

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/194093

発行日 令和2年5月14日 (2020.5.14)

(43) 国際公開日 平成30年10月25日 (2018.10.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/026 (2006.01)	A 6 1 B 5/026 1 4 0	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/029 (2006.01)	A 6 1 B 5/029	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 A	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

出願番号 特願2019-513666 (P2019-513666)	(71) 出願人 399030060 学校法人 関西大学 大阪府吹田市山手町3丁目3番35号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/016009	(71) 出願人 000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目44番1号
(22) 国際出願日 平成30年4月18日 (2018.4.18)	(74) 代理人 100101236 弁理士 栗原 浩之
(31) 優先権主張番号 特願2017-83177 (P2017-83177)	(74) 代理人 100166914 弁理士 山▲崎▼ 雄一郎
(32) 優先日 平成29年4月19日 (2017.4.19)	(72) 発明者 鈴木 哲 大阪府吹田市山手町3丁目3番35号 学 校法人関西大学 システム工学部内
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	Fターム(参考) 4C017 AA03 AA11 AA20 AB04 AB05 AC40 BC01 BC11 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報の推定装置

(57) 【要約】

心臓に向けて電波を照射する送信部12及び送信アンテナ13と、心臓を透過した電波、又は心臓で反射した電波を受信する受信アンテナ14及び受信部15と、受信部15で受信された電波の振幅又は位相、及び心臓の比吸収率に基づいて、心臓に含まれる血液の容量やその変化量を推定する推定部11と、を備える。

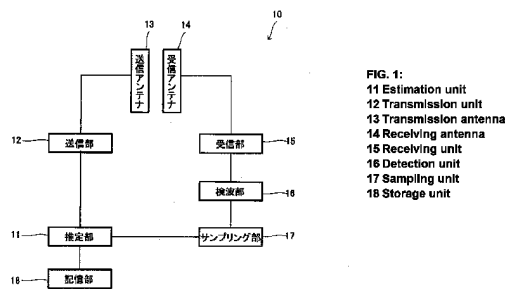


FIG. 1:
11 Estimation unit
12 Transmission unit
13 Transmission antenna
14 Receiving antenna
15 Receiving unit
16 Detection unit
17 Sampling unit
18 Storage unit

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の組織に向けて電波を照射する電波送信手段と、
組織を透過した電波、又は組織で反射した電波を受信する電波受信手段と、
前記電波受信手段で受信した電波の振幅又は位相、及び組織の比吸収率に基づいて組織
に含まれる液体の容量を推定する推定手段と、を備える
ことを特徴とする生体情報の推定装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の生体情報の推定装置において、
前記推定手段は、組織に含まれる液体の容量を次式により演算する
ことを特徴とする生体情報の推定装置。

10

【数 1】

$$V = \frac{M}{\sigma E^2} SAR$$

V : 組織に含まれる液体の容量、M : 組織の質量、 σ : 組織の導電率、E : 前記電波受
信手段により受信された電波の振幅、SAR : 組織の比吸収率

【請求項 3】

請求項 1 に記載の生体情報の推定装置において、
前記推定手段は、前記電波受信手段で受信した電波の振幅又は位相の変化量、及び前記
比吸収率に基づいて組織に含まれる液体の容量の変化量を推定する
ことを特徴とする生体情報の推定装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の生体情報の推定装置において、
前記推定手段は、組織に含まれる液体の容量の変化量を次式により演算する
ことを特徴とする生体情報の推定装置。

【数 2】

$$\Delta V = \frac{M}{\sigma} SAR \left(\frac{1}{E_{max}^2} - \frac{1}{E_{min}^2} \right)$$

30

V : 組織に含まれる液体の容量の変化量、M : 組織の質量、 σ : 組織の導電率、E_{max}、E_{min} : 前記電波受信手段により受信された電波の振幅の最大値、最小値、SAR : 組織の比吸収率

【請求項 5】

請求項 3 に記載の生体情報の推定装置において、
前記推定手段は、前記電波受信手段で受信した電波の振幅に含まれるドリフト成分の増
加又は減少に基づいて組織に含まれる液体の容量の変化量を推定し、前記振幅からドリフ
ト成分を除いた直流成分に基づいて組織に含まれる液体の容量を推定する
ことを特徴とする生体情報の推定装置。

40

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の生体情報の推定装置において、
前記組織は心臓又は血管であり、前記組織に含まれる液体は血液である
ことを特徴とする生体情報の推定装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の生体情報の推定装置において、
前記組織は肺であり、前記組織に含まれる液体は水である
ことを特徴とする生体情報の推定装置。

【請求項 8】

50

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の生体情報の推定装置において、前記組織は膀胱であり、前記組織に含まれる液体は尿であることを特徴とする生体情報の推定装置。

【請求項 9】

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の生体情報の推定装置において、前記組織は手又は足であり、前記組織に含まれる液体は水であることを特徴とする生体情報の推定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、非接触かつ非拘束で、臓器や手足など、生体組織に関する情報を推定することができる生体情報の推定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、心不全の診断、予後における治療効果又は投薬効果を確認するために、一回拍出量及び心拍出量を計測することが行われている。具体的な計測方法としては、Fick法、色素希釈法、スワンガンツカテーテルによる熱希釈法などに代表される観血式が挙げられる。非観血式の計測方法は、キュビテックの四電極法や超音波エコーによる診断が提案されている。しかし、これらの計測方法は、測定対象者を拘束する必要があったり、十分な精度がでないなどの問題があり、現在では使用されていない。

20

【0003】

一方、本発明者は、心臓を透過したマイクロ波は、心臓の収縮、拡張の動きに応じて振幅や位相が変化することを発見し、このような発見に基づいて、心臓を透過したマイクロ波を解析することで心拍を得ることができる心拍検知装置を提案した（特許文献1参照）。また、本発明者は、非接触かつ非拘束で測定対象者の心容積及び心拍出量の時系列変化を検出することができる心容積及び心拍出量の推定装置を提案した（特許文献2参照）。

【0004】

特許文献2では、心容積の推定にあたり、心臓が球形であることを仮定していた。このため、心臓以外の臓器等に適用することが難しかった。例えば、血管の容積を計測し、それに基づいて血流の状態を推定することができなかった。

30

【0005】

また、心拍出量等に限らず、浮腫によって手足に溜まる水分の量、肺うっ血によって肺に溜まる水分の量、膀胱の容積や膀胱内の尿の変化量を計測する技術が種々提案されている（特許文献3～5参照）。しかしながら、これらの計測方法についても、測定対象者に何らかの装置を装着し、又は測定対象者を拘束する必要があるなどの問題がある。このように、従来技術では、測定対象者（生体）の組織（心臓、血管、肺、膀胱、手足など）に含まれる血液等の液体の容量やその変化量（以下、生体の組織中の液体の容量及びその変化量を生体情報という）を非接触かつ非拘束で推定することができなかった。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0006】

