

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-520878
(P2004-520878A)

(43) 公表日 平成16年7月15日(2004.7.15)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00	1 O 1 K
G O 1 J 1/02	G O 1 J 1/02	B
G O 1 J 5/48	G O 1 J 1/02	Q
	G O 1 J 5/48	A

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2002-549124 (P2002-549124)	(71) 出願人	500486210 オムニコーダー テクノロジーズ インコーポレイテッド OMNICODER TECHNOLOGIES, INC. アメリカ合衆国 ニューヨーク 11733 3 イースト シトゥーケット テクノロジー ドライブ 12-8
(86) (22) 出願日	平成13年12月17日 (2001.12.17)	(74) 代理人	100078868 弁理士 河野 登夫
(85) 翻訳文提出日	平成15年6月10日 (2003.6.10)	(74) 代理人	100114557 弁理士 河野 英仁
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/048964		
(87) 国際公開番号	W02002/047542		
(87) 国際公開日	平成14年6月20日 (2002.6.20)		
(31) 優先権主張番号	60/255,835		
(32) 優先日	平成12年12月15日 (2000.12.15)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

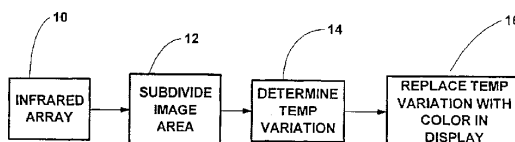
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 赤外線検知器を用いた生理機能測定方法及び装置

(57) 【要約】

赤外線カメラは生体の一部に対する一連の赤外線画像フレームを提供する。カメラはヒ化ガリウムの量子井戸赤外光検出器 (QWIP) の焦平面アレー (10) を備えていることが好ましい。赤外線画像はプロセッサへ伝送され、そこで多数の小さなサブエリア (12) に加工される。各サブエリアでは、温度変化が継続して測定され、サブエリアの変化は温度コード (14) として表される。次に温度コードは、赤外線画像 (16) の各サブエリアに色として表示される。好適な実施の形態においては、脳の様々な部分が機能している間、脳の生理的変化の観察が行われる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の一部の赤外線画像を形成する過程と、
該赤外線画像を複数のサブエリアに分割する過程と、
サブエリアにおいて経時的な温度変化を測定し、各サブエリアに対応する、該サブエリアの温度変化を表す温度コードを生成する過程と、
生体の一部の画像であって、前記サブエリアに対応する温度コードに特有の視覚的特徴によりサブエリアを表示する画像を作成する過程と
を含むことを特徴とする、生体の生理機能を測定する方法。

【請求項 2】

前記視覚的特徴は前記サブエリアの色であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

経時的な温度変化は所定期間の温度変化を推定する線の傾きにより推定されることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記期間は 10 秒であることを特徴とする、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記赤外線画像はヒ化ガリウムの量子井戸赤外光検出器の焦平面アレーにより形成されることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記アレーは 256 × 256 の光検出器を有しており、毎秒 20 フレームの速度で赤外線画像を撮像することを特徴とする、請求項 5 に記載の方法。

20

【請求項 7】

前記作成された画像は静止画像であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記作成された画像は動画であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

生体の一部の赤外線画像を形成する赤外線カメラと、
該赤外線画像を複数のサブエリアに分割するスプリッタと、
サブエリアにおいて経時的な温度変化を測定し、各サブエリアに対応する、該サブエリアの温度変化を表す温度コードを生成する温度プロセッサと、
前記サブエリアに対応する温度コードに特有の視覚的特徴によりサブエリアを表示する表示装置上に、生体の一部の画像を作成する作用を持つ画像信号を生成する表示プロセッサと
を備えることを特徴とする、生体の生理機能を測定する装置。

30

【請求項 10】

前記視覚的特徴は前記表示装置上のサブエリアの色であることを特徴とする、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記温度プロセッサは経時的な温度変化を、所定期間の温度変化を推定する線の傾きによって推定することを特徴とする、請求項 9 に記載の装置。

40

【請求項 12】

前記期間は 10 秒であることを特徴とする、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記カメラは、赤外線画像が形成される、ヒ化ガリウムの量子井戸赤外光検出器の焦平面アレーを備えていることを特徴とする、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 14】

前記アレーは 256 × 256 の光検出器を有しており、前記カメラは毎秒 20 フレームの速度で赤外線画像を撮像することを特徴とする、請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

50

前記カメラの画像は静止画像であることを特徴とする、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 16】

前記カメラの画像は動画であることを特徴とする、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 17】

生体の一部の赤外線画像を形成する過程と、
該画像のサブエリアにおいて経時的な温度変化を測定し、該サブエリアに対応する、該サブエリアの温度変化を表す温度コードを生成する過程と、
前記コードを生理的指標として用いる過程と
を含むことを特徴とする、生体の生理機能を測定する方法。

【請求項 18】

生体の一部の赤外線画像を形成する赤外線カメラと、
サブエリアにおいて経時的な温度変化を測定し、該サブエリアに対応する、該サブエリアの温度変化を表す温度コードを生成する温度プロセッサと、
生理的指標としての前期コードを視認可能に表示させる作用を持つ信号を生成する表示プロセッサと
を備えることを特徴とする、生体の生理機能を測定する装置。

【請求項 19】

前記測定過程は、
(a) 期間 T に対する前記サブエリアの平均温度を決定して該平均値を変数 F に記憶し、
(b) 期間 L に対する前記サブエリアの平均温度を決定して該平均値を変数 G に記憶し、
(c) 前記二つの平均値 F と G とを結ぶ直線の傾きとして前記温度コードを決定し、
(d) 期間 D の終了時に過程 (a) 乃至 (c) を繰り返す
ことにより実行されることを特徴とする、請求項 1 又は請求項 17 に記載の方法。

【請求項 20】

前記温度プロセッサは、
(a) 期間 T に対する前記サブエリアの平均温度を決定して該平均値を変数 F に記憶し、
(b) 期間 L に対する前記サブエリアの平均温度を決定して該平均値を変数 G に記憶し、
(c) 前記二つの平均値 F と G とを結ぶ直線の傾きとして前記温度コードを決定し、
(d) 期間 D の終了時に過程 (a) 乃至 (c) を繰り返す
ことを特徴とする、請求項 9 又は請求項 18 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して生体の測定を行う方法及び装置に関し、より具体的には、脳又は生体の他の部分における組織と器官の血流及び生理機能の測定に赤外線検知器を用いる方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ダイナミック・エリア・サーモメトリー（動的遠隔温度測定法、DAT）は、1991年出版のマイケル・アンバー博士による「サーモロジー3」（4）234-241、1991に詳しく記載された公知の概念である。これは自律神経系の非侵襲的機能試験であって、人体の皮膚の様々な部位における体温調節周波数（TRF's）のスペクトル構造及び空間的分布の変化を測定するものである。赤外線イメージングによって測定されるような黒体赤外放射学に基づき、DATは目的とする部位における温度分布の変化から熱の生成、移動及び分散の動態に関する情報を得る。この変化は区分された部位の平均温度として、又はそれら平均値の変動として検知することができる。変動によって温度分布の均一度、更に皮膚灌流の均一度を測定することができる。アンバー博士により「ユーロピアン・J・サーモロジー」7：105-118、1997に示されたように、過灌流状態では均一度は最高に達し、その時間変調の振幅は最小となる。皮膚のいろいろな部位における温度分布の周期的な変化から、任意の部位における温度を調節する過程の体温調節周波数

