

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4699753号
(P4699753)

(45) 発行日 平成23年6月15日(2011.6.15)

(24) 登録日 平成23年3月11日(2011.3.11)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05

C

請求項の数 3 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2004-502823 (P2004-502823)
(86) (22) 出願日	平成15年5月14日 (2003.5.14)
(65) 公表番号	特表2005-525163 (P2005-525163A)
(43) 公表日	平成17年8月25日 (2005.8.25)
(86) 國際出願番号	PCT/N02003/000157
(87) 國際公開番号	W02003/094724
(87) 國際公開日	平成15年11月20日 (2003.11.20)
審査請求日	平成18年4月26日 (2006.4.26)
(31) 優先権主張番号	20022310
(32) 優先日	平成14年5月14日 (2002.5.14)
(33) 優先権主張国	ノルウェー (N0)

前置審査

(73) 特許権者	502442681 アイデックス・エーエスエー ノルウェー・NO-1364・フォルネブ ・ロルフスバクトベイエン・17
(74) 代理人	100108453 弁理士 村山 靖彦
(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
(74) 代理人	100089037 弁理士 渡邊 隆
(74) 代理人	100110364 弁理士 実広 信哉
(72) 発明者	オルジアン・ジー・マーティンセン ノルウェー・N-1368・スタベック・ ファガーストランドヴェイエン・30

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電気イミッタンスによるヒトの皮膚の特定容積に関する特性決定

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

皮膚の特性を測定するためのセンサーアセンブリであつて、
電流供給源に対して接続されていて、皮膚に対して電流を供給し得るものとされた、第
1対をなす電流供給用電極と；
これら電流供給用電極から離間してこれら電流供給用電極の間に配置されたあるいはこれ
ら電流供給用電極から離間してこれら電流供給用電極の外側に配置された少なくとも2
つの電圧検出用電極と；

前記電流供給用電極のうちの電流供給用第1電極と、前記電圧検出用電極のうちの前記
電流供給用第1電極寄りに配置された電圧検出用第1電極と、に対して接続されていて、
それら電圧検出用第1電極と電流供給用第1電極との間の電圧を測定し得るものとされた
、器具と；

を具備してなり、

前記器具が、電圧検出用第2電極に対しても接続されていて、前記電圧検出用第1電極
と前記電圧検出用第2電極との間の電圧を測定することができ、

前記電圧検出用第1電極が、前記電流供給用第1電極から所定距離のところに配置され
、

この所定距離が、前記電流供給用第1電極と前記電圧検出用第2電極との間の距離より
も短いものとされ、

その所定距離が、1mmよりも短いものとされていることを特徴とするセンサーアセンブ

10

20

リ。

【請求項 2】

請求項 1 記載のセンサーセンブリにおいて、

供給される電流が、選択された周波数範囲で振動するものとされていることを特徴とするセンサーセンブリ。

【請求項 3】

請求項 2 記載のセンサーセンブリにおいて、

前記周波数が、10～1000 kHz とされ、あるいは、100 kHz とされていることを特徴とするセンサーセンブリ。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、好ましくは皮膚といったような表面の特性を測定するためのセンサーセンブリおよび方法に関するものであり、より詳細には、ヒトの皮膚上において特定容積のイミッタансを測定するためのシステムに関するものである。この測定は、例えば生死や湿気量や構造や組成等といったような、皮膚の特定の容積に関する生理学的状況を特徴付けるために行われる。本発明を適用し得る可能な応用例には、指紋認識システムにおける生体検出や、深さを特定した皮膚の湿気の測定や、個別の汗管オリフィスに局在化した皮膚の電気的性質の検出、がある。

【0002】

20

皮膚に関しての生体インピーダンス測定における測定深さは、一般に、印加された信号の周波数に大いに依存する。すなわち、Martinsen O.G., Grimnes S., Haug E.: Measuring depth depends on frequency in electrical skin impedance measurements, Skin Res. Technol., 5, 179-181, 1999に記載されているように、大きな周波数であると、皮膚内において、より深いところの測定が行われる。よって、明確に規定された皮膚容積に関してのインピーダンス分光法を行うことは、従来技術においては、不可能である。それは、周波数が違うと、皮膚のうちの、測定対象をなす容積が変わるからである。しかしながら、本発明による方法であると、皮膚の特定の層または容積に関して、高度に焦点合わせされたマルチ周波数測定が可能である。

