

(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2004-528085  
(P2004-528085A)

(43) 公表日 平成16年9月16日(2004.9.16)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	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	2 G O 6 6
G O 1 J 5/10	G O 1 J 5/10 C	
	G O 1 J 5/10 D	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 68 頁)

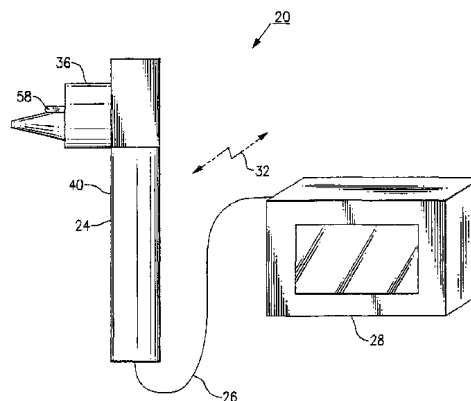
(21) 出願番号	特願2002-579753 (P2002-579753)	(71) 出願人	598106809 ウェルチ・アリン・インコーポレーテッド アメリカ合衆国、ニューヨーク州 131 53、スカニートレスフォールズ、ステー トストリートロード 4341
(86) (22) 出願日	平成14年4月2日 (2002.4.2)	(74) 代理人	100081813 弁理士 早瀬 憲一
(85) 翻訳文提出日	平成15年10月3日 (2003.10.3)	(72) 発明者	リチャード ダブリュ ニューマン アメリカ合衆国 ニューヨーク州 130 21 オーバーン マービン アベニュー 110N
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/010540	(72) 発明者	アラン アイ クラウター アメリカ合衆国 ニューヨーク州 131 52 スカネアテレス ウエスト レイク ロード 2224
(87) 国際公開番号	W02002/082029		
(87) 国際公開日	平成14年10月17日 (2002.10.17)		
(31) 優先権主張番号	09/825,478		
(32) 優先日	平成13年4月3日 (2001.4.3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 赤外線体温計

(57) 【要約】

センサアレイに配置された複数の小型赤外線センサを目的とする対象領域に向け、該アレイは対象領域の熱“画像”を提供する。処理用電子機器回路は、アレイ状の複数のセンサにより示されたように対象領域の最高温度スポットを検知し、これにより対象領域の最高温度を直接表示あるいは推定する。好ましくは、上記センサアレイは、例えば、鼓膜を検査することにより患者の深部体温を決定するために用いられる。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

医療対象領域を調査するための温度測定装置において、センサアレイに配列された複数の赤外線センサであって、該センサアレイが上記医療対象領域の温度グラフを累積的に提供できるように、その各々が医療対象領域の一部の温度を示す出力信号を出力することができる赤外線センサと、上記センサアレイからの出力信号を処理するための処理手段であって、上記出力信号に基づいて温度を決定するための手段を有する処理手段とを備えたことを特徴とする温度測定装置。

## 【請求項 2】

上記センサアレイの少なくとも 1 つの赤外線センサからの出力信号を表示するための手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の温度測定装置。

10

## 【請求項 3】

上記表示手段は、上記センサアレイからの少なくとも 1 つの出力信号を表示することができる少なくとも 1 つの液晶ディスプレイを備えたことを特徴とする請求項 2 記載の温度測定装置。

## 【請求項 4】

上記表示手段は、上記センサアレイからの少なくとも 1 つの出力信号を表示することができるビデオモニタを備えたことを特徴とする請求項 2 記載の温度測定装置。

## 【請求項 5】

上記表示手段は、上記センサアレイにより調査された医療対象領域における最高温度を表示するための手段を備えたことを特徴とする請求項 2 記載の温度測定装置。

20

## 【請求項 6】

上記表示手段は、上記センサアレイからのすべての出力信号を表示するための手段を備えたことを特徴とする請求項 2 記載の温度測定装置。

## 【請求項 7】

上記表示手段は、上記医療対象領域の温度グラフの範囲を、使用者に対して、所定の形式で表示するための手段を備えたことを特徴とする請求項 2 記載の温度測定装置。

## 【請求項 8】

上記範囲表示手段は、上記温度グラフより深部体温を決定するための手段を備えたことを特徴とする請求項 7 記載の温度測定装置。

30

## 【請求項 9】

上記センサアレイの少なくとも 1 つの赤外線センサを較正するための手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の温度測定装置。