10

20

30

40

50

が得られる。

【0003】

DATは神経機能又は血管機能に影響を及ぼす多くの障害の診断及び制御に有効である。DATは神経の制御機能の局所的な損傷を特定できるように皮膚の広い部位にわたる血液灌流の変化の周期性を測定するのに使用され、これにより皮膚癌や、例えば乳癌のような比較的浅い腫瘍性病変に対して迅速且つ安価な検診を行うことができる。DATのその他の臨床的応用については1994年にマイケル・アンバー博士により、CRCプレス社から1994年9月発行の「医学的診断と制御における量的・動的遠隔温度測定法」と題する論文において詳述されている。

【0004】

すべてマイケル・アンバーに付与された米国特許第5,810,010号、第5,961,466号及び第5,999,843号は、このうち最初のもはライセンス化されその他のものは本願出願人に譲渡されているが、腫瘍性病変及びその周囲の組織に発生する、免疫応答とも関連する血液灌流の周期的経時変化の測定による癌検知の方法及び装置に関するものである。特に、癌検知の方法は、非神経系の血液灌流による体温調節の検知、皮膚温度の空間的均一度の周期的変化の検知、皮膚温度の空間的均一度の異常なばらつきの検知、及び皮膚温度の空間的均一度の周期的変化に関連する異常な体温調節周波数の検知に関連する。これら三件の特許の開示は、全体をそのまま引用して、ここに包含されるものである。

【特許文献1】米国特許第5810010号明細書

【特許文献2】米国特許第5961466号明細書

【特許文献3】米国特許第5999843号明細書

【非特許文献1】マイケル・アンバー(Michael Anbar),「サーモロジー3(Thermology 3)」,1991年,第4巻,p.234-241

【非特許文献2】マイケル・アンバー(Michael Anbar),「ユーロピアン・J・サーモロジー(European J Thermology)」,1997年,第7巻,p.105-118

【非特許文献3】マイケル・アンバー(Michael Anbar),「医学的診断と制御における量的・動的遠隔温度測定法(Quantitative and Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis and Management)」,CRCプレス社(CRC Press Inc.),1994年9月

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の好適な実施の形態によれば、赤外線カメラにより人体の一部に関する一連の赤外線画像(フレーム)が撮影される。カメラはヒ化ガリウム(gallium arsenide)の量子井戸赤外光検出器(QWIP)の焦平面アレーを備えていることが好ましい。このようなカメラは皮膚温度とその均一度との変調を $\pm 15/1000$ 以上の精度で記録することができる。赤外線画像はプロセッサへ伝送され、そこで多数の小さなサブエリアに加工される。個々のサブエリアでは、温度変化が継続して測定され、各サブエリアの温度変化は温度コードとして表される。次にこの温度コードは、赤外線画像の表示装置の各サブエリアに表示される色として表示される。これにより観察者は生体の生理機能を測定し分析することが可能となる。好適な実施の形態においては、脳の様々な部分が機能している間、脳の生理的变化の観察が行われる。しかしながら、本発明はDAT装置に匹敵する、癌検知のための有用な装置を提供するものであることが明らかとなるであろう。

【0006】

上記の簡略な説明、並びに本発明の更なる目的、特徴及び利点は、添付の図面を参照とした、本発明に関する以下の詳細な説明によってより完全に理解されるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

好適な実施の形態の章に入り、手術中に撮影した脳の画像を基に処理画像を作成するのに使用されるシステム及び方法について以下に説明する。本発明にしたがって処理された場合、画像は血流と、脳の様々な部分が機能する際の生理的变化とを鮮明に顕示する。後者は血液灌流の変化の結果であって、代謝活動の変化及び/又は脳の活動中若しくは活動の結果として起こる脳の化学的若しくは電気化学的变化の結果としての赤外放射によるものである。当業者には、この方法及び装置が脳以外のいかなる器官又は組織にも応用可能であることが理解されるであろう。この好適な実施の形態の利点は、器官や組織の通常の活動中に作動する部位を調査し、この情報が後に健全な器官又は組織と、病変のあるそれらとの区別をつけるのに使用される点である。このデータは静止画像として提示することもでき、また経時的な変化を表す動画として提示することもできる。

10

【0008】

図1は本発明に係る方法及び装置の動作の双方を表す機能ブロック図である。赤外線カメラにおいて、QWIP赤外センサのアレー10が手術中の脳の赤外線画像を形成するのに使用されている。アレーは256×256のセンサを備え、毎秒200フレームのフレーム・レートで撮像するのが好ましい。好ましくは、脳の画像を10秒間撮る。この好適な実施の形態では、生じた赤外線画像データはコンピュータのハードドライブに保存される。

【0009】

次に、ブロック12において、個々の赤外線画像が該画像の全域にわたって何千ものサブエリアに分解される(一つのサブエリアは好ましくは2×2画素である)。ブロック14では、各々のサブエリアにおける温度変化が一定時間にわたって測定され、そのエリアに対応するコードとして保存される。ブロック16では、様々なサブエリアのコードがそれぞれサブエリアにおいて色として表示される。この好適な実施の形態において、前記コードは一定時間にわたる温度の変化を示す最良適合線の傾きを表すものである。

20

【0010】

図2は、脳の赤外線画像を処理するのに使用されるコンピュータプログラムの画面を印刷したものである。脳の赤外線画像20は脳の温度を、黒から緑を経て赤、そして最終的には白にいたる色のスペクトルにより示している。最初のステップとして、分析すべき画像の一つの部位22(赤で示されている)がいずれかのフレームの表示中で選択される。処理中に、オペレーターは表示すべき温度範囲を選択することもできるが、この例においては31~36となっている。続いて、選択された部位は個々のサブエリアに分解される。

30

【0011】

図3は特定のサブエリアにおける、10秒間のフレーム(2000フレーム)の温度変化を示している。図3にはライン24も示されており、これは図3に示されている波形全体の最良適合線である。この好適な実施の形態では、このような最良適合線が各々のサブエリアについて生成され、各サブエリアの最良適合線の傾きを表すコードがサブエリアごとに生成される。各々のコードは次いで色に変換され、その色が画像全体の表示中の該当するサブエリア上に重ね合わされる。その結果、図6~10のような色画像が生じる。

40

【0012】

図6はフレーム群全体にわたる平均温度をグレースケール表示で示した画像である。この画像から、血管の構造に関する幾つかの情報が明らかになる。

【0013】

図7、図8及び図9はそれぞれつま先、舌及び手首を動かす運動の間に撮影された、同じ患者に関するグレースケール表示による画像である。それぞれの時点において、これらの運動に関わる脳の部分の周りに円が描かれている。このような画像を撮影することにより、脳の様々な部分に対する患者のいろいろな活動を調査することが可能となる。従って、機能不全が起こった場合、医師は患者を診断するに当たって脳のどの部分を観察すべきか

50

を知ることができる。

【0014】

図10は発作を起こしているときの患者の脳を示している。尚、細胞代謝活動が活発化している部位は事実上正確に示される。

【0015】

図4は図3と同じ波形を示すものであるが、10秒間全体に対応する最良適合線24に加え、段階的に短くした期間の波形に対応して段階的に短くなっている最良適合線も示されている。尚、図6～図10に示されたような「静止画像」に代わって、図4の連続的な長いラインのコードに対応する色を示す連続的な画像を有する一連の静止画像、即ち「ビデオ画像」を得ることも可能である。従って、この一連の画像は様々な動き又は状態の際に起こる脳活動の変化を表すビデオ画像に相当するものである。

10

【0016】

図5もまた図3及び図4の波形を示すものであるが、この図の場合は一連のライン26a、26b、26c、26d、26e、26f等により個々の形式の推定値が示されている。この場合、波形は0.5秒間ごとに様々な最良適合線の線分により推定されており、これらの線分の傾きは画像中の該当するサブエリアで色として表示されるべき一連のコードを提供し、これによりビデオ画像が作成される。