【背景技術】

30

【0003】

電極を使用した組織特性に関する測定は、様々な文献において公知である。例えば、米国特許第6,175,641号明細書においては、皮膚が層状構成とされていることを考慮しておらず、米国特許第5,353,802号明細書においては、複数の同心円状リング電極を使用した皮膚の深さ検出を目的としており、米国特許第5,738,107号明細書においては、比較的大きな電極を使用することによって、皮膚の湿気量を測定している。

【0004】

皮膚の特性を測定するための他の公知の手法は、国際特許出願第PCT/AU98/00925号明細書に開示されている。この文献においては、皮膚内における異常を検出すための手法が開示されている。小さな電極の周囲における局所的インピーダンスを使用することによって、皮膚が受けた損傷の程度を測定することができ、これにより、損傷の深さも間接的に測定することができる。この手法においては、インピーダンス測定によって、皮膚をなす複数の層の特性をマッピングすることができない。例えば、指が生体組織によって構成されているかどうかを確認する必要がある。

【0005】

皮膚をなす複数の層に関する測定は、米国特許第4,540,002号明細書に開示されている。この文献においては、4つの電極が使用される。2つの電極は、皮膚に対して一定の電流を印加するために使用される。残りの2つの電極は、皮膚のインピーダンスを測定するために使用される。よって、電流を印加している電極どうしの間のインピーダン

40

50

スを、測定から除外することができる。実際には、このシステムは、現実的なものではなく、インピーダンス信号がなす複素数的性質を考慮していない。

【0006】

米国特許第4,966,158号明細書には、皮膚内の湿気に関する測定が開示されている。この文献においては、様々な皮膚層の深さ測定を行うことができない。米国特許出願第2001/0005424A1号明細書には、生体の指検出を行う目的で2つの電極を使用して皮膚インピーダンスを測定する際の非常に簡単な方法が記載されている。実際には、この文献においては、十分な信頼性が得られない。それは、この文献において必要とされているのと同じインピーダンス特性を有した偽物の指を容易に作れるからである。

【特許文献1】米国特許第6,175,641号明細書

10

【特許文献2】米国特許第5,353,802号明細書

【特許文献3】米国特許第5,738,107号明細書

【特許文献4】国際特許出願第PCT/AU98/00925号明細書

【特許文献5】米国特許第4,540,002号明細書

【特許文献6】米国特許第4,966,158号明細書

【特許文献7】米国特許出願第2001/0005424A1号明細書

【非特許文献1】Martinsen O.G., Grimnes S., Haug E.: Measuring depth dependson frequency in electrical skin impedance measurements, Skin Res. Technol., 5,179-181, 1999

【発明の開示】

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

よって、本発明の目的は、例えば生体指の確認に際しておよび皮膚の湿気の測定に際してといったような場合に、表面近傍の組織の深さ測定に信頼性を付与しつつ表面特性を測定するための方法およびセンサーアセンブリを提供することである。

【0008】

本発明の目的は、独立請求項において規定された技術によって得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下においては、本発明につき、添付図面を参照しつつ、本発明を何ら限定するものではなく単なる例示としての好ましい実施形態に関して、説明する。

30

【0010】

角質層(SC)の厚さと同等の厚さとされ複数の電極を使用した測定は、電極の近傍における電流密度が大きいことのために、SCだけを対象とした測定となる。この様子は、図1に示されている。図1においては、有限要素法(FEM)によるシミュレーションが、生体皮膚上に表皮SC層が位置しているとともにこのSC層上に4つの金属電極(C1, C2, V1, V2)が配置されてなるシステムに關し、100kHzにおいて行われている(図1は、シミュレーションモデルの全体からみて、その一部しか図示していない)。電極どうしは、電流源を介して皮膚表面に対して接続することができる、あるいは、電圧を、誘電体やエアを介して皮膚に対して印加することができる。