## 【請求項 10】

上記較正手段は、上記センサアレイへの光路に設けられた、既知の温度と放射率を有する小型の対象物を含むことを特徴とする請求項 9 記載の温度測定装置。

## 【請求項 11】

上記対象物を、上記センサアレイへの光路の内外に移動させる手段を備えたことを特徴とする請求項 10 記載の温度測定装置。

40

## 【請求項 12】

上記既知の温度を有する対象物に対して位置合わせされた少なくとも 1 つの光学素子を有し、上記少なくとも 1 つの光学素子と上記対象物のうちの少なくとも 1 つは、他方に対して移動可能であり、これにより該対象物を選択的にセンサアレイへの光路の内外に移動させる、ことを特徴とする請求項 10 記載の温度測定装置。

## 【請求項 13】

上記センサアレイおよび該センサアレイを支持する基板のうちの少なくとも 1 つに設けられた温度測定素子を備え、該温度測定素子は基準温度を測定することが出来る、ことを特徴とする請求項 9 記載の温度測定装置。

## 【請求項 14】

50

上記医療対象領域の熱画像を上記センサアレイ上に合焦させるための少なくとも1つのレンズを備えたことを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項15】

光軸に沿って上記センサアレイに対して設けられた少なくとも1つのレンズを有し、該少なくとも1つのレンズと上記センサアレイのうちの少なくとも1つは、上記医療対象領域の画像を上記センサアレイ上に様々に合焦させるよう移動可能であることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項16】

上記医療対象領域は鼓膜であることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項17】

上記医療対象領域は脇の下であることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項18】

上記医療対象領域は舌下であることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項19】

上記医療対象領域は大腸であることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項20】

上記医療対象領域は直腸であることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項21】

上記医療対象領域は患者のこめかみであることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項22】

上記医療対象領域は皮膚の生体部分であることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項23】

上記処理手段は、上記温度グラフのある部分の出力信号における時間的变化に基づいて脈拍を決定する手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項24】

上記処理手段は、上記センサアレイからの各出力信号を測定し、上記医療対象領域における最高温度を示す出力信号を決定する手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項25】

上記処理手段は、上記医療対象領域における最高温度を推定する推定手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項26】

上記推定手段は、出力信号のグラフからの少なくとも1つの推定温度に対応する最高温度出力信号を予測することを特徴とする請求項25記載の温度測定装置。

【請求項27】

上記推定手段は、上記センサアレイの出力信号から最高温度を内挿する手段を備えたことを特徴とする請求項26記載の温度測定装置。

【請求項28】

上記推定手段は、上記医療対象領域のある部分がセンサアレイから遮られている場合に、一連の出力信号から最高温度を外挿する手段を備えたことを特徴とする請求項26記載の温度測定装置。

【請求項29】

上記センサアレイの最高温度に対応する出力信号が医療対象領域の最高温度を示していないことを使用者に知らせる手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項30】

上記指示手段は、最高温度を持つ医療対象領域の部分へ使用者を誘導する方向誘導手段を備えたことを特徴とする請求項29記載の温度測定装置。

【請求項31】

10

20

30

40

50

上記指示手段は、音声、触感、光フィードバックのうちの少なくともいずれか1つを用いることを特徴とする請求項29記載の温度測定装置。

【請求項32】

上記指示手段は、音声、触感、光フィードバックのうちの少なくともいずれか1つを用いることを特徴とする請求項30記載の温度測定装置。

【請求項33】

上記医療対象領域における最高温度を表示するための少なくとも1つの表示器と、表示された最高温度は推定値であるということを使用者に知らせる手段とを備えたことを特徴とする請求項25記載の温度測定装置。

【請求項34】

上記センサアレイは基板上に設けられ、上記処理手段は、該基板上に設けられた熱伝対及びサーモスタのうち少なくとも1つと、該センサアレイを補償するために該基板の温度を決定する測定回路とを備えたことを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

10

【請求項35】

上記センサアレイを上記医療対象領域への入力以外の入力から熱的に隔離する手段を備えたことを特徴とする請求項14記載の温度測定装置。

【請求項36】

上記熱隔離手段は、上記少なくとも1つのレンズ及び上記センサアレイに対して設けられた開口絞りを備えて、上記医療対象領域及び該開口絞りからのエネルギーのみをセンサアレイに入射可能とする、ことを特徴とする請求項35記載の温度測定装置。

20

【請求項37】

上記センサアレイを支持する基板をさらに備え、上記開口絞りと該基板とが実質的に等しい温度を持つように上記開口絞りが上記基板に対して熱的に接続されている、ことを特徴とする請求項36記載の温度測定装置。

