

(19)日本国特許庁 ( J P )

# (12) 公開特許公報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 294535

(P2003 - 294535A)

(43)公開日 平成15年10月15日(2003.10.15)

(51) Int.Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-ト* ( 参考 )
G 0 1 J 5/46		G 0 1 J 5/46	2 G 0 6 6
A 6 1 B 5/00	101	A 6 1 B 5/00	4 C 0 2 7
	5/05		B
G 0 1 J 5/10		G 0 1 J 5/10	D
	5/58		

審査請求 有 請求項の数 12 O L ( 全 11数 )

(21)出願番号 特願2003 - 31615(P2003 - 31615)

(22)出願日 平成15年2月7日(2003.2.7)

(31)優先権主張番号 2002 - 015371

(32)優先日 平成14年3月21日(2002.3.21)

(33)優先権主張国 韓国(KR)

(71)出願人 390019839

三星電子株式会社

大韓民国京畿道水原市八達区梅灘洞416

(72)発明者 金 泰佑

大韓民国京畿道城南市盆唐区野塔洞215番地

梅花マウル住公アパート211棟303号

(72)発明者 李 相旻

大韓民国ソウル特別市江東区遁村1洞178番

地 住公4団地アパート428棟902号

(74)代理人 100064908

弁理士 志賀 正武 ( 外 1 名 )

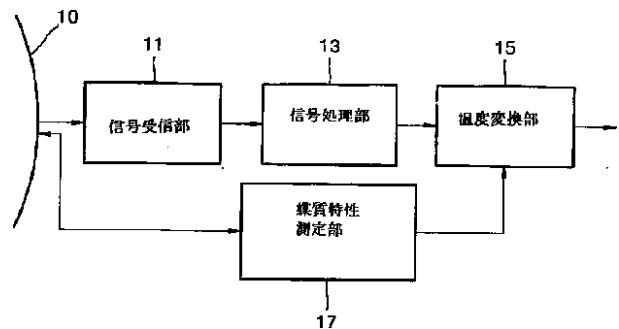
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 非侵襲的な生体温度の測定装置及びその方法

(57)【要約】

【課題】 非侵襲的な生体温度の測定装置及び方法を提供する。

【解決手段】 生体の測定部位から放射される電磁波信号を受信する信号受信部と、前記信号受信部より入力される電磁波信号を処理して電波量を出力する信号処理部と、生体の測定部位の導電率または誘電率を測定してその測定値を送信する媒質特性測定部と、生体の導電率または誘電率による複数の電波量に対する温度変換テーブルを貯蔵しているデータベースを含み、導電率または誘電率の測定値及び前記電磁波信号の電波量に基づき該当温度を選択する温度変換部と、を備えることを特徴とする生体温度の測定装置。よって、生体の媒質特性に合う電波量に対する温度変換テーブルを提供して変換された温度への信頼性を向上させ、且つ、人体の異常を早期に発見することができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の測定部位から放射される電磁波信号を受信する信号受信部と、  
前記信号受信部より入力される前記電磁波信号を処理して電波量を出力する信号処理部と、  
前記生体の測定部位の導電率または誘電率を測定してその測定値を送信する媒質特性測定部と、  
前記生体の導電率または誘電率による複数の電波量に対する温度変換テーブルを貯蔵しているデータベースを含み、前記導電率または誘電率の測定値及び前記電磁波信号の電波量に基づき該当温度を選択する温度変換部と、  
を備えることを特徴とする生体温度の測定装置。

【請求項2】 前記信号受信部は、  
前記電磁波信号を受信する受信器と、  
前記電磁波信号を前記受信器から前記信号処理部へと伝送する伝送線と、を備えることを特徴とする請求項1に記載の生体温度の測定装置。

【請求項3】 前記受信器は、アンテナまたはプローブであることを特徴とする請求項2に記載の生体温度の測定装置。

【請求項4】 前記信号処理部は、  
前記信号受信部より入力される前記電磁波信号を増幅する増幅器と、  
前記電磁波信号のうち所定の周波数帯域の信号値を抽出するフィルターと、  
一定の温度に関する基準信号を保持するノイズ源と、  
前記抽出された信号と前記基準信号とを一定の間隔に切り替えて次の段階へ連結するスイッチと、  
前記抽出された信号を一方向に進め、回路端間の整合を保持するアイソレータと、  
前記抽出された信号の包絡線を検出するためのディテクタと、を備えることを特徴とする請求項1に記載の生体温度の測定装置。

【請求項5】 前記温度変換部は、  
前記複数の電波量に対する温度変換テーブルを貯蔵するデータベースを有する情報貯蔵部と、  
前記情報貯蔵部において測定された前記導電率または誘電率に対応する適正温度変換テーブルを選択し、前記温度変換テーブルから前記信号処理部より入力される前記電磁波の電波量に対応する温度を選択する情報処理部と、  
を備えることを特徴とする請求項1に記載の生体温度の測定装置。

【請求項6】 前記媒質特性測定部は、  
特定の周波数帯域の電磁波信号を発生させる信号発生器と、  
前記電磁波信号を前記生体に送信する送信器と、  
前記生体の測定部位を通過した前記電磁波信号を受信する受信器と、  
前記受信器の電磁波信号を入力されてこれを処理する信号処理器と、

\*前記信号発生器及び前記信号処理器を制御する制御器と、を備えることを特徴とする請求項1に記載の生体温度の測定装置。

【請求項7】 前記受信器は、前記生体の測定部位から反射される電磁波信号を受信することを特徴とする請求項6に記載の生体温度の測定装置。

【請求項8】 前記温度変換部において選択された温度を外部に表示する表示装置をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の生体温度の測定装置。

10 【請求項9】 生体の測定部位から放射される電磁波信号を受信する信号受信段階と、  
前記受信された電磁波信号から電波量を抽出する信号処理段階と、  
前記生体の測定対象上の導電率または誘電率を測定する媒質特性測定段階と、  
前記信号処理段階の電波量と、前記媒質特性測定段階の前記導電率または誘電率とに基づき前記生体の温度を選択する温度変換段階と、を含むことを特徴とする生体温度の測定方法。

