

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第7361830号
(P7361830)

(45) 発行日 令和5年10月16日(2023.10.16)

(24) 登録日 令和5年10月5日(2023.10.5)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/145 (2006.01) A 6 1 B 5/145
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z

請求項の数 13

(21) 出願番号	特願2022-62582(P2022-62582)	(73) 特許権者	000006633
(22) 出願日	令和4年4月4日(2022.4.4)		京セラ株式会社
(62) 分割の表示	特願2020-4512(P2020-4512)の分割		京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
原出願日	平成28年4月14日(2016.4.14)	(74) 代理人	100147485
(65) 公開番号	特開2022-84955(P2022-84955A)		弁理士 杉村 憲司
(43) 公開日	令和4年6月7日(2022.6.7)	(74) 代理人	230118913
審査請求日	令和4年4月4日(2022.4.4)		弁護士 杉村 光嗣
(31) 優先権主張番号	特願2015-91577(P2015-91577)	(74) 代理人	100132045
(32) 優先日	平成27年4月28日(2015.4.28)		弁理士 坪内 伸
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)	(72) 発明者	安島 弘美
			京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
			京セラ株式会社内
		審査官	▲高▼ 芳徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子機器及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

一の被検部位における脈波を取得する単一のセンサを有するセンサ部と、
 前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波に基づく指標から、糖代謝を推定する制御部と、を備え、
 前記制御部は、第1のタイミングで取得した脈波に関する指標と、前記第1のタイミングの後である第2のタイミングで取得した脈波に関する指標とに基づいて、前記糖代謝を推定する、
 電子機器。

【請求項2】

前記制御部は、前記第1のタイミングで取得した脈波に関する指標を基準として、前記第2のタイミングで取得した脈波に関する指標の変化量を算出する、
 請求項1に記載の電子機器。

【請求項3】

前記第1のタイミング及び前記第2のタイミングは、血糖値の変動が所定以上になる時間帯におけるタイミングである、請求項1又は2に記載の電子機器。

【請求項4】

前記第1のタイミングは食事前であり、
 前記第2のタイミングは食事後である、
 請求項1又は2に記載の電子機器。

【請求項 5】

前記第 1 のタイミング及び前記第 2 のタイミングは、運動前及び運動中のタイミング、又は、運動中及び運動後のタイミングに含まれる、請求項 1 又は 2 に記載の電子機器。

【請求項 6】

前記第 1 のタイミング及び前記第 2 のタイミングは、入浴前及び入浴中のタイミング、又は、入浴中及び入浴後のタイミングに含まれる、請求項 1 又は 2 に記載の電子機器。

【請求項 7】

前記第 2 のタイミングは、食事後の指標が極値となるタイミングである、
請求項 1、2、及び 4 のいずれか一項に記載の電子機器。

【請求項 8】

前記制御部は、前記食事後の所定時間以内に最も早く出現する前記極値及びその出現時間に基づいて、前記糖代謝を推定する、
請求項 7 に記載の電子機器。

【請求項 9】

前記極値は、最小の極値である、
請求項 7 又は 8 に記載の電子機器。

【請求項 10】

前記指標は、前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波の反射波に関する指標である、
請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の電子機器。

【請求項 11】

第 1 電子機器及び第 2 電子機器を含むシステムであって、
前記第 1 電子機器は、
一の被検部位における脈波を取得する単一のセンサを有するセンサ部と、
前記第 2 電子機器と通信する通信部と、
前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波に関する情報を、前記第 2 電子機器において糖代謝を推定可能なように、前記通信部から前記第 2 電子機器に送信する制御部と、
を備え、
前記第 2 電子機器は、前記第 1 電子機器から前記単一のセンサで取得した情報を受信して、第 1 のタイミングで取得した脈波に関する指標と、前記第 1 のタイミングの後である第 2 のタイミングで取得した脈波に関する指標とに基づいて、前記糖代謝を推定する、システム。

【請求項 12】

一の被検部位における脈波を取得する単一のセンサを有するセンサ部と、
前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波に基づく指標から、脂質代謝を推定する制御部と、を備え、
前記制御部は、第 1 のタイミングで取得した脈波に関する指標と、前記第 1 のタイミングの後である第 2 のタイミングで取得した脈波に関する指標とに基づいて、前記脂質代謝を推定する、
電子機器。

【請求項 13】

第 1 電子機器及び第 2 電子機器を含むシステムであって、
前記第 1 電子機器は、
一の被検部位における脈波を取得する単一のセンサを有するセンサ部と、
前記第 2 電子機器と通信する通信部と、
前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波に関する情報を、前記第 2 電子機器において脂質代謝を推定可能なように、前記通信部から前記第 2 電子機器に送信する制御部と、
を備え、
前記第 2 電子機器は、前記第 1 電子機器から前記単一のセンサで取得した情報を受信し

10

20

30

40

50

て、第1のタイミングで取得した脈波に関する指標と、前記第1のタイミングの後である第2のタイミングで取得した脈波に関する指標とに基づいて、前記脂質代謝を推定する、システム。

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0001】

本出願は、日本国特許出願2015-091577号(2015年4月28日出願)の優先権を主張するものであり、当該出願の開示全体を、ここに参照のために取り込む。

【技術分野】

【0002】

本発明は、測定された生体情報から、被検者の健康状態を推定する電子機器及び装置に関する。

【背景技術】

【0003】

従来、被検者(ユーザ)の健康状態を推定する手段として血液成分の測定、血液の流動性の測定が行われている。これらは、被検者から採血された血液を用いて測定が行われる。また、被検者の手首等の被検部位から生体情報を測定する電子機器が知られている。例えば、特許文献1には、被検者が手首に装着することにより、被検者の脈拍を測定する電子機器が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開2002-360530号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、採血には痛みが伴うため、日常的に自身の健康状態を推定することが難しい。また、特許文献1に記載の電子機器は、脈拍を測定するだけのものであり、脈拍以外の被検者の健康状態を推定することはできない。

【0006】

かかる事情に鑑みてなされた本発明の目的は、非侵襲で簡便に被検者の健康状態を推定することができる電子機器及び装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するため、本発明の一実施の形態に係る電子機器は、一の被検部位における脈波を取得する単一のセンサを有するセンサ部と、前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波に基づく指標から、糖代謝を推定する制御部と、を備える。

前記制御部は、第1のタイミングで取得した脈波に関する指標と、前記第1のタイミングの後である第2のタイミングで取得した脈波に関する指標とに基づいて、前記糖代謝を推定する。

【0008】

一実施の形態に係るシステムは、第1電子機器及び第2電子機器を含む。

前記第1電子機器は、

一の被検部位における脈波を取得する単一のセンサを有するセンサ部と、

前記第2電子機器と通信する通信部と、

前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波に関する情報を、前記第2電子機器において糖代謝を推定可能なように、前記通信部から前記第2電子機器に送信する制御部と、を備える。

前記第2電子機器は、前記第1電子機器から前記単一のセンサで取得した情報を受信し

10

20

30

40

50

て、第1のタイミングで取得した脈波に関する指標と、前記第1のタイミングの後である第2のタイミングで取得した脈波に関する指標とに基づいて、前記糖代謝を推定する。

【0009】

一実施の形態に係る電子機器は、

一の被検部位における脈波を取得する単一のセンサを有するセンサ部と、

前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波に基づく指標から、脂質代謝を推定する制御部と、を備える。

前記制御部は、第1のタイミングで取得した脈波に関する指標と、前記第1のタイミングの後である第2のタイミングで取得した脈波に関する指標とに基づいて、前記脂質代謝を推定する。

10

【0010】

一実施の形態に係るシステムは、第1電子機器及び第2電子機器を含む。

前記第1電子機器は、

一の被検部位における脈波を取得する単一のセンサを有するセンサ部と、

前記第2電子機器と通信する通信部と、

前記センサ部の前記単一のセンサで取得した脈波に関する情報を、前記第2電子機器において脂質代謝を推定可能なように、前記通信部から前記第2電子機器に送信する制御部

と、

を備える。

前記第2電子機器は、前記第1電子機器から前記単一のセンサで取得した情報を受信して、第1のタイミングで取得した脈波に関する指標と、前記第1のタイミングの後である第2のタイミングで取得した脈波に関する指標とに基づいて、前記脂質代謝を推定する。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、非侵襲で簡便に被検者の健康状態を推定可能な電子機器及び装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の第1実施の形態に係る電子機器の概略構成を示す模式図である。

【図2】図1の本体部の概略構成を示す断面図である。

30

【図3】図1の電子機器の使用状態の一例を示す図である。

【図4】図1の電子機器の概略構成を示す機能ブロック図である。

【図5】センサ部で取得された脈波の一例を示す図である。

【図6】算出されたAIの時間変動を示す図である。

【図7】算出されたAIと血糖値の測定結果を示す図である。

【図8】算出されたAIと血糖値の関係をj示す図である。

【図9】算出されたAIと脂質値の測定結果を示す図である。

【図10】AIに基づいて血液の流動性及び糖代謝又は脂質代謝の状態を推定する手順を示すフロー図である。

【図11】本発明の第2実施の形態に係る電子機器における、脈波の変化に基づく推定方法の一例を説明する図である。

40

【図12】加速度脈波の一例を示す図である。

【図13A】本発明の第2実施の形態に係る電子機器における、脈波の変化に基づく推定方法の他の一例を説明する脈波を示す図である。

【図13B】図13Aの脈波をFFTした結果を示す図である。

【図14】本発明の第2実施の形態に係る電子機器が用いる推定式の作成フロー図である。

【図15】図14のフローにより作成された推定式を用いて被検者の血糖値を推定するフロー図である。

【図16】図14のフローにより作成された推定式を用いて推定した血糖値と、実測した

50

血糖値との比較を示す図である。

【図 17】本発明の第 3 実施の形態に係る電子機器が用いる推定式の作成フロー図である。

【図 18】図 17 のフローにより作成された推定式を用いて被検者の血糖値を推定するフロー図である。

【図 19】図 17 のフローにより作成された推定式を用いて推定した血糖値と、実測した血糖値との比較を示す図である。

【図 20】本発明の第 4 実施の形態に係る電子機器が用いる推定式の作成フロー図である。

【図 21】図 20 のフローにより作成された推定式を用いて被検者の脂質値を推定するフロー図である。

【図 22】図 20 のフローにより作成された推定式を用いて推定した脂質値と、実測した脂質値との比較を示す図である。

【図 23】本発明の一実施の形態に係るシステムの概略構成を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