【請求項38】

上記開口絞りの温度を測定するための手段を備えたことを特徴とする請求項36記載の温度測定装置。

【請求項39】

上記センサアレイは、上記開口絞りの測定された温度を用いて補償されることを特徴とする請求項38記載の温度測定装置。

30

【請求項40】

上記開口絞り温度測定手段は、上記センサアレイの少なくとも1つの赤外線センサを含むことを特徴とする請求項38記載の温度測定装置。

【請求項41】

上記センサアレイは、線形一次元アレイであることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項42】

上記センサアレイは、二次元センサアレイであることを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項43】

上記処理手段は、上記複数の赤外線センサからの出力信号に基づいて深部体温を決定するための手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

40

【請求項44】

上記複数のセンサを保持する機器収納部を備え、該収納部は位置決め手段を備えた挿入部を有し、該位置決め手段により該挿入部は上記対象領域から所定の距離に配置されることができる、ことを特徴とする請求項1記載の温度測定装置。

【請求項45】

上記センサアレイへの光路における上記挿入部の末端に設けられた対物レンズを備えたことを特徴とする請求項44記載の温度測定装置。

【請求項46】

50

上記複数の赤外線センサは上記機器収納部に収納されていて、上記センサアレイへの光路に配置され上記末端対物レンズからの画像を該センサアレイ上へ合焦させるための少なくとも1つの中継レンズをさらに備えたことを特徴とする請求項45記載の温度測定装置。

【請求項47】

上記複数のセンサを保持する機器収納部を備え、該収納部は位置決め手段を有する挿入部を有し、該位置決め手段により該挿入部は上記対象領域から所定の距離に位置することができる、ことを特徴とする請求項36記載の温度測定装置。

【請求項48】

上記センサアレイへの光路における上記挿入部の末端に設けられた対物レンズを備えたことを特徴とする請求項47記載の温度測定装置。

10

【請求項49】

上記複数の赤外線センサは上記機器収納部に収納されていて、上記センサアレイへの光路に配置され上記末端対物レンズからの画像を該センサアレイ上へ合焦させるための少なくとも1つの中継レンズをさらに備えたことを特徴とする請求項48記載の温度測定装置。

【請求項50】

上記開口絞りは、上記少なくとも1つの中継レンズ及び上記対物レンズに対して設けられ、これにより上記医療対象領域及び該開口絞りからのエネルギーのみを実質的にセンサアレイに当てる、ことを特徴とする請求項49記載の温度測定装置。

【請求項51】

センサアレイに配列された複数の赤外線センサであって、該センサアレイが外耳の複数部分の温度グラフを累積的に提供できるように、その各々が対象領域の少なくとも一部の温度を示す出力信号を出力することができる赤外線センサと、該センサアレイからの出力信号を処理するための処理手段とを備えたことを特徴とする耳孔体温計。

20

【請求項52】

上記センサアレイからの出力信号を表示するための手段を備えたことを特徴とする請求項51記載の耳孔体温計。

【請求項53】

上記表示手段は、上記センサアレイからのすべての出力信号を表示するための手段を備えたことを特徴とする請求項52記載の耳孔体温計。

30

【請求項54】

上記表示手段は、鼓膜の少なくとも一部の熱画像を生成することを特徴とする請求項52記載の耳孔体温計。

【請求項55】

上記表示手段は、耳管の少なくとも一部の熱画像を表示することを特徴とする請求項52記載の耳孔体温計。

【請求項56】

上記表示手段は、外耳における障害物の少なくとも一部の熱画像を表示可能であることを特徴とする請求項52記載の耳孔体温計。

【請求項57】

上記表示手段は、外耳における腫瘍の少なくとも一部の熱画像を表示可能であることを特徴とする請求項1記載の耳孔体温計。

40

【請求項58】

上記表示手段は、上記熱画像の温度の特定の範囲を所定の形式で表示する手段を備えたことを特徴とする請求項52記載の耳孔体温計。

【請求項59】

上記表示手段は、上記センサアレイからの少なくとも1つの出力信号を表示可能な少なくとも1つの液晶ディスプレイを備えたことを特徴とする請求項52記載の耳孔体温計。

【請求項60】

上記表示手段は、上記センサアレイからの少なくとも1つの出力信号を表示可能な画像モ

50

ニターを備えたことを特徴とする請求項 5 2 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 1】

上記表示手段は、上記センサアレイにより調査された医療対象領域の最高温度を表示する手段を備えたことを特徴とする請求項 5 2 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 2】