20 【請求項10】 前記信号処理段階は、  
前記電磁波信号の雑音を除去する段階と、  
前記電磁波信号の特定の周波数帯域を抽出する段階と、  
前記抽出された信号値を増幅する段階と、を含むことを特徴とする請求項9に記載の生体温度の測定方法。

【請求項11】 前記媒質特性測定段階は、  
前記生体の測定部位に特定の周波数帯域の電磁波信号を照射する段階と、  
前記生体の測定部位を通過した電磁波信号を送信する段階と、

30 前記送信された電磁波信号から導電率または誘電率を算出する段階と、を含むことを特徴とする請求項9に記載の生体温度の測定方法。

【請求項12】 前記温度算出段階は、  
あらかじめ貯蔵された複数の電波量に対する温度変換テーブルのうち前記導電率または誘電率に該当する特定の温度変換テーブルを選択する段階と、  
前記温度変換テーブルから前記電磁波の電波量に該当する特定温度を算出する段階と、を含むことを特徴とする請求項9に記載の生体温度の測定方法。

40 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は生体温度の測定装置及び方法に係り、より詳細には、媒質の電磁波特性を用いて生体の内部温度を測定する非侵襲的な生体温度の測定装置及び方法に関する。

【0002】

【従来技術】人体の異常を早期に発見して治療するために、生体の内部から放射されるマイクロ波を測定して生体の内部の温度を非侵襲的に計測する装置及び方法に関する多くの研究がなされつつある。媒質の温度が絶対

温度 0 K 以上であれば、黒体放射の原理により電磁波が放射される。媒質が生体である場合、生体の内部から放射される電磁波信号は皮膚の外部に放射される。生体の所定部位から放射された電磁波を測定してこれを温度に変換すれば、正常温度より高い異常組織の温度を検出することができ、生体の異常を早期に発見することができる。

【0003】マイクロ波測定法を用いる従来の生体内部温度の測定方法については、“Radiometric sensing of biological layered media” (Radio Science, 1983), “Microwave radiometers for non-invasive measurements of subsurface tissue temperature” (Automedica, 1987, Vol. 8, pages 203-211) と、米国特許第 5,149,198 号公報、米国特許第 5,949,845 号公報に開示されている。

【0004】図 1 は、米国特許第 5,149,198 号公報に開示された試片の温度を測定するためにマイクロウェーブラジオメータを採用する装置の機能的な構成図である。

【0005】図 1 を参照すれば、試片 100 は、その温度及び組成物質による関数である強度と周波数スペクトル分布とを有する電磁波放射 102 を放出する。この周波数スペクトル分布は、マイクロウェーブアンテナ手段 104 が反応する部分を含むマイクロウェーブ間隔を有する。試片 100 の温度はマイクロウェーブアンテナ手段 104 により感知され、このマイクロウェーブアンテナ手段 104 は、マイクロウェーブ間隔内の電磁波放射 102 の部分を受信するために試片 100 と連結された空間的な関係を有するように位置する。

【0006】マイクロウェーブラジオメータ 105 は、マイクロウェーブ受信器 106 と、マイクロウェーブノイズ源 108 及び温度測定器 110 を備え、基準マイクロウェーブノイズ源 108 からの出力強度に対するマイクロウェーブアンテナ手段 104 からのマイクロウェーブ出力の相対的な強度を比較する。試片 100 の温度は、入力として適用されるマイクロウェーブ受信器 106 からの出力に対応して温度測定器 110 により検出される。

【0007】前記従来の生体温度の測定装置は、図 2 に示されたように、特定の媒質に対する温度変換グラフから得られる温度変換テーブルをあらかじめ貯蔵しておき、測定された放射強度による温度を見つける。

【0008】図 2 を参照すれば、放射強度と温度との関係は、線形比例関係にあることが分かる。すなわち、放射強度が高まるに伴い検出される温度も線形的に上がる。このため、特定の放射強度に対応する特定の温度を選択することができる。但し、示されたグラフは特定の

誘電率または導電率を有する生体の所の部位に限って適用でき、同じ生体であっても誘電率または導電率が変われば他のグラフを用いることが好ましい。

【0009】図 3 に示されたように、誘電率と導電率とが異なる場合、同じ温度による放射量には違いが出るため、単一の温度変換テーブルを用いれば、測定された放射強度の温度への変換中に誤りが生じる恐れがある。

【0010】例えば、誘電率が 49.8 である生体の所定の部位に対して測定された受信電力が  $4 \times 10^{-16}$  W である場合、f1 のグラフを正常に適用すれば変換された温度は 46.5 である。これに対し、同じ受信電力下で f2 のグラフを適用すれば 38 に温度が変換されるために、およそ 8.5 の偏差が生じてしまう。

【0011】特に、誘電率と導電率とが各々 9.8 ~ 51.3 S/m、0.37 ~ 3.4 S/m と大きい偏差を示す乳房の温度を測定する場合、単一の温度変換テーブルを用いれば、誘電率と導電率との違いによる放射強度の偏差が補正できず、換算された温度間に大きい偏差ができてしまう。従って、異常の組織として判別されるべき組織が正常組織として判定される場合があり、生体の異常が発見できなくなる。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】そこで、本発明が解決しようとする技術的な課題は、上述した従来の技術の問題点を改善するために、生体の内部温度の測定に対する信頼性を高めた生体温度の測定装置及び方法を提供することである。

【0013】

【課題を解決するための手段】前記技術的な課題を達成するために、本発明は、生体の測定部位から放射される電磁波信号を受信する信号受信部と、前記信号受信部より入力される前記電磁波信号を処理して電波量 (emitted radiation power) を出力する信号処理部と、前記生体の測定部位の導電率または誘電率を測定してその測定値を送信する媒質特性測定部と、前記生体の導電率または誘電率による複数の電波量に対する温度変換テーブルを貯蔵しているデータベースを含み、前記導電率または誘電率の測定値と前記電磁波信号の電波量とに基づき該当温度を選択する温度変換部と、を備えることを特徴とする生体温度の測定装置を提供する。