40

【0011】

図1は、複数の等電位線(E)を示している。これにより、電極(C1, C2)上における任意の单一極性的測定が、あるいは、これら電極(C1, C2)間の両極性測定(u1)が、SCによって全体的に優勢的であることが明瞭に示されている。

【0012】

また、電流供給用電極の近くに配置された電圧検出用電極(V1またはV2)を使用することにより、大きな電極の場合であっても、SCだけを対象とした測定を行うことができる。等電位線は、例えば湿気状況や他の変数といったようなものの関数として変化するものではあるけれども、SCのアドミッタンスを6桁にもわたって変化させた(角質層における正常値の 10^{-3} 倍から 10^{+3} 倍までという値)シミュレーションにより、例え

50

ば、電流供給用電極から S C 厚さの約 1 ~ 2 倍というところに配置された電圧検出用電極が、常に、 S C 厚さの大部分からなる容積を規定している等電位線を検出していること、なおかつ、生体皮膚に起因する等電位線を実質的に有意には検出しないこと、が示された。

【 0 0 1 3 】

よって、この電極（ V 1 ）と電流供給用電極との間の電位差（ u 2 ）を測定することにより、常に、 S C だけを対象とした測定を行うことができる。一方、電圧検出用第 1 電極（ 図 1 においては、 V 1 ）と電圧検出用第 2 電極（ 図 1 においては、 V 2 ）との間の電位差（ u 3 ）は、常に、生体皮膚によって全体的に支配されるような結果をもたらす（ 電流供給すなわち電流注入のために常に電極（ C 1 , C 2 ）を使用する）。 S C が、この S C が延在している測定対象容積中の各部材の中で、導電性のかなり小さなもの（より詳細には、かなり誘電的なもの）であることにより、 4 極測定における電流密度がかなり小さなものとなってしまい、そのため、測定電圧に対する寄与が限定的なものとなってしまう。この構成における電圧検出用電極は、電圧検出用電極（ V 1 または V 2 ）を通して電流が流れることを回避し得るよう、小さいものであるべきであり、なおかつ、電流供給用電極（ C 1 , C 2 ）に対して近くなり過ぎないようにして配置されるべきである。10

【 0 0 1 4 】

本発明は、電流注入用電極と組み合わせて 1 つまたは複数の電圧検出用電極を使用することを原理とするものであり、これにより、明確に規定された皮膚容積の電気的イミッタансを測定することによって、その明確に規定された皮膚容積に関する特性を決定することができる。 1 つまたは複数の容積を測定することができる。これら容積は、同時に測定することも、あるいは、順次的に測定することも、できる。電極間の相対関係を変更することにより、例えば、電圧検出用電極間に於いて電圧を測定したりまた各電圧検出用電極と各電流供給用電極との間に於いて電圧を測定したりすることにより、様々な経路を測定することができ、これにより、様々な皮膚層に関する特性を決定することができる。20

【 0 0 1 5 】

また、 S C の厚さと同等の厚さとされた、すなわち、体内において選択された部位上の皮膚に応じて 0 . 0 1 m m ~ 0 . 0 5 m m という厚さとされた、電圧検出用電極の好ましい厚さは、小さい特徴物を検出可能とともに、比較的大きな周波数を使用可能とする。 S C に関する特性を測定する際には、それらの間において電圧測定を行うこととなる電圧検出用電極とこの電圧検出用電極に最近接している電流供給用電極との間の距離は、同じ数値範囲とされる、すなわち、 S C の厚さと同等の距離とされる、すなわち、 1 m m 未満とされる。30

【 0 0 1 6 】

電圧検出用電極によって行われる電圧測定あるいはインピーダンス測定に基づき、指の表面の各種特性を、電極間距離や電極構成を選択することによって様々な深さに関して、測定することができる。 2 つの電圧検出用電極を有した 4 電極型の実施態様においては、電流供給用電極と電圧検出用電極との間の距離が、 S C 厚さ（例えば、表面から約 50 ~ 100 μ m ）よりも大きい場合には、深くに位置した生体皮膚層だけに関する測定が行われることとなる。また、電流供給用電極と電圧検出用電極との間の距離が、 S C 厚さよりも小さい場合には、 S C 内の横方向導電率が寄与することとなり、例えば S C 内の異方性特徴物といったような組織特徴物が測定されることとなる。40