【特許文献1】特開2013-153783号公報

【特許文献2】特開2016-202516号公報

【特許文献3】特開平5-237119号公報

【特許文献4】特表2010-532208号公報

【特許文献5】特開2005-087543号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、このような事情に鑑み、非接触又は非拘束で組織に含まれる液体の容量やそ

50

の変化量を推定することができる生体情報の推定装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するための第1の態様は、生体の組織に向けて電波を照射する電波送信手段と、組織を透過した電波、又は組織で反射した電波を受信する電波受信手段と、前記電波受信手段で受信した電波の振幅又は位相、及び組織の比吸収率に基づいて組織に含まれる液体の容量を推定する推定手段と、を備えることを特徴とする生体情報の推定装置にある。

【0009】

第1の態様では、組織の比吸収率及び上記電波の振幅又は位相に基づいて、心臓を含む多種多様な臓器に含まれる液体の容量を推定することができる。

10

【0010】

本発明の第2の態様は、第1の態様に記載の生体情報の推定装置において、前記推定手段は、組織に含まれる液体の容量を次式により演算することを特徴とする生体情報の推定装置にある。

【0011】

【数1】

$$V = \frac{M}{\sigma E^2} SAR$$

20

【0012】

V：組織に含まれる液体の容量、M：組織の質量、 σ ：組織の導電率、E：前記電波受信手段により受信された電波の振幅、SAR：組織の比吸収率

【0013】

第2の態様では、組織が球形であるなどの仮定を行わない上記推定式を用いる。これにより、組織の形状に依存せずに多種多様な組織に含まれる液体の容量を推定することができる。

【0014】

本発明の第3の態様は、第1の態様に記載の生体情報の推定装置において、前記推定手段は、前記電波受信手段で受信した電波の振幅又は位相の変化量、及び前記比吸収率に基づいて組織に含まれる液体の容量の変化量を推定することを特徴とする生体情報の推定装置にある。

30

【0015】

第3の態様では、組織の比吸収率及び上記電波の振幅又は位相の変化量に基づいて、組織に含まれる液体の容量の変化量を推定することができる。

【0016】

本発明の第4の態様は、第3の態様に記載の生体情報の推定装置において、前記推定手段は、組織に含まれる液体の容量の変化量を次式により演算することを特徴とする生体情報の推定装置にある。

【0017】

【数2】

$$\Delta V = \frac{M}{\sigma} SAR \left(\frac{1}{E_{max}^2} - \frac{1}{E_{min}^2} \right)$$

40

【0018】

V：組織に含まれる液体の容量の変化量、M：組織の質量、 σ ：組織の導電率、 E_{max} 、 E_{min} ：前記電波受信手段により受信された電波の振幅の最大値、最小値、SAR：組織の比吸収率

【0019】

第4の態様では、組織が球形であるなどの仮定を行わない上記推定式を用いる。これに

50

より、組織の形状に依存せず多種多様な組織に含まれる液体の容量の変化量を推定することができる。

【0020】

本発明の第5の態様は、第3の態様に記載の生体情報の推定装置において、前記推定手段は、前記電波受信手段で受信した電波の振幅に含まれるドリフト成分の増加又は減少に基づいて組織に含まれる液体の容量の変化量を推定し、前記振幅からドリフト成分を除いた直流成分に基づいて組織に含まれる液体の容量を推定することを特徴とする生体情報の推定装置にある。

【0021】

第5の態様では、組織にそもそも含まれている水の容量、組織に含まれる水の長期的な変化量を得ることができ、それらの水の容量や変化量を対象者の診断に利用することができる。

【0022】

本発明の第6の態様は、第1から第5の何れか一つの態様に記載の生体情報の推定装置において、前記組織は心臓又は血管であり、前記組織に含まれる液体は血液であることを特徴とする生体情報の推定装置にある。

【0023】

第6の態様では、心臓に含まれる血液の容量やその変化量（一回拍出量）、さらには心容積を推定することができる。

【0024】

本発明の第7の態様は、第1から第5の何れか一つの態様に記載の生体情報の推定装置において、前記組織は肺であり、前記組織に含まれる液体は水であることを特徴とする生体情報の推定装置にある。

【0025】

第7の態様では、肺内部の水分の変化量を推定することができる。

【0026】

本発明の第8の態様は、第1から第5の何れか一つの態様に記載の生体情報の推定装置において、前記組織は膀胱であり、前記組織に含まれる液体は尿であることを特徴とする生体情報の推定装置にある。

【0027】

第8の態様では、膀胱内部の尿の変化量を推定することができる。

【0028】

本発明の第9の態様は、第1から第5の何れか一つの態様に記載の生体情報の推定装置において、前記組織は手又は足であり、前記組織に含まれる液体は水であることを特徴とする生体情報の推定装置にある。

【0029】

第9の態様では、浮腫により手足に溜まる水分の変化量を推定することができる。

【発明の効果】

【0030】

本発明によれば、非接触又は非拘束で組織に含まれる液体の容量やその変化量を推定することができる生体情報の推定装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】実施形態1に係る生体情報の推定装置の概略構成図である。

【図2】心臓に対するアンテナの配置を示す概略図である。

【図3】サンプリング部が出力した電界強度を示す図である。

【図4】サンプリング部が出力した電界強度を示す図である。

【図5】血管を流通する血液量を推定する機序を説明するための概略図である。

【図6】血管を流通する血液量を推定する機序を説明するための概略図である。

【図7】血管を流通する血液量を推定する機序を説明するための概略図である。

10

20

30

40

50

【図 8】肺に対するアンテナの配置を示す概略図である。

【図 9】サンプリング部が出力した電界強度を示す図である。

【図 10】パルス波形のマイクロ波を用いた場合において、サンプリング部が出力した電界強度を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0032】

実施形態 1

本発明の生体情報の推定装置（以下、単に推定装置と称する）は、生体の組織を対象とし、非接触かつ非拘束で生体情報を推定する装置である。生体情報とは、生体の組織に含まれる液体の容量、又は当該容量の変化量をいう。生体の組織としては、心臓、血管、肺、手足、膀胱などが挙げられるがこれらに限定されず、比吸収率が既知の組織であれば本発明を適用できる。また、組織に含まれる液体としては、心臓及び血管の場合は血液であり、肺や手足の場合は水であり、膀胱の場合は尿である。

10

【0033】

本実施形態では、生体の組織として人体の心臓を対象とし、心臓に含まれる血液の容量を計測する推定装置について説明する。図 1 は、本実施形態に係る生体情報の推定装置の概略構成図であり、図 2 は、心臓に対するアンテナの配置を示す概略図である。図 2 の符号 110 は収縮期の心臓を表し、符号 120 は拡張期の心臓を表している。