【0014】

(第 1 実施の形態)

図 1 は、本発明の第 1 実施の形態に係る電子機器の概略構成を示す模式図である。電子機器 100 は、装着部 110 と、測定部 120 とを備える。図 1 は、被検部に接触する裏面 120 a から電子機器 100 を観察した図である。

【0015】

電子機器 100 は、被検者が電子機器 100 を装着した状態で、被検者の生体情報を測定する。電子機器 100 が測定する生体情報は、測定部 120 で測定可能な被検者の脈波である。本実施の形態においては、電子機器 100 は、一例として、被検者の手首に装着して、脈波を取得するものとして、以下説明を行う。

【0016】

本実施の形態において、装着部 110 は直線状の細長い帯状のバンドである。脈波の測定は、例えば被検者が電子機器 100 の装着部 110 を手首に巻きつけた状態で行われる。具体的には、被検者は、測定部 120 の裏面 120 a が被検部位に接触するように装着部 110 を手首に巻きつけて、脈波の測定を行う。電子機器 100 は、被検者の手首において、尺骨動脈又は橈骨動脈を流れる血液の脈波を測定する。

【0017】

図 2 は、図 1 の測定部 120 の概略構成を示す断面図である。図 2 では、測定部 120 とともに、測定部 120 の周辺の装着部 110 についても図示している。

【0018】

測定部 120 は、装着時に被検者の手首に接触する裏面 120 a と、裏面 120 a と反対側の表面 120 b とを有する。測定部 120 は、裏面 120 a 側に開口部 111 を有する。センサ部 130 は、弾性体 140 が押圧されていない状態において、開口部 111 から裏面 120 a 側に一端が突出した状態で、測定部 120 に支持される。センサ部 130 の一端には、脈あて部 132 が備えられている。センサ部 130 の一端は、裏面 120 a の平面とほぼ垂直な方向に変位可能である。センサ部 130 の一端が変位可能のように、センサ部 130 の他端は、支持部 133 により測定部 120 に支持されている。

【0019】

センサ部 130 の一端は、弾性体 140 を介して測定部 120 と接触し、変位可能である。弾性体 140 は、例えばばねである。但し、弾性体 140 は、ばねに限らず、他の任意の弾性体、例えば樹脂、スポンジ等とすることができる。

【0020】

なお、図示しないが、測定部 120 には制御部、記憶部、通信部、電源部、報知部、及び

10

20

30

40

50

これらを動作させる回路、接続するケーブル等が配置されていてもよい。

【0021】

センサ部130は、センサ部130の変位を検出する角速度センサ131を備える。角速度センサ131はセンサ部130の角度変位を検出できればよい。センサ部130が備えるセンサは、角速度センサ131に限らず、例えば加速度センサ、角度センサ、その他のモーションセンサとしてもよいし、これら複数のセンサを備えていてもよい。

【0022】

図3は、被検者による電子機器100の使用状態の一例を示す図である。被検者は、電子機器100を手首に巻きつけて使用する。電子機器100は、測定部120の裏面120aが被検部に接触した状態で装着される。装着部110を手首に巻きつけた状態で、測定部120は、尺骨動脈又は橈骨動脈が存在する位置に脈あて部132が接触するように、その位置を調整できる。

10

【0023】

図3では、電子機器100の装着状態において、センサ部130の一端は、被検者の左手の親指側の動脈である橈骨動脈上の皮膚に接触している。測定部120とセンサ部130との間に配置される弾性体140の弾性力により、センサ部130の一端は、被検者の橈骨動脈上の皮膚に接触している。センサ部130は、被検者の橈骨動脈の動き、すなわち脈動に応じて変位する。角速度センサ131は、センサ部130の変位を検出することにより、脈波を取得する。脈波とは、血液の流入によって生じる血管の容積時間変化を体表面から波形としてとらえたものである。

20

【0024】

再び図2を参照すると、センサ部130は、弾性体140が押圧されていない状態において、開口部111から一端が突出した状態である。被検者に電子機器100を装着した際、センサ部130の一端は被検者の橈骨動脈上の皮膚に接触しており、脈動に応じて、弾性体140は伸縮し、センサ部130の一端は変位する。弾性体140は、脈動を妨げず、かつ脈動に応じて伸縮するように、適度な弾性率を有するものが用いられる。開口部111の開口幅Wは、血管径、本実施の形態では橈骨動脈径より十分大きい幅を有する。測定部120に開口部111を設けることにより、電子機器100の装着状態において、測定部120の裏面120aは橈骨動脈を圧迫しない。そのため、電子機器100はノイズの少ない脈波の取得が可能となり、測定の精度が向上する。

30

【0025】

図3では、電子機器100を手首に装着し、橈骨動脈における脈波を取得する例を示したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、電子機器100は、被検者の首において、頸動脈を流れる血液の脈波を取得してもよい。具体的には、被検者は、脈あて部132を頸動脈の位置に軽く押し当てて、脈波の測定を行ってもよい。また、被検者は、脈あて部132が頸動脈の位置にくるように、装着部110を首に巻きつけて装着してもよい。

【0026】

図4は、電子機器100の概略構成を示す機能ブロック図である。電子機器100は、センサ部130と、制御部143と、電源部144と、記憶部145と、通信部146と、報知部147とを備える。本実施の形態では、制御部143、電源部144、記憶部145、通信部146及び報知部147は、測定部120又は装着部110の内部に含まれる。

40

【0027】

センサ部130は、角速度センサ131を含み、被検部位から脈動を検出して脈波を取得する。

【0028】

制御部143は、電子機器100の各機能ブロックをはじめとして、電子機器100の全体を制御及び管理するプロセッサである。また、制御部143は、取得された脈波から、脈波の伝播現象に基づく指標を算出するプロセッサである。制御部143は、制御手順を

50

規定したプログラム及び脈波の伝播現象に基づく指標を算出するプログラムを実行するCPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサで構成され、かかるプログラムは、例えば記憶部145等の記憶媒体に格納される。また、制御部143は、算出した指標に基づいて、被検者の糖代謝又は脂質代謝等に関する状態を推定する。制御部143は、報知部147へのデータの報知を行ったりする。

【0029】

電源部144は、例えばリチウムイオン電池並びにその充電及び放電のための制御回路等を備え、電子機器100全体に電力を供給する。

【0030】

記憶部145は、プログラム及びデータを記憶する。記憶部145は、半導体記憶媒体、及び磁気記憶媒体等の任意の非一過的 (non-transitory) な記憶媒体を含んでよい。記憶部145は、複数の種類の記憶媒体を含んでよい。記憶部145は、メモリカード、光ディスク、又は光磁気ディスク等の可搬の記憶媒体と、記憶媒体の読み取り装置との組み合わせを含んでよい。記憶部145は、RAM (Random Access Memory) 等の一時的な記憶領域として利用される記憶デバイスを含んでよい。記憶部145は、各種情報や電子機器100を動作させるためのプログラム等を記憶するとともに、ワークメモリとしても機能する。記憶部145は、例えばセンサ部130により取得された脈波の測定結果を記憶してもよい。

10

【0031】

通信部146は、外部装置と有線通信又は無線通信を行うことにより、各種データの送受信を行う。通信部146は、例えば、健康状態を管理するために被検者の生体情報を記憶する外部装置と通信を行い、電子機器100が測定した脈波の測定結果や、電子機器100が推定した健康状態を、当該外部装置に送信する。

20

【0032】

報知部147は、音、振動、及び画像等で情報を報知する。報知部147は、スピーカ、振動子、及び液晶ディスプレイ (LCD: Liquid Crystal Display)、有機ELディスプレイ (OLED: Organic Electro-Luminescence Display)、又は無機ELディスプレイ (IELD: Inorganic Electro-Luminescence Display) 等の表示デバイスを備えていてもよい。本実施の形態において、報知部147は、例えば、被検者の糖代謝又は脂質代謝の状態を報知する。

30

【0033】

図5は、電子機器100を用いて手首で取得された脈波の一例を示す図である。図5は、角速度センサ131を脈動の検知手段として用いた場合のものである。図5は、角速度センサ131で取得された角速度を時間積分したものであり、横軸は時間、縦軸は角度を表す。取得された脈波は、例えば被検者の体動が原因のノイズを含む場合があるので、DC (Direct Current) 成分を除去するフィルタによる補正を行い、脈動成分のみを抽出してもよい。

【0034】

取得された脈波から、脈波に基づく指標を算出する方法を、図5を用いて説明する。脈波の伝播は、心臓から押し出された血液による拍動が、動脈の壁や血液を伝わる現象である。心臓から押し出された血液による拍動は、前進波として手足の末梢まで届き、その一部は血管の分岐部、血管径の変化部等で反射され反射波として戻ってくる。脈波に基づく指標は、例えば、前進波の脈波伝播速度PWV (Pulse Wave Velocity)、脈波の反射波の大きさ P_R 、脈波の前進波と反射波との時間差 Δt 、脈波の前進波と反射波との大きさの比で表されるAI (Augmentation Index) 等である。

40

【0035】

図5に示す脈波は、利用者のn回分の脈拍であり、nは1以上の整数である。脈波は、心臓からの血液の駆出により生じた前進波と、血管分岐や血管径の変化部から生じた反射波とが重なりあった合成波である。図5において、脈拍毎の前進波による脈波のピークの大きさを P_{Fn} 、脈拍毎の反射波による脈波のピークの大きさを P_{Rn} 、脈拍毎の脈波の最

