

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6663496号
(P6663496)

(45) 発行日 令和2年3月11日 (2020.3.11)

(24) 登録日 令和2年2月18日 (2020.2.18)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 N
A 6 1 B 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 2 A
	A 6 1 B 5/05 Z DMB

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2018-529256 (P2018-529256)	(73) 特許権者	514213958
(86) (22) 出願日	平成28年12月8日 (2016.12.8)		ヒールビー コーポレイション
(65) 公表番号	特表2019-501692 (P2019-501692A)		アメリカ合衆国 9 4 0 6 3 カリフォル
(43) 公表日	平成31年1月24日 (2019.1.24)		ニア州 レッドウッド シティ ジェファ
(86) 国際出願番号	PCT/RU2016/000857		ーソン アヴェニュー 5 4 1
(87) 国際公開番号	W02017/099636	(74) 代理人	110000796
(87) 国際公開日	平成29年6月15日 (2017.6.15)		特許業務法人三枝国際特許事務所
審査請求日	平成30年8月2日 (2018.8.2)	(72) 発明者	ソルーニン アナトリー アレクサンドロ
(31) 優先権主張番号	2015153029		ヴィチ
(32) 優先日	平成27年12月10日 (2015.12.10)		ロシア国 1 9 9 3 9 7 サンクトペテル
(33) 優先権主張国・地域又は機関	ロシア (RU)		ブルク ウーリツァ ナリチナヤ 4 5
			コルプス 1 クヴァルチーラ 7 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人体内の水分欠乏を判断する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人体内の水分欠乏を検出する方法であって、
 低周波数及び高周波数で前記人体の一部分のインピーダンス値を測定することと、
 現測定時点において前記高周波数で測定されたインピーダンスに基づいて、検査対象の容積における生体組織内の体液の量を評価することと、
 前記現測定時点において前記低周波数で測定されたインピーダンスに基づいて、検査対象の前記容積における細胞外液の量を評価することと、
 測定の開始時に、検査対象の前記容積における細胞外液の量の基準評価値を事前選択することと、
 前記現測定時点において検査対象の前記容積における前記生体組織内の血液量の変化に関連する補正値を求めることと、
 検査対象の前記容積における前記生体組織内の前記体液の量の補正評価値であって、前記現測定時点において検査対象の前記容積における前記生体組織内の前記血液量の前記変化に関連する補正評価値を求めることと、
 検査対象の前記容積における前記生体組織内の前記体液量の前記補正評価値を使用して、前記人体内の水分欠乏の状態の兆候を判断することと、
 を含む、方法。

【請求項 2】

前記人体に取り付けられた、間隔を空けて配置された電極を使用することにより、該人

体の一部分の前記インピーダンス値を測定することを更に含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

検査対象の前記容積における前記生体組織内の前記血液量の前記変化に関連する、検査対象の前記容積における前記生体組織内の前記体液量の前記補正評価値を求めるために、赤血球容積率値を使用することを更に含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記現測定時点における検査対象の前記容積における前記生体組織内の前記血液量の前記変化に関連する、検査対象の前記容積における前記生体組織内の前記体液量の補正評価値の最大値に基づいて、前記人体内の水分欠乏の前記状態の前記兆候を求めることを更に含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 5】

前記低周波数及び前記高周波数で測定された前記人体の前記一部分の前記インピーダンス値を、体温センサーの読取値を使用することによって補正することを更に含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記測定の開始時では、前記人体を測定センサーに適応させるために必要な遷移時間の終了に続いて前記事前選択が行われる、請求項 1 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、診断、特に、日常生活活動中に人体内の水分欠乏の状態を、人体の一部分のインピーダンス値を測定することによって判断することに関する。