【0014】前記信号受信部は、前記電磁波信号を受信する受信器と、前記電磁波信号を前記受信器から前記信号処理部へと伝送する伝送線と、を備える。

【0015】前記受信器は、アンテナまたはプローブである。

【0016】前記信号処理部は、前記信号受信部より入力される前記電磁波信号を増幅する増幅器と、前記電磁波信号のうち所定の周波数帯域の信号値を抽出するフィルタと、一定の温度に関する基準信号を保持するノイズ源と、前記抽出された信号と前記基準信号とを一定の

間隔に切り替えて次の段階に連結するスイッチと、前記抽出された信号を一方に進め、回路端間の整合を保持するアイソレータと、前記抽出された信号の包絡線を検出するためのディテクタと、を備える。

【0017】前記温度変換部は、前記複数の電流量に対する温度変換テーブルを貯蔵するデータベースを有する情報貯蔵部と、前記情報貯蔵部において測定された前記導電率または誘電率に対応する温度変換テーブルを選択し、前記温度変換テーブルから前記信号処理部より入力される前記電磁波の電流量に対応する温度を選択する情報処理部と、を備える。

【0018】前記媒質特性測定部は、特定の周波数帯域の電磁波信号を発生させる信号発生器と、前記電磁波信号を前記生体に送信する送信器と、前記生体の測定部位を通過した前記電磁波信号を受信する受信器と、前記受信器の電磁波信号を入力されてこれを処理する信号処理器と、前記信号処理器を制御する制御器と、を備える。

【0019】前記受信器は、前記生体の測定部位から反射される電磁波信号を受信する。

【0020】好ましくは、本発明による生体温度の測定装置は、前記温度変換部において選択された温度を外部に表示する表示装置をさらに備える。

【0021】前記技術的な課題を達成するために、本発明はまた、生体の測定部位から放射される電磁波信号を受信する信号受信段階と、前記受信された電磁波信号から電流量を抽出する信号処理段階と、前記生体の測定部位の導電率または誘電率を測定する媒質特性測定段階と、前記信号処理段階の電流量と、前記媒質特性測定段階の前記導電率または誘電率とに基づき前記生体の温度を選択する温度変換段階と、を含むことを特徴とする生体温度の測定方法を提供する。

【0022】前記信号処理段階は、前記電磁波信号の雑音を除去する段階と、前記電磁波信号の特定の周波数帯域を抽出する段階と、前記抽出された信号値を増幅する段階と、を含む。

【0023】前記媒質特性測定段階は、前記生体の測定部位に特定の周波数帯域の電磁波信号を照射する段階と、前記生体の測定部位を通過した電磁波信号を送信する段階と、前記送信された電磁波信号から導電率または誘電率を算出する段階と、を含む。

【0024】前記温度算出段階は、あらかじめ貯蔵された複数の電流量に対する温度変換テーブルのうち前記導電率または誘電率に該当する特定の温度変換テーブルを選択する段階と、前記温度変換テーブルから前記電磁波の電流量に該当する特定温度を算出する段階と、を含む。

【0025】本発明は、誘電率または導電率に対する温度変換テーブルをあらかじめラジオメータにデータベースとして貯蔵しておき、該当媒質の誘電率または導電率を測定した後、測定された電磁波は測定された定数に対

応する温度変換テーブルの温度に変換される。従って、生体の内部の温度を測定するに当たって、その測定値の信頼性を高めることができる。

【0026】

【発明の実施の形態】以下、添付した図面にに基づき、本発明の実施の形態による非侵襲的な生体温度の測定装置及び方法について詳細に説明する。ここで、各図面の構成要素に参照符号を付するに当たって、同じ構成要素に対してはたとえ他の図面上に示されても同じ符号が使用されているのに留意しなければならない。

【0027】図4は、本発明の実施の形態による非侵襲的な生体温度の測定装置を示すブロック図である。

【0028】図4を参照すれば、本発明の実施の形態による非侵襲的な生体温度の測定装置は、人体10の測定部位から放射された電磁波信号を受信する信号受信部11と、信号受信部11の電磁波信号とノイズ源の基準信号とを切り替えて回路端間の整合のためにアイソレータを通過させ、特定の周波数帯域の電磁波信号を通過させるようにろ過を行い、ろ過された信号を増幅し、包絡線を検出する信号処理部13と、前記人体10の測定部位の導電率または誘電率を測定してその測定値を前記温度変換部15に送信する媒質特性測定部17と、複数の電流量に対する温度変換テーブルを貯蔵しているデータベースを含んで、前記導電率または誘電率に対応する温度変換テーブルを選択し、前記温度変換テーブルから信号処理部13より入力される前記電磁波の電流量に対応する温度を選択する温度変換部15と、を備える。

【0029】信号受信部11は、人体10などの生体の測定部位から放射される特定の周波数帯域の電磁波を受信する。信号受信部11は、電磁波信号を受信するアンテナ、プローブあるいは伝送線を含む受信器と、電磁波信号を前記受信器から前記信号処理部13へと伝送する伝送線と、を備える。

【0030】信号受信部11に備えられるアンテナ21が図5に示してある。アンテナ21は、人体10と接触して人体10の測定部位から放射される電磁波を受信する。

【0031】図5を参照すれば、アンテナ21はz軸に沿って整列されており、人体10のp点から放射される電磁波信号を受信し、この受信された電磁波信号を伝送線を介して信号処理部13に伝送する。p点から放射された電磁波は楕円形23をなしつつ皮膚の深さ $D_p$ まで浸透している。このように、人体10の特定の部位から放出される電磁波は前記特定の部位の導電率及び誘電率に応じて皮膚に対する浸透の深さが異なってくるが、これについては図9のところで後述する。

【0032】アンテナ21により受信された電磁波信号は、伝送線を介して信号処理部13に伝送される。信号処理部13は、温度変換部15における信号処理を容易ならしめるために、信号受信部11より入力された電磁

波信号を増幅する増幅器と、前記電磁波信号のうち所定の周波数帯域の信号値を抽出するフィルターと、一定の温度に関する基準信号を保持するノイズ源と、前記抽出された信号と前記基準信号とを一定の間隔に切り替えて次の段階に連結するスイッチと、前記抽出された信号を一方方向に進め、回路端間の整合を保持するアイソレータと、前記抽出された信号の包絡線を検出するためのディテクタと、を備えてなる。

