

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-16734

(P2004-16734A)

(43) 公開日 平成16年1月22日(2004.1.22)

(51) Int. Cl.⁷

A 6 1 B 10/00

A 6 1 B 5/00

F I

A 6 1 B 10/00

A 6 1 B 5/00

U

1 O 1 E

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2002-180229 (P2002-180229)

(22) 出願日

平成14年6月20日 (2002.6.20)

(71) 出願人

596118600

N E C 三栄株式会社

東京都立川市曙町一丁目25番12号

(74) 代理人

100122884

弁理士 角田 芳末

(74) 代理人

100113516

弁理士 磯山 弘信

(72) 発明者

江 国泰

中国上海市四平路1239号 同济大学内

(72) 発明者

尚 志剛

中国上海市四平路1239号 同济大学内

(72) 発明者

梅川 記生

東京都立川市曙町1丁目25番12号 エ

ヌイーシー三栄株式会社内

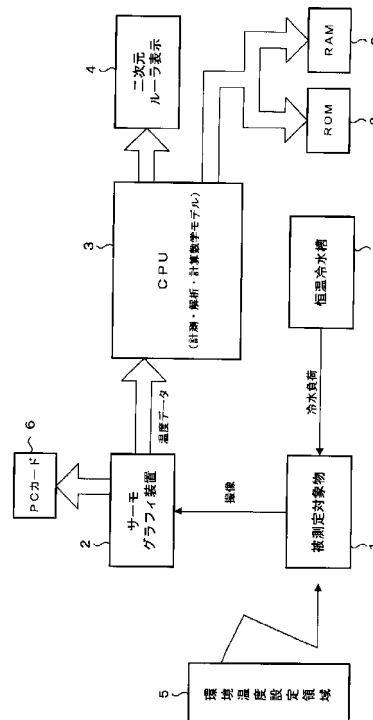
(54) 【発明の名称】 サーモグラフィ装置による代謝機能表示方法及びその表示装置

(57) 【要約】

【課題】 代謝機能指数を非採血的に測定するサーモグラフィシステムと糖尿病のサーモグラフィ臨床診断用ルーラ(Ruler)の表示装置及び表示方法を提供する。

【解決手段】 物体表面温度分布のデジタルデータを収録するサーモグラフィ装置を使って、特定環境条件に置いた生体末梢循環部位に冷水負荷を掛ける前後でのサーモグラフィ画像を複数枚取り、幾つかの仮設条件で生体伝熱理論から体内代謝状況と血流状況を推測し、空間領域と時間領域での生体末梢部の伝熱方程式を解析することにより生体内部代謝系の動きを表現する一連のパラメータを算出し、システム同定技術で末梢部の有効熱伝導率と代謝生熱率と言う代謝系における重要な二つのパラメータを持って代謝機能指数を測定し、モニタ画面上に統計的な方法で糖尿病臨床診断用の代謝機能指数を表示する二次元非線形的なルーラを提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被測定対象物からの赤外線をサーモグラフィ装置を介して検出して、該被測定対象物から温度測定を行なって代謝機能を表示する代謝機能表示方法に於いて、

座標軸上に血液注入率と代謝機能指数をパラメータとし、二次画面上に血糖値を中心とする糖尿病総合判定で得られた統計データに基づいて糖尿病を型分けした非線形的な曲線を表示させて成ることを特徴とするサーモグラフィ装置による代謝機能表示方法。

【請求項 2】

被測定対象物から赤外線をサーモグラフィ装置を介して検出して、該被測定対象物から温度測定を行なって代謝機能を表示する代謝機能表示装置に於いて、

座標軸上に血液注入率と代謝機能指数をパラメータとし、二次画面上に血糖値を中心とする糖尿病総合判定で得られた統計データに基づいて糖尿病を型分けした非線形的な曲線を表示させて成ることを特徴とするサーモグラフィによる代謝機能表示装置。

10

【請求項 3】

被測定対象物からの赤外線をサーモグラフィ装置を介して検出して、該被測定対象物の温度測定を行なって代謝機能を表示する代謝機能表示方法に於いて、

上記被測定対象物に温度負荷を掛ける前後の時刻に上記サーモグラフィ装置で撮像した温度画像データを記憶手段に格納させるステップと、

上記記憶手段に格納した温度画像データから上記被測定対象物の内部発熱状態を伝熱方程式を用いて推測し、該伝熱方程式を分解、解析して代謝系の働きを表現する一連のパラメータをコンピュータを介して算出する演算ステップと、

20

上記演算ステップで得た上記内部発熱分布から代謝機能指数パラメータとなる有効熱伝導率と代謝生熱率とを計測するステップとから成り、

上記代謝機能指数と血液注入率とをパラメータとし、二次画面上に血糖値を中心とする糖尿病総合判定で得られた統計データに基づいて糖尿病を型分けした非線形的な曲線を表示させて成ることを特徴とするサーモグラフィ装置による代謝機能表示方法。

【請求項 4】

被測定対象物からの赤外線をサーモグラフィ装置を介して検出して、該被測定対象物の温度測定を行なって代謝機能を表示する代謝機能表示装置に於いて、

上記被測定対象物に温度負荷を掛ける前後の時刻に上記サーモグラフィ装置で撮像した温度画像データを格納させる記憶手段と、

30

上記記憶手段に格納した温度画像データから上記被測定対象物の内部発熱状態を伝熱方程式を用いて推測し、該伝熱方程式を分解、解析して代謝系の働きを表現する一連のパラメータをコンピュータを介して算出する演算手段と、