【背景技術】

【0002】

著者は、日常生活活動中に人体内に給水を補給する必要を、人体の一部分のインピーダンス値を測定することによって判断する他の方法を知らない。

【0003】

主に医療目的で、人体内の水分のバランス及び分布を測定するために、様々な方法が使用されることが知られている。

【0004】

30

例えば、1995年11月28日に発行された特許文献1（IPC A61B 5/085）は、人体の基本心肺パラメータを求める方法を開示している。パラメータは、患者の手足に電極を取り付けて、患者の身体全体における細胞外液の量及びそのバランスを測定することによって、求められる。これらの測定は医療目的で行われる。上記特許は、日常生活活動中に人体内の水分欠乏の状態を判断することは教示していない。

【0005】

2008年1月20日に発行された特許文献2（IPC A61B 5/05）は、人体内の血液及び流体力学のシステム関連評価の方法について教示している。その方法によれば、人体の様々な部分のインピーダンスを測定するために、患者の頭部及び四肢に電極が取り付けられる。インピーダンスの緩やかな変化及び急な変化が記録され、それらの測定値に基づいて、末梢部分及び人体全体における血液及び流体力学が計算している。この方法は、患者の健康状態のモニタリング及び医療処置方法の選択を含む医療目的を意図している。

40

【0006】

2013年3月26日に発行された特許文献3（IPC A61B 5/00）は、取り付けられた電極と結果としてのデータ処理とを介して人体の幾つかの部分のインピーダンスを測定することにより、人体の生理学的パラメータを求めるシステムを開示しており、これは、本発明に最も近い。この発明の主な目的は、インピーダンス測定値に基づいて心臓及び呼吸のはたらきを判断することである。このシステムは、除脂肪体重（すなわち、総体重 - 体脂肪量）における水分、細胞外液の総量とともに、患者の身体全体にお

50

る体液バランス指数の決定を可能にする。このシステムは、医療用に意図されており、日常生活活動中に体内の水分欠乏の状態を判断することを可能にするものではない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第5,469,859号

【特許文献2】ロシア国特許第2314750号

【特許文献3】米国特許第8,406,865号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0008】

それらの方法に共通する限界は、それらが医療目的に対してのみ意図され、人体の異なる部分のインピーダンス測定値に基づいて体液量を求めることを可能にする、ということである。

【0009】

上記方法は、主に、病院環境において、患者が静止した状態にあるときに測定するために使用されるので、日々の生活において、仕事、スポーツ活動中等に測定を行うためには適用可能ではない。

【0010】

本出願人は、体内に給水を補給する必要を警告するために、日常生活活動中に体内の水分欠乏の状態を判断することを可能にするいかなる方法も知らない。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

請求項に係る発明の技術的結果は、日常生活活動中に体内の水分欠乏の状態を、人体の一部分のインピーダンス値を測定することによって判断することである。上記技術的結果は、日常生活活動中の一時的な又は偶発的な原因に起因して様々な身体部分内の体液の再配分によってもたらされる、同じ身体部分内の血液の量の変化を考慮しながら、検査対象の人体の上記部分における体液量を評価することによって達成される。

【0012】

上述した技術的結果は、以下のように達成される。

30

【0013】

体内の水分欠乏を検出する方法は、以下のステップを含む。

【0014】

低周波数及び高周波数で人体の一部分のインピーダンス値を測定すること。現測定時点において、高周波数で測定されたインピーダンス値に基づいて、検査対象の容積における生体組織内の体液の量を評価すること。現測定時点において、低周波数で測定されたインピーダンス値に基づいて、検査対象の容積における細胞外液の量を評価すること。基準測定時点で、検査対象の容積における細胞外液の量の基準評価値を事前選択すること。次いで、現測定時点において検査対象の容積における血液量の変化に関連する補正値が求められる。さらに、検査対象の容積における生体組織内の体液の量の補正評価値を求めること。なお、補正評価値は、現測定時点における検査対象の容積における血液量の変化に関連する。検査対象の容積における体液量の補正評価値を使用して、体内の水分欠乏の兆候に関する結論を下すこと。