【0033】温度変換部15は、あらかじめ貯蔵された電波量に対する温度変換テーブル15-1のうち媒質特性測定部17から伝送される誘電率または導電率に該当する温度変換テーブルを選択(15-2)し、前記特定の温度変換テーブルから信号処理部13より伝送された測定信号の電波量に該当する温度を算出する。

【0034】温度変換部15は、ソフトウェアのように電波量に対する温度変換テーブル15-1を貯蔵するデータベースを有する情報貯蔵部と、マイコンのように前記情報貯蔵部から前記誘電率または導電率に対応する特定の温度変換テーブルを選択し、前記温度変換テーブルを用いて前記電波量による温度を算出する情報処理部と、算出された温度を表示する表示装置と、を備えてなる。

【0035】図7には、温度変換テーブルを貯蔵するデータベース15-1の一例が示してある。

【0036】図7を参照すれば、物質Aの放射強度に対する温度変化はg2として、物質Bの放射強度に対する温度変化はg1として、そして物質Cの放射強度に対する温度変化はg3として各々示されている。

【0037】例えば、物質Aの放射強度が $50\text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{Hz}^{-1}\cdot\text{s r}^{-1}$ である場合、物質Aの温度は、物質Aの温度変換テーブルであるグラフg2を参照するとき約34 になることが分かる。同じ放射強度下における物質Bの温度は、グラフg1を参照するとき約33 となり、物質Cの温度はグラフg3を参照するとき約35 となる。同じ放射強度下において物質Aから測定された電磁波信号に対して物質Bまたは物質Cの温度変換テーブルであるグラフg1またはg3を適用すれば、物質Aの実際の温度とは異なる温度値が選択される。

【0038】このような誤差を除去するために、本発明においては、特別に媒質特性測定部17を設けて測定部位の媒質特性を測定し、これによる温度変換テーブルを選択するようにしている。図7に示されたように、物質A、B及びCによる温度変換テーブルのうち特定の温度変換テーブルを選択するためには、物質の特性に関する情報が必ず必要となるためである。

【0039】媒質特性測定部17は、測定部位の媒質特性である誘電率及び導電率を測定してその測定値を温度変換部15に伝送する。図8A及び図8Bは各々、透過型及び反射型の媒質特性測定部17を示している。

\*【0040】図8Aを参照すれば、透過型の媒質特性測定部17は、特定の周波数帯域の電磁波信号を発生させる信号発生器17-3と、前記発生された電磁波信号を人体の所定部位に照射する送信器17-1と、送信器17-1から放射されて人体10の組織を透過した電磁波信号を受信する受信器17-2と、受信器17-2の出力値を処理する信号処理器17-5と、信号発生器17-3から放射される電磁波信号及び信号処理器17-5により受信された電磁波を制御する制御器17-4と、を備えてなる。制御器17-4は、送受信すべき信号の量及びタイミングを制御する。

【0041】図8Bに示されたように、反射型の媒質特性測定部17は、前記透過型の媒質特性測定部17と同じ構成要素、すなわち信号発生器17-3、送信器17-1、受信器17-2、信号処理器17-5及び制御器17-4を備えるものの、送信器17-1と受信器17-2とが一体に形成されて生体の所定の部位10から反射された電磁波信号を受信するという点で違いがある。

【0042】信号受信部11の電磁波信号を信号処理部13において処理した後に温度変換部15に送ると同時に、媒質特性測定部17において測定された誘電率及び導電率を温度変換部15に送れば、温度変換部15においては、あらかじめ貯蔵された電波量に対する温度変換テーブルのうち該当電波量に対する温度変換テーブルを選択し、測定された誘電率及び導電率に対応する温度をサーチする。

【0043】本発明の実施の形態による生体温度の測定装置及び方法においては、電波量は、下記式1のように誘電率または導電率に応じて変わるという原理に基づく。

$$\begin{aligned} B_f &= B_f(e^{-\alpha})^2 \\ B_f &= 2k_0T/\lambda^2, \quad (k_0 = 1.38 \times 10^{-23} \text{ J/K}) \end{aligned}$$

ここで、 $B_f$ はプランク法則及びレイリー・ジーンズ(Rayleigh-Jeans)法則に従う温度による電磁波の放射量を表わし、 $T$ は絶対温度Kを表わし、 $\lambda$ は波長mを表わし、 $\alpha$ は、前記式2として与えられる減衰定数である。

【0044】

$$\begin{aligned} \alpha &= k[\sqrt{1 + \tan^2 \delta} - 1]/2)^{1/2}, \quad (\text{但し, } \tan \delta = \sigma/\omega\epsilon) \\ \lambda &= \frac{1}{f\sqrt{\mu\epsilon}} \end{aligned}$$

ここで、 $\epsilon$ は導電率であり、 $\sigma$ は誘電率であり、 $\omega = 2\pi f$ である。そしてkは波数である。

【0045】すなわち、電波量が導電率または誘電率に依存するので、生体の所定部位の特定の導電率または誘

電率を測定することにより正確な電波量を検出することができる。また、検出された電波量は前記式 1 による温度に対する関数であるため、逆に電波量による温度を算出することができる。

【0046】図 9 は、誘電率の変化による生体の放射電波量  $B_r$ 、受信電波量  $B_r$ 、及び電磁波が浸透する皮膚の深さ  $D_p$  の変化を示している。

【0047】図 5 及び図 9 の  $h_1$  を参照すれば、誘電率が大きくなるほど電磁波の皮膚への浸透深さが浅くなること分かる。すなわち、誘電率が 10 である場合に  $D_p$  は約 5.5 mm であるのに対し、誘電率が 5.5 である場合に  $D_p$  は約 10 mm である。

【0048】図 9 の  $h_3$  を参照すれば、放射電波量は、誘電率が 10 である場合に約  $2 \times 10^{-15}$  に留まっていた、誘電率が 5.5 である場合に約  $1.5 \times 10^{-15}$  へと線形的に増加している。これによる受信電波量は、 $h_2$  を参照すれば、誘電率が 10 である場合から 6.0 である場合までおよそ  $10^{-15}$  に保持している。