上記範囲表示手段は、上記温度グラフの温度の範囲を擬似色により表す手段を備えたことを特徴とする請求項 5 8 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 3】

上記処理手段は、上記温度グラフから深部体温を決定するための手段を備えたことを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔体温計。

10

【請求項 6 4】

上記センサアレイの少なくとも 1 つの赤外線センサを較正する手段を備えたことを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 5】

上記較正手段は、上記センサアレイへの光路に設けられた、既知の温度と放射率を有する小型の対象物を含むことを特徴とする請求項 6 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 6】

上記対象物を、上記センサアレイへの光路の内外に移動させる手段を備えたことを特徴とする請求項 6 5 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 7】

上記既知の温度を有する対象物に対して位置合わせされた少なくとも 1 つの光学素子を有し、上記少なくとも 1 つの光学素子と上記センサアレイのうちの少なくとも一方は、上記少なくとも 1 つの光学素子と上記センサアレイの他方に対して移動可能であることを特徴とする請求項 6 5 記載の耳孔体温計。

20

【請求項 6 8】

上記センサアレイおよび該センサアレイを支持する基板のうちの少なくとも一方に設けられた温度測定素子を備え、該温度測定素子は基準温度を測定することが出来る、ことを特徴とする請求項 6 8 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 9】

上記対象領域の熱画像を上記センサアレイ上に合焦させるための少なくとも 1 つのレンズを備えたことを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔体温計。

30

【請求項 7 0】

光軸に沿って上記センサアレイに対して設けられた少なくとも 1 つのレンズを有し、該少なくとも 1 つのレンズとセンサアレイのうちの少なくとも一方は、上記熱画像をセンサアレイ上に様々に合焦させるよう移動可能であることを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 1】

上記処理手段は、上記温度グラフのある部分の出力信号における時間的变化に基づいて脈拍を決定する手段を備えたことを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 2】

上記深部体温決定手段は、上記センサアレイからの各出力信号を測定し、外耳における最高温度を示す出力信号を決定する手段を備えたことを特徴とする請求項 6 3 記載の耳孔体温計。

40

【請求項 7 3】

上記処理手段は、外耳における最高温度を推定する推定手段を備えたことを特徴とする請求項 6 3 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 4】

上記推定手段は、出力信号のグラフからの少なくとも 1 つの推定温度に対応する最高温度出力信号を予測することを特徴とする請求項 7 3 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 5】

50

上記推定手段は、上記センサアレイの出力信号から最高温度を内挿する手段を備えたことを特徴とする請求項 7 3 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 6】

上記推定手段は、外耳のある部分がセンサアレイから遮られている場合に、一連の出力信号から深部体温を外挿する手段を備えたことを特徴とする請求項 7 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 7】

上記センサアレイにより測定された最高温度に対応する出力信号が深部体温でないことを使用者に知らせる手段を備えたことを特徴とする請求項 6 3 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 8】

上記指示手段は、最高温度を持つ外耳の部分へ使用者を誘導する方向誘導手段を備えたことを特徴とする請求項 7 7 記載の耳孔体温計。 10

【請求項 7 9】

上記指示手段は、音声、触感、光フィードバックのうちの少なくともいずれか 1 つを用いることを特徴とする請求項 7 7 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 0】

上記指示手段は、音声、触感、光フィードバックのうちの少なくともいずれか 1 つを用いることを特徴とする請求項 7 8 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 1】

深部体温を表示するための少なくとも 1 つの表示器と、表示された深部体温は推定値であるということを使用者に知らせる手段とを備えたことを特徴とする請求項 6 3 記載の耳孔体温計。 20

【請求項 8 2】

上記センサアレイは基板上に設けられ、上記処理手段は、該基板に設けられた熱伝対及びサーモスタのうち少なくとも 1 つと、該センサアレイを補償するために該基板の温度を決定する測定回路とを備えたことを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 3】

上記センサアレイを熱的に隔離する手段を備えたことを特徴とする請求項 6 9 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 4】

上記熱隔離手段は、上記少なくとも 1 つのレンズ及び上記センサアレイに対して設けられた開口絞りを備え、これにより実質的に上記対象領域及び開口絞りからのエネルギーのみをセンサアレイに入射させる、ことを特徴とする請求項 8 3 記載の耳孔体温計。 30