40

【0015】

本技術分野において既知であるように、低周波数でのインピーダンス測定により、検査対象の容積における細胞外液の量の評価が可能になり、一方で、高周波数でのインピーダンス測定により、検査対象の容積における体液の総量の評価が可能になる。本発明の方法は、現測定時点における検査対象の容積における血液量の変化を考慮することにより、体内の水分欠乏の状態の兆候に関する結論を下すことができる。本方法は、例えば運動又は他の一時的な若しくは無作為の要因によってもたらされる所与の身体部分における血液

50

量の変化の、測定結果に対する影響をなくし、検査対象の容積における生体組織内の体液の量の補正された評価を行うことができる。後者により、人体内の水分欠乏の兆候に関する結論を下すことができる。

【0016】

特定の実施の形態では、人体の一部分のインピーダンス値は、人体に取り付けられた、間隔を空けて配置された電極を使用することによって測定される。

【0017】

具体的な実施の形態では、検査対象の容積における血液量の変化に関連する、上記容積における体液量の補正評価値を求めるために、赤血球容積率 (hematocrit: ヘマトクリット) 値が考慮される。

10

【0018】

特に、人体内の水分欠乏の状態の兆候に関する結論は、現測定時点における検査対象の容積における血液量の変化に関連する、上記容積における生体組織内の体液量の補正評価値の最大値に基づいて下される。

【0019】

特に、低周波数及び高周波数での人体の上記部分のインピーダンス値は、人体温度センサーの読取値を使用することによって補正される。

【0020】

さらに、基準測定時間は、人体を測定センサーに適応させるために必要な遷移時間の終了に続いて事前選択される。

20

【0021】

人体内の水分欠乏を検出する方法は、以下の図面によって示される。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】異なる周波数で測定されたインピーダンス値の時間依存性を示すグラフである。

【図2】メディアンフィルターを使用するメディアンフィルタリングの後の測定されたインピーダンス値の時間依存性を示すグラフである。

【図3】検査対象の容積における生体組織内の体液の量と、上記容積における生体組織内の細胞外液の量とに対応する、導電率の時間依存性を示すグラフである。

【図4】検査対象の容積における生体組織内の細胞内液及び細胞外液の量に対応する、異なる周波数での導電率とともに、現測定時点における血液量の変化を引いた、上記容積の生体組織内の体液の量に対応する導電率の時間依存性を示すグラフである。

30

【図5】基準測定時点以来の血液量の変化を引いた、検査対象の容積における生体組織内の体液の量に対応する導電率の時間依存性とともに、水分欠乏状態に対する閾値としてみなされる導電率の値の時間依存性を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0023】

人体内の水分欠乏を検出する方法は、以下のように実施される。

【0024】

まず、人体に電極が取り付けられる。特に、人体の一部分に対して2つの電極を取り付けることで十分である。試験は、この方法が、電極が、例えば、人の手首に取り付けられた状態で、人体内の水分欠乏の状態の兆候の判断を可能にすることを実証したが、身体はこの部分は、本方法を実施するために最も好適ではない。しかしながら、人体の所与の小さい部分に対する低周波数 f_0 でのインピーダンス値のセンサー読取値

40

$$Z_i^0$$

とともに高周波数 f_3 での読取値

$$Z_i^3$$

により、体内の水分欠乏兆候の判断が可能になる。異なる周波数でインピーダンス値を測

50

定するために最も効率的なサンプリングレートは、1分当たり約1回～4回であることが分かる。

【0025】

図1は、高周波数 f_3 での測定されたインピーダンス値

$$Z_{init}^3$$

の時間依存性（曲線1）と、低周波数 f_0 での測定されたインピーダンス値

$$Z_{init}^0$$

の時間依存性（曲線2）とを示す。

【0026】

いかなる干渉も回避するために、測定されたインピーダンス値のフィルター処理を使用することが有益である。この目的で様々なタイプのフィルター処理が好適であり、この具体的な場合には、いわゆる「メディアンフィルター」が適用される。