【0034】

図 1 に示すように、推定装置 10 は、推定手段として推定部 11 と、電波送信手段として送信部 12 及び送信アンテナ 13 と、電波受信手段として受信部 15 及び受信アンテナ 14 と、検波部 16 と、サンプリング部 17 と、記憶部 18 とを備えている。

20

【0035】

送信部 12 は、高周波、好ましくはマイクロ波を人体に対して送信するための装置である。マイクロ波は、人体の心臓を透過し、又は心臓で反射することができれば、どのような周波数帯が用いられてもよい。本実施形態では、例えば、サブギガ帯を含む 1 GHz 前後の周波数を用いている。送信出力は、受信側にて十分な電力が検出できる程度でよい。本実施形態では、数 mW ~ 数十 mW とした。また、マイクロ波は、連続波、パルス波、又は位相変調若しくは周波数変調を施した電磁波でもよい。送信部 12 は、図示しないマイクロ波発振器によって生成された高周波信号を送信アンテナ 13 へ供給する。

30

【0036】

送信アンテナ 13 は、送信部 12 によって送信されたマイクロ波を人体 100 の心臓へ向けて照射する機器である。受信アンテナ 14 は、送信アンテナ 13 から放射されたマイクロ波を受信するための機器である。

【0037】

図 2 (a) に示すように、送信アンテナ 13 及び受信アンテナ 14 は、人体 100 の心臓 110 をマイクロ波が透過するように対向して設置されている。偏波については水平偏波、垂直偏波のどちらを使用してもよい。または、図 2 (b) に示すように、送信アンテナ 13 は、心臓 110 へ向けてマイクロ波を出力するように配置し、受信アンテナ 14 は、心臓 110 で反射したマイクロ波を受信するように配置してもよい。マイクロ波が人体を透過又は人体の様々な場所で反射することで、マイクロ波の振幅や位相が変化して受信アンテナ 14 に受信される。

40

【0038】

なお、図 2 (a) の例では、送信アンテナ 13 は人体 100 の前面、受信アンテナ 14 は人体 100 の背面に設置したが逆でもよいし、人体 100 の側面にそれぞれ配置するなどしてもよい。いずれにしても、マイクロ波が人体 100 を透過し、そのマイクロ波を受信できる配置であればよい。図 2 (b) の例では、送信アンテナ 13 及び受信アンテナ 14 は、人体 100 の前面側に配置されているが、特に配置に限定はない。また、送信アンテナ 13 及び受信アンテナ 14 はダイポールアンテナを用いたが、アンテナの形式は特に限定はない。偏波については水平偏波、垂直偏波のどちらを使用してもよい。

50

【 0 0 3 9 】

図 1 に示すように、受信部 1 5 は、受信アンテナ 1 4 によって送信されたマイクロ波を受信した信号を、検波部 1 6 が必要とする信号へ変換する手段である。検波部 1 6 は、受信部 1 5 によって受信したマイクロ波の検波を行う手段である。検波部 1 6 は、包絡線検波（振幅検波）もしくは位相検波によってマイクロ波の復調を行う。また、検波部 1 6 は、周波数解析によって特定の周波数成分を取り出してマイクロ波の復調を行ってもよい。

【 0 0 4 0 】

サンプリング部 1 7 は、検波信号を既定の周波数によってサンプリングし、電界強度をデジタル信号に変換する手段である。具体的には、公知の A / D 変換器やソフトウェアによる処理によりサンプリングが行われる。

10

【 0 0 4 1 】

記憶部 1 8 は、推定部 1 1 で行われる各種演算に必要な記憶領域として機能するメモリやハードディスクなどの装置である。記憶部 1 8 には、後述する推定式や心臓の比吸収率、導電率、質量など各種パラメータが記憶されている。

【 0 0 4 2 】

推定部 1 1 は、送信部 1 2 に対してマイクロ波の出力を指示したのち、サンプリング部 1 7 から受信したデジタル信号として表された電波の振幅や位相を解析し、心臓に含まれる血液の容量を演算するための手段である。このようにして演算された血液の容量を、人体 1 0 0 の心臓に含まれる血液の容量として推定する。

20

【 0 0 4 3 】

なお、本実施形態では、推定部 1 1 は、一般的なパーソナルコンピュータなどの情報処理装置により実行されるプログラムの機能として実装されている。また、送信部 1 2、受信部 1 5、検波部 1 6 及びサンプリング部 1 7 は電子回路（ハードウェア）として実装され、推定部 1 1 により制御が可能となっている。もちろん、推定部 1 1、送信部 1 2、受信部 1 5、検波部 1 6 及びサンプリング部 1 7 のそれぞれはプログラムで実装されてもよいし、電子回路で実装されていてもよい。

【 0 0 4 4 】

図 3 は、サンプリング部 1 7 が出力した電波を示す図である。図 3 の横軸は時間を表し、縦軸は電界強度（振幅）を示している。

【 0 0 4 5 】

図中の符号 E_0 は、送信アンテナ 1 3 により放射されるマイクロ波の電界強度を示しており、一定である。符号 E は、受信アンテナ 1 4 より受信し、検波部 1 6 で検波され、サンプリング部 1 7 でデジタル化された電界強度 E を示している。また、心臓が収縮期にあるときの時刻を t_1 、心臓が拡張期にあるときの時刻を t_2 とする。電界強度 E のうち、時刻 t_1 における電界強度を E_{max} 、時刻 t_2 における電界強度を E_{min} とする。

30

【 0 0 4 6 】

心臓を透過又は反射したマイクロ波の電界強度 E は、主として心臓内の血液量により強度が変化（減衰）する。例えば、血液量が少ないとき、すなわち心臓の収縮期（時刻 t_1 ）においては電界強度の減衰量 α_1 は相対的に小さい。一方、血液量が多いとき、すなわち心臓の拡張期（時刻 t_2 ）においては電界強度の減衰量 α_2 は相対的に大きい。

40

【 0 0 4 7 】

このように、電界強度 E は、心臓の収縮・拡張に合わせて振幅が変化したものとなる。電界強度 E の変化は、心臓の収縮・拡張に密接に関連した情報であると考えられる。したがって、この電界強度を解析することで、心臓に含まれる血液の容量を推定することができる。ここでいう心臓に含まれる血液とは、心室・心房中の血液をいう。心室・心房中の血液の容量は、心房・心室の容積（心容積）と略等しいので、心臓に含まれる血液の容量を推定するということは、心容積の推定と同義である。

【 0 0 4 8 】

心臓に含まれる血液の容量は、上述のようにして得られた電界強度 E と、心臓の比吸収率と、推定式を用いて演算する。比吸収率（SAR）とは、式 1 に示すように、人体の単