【0049】図 10 は、本発明の実施の形態による生体温度の測定装置の温度変換テーブルを求めるための実験装置を示している。

【0050】図 10 に示されたように、温度調節が可能な水槽 10 に蒸留水または蒸留水 54.88% と、ジエチレングリコールモノブチルエーテル (DGBE) 44.91% 及び塩 0.21% の混合溶液の媒質を入れ、温度計 19、媒質特性測定部 17 及びラジオメータ 12 を用いて前記媒質の温度を測定する。

【0051】まず、物質 A である蒸留水 (誘電率 80、導電率 4.5) 及び物質 B である混合溶液 (誘電率 40、導電率 1.35) に対して温度計 19 及びラジオメータ 12 を用いて温度を測定し、温度変換テーブルを図 11 に示されたように作成する。I1 は物質 A の放射強度に対する温度変換テーブルであり、I2 は物質 B の放射強度に対する温度変換テーブルである。

【0052】蒸留水に対する温度変換テーブル I1 を用い、蒸留水及び混合溶液の温度を変えつつ温度計及びラジオメータを用いてその温度を測定した結果が各々図 12 及び図 13 に示してある。

【0053】図 12 に示されたように、蒸留水に対する温度変換テーブル I1 を用いる場合、蒸留水に対する温度計の測定値 J2 とラジオメータの測定値 J1 とがほとんど同一に算出されるため、蒸留水に対する温度変換テーブル I1 の算出温度への信頼度が高いということが分かる。

【0054】しかしながら、混合溶液の温度を変えつつ蒸留水に対する温度変換テーブル I1 を誤って用いる場合、図 13 に示されたように、混合溶液の温度変化の測定値が温度計による測定値 k2 とラジオメータによる測定値 k1 とで偏差が生じることが分かる。

【0055】さらに、混合溶液に対する温度変換テ

ブル I2 を用い、温度計 L2 及びラジオメータ L1 を用いて混合溶液の温度変化を測定すれば、図 14 に示されたように、偏差が大いに減って混合溶液の温度変換テーブル I2 が信頼できるものであることが分かる。

【0056】図 10 ないし図 14 による実験の結果から、生体の特性に合う正確な温度変換テーブルを用いなければ、生体の電波量による正確な温度が算出できないことが分かる。

【0057】以下、図 15 ないし図 17 に基づき、本発明の実施の形態による生体温度の測定方法について詳細に説明する。

【0058】図 15 を参照すれば、生体温度を測定するために、まず、生体の所定部位から放射される電磁波信号を受信する (第 101 段階)。前記受信された電磁波信号から雑音を除去し、ろ過及び増幅を行った (第 103 段階) 後の出力値と、媒質特性 (導電率または誘電率) とを測定し (第 105 段階)、検出された測定信号の両情報を該当する温度に変換する (第 107 段階)。

【0059】媒質特性を測定する第 105 段階は、図 16 に示されたように、生体組織に電磁波信号を照射する第 111 段階と、前記生体組織を通過、すなわち透過または反射した電磁波信号を送信する第 113 段階と、前記電磁波信号から導電率または誘電率を算出する第 115 段階とを含んでなる。

【0060】温度を変換する第 107 段階は、図 17 に示されたように、測定された媒質の特性、すなわち導電率または誘電率に該当する温度変換テーブルを選択する第 121 段階と、前記特定の温度変換テーブルから第 103 段階における電磁波出力値に対応する特定の温度を算出する第 123 段階とを含んでなる。

【0061】本発明の実施の形態による生体温度の測定装置及び方法は、生体媒質の特性、すなわち導電率及び誘電率に応じて相異なる電波量に対する温度変換テーブルを提供することにより、算出温度の信頼性を高めることができる。

【0062】以上の説明において多くの事項が具体的に記載されているが、これらは発明の範囲を限定するものであるよりは、好適な実施の形態の例示として解釈されなければならない。例えば、本発明が属する技術分野における当業者であれば、本発明の技術的な思想により、媒質特性を表わす電気的な特性値である導電率または誘電率の代わりに他の測定値を用いることができるであろう。それゆえ、本発明の範囲は説明された実施の形態により定められるものではなく、特許請求の範囲に記載された技術的な思想によって定められるべきである。

【0063】

【発明の効果】上述したように、本発明による非侵襲的な生体温度の測定装置及び方法によれば、生体の測定部位の媒質特性に合う導電率または誘電率による電波量に対する温度変換テーブルを提供することにより、測定さ

れた電波量に対する正確な温度を提供して変換された温度の信頼性を高めることができ、人体の異常を早期に見出して治療することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 米国特許第5,149,198号公報に開示された試片の温度を測定するためにマイクロウェブラジオメータを採用する装置の機能を概略的に示す図面である。