【0017】

この好適な実施の形態では表示の各部分の色を決定する温度変化コードを使用することにより生体の一部の表示が作成されるシステムを説明した。しかしながら視覚表示装置を持たない有用な診断装置を作成することも可能である。例えば、赤外センサは皮膚の斑点やしみのような非常に小さな部位を捉えることができ、温度変化コードを、走査された部位の状態(例えば癌の有無)の指標として生成することもできる。コードの値自体が装置の出力となりうるのである。またその他、コードを閾値と比較し、その比較に基づいて指標を生成してもよい。

20

【0018】

この好適な実施の形態では、ビデオ情報がハードドライブに記憶されその後処理画像の表示用に処理されるシステムを説明した。処理画像がビデオ画像である場合、ビデオはリアルタイムの表示ではないため、前記処理方法における遅延は好ましくない。しかしながら、現在市販されている最高品質のグラフィックカードであれば、事実上リアルタイムのビデオ画像を作成することができる。当業者にとっては、マルチプロセッサコンピュータやパラレル処理などの直ちに利用可能な処理技術により、リアルタイムのビデオ画像と判別できない結果が得られることは明らかであろう。

30

【0019】

図11は事実上どのようなコンピュータでもリアルタイムのビデオ画像を作成する温度勾配のコードを演算する別の方法を示し、図12はコンピュータ上でスロープ(SLOPE)機能として実行される方法を説明するのに有用なフローチャートである。

【0020】

図11は特定のサブエリアにおける、時間 T_0 から始まる経時的な温度変化を示している。まず、オペレーターは三つの数値D、T及びLを選択する。Dは新たなスロープコードが生成される速度であって、例えば毎秒15～30フレームといったビデオ画像の特定のフレーム・レートを設定するのに選択される。T及びLは処理期間の長さであって、好ましくは10秒であるが詳しくは後述する。スロープ機能はブロック200で開始され、このときタイマーが時間 T_0 に設定され(ブロック202)、平均温度が演算される(ブロック204)。タイマーが期間Dを計時した場合、平均温度の演算は中断され(ブロック208)、スロープ機能の第2版が開始され(ブロック206)、平均温度の演算が再開する。タイマーが期間Tを計時した場合、平均温度の演算は中断され(ブロック208)、変数Fが平均温度を記憶する(ブロック210及びポイントF1)。

40

【0021】

その後タイマーが開始し(ブロック212)、新たな平均温度の演算が開始される(プロ

50

ック 2 1 4)。タイマーが期間 L を計時した場合、平均温度の演算は中断され (ブロック 2 1 6)、変数 G が平均温度を記憶する (ブロック 2 1 8 及びポイント G 1)。次いでブロック 2 2 0 において温度勾配が二つの平均値 F と G との間の線の傾き、即ちポイント F 1 と G 1 とを結ぶ線の傾きとして決定され、スロープ機能が終了する (ブロック 2 2 2)。

【 0 0 2 2 】

その間、スロープ機能の追加例が開始すると、完了までにさらにいくつかの処理が行われる。例えば、第 1 の傾き値が生成された後に期間 D に続いて第 2 の傾き値がポイント F 2 及び G 2 に対して生成される。即ち全体的な効果としては、最初の T + L の遅延の後に、期間 D の終了ごとに各サブエリアにおいて新たな傾き値が生成されることになる。

10

【 0 0 2 3 】

本発明の好適な実施の形態を例示的に説明したが、当業者には添付の請求の範囲に記載された本発明の範囲と趣旨を逸脱することなく様々な追加、修正及び置換を行い得ることが理解されよう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】本発明に係る方法及び装置の動作の双方を示すブロック図である。

【 図 2 】本発明にしたがい、人間の脳の赤外線画像と、その画像のうち処理すべき部分を選択するためのコンピュータプログラムの使用法とを表示しているコンピュータ画面のコピーである。

20

【 図 3 】温度が最良適合線により推定されている、10 秒 (2 0 0 0 フレーム) 間の赤外線画像のサブエリアにおける温度と時間との関係を示すグラフである。

【 図 4 】10 秒間の様々なサブ部分の最良適合線を示す、図 3 と同様のグラフである。

【 図 5 】様々な最良適合線を用いて個々の形式により適合させたグラフの様々な部分を示す、図 3 と同様のグラフである。

【 図 6 】フレーム群全体にわたる赤外線画像の平均温度を示す処理画像である。

【 図 7 】つま先を動かすとき、舌を動かすとき及び手首を動かすときのそれぞれの脳の活動を示す、同じ患者の脳に関する処理画像である。

【 図 8 】つま先を動かすとき、舌を動かすとき及び手首を動かすときのそれぞれの脳の活動を示す、同じ患者の脳に関する処理画像である。

30

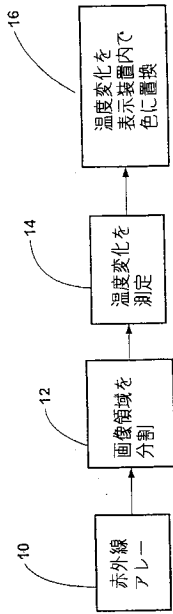
【 図 9 】つま先を動かすとき、舌を動かすとき及び手首を動かすときのそれぞれの脳の活動を示す、同じ患者の脳に関する処理画像である。

【 図 1 0 】発作を起こしているときの患者に関する処理画像である。

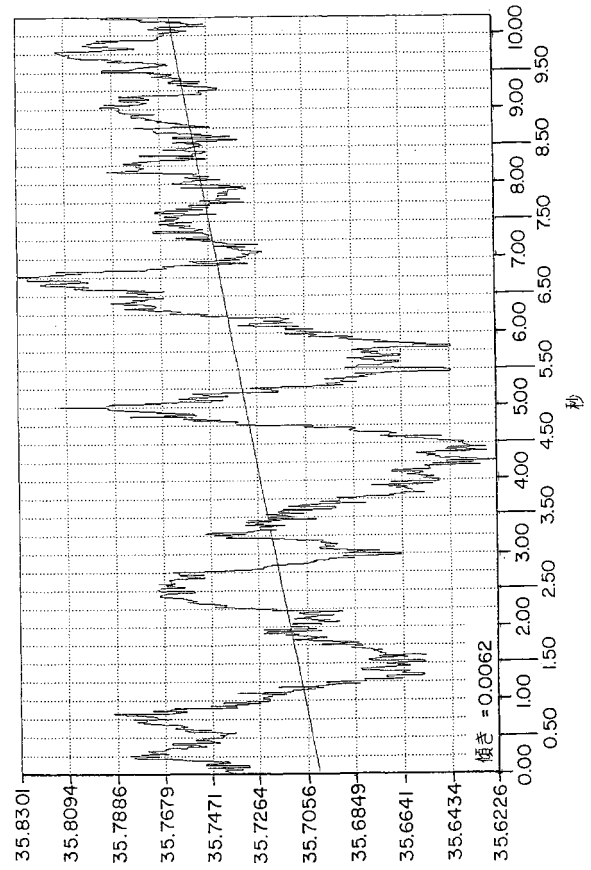
【 図 1 1 】リアルタイムで温度変化を推定する方法を示す、温度波形図である。