50

位質量の組織に単位時間に吸収されるエネルギー量のことをいい、単位は [W / k g] である。

【 0 0 4 9 】

【 数 3 】

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} \quad (\text{式 1})$$

【 0 0 5 0 】

は心臓の導電率 [S / m] であり、 ρ は心臓の密度 [k g / m ³] である。比吸収率は式 1 のように求められるが、心臓の比吸収率は公知となっており、これを予め記憶部 1 8 に記憶させておく。

10

【 0 0 5 1 】

式 1 の密度 ρ は、式 2 のように定義される。V は心臓の体積 [m ³] であり、M は心臓の質量 [k g] である。

【 0 0 5 2 】

【 数 4 】

$$\rho = \frac{M}{V} \quad (\text{式 2})$$

【 0 0 5 3 】

式 1 に式 2 を代入し、V について変形することで式 3 が得られる。この式 3 が上述した推定式である。

20

【 0 0 5 4 】

【 数 5 】

$$V = \frac{M}{\sigma E^2} SAR \quad (\text{式 3})$$

【 0 0 5 5 】

心臓の質量 M、導電率 σ 、比吸収率 SAR は、公知のものを用い、予め記憶部 1 8 に記憶させておく。推定部 1 1 は、質量 M、導電率 σ 及び比吸収率 SAR を記憶部 1 8 から読みだし、サンプリング部 1 7 から得られた電界強度 E を上記式 3 の推定式に代入して得られた V を心臓に含まれる血液の容量、すなわち心容積とみなす。

30

【 0 0 5 6 】

以上に説明したように、推定装置 1 0 によれば、人体を透過又は反射したマイクロ波を用いるので、人体に対して非接触であり、かつ人体を非拘束で、心臓中の血液の容量及び心容積を推定することができる。また、推定装置 1 0 は、心臓の導電率及び比吸収率を用いるが、心臓の形状について仮定を行わない。このため、例えば心臓の形状が球形であるといった仮定を行う場合よりも精度よく、心臓に含まれる血液の容量及び心容積を推定することができる。また、心臓が球形であるといった形状の仮定を行わないので、心臓以外の組織に対しても、組織に含まれる液体の容量を推定することができる。

40

【 0 0 5 7 】

実施形態 2

実施形態 1 の推定装置 1 0 は、心臓に含まれる血液の容量及び心容積を推定したが、これに限定されない。例えば、血液の容量及び心容積の変化量を推定してもよい。本実施形態では、当該変化量を推定する推定装置 1 0 について説明する。なお、本実施形態の推定装置 1 0 は、実施形態 1 の推定装置 1 0 と構成は同様であるので図示は省略する。

【 0 0 5 8 】

図 3 で示したように、電界強度 E は、心臓の収縮・拡張によって変化している。したがって、任意の 2 つのタイミングにおける電界強度の差は、心臓中の血液の容量の差に相関する量であると推定することができる。2 つのタイミングとして、心臓の収縮期と拡張期

50

を選択する。これにより、収縮期と拡張期のそれぞれにおける血液の容量の変化量を推定することができる。この血液の容量の変化量は、一回拍出量に該当すると考えられる。一回拍出量とは、心室が1回で拍出する血液量のことである。

【0059】

このような機序に基づき、本実施形態の推定部11は、心臓内における血液の容量の変化量を、電界強度Eの振幅の変化及び比吸収率から演算する。具体的には、推定部11は、収縮期の電界強度E_{max}と拡張期の電界強度E_{min}のそれぞれを特定する。例えば、心臓の一回の拍出に掛る周期内において、最大の電界強度を検出し、これを収縮期の電界強度E_{max}とする。同様に、最小の電界強度を検出し、これを拡張期の電界強度E_{min}とする。

10

【0060】

これらの電界強度E_{max}、E_{min}を上記推定式(式3)に適用し、収縮期の心臓に含まれる血液の容量(心容積)V_s及び拡張期の心臓に含まれる血液の容量(心容積)V_dを求める。そして、式4に示すように、心容積V_sと心容積V_dの差分を演算する。

【0061】

【数6】

$$\Delta V = V_d - V_s$$

$$\Delta V = \frac{M}{\sigma E_{max}^2} SAR - \frac{M}{\sigma E_{min}^2} SAR$$

$$\Delta V = \frac{M}{\sigma} SAR \left(\frac{1}{E_{max}^2} - \frac{1}{E_{min}^2} \right) \quad (\text{式4})$$

20

【0062】

心容積V_sと心容積V_dの差分である心容積の変化量ΔVは、心臓が一回の拍出によって動脈へ拍出する血液の量[mL]である一回拍出量を表す。このように、電界強度Eの変化量、及び心臓の比吸収率を推定式に適用することで、心容積の変化量ΔV、及び心臓に含まれる血液の変化量である一回拍出量を得ることができる。

【0063】

図3に示した例では、受信した電界強度の差、つまり振幅の差に基づいて心容積の変化量を求めたが、このような態様に限定されず、位相の差に基づいて心容積の変化量を求め

30

てもよい。

【0064】

図4は、サンプリング部が出力した電界強度を示す図である。図4の横軸は時間を表し、縦軸は電界強度(振幅)を示している。パルス波形のマイクロ波を人体に反射させ、その反射波をサンプリング部17で検出したものが図示されている。マイクロ波は、パルス波の位相がずれて観測される。図示するように、例えば、時刻t1と時刻t2との時間差だけ位相がずれた位相差が観測される。このような電波の位相差は、心臓の収縮・拡張によって生じていると考えられる。

【0065】

したがって、電波の位相差は、心臓中の血液の容量の差に相関する量であると推定することができる。したがって、推定部11は、得られた電波の位相差を演算し、これに所定の演算をすることで、血液の容量の変化量を推定することができる。

40

【0066】

実施形態3

本実施形態の推定装置10は、組織に含まれる液体として、血管を流通する血液を対象とする。本実施形態の推定装置10は、実施形態1の推定装置10と構成は同様であるので図示は省略する。図5は、血管を流通する血液の流量(以下、血液量)を推定する機序を説明するための概略図である。

【0067】

皮膚130の内側には血管140があり、皮膚130の表面側に、マイクロ波の送信ア

50

ンテナ 1 3 及び受信アンテナ 1 4 が一体化されたものが配置されている。送信アンテナ 1 3 は、所定の照射角度 で皮膚 1 3 0 に向けてマイクロ波を出力する。受信アンテナ 1 4 は、血管 1 4 0 で反射したマイクロ波を受信する。

【 0 0 6 8 】

このような血管 1 4 0 を対象とした場合、心臓と同様に、マイクロ波は血管 1 4 0 内を透過し、血液によって吸収されると考えられる。ここで、血管 1 4 0 は脈動して径が変動するので、血液量も変動する。したがって、血液量が変動すると、マイクロ波の吸収量も変動するので、受信アンテナ 1 4 で受信した電界強度の変化を血液量の変化として捉えることができる。