【図2】 従来の生体温度変換テーブルを示すグラフである。

【図3】 生体媒質の誘電率及び導電率に対する温度変化による生体の放射エネルギーの変化を示すグラフである。

【図4】 本発明の実施の形態による生体温度の測定装置のブロック図である。

【図5】 生体組織に対するアンテナ放射パターンを示す図面である。

【図6】 本発明の実施の形態による生体温度の測定装置の温度変換部を示すブロック図である。

【図7】 本発明の実施の形態による生体温度の測定装置の温度変換部の温度変換テーブルを示すグラフである。

【図8A】 本発明の実施の形態による生体温度の測定装置の透過型媒体特性測定部を示す図面である。

【図8B】 本発明の実施の形態による生体温度の測定装置の反射型媒体特性測定部を示す図面である。

【図9】 誘電率及び導電率の変化による生体の放射エ\*

\*エネルギー及び浸透深さの変化を示すグラフである。

【図10】 本発明の実施の形態による生体温度の測定装置の温度変換テーブルを得るための実施装置を示す図面である。

【図11】 本発明の実施の形態による生体温度の測定装置に用いられる蒸留水及び混合溶液の温度変換テーブルを示す図面である。

【図12】 図11の蒸留水の温度変換テーブルを用い、ラジオメータ及び温度計により測定された混合溶液の温度変化を示すグラフである。

【図13】 図11の蒸留水の温度変換テーブルを用い、ラジオメータ及び温度計により測定された混合溶液の温度変化を示すグラフである。

【図14】 図11の混合溶液の温度変換テーブルを用い、ラジオメータ及び温度計により測定された混合溶液の温度変化を示すグラフである。

【図15】 本発明の実施の形態による生体温度の測定方法を示すフローチャートである。

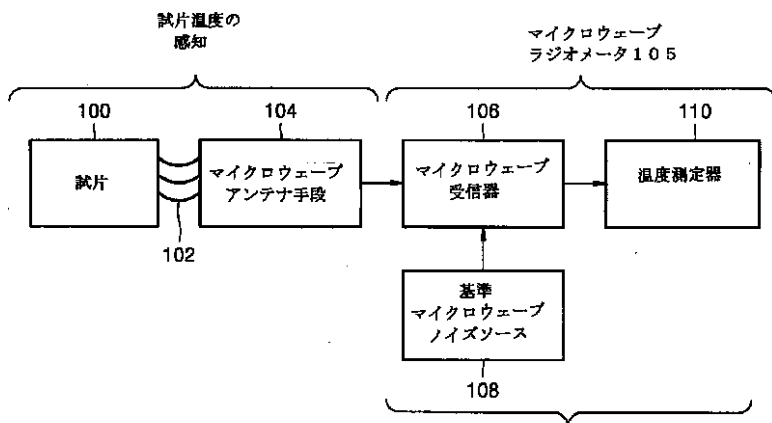
【図16】 本発明の実施の形態による生体温度の測定方法のうち媒質特性の測定方法を示すフローチャートである。