上記演算手段で得た上記内部発熱分布から代謝機能指数パラメータとなる有効熱伝導率と代謝生熱率とを計測する計測手段とを具備し、

上記代謝機能指数と血液注入率とをパラメータとし、二次画面上に血糖値を中心とする糖尿病総合判定で得られた統計データに基づいて糖尿病を型分けした非線形的な曲線を表示させて成ることを特徴とするサーモグラフィ装置による代謝機能表示方法。

【発明の詳細な説明】

40

【0001】**【発明の属する技術分野】**

本発明はサーモグラフィ装置による代謝機能表示方法及びその表示装置に係わり、特に非採血的な方法で代謝系の働きを表現する一連のパラメータを測定して、糖尿病のサーモグラフィ臨床診断用のルーラを得て、代謝機能を表示する表示装置及び表示方法に関する。

【0002】**【従来技術】**

糖尿病の臨床診断は従来から、血糖値を計測している。糖尿病は代表的な代謝系の病気である。代謝は生体が生きる上で不可欠な重要な機能である。特に膵臓はインスリンを分泌し、血液や体液中に放出する。

50

【0003】

このインスリンはさらに葡萄糖を分解して、生体の生命活動に要するエネルギーを供給する。分解されない葡萄糖は血液や尿のなかに残り、体外に排出される。血液のなかの葡萄糖の量は血糖値と言う。普通、血糖値で分類する糖尿病には主に1型糖尿病と2型糖尿病と言う2種類があり、1型糖尿病はインスリンが絶対的に不足であり、2型糖尿病はインスリンが相対的に不足している。この分類法は本質的に膵臓のインスリン分泌能力を評価している。体内にインスリンが不足すると、各種の器官的な或いは組織的な病気に罹り易く、各種の糖尿病の併発症が起こる。

【0004】

実際に临床上で使用している糖尿病の血糖値の診断では血糖値を通して、間接的にインスリンを測定することに過ぎないため、また血糖値が食事や生理状態や運動など左右されているため、血糖値で血液中のインスリン量を評価する精度が低く、糖尿病の血糖値診断法の正確率は低い。 10

【0005】

例えば、1985年に世界保健機構(WHO)は糖尿病の血糖値診断基準を提案したが、1997年にアメリカの糖尿病専門委員会はその修正案を提唱した。しかし、統計によると、二つの提案とも糖尿病診断の正確率は凡そ60%前後である。

【0006】

又、サーモグラフィ装置で生体温度を測定する方法は従来から種々提案されている。しかし、それらの測定方法は生体内部に腫瘍など単なる局所発熱機構異常の場合にサーモグラフィ画像のパターン処理によって直接的に判断する場合に利用される。 20

【0007】

生体の代謝系には葡萄糖の分解とともに熱が発生する。それによって、糖尿病診断にもサーモグラフィ装置を利用して、生体内部の代謝や末梢血管循環などの障害を診断することができる。

【0008】

従来技術に於いて、サーモグラフィ装置を用いた糖尿病診断では温度回復率を用いたものがある。温度回復率(TRと記す)は普通、下記(1)式のように計算する。

$$TR = (T_i - T_1) / (T_0 - T_1) \quad (1)$$

ここに T_0 は温度負荷直前の定常状態温度であり、 T_1 は温度負荷直後の温度であり、 T_i は温度負荷後*i* 時刻の温度である。 30

【0009】

生体内部の生熱機構はかなり複雑である。温度回復パターンのみでは簡単に内部状況を判断することができない。この様なTRの検査方法では糖尿病の正確な臨床診断ができず、代謝率などの測定もできない。従って、临床上、糖尿病を診断するには多回採血して、血液中の血糖値の測定やインスリン抵抗試験などの生化学的な方法にたよってのが現状である。

【0010】

また、物体表面の温度から物体内部の生熱機能を非接触的に診断するには数学的なモデルが必要であり、従来では逆問題解析用の数学的なモデルを作って、内部熱力学パラメータを計算していた。しかし、その逆問題解析法は色々問題があって、実用に至っていない。 40

【0011】

物体内部の熱力学方程式は理論上では種々作られている。生体の熱測定には従来ペネス(Pennes)の伝熱方程式が利用されている。Pennesの伝熱方程式の一般的な表現は次式(2)で示される。

$$c \cdot T / t = (K \cdot T) + W_b \cdot C_b \cdot (T_a - T_v) Q_b + Q_m \quad (2)$$

ここに、 ρ は物質比重、 c は物質比熱、 μ は微分子、 T は温度関数、 ∇ は勾配子、 K は物質の伝熱率定数、 W_b は血液注入率、 C_b は血液比熱、 ρ_b は血液比重、 T_a は動脈血温度、 T_v は静脈血温度、 Q_b は血流変数、 Q_m は代謝生熱率である。 50

【0012】

この方程式を解くには物体内部各位置の温度を計測することと各物質定数や変数などを算出することが必要であるが、生体内部の温度は非侵的な手段で測定することが望ましいが、現状では生体内部に侵的な温度計測方法を用いて、一つ一つの定数を計測しなければならない。又、Pennes 伝熱方程式を用いてそのまま代謝生熱率などを計測することもできないし、生体代謝機能指数などの代謝系のパラメータを非侵的な方法で指定することもできない。