【 0 0 1 7 】

[実験例 1 : 生体指の検出]

すべての電子的な指紋認識システムにおいては、ダミー指または死んだ指（切り落とした指）の存在を検出し得ることが、常に重要である。例えばゴム等の材料から形成されたダミー指に関しては、様々な手法によって比較的容易に検出することができるけれども、本物の生体指の上に、パターン形成したラテックス製の薄い層を被せたような状況は、検出に困難さが生じる。このような指は、例えば温度や血液や脈拍等といったような、本物の指が有している様々な特徴の大部分を、有している。例えばラテックス表面上に湿気（50

例えば、唾液)を付与したような場合にも、従来技術による電気イミッタンス測定では、容易には見破ることができない(例えば、米国特許第6,175,641号明細書を参照されたい)。

【0018】

死んだ指(切り落とした指)の場合には、生体の指と比較しての明瞭で大きな相違点は、生体指が死んだ指よりも通常は暖かいことであり、生体指が血液脈拍を有していることであり、さらに、この血液が酸素を含んでいること、である。また、研究により、生体組織の電気的性質が死後には激変することが、示されている。例えば筋肉や肝臓や肺や脳といったような組織の電気的性質に関する死後の変化については、大量の研究文献に記載されている。本発明者らによる一例を示す。Martinsen O.G., Grimnes S., Mirtaheri P.: Non-invasive measurements of post mortem changes in dielectric properties of haddock muscle - a pilot study, J. Food Eng., 43(3), 189-192, 2000.

10

【0019】

生体であることを熱的に検出することは、例えば切り落とした指を手の中で暖めるといったような容易な加熱操作の存在により、適切ではない。血液中酸素の赤外線分析は、他の可能性である。しかしながら、この分析は、例えば気温が低い天候といったような状況では、うまく機能しない。それは、周囲の気温が下がったときには、生体が、指内における微小血液循環を停止させてしまうからである。例えばインピーダンス容積脈波法を原理としたものといったような脈拍測定は、実際に実施することが、極めて困難である。それは、最適化されたシステムであっても動的信号が典型的には0.1%でしかないからであり、また、このような測定手法が、気温が低い天候では同じ問題点を有しているからである。ECG(心電図)信号を原理とした脈拍測定が、当然のように、代替手法として想定される。しかしながら、ただ1本の指だけでは、信号を取得することができず、この代替手法を実施することはできない。

20

【0020】

本発明においては、SCと生体皮膚層とのイミッタンスを、1つの周波数においてまたはある範囲をなす周波数において、好ましくは10~1000kHzという範囲において特に約100kHzにおいて、同時に測定することができる。同期的整流器を使用することにより、複素数成分を測定することができる。すなわち、Kramers-Kronigの関係式を使用することによって、例えば、誘電率の位相応答を決定することができる。様々なモデルに対して、例えば電気的異方性といったような特性だけを使用することによって、生体指検出手法を改良することができる。

30

【0021】

図2は、Yamamoto氏およびY. Yamamoto氏によるMed. Biol. Eng. Comput., 14, 592-594, 1976からの引用である。図2は、角質層と生体皮膚とが、特に低周波数領域において、非常に異なる電気的性質を有していることを示している。しかしながら、高周波数領域においても、例えば100kHzにおいても、抵抗率の相違は、約400倍であり、相対誘電率の相違は、約20倍である。加えて、角質層と生体皮膚とでは、周波数応答が、かなり相違する。角質層は、抵抗率においてかなりの分散を有している。一方、生体皮膚の抵抗率は、比較的一定である。この傾向は、誘電率においても当てはまる。角質層と生体皮膚との双方を対象とした測定を同時に行うような生体指検出手法においては、失敗を起こしにくいであろう。それは、角質層と生体皮膚とにおいては、電気的性質が大きく相違しているからであり、なおかつ、生体皮膚の電気的性質が、死後には激変するからである。生体指の上に薄いラテックス層を被せた場合には、3層構造となっていることを容易に検出することができる。システムは、もはや、単に表面上の湿気層内に電流を流すことによっては、騙されることがない。