50

小値を $P_{S n}$ で示す。また、図5において、脈拍のピークの間隔を $T_{P R}$ で示す。

【0036】

脈波に基づく指標とは、脈波から得られる情報を定量化したものである。例えば、脈波に基づく指標の一つであるPWVは、上腕と足首等、2点の被検部で測定された脈波の伝播時間差と2点間の距離とに基づいて算出される。具体的には、PWVは、動脈の2点における脈波（例えば上腕と足首）を同期させて取得し、2点の距離の差（L）を2点の脈波の時間差（PTT）で除して算出される。例えば、脈波に基づく指標の一つである反射波の大きさ P_R は、反射波による脈波のピークの大きさ $P_{R n}$ を算出してもよいし、n回分を平均化した $P_{R a v e}$ を算出してもよい。例えば、脈波に基づく指標の一つである脈波の前進波と反射波との時間差 Δt は、所定の脈拍における時間差 Δt_n を算出してもよいし、n回分の時間差を平均化した $\Delta t_{a v e}$ を算出してもよい。例えば、脈波に基づく指標の一つであるAIは、反射波の大きさを前進波の大きさを除したものであり、 $A I_n = (P_{R n} - P_{S n}) / (P_{F n} - P_{S n})$ で表わされる。AIは、例えば、脈波の測定を数秒間行い、脈拍毎の $A I_n$ （ $n=1 \sim n$ の整数）の平均値 $A I_{a v e}$ を算出し、脈波に基づく指標としてもよい。

10

【0037】

脈波伝播速度PWV、反射波の大きさ P_R 、前進波と反射波との時間差 Δt 、及びAIは、血管壁の硬さに依存して変化するため、動脈硬化の状態の推定に用いることができる。例えば、血管壁が硬いと、脈波伝播速度PWVは大きくなる。例えば、血管壁が硬いと、反射波の大きさ P_R は大きくなる。例えば、血管壁が硬いと、前進波と反射波との時間差 Δt は小さくなる。例えば、血管壁が硬いと、AIは大きくなる。さらに、電子機器100は、これらの脈波に基づく指標を用いて、動脈硬化の状態を推定できると共に、血液の流動性（粘性）を推定することができる。特に、電子機器100は、同一被検者の同一被検部、及び動脈硬化の状態がほぼ変化しない期間（例えば数日間内）において取得された脈波に基づく指標の変化から、血液の流動性の変化を推定することができる。ここで血液の流動性とは、血液の流れやすさを示し、例えば、血液の流動性が低いと、脈波伝播速度PWVは小さくなる。例えば、血液の流動性が低いと、反射波の大きさ P_R は小さくなる。例えば、血液の流動性が低いと、前進波と反射波との時間差 Δt は大きくなる。例えば、血液の流動性が低いと、AIは小さくなる。

20

【0038】

本実施の形態では、脈波に基づく指標の一例として、電子機器100が、脈波伝播速度PWV、反射波の大きさ P_R 、前進波と反射波との時間差 Δt 、及びAIを算出する例を示したが、脈波に基づく指標はこれに限ることはない。例えば、電子機器100は、脈波に基づく指標として、後方収縮期血圧を用いてもよい。

30

【0039】

図6は、算出されたAIの時間変動を示す図である。本実施の形態では、脈波は、角速度センサ131を備えた電子機器100を用いて約5秒間取得された。制御部143は、取得された脈波から脈拍毎のAIを算出し、さらにこれらの平均値 $A I_{a v e}$ を算出した。本実施の形態では、電子機器100は、食事前及び食事後の複数のタイミングで脈波を取得し、取得された脈波に基づく指標の一例としてAIの平均値（以降AIとする）を算出した。図6の横軸は、食事後の最初の測定時間を0として、時間の経過を示す。図6の縦軸は、その時間に取得された脈波から算出されたAIを示す。被検者は安静の状態、脈波は橈骨動脈上で取得された。

40

【0040】

電子機器100は、食事前、食事直後、及び食事後30分毎に脈波を取得し、それぞれの脈波に基づいて複数のAIを算出した。食事前に取得された脈波から算出されたAIは約0.8であった。食事前に比較して、食事直後のAIは小さくなり、食事後約1時間でAIは最小の極値となった。食事後3時間で測定を終了するまで、AIは徐々に大きくなった。

【0041】

50

電子機器100は、算出されたAIの変化から、血液の流動性の変化を推定することができる。例えば血液中の赤血球、白血球、血小板が団子状に固まる、又は粘着力が大きくなると、血液の流動性は低くなる。例えば、血液中の血漿の含水率が小さくなると、血液の流動性は低くなる。これらの血液の流動性の変化は、例えば、後述する糖脂質状態や、熱中症、脱水症、低体温等の被検者の健康状態によって変化する。被検者の健康状態が重篤化する前に、被検者は、本実施の形態の電子機器100を用いて、自らの血液の流動性の変化を知ることができる。図6に示す食事前後のAIの変化から、食事後に血液の流動性は低くなり、食事後約1時間で最も血液の流動性は低くなり、その後徐々に血液の流動性が高くなったことが推定できる。電子機器100は、血液の流動性が低い状態を「どろどろ」、血液の流動性が高い状態を「さらさら」と表現して報知してもよい。例えば、電子機器100は、「どろどろ」「さらさら」の判定を、被検者の実年齢におけるAIの平均値を基準にして行ってもよい。電子機器100は、算出されたAIが平均値より大きければ「さらさら」、算出されたAIが平均値より小さければ「どろどろ」と判定してもよい。電子機器100は、例えば、「どろどろ」「さらさら」の判定は、食事前のAIを基準にして判定してもよい。電子機器100は、食事後のAIを食事前のAIと比較して「どろどろ」度合いを推定してもよい。電子機器100は、例えば、食事前のAIすなわち空腹時のAIは被検者の血管年齢（血管の硬さ）の指標として用いることができる。電子機器100は、例えば、被検者の食事前のAIすなわち空腹時のAIを基準として、算出されたAIの変化量を算出すれば、被検者の血管年齢（血管の硬さ）による推定誤差を少なくすることができるので、血液の流動性の変化をより精度よく推定することができる。

10

20

【0042】

図7は、算出されたAIと血糖値の測定結果を示す図である。脈波の取得方法及びAIの算出方法は、図6に示した実施の形態と同じである。図7の右縦軸は血中の血糖値を示し、左縦軸は算出されたAIを示す。図7の実線は、取得された脈波から算出されたAIを示し、点線は測定された血糖値を示す。血糖値は、脈波取得直後に測定された。血糖値は、テルモ社製の血糖測定器「メディセーフフィット」を用いて測定された。食事前の血糖値と比べて、食事直後の血糖値は約20mg/dl上昇している。食事後約1時間で血糖値は最大の極値となった。その後、測定を終了するまで、血糖値は徐々に小さくなり、食事後約3時間でほぼ食事前の血糖値と同じになった。

30

【0043】

図7に示す通り、食前食後の血糖値は、脈波から算出されたAIと負の相関がある。血糖値が高くなると、血液中の糖により赤血球及び血小板が団子状に固まり、又は粘着力が強くなり、その結果血液の流動性は低くなることがある。血液の流動性が低くなると、脈波伝播速度PWVは小さくなることがある。脈波伝播速度PWVが小さくなると、前進波と反射波との時間差 Δt は大きくなることがある。前進波と反射波との時間差 Δt が大きくなると、前進波の大きさ P_F に対して反射波の大きさ P_R は小さくなることがある。前進波の大きさ P_F に対して反射波の大きさ P_R が小さくなると、AIは小さくなることがある。食事後数時間内（本実施の形態では3時間）のAIは、血糖値と相関があることから、AIの変動により、被検者の血糖値の変動を推定することができる。また、あらかじめ被検者の血糖値を測定し、AIとの相関を取得しておけば、電子機器100は、算出されたAIから被検者の血糖値を推定することができる。

40

【0044】

食事後に最初に検出されるAIの最小極値である AI_P の発生時間に基づいて、電子機器100は被検者の糖代謝の状態を推定できる。電子機器100は、糖代謝の状態として、例えば血糖値を推定する。糖代謝の状態の推定例として、例えば食事後に最初に検出されるAIの最小極値 AI_P が所定時間以上（例えば食後約1.5時間以上）経ってから検出される場合、電子機器100は、被検者が糖代謝異常（糖尿病患者）であると推定できる。

【0045】

50

食事前のA Iである $A I_B$ と、食事後に最初に検出されるA Iの最小極値である $A I_P$ との差($A I_B - A I_P$)に基づいて、電子機器100は被検者の糖代謝の状態を推定できる。糖代謝の状態の推定例として、例えば($A I_B - A I_P$)が所定数値以上(例えば0.5以上)の場合、被検者は糖代謝異常(食後高血糖患者)であると推定できる。

【0046】

図8は、算出されたA Iと血糖値との関係を示す図である。算出されたA Iと血糖値とは、血糖値の変動が大きい食事後1時間以内に取得されたものである。図8のデータは、同一被験者における異なる複数の食事後のデータを含む。図8に示す通り、算出されたA Iと血糖値とは負の相関を示した。算出されたA Iと血糖値との相関係数は0.9以上であり、非常に高い相関を示した。例えば、図8に示すような算出されたA Iと血糖値との相関を、あらかじめ被験者毎に取得しておけば、電子機器100は、算出されたA Iから被験者の血糖値を推定することもできる。