【0027】

図2は、メディアンフィルターを使用して処理された後の、高周波数 f_3 で測定されたインピーダンス値

$$Z_{init}^3$$

の時間依存性（曲線1）と、メディアンフィルターを使用して処理された後の、低周波数 f_0 で測定されたインピーダンス値

$$Z_{init}^0$$

の時間依存性（曲線2）とを示す。図2は、フィルタリングされたインピーダンス値が、実際には、無作為要因によってもたらされる外れ値を含まないことを示す。

【0028】

本方法は、人体温度を無視して実施することができる。しかしながら、体温が考慮される場合、本方法の精度は向上する。低周波数 f_0 で測定されるインピーダンス値

$$Z_i^0$$

及び高周波数 f_3 で測定されるインピーダンス値

$$Z_i^3$$

は、以下の依存性を使用することにより、温度センサー読取値を考慮して補正される。

$$Z_{i\text{corr}}^0 = Z_i^0 \times (1 + k_T \times (T_i - T_0)),$$

$$Z_{i\text{corr}}^3 = Z_i^3 \times (1 + k_T \times (T_i - T_0)),$$

【0029】

式中、

$$Z_i^0$$

及び

$$Z_i^3$$

は、周波数 f_0 及び周波数 f_3 での瞬間インピーダンス値であり、

$$Z_{i\text{corr}}^0$$

及び

$$Z_{i\text{corr}}^3$$

は、周波数 f_0 及び周波数 f_3 での補正された瞬間インピーダンス値であり、

T_i は、インピーダンス測定領域における人体温度の瞬間値であり、

T_0 は、インピーダンス測定領域における人体温度の基準値であり、

k_T は、インピーダンス値の測定に使用される測定電流が通過する、組織の温度抵抗係数である。

【0030】

10

20

30

40

50

測定の開始時の温度値は、基準値 T_0 として選択することができる。

【 0 0 3 1 】

高周波数 f_3 で測定されたインピーダンスの値に基づいて、導電率の評価値

$$y_i^{\text{sum}}$$

が取得され、それは、以下のように、現測定時点における検査対象の容積における生体組織内の体液の量に比例する。

$$y_i^{\text{sum}} = 1/Z_{i\text{corr}}^3$$

【 0 0 3 2 】

低周波数 f_0 で測定されたインピーダンスの値に基づいて、導電率の評価値

$$y_i^{\text{out}}$$

が取得され、それは、以下のように、現測定時点における検査対象の容積における生体組織内の細胞外液の量に比例する。

$$y_i^{\text{out}} = 1/Z_{i\text{corr}}^0$$

【 0 0 3 3 】

図 3 に、検査対象の容積における生体組織内の体液の量に対応する、高周波数 f_3 での導電率を特徴付ける

$$y_i^{\text{sum}}$$

(曲線 1) と、検査対象の容積における生体組織内の細胞外液の量に対応する、低周波数 f_0 での

$$y_i^{\text{out}}$$

(曲線 2) とを示す。

【 0 0 3 4 】

測定の開始時、基準値

$$y_{\text{base}}^{\text{out}}$$

が事前に選択され、それは、基準測定時点における検査対象の容積における細胞外液の量に比例する。

【 0 0 3 5 】

人体を取り付けられた後の測定センサーに適応させるために必要な遷移時間の終了に続き、基準測定時点 t_{base} が事前に選択される。

【 0 0 3 6 】

次に、値

$$y_{\text{base}}^{\text{out}}$$

を使用して、以下のように、現測定時点における検査対象の容積における血液の量の変化を考慮する補正の値

$$\Delta_i^{\text{bl}}$$

が求められる。

$$\Delta_i^{\text{bl}} = (y_i^{\text{out}} - y_{\text{base}}^{\text{out}})/(1 - h),$$

【 0 0 3 7 】

式中、 h は、赤血球容積率、すなわち、血漿の容積に対する、血球の約 99% を構成する赤血球の容積の割合であり、女性の場合の赤血球容積率値は 0.40 であるとみなされる可能性があり、男性の場合は 0.46 であるとみなされる可能性がある。