40

【0022】

[実験例2: 皮膚の湿気の測定]

皮膚の機能は、表皮SCの湿気状況に応じて、かなり変化する。角質層の湿気状態を観測することによって、非生体皮膚状況を、初期的に診断することができる。加えて、SC

50

の湿気の測定は、例えば皮膚保湿剤といったような話題の組成物の効果を評価するに際しても、重要である。

【0023】

本発明者らは、低周波数サセプタンス測定に基づいた皮膚湿気を測定するための電気的手法を、既に開発している（米国特許第5,738,107号明細書）。SCに対するマルチ周波数測定が、SCの湿気状況の分析に際して有効であるような付加的な情報をもたらすと考えられることには、理由がある。しかしながら、従来技術においては、生体内においてSCだけに関してマルチ周波数測定を行うことは不可能であった。このことが、この技術分野の進展を妨げていた。

【0024】

上述したように、本発明によれば、例えばSCだけといったように、複数の皮膚層の中の選択された層だけを対象として、マルチ周波数測定を行うことができる。電極のサイズおよび形状を注意深く選択することにより、SC内の様々な層内において、測定を行うこともできる。これは、重要である。なぜなら、水分が、SC内において一様に分散していないこと、それどころか、水分勾配が存在すること、すなわち、最内層が、湿気量と平衡しており、かつ、生体層と外層とが、周囲雰囲気の相対湿度と平衡していること、が既知であるからである。

10

【0025】

[実験例3：外因性皮膚電気応答の局所的測定]

手のひらや足の裏の発汗度合いは、心理的刺激や心理的状況に極めて敏感である。このような変化は、電気的測定によって容易に検出される。汗管が、主に抵抗的であることにより、皮膚電気応答（EDR）の測定に際しては、典型的には、低周波数測定またはDCコンダクタンス測定が、使用される。

20

【0026】

ウソ発見器として最も認識されている器具においては、EDR活性の電気的検出を行っている。しかしながら、このような測定に関しては、主に2つのカテゴリーに分類されるような他の応用が存在する。そのようなカテゴリーとは、神経疾患の測定と、精神生理学的測定と、である。第1カテゴリーの例としては、神経障害（例えば、糖尿病）、神経損傷、うつ病、不安症、がある。第2カテゴリーの例としては、情緒障害、苦痛分析、ウソ発見、がある。

30

【0027】

EDR測定は、従来より、単一の汗管オリフィスが典型的に占める面積よりも格段に大きな面積を有した皮膚電極を使用して、行われてきた。そのため、多数の汗管に関しての全体的な効果あるいは平均的な効果を測定することしかできなかった。複数の汗腺に関して、それぞれの神経感應性が、必ずしも同時的ではないことにより、より小さな面積のみを対象とした測定を行えば、よりおおくの情報が得られることが期待される。

【0028】

本発明であれば、そのような測定を、皮膚の明確に規定された小さな容積に関して行うことができ、これにより、EDR測定のための器具を、改良することができる。

【0029】

上述したように、本発明による方法は、皮膚のうちの、外側に位置した2つの部分の電気的特性を測定するための方法として、すなわち、角質層と生体皮膚との電気的特性を測定するための方法として、要約することができる。本発明による方法においては、2つの電流供給用電極の間において皮膚に対して電流または電圧を印加し；これら2つの電流供給用電極のうちの一方の電極と、この一方の電極に対して所定距離のところに配置された第1電極と、の間ににおいて、電圧を測定し；第1電極と、先の一方の電極を起点として測ったときに第1電極よりも遠くに配置された第2電極と、の間ににおいて、電圧を測定し；それら測定電圧値どうしを比較することによって、少なくとも一方の皮膚層に関する誘電率および/または抵抗率を決定する。2つの電圧検出用電極の役割は、異なる経路に関する測定をもたらし得るようなシフトをもたらすことである。しかしながら、この場合、そ