10

【0047】

図9は、算出されたA Iと中性脂肪の測定結果を示す図である。脈波の取得方法及びA Iの算出方法は、図6に示した実施の形態と同じである。図9の右縦軸は血中の中性脂肪値を示し、左縦軸はA Iを示す。図9の実線は、取得された脈波から算出されたA Iを示し、点線は測定された中性脂肪値を示す。中性脂肪値は、脈波取得直後に測定した。中性脂肪値は、テクノメディカ社製の脂質測定装置「ポケットリピッド」を用いて測定された。食事前の中性脂肪値と比較して、食事後の中性脂肪値の最大極値は約 30 mg/dl 上昇している。食事後約2時間後に中性脂肪は最大の極値となった。その後、測定を終了するまで、中性脂肪値は徐々に小さくなり、食事後約3.5時間でほぼ食事前の中性脂肪値と同じになった。

20

【0048】

これに対し、算出されたA Iの最小極値は、食事後約30分で第1の最小極値 $A I_{P1}$ が検出され、食事後約2時間で第2の最小極値 $A I_{P2}$ が検出された。食事後約30分で検出された第1の最小極値 $A I_{P1}$ は、前述した食後の血糖値の影響によるものと推定できる。食事後約2時間で検出された第2の最小極値 $A I_{P2}$ は、食事後約2時間で検出された中性脂肪の最大極値とその発生時間がほぼ一致している。このことから、食事から所定時間以降に検出される第2の最小極値 $A I_{P2}$ は中性脂肪の影響によるものと推定できる。食前食後の中性脂肪値は、血糖値と同様に、脈波から算出されたA Iと負の相関があることがわかった。特に食事から所定時間以降(本実施の形態では約1.5時間以降)に検出されるA Iの最小極値 $A I_{P2}$ は、中性脂肪値と相関があることから、A Iの変動により、被検者の中性脂肪値の変動を推定することができる。また、あらかじめ被検者の中性脂肪値を測定し、A Iとの相関を取得しておけば、電子機器100は、算出されたA Iから被検者の中性脂肪値を推定することができる。

30

【0049】

食事後所定時間以降に検出される第2の最小極値 $A I_{P2}$ の発生時間に基づいて、電子機器100は被検者の脂質代謝の状態を推定できる。電子機器100は、脂質代謝の状態として、例えば脂質値を推定する。脂質代謝の状態の推定例として、例えば第2の最小極値 $A I_{P2}$ が食事後所定時間以上(例えば4時間以上)経ってから検出される場合、電子機器100は、被検者が脂質代謝異常(高脂血症患者)であると推定できる。

40

【0050】

食事前のA Iである $A I_B$ と、食事後所定時間以降に検出される第2の最小極値 $A I_{P2}$ との差($A I_B - A I_{P2}$)に基づいて、電子機器100は被検者の脂質代謝の状態を推定できる。脂質代謝異常の推定例として、例えば($A I_B - A I_{P2}$)が0.5以上の場合、電子機器100は、被検者が脂質代謝異常(食後高脂血症患者)であると推定できる。

【0051】

また、図7乃至図9で示した測定結果から、本実施の形態の電子機器100は、食事後に最も早く検出される第1の最小極値 $A I_{P1}$ 及びその発生時間に基づいて、被検者の糖代

50

謝の状態を推定することができる。さらに、本実施の形態の電子機器100は、第1の最小極値AIP1の後で所定時間以降に検出される第2の最小極値AIP2及びその発生時間に基づいて、被検者の脂質代謝の状態を推定することができる。

【0052】

本実施の形態では脂質代謝の推定例として中性脂肪の場合を説明したが、脂質代謝の推定は中性脂肪に限られない。電子機器100が推定する脂質値は、例えば総コレステロール、善玉(HDL:High Density Lipoprotein)コレステロール及び悪玉(LDL:Low Density Lipoprotein)コレステロール等を含む。これらの脂質値も、上述の中性脂肪の場合と同様の傾向を示す。

【0053】

図10は、AIに基づいて血液の流動性並びに糖代謝及び脂質代謝の状態を推定する手順を示すフロー図である。図10を用いて、実施の形態に係る電子機器100による血液流動性、並びに糖代謝及び脂質代謝の状態の推定の流れを説明する。

【0054】

図10に示すように、電子機器100は、初期設定として、被検者のAI基準値を取得する(ステップS101)。AI基準値は、被検者の年齢から推定される平均的なAIを用いてもよいし、事前に取得された被検者の空腹時のAIを用いてもよい。また、電子機器100は、ステップS102~S108において食前と判断されたAIをAI基準値としてもよいし、脈波測定直前に算出されたAIをAI基準値としてもよい。この場合、電子機器100は、ステップS102~S108より後にステップS101を実行する。

【0055】

続いて、電子機器100は、脈波を取得する(ステップS102)。例えば電子機器100は、所定の測定時間(例えば、5秒間)に取得された脈波について、所定の振幅以上が得られたか否かを判定する。取得された脈波について、所定の振幅以上が得られたら、ステップS103に進む。所定の振幅以上が得られなかったら、ステップS102を繰り返す(これらのステップは図示せず)。

【0056】

電子機器100は、ステップS102で取得された脈波から、脈波に基づく指標としてAIを算出し記憶部145に記憶する(ステップS103)。電子機器100は、所定の脈拍数(例えば、3拍分)毎のAIN(n=1~nの整数)から平均値AIAveを算出して、これをAIとしてもよい。あるいは、電子機器100は特定の脈拍におけるAIを算出してもよい。

【0057】

AIは、例えば脈拍数PR、脈圧(PF-PS)、体温、被検出部の温度等によって補正を行い算出してもよい。脈拍とAI及び脈圧とAIは共に負の相関があり、温度とAIとは正の相関があることが知られている。補正を行う際は、例えばステップS103において、電子機器100はAIに加え脈拍、脈圧を算出する。例えば、電子機器100は、センサ部130に温度センサを搭載し、ステップS102における脈波の取得の際に、被検出部の温度を取得してもよい。事前に作成された補正式に、取得された脈拍、脈圧、温度等を代入することにより、AIは補正される。

【0058】

続いて、電子機器100は、ステップS101で取得されたAI基準値とステップS103で算出されたAIとを比較して、被検者の血液の流動性を推定する(ステップS104)。算出されたAIがAI基準値より大きい場合(YESの場合)、血液の流動性は高いと推定され、電子機器100は例えば「血液はさらさらです」と報知する(ステップS105)。算出されたAIがAI基準値より大きくない場合(NOの場合)、血液の流動性は低いと推定され、電子機器100は例えば「血液はどろどろです」と報知する(ステップS106)。

【0059】

続いて、電子機器100は、糖代謝及び脂質代謝の状態を推定するか否かを被検者に確認

10

20

30

40

50

する（ステップS107）。ステップS107で糖代謝及び脂質代謝を推定しない場合（NOの場合）、電子機器100は処理を終了する。ステップS107で糖代謝及び脂質代謝を推定する場合（YESの場合）、電子機器100は、算出されたAIが食前、食後いずれかに取得されたものかを確認する（ステップS108）。食後ではない（食前）場合（NOの場合）、ステップS102に戻り、次の脈波を取得する。食後の場合（YESの場合）、電子機器100は、算出されたAIに対応する脈波の取得時間を記憶する（ステップS109）。続いて脈波を取得する場合（ステップS110のNOの場合）、ステップS102に戻り、次の脈波を取得する。脈波測定を終了する場合（ステップS110のYESの場合）ステップS111以降に進み、電子機器100は被検者の糖代謝及び脂質代謝の状態の推定を行う。

10

【0060】

続いて、電子機器100は、ステップS104で算出された複数のAIから、最小極値とその時間を抽出する（ステップS111）。例えば、図9の実線で示すようなAIが算出された場合、電子機器100は、食事後約30分の第1の最小極値AIP1、及び食事後約2時間の第2の最小極値AIP2を抽出する。

【0061】

続いて、電子機器100は、第1の最小極値AIP1とその時間から、被検者の糖代謝の状態を推定する（ステップS112）。さらに、電子機器100は、第2の最小極値AIP2とその時間から、被検者の脂質代謝の状態を推定する（ステップS113）。被検者の糖代謝及び脂質代謝の状態の推定例は、前述の図9と同様であるので省略する。

20

【0062】

続いて、電子機器100は、ステップS112及びステップS113の推定結果を報知し（ステップS114）、図10に示す処理を終了する。報知部147は、例えば「糖代謝は正常です」、「糖代謝異常が疑われます」、「脂質代謝は正常です」、「脂質代謝異常が疑われます」等の報知を行う。また、報知部147は、「病院で受診しましょう」、「食生活を見直しましょう」等のアドバイスを報知してもよい。そして、電子機器100は、図10に示す処理を終了する。

【0063】

上記の実施の形態において、電子機器100は、脈波に基づく指標から被検者の血液の流動性並びに糖代謝及び脂質代謝の状態を推定できる。このため、電子機器100は、非侵襲かつ短時間で被検者の血液の流動性並びに糖代謝及び脂質代謝の状態を推定できる。

30

【0064】

上記の実施の形態において、電子機器100は、脈波に基づく指標の極値とその時間から、糖代謝の状態の推定と、脂質代謝の状態の推定とを行うことができる。このため、電子機器100は、非侵襲かつ短時間で被検者の糖代謝及び脂質代謝の状態を推定できる。

【0065】

上記の実施の形態において、電子機器100は、例えば、食事前（空腹時）の脈波に基づく指標を基準にして、被検者の糖代謝及び脂質代謝の状態を推定できる。このため、短期的に変化しない血管径や血管の硬さ等を考慮せずに、被検者の血液の流動性及び糖代謝及び脂質代謝の状態を正確に推定できる。

40

【0066】

上記の実施の形態において、電子機器100は、脈波に基づく指標と血糖値、脂質値とのキャリブレーションを取っておけば、被検者の血糖値、脂質値を非侵襲かつ短時間に推定することができる。

【0067】

（第2実施の形態）

第1実施の形態では、電子機器100が、脈波に基づく指標として脈波から算出したAIに基づいて、被検者の糖代謝及び脂質代謝を推定する場合の例について説明した。第2実施の形態では、電子機器100が、回帰分析により作成した推定式に基づいて、被検者の糖代謝を推定する場合の例について説明する。本実施の形態では、電子機器100は、被