【 0 0 3 8 】

次に、補正值

$$y_i^{\text{sum}}$$

が見つけれられ、それは、以下のように、検査対象の容積における生体組織内の体液の量に比例し、かつ、現測定時点における上記容積における生体組織内の血液量の変換に関連する。

10

20

30

40

50

$$y_i^{\prime \text{sum}} = y_i^{\text{sum}} - \Delta_i^{\text{bl}},$$

【 0 0 3 9 】

式中、

$$y_i^{\text{sum}}$$

は、検査対象の容積における生体組織内の体液の現時点での量に比例する評価された導電率である。

【 0 0 4 0 】

検査対象の容積における生体組織内の血液の量の変化を考慮することにより、上記容積における細胞内液及び細胞外液両方の量の評価が可能になる。

10

【 0 0 4 1 】

図 4 に、基準測定時点に対する現測定時点における血流の変化を引いた、検査対象の容積における生体組織内の体液の量に対応する導電率

$$y_i^{\prime \text{sum}}$$

の時間依存性（曲線 3）を示す。明確にするために、同じプロットが、検査対象の容積における生体組織内の体液の量に対応する導電率

$$y_i^{\text{sum}}$$

の時間依存性（曲線 1）と、基準測定時点（4）に対する現測定時点における検査対象の容積における生体組織内の細胞外液の量に対応する導電率

$$y_i^{\text{out}}$$

20

の時間依存性（曲線 2）とを示す。

【 0 0 4 2 】

プロットから分かるように、現測定時点で観察された血流変化を引いた、検査対象の容積の生体組織内の体液の量を反映する依存性

$$y_i^{\prime \text{sum}}$$

（曲線 3）は、一時的な外部要因に起因して検査対象の容積における生体組織内の血流変化によってもたらされるいかなる著しい起伏も有していない。一時的な外部要因としては、例えば、運動又はその不足、精神状態の変化、又は人の日常生活活動に関連する他の要因が挙げられる。

30

【 0 0 4 3 】

検査対象である容積の生体組織内の体液の量に比例する、取得された補正評価値

$$y_i^{\prime \text{sum}}$$

に基づいて、上記補正評価値を閾値と比較することにより（図 5）、人体内の水分欠乏の状態の兆候が判断される。

【 0 0 4 4 】

ここで、閾値は、導電率の補正評価値として取得され、それは、検査対象の容積における生体組織内の体液の量に比例し、かつ考慮されている所与の期間にわたる血液量の変化に関連する。閾値は、以下のように、処理測定時間全体にわたって、所定の値だけ、最大値より小さいものであるべきである。

40

$$y_{\text{thresh}}^{\prime \text{sum}} = y_{\text{max}k}^{\prime \text{sum}} - \Delta_{\text{thresh}},$$

【 0 0 4 5 】

式中、

$$y_{\text{thresh}}^{\prime \text{sum}}$$

は、導電率の閾値であり、

$$y_{\text{max}k}^{\prime \text{sum}}$$

は、先行する測定値における導電率の最大値であり、

Δ_{thresh} は、閾値導電率値がその最大値と比較してどれくらい小さくならないかを決定する値である。

50

【 0 0 4 6 】

本方法が、水分が欠乏している使用者が、必要な量の水を、飲む及び／又は食べる過程において消費した後に適用される場合、装置使用の最初の数時間以内の値

は、きわめて高くなる可能性があることが、留意されるべきである。

【 0 0 4 7 】

プロット（図 5）は、値

の時間変化（曲線 1）と、その下で体内の水分欠乏の兆候が発生する閾値（曲線 2）とを示す。

10

【 0 0 4 8 】

人体内の水分欠乏の兆候を判断する信頼度は、観察が長くなるほど増大し、それは、閾値

$$y'_{\max k}^{\text{sum}}$$

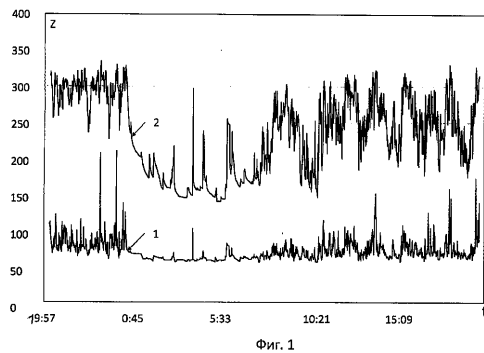
が、日常生活活動中に特定の人の水分バランスを維持するために必要な水分の最大量をより正確に反映することになるためである。