【 0 0 6 9 】

具体的な推定方法について説明する。推定対象の一本の血管 1 4 0 の所定範囲における長さを l とすると、長さ l [m] は式 5 で定義される。

【 0 0 7 0 】

【 数 7 】

$$l = 2x \tan\theta \quad (\text{式 5})$$

【 0 0 7 1 】

x は皮膚 1 3 0 の表面から血管 1 4 0 までの距離であり、 θ はマイクロ波の照射角度である。次に、一本の血管 1 4 0 の血管径を r とすると、血管径 r は式 6 で定義される。

【 0 0 7 2 】

【 数 8 】

$$r = -\frac{1}{2\gamma} \log\left(\frac{V}{V_0}\right) \quad (\text{式 6})$$

$$\gamma = \sqrt{\pi f \mu \sigma}$$

$$SAR = SAR_0 \cdot e^{-2\gamma r}$$

$$E = \frac{V}{l}$$

【 0 0 7 3 】

ρ は生体組織（血管）内の密度 [k g / m ³]、 E は受信アンテナ 1 4 で得られた電界の実効値 [V / m]、 SAR_0 は基準位置 P_0 における血管の比吸収率、 SAR は基準位置 P_0 から生体内側へ向けて血管径 r だけ進んだ位置における血管の比吸収率、 f はマイクロ波の周波数 [H z]、 μ は血管の透磁率 [H / m]、 σ は血管の導電率 [S / m]、 V は受信アンテナ 1 4 の誘起電圧 [V]、 V_0 は送信アンテナ 1 3 から出力される電圧 [V] である。

【 0 0 7 4 】

推定対象の一本の血管 1 4 0 の所定範囲における体積を Q とすると、体積 Q は式 7 で定義される。なお、血管 1 4 0 の体積（容積） Q は、その内部を流通する血液の容量（血液量）と同義である。

【 0 0 7 5 】

【 数 9 】

$$Q = \frac{\pi r^2}{4} l \quad (\text{式 7})$$

$$Q = \frac{\pi x \tan\theta}{8\gamma^2} \left\{ \log\left(\frac{V}{V_0}\right) \right\}^2 \quad (\text{式 8})$$

10

20

30

40

50

【 0 0 7 6 】

この式 7 の長さ l と血管径 r のそれぞれに式 5、式 6 を代入して、式 8 を得ることができる。

【 0 0 7 7 】

記憶部 1 8 には、血管の密度、比吸収率 SAR_0 、比吸収率 SAR 、血管の透磁率 μ 、血管の導電率を予め記憶させておく。そして、推定部 1 1 は、記憶部 1 8 から読み取った各値、受信アンテナ 1 4 から得られた電波の誘起電圧 V 、送信アンテナ 1 3 から出力した電圧 V_0 、マイクロ波の照射角及び周波数 f を式 6、式 8 に代入して体積 Q を演算する。

【 0 0 7 8 】

以上に説明したように、推定装置 1 0 によれば、人体の血管を反射したマイクロ波を用いるので、人体に対して非拘束で、血管中の血液量を推定することができる。

【 0 0 7 9 】

実施形態 4

実施形態 3 では、計測対象が一本の血管を想定したが、このような態様に限定されず、別のモデルであっても本発明を適用できる。本実施形態の推定装置 1 0 は、実施形態 3 の推定装置 1 0 と構成は同様であるので図示は省略する。図 6 は、血管を流通する血液量を推定する機序を説明するための概略図である。なお、本実施形態で再定義しない限り、実施形態 3 と同じ意味の変量については、同一の変数名を用いている。

【 0 0 8 0 】

送信アンテナ 1 3 及び受信アンテナ 1 4 の配置等については、実施形態 3 と同様である。送信アンテナ 1 3 の指向性や送信電界強度を変化させることで、生体の電波の吸収状態が異なることが想定できる。そこで、本実施形態では、電波の放射範囲が円柱状であると仮定し、その円柱内にある組織全体での血液量を推定する。

【 0 0 8 1 】

具体的な推定方法について説明する。計測対象の血管層の皮膚側の面に仮想的な円を想定する。この円の面積 S は式 9 のように定義される。 r は、仮想的な円の半径である。

【 0 0 8 2 】

【数 1 0】

$$S = \pi(x \tan \theta)^2 \quad (\text{式 9})$$

$$r = x \tan \theta$$

【 0 0 8 3 】

円柱の高さを l とする。この円柱の高さ l は、マイクロ波を照射して計測できる深さを表している。この高さ l は式 1 0 のように定義される。なお、式 1 0 は、式 6 と同様に導くことができる。

【 0 0 8 4 】

【数 1 1】

$$l = -\frac{1}{2\gamma} \log\left(\frac{V}{V_0}\right) \quad (\text{式 10})$$

【 0 0 8 5 】

推定対象の円柱状の体積を有する組織全体の体積を Q とすると、体積 Q は式 1 1 に式 9、式 1 0 を代入して導かれた式 1 2 により定義される。なお、円柱状の体積（容積） Q は、その内部を流通する血液の容量（血液量）と同義である。

【 0 0 8 6 】

10

20

30

40

【数 1 2】

$$Q = S \times l \quad (\text{式 11})$$

$$Q = -\frac{\pi(x \tan \theta)^2}{2\gamma} \log\left(\frac{V}{V_0}\right) \quad (\text{式 12})$$

【0087】

記憶部 18 には、血管の密度、比吸収率 SAR_0 、比吸収率 SAR 、血管の透磁率 μ 、血管の導電率を予め記憶させておく。そして、推定部 11 は、記憶部 18 から読み取った各値、受信アンテナ 14 から得られた電波の誘起電圧 V 、送信アンテナ 13 から出力した電圧 V_0 、マイクロ波の照射角及び周波数 f を式 12 に代入して体積 Q を演算する。この体積 Q は、マイクロ波の放射範囲である円柱状の領域に流通する血液の容量を意味する。

10

【0088】

以上に説明したように、推定装置 10 によれば、人体の血管を反射したマイクロ波を用いるので、人体に対して非拘束で、血管中の血液量を推定することができる。特に、実施形態 3 のように一本の血管を想定したモデルではなく、マイクロ波の放射範囲を円柱として捉えている。これにより、送信アンテナ 13 の指向性によって計測範囲が拡散した場合に、特に精度良く血液量を推定することができる。

【0089】

20

実施形態 5

実施形態 4 では、計測対象が円柱状の範囲に血液が流通していることを想定したが、このような態様に限定されず、別のモデルであっても本発明を適用できる。本実施形態の推定装置 10 は、実施形態 3 の推定装置 10 と構成は同様であるので図示は省略する。図 7 は、血管を流通する血液量を推定する機序を説明するための概略図である。なお、本実施形態で再定義しない限り、実施形態 4 と同じ意味の変量については、同一の変数名を用いている。