50

検者の糖代謝として血糖値を推定する。なお、本実施の形態に係る電子機器100の構成については、第1実施の形態と同様であるため、その説明は省略する。

【0068】

電子機器100は、脈波に基づいて血糖値を推定するための推定式を、例えばあらかじめ記憶部145に記憶している。電子機器100は、これらの推定式を用いて、血糖値を推定する。

【0069】

ここで、まず、脈波に基づく血糖値の推定に関する推定理論について説明する。食後、血中の血糖値が上昇することにより、血液の流動性の低下（粘性の増加）、血管の拡張及び循環血液量の増加が発生し、これらの状態が平衡するように血管動態及び血液動態が定まる。血液の流動性の低下は、例えば血漿の粘度が増加したり、赤血球の変形能が低下したりすることにより生じる。また、血管の拡張は、インスリンの分泌、消化ホルモンの分泌、及び体温の上昇等により生じる。血管が拡張すると、血圧低下を抑制するため、脈拍数が増加する。また、循環血液量の増加は、消化及び吸収のための血液消費を補うものである。これらの要因による、食前と食後との血管動態及び血液動態の変化は、脈波にも反映される。そのため、電子機器100は、脈波を取得し、取得した脈波の変化に基づいて、血糖値を推定することができる。

10

【0070】

上記推定理論に基づき、血糖値を推定するための推定式は、複数の被験者から得た、食前及び食後の血糖値及び脈波のサンプルデータに基づいて、回帰分析を行うことで作成することができる。推定時には、被検者の脈波に基づく指標に、作成された推定式を適用することにより、被検者の血糖値を推定できる。推定式の作成において、特に、血糖値のばらつきが正規分布に近いサンプルデータを用いて回帰分析を行って推定式を作成することにより、食前又は食後にかかわらず、検査対象となる被検者の血糖値を推定することができる。

20

【0071】

図11は、脈波の変化に基づく推定方法の一例を説明する図であり、脈波の一例を示す。血糖値を推定するための推定式は、例えば脈波の立ち上がりを示す指標（立上り指標）S1と、AIと、脈拍数PRとに関する回帰分析により作成される。立上り指標S1は、図11の領域D1で示す波形に基づいて導出される。具体的には、立上り指標S1は、脈波を2回微分して導出される加速度脈波における、最初の極大値に対する最初の極小値の比である。立上り指標S1は、例えば図12に一例として示す加速度脈波では、 $-b/a$ により表される。立上り指標S1は、食後における血液の流動性の低下、インスリンの分泌及び体温の上昇による血管の拡張（弛緩）等により、小さくなる。AIは、図11の領域D2で示す波形に基づいて導出される。AIは、食後における血液の流動性の低下及び体温上昇による血管の拡張等により、低くなる。脈拍数PRは、図11の周期 T_{PR} に基づいて導出される。脈拍数PRは、食後において上昇する。これら立上り指標S1、AI及び脈拍数PRに基づいて作成した推定式により、血糖値が推定可能である。

30

【0072】

図13Aは、脈波の変化に基づく推定方法の他の一例を説明する脈波を示す図である。図13Bは、図13Aの脈波をFFT（高速フーリエ変換：Fast Fourier Transform）した結果を示す。血糖値を推定するための推定式は、例えばFFTにより導出される基本波及び高調波成分（フーリエ係数）に関する回帰分析により作成される。図13Bに示すFFTの結果におけるピーク値は、脈波の変化に基づいて変化する。そのため、フーリエ係数に基づいて作成した推定式により、血糖値が推定可能である。

40

【0073】

上述した立上り指標S1、AI及び脈拍数PR、並びにフーリエ係数等、回帰分析により推定式を作成するために使用される脈波の特徴に関する係数を、本明細書では特徴係数と称する。電子機器100は、脈波に基づく指標として、脈波の特徴係数に基づいて、推定式を使用して、被検者の糖代謝を推定する。

50

【0074】

ここで、電子機器100が、脈波の特徴係数に基づいて、被検者の糖代謝を推定する場合に用いる推定式の作成方法について説明する。ここでは、特徴係数として、フーリエ係数を使用する場合の例について説明する。なお、推定式の作成は、電子機器100で実行される必要はなく、事前に別のコンピュータ等を用いて作成されてもよい。本明細書では、推定式を作成する機器を、推定式作成装置と称して説明する。作成された推定式は、被検者が電子機器100により血糖値の推定を行う前に、例えばあらかじめ記憶部145に記憶される。

【0075】

図14は、本実施の形態に係る電子機器100が用いる推定式の作成フロー図である。推定式は、被験者の食前及び食後の脈波を脈波計を用いて測定するとともに、被験者の食前及び食後の血糖値を血糖測定器を用いて測定し、測定により取得したサンプルデータに基づいて、回帰分析を行うことにより作成される。なお、ここでの食前は、被験者の空腹時をいい、食後は、食後所定時間後の血糖値が上昇する時間（例えば食事を開始してから1時間程度）をいう。食前及び食後の定義については、本明細書において、以下同様とする。取得するサンプルデータは、食前及び食後に限られず、血糖値の変動が大きい時間帯のデータであればよい。

10

【0076】

推定式の作成において、まず、それぞれ脈波計及び血糖測定器により測定された、食前の被験者の脈波及び血糖値に関する情報が推定式作成装置に入力される（ステップS201）。

20

【0077】

また、それぞれ脈波計及び血糖測定器により測定された、食後の被験者の脈波及び血糖値に関する情報が推定式作成装置に入力される（ステップS202）。

【0078】

推定式作成装置は、ステップS201及びステップS202において入力されたサンプルデータのサンプル数が、回帰分析を行うために十分なN以上となったか否かを判断する（ステップS203）。推定式作成装置は、サンプル数がN未満であると判断した場合（NOの場合）、サンプル数がN以上となるまで、ステップS201及びステップS202を繰り返す。一方、推定式作成装置は、サンプル数がN以上となったと判断した場合（YESの場合）、ステップS204に移行して、推定式の算出を実行する。

30

【0079】

推定式の算出において、推定式作成装置は、入力された食前及び食後の脈波をFFT解析する（ステップS204）。推定式作成装置は、FFT解析により、フーリエ係数である基本波と高調波成分とを抽出する。

【0080】

また、推定式作成装置は、入力された脈波に基づいて、各被験者の脈拍数を算出する（ステップS205）。

【0081】

そして、推定式作成装置は、回帰分析を実行する（ステップS206）。回帰分析は、任意の手法とすることができ、例えばPLS（Partial Least Squares）法とすることができ、ここで、回帰分析における目的変数は、血糖値であり、食前及び食後の血糖値を含む。また、回帰分析における説明変数は、食前及び食後の、フーリエ係数（基本波及び高調波成分）と脈拍数とに基づいて算出される。具体的には、推定式作成装置は、基本波と高調波成分とを規格化し、脈拍数を掛けることにより説明変数を算出する。

40

【0082】

推定式作成装置は、回帰分析の結果に基づいて、血糖値を推定するための推定式を作成する（ステップS207）。血糖値を推定するための推定式の一例を下式（1）及び（2）に示す。

【0083】

50

【数 1】

$$GLa = -26.9 + PRb \times (-1.61 \times Sb_1 + 0.59 \times Sb_2 + 2.89 \times Sb_3 + 4.31 \times Sb_4 - 1.66 \times Sb_5) + PRa \times (2.86 \times Sa_1 - 1.2 \times Sa_2 - 2.14 \times Sa_3 - 1.4 \times Sa_4 + 11.29 \times Sa_5) \quad (1)$$

$$GLb = 91.2 + PRb \times (-0.36 \times Sb_1 + 0.42 \times Sb_2 + 0.31 \times Sb_3 - 0.28 \times Sb_4 + 1.67 \times Sb_5) + PRa \times (0.49 \times Sa_1 - 0.29 \times Sa_2 - 0.14 \times Sa_3 - 1.23 \times Sa_4 - 0.21 \times Sa_5) \quad (2)$$

【0084】

式(1)及び(2)において、GLaは食後の血糖値、GLbは食前の血糖値を示す。また、PRaは食後の脈拍数、PRbは食前の脈拍数である。また、Sb₁からSb₅は、それぞれ食前の脈波をFFT解析した場合の1次から5次のフーリエ係数である。また、Sa₁からSa₅は、それぞれ食後の脈波をFFT解析した場合の1次から5次のフーリエ係数である。

10

【0085】

なお、図14では、フーリエ係数と脈拍数とに基づいて説明変数を算出する場合の例について説明したが、説明変数はこれに限られない。例えば、説明変数は、被験者の年齢、立上り指標S1、AI及び脈拍数PR等に基づいて算出されてもよい。この場合、図14のステップS201及びステップS202では、これらの被験者の年齢、立上り指標S1、AI及び脈拍数PR等が入力される。

【0086】

次に、推定式を用いた被検者の血糖値の推定のフローについて説明する。図15は、図14のフローにより作成された推定式を用いて被検者の血糖値を推定するフロー図である。

20

【0087】

まず、電子機器100は、被検者による操作に基づいて、被検者の食前の脈波を測定する(ステップS301)。

【0088】

また、電子機器100は、被検者が食事をした後、被検者による操作に基づいて、被検者の食後の脈波を測定する(ステップS302)。

【0089】

そして、電子機器100は、測定した脈波に基づいて、食前及び食後の被検者の脈拍数を算出する(ステップS303)。

30

【0090】

また、電子機器100は、測定した脈波に基づいて、食前及び食後の被検者の脈波についてFFT解析を行う(ステップS304)。FFT解析により、電子機器100は、特徴係数を算出する。

【0091】

電子機器100は、ステップS304で算出した特徴係数を、例えば上述の式(1)及び式(2)に適用して、食前及び食後の被検者の血糖値を推定する(ステップS305)。推定された血糖値は、例えば電子機器100の報知部147から被検者に報知される。