【 0 0 4 9 】

本発明の方法は、健康な人体内の現時点での水分の欠乏を判断するように示され、人体の状態をモニタリングするためのさまざまな装置又は自動システムを開発するために使用

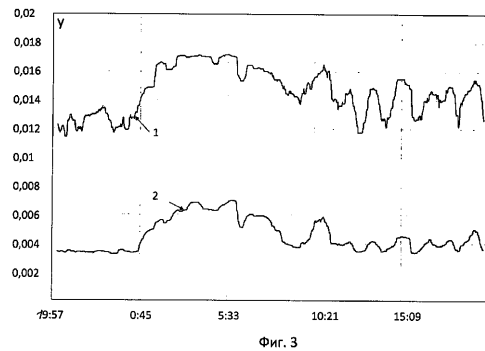
20

【 図 1 】



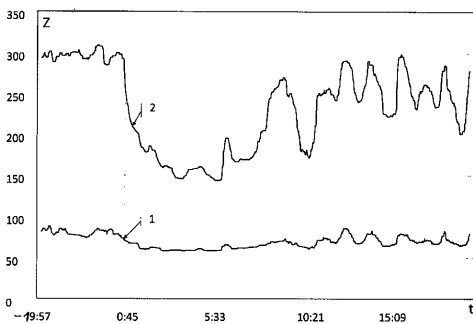
Фиг. 1

【 図 3 】



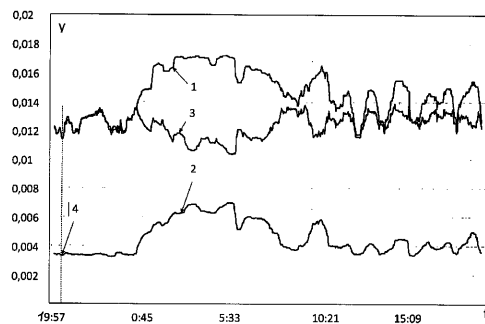
Фиг. 3

【 図 2 】



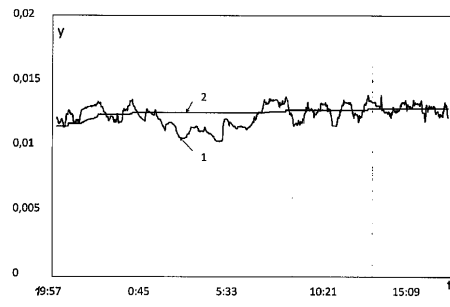
Фиг. 2

【 図 4 】



Фиг. 4

【図 5】



Фиг. 5

フロントページの続き

- (72)発明者 ソコロフ エフゲニー ルヴォヴィチ
ロシア国 188307 ゲー. ガッチナ レニングラードスカヤ オブラスト ウーリツァ
アー. グリゴリーナ 7 クヴァルチーラ 22
- (72)発明者 コルチン アレクサンドル ヴラディミロヴィチ
ロシア国 198328 サンクトペテルブルク ウーリツァ クズネツォヴァ 21 クヴァ
ルチーラ 110
- (72)発明者 ルービン ミハイル セメノヴィチ
ロシア国 191119 サンクトペテルブルク ウーリツァ ヴォロネズスカヤ 26 - 28
クヴァルチーラ 5
- (72)発明者 コロニツキー ドミトリー イヴァノヴィチ
ロシア国 191123 サンクトペテルブルク ウーリツァ チャイコフスコゴ 77 クヴ
アルチーラ 40
- (72)発明者 チェチク アンドレイ アナトレヴィチ
ロシア国 190000 サンクトペテルブルク ウーリツァ カザンスカヤ 26 / 28 ク
ヴァルチーラ 13
- (72)発明者 ミシュチェンコ イーゴリ レオニドヴィチ
ロシア国 197371 サンクトペテルブルク コメンダンツキー プラスペクト 23 コ
ルプス 1 クヴァルチーラ 6