【0090】

送信アンテナ 13 及び受信アンテナ 14 の配置等については、実施形態 4 と同様である。送信アンテナ 13 の指向性や送信電界強度を変化させることで、生体の電波の吸収状態が異なることが想定できる。本実施形態では、電波の放射範囲が円錐状であると仮定し、その円錐内にある組織全体での血流量を推定する。

30

【0091】

具体的な推定方法について説明する。送信アンテナ 13 のマイクロ波を照射する部分を頂点とし、皮膚 130 の内側に広がる円錐を想定する。この円錐の底面の円の半径を r 、高さ（皮膚 130 からの深さ）を l とすると、円錐の底面の面積 S は、式 13 のように定義される。 r は、仮想的な円の半径である。

【0092】

【数 1 3】

$$S = \pi(l \tan \theta)^2 \quad (\text{式 13})$$

40

$$r = l \tan \theta$$

【0093】

この円錐の高さ l は式 14 のように定義される。なお、式 14 は、式 6 と同様に導くことができる。

【0094】

【数 1 4】

$$l = -\frac{1}{2\gamma} \log\left(\frac{V}{V_0}\right) \quad (\text{式 14})$$

【0095】

推定対象の円錐状の体積を有する組織全体の体積を Q とすると、体積 Q は式 15 に式 13、式 14 を代入して導かれた式 16 により定義される。なお、円錐状の体積（容積）Q は、その内部を流通する血液の容量（血液量）と同義である。

【0096】

【数 1 5】

$$Q = \frac{1}{3} \pi r^2 \times l \quad (\text{式 15})$$

$$Q = -\frac{\pi(\tan\theta)^2}{24\gamma} \left\{ \log\left(\frac{V}{V_0}\right) \right\}^3 \quad (\text{式 16})$$

【0097】

記憶部 18 には、血管の密度、比吸収率 SAR₀、比吸収率 SAR、血管の透磁率 μ、血管の導電率を予め記憶させておく。そして、推定部 11 は、記憶部 18 から読み取った各値、受信アンテナ 14 から得られた電波の誘起電圧 V、送信アンテナ 13 から出力した電圧 V₀、マイクロ波の照射角 θ 及び周波数 f を式 16 に代入して体積 Q を演算する。この体積 Q は、マイクロ波の放射範囲である円錐状の領域に流通する血液の容量を意味する。

【0098】

以上に説明したように、推定装置 10 によれば、人体の血管を反射したマイクロ波を用いるので、人体に対して非拘束で、血管中の血液量を推定することができる。特に、皮膚 130 の表面に十分近い位置にある血管層を対象とするので、皮膚 130 から血管層までの距離を無視できるような場合に、有用である。

【0099】

実施形態 6

実施形態 1 及び実施形態 2 で説明した推定装置 10 は、心臓や血管を対象としたものであるが、これに限定されない。本発明は、液体により電界強度が減衰することを利用したものであるため、組織の形状変化によらず、組織内で液体の量そのものの容量が変化した場合に対しても適用できる。推定装置 10 は、例えば、肺うっ血により肺に溜まった水分の変化量を計測することができる。本実施形態の推定装置 10 は、実施形態 1 の推定装置 10 と構成は同様であるので図示は省略する。

【0100】

図 8 は、肺に対するアンテナの配置を示す概略図である。図 8 (a) は肺内の水分 W が少ない状態を示し、図 8 (b) は肺内の水分 W が多い状態を示している。同図に示すように、肺へ向けてマイクロ波を照射し、肺を透過したマイクロ波を受信するように送信アンテナ 13 及び受信アンテナ 14 を配置する。なお、図示しないが、図 2 に示したように、マイクロ波を肺で反射させ、これを受信するように送信アンテナ 13 及び受信アンテナ 14 を配置してもよい。

【0101】

図 9 はサンプリング部 17 が出力した電界強度を示す図である。図 9 の横軸は時間を表し、縦軸は電界強度を示している。図中の符号 E₀ は、送信アンテナ 13 により放射されるマイクロ波の電界強度を示しており、一定である。符号 E は、受信アンテナ 14 より受信し、検波部 16 で検波され、サンプリング部 17 でデジタル化された電界強度 E を示している。符号 E₁ は、電界強度 E の最も高い電界強度を通り、E₀ と平行な直線である。図 8 (a) に示すような水が少ないときを時刻 t₁ とし、図 8 (b) に示すような水が多

10

20

30

40

50

い時を時刻 t_2 とする。

【0102】

肺を透過又は反射したマイクロ波の電界強度 E は肺内の水分により減衰する。このマイクロ波の電界強度 E は、肺の拡張及び縮小に伴い、周期的に変化している。また、長期的に見ると、図 8 (a) に示したような水が少ないとき (時刻 t_1) では、マイクロ波が水に吸収される量は少ないので、電界強度 E としては相対的に高く観測される。一方、図 8 (b) に示したような水が多いとき (時刻 t_2) では、電界強度 E としては相対的に低く観測される。

【0103】

マイクロ波は、電界強度 E_0 から電界強度 E まで減衰しているが、この減衰量は、ドリフト成分 A と直流成分 B とからなる。ドリフト成分 A は、減衰量のうち電界強度 E と電界強度 E_1 との差の部分であり、直流成分 B は、電界強度 E_0 と電界強度 E_1 との差の部分である。

10

【0104】

マイクロ波のドリフト成分 A からは、長期的な水分の増加又は減少を推定することができる。例えば、電界強度 E_{t_1} 及び電界強度 E_{t_2} が同位相となるように時刻 t_1 、時刻 t_2 を選び、その 2 つの電界強度 E_{t_1} 、 E_{t_2} を結んだ直線 L は、ドリフト成分 A の傾向を表している。

【0105】

このような直線 L の傾きが負である、すなわち、ドリフト成分 A が経時的に減少していれば肺の水分は増加している。逆に直線 L の傾きが正である、すなわち、ドリフト成分 A が経時的に増加していれば肺の水分は減少している。したがって、ドリフト成分 A の増加又は減少に基づいて、肺に含まれる水の容量の長期的な変化量を推定することができる。

20

【0106】

一方、直流成分 B は、マイクロ波が肺に含まれる水のうち変化しない分によって減衰した分であると考えられる。換言すれば、マイクロ波は、肺にそもそも含まれている水によって減衰するが、その減衰量は直流成分 B に相当する。したがって、マイクロ波のうち直流成分に基づいて肺にそもそも含まれている水分の容量を推定することができる。

【0107】

このように、マイクロ波からは、直流成分 B に基づいて肺にそもそも含まれている水の容量、一周期のマイクロ波の振幅 (又は位相) の変化量に基づいて肺に含まれる水の短期的な変化量、及び、ドリフト成分 A の変化量に基づいて肺に含まれる水の長期的な変化量を得ることができる。