【請求項 8 5】

上記センサアレイを支持する基板をさらに備え、上記開口絞りと該基板とが実質的に等しい温度を持つように上記開口絞りが上記基板に対して熱的に接続されている、ことを特徴とする請求項 8 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 6】

上記開口絞りの温度を測定するための手段を備えたことを特徴とする請求項 8 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 7】

上記センサアレイは、上記開口絞りの測定された温度を用いて補償されることを特徴とする請求項 8 6 記載の耳孔体温計。 40

【請求項 8 8】

上記開口絞り温度測定手段は、上記センサアレイの少なくとも 1 つの赤外線センサを含むことを特徴とする請求項 8 6 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 9】

上記センサアレイは、線形一次元アレイであることを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔体温計。

【請求項 9 0】

上記センサアレイは、二次元センサアレイであることを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔 50

体温計。

【請求項 9 1】

上記複数のセンサを保持する機器収納部を備え、該収納部は位置決め手段を有する挿入部を有し、該位置決め手段により該挿入部は上記対象領域から所定の距離に位置することができる、ことを特徴とする請求項 5 1 記載の耳孔体温計。

【請求項 9 2】

上記センサアレイへの光路における上記挿入部の末端に設けられた対物レンズを備えたことを特徴とする請求項 9 1 記載の耳孔体温計。

【請求項 9 3】

上記複数の赤外線センサは上記機器収納部に収納されていて、上記センサアレイへの光路に配置され上記末端対物レンズからの赤外線画像を該センサアレイ上へ合焦させるための少なくとも 1 つの中継レンズをさらに備えたことを特徴とする請求項 9 2 記載の耳孔体温計。

10

【請求項 9 4】

上記複数のセンサを保持する機器収納部を備え、該収納部は位置決め手段を有する挿入部を有し、該位置決め手段により該挿入部は上記対象領域から所定の距離に位置することができる、ことを特徴とする請求項 8 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 9 5】

上記センサアレイへの光路における上記挿入部の末端に設けられた対物レンズを備えたことを特徴とする請求項 9 4 記載の耳孔体温計。

20

【請求項 9 6】

上記複数の赤外線センサは上記機器収納部に収納されており、上記センサアレイへの光路に配置され上記末端対物レンズからの赤外線画像を該センサアレイ上へ合焦させるための少なくとも 1 つの中継レンズをさらに備えたことを特徴とする請求項 9 5 記載の耳孔体温計。

【請求項 9 7】

上記開口絞りは、上記少なくとも 1 つの中継レンズ及び上記対物レンズに対して設けられ、これにより実質的に上記対象物及び開口絞りからのエネルギーのみをセンサアレイに集束させる、ことを特徴とする請求項 9 6 記載の耳孔体温計。

【請求項 9 8】

医療対象物の温度を正確に決定する方法において、複数の赤外線検知素子からなり、その各々が医療対象物の一部の温度を示す出力信号を出力することができるセンサアレイの照準を医療対象物に合わせる工程と、該医療対象物の少なくとも一部の温度を決定する工程とを備えたことを特徴とする方法。

30

【請求項 9 9】

上記医療対象物の一部の温度を表示する信号を出力する工程を含むことを特徴とする請求項 9 8 記載の方法。

【請求項 1 0 0】

上記出力工程は、少なくとも 1 つの出力信号の値を表示する工程を含むことを特徴とする請求項 9 9 記載の方法。

40

【請求項 1 0 1】

上記出力工程は、上記医療対象物の熱画像を表示する工程を含むことを特徴とする請求項 9 9 記載の方法。

【請求項 1 0 2】

上記表示工程は、上記センサアレイからの少なくとも 1 つの出力信号を画像モニターを用いて表示する工程を含むことを特徴とする請求項 1 0 0 記載の方法。

【請求項 1 0 3】

上記表示工程は、上記センサアレイにより調査された医療対象物の最高温度を表示する工程を含むことを特徴とする請求項 1 0 0 記載の方法。

【請求項 1 0 4】

50

上記表示工程は、上記センサアレイからの出力信号のすべてを表示する工程を含むことを特徴とする請求項 100 記載の方法。

【請求項 105】

上記表示工程は、上記医療対象物の温度グラフの範囲を所定の形式で表示する工程を含むことを特徴とする請求項 100 記載の方法。

【請求項 106】

上記決定工程は、患者の深部体温を決定する工程を含むことを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 107】