【0092】

なお、図14の推定式の導出において、説明変数が、被験者の年齢、立上り指標S1、AI及び脈拍数PR等に基づいて算出されている場合には、電子機器100は、図14のフロー図のステップS204において、測定した脈波に基づいて、立上り指標S1、AI及び脈拍数PR等を算出する。そして、電子機器100は、ステップS305において、算出した立上り指標S1、AI及び脈拍数PR等に基づいて、推定式を用いて被検者の血糖値を推定する。

40

【0093】

図16は、図14のフローにより作成された推定式を用いて推定した血糖値と、実測した血糖値との比較を示す図である。図16に示すグラフでは、横軸に血糖値の測定値(実測値)が、縦軸に血糖値の推定値が示されている。図16に示すように、測定値と推定値と

50

は、概ね±20%の範囲内に含まれている。すなわち、推定式による推定精度は、20%以内であると言える。

【0094】

このようにして、電子機器100は、非侵襲かつ短時間で被検者の糖代謝を推定できる。

【0095】

(第3実施の形態)

第2実施の形態では、食前及び食後の血糖値及び脈波のサンプルデータに基づいて、回帰分析を行って推定式が作成される場合の例について説明した。第3実施の形態では、推定式が、食前及び食後の血糖値と、食後の脈波とのサンプルデータに基づいて作成される場合の例について説明する。なお、第2実施の形態と同様の点については、適宜その説明を省略する。

10

【0096】

図17は、本実施の形態に係る電子機器100が用いる推定式の作成フロー図である。推定式は、被験者の食後の脈波を脈波計を用いて測定するとともに、被検者の食前及び食後の血糖値を血糖測定器を用いて測定し、測定により取得したサンプルデータに基づいて、回帰分析を行うことにより作成される。

【0097】

本実施の形態に係る推定式の作成においては、血糖測定器により測定された食前の被験者の血糖値に関する情報が推定式作成装置に入力される(ステップS401)。ステップS402及びステップS403は、それぞれ図14のステップS202及びステップS203と同様である。

20

【0098】

推定式作成装置は、サンプル数がN以上となったと判断した場合(YESの場合)、入力された食後の脈波をFFT解析する(ステップS404)。推定式作成装置は、FFT解析により、フーリエ係数である基本波と高調波成分とを抽出する。

【0099】

また、推定式作成装置は、入力された脈波に基づいて、各被験者の脈拍数を算出する(ステップS405)。

【0100】

そして、推定式作成装置は、回帰分析を実行する(ステップS406)。本実施の形態における回帰分析の目的変数は、血糖値であり、食前及び食後の血糖値を含む。また、本実施の形態における回帰分析の説明変数は、食後のフーリエ係数(基本波及び高調波成分)と脈拍数とに基づいて算出される。

30

【0101】

推定式作成装置は、回帰分析の結果に基づいて、血糖値を推定するための推定式を作成する(ステップS407)。図17のフロー図により作成される、血糖値を推定するための推定式の一例を下式(3)及び(4)に示す。

【0102】

【数2】

$$GLa = -39.7 + PRa \times (2.38 \times Sa_1 - 0.91 \times Sa_2 - 1.27 \times Sa_3 - 3.7 \times Sa_4 + 6.22 \times Sa_5) \quad (3)$$

40

$$GLb = 81.4 + PRa \times (0.22 \times Sa_1 - 0.22 \times Sa_2 - 0.2 \times Sa_3 - 1.66 \times Sa_4 + 2.27 \times Sa_5) \quad (4)$$

【0103】

次に、推定式を用いた被検者の血糖値の推定のフローについて説明する。図18は、図17のフローにより作成された推定式を用いて被検者の血糖値を推定するフロー図である。

【0104】

電子機器100は、被検者が食事をした後、被検者による操作に基づいて、被検者の食後の脈波を測定する(ステップS501)。

【0105】

50

電子機器100は、測定した脈波に基づいて、食前及び食後の被検者の脈拍数を算出する（ステップS502）。

【0106】

また、電子機器100は、測定した脈波に基づいて、食後の被検者の脈波についてFFT解析を行う（ステップS503）。FFT解析により、電子機器100は、特徴係数を算出する。

【0107】

電子機器100は、ステップS503で算出した特徴係数を、例えば上述の式（3）及び式（4）に適用して、食前及び食後の被検者の血糖値を推定する（ステップS504）。推定された血糖値は、例えば電子機器100の報知部147から被検者に報知される。

10

【0108】

図19は、図17のフローにより作成された推定式を用いて推定した血糖値と、実測した血糖値との比較を示す図である。図19に示すグラフでは、横軸に血糖値の測定値（実測値）が、縦軸に血糖値の推定値が示されている。本実施の形態においても、図19に示すように、測定値と推定値とは、概ね±20%の範囲内に含まれている。すなわち、推定式による推定精度は、20%以内であると言える。

【0109】

このように、推定式が食後の脈波に基づいて作成された場合であっても、回帰分析が可能なサンプルデータが取得できれば、電子機器100は、推定式を用いて、非侵襲かつ短時間で被検者の糖代謝を推定できる。

20

【0110】

（第4実施の形態）

第2及び第3実施の形態では、電子機器100が被検者の血糖値（糖代謝）を推定する場合の例について説明した。第4実施の形態では、電子機器100が被検者の脂質代謝を推定する場合の例について説明する。本実施の形態では、電子機器100は、被検者の脂質代謝として脂質値を推定する。ここで、脂質値は、中性脂肪、総コレステロール、HDLコレステロール及びLDLコレステロール等を含む。本実施の形態の説明において、第2実施の形態と同様の点については、適宜その説明を省略する。

【0111】

電子機器100は、脈波に基づいて脂質値を推定するための推定式を、例えばあらかじめ記憶部145に記憶している。電子機器100は、これらの推定式を用いて、脂質値を推定する。

30

【0112】

脈波に基づく脂質値の推定に関する推定理論については、第2実施の形態において説明した血糖値の推定理論と同様である。すなわち、食後の血中の脂質値は、食前の血中の脂質値とは異なり、この脂質値の変化は脈波の変化にも反映される。そのため、電子機器100は、脈波を取得し、取得した脈波の変化に基づいて、脂質値を推定することができる。

【0113】

脂質値を推定するための推定式は、複数の被験者から得た、食前の脂質値及び脈波のサンプルデータに基づき、回帰分析を行うことで作成することができる。推定時には、被検者の脈波に基づく指標に、作成された推定式を適用することにより、被検者の脂質値を推定できる。

40

【0114】

図20は、本発明の第4実施の形態に係る電子機器100が用いる推定式の作成フロー図である。推定式は、被験者の食前の脈波を脈波計を用いて測定するとともに、被検者の食前の脂質値を脂質測定装置を用いて測定し、測定により取得したサンプルデータに基づいて、回帰分析を行うことにより作成される。

【0115】

推定式の作成において、まず、それぞれ脈波計及び脂質測定装置により測定された、食前の被験者の脈波及び脂質値に関する情報が推定式作成装置に入力される（ステップS60

50

1)。このとき、被験者の年齢も入力される。

【0116】

推定式作成装置は、ステップS601において入力されたサンプルデータのサンプル数が、回帰分析を行うために十分なN以上となったか否かを判断する（ステップS602）。推定式作成装置は、サンプル数がN未満であると判断した場合（NOの場合）、サンプル数がN以上となるまで、ステップS601を繰り返す。一方、推定式作成装置は、サンプル数がN以上となったと判断した場合（YESの場合）、ステップS603に移行して、推定式の算出を実行する。

【0117】

推定式の算出において、推定式作成装置は、入力された食前の脈波を解析する（ステップS603）。測定式作成装置は、具体的には、例えば、脈波の立上り指標S1、AI及び脈拍数PRを解析する。

10

【0118】

そして、推定式作成装置は、回帰分析を実行する（ステップS604）。回帰分析における目的変数は、食前の脂質値である。また、回帰分析における説明変数は、例えばステップS601で入力された年齢と、ステップS603で解析された食前の脈波の立上り指標S1、AI及び脈拍数PRとである。なお、説明変数は、例えばFFT解析の結果として算出されるフーリエ係数であってもよい。

【0119】

推定式作成装置は、回帰分析の結果に基づいて、脂質値を推定するための推定式を作成する（ステップS605）。脂質値を推定するための推定式の一例を下式（5）乃至（8）に示す。

20

【0120】

【数3】

$$HDL = -14.5 + 0.14 \times age - 0.37 \times PR + 0.07 \times AI - 0.42 \times SI \quad (5)$$

$$LDL = -241.4 + 0.34 \times age + 0.79 \times PR + 3.18 \times AI - 1.69 \times SI \quad (6)$$

$$Chol = -185.1 + 1.01 \times age + 0.35 \times PR + 2.41 \times AI - 2.01 \times SI \quad (7)$$

30

$$Tg = 383 + 2.53 \times age - 0.27 \times PR - 4.59 \times AI + 0.67 \times SI \quad (8)$$

【0121】

式（5）乃至（8）において、HDLはHDLコレステロール、LDLはLDLコレステロール、Cholは総コレステロール、Tgは中性脂肪の数値を示す。また、ageは年齢を示す。

【0122】

次に、推定式を用いた被検者の脂質値の推定のフローについて説明する。図21は、図20のフローにより作成された推定式を用いて被検者の脂質値を推定するフロー図である。

【0123】

40

まず、電子機器100は、被検者の操作に基づいて、被検者の年齢を入力する（ステップS701）。

【0124】

また、電子機器100は、被検者が食事をした後、所定の時間に、被検者による操作に基づいて、被検者の食後の脈波を測定する（ステップS702）。ここで、食後の所定の時間は、食事による脂質値の変化が脈波の変化に反映される任意の時間である。なお、食後の所定の時間は、血糖値が上昇する食事終了直後の時間を除く時間であってもよい。

