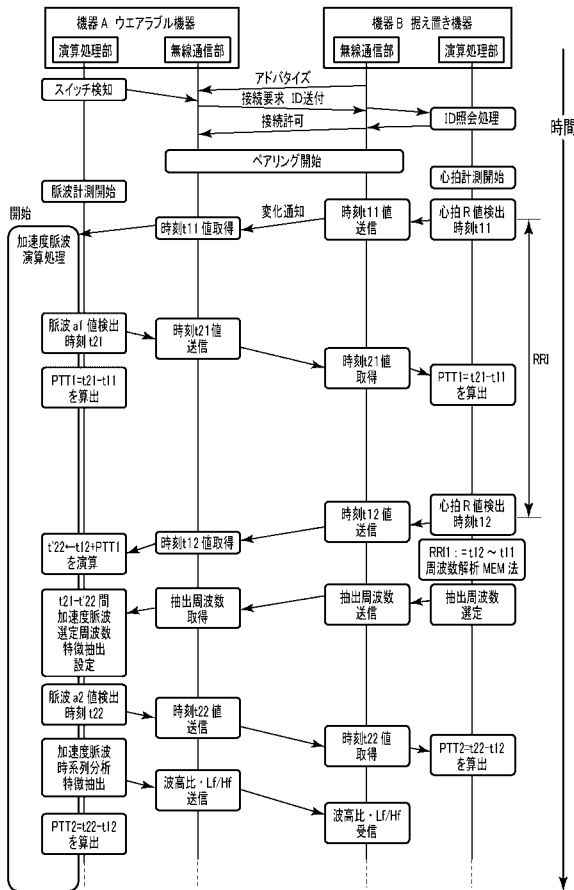
【図 3】



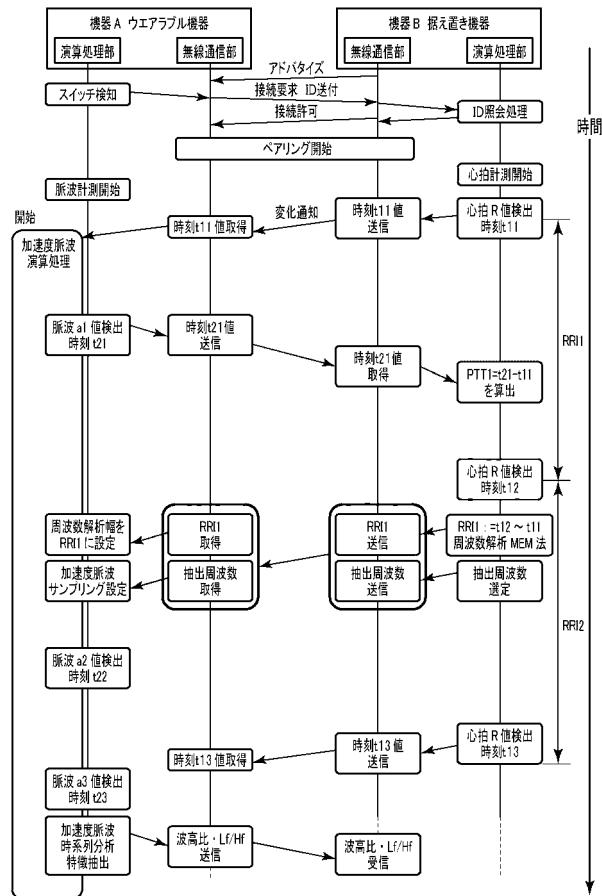
【図 4】



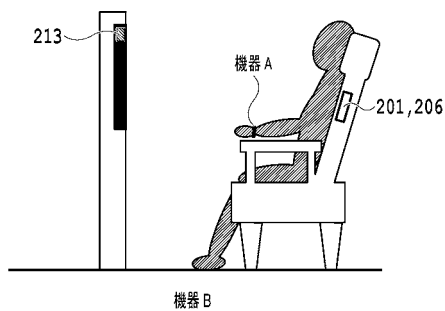
【図 5】



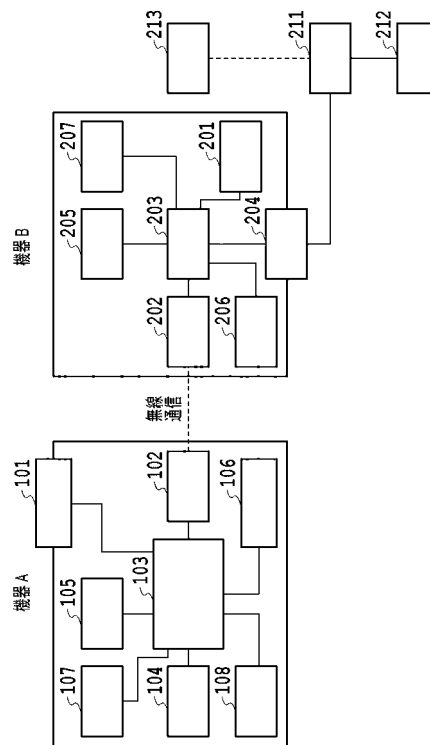
【図 6】



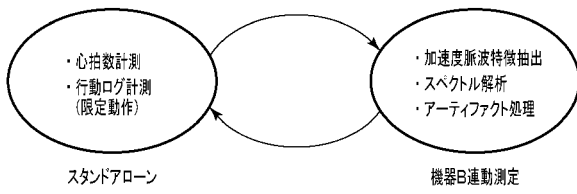
【図 7】



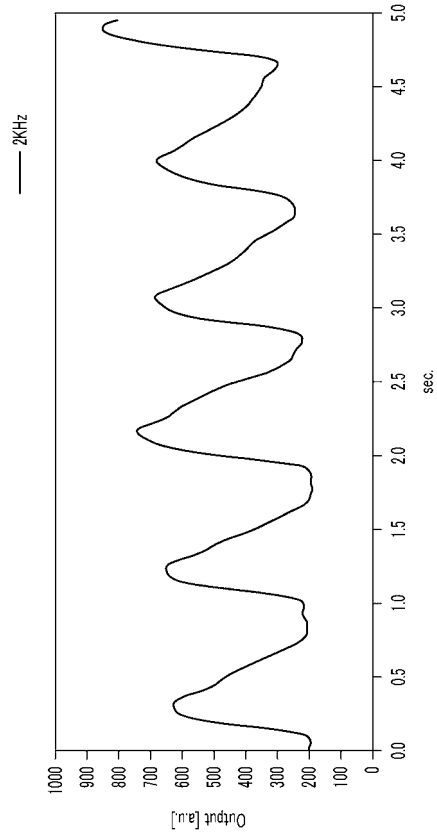
【図 8】