上記温度グラフの範囲を表示する工程は、患者の深部体温を決定する工程を含むことを特徴とする請求項 105 記載の方法。 10

【請求項 108】

上記センサアレイの少なくとも 1 つの赤外線センサを較正する工程を含むことを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 109】

上記較正工程は、既知の温度と放射率を有する対象物を上記センサアレイへの光路に配置する工程を含むことを特徴とする請求項 108 記載の方法。

【請求項 110】

上記対象物を、上記センサアレイへの光路の内外へ選択的に移動させる工程を含むことを特徴とする請求項 109 記載の方法。 20

【請求項 111】

上記既知の対象物を上記センサアレイへの光路の内外へ移動させるために、該対象物と該対象物に対して位置合わせされた光学素子のうちの少なくとも 1 つを選択的に移動させる工程を含むことを特徴とする請求項 109 記載の方法。

【請求項 112】

上記較正工程は、上記センサアレイおよび該センサアレイを支持する基板のうちの少なくとも 1 つに設けられた温度測定素子からの基準温度を測定する工程を含むことを特徴とする請求項 108 記載の方法。

【請求項 113】

上記医療対象物の熱画像を上記センサアレイ上に合焦させる工程を含むことを特徴とする請求項 99 記載の方法。 30

【請求項 114】

上記センサアレイへの光路に設けられた少なくとも 1 つのレンズと上記センサアレイのうちの少なくとも 1 つを、上記医療対象物の画像がセンサアレイ上に様々に合焦されるように移動させる工程を含むことを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 115】

上記医療対象物は鼓膜であることを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 116】

上記医療対象物は脇の下であることを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 117】

上記医療対象物は舌下であることを特徴とする請求項 98 記載の方法。 40

【請求項 118】

上記医療対象物は大腸であることを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 119】

上記医療対象物は直腸であることを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 120】

上記医療対象物は患者のこめかみであることを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 121】

上記医療対象物は皮膚の生体部分であることを特徴とする請求項 98 記載の方法。

【請求項 122】

上記センサアレイからの所定の出力信号における時間的变化に基づいて脈拍を決定する工程を含むことを特徴とする請求項 9 8 記載の方法。

【請求項 1 2 3】

上記医療対象物は鼓膜であることを特徴とする請求項 1 2 2 記載の方法。

【請求項 1 2 4】

上記センサアレイからの各出力信号を測定し、上記医療対象物の最高温度を示す出力信号を決定する工程を含むことを特徴とする請求項 9 8 記載の方法。

【請求項 1 2 5】

上記医療対象物が遮られているか上記センサアレイにより検出されなかったかのいずれかである場合は、その部分の最高温度を推定する工程を含むことを特徴とする請求項 9 8 記載の方法。 10

【請求項 1 2 6】

上記推定工程は、出力信号のグラフから少なくとも 1 つの推定温度に対応する最高温度出力信号を予測する工程を含むことを特徴とする請求項 1 2 5 記載の方法。

【請求項 1 2 7】

上記推定工程は、上記センサアレイの出力信号から最高温度を内挿する工程を含むことを特徴とする請求項 1 2 6 記載の方法。

【請求項 1 2 8】

上記推定工程は、上記医療対象物のある部分がセンサアレイから遮られている場合に、一連の出力信号から最高温度を外挿する工程を含むことを特徴とする請求項 1 2 6 記載の方法。 20

【請求項 1 2 9】

上記センサアレイの最高温度に対応する出力信号が医療対象物の最高温度を示していないことを使用者に知らせる工程をさらに含むことを特徴とする請求項 9 9 記載の方法。

【請求項 1 3 0】

最高温度を持つ医療対象物の部分へ使用者を方向誘導する工程をさらに含むことを特徴とする請求項 1 2 9 記載の方法。

【請求項 1 3 1】

上記指示工程は、音声、触感、光フィードバックのうちの少なくともいずれか 1 つを使用者に提供する工程を含むことを特徴とする請求項 1 2 9 記載の方法。 30

【請求項 1 3 2】

上記指示工程は、音声、触感、光フィードバックのうちの少なくともいずれか 1 つを使用者に提供する工程を含むことを特徴とする請求項 1 3 0 記載の方法。

【請求項 1 3 3】

上記医療対象物の一部が遮られている場合に、該医療対象物の最高温度を表示し、表示された温度は推定値であるということを使用者に知らせる工程をさらに含むことを特徴とする請求項 1 2 5 記載の方法。

【請求項 1 3 4】

上記センサアレイは基