【図17】 本発明の実施の形態による生体温度の測定方法のうち温度変換方法を示すフローチャートである。

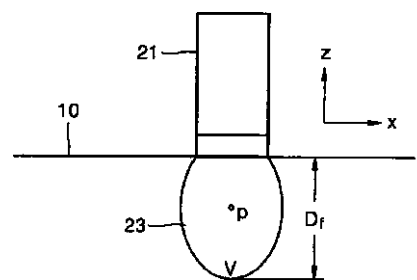
【符号の説明】

- 10 人体
- 21 アンテナ
- 23 楕円形

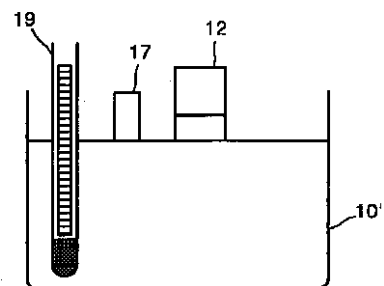
【図1】



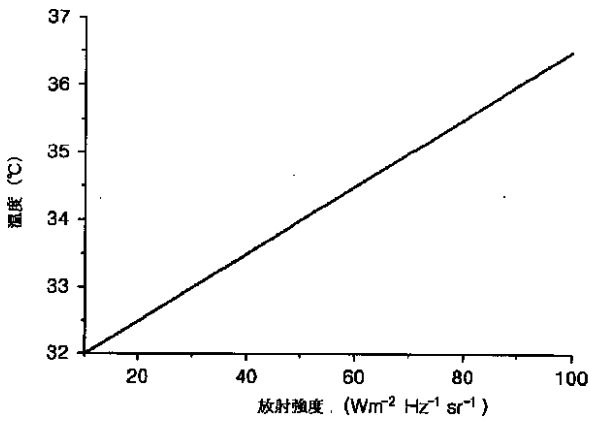
【図5】



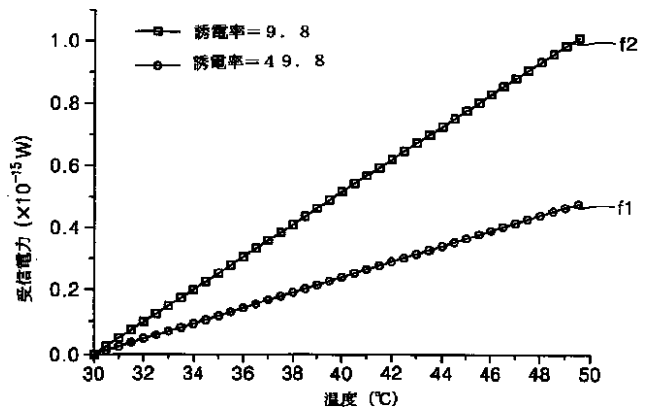
【図10】



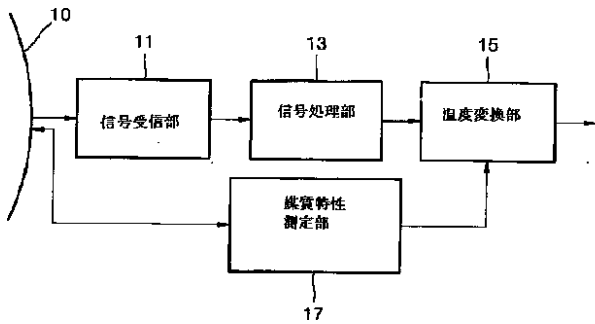
【図2】



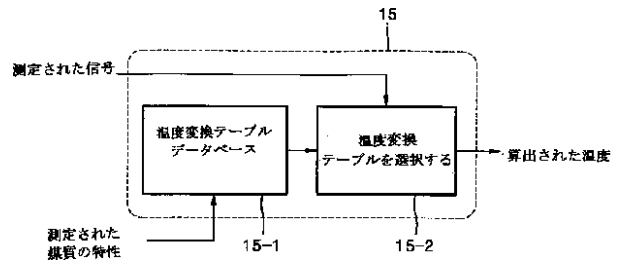
【図3】



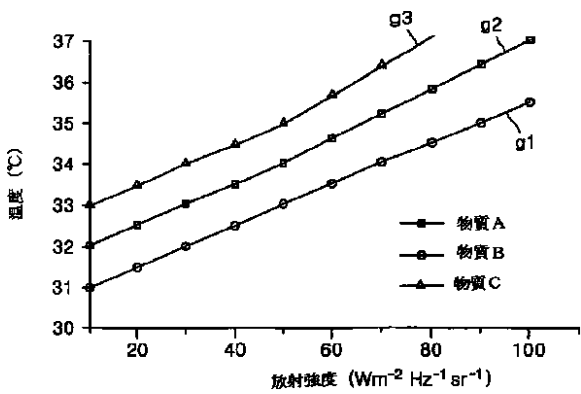
【図4】



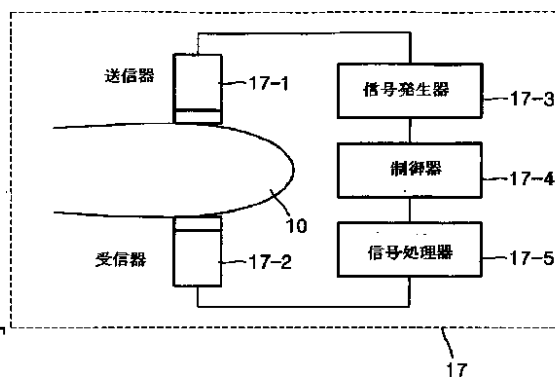
【図6】



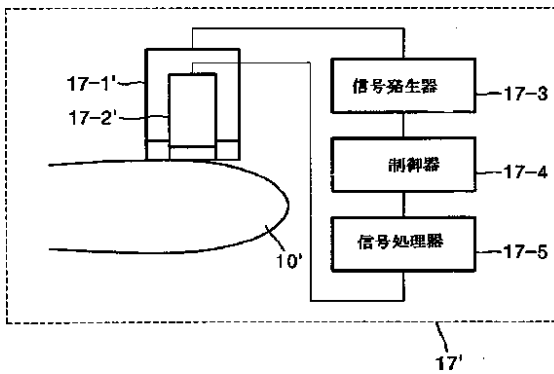
【図7】



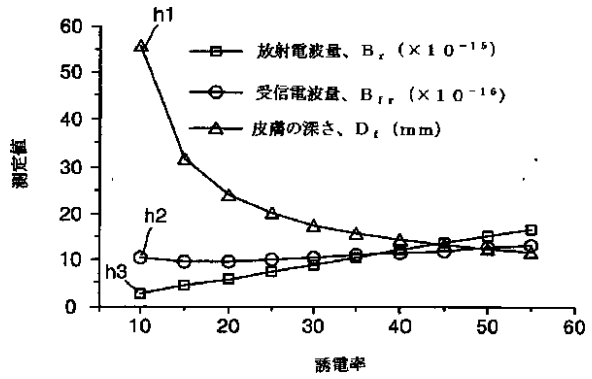
【図8A】



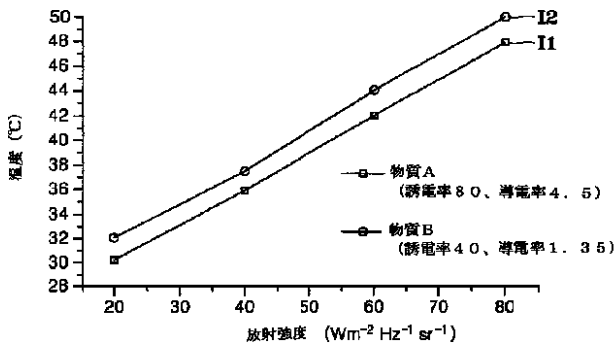
【図8B】



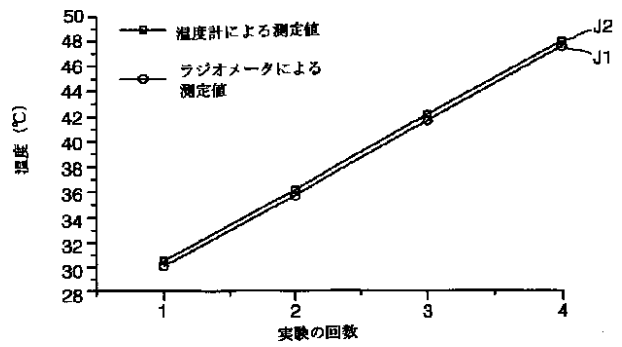
【図9】



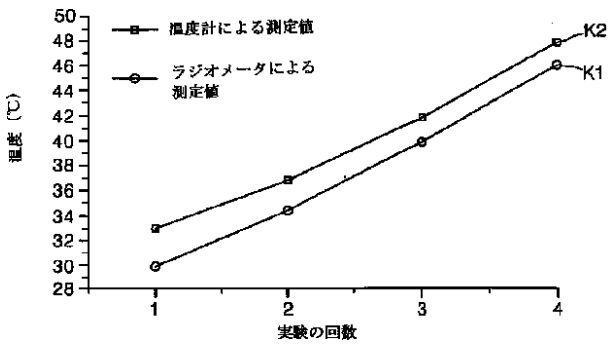
【図11】



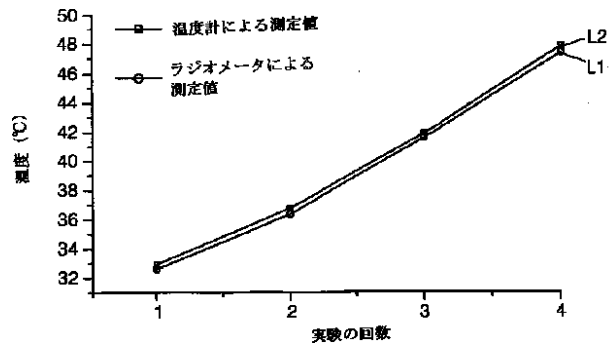
【図12】



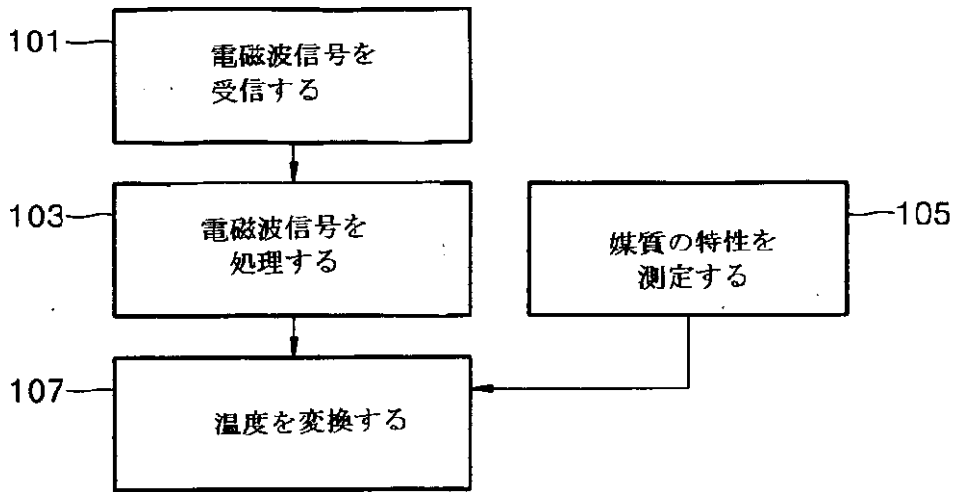
【図13】



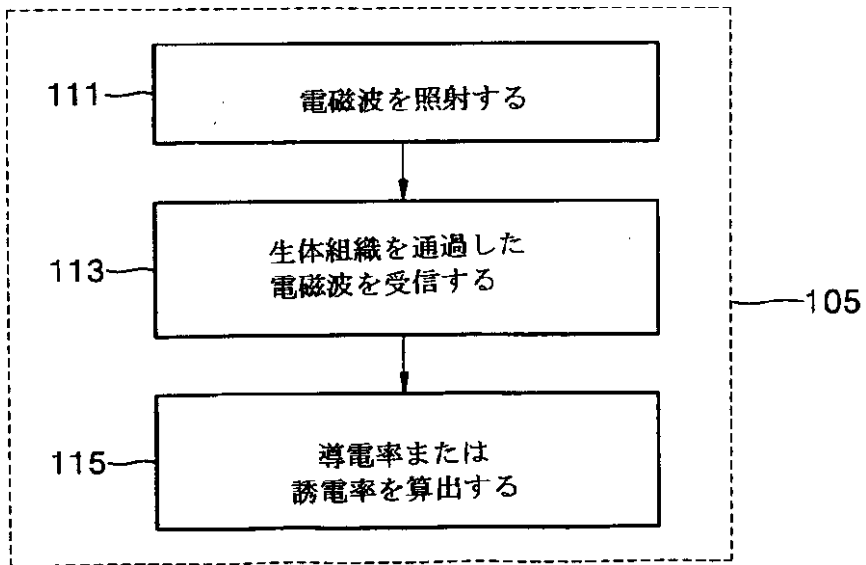
【図14】



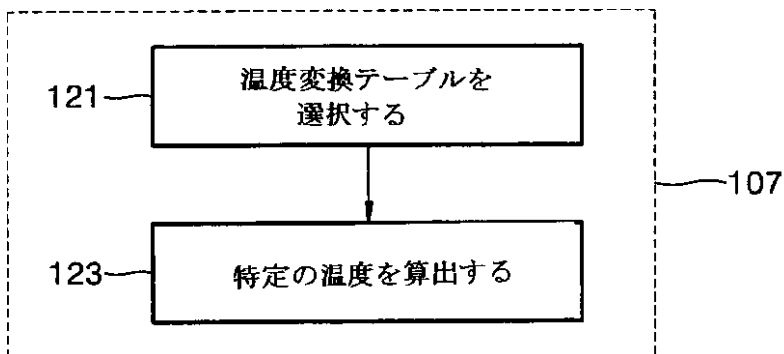
【図15】



【図16】



【図17】



## フロントページの続き

(72)発明者 李 定桓

大韓民国京畿道水原市八達区網浦洞488番  
地 碧山アパート109棟104号

(72)発明者 嚴 相珍

大韓民国仁川広域市南洞区九月2洞1242 -  
2番地

(72)発明者 韓 玩澤

大韓民国京畿道水原市八達区靈通洞969 -  
1番地 ビョクゾクゴル三星9団地アパー  
ト924棟1804号Fターム(参考) 2G066 AA01 AC13 BA10 BC15  
4C027 AA06 FF02

专利名称(译)	无创生物温度测量装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003294535A</a>	公开(公告)日	2003-10-15
申请号	JP2003031615	申请日	2003-02-07
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	金泰佑 李相旻 李定桓 嚴相珍 韓玩澤		
发明人	金泰佑 李相旻 李定桓 嚴相珍 韓玩澤		
IPC分类号	G01J5/46 A61B5/00 A61B5/01 A61B5/05 G01J5/00 G01J5/10 G01J5/58		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/015 A61B5/0507 G01J5/0022 G01J5/0025 G01J5/02 G01J5/026 G01J5/08 G01J5/0846		
FI分类号	G01J5/46 A61B5/00.101.H A61B5/05.B G01J5/10.D G01J5/58 A61B5/01.250		
F-TERM分类号	2G066/AA01 2G066/AC13 2G066/BA10 2G066/BC15 4C027/AA06 4C027/FF02 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XE48 4C117/XJ21 4C127/AA06 4C127/FF02		
优先权	1020020015371 2002-03-21 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供无创生物体温度测量装置和方法。ŹSOLUTION：该生物体温度测量装置的特征在于配备有用于接收从生物体的测量部位辐射的电磁信号的信号接收部分，用于处理从信号接收部分输入的电磁信号并输出无线电的信号处理部分。波量，用于测量生物体的测量部位的电导率或介电常数并传输测量值的介质特性测量部件，以及包括用于存储相对于多个无线电波量的温度转换表的数据库的温度转换部件通过生物体的电导率或介电常数，基于电导率的测量值或电磁信号的介电常数和无线电波量来选择温度。由此，提供了相对于适合于生物体的培养基特征的无线电波量的温度转换表，并且提高了转换温度的可靠性，并且可以早期发现人体的异常。Ź