40

50

これら電極間距離が相違していることが必要である。

【0030】

表面近傍における測定に関しては、一方の電流供給用電極と、この一方の電流供給用電極に対して所定距離のところに配置された一方の電圧検出用電極と、の間においてのみ電圧を測定するだけで十分である。しかしながら、その所定距離は、表面領域の測定を行い得るよう、S Cの厚さと同等の離間距離とされているべきである。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本発明によるアセンブリを示す図である。

【図2】角質層と生体皮膚とに関する、抵抗率と相対誘電率を示すグラフである。

10

【符号の説明】

【0032】

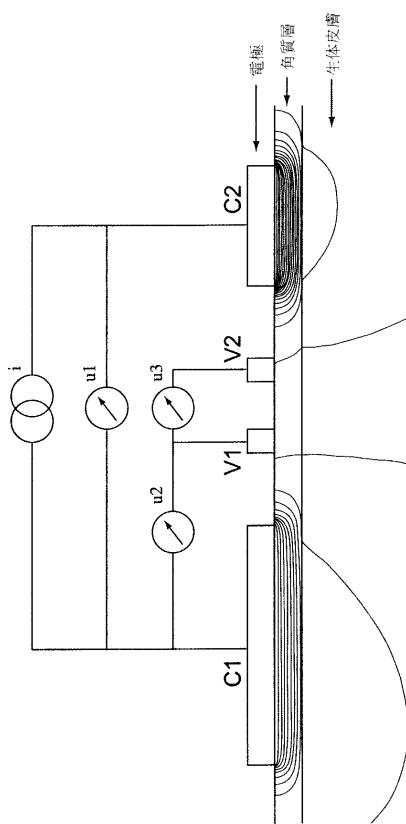
C 1 電流供給用第1電極

C 2 電流供給用第2電極

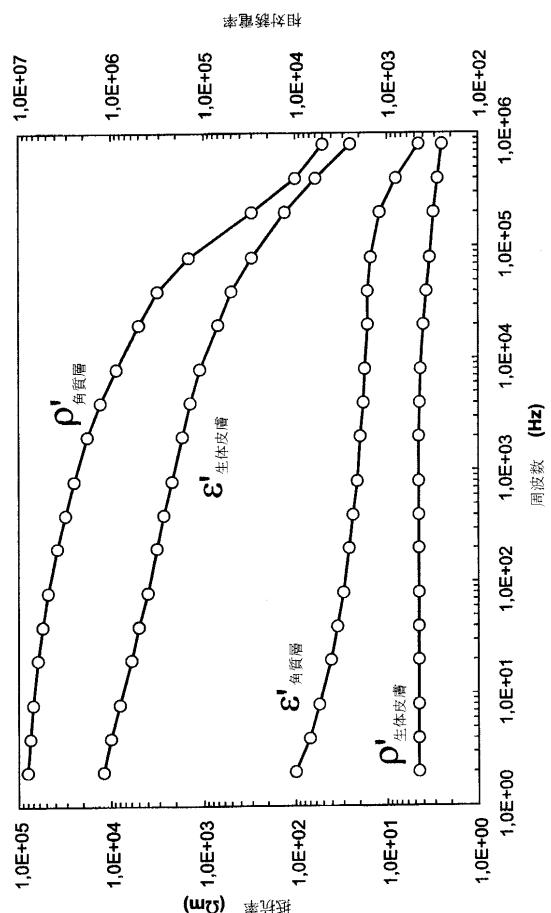
V 1 電圧検出用第1電極

V 2 電圧検出用第2電極

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 スペール・グリムネス
ノルウェー・N - 0 2 5 8 ・オスロ・ウラニエンボルグヴェイエン・10

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2002-085364(JP,A)
特表2002-520079(JP,A)
特開昭62-027956(JP,A)
特表平10-512764(JP,A)
国際公開第99/023945(WO,A1)
米国特許第04540002(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/05