【 図 1 2 】図 1 1 で用いられている方法を説明するのに有用なフローチャートである。

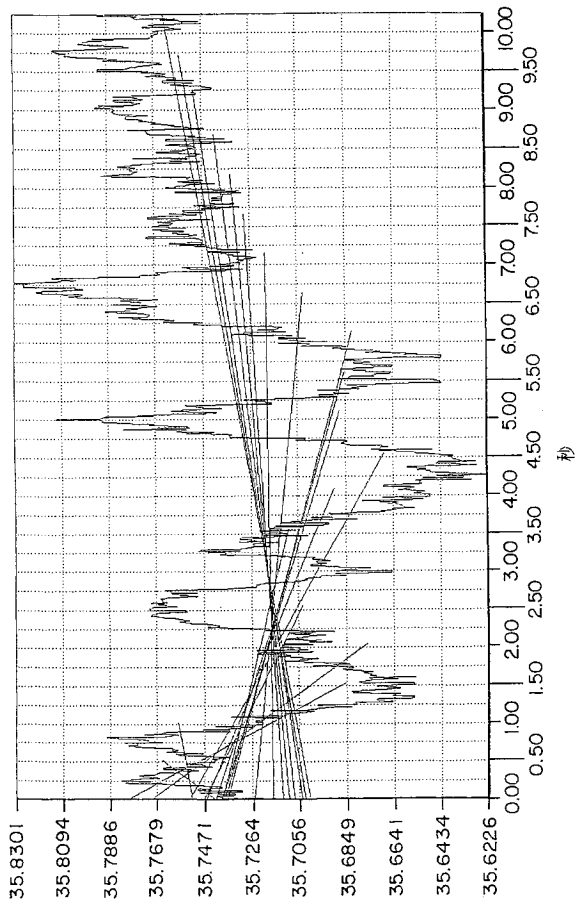
【 図 1 】



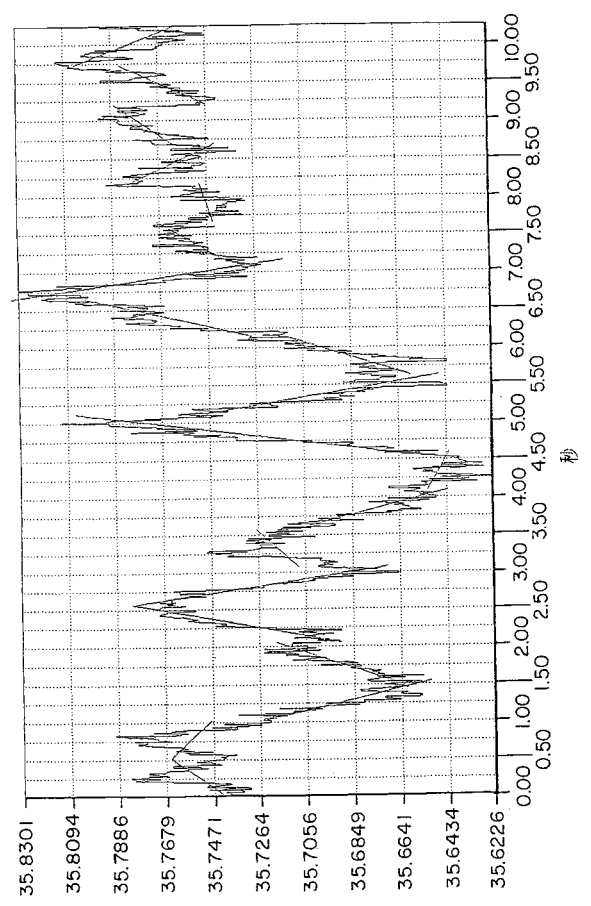
【 図 3 】



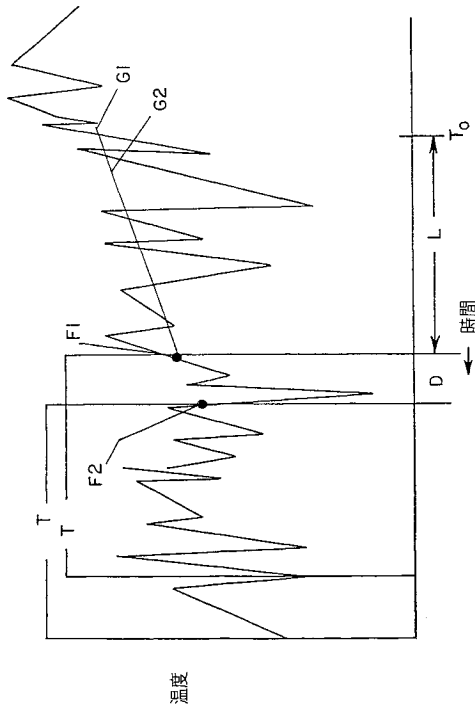
【 図 4 】



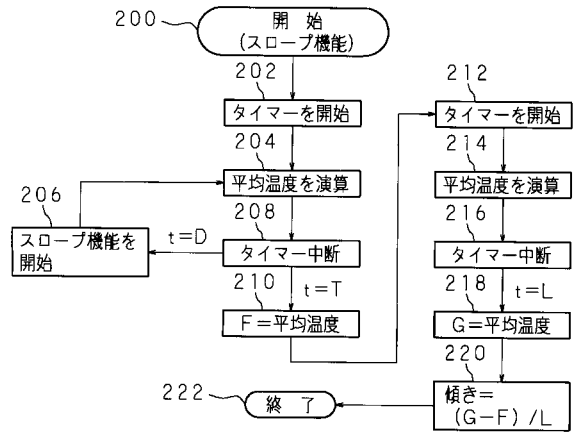
【 図 5 】



【図 1 1】



【図 1 2】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
20 June 2002 (20.06.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/47542 A2

- (51) International Patent Classification: **A61B**
- (21) International Application Number: PCT/US01/48964
- (22) International Filing Date:
17 December 2001 (17.12.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
60/255,835 15 December 2000 (15.12.2000) US
- (71) Applicant (for all designated States except US): **OMNI-CORDER TECHNOLOGIES, INC.** [US/US]; 25 East Loop Road, Stony Brook, NY 11790-3350 (US).
- (72) Inventor; and
(75) Inventor/Applicant (for US only): **FAUCL, Mark, A.** [US/US]; 541 South Ocean Avenue, Patchogue, NY 11772 (US).
- (74) Agents: **LERCH, Joseph, B.** et al.; Darby & Darby P.C., 805 Third Avenue, New York, NY 10022-7513 (US).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published:
— without international search report and to be republished upon receipt of that report
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.



WO 02/47542 A2

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR MEASURING PHYSIOLOGY BY MEANS OF INFRARED DETECTOR

(57) Abstract: An infrared camera provides a series of infrared images frames of a part of the human body. A preferred camera is equipped with a focal plane array of GaAs quantum-well infrared photodetectors (QWIP). The infrared images are transmitted to a processor which processes each image into a multiplicity of small sub-areas. In each sub-area, temperature variation is measured over time and the temperature variation in the sub-area is represented as a temperature code. The temperature codes are then displayed as colors in each sub-area in a display of the infrared image. An observer is thereby able to monitor and analyze the physiology of the body. In a preferred embodiment, physiological changes of the brain are observed as different parts of the brain function.

WO 02/47542

PCT/US01/48964

5

10 **METHOD AND APPARATUS FOR MEASURING
 PHYSIOLOGY BY MEANS OF INFRARED DETECTOR**

Field of the Invention

15 The present invention relates generally to a method and apparatus
 for monitoring the body and, more particularly, concerns a method and apparatus
 for using an infrared detector to monitor and analyze tissue and organ blood flow
 and physiology in the brain and other parts of the body.

Background of the Invention

20 Dynamic Area Telethermometry (DAT) is a known concept and
 described fully in the 1991 publication of Dr. Michael Anbar, *Thermology* 3
 (4):234-241, 1991. It is a non-invasive, functional test of the autonomic nervous
 system, that monitors changes in the spectral structure and spatial distribution
 of thermoregulatory frequencies (TRF's) over different areas of the human skin.
25 Grounded in the science of blackbody infrared radiation as measured by infrared
 imaging, DAT derives information on the dynamics of heat generation, transport,
 and dissipation from changes in the temperature distribution over areas of
 interest. Changes can be detected in the average temperatures of area segments
 or in the variances of those averages; the variances measure the homogeneity
30 of the temperature distribution and, therefore, the homogeneity of cutaneous
 perfusion. As shown by Dr. Anbar in the *European J Thermology* 7:105-118,
 1997, under conditions of hyperperfusion the homogeneity reaches a maximum
 and the amplitude of its temporal modulation is at a minimum. From the periodic

WO 02/47542

PCT/US01/48964

2

changes in temperature distribution over different skin areas, the thermoregulatory frequencies of the processes that control the temperature in the given areas can be derived.