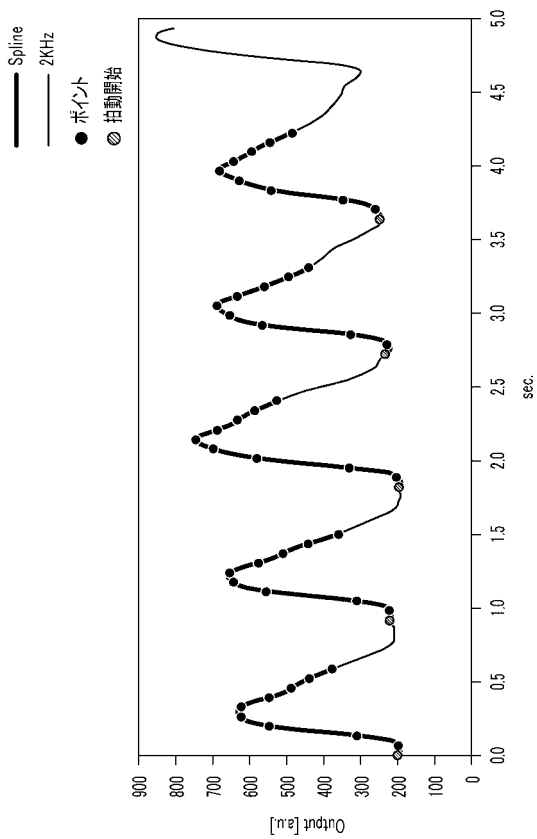
【図 9】



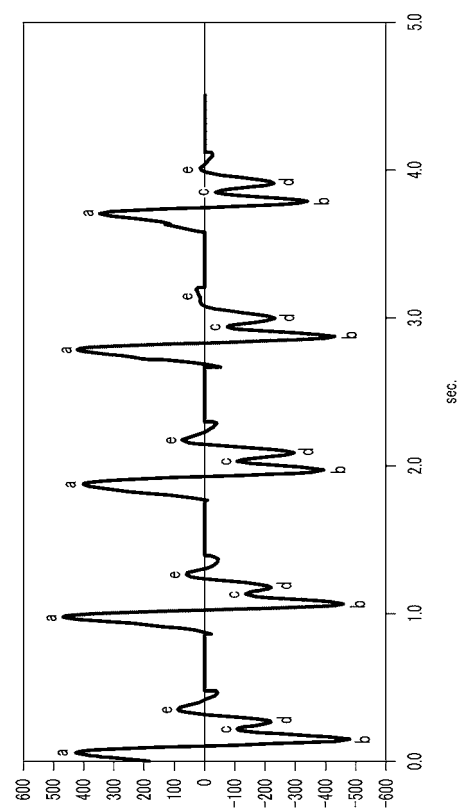
【図 10】



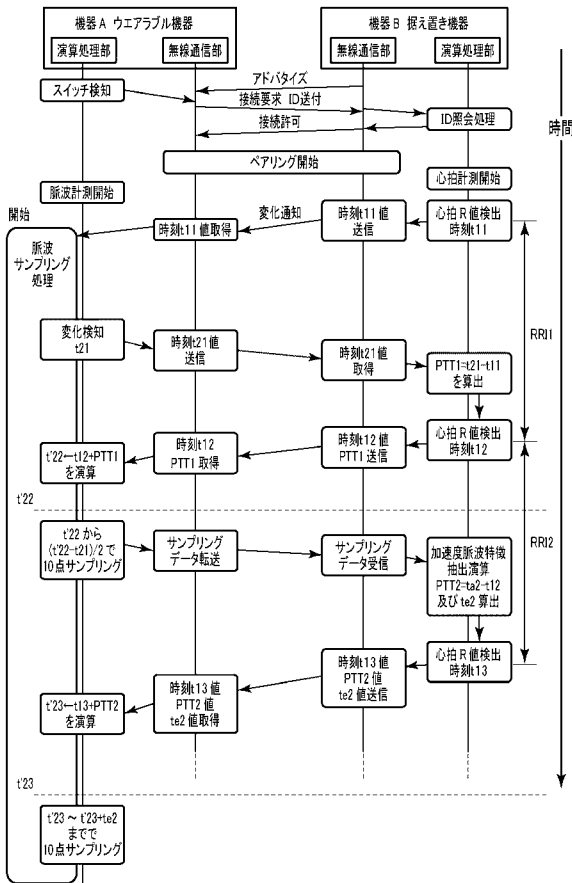
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 H	
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z	
	A 6 1 B 5/02 7 1 0 A	
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 P	