【0125】

そして、電子機器100は、測定した脈波を解析する（ステップS703）。具体的には、電子機器100は、例えば測定した脈波に関する立上り指標S1、AI及び脈拍数P

50

Rについて解析を行う。

【0126】

電子機器100は、ステップS703で解析した立上り指標S1、AI及び脈拍数PRと、被検者の年齢とを、例えば上述の式(5)乃至式(8)に適用して、被検者の脂質値を推定する(ステップS704)。推定された脂質値は、例えば電子機器100の報知部147から被検者に報知される。

【0127】

図22は、図20のフローにより作成された推定式を用いて推定した脂質値と、実測した脂質値との比較を示す図である。図22に示すグラフでは、横軸に脂質値の測定値(実測値)が、縦軸に脂質値の推定値が示されている。各種脂質値の測定値は、ロシュ・ダイアグノスティックス社製のコバスb101を用いて測定された。図22に示すように、測定値と推定値とは、概ね±20%の範囲内に含まれている。すなわち、推定式による推定精度は、20%以内であると言える。

10

【0128】

このようにして、電子機器100は、非侵襲かつ短時間で被検者の脂質代謝を推定できる。

【0129】

図23は、本発明の一実施の形態に係るシステムの概略構成を示す模式図である。図23に示した実施の形態のシステムは、電子機器100と、サーバ151と、携帯端末150と、通信ネットワークを含んで構成される。図23に示したように、電子機器100で算出された脈波に基づく指標は、通信ネットワークを通じてサーバ151に送信され、被検者の個人情報としてサーバ151に保存される。サーバ151では、被検者の過去の取得情報や、様々なデータベースと比較することにより、被検者の血液の流動性並びに糖代謝及び脂質代謝の状態を推定する。サーバ151はさらに被検者に最適なアドバイスを作成する。サーバ151は、被検者が所有する携帯端末150に推定結果及びアドバイスを返信する。携帯端末150は受信した推定結果及びアドバイスを携帯端末150の表示部から報知する、というシステムを構築することができる。電子機器100の通信機能を利用することで、サーバ151には複数の利用者からの情報を収集することができるため、さらに推定の精度が上がる。また、携帯端末150を報知手段として用いるため、電子機器100は報知部147が不要となり、さらに小型化される。また、被検者の血液の流動性並びに糖代謝及び脂質代謝の状態の推定をサーバ151で行うために、電子機器100の制御部143の演算負担を軽減できる。また、被検者の過去の取得情報をサーバ151で保存するために、電子機器100の記憶部145の負担を軽減できる。そのため、電子機器100はさらに小型化、簡略化が可能となる。また、演算の処理速度も向上する。

20

30

【0130】

本実施の形態に係るシステムはサーバ151を介して、電子機器100と携帯端末150とを通信ネットワークで接続した構成を示したが、本発明に係るシステムはこれに限定されるものではない。サーバ151を用いずに、電子機器100と携帯端末150を直接通信ネットワークで接続して構成してもよい。

【0131】

本発明を完全かつ明瞭に開示するために特徴的な実施例に関し記載してきた。しかし、添付の請求項は、上記実施の形態に限定されるべきものでなく、本明細書に示した基礎的事項の範囲内で当該技術分野の当業者が創作しうるすべての変形例及び代替可能な構成を具現化するように構成されるべきである。

40

【0132】

例えば、上述の実施の形態においては、センサ部130に角速度センサ131を備える場合について説明したが、本発明に係る電子機器100はこれに限ることはない。センサ部130は、発光部と受光部からなる光学脈波センサを備えていてもよいし、圧力センサを備えていてもよい。また、電子機器100の装着は手首に限らない。首、足首、太もも、耳等、動脈上にセンサ部130が配置されていればよい。

50

【0133】

例えば、第1実施の形態においては、脈波に基づく指標の第1の極値及び第2の極値とこれらの時間とに基づいて、被検者の糖代謝及び脂質代謝の状態を推定したが、本発明に係る電子機器はこれに限ることはない。一方の極値しか表れない場合、極値が表れない場合もあり、算出された脈波に基づく指標の時間変動の全体傾向（例えば積分値、フーリエ変換等）に基づいて、被検者の糖代謝及び脂質代謝の状態を推定してもよい。また、脈波に基づく指標の極値を抽出するのではなく、脈波に基づく指標が所定の値以下になった時間範囲に基づいて、被検者の糖脂質代謝の状態を推定してもよい。

【0134】

例えば、上述の実施の形態においては、食事前後の血液の流動性を推定する場合について説明したが、本発明に係る電子機器はこれに限ることはない。本発明に係る電子機器は、運動前後及び運動中の血液の流動性を推定してもよいし、入浴前後及び入浴中の血液の流動性を推定してもよい。

10

【符号の説明】

【0135】

- 100 電子機器
- 110 装着部
- 120 測定部
- 120a 裏面
- 120b 表面
- 111 開口部
- 130 センサ部
- 131 角速度センサ
- 132 脈あて部
- 133 支持部
- 140 弾性体
- 143 制御部
- 144 電源部
- 145 記憶部
- 146 通信部
- 147 報知部
- 150 携帯端末
- 151 サーバ