DAT is useful in the diagnosis and management of a large variety of disorders that affect neurological or vascular function. DAT is used to measure the periodicity of changes in blood perfusion over large regions of skin so as to identify a locally impaired neuronal control, thereby providing a quick and inexpensive screening test for skin cancer and for relatively shallow neoplastic lesions, such as breast cancer. The different clinical applications of DAT are fully described by Dr. Michael Anbar in 1994 in a monograph entitled "Quantitative and Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis and Management", CRC Press Inc. September, 1994.

U.S. Patents No. 5,810,010, No. 5,961,466 and No. 5,999,843, all granted to Michael Anbar, the first patent being licensed and the remaining patents being assigned to the assignee of the present patent application, relate to methods and apparatus for cancer detection involving the measurement of temporal periodic changes in blood perfusion, associated with immune response, occurring in neoplastic lesions and their surrounding tissues. Particularly, the method for cancer detection involves the detection of non-neuronal thermoregulation of blood perfusion, periodic changes in the spatial homogeneity of skin temperature, aberrant oscillations of spatial homogeneity of skin temperature and aberrant thermoregulatory frequencies associated with periodic changes in the spatial homogeneity of skin temperature. The disclosures of these three patents are incorporated by reference herein in their entirety.

According to a preferred embodiment of the present invention, an infrared camera provides a series of infrared images (frames) of a portion of the human body. A preferred camera is equipped with a focal plane array of gallium arsenide quantum-well infrared photodetectors (QWIP). Such a camera can record modulation of skin temperature and its homogeneity with a precision greater than ± 15 millidegrees C. The infrared images are transmitted to a processor which processes the image into a multiplicity of small sub-areas. In

WO 02/47542

PCT/US01/48964

3

each sub-area, temperature variation is measured over time and the temperature variation in the sub-area is represented as a temperature code. The temperature codes are then displayed as colors which are displayed in each sub-area in a display of the infrared image. An observer is thereby able to monitor and analyze the physiology of the body. In a preferred embodiment, physiological changes of the brain are observed while different parts of the brain function. However, it will be appreciated that the present invention provides a useful device for cancer detection, comparable to DAT devices.

10 Brief Description of the Drawings

The foregoing brief description, as well as further objects, features and advantages of the present invention will be understood more completely from the following detailed description of the present invention, with reference being had to the accompanying drawings in which:

15 Figure 1 is a block diagram illustrating both the method and operation of the apparatus of the present invention;

Figure 2 is a copy of a computer screen illustrating an infrared image of a human brain and the use of a computer program for selection of a portion of that image to be processed in accordance with the present invention;

20 Figure 3 is a graph of temperature versus time in a sub-area of the infrared image during a ten second (2000 frame) interval, the temperature being estimated by a best-fit line;

Figure 4 is a graph similar to Fig. 3 showing best-fit lines for various sub-portions of the ten second interval;

25 Figure 5 is a graph similar to Fig. 3 illustrating various portions of the graph being fitted in a piecewise fashion with different best-fit lines;

Figure 6 is a processed image illustrating the average temperature of the infrared image over an entire set of frames;

30 Figures 7, 8 and 9 are processed images of the brain of the same subject showing brain activity during toe movement, tongue movement and wrist movement, respectively;

WO 02/47542

PCT/US01/48964

4

Figure 10 is a processed image for a patient who is having a seizure;

Figure 11 is a temperature waveform diagram illustrating a method for estimating temperature variation in real time; and

5 Figure 12 is a flowchart useful in explaining the method employed in figure 11.

Detailed Description of the Preferred Embodiment

Turning now to the details of the preferred embodiment, there will
10 be described a system and method which are used to generate processed images based on images of the brain collected during surgery. When processed in accordance with the invention, the images clearly reveal blood flow as well as physiological changes that occur as different parts of the brain perform functions. The latter is the result of changes in blood perfusion, infrared
15 emissions as the result of changes in metabolic behavior and/or the result of brain chemical or electrochemical changes that occur during or as a result of brain function. Those skilled in the art will appreciate that the method and apparatus can be applied to any organ or tissue, other than the brain. One value of the preferred embodiment is that it maps areas which are activated in tissue
20 or organs during normal activity, and this information can later be used to distinguish between healthy and diseased tissues or organs. The data can be presented as static images or an animation that illustrates changes with time.

Figure 1 is functional block diagram which is representative of both the apparatus and method of the invention. In an infrared camera, an array
25 of QWIP infrared sensors is used to form an infrared image of the brain during an operation. The array preferably includes 256 by 256 sensors and captures images at a frame rate of 200 frames per second. Preferably, the brain is imaged for 10 seconds. In the preferred embodiment, the resulting infrared image data is saved to the hard drive a computer.

30 At block 12, each infrared frame is then broken up into thousands of individual sub-areas over the entire image area (preferably each sub-area is 2

WO 02/47542

PCT/US01/48964

5

X 2 pixels). At block 14, the temperature variation in each sub-area is determined over some period of time and saved as a code for that area. At block 16, the codes for the various sub-areas are displayed in those sub-areas as a color. In the preferred embodiment, the codes represent the slope of a best-fit
5 line representing the temperature variation over a period of time.

Figure 2 is a screen print of a screen of computer program utilized to process the infrared images of the brain. The infrared image of the brain 20 shows the temperature of the brain through a spectrum of colors ranging from black, through green, to red and. Finally to white. As an initial step, an area 22
10 of the image to be analyzed is (shown in red) selected in the display of one of the frames. In the process, the operator is also able to select the range of temperatures to be displayed, in this case 31-36°C. The selected area is then broken down into the individual sub-areas.

Figure 3 illustrates the variation of temperature over a 10 second
15 interval of frames (2,000 frames) in a particular sub-area. Figure 3 also illustrates a line 24, which is a best-fit line for the entire waveform shown in Fig. 3. In the preferred embodiment, such a best-fit line is generated for each sub-area, and a code is generated for each sub-area representing the slope of the best-fit line for that sub-area. Each code is then converted to a color, and that
20 color is superimposed on the sub-area in a display of the entire image. Color images such as Figs. 6-10 result.

Figure 6 illustrates an image, in grey scale rendering, showing the average temperature over the entire set of frames. This image reveals some
information regarding vascular structure.

25 Figures 7, 8 and 9 are grey scale rendered images of the same subject taken while performing toe, tongue and wrist movement, respectively. In each instance, circles have been drawn around the portions of the brain involved in the respective movement. By taking images such as this, it becomes possible to map various activities of a patient to different areas of the brain.
30 When malfunctions occur, the doctor would then know which portion of the brain to observe when analyzing a patient.

WO 02/47542

PCT/US01/48964

6

Figure 10 illustrates the brain of a patient undergoing a seizure. It should be noted that the area of elevated cellular metabolic activity can be virtually pin-pointed.

Figure 4 illustrates the same waveform of Fig. 3 and shows not only the best fit line 24 corresponding to the full 10 seconds, but shows progressively shorter best-fit lines corresponding to progressively shorter intervals of the waveform. It will be appreciated that rather than having a "still" as shown in Figs. 6-10, it would be possible to have a series of stills or a "video" with successive images illustrating the color corresponding to the code of a successively longer line in Fig. 4. The series of images would then correspond to a video of the brain as its activity changes during different movements or situations.