30

【0108】

なお、実施形態 1 で説明したように、任意の一周期におけるマイクロ波の強度 E_{max} 、 E_{min} の差に基づいて、肺に含まれる水の短期的な変化量を推定することもできる。

【0109】

このような機序に基づき、推定装置 10 は、次のようにして肺に含まれる水の容量、その変化量を推定する。記憶部 18 には、予め、肺の質量 M 、導電率、比吸収率 SAR を記憶させておく。そして、推定部 11 では、サンプリング部 17 から得た電界強度 E 、及び記憶部 18 から読み出した質量 M 、導電率、及び比吸収率 SAR を上記式 3 の推定式に代入することで、肺の容積 V を求めることができる。この肺の容積 V を肺内に含まれる水の量と推定する。

40

【0110】

推定部 11 は、例えば、肺の呼吸の周期ごとに、電界強度 E の最小値である E_{min} 、最大値である E_{max} を用いて式 4 から肺の容積の変化量 V を算出する。この変化量 V を肺内に含まれる水分の変化量 V と推定する。

【0111】

また、推定部 11 は、十分に時間を空けて任意の二つの時刻 t_1 、時刻 t_2 におけるドリフト成分 A を求める。そして、ドリフト成分 A が経時的に減少しているならば、肺に含

50

まれる水分が増加していると推定し、ドリフト成分 A が経時的に増加しているならば、肺に含まれる水分が減少していると推定する。

【0112】

さらに、推定部 11 は、マイクロ波の直流成分 B を演算し、この直流成分 B に基づいて肺にそもそも含まれている水の容量を推定する。例えば、直流成分 B に所定の係数を乗じるなどして当該水の容量を推定する。

【0113】

上述した例では、肺内の水分の増加又は減少の速度は緩やかであるため、数時間に亘り長期的に計測する必要がある。このような場合では、連続的にマイクロ波を照射するよりも、パルス波形のマイクロ波を用いることが好ましい。

【0114】

図 10 は、パルス波形のマイクロ波を用いた場合において、サンプリング部が出力したマイクロ波の電界強度を示す図である。

【0115】

具体的には、送信アンテナ 13 は、任意の周期でパルス波形としてマイクロ波を生体の臓器等に照射する。受信アンテナ 14 は、臓器を透過し、又は反射したマイクロ波を受信する。このようにして得られた電界強度 E は、パルス波形として得られる。

【0116】

図 8 (a) に示したような水が少ないとき (時刻 t_1) では、マイクロ波が水に吸収される量は少ないので、電界強度 E_{t_1} としては相対的に高く観測される。一方、図 8 (b) に示したような水が多いとき (時刻 t_2) では、電界強度 E_{t_2} としては相対的に低く観測される。つまり、肺内の水が次第に増加する場合は、電界強度が長期的には下がる傾向にある。特に図示しないが、肺内の水が次第に減少する場合は、電界強度が長期的には上がる傾向にある。

【0117】

このように、パルス波形を用いた場合であっても、肺の容積 V やその変化量 ΔV を求めることができる。また、生体に対してマイクロ波を常時照射する必要がないので、生体を与えるマイクロ波の影響を抑制することができるとともに、消費電力を低減することができる。

【0118】

なお、本実施形態の推定装置 10 は、肺うっ血による肺内の水分の変化量を推定したがこれに限定されない。例えば、膀胱内に溜まる尿量の変化量についても同様に推定することができる。つまり、膀胱に対して照射して得られたマイクロ波の振幅の変化量が、図 9 と同様に減少傾向にあるならば、膀胱に溜まる尿が増加していると推定することができる。

【0119】

さらには、浮腫によって手足に溜まる水分の容量の変化量についても、本実施形態と同様に推定することができる。つまり、手足に対して照射して得られたマイクロ波の振幅の変化量が、図 9 と同様に減少傾向にあるならば、手足に溜まる水分が増加していると推定することができる。なお、このようなパルス波形のマイクロ波は、肺を対象とした場合に限らず、心臓や血管、膀胱、手足などその他の組織についても適用することができる。

【0120】

以上に説明したように、本実施形態に係る推定装置 10 は、肺、膀胱、手足などの各組織について、マイクロ波を照射し、その反射波又は透過波を受信して各組織に含まれる水の容量又はその変化量を推定することができる。具体的には、組織にそもそも含まれている水の容量、組織に含まれる水の長期的及び短期的な変化量を得ることができ、それらの水の容量や変化量を対象者の診断に利用することができる。

【符号の説明】

【0121】

10 生体情報の推定装置

10

20

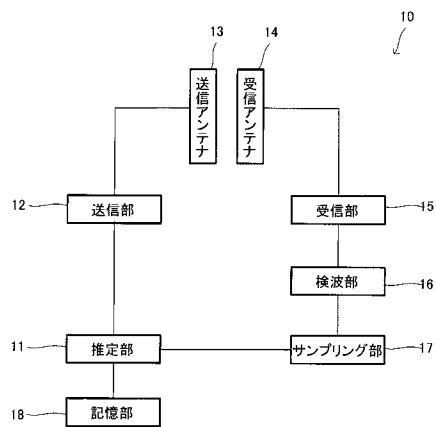
30

40

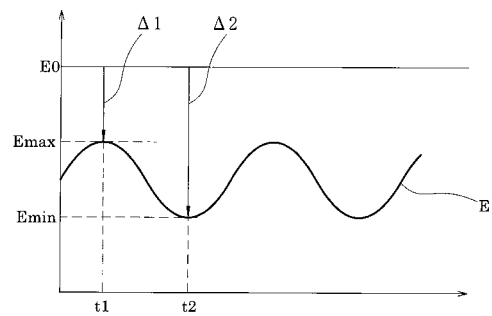
50

- 1 1 推定部 (推定手段)
- 1 2 送信部 (電波送信手段)
- 1 3 送信アンテナ (電波送信手段)
- 1 4 受信アンテナ (電波受信手段)
- 1 5 受信部 (電波受信手段)
- 1 6 検波部
- 1 7 サンプルング部
- 1 8 記憶部 (記憶手段)