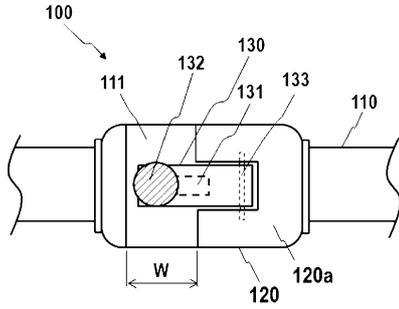
20

30

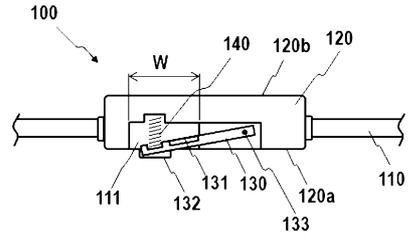
40

50

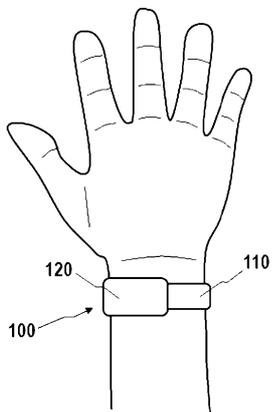
【図 1】



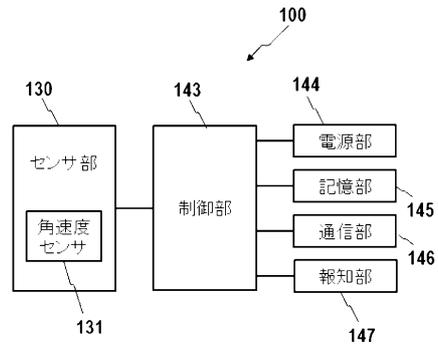
【図 2】



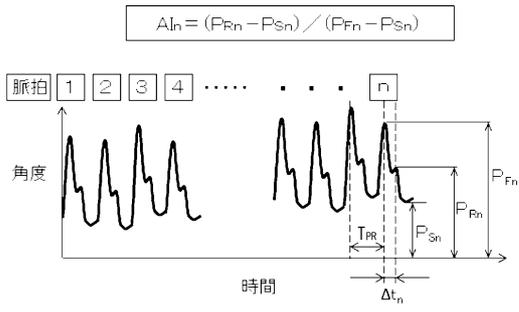
【図 3】



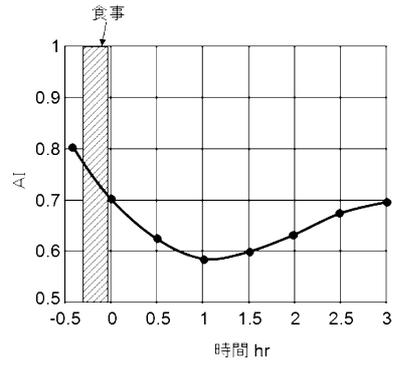
【図 4】



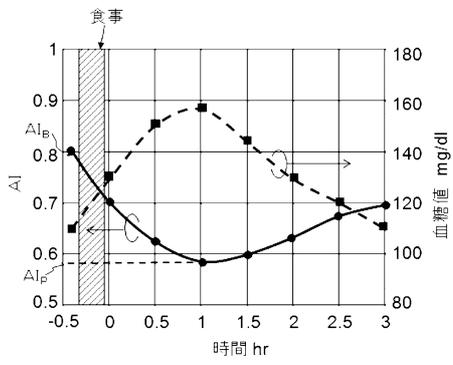
【图 5】



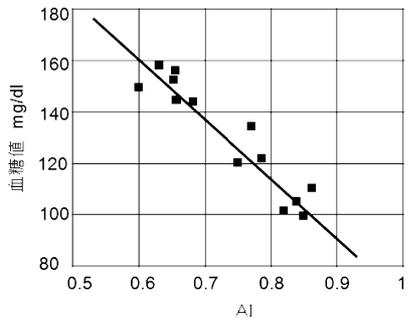
【图 6】



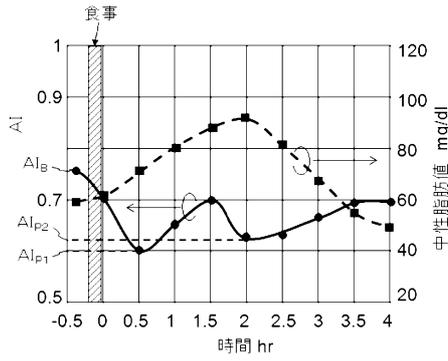
【图 7】



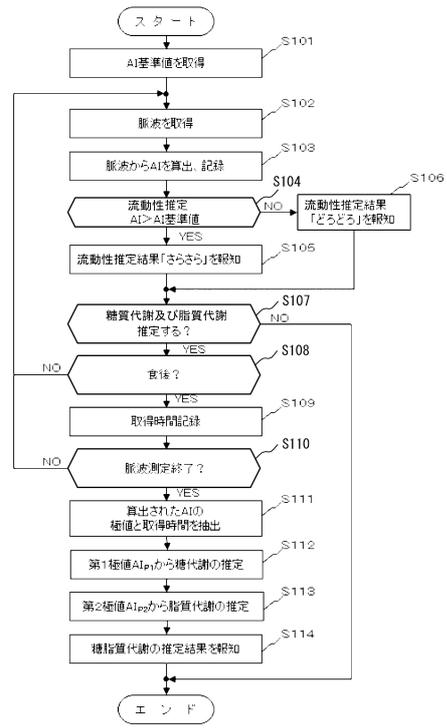
【图 8】



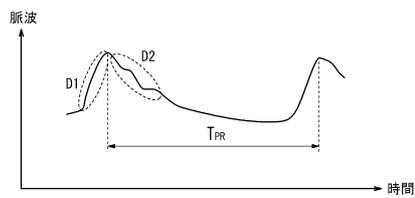
【図 9】



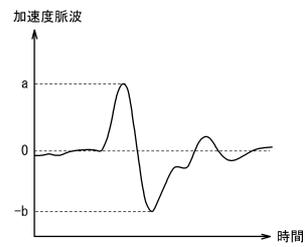
【図 10】



【図 11】



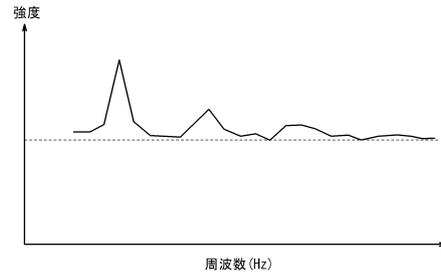
【図 12】



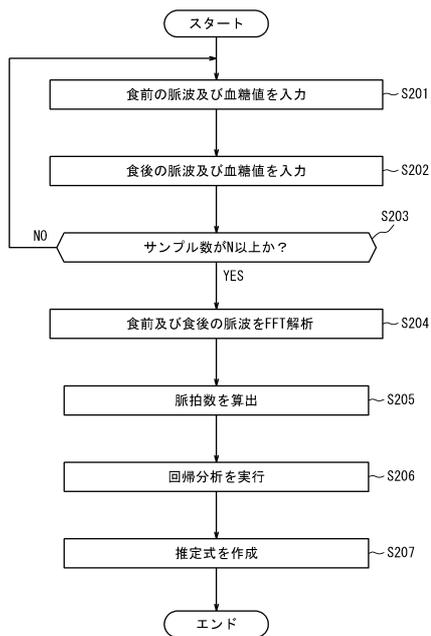
【図13A】



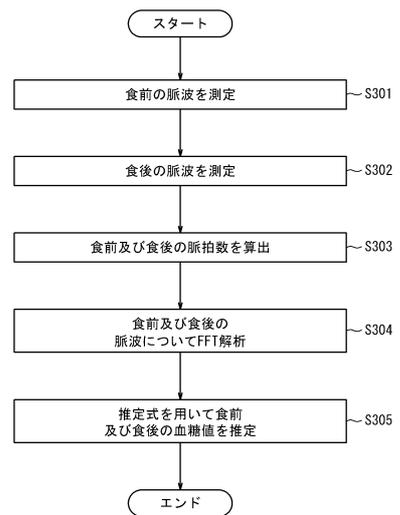
【図13B】



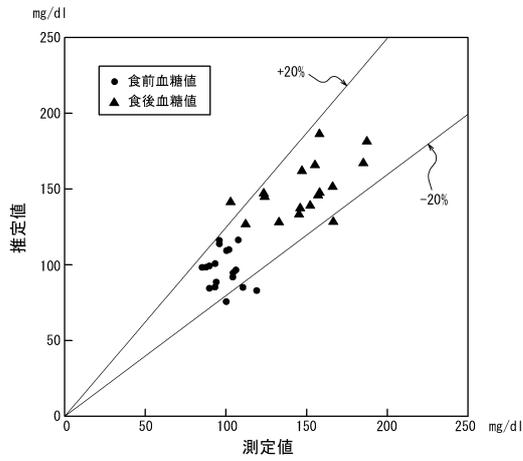
【図14】



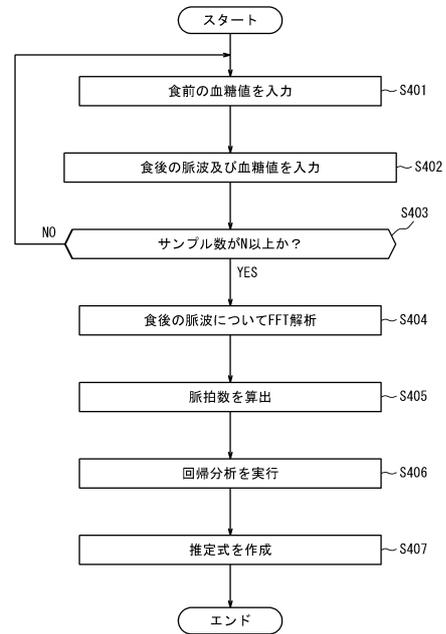
【図15】



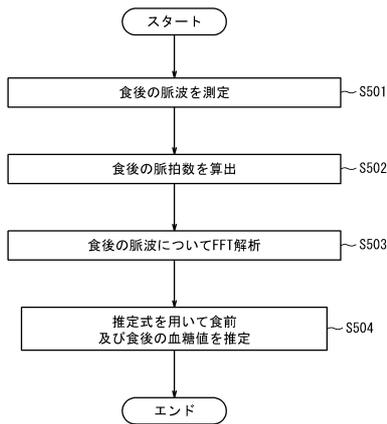
【図 1 6】



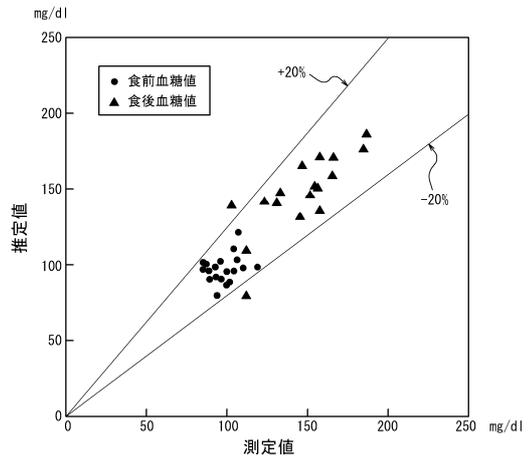
【図 1 7】



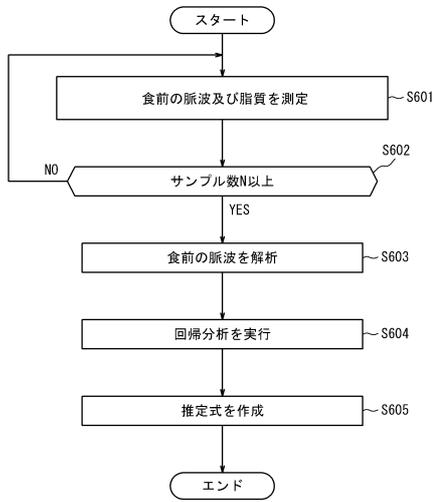
【図 1 8】



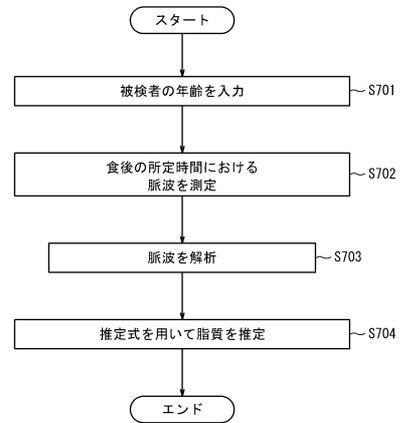
【図 1 9】



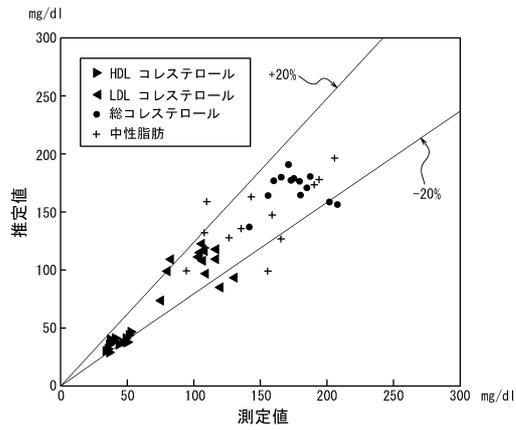
【図 20】



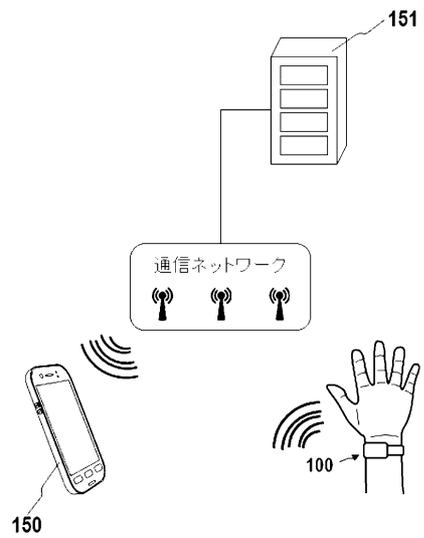
【図 21】



【図 22】



【図 23】



フロントページの続き

(56)参考文献

米国特許出願公開第2012/0059237 (US, A1)

特開2001-221803 (JP, A)

勝田新一郎, 圧脈波のaugmentation indexの基礎と応用, 日本臨床生理学会雑誌, 日本, 2005年12月01日, Vol.35 No.6, pp.309-318

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/398

A61B 10/00