Figure 5 again shows the waveform of Figs. 3 and 4, but this time being estimated in piecewise fashion by a series of lines 26a, 26b, 26c, 26d, 26e, 26f etc. In this case, the waveform is estimated by a different best-fit line segment during each .5 second interval, and the slopes of those line segments would provide a sequence of codes to be displayed as colors in the corresponding sub-area of the image, yielding a video.

The preferred embodiment has been illustrated as a system in which a display of portion of the body is produced by using temperature variation codes to affect the color of portions of the display. However a useful diagnostic device could be produced without a viewable display. For example, the infrared sensor could view a very small area, such as a spot or blemish on the skin, and a temperature variation code could be generated as an indication of the state of the scanned spot (e.g., presence or absence of cancer). The value of the code itself could be the output of the device. Alternately, the code could be compared to a threshold and an indication produced, based upon the comparison.

The preferred embodiment has been illustrated as a system in which the video information is stored on a hard drive and then processed to reveal the processed image. Where the processed image is a video, the delay involved in this type of processing would be undesirable, since the video would not be real

WO 02/47542

PCT/US01/48964

7

time. However, the best quality graphics cards available today would yield a video which is virtually real time. Those skilled in the art will appreciate that readily available processing techniques, such as the use of multi-processor computers and parallel processing could produce results that would be
5 indistinguishable from real time video.

Figure 11 illustrates an alternate method for computing temperature slope codes which will produce real time video on virtually any computer, and figure 12 is a flowchart useful in describing the method as performed by a computer, in the form of a function SLOPE .

10 Figure 11 shows the variation of temperature with time in a particular sub-area starting at time T_0 . Initially, an operator selects three values D, T and L. D is the rate at which new slope codes are produced and would be selected to achieve a particular video frame rate, such as 15-30 frames per second. T and L are the processing intervals, preferably in the range of 10
15 seconds, discussed further below. Function SLOPE starts at block 200, with a timer being set (block 202) at time T_0 and the average temperature being computed (block 204). Should the timer measure an interval D, temperature averaging is interrupted (block 208), and a second version of function SLOPE is launched (block 206), temperature averaging resumes. Should the timer measure
20 an interval T, temperature averaging is interrupted (block 208), and the variable F stores the temperature average (block 210 and point F1).

A timer is then started (block 212) and computation of a new temperature average begins (block 214). When the timer measures an interval L, temperature averaging is interrupted (block 216), and the variable G stores the
25 temperature average (block 218 and point G1). At block 220, temperature slope is then determined as the slope of a line between the two averages F and G, the slope of the line connecting points F1 and G1, and the function SLOPE terminates (block 222).

In the mean time, the additional instances of the function SLOPE
30 that were launched continue their processing to completion. For example, a second slope value is produced with respect to points F2 and G2, following an

WO 02/47542

PCT/US01/48964

8

interval D after the first slope value is produced. The overall effect is that, after an initial delay of $T+L$, a new slope value is produced for each sub-area at the conclusion of every interval D .

5 Although preferred embodiments of the invention have been disclosed for illustrative purposes, those skilled in the art will appreciate that many additions, modifications and substitutions are possible, without departing from the scope and spirit of the invention as defined by the accompanying claims.

WO 02/47542

PCT/US01/48964

9

What is Claimed:

1. A method for measuring the physiology of a living body, comprising the steps of:
 - forming an infrared image of a portion of the body;
 - sub-dividing the infrared image area into a plurality of sub-areas;
 - measuring temperature variation over time in a sub-area and generating a temperature code corresponding to the sub-area, which is representative of the temperature variation in the sub-area; and
 - creating an image of the portion of the body in which a sub-area is represented by a visual feature which is unique to the temperature code corresponding to the sub-area.
2. The method of Claim 1 in which the visual feature is the color of the sub-area.
3. The method of Claim 1, wherein temperature variation over time is estimated by the slope of a line estimating temperature variation during a predefined interval.
4. The method of Claim 3, wherein the interval is 10 seconds.
5. The method of Claim 1, wherein the infrared image is formed with a focal plane array of gallium arsenide quantum-well infrared photodetectors.
6. The method of Claim 5, wherein the array includes 256 x 256 photodetectors and captures infrared images at the rate of 20 frames per second.

WO 02/47542

PCT/US01/48964

10

7. The method of Claim 1, wherein the created image is static.
8. The method of Claim 1, wherein the created image is a moving image.
9. An apparatus for measuring the physiology of a living body, comprising:
 - an infrared camera forming an infrared image of a portion of the body;
 - a splitter sub-dividing the infrared image area into a plurality of sub-areas;
 - a temperature processor measuring temperature variation over time in a sub-area and generating a temperature code corresponding to the sub-area, which is representative of the temperature variation in the sub-area; and
 - a display processor creating an image signal effective to produce an image of the portion of the body on a display device in which a sub-area is represented by a visual feature which is unique to the temperature code corresponding to the sub-area.
10. The apparatus of Claim 9 in which the visual feature is the color of the sub-area on the display.
11. The apparatus of Claim 9, wherein temperature processor estimates variation over time by the slope of a line estimating temperature variation during a predefined interval.
12. The apparatus of Claim 11, wherein the interval is 10 seconds.

WO 02/47542

PCT/US01/48964

11

13. The apparatus of Claim 9, wherein the camera comprises a focal plane array of gallium arsenide quantum-well infrared photodetectors on which the infrared image is formed.

14. The apparatus of Claim 13, wherein the array includes 256 x 256 photodetectors and the camera captures infrared images at the rate of 20 frames per second.

15. The method of Claim 9, wherein the camera image is static.

16. The method of Claim 9, wherein the camera image is a moving image.

17. A method for measuring the physiology of a living body, comprising the steps of:

forming an infrared image of a portion of the body;

measuring temperature variation over time in a sub-area of the image and generating a temperature code corresponding to the sub-area, which is representative of the temperature variation in the sub-area; and

Using the code as a physiological indication.

18. An apparatus for measuring the physiology of a living body, comprising:

an infrared camera forming an infrared image of a portion of the body;

a temperature processor measuring temperature variation over time in a sub-area and generating a temperature code corresponding to the sub-area, which is representative of the temperature variation in the sub-area; and

a display processor creating a signal effective to produce a viewable representation of the code as a physiological indication.

WO 02/47542

PCT/US01/48964

12

19. The method of any one of claims 1 or 17 wherein the measuring step is performed by:

(a) determining the average temperature in the sub-area for an interval T, and storing the average in a variable F;

(b) determining the average temperature in the sub-area for an interval L, and storing the average in a variable G;

(c) determining the temperature code as the slope of a straight line connecting the two averages, F and G; and

(d) repeating steps (a) through (c) upon conclusion of an interval D.

20. The apparatus of any one of claims 9 or 18, wherein the temperature processor:

(a) determines the average temperature in the sub-area for an interval T, and storing the average in a variable F;

(b) determines the average temperature in the sub-area for an interval L, and storing the average in a variable G;

(c) determines the temperature code as the slope of a straight line connecting the two averages, F and G; and

(d) repeats steps (a) through (c) upon conclusion of an interval D.