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 国際公開第2012/124330(WO, A1)
米国特許出願公開第2006/0264776(US, A1)
特開2005-131434(JP, A)
特開2009-005842(JP, A)
特開2012-096048(JP, A)
特表2008-508078(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00 - 5/22

專利名称(译)	如何确定人体缺水		
公开(公告)号	JP6663496B2	公开(公告)日	2020-03-11
申请号	JP2018529256	申请日	2016-12-08
申请(专利权)人(译)	Hirubi公司		
当前申请(专利权)人(译)	Hirubi公司		
[标]发明人	ソルーニンアナトリーアレクサンドロヴィチ ソコロフエフゲニールヴォヴィチ コルチンアレクサンドルヴラディミロヴィチ ルービンミハイルセメノヴィチ コロニツキードミトリーイヴァノヴィチ チェチクアンドレイアナトレヴィチ ミシュチェンコイーゴリレオニドヴィチ		
发明人	ソルーニン アナトリー アレクサンドロヴィチ ソコロフ エフゲニー ルヴォヴィチ コルチン アレクサンドル ヴラディミロヴィチ ルービン ミハイル セメノヴィチ コロニツキー ドミトリー イヴァノヴィチ チェチク アンドレイ アナトレヴィチ ミシュチェンコ イーゴリ レオニドヴィチ		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/05		
CPC分类号	A61B5/0537 A61B5/14535 A61B5/4875 A61B5/4869 A61B5/01 A61B5/6801		
FI分类号	A61B5/00.N A61B5/00.102A A61B5/05.ZDM.B		
优先权	2015153029 2015-12-10 RU		
其他公开文献	JP2019501692A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过在低频和高频下测量人体的一部分的阻抗来确定在日常生活活动中人体缺水的状态。根据高频下的阻抗评估研究体积中人体组织中的液体量。基于低频下的阻抗评估该组织中组织中细胞外液的当前量。在测量开始时预先选择组织中细胞外液评估量的参考值。基于在当前测量时间的体积中的血液量的变化来确定校正值。确定校正后的评估值。使用校正后的评估值确定缺水的发生。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6663496号 (P6663496)
(45) 発行日 令和2年3月11日 (2020.3.11)	(24) 登録日 令和2年2月18日 (2020.2.18)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/05 (2006.01)	F I A 6 1 B 5/00 N A 6 1 B 5/00 1 0 2 A A 6 1 B 5/05 Z D M B	
請求項の数 6 (全 10 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-529256 (P2018-529256) (86) (22) 出願日 平成28年12月8日 (2016.12.8) (65) 公表番号 特表2019-501692 (P2019-501692A) (43) 公表日 平成31年1月24日 (2019.1.24) (86) 国際出願番号 PCT/RU2016/000857 (87) 国際公開番号 W02017/099636 (87) 国際公開日 平成29年6月15日 (2017.6.15) (87) 審査請求日 平成30年8月2日 (2018.8.2) (31) 優先権主張番号 2015153029 (32) 優先日 平成27年12月10日 (2015.12.10) (33) 優先権主張国・地域又は機関 ロシア (RU)	(73) 特許権者 514213958 ヒールビー コーポレイション アメリカ合衆国 9 4 0 6 3 カリフォルニア州 レッドウッド シティ ジェファソン アヴェニュー 5 4 1 (74) 代理人 110000796 特許業務法人三枝国際特許事務所 ソルーニン アナトリー アレクサンドロヴィチ (72) 発明者 ロシア国 1 9 9 3 9 7 サンクトペテルブルク ウーリツァ ナリチナヤ 4 5 コルプス 1 クヴァルチーラ 7 4	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 体内の水分欠乏を判断する方法		