【0013】

生体代謝率などを表示するのは数字的な表示方法とヒストグラフ的な表示方法があるが、本発明で作成した非線形的な表示手段（ルーラ）を用いた特殊な表示に基づいて直観的に表示する方法は提案されていない。

10

【0014】

【発明が解決しようとする課題】

従来技術では上述の様に糖尿病を診断する場合に血糖値を使うので精度も低いし、採血を必要とし、診断結果の表示も直観的でない。生体代謝機能を表すこともできない。そのために精度が高く、採血も必要でなく、直観的に診断結果を表示する生体代謝機能指数を計測するシステムの開発が本発明の解決しようとする課題である。

【0015】

本発明はサーモグラフィ装置を利用し、代謝系にインスリンによる葡萄糖分解時に放出した熱量に注目して、非採血的なサーモグラフィ温度測定方法で、生体内部の代謝系の働きを表現する代謝機能指数と言うパラメータを測定し、糖尿病の臨床診断に新しい参照基準を提供し、表示手段の画面上に二次元の非線形的な糖尿病サーモグラフィ臨床診断用の代謝機能指数ルーラを作り、糖尿病の型分けと重症度を直観的に表示できるシステムを提供するものである。具体的に主に次の要件を解決する。

20

- 1 糖尿病の型分けと重症度を直観的に表示する。
- 2 生体内部代謝系の動きを強制的に誘発し、温度分布データとして記録する。
- 3 サーモグラフィのデータから生体代謝系における代謝機能指数を計測する。

【0016】

【課題を解決するための手段】

本発明は被測定対象物 1 からの赤外線を利用したサーモグラフィ装置 2 を介して検出して、被測定対象物 1 から温度測定を行なって代謝機能を表示する代謝機能表示装置及び表示方法に於いて、座標軸上に血液注入率と代謝機能指数をパラメータとし、二次画面上に血糖値を中心とする糖尿病総合判定で得られた統計データに基づいて糖尿病を型分けした非線形的な曲線を表示させて成ることを特徴とするサーモグラフィ装置による代謝機能表示装置及び表示方法としたものである。

30

【0017】

本発明のサーモグラフィ装置による代謝機能表示方法及びその表示装置によれば、表示手段の画面上に二次元パラメータを座標軸として作った糖尿病サーモグラフィ臨床診断用の代謝機能指数ルーラ（表示装置）によって臨床診断の主な目的である糖尿病の型分けと重症度を直観的に判断可能なものが得られる。

40

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、システムブロック及び計測時のフローチャートに基づいて本発明のサーモグラフィ装置による代謝機能表示方法及びその表示装置を図 1 及び図 2 に基づいて詳記する。図 1 は本発明に用いるシステムブロック図、図 2 は計測時のフローチャートを示すものである。図 1 に於いて、1 は被測定対象物であり、この被測定対象物 1 は所定の環境温度設定領域 5 に配された環境に於いて、測定が成される。

【0019】

被測定対象物 1 はサーモグラフィ装置 2 によって撮像されて、被測定対象物 1 から発する表面の赤外線温度を測定する。

50

【0020】

サーモグラフィ装置2内にはPCカード等の記憶手段6を有する。サーモグラフィ装置2で計測された温度データはコンピュータ・システム(以下CPUと記す)3に供給される。CPU3内には通常のLCD等の表示装置4やROM8、RAM9等の記憶手段を有し、計測された温度データはRAM9等に格納され、計測された温度データを基に解析、演算が行なわれる。

【0021】

環境温度設定領域5に配設された被測定対象物1は恒温冷水槽7中に配された所定温度の冷水に基づいて、冷水負荷を掛けることで被測定対象物1の内部温度を表面に誘出させる様な処理が行なわれる。

【0022】

次に図2に示すフローチャートに基づいて、本発明の概略的なプロセス動作を説明する。図2に於いては、被測定対象物1を生体とし、糖尿病の型分けと重症度の判別をサーモグラフィ装置を用いて計測する場合について説明する。

【0023】

まず、第1ステップS₁に示す様に被測定対象物1となる生体内部代謝系の動きを生体末梢部位に温度負荷を掛ける手段で強制的に体表面へ誘発する。但し、温度負荷用の冷水温度は外部環境温度に対しての差が最適値に成る様に選択して固定し、温度負荷の時間も固定する。体表面に出てくる温度情報は冷水負荷直前と冷水負荷後の多時刻に於いて、サーモグラフィ装置2で記録し、装置2内蔵のPCカード6に収容する。

【0024】

かくすれば第2ステップS₂に示す様に生体の例えば、手指中心温度が自動的に検出される。

【0025】

次の第3ステップS₃乃至第5ステップS₅では従来のPenne's方程式に基づいて、幾つかの仮定条件をおいてから簡略した伝熱方程式を作る。さらに、伝熱方程式を空間領域と時間領域に分解して解析して各時刻に於ける空間上のパラメータの計算(第3ステップS₃)を行い、次に体表面の温度分布から体内の温度分布を推測する。具体的には指の平均温度の時間領域のパラメータの計算(第4ステップS₄)が行なわれる。また、システム同定技術で代謝機能指数と言う末梢部の有効熱伝導率と代謝生熱率とを計測(第5ステップS₅)する。

【0026】

次の第6ステップS₆では臨床で血糖値を中心とする糖尿病総合診断で得られた統計的なデータに基づいて表示装置4の画面上に二次元の非線形的な曲線で糖尿病のサーモグラフィ臨床診断用の代謝機能指数ルーラを作成する。このルーラを用いて、糖尿病の型分けと重症度を直観的に表示することで、サーモグラフィ装置を使って、代謝機能指数の非採血的な測定システムと糖尿病のサーモグラフィ臨床診断用の代謝機能指数ルーラ(表示装置)を提供可能となる。

【0027】

上述のフローチャートで説明したサーモグラフィ装置による代謝機能指数の測定方法と糖尿病用の代謝機能指数ルーラに依れば、

【0028】

1 冷水負荷を掛けてから生体内部の熱環境を強制的に変更することで代謝機能と共に血流状況も温度刺激によって誘発され、代謝系の活動状況が容易に観測される。生体内部代謝機能が体表面温度状態に相関があれば、サーモグラフィ装置で非接触的に計測した体表面の温度情報は体内代謝機能情報が含まれている。本発明ではサーモグラフィ装置を使うので採血する必要がなく、サーモグラフィ装置で撮った温度分布データはデジタルでPCカード6に収容してあるから、CPU3での処理に便利である。また、冷水温度と環境温度の差及び温度負荷時間を固定することは夏も冬も同じ負荷量と考えることができる。

10

20

30

40

50

【0029】

2 生体伝熱理論に基づいた熱方程式により、生体内部の熱変化を体表面の温度変化から推測することができる。空間領域における熱方程式の解析により、生体内部の代謝系の働きを表現する一連のパラメータを算出することができる。システム同定は最小二乗誤差法で代謝機能指数としての末梢部の有効熱伝導率と代謝生熱率とのパラメータを測定することができる。

【0030】

3 更に、表示装置4の画面上に二次元パラメータを座標軸として作成した糖尿病サーモグラフィ臨床診断用の代謝機能指数ルーラにより、臨床診断の主な目的である糖尿病の型分けと重症度を直観的に判断することができる。

10

【0031】

以下、本発明の一形態例を図3乃至図11によって詳記する。

まず本発明を実施する一般的な外部条件と環境温度について説明する。

サーモグラフィ装置で温度を測定する場合、一般的な外部条件が必要である。

例えば、図3に示す検査室10内で測定する場合に厚い黒色カーテンで屋外の赤外線を遮断して、ドアを閉め、室内の環境温度が目標値に達したら、クーラ11や赤外線を発するランプなどを切り、人が移動しないようにしてから測定を開始する。図3は測定室の配置を示している。被測定対象物1の生体を心身ともに安定させる状態で、まず15分前後の環境温度に順化させる。それから両手13が心臓と略等しい高さの手置台12に置き、真上から手背に対してサーモグラフィ装置2で一枚の温度画像を撮影する。続いて両手を恒温冷水槽7の冷水に1分間沈めて温度負荷を掛ける。それから数分ごとに各一枚の温度画像を撮影する。

20

【0032】

環境温度については夏と冬に対応し易くするために、通常状態の22年平均室温に対する計測室の環境温度を夏は 25 ± 2 に冬は 20 ± 2 とに設定し、計測中の開始時刻と終了時刻の温度変動差は夏と冬で共に ± 0.5 以内に収める。測定対象物の生体の温度順化時間は夏は10分間であり、冬は20分間である。

【0033】

温度負荷用の冷水温度の最適値は環境温度と15の差を採り、夏に 10 ± 1 であり、冬に 5 ± 1 に設定する。但し、実用上、厳密に上述で決めた環境温度を守ることは難しいので、温度補償を付けてパラメータを計算する。この場合には大きな誤差が出るから、できれば厳密に決めた環境条件で始めからやり直す。

30

【0034】

次にサーモグラフィ装置2で代謝機能指数を測定する原理とその熱伝達方程式について説明する。

生体代謝系の膵臓はインスリンを分泌し、血液や体液の中に放出する。このインスリンはさらに葡萄糖を分解し、葡萄糖の分解に伴い熱を生成し、この生成された熱が体表面へ伝達し、体表面の温度として現れる。人体の局所温度は主に血流や局所代謝によるものである。全身代謝による熱エネルギーは血流によって末梢部位の温度に影響し、末梢循環の局所代謝もその部位の温度に影響する。

40

【0035】

そして人体内部の、特に微循環部の代謝機能は末梢部位である手の指でその局所温度を判断できる。手の指はサイズが小さく、円柱体モデルとして最適である。

【0036】

従って測定実施部位には手の指を選び、手の背部位の温度を測定する。手の指内には動静脈が並設している、血流や代謝の動的な状態情報が含まれている。温度測定点は手の背部位の中指の指先中心から手の背部位中央部まで計測する。図4には人の中指14のサーモグラフィ上の温度計測部位を示している。

【0037】

熱伝達方程式を作成するために人の手の指の組織を図5の円柱体モデルで考える。この中

50

指モデルで中指 1 4 の中心線 1 5 の複数個所のポイント $P_1 \sim P_6$ で測定を行なう。手の指の温度分布 (T) は空間位置の関数であり、経時的に変化する時間の関数である。手の指の温度は心臓から血液注入した熱エネルギーと末梢循環の代謝によって発生した熱エネルギーで生成したものである。また、環境との熱交換で皮膚表面の熱放射により熱エネルギーは発散するものもあり、生体の内部温度と動的な平衡状態になる。

【0038】

上述の中指モデルの末指部位の中指 1 4 に対して、Pennes 方程式は血流による熱伝達と組織の熱伝達とを一括的に考えて、有効熱伝導率 K_{eff} を定義し、以下の仮設条件が置かれ、次元の解析を省略し、円柱座標系で表現すると (3) 式の簡略的な方程式が立てられる。

10

【0039】

(a) 指組織は均等媒質と等方向熱特性を持つ物質であり、 $T/r = 0$ であり、 K_{eff} と Q_m は空間的な定数である。

(b) 体内の中心温度は定数である。

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = K_{eff} \left[\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T}{\partial r} \right) \right] + Q_m \quad (3)$$

ここに ρ と C はそれぞれ指組織の物質比重と比熱であり、 K_{eff} は有効熱伝導率であり、 Q_m は末梢部の代謝生熱率である。

20

【0040】

(3) 式の空間領域での図 5 の指の径方向 (r) の一般解が (4) 式であり、体表面の境界条件を入れると (5) 式が得られる。

$$T(r) = c_2 + c_1 \ln x - \frac{Q_m}{4 K_{eff}} r^2 \quad (4)$$

$$T_s = T_c - \frac{Q_m}{4 K_{eff}} R_s^2 \quad (5)$$

30

【0041】

(5) 式により、定常状態の指の径 r 方向の温度分布は距離の自乗に比例することを利用して、(6) 式も成り立つ。

$$T(r) = a_0 + a_1 r + a_2 r^2 \quad (6)$$

【0042】

中心軸 1 5 方向には主に心臓からの血液が末梢へ注入され、皮膚表面に注目し、定常状態の温度分布のみ考えると、中心軸 1 5 方向 x の温度分布として (7) 式が導かれる。

$$T(x) = K_x + d \quad (7)$$

【0043】

冷水負荷を掛けると、末梢部の温度が低下し、血管が収縮し、血液注入が減少する。それで、末梢部の温度バランスは崩れ、体温を維持するためには代謝が活発化し、血液の注入も時間的に段々回復し、(3) 式中の K_{eff} と Q_m も変化する。

40

【0044】

そして、冷水負荷の終了後に末梢部の温度 T は K_{eff} と Q_m の変化によって調節される。この場合、解析を簡略するために中指 1 4 の中心軸 1 5 の x 軸方向の温度分布が線形的な変化である (7) 式から分るように、径方向の $T(r, t)$ のみ考えればよい。すると、(3) 式の K_{eff} と Q_m と (6) 式のパラメータ a も時間的な関数として考えれば良い。

【0045】

50

従って、最終的には体表面の温度分布に対して、(8)式が得られる。

$$\rho C T_s(t) = K_{eff}(t) \square 4 \frac{T_s(t) - T_c}{r_s^2} + Q_m(t) \quad (8)$$

さらに、(8)式は体表面と周囲環境の熱交換を考えると、(9)式が得られる。

$$K_{eff}(t) \frac{2 [T_c - T_s(t)]}{r_s} = \alpha [T_s(t) - T_a(t)] + A \varepsilon \sigma [T_s(t)^4 - T_a(t)^4] \quad (9)$$

10

(9)式では K_{eff} が体表面と周囲環境の熱交換係数であり、 T_a が環境温度であり、 A が放射面積であり、 ε が放射率であり、 σ がボルツマン定数である。

【0046】

(8)式と(9)式を時間的に離散化すれば(10)式と(11)式になる。

$$\rho C \frac{T_s(i) - T_s(i-1)}{\Delta t} = K_{eff}(i) \square 4 \frac{T_s(i) - T_c}{r_s^2} + Q_m(i) \quad (10)$$

$$K_{eff}(i) \frac{2 [T_c - T_s(i)]}{r_s} = \alpha [T_s(i) - T_a(i)] + A \varepsilon \sigma [T_s(i)^4 - T_a(i)^4] \quad (11)$$

20

それで、サーモグラフィ装置2で冷水負荷前後における生体末梢部位の各時刻の温度を記録し、環境温度と体温を測定しておけば K_{eff} と Q_m が求められる。

【0047】

実測の結果を見ると、冷水負荷後に末梢部の代謝生熱率 Q_m は(12)式のような関数で表現できる。

$$a e^{-bt} = Q_{m0} - Q_m(t) \quad (12)$$

(12)式の a は定常時の代謝率 Q_{m0} 及び冷水負荷直後の代謝率 Q_m で決定され、 b は冷水負荷撤去後の定常状態に回復する速さを表現している。

30

【0048】

K_{eff} は Q_m と同じような傾向にある。(3)式の K_{eff} の定義からも分るように冷水負荷後の末梢部の熱源は代謝と血液注入の二つであり、 K_{eff} は血液注入率を表現し、全身の代謝による生熱効率も表現する。すると、 a と b が代謝系の働きを表すパラメータである。これで、システム同定技術により、最小二乗法で(12)式のパラメータ a と b を求めるために(12)式を(13)式に変形する。

$$\ln a - bt = \ln [Q_{m0} - Q_m(t)] \quad (13)$$

$$\text{即ち: } Y(t) = A + Bt \quad (14)$$

ここに、 $Y(t) = \ln [Q_{m0} - Q_m(t)]$ 、 $A = \ln a$ 、 $B = -b$ であり、ここで A と B を代謝機能指数と定義する。

40

【0049】

また、本発明では上式で求めた代謝機能指数 a 及び b を座標軸とし、表示手段4の画面上に表現し、臨床で血糖値を中心とする糖尿病総合診断で得られた統計的なデータに基づいて非線形的な曲線でルーラ(Ruler)を作成し、実測の a と b の座標値を位置付ければ生体の代謝機能が観測され、糖尿病の臨床診断に糖尿病の型分けと重症度を直観的に判断することができる。

【0050】

上述の(6)式の指の中心軸の二次元的な分布 $T(r)$ を証明するために Pennes が人の前腕で実測した実測値()と、本発明の(7)式の同定値と計算値とを比較すると下記の表1に示す結果が得られた。図6に表1のデータを縦軸に温度()を横軸に測定

50

点半径 r をプロットしたものである。

【 0 0 5 1 】

【 表 1 】

測定点半径 (m)	0.00	0.005	0.01	0.015	0.02	0.025	0.03	0.035	0.04
実測値 (°C)	36.15	36.1	35.9	35.6	35.3	35.0	34.6	34.2	33.6
1 3 式の同定値	36.18	36.05	35.87	35.63	35.34	34.99	34.59	34.14	33.63
1 3 式の計算値	36.15	36.11	35.99	35.79	35.51	35.15	34.71	34.19	33.6

10

20

30

40

【 0 0 5 2 】

また、本発明に依り、臨床的に収集した糖尿病患者のデータを用いて、図 7 に示してある

50

冷水負荷後の温度回復曲線 $T(r)$ も二次元的な分布を証明している。

【0053】

図7(A)、(B)は縦軸に温度()を、横軸に冷水負荷時間をとったもので図7(A)は冷水負荷状態を示す曲線を、図7(B)は冷水負荷後の所定時間経過時の統計的な経時温度分布を示し、曲線16は二次元的分布を示している。

【0054】

また、臨床的に実測した一人の糖尿病患者のデータを用いて、本発明の有効熱伝導率 K_{eff} と代謝生熱率 Q_m を所定時刻毎に実測した結果を下表2に示す。図8はこれらのデータのグラフを示している。

【0055】

【表2】

時刻 (min)	体表温度 (°C)	有効熱伝導率 (W/mK)	代謝生熱率 (kW/m ³)
0-	34.3	0.338182	1860
0+	23.8	0.0869291	2757.9
5	31.4	0.100392	1281.52
10	33.9	0.273846	1780.5
15	34.4	0.358096	1880.1
20	33.8	0.260741	1759.88

【0056】

表2に於いて、時刻0-は冷水負荷前の時刻であり0+は冷水負荷後の時刻を表す。また、図8(A)は縦軸に温度()を横軸に温度負荷前後の時刻(分)をとったものであり、図8(B)は縦軸に K_{eff} を、図8(C)は縦軸に Q_m をとっている。これらの T 、 K_{eff} 及び Q_m の曲線17, 18, 19は常に一定の傾向の曲線を示し、サーモグラフィ装置で糖尿病を診断できるパラメータは代謝機能指数の有効熱伝導率や代謝生熱率を用い得ることを示している。

【0057】

次に、(14)式で定義した血液注入率と代謝機能指数のパラメータAとBを座標軸とし

10

20

30

40

50

て画面上にベゼール関数で臨床的に血糖値を中心とする糖尿病総合診断で得られた統計的なデータに基づいて糖尿病を型分けした非線形的な曲線を図9及び図10の様に、表示手段の表示パターン曲線20~23となるルーラを作成する。曲線20から右側の領域が糖尿病の無い健常者の分布領域を示し、曲線21乃至23間が2型糖尿病患者の分布領域を示し、曲線23から左側領域が1型糖尿病患者の分布領域を示している。又、24は左側に行くに従って糖尿病が重くなる重症度合いを示す矢印である。

【0058】

従って、本発明のサーモグラフィ装置による代謝機能表示方法及びその装置に依れば被検者の血液注入率と代謝機能指数を測定、演算して、図9に示す表示手段のルーラ上にCPUのキーボード等の入力手段を介して入力させることで、二次元非線形的な糖尿病分類尺度から直観的に糖尿病の種類と健常者を見分けることが可能となる。

10

【0059】

図10は15人の健常者と94名の糖尿病患者の測定結果をルーラ上にプロットしたもので、健常者が二次元非線形的な曲線20~23に入ることはないことが証明されている。

【0060】

図11の直線25は縦軸に実測血糖値を横軸に代謝機能指数の自乗和をとった場合の相関関係を示すものであり、これらは血糖値の側面から、本発明の有効性を実証していることが解る。

【0061】

【発明の効果】

20

本発明のサーモグラフィ装置の代謝機能表示方法及びその装置によればサーモグラフィを使っているので、採血する必要がなく、サーモグラフィ装置が取得した温度分布データはコンパクトなPCカード(CFメモリカード)にデジタル記録してあるので、コンピュータで簡単に処理することができる。また冷水負荷により、生体内部の熱環境を強制的に変更し、代謝機能と血流状況が温度刺激によって誘発され、代謝系の活動状況が容易に観測される。生体伝熱理論に基づいた伝熱方程式により、末梢循環部位で内部の熱状況が体表面の温度状況と繋がり、体表面の温度から体内の生熱状況を推測することができる。空間領域と時間領域における伝熱方程式の解析により、生体内部の代謝系の働きを表現する一連のパラメータを算出することができる。更にシステム同定は代謝機能指数としての末梢部の有効熱伝導率と代謝生熱率とのパラメータを測定することもできる。またモニタ画面上に二次元パラメータを座標軸として作成した糖尿病のサーモグラフィ臨床診断用の代謝機能指数を表示するルーラにより、臨床診断の主な目的である糖尿病の型分けと重症度を直観的に判断することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のサーモグラフィ装置の代謝機能表示装置のシステムブロック図である。

【図2】本発明のサーモグラフィ装置の代謝機能表示装置の表示の為のフローチャート図である。

【図3】本発明に用いる測定室の略線的配置図である。

【図4】本発明のサーモグラフィ装置の代謝機能表示装置による温度計測部位の平面図である。

40

【図5】本発明のサーモグラフィ装置の被測定対象物となる人体の手の指の円柱形モデルを示す図である。

【図6】前腕の実測温度と最小自乗法での温度の同定値計算温度との関係を示す曲線図である。

【図7】冷水負荷後の温度回復曲線を示す図である。

【図8】実測した糖尿病患者の熱パラメータの分布曲線図である。

【図9】本発明の糖尿病の診断用スケールとなるルーラの表示パターンである。

【図10】糖尿病診断結果の分布図である。

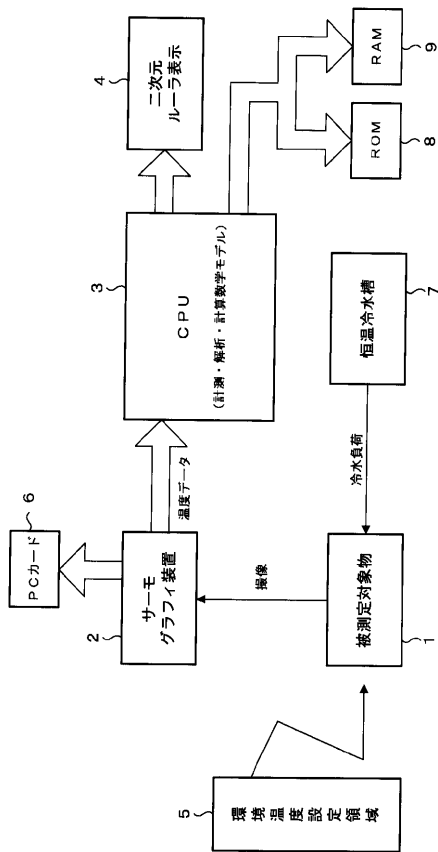
【図11】代謝機能指数自乗和と実測血糖値との相関を示す図である。

【符号の説明】

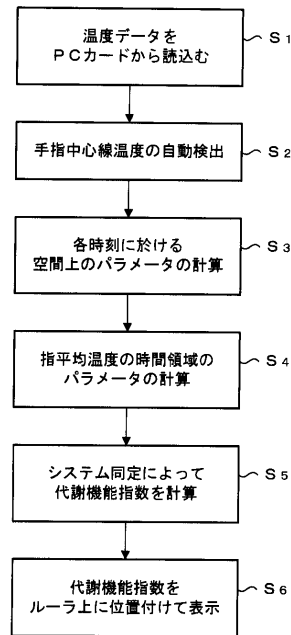
50

- 1 被測定対象物、2 サーモグラフィ装置、3 コンピュータ(CPU)、4 表示装置、6 PCカード(記憶手段)、7 恒温冷水槽、8 ROM、9 RAM

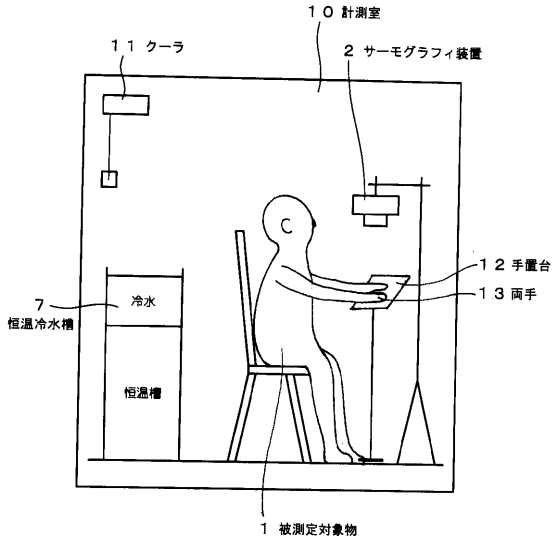
【図1】



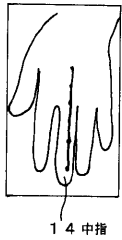
【図2】



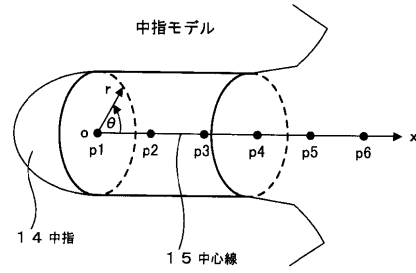
【 図 3 】



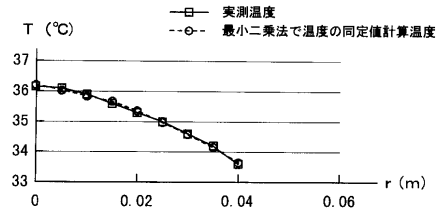
【 図 4 】



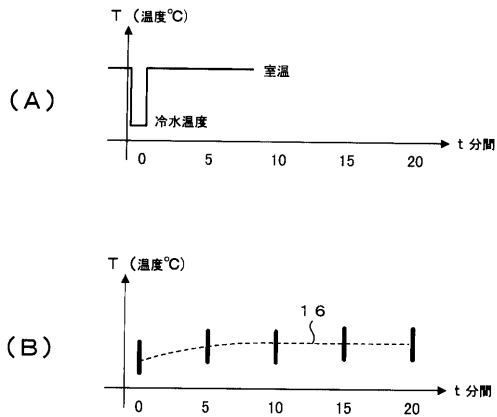
【 図 5 】



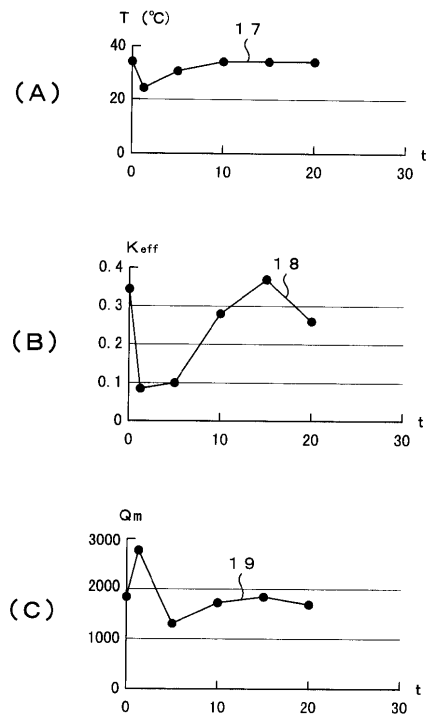
【 図 6 】



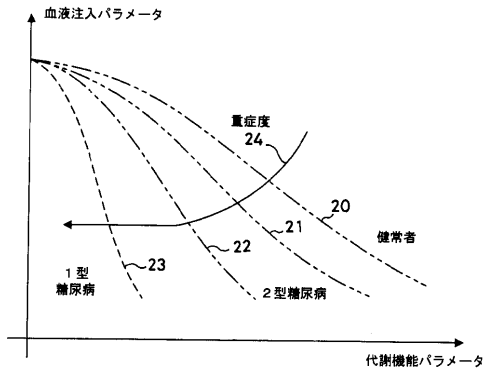
【 図 7 】



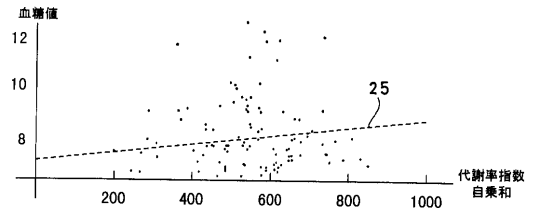
【 図 8 】



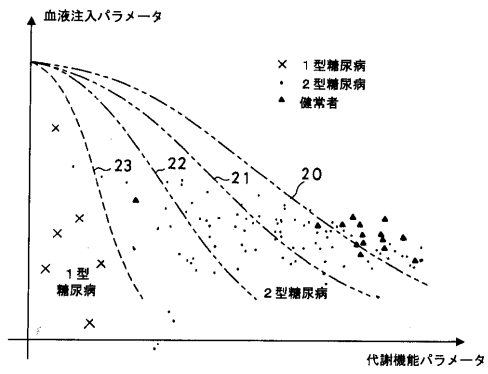
【 図 9 】



【 図 1 1 】



【 図 1 0 】



专利名称(译)	通过热成像设备显示代谢功能的方法及其显示装置		
公开(公告)号	JP2004016734A	公开(公告)日	2004-01-22
申请号	JP2002180229	申请日	2002-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	NEC三荣有限公司		
申请(专利权)人(译)	NEC三荣有限公司		
[标]发明人	江国泰 尚志剛 梅川記生		
发明人	江 国泰 尚 志剛 梅川 記生		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00 A61B10/00		
FI分类号	A61B10/00.U A61B5/00.101.E A61B5/01.100		
F-TERM分类号	4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC01 4C117/XD17 4C117/XE48 4C117/XF03 4C117/XF13 4C117/XG01 4C117/XG19 4C117/XJ05 4C117/XJ21 4C117/XJ23		
代理人(译)	博信矾山		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于以非血液采样的方式测量代谢功能指数的热成像系统，以及用于糖尿病的热成像临床诊断的标尺的显示装置和显示方法。 解决方案：使用热成像设备记录物体表面温度分布的数字数据，拍摄冷水负荷施加到特定环境条件下的生物体周围循环部位之前和之后的多个热成像图像，并设置一些临时条件。通过根据体内的热传递理论估算体内的代谢和血液流动状况，并在空间和时域内分析人体外围部分的热传递方程，计算出一系列表达人体内部代谢系统功能的参数。然而，系统识别技术利用代谢系统中的两个重要参数来测量代谢功能指数，即外围部分的有效导热率和代谢生物热率，并通过统计方法在监视器屏幕上进行糖尿病临床诊断。提供显示其代谢功能指标的二维非线性标尺。 [选型图]图1