FIG. 1

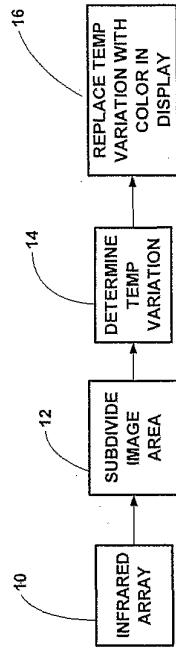
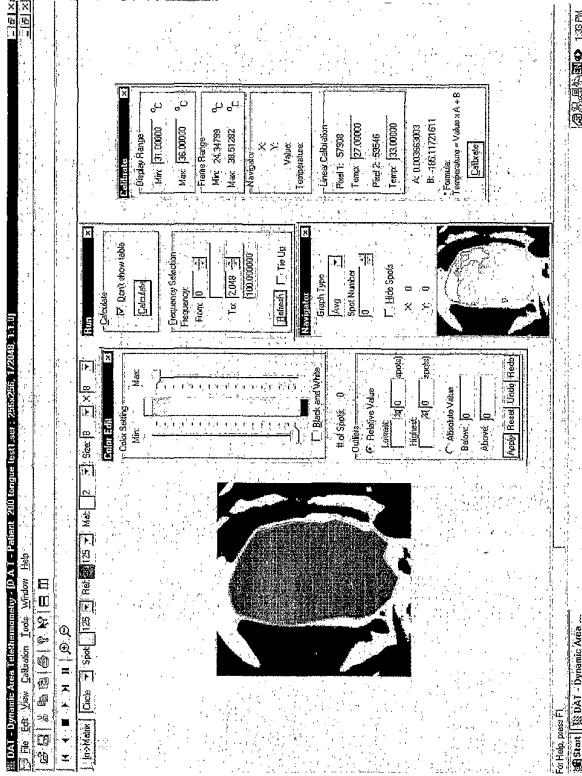


FIG. 2



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

FIG. 3

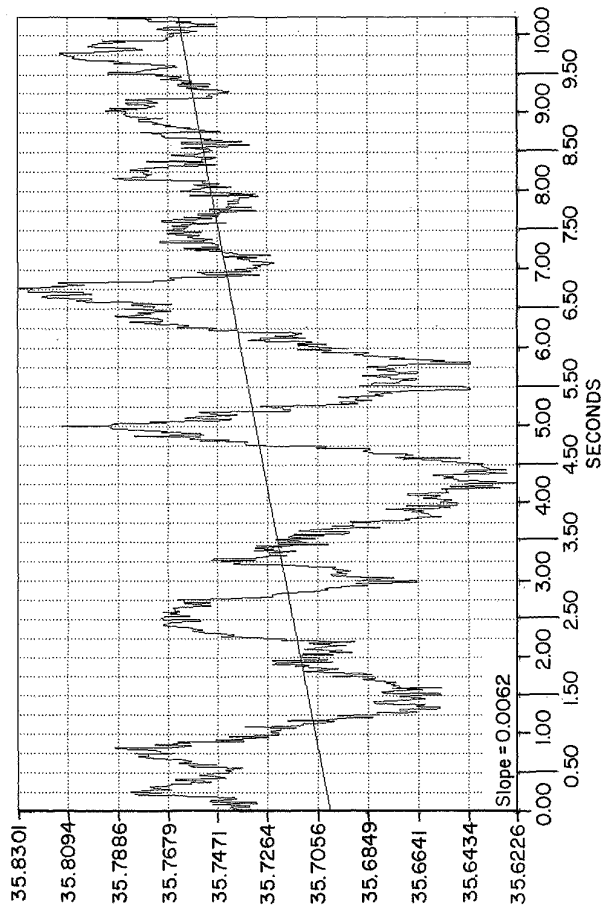
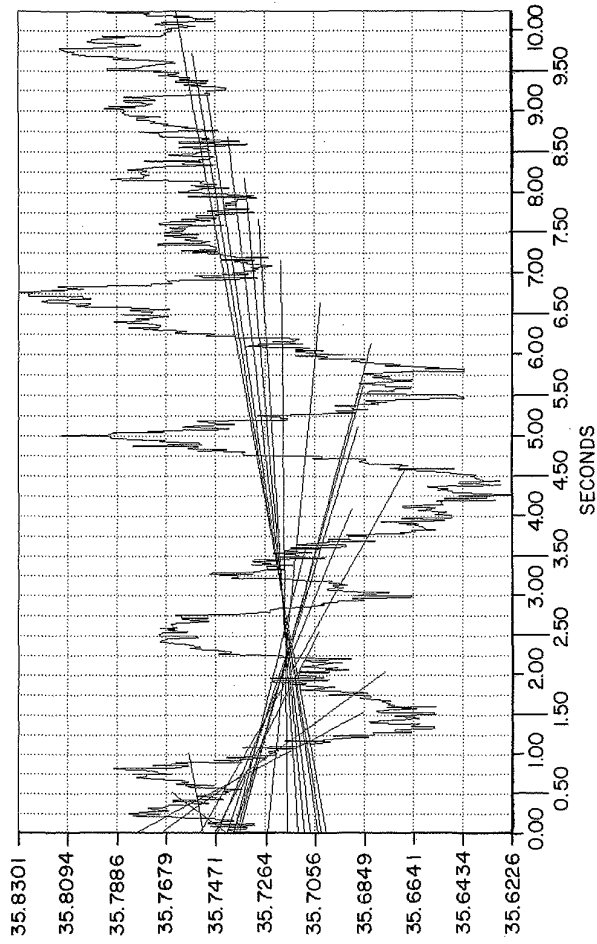
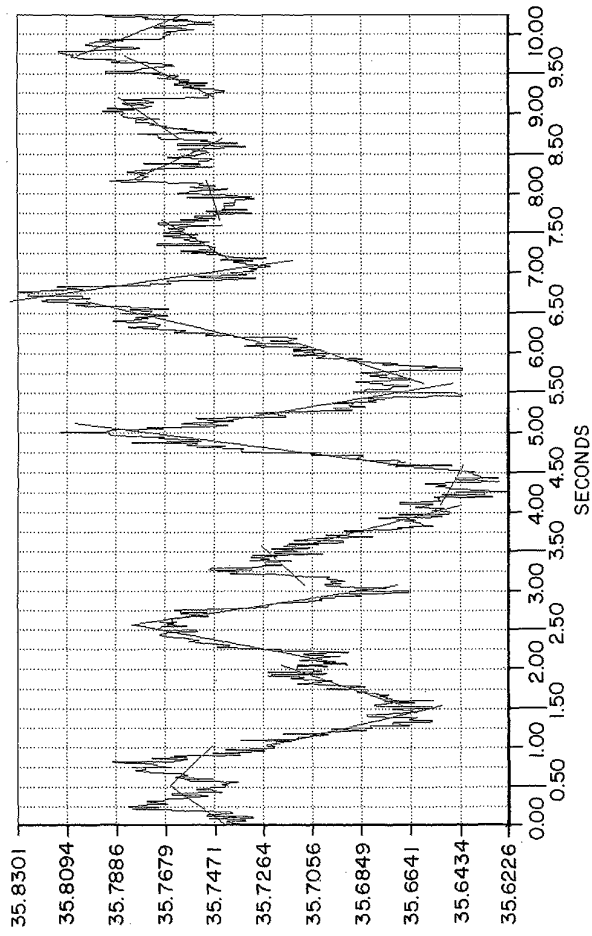


FIG. 4



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

FIG. 5

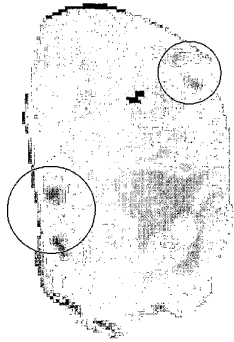


SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)