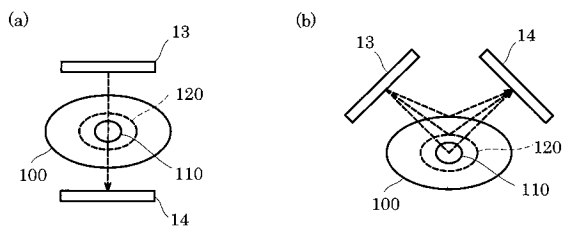
【 図 1 】



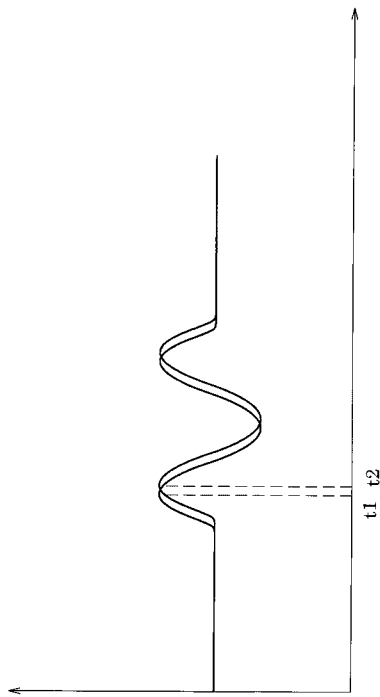
【 図 3 】



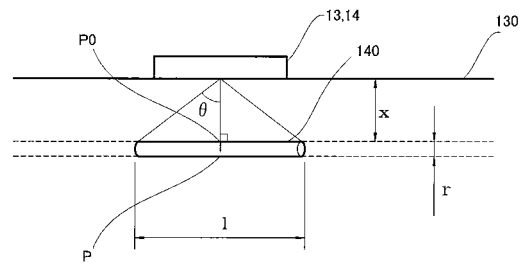
【 図 2 】



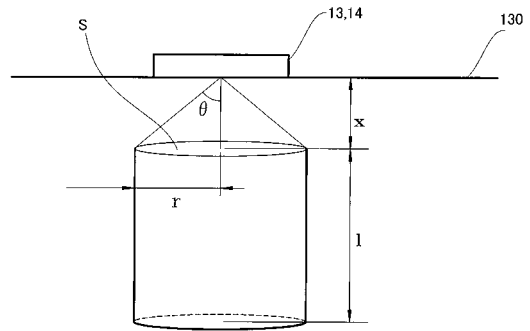
【 図 4 】



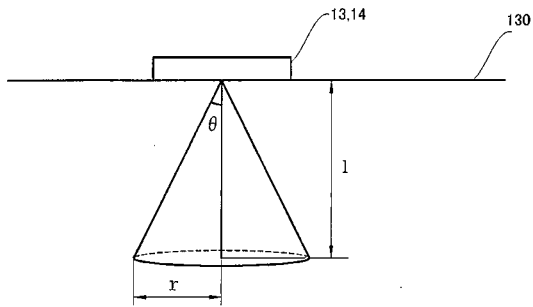
【 図 5 】



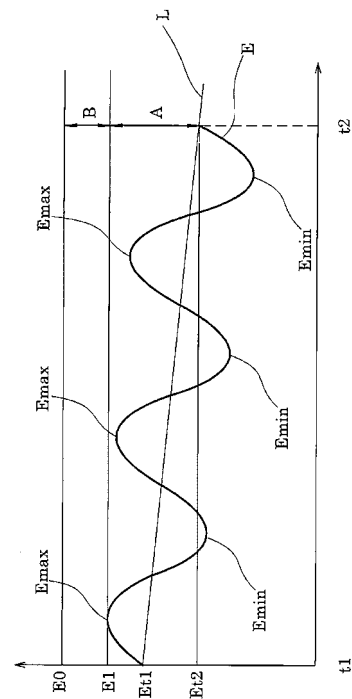
【 図 6 】



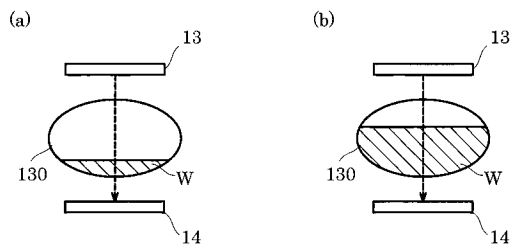
【 図 7 】



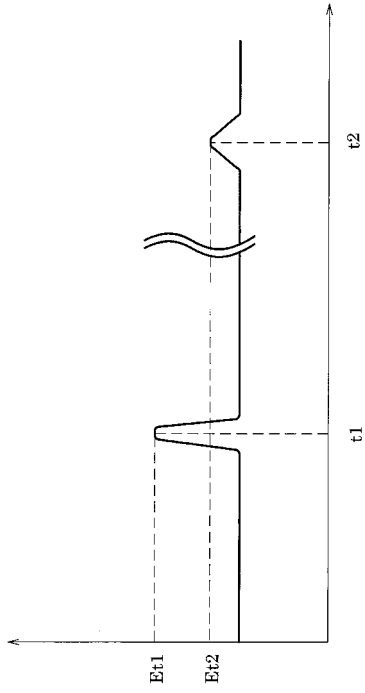
【 図 9 】



【 図 8 】



【 図 1 0 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/016009
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B5/026(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/029(2006.01)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) Int.Cl. A61B5/026, A61B5/00, A61B5/029 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 3-1838 A (SHIMADZU CORP.) 08 January 1991, entire text, all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 2010-512208 A (CN SYSTEMS MEDIZINTECHNIK GMBH) 22 April 2010, entire text, all drawings & US 2008/0200785 A1 & CN 101621958 A	1-9
A	JP 2013-43026 A (UNIV. WASEDA) 04 March 2013, entire text, all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 2015-116473 A (HYUNDAI MOTOR COMPANY) 25 June 2015, entire text, all drawings & US 2015/0164364 A1 & EP 2886051 A1 & CN 104720769 A	1-9
A	JP 2016-202516 A (KANSAI UNIVERSITY) 08 December 2016, entire text, all drawings (Family: none)	1-9
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input 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 another 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 03 July 2018 (03.07.2018)		Date of mailing of the international search report 10 July 2018 (10.07.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 6 0 0 9									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/026(2006,01)i, A61B5/00(2006,01)i, A61B5/029(2006,01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/026, A61B5/00, A61B5/029											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 3-1838 A (株式会社島津製作所) 1991.01.08, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9									
A	JP 2010-512208 A (ツェーエンシステムズ・メディツィーンテヒニーク・ゲー・エム・ペー・ハー) 2010.04.22, 全文、全図 & US 2008/0200785 A1 & CN 101621958 A	1-9									
A	JP 2013-43026 A (学校法人早稲田大学) 2013.03.04, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」 同一パテントファミリー文献									
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 03.07.2018		国際調査報告の発送日 10.07.2018									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 遠藤 直恵	2Q 3701								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 6 0 0 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2015-116473 A (現代自動車株式会社) 2015.06.25, 全文、全図 & US 2015/0164364 A1 & EP 2886051 A1 & CN 104720769 A	1-9
A	JP 2016-202516 A (学校法人 関西大学) 2016.12.08, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

Fターム(参考) 4C127 AA10 EE08 FF01 GG07 GG09

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。