FIG. 6

FIG. 7



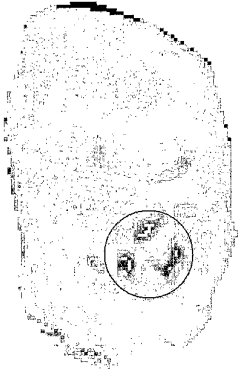


FIG. 8

FIG. 9



FIG. 10

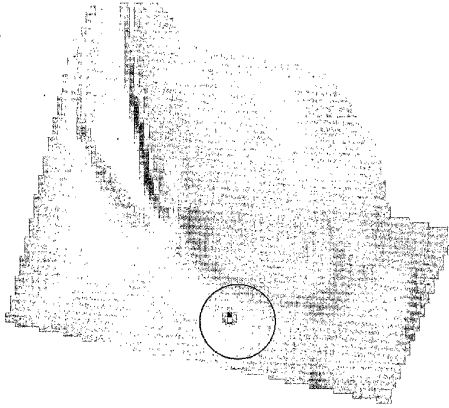
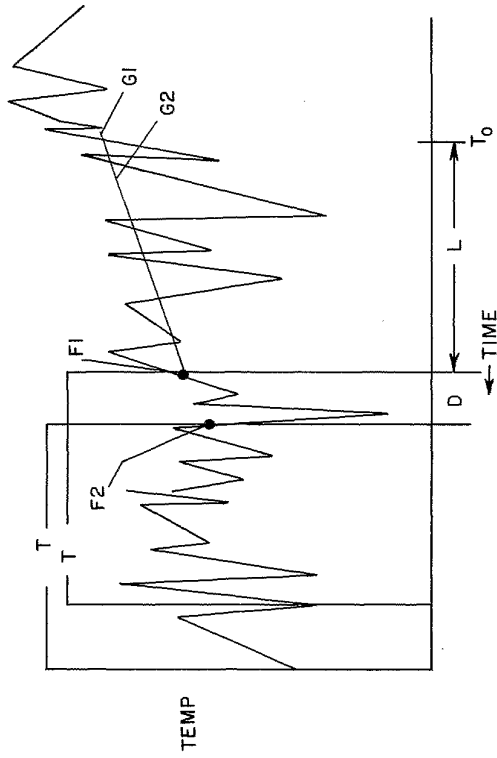
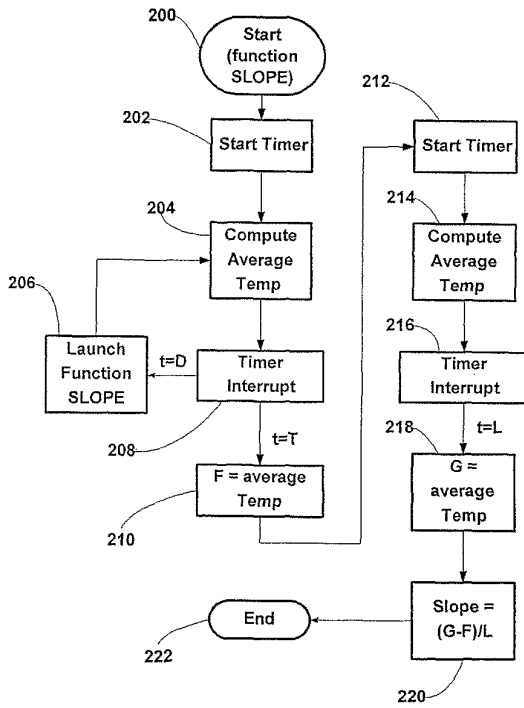


FIG. 11



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

FIG. 12



【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
20 June 2002 (20.06.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/047542 A3

- (51) International Patent Classification: C06K 9/00
- (21) International Application Number: PCT/US01/48964
- (22) International Filing Date:
17 December 2001 (17.12.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
60/255,835 15 December 2000 (15.12.2000) US
- (71) Applicant (for all designated States except US): OMNI-CORDER TECHNOLOGIES, INC. [US/US]; 25 East Loop Road, Stony Brook, NY 11790-3350 (US).
- (72) Inventor: and
- (75) Inventor/Applicant (for US only): FAUCL, Mark, A. [US/US]; 541 South Ocean Avenue, Patchogue, NY 11772 (US).
- (74) Agents: LERCH, Joseph, B. et al.; Darby & Darby P.C., 805 Third Avenue, New York, NY 10022-7513 (US).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:
— with international search report

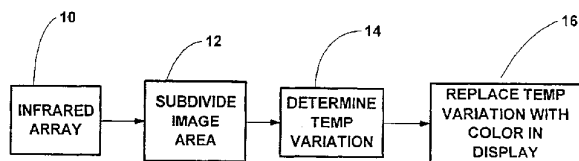
(88) Date of publication of the international search report:
1 August 2002

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.



WO 02/047542 A3

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR MEASURING PHYSIOLOGY BY MEANS OF INFRARED DETECTOR



(57) Abstract: An infrared camera provides a series of infrared images frames of a part of the human body. A preferred camera is equipped with a focal plane array (10) of gallium arsenide quantum-well infrared photodetectors (QWIP). The infrared images are transmitted to a processor which processes each image into a multiplicity of small sub-areas (12). In each sub-area, temperature variation is measured of time and variation in the sub-area is represented as a temperature code (14). The temperature codes are then displayed as colors in each sub-area of the infrared image (16). In the preferred embodiment, physiological changes of the brain are observed as different parts of the brain function.

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No.
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : G06K 9/00 US CL : 382/128 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		PCT/US01/48964
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 382/128 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EAST: Thermoregulation, infrared, quantum well, variation		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5,961,466 A (ANBAR) 05 October 1999 (05.10.1999) col. 3, ll. 50, 57-60, 65-68, col. 4, ll. 5-10, 35-40, col. 5, ll. 10-15, col. 4, l. 62-col. 5, l. 5.	1, 2, 5-10, 13-18
Y		3, 4, 11, 12, 19, 20
X	US 6,123,451 A (SCHAEFER et al) 26 September 2000 (26.09.2000) figure 1, col. 9, ll. 40-45, col. 9, l. 60-col. 10, l. 6, col. 10, ll. 23-27	1, 2, 9, 10, 17, 18
Y	US 5,704,367 A (ISHIKAWA et al) 06 January 1998 (06.01.1998) figure 2, col. 3, ll. 35-45	3, 4, 11, 12, 19, 20
Y	US 5,337,371 A (SATO et al) 09 August 1994 (09.08.1994) col. 27, ll. 5-10, col. 28, ll. 45-55	3, 4, 11, 12, 19, 20
<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 documents defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	*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	
E earlier application or patent published on or after the international filing date	*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	
L documents 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)	*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is considered with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	*A* document member of the same patent family	
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
29 March 2002 (29.03.2002)	10 MAY 2002	
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703)305-3230	Authorized officer Anelia Au Telephone No. (703) 305-3900	
Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)		

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN, TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,HR, HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,R U,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(72)発明者 ファウチ・マーク・エー・
アメリカ合衆国, ニューヨーク州 11772, パチヨーク, サウス オーシャン アヴェニュー
541

专利名称(译)	使用红外探测器测量生理功能的方法和装置		
公开(公告)号	JP2004520878A	公开(公告)日	2004-07-15
申请号	JP2002549124	申请日	2001-12-17
申请(专利权)人(译)	全编码技术公司		
[标]发明人	ファウチマークエー		
发明人	ファウチ.マーク,エー.		
IPC分类号	G01J1/02 A61B5/00 A61B5/01 G01J5/48		
CPC分类号	A61B5/015 A61B5/4064		
FI分类号	A61B5/00.101.K G01J1/02.B G01J1/02.Q G01J5/48.A		
优先权	60/255835 2000-12-15 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

红外摄像机为生物的一部分提供了一系列红外图像帧。照相机优选地配备有砷化镓量子阱红外光电探测器 (QWIP) 焦平面阵列 (10)。红外图像被传输到处理器, 在处理器中被处理为多个小分区 (12)。在每个子区域中连续测量温度变化, 并将该子区域中的变化表示为温度代码 (14)。然后, 温度代码在红外图像的每个子区域中显示为一种颜色 (16)。在优选的实施方案中, 在大脑的各个部分起作用的同时观察大脑的生理变化。[选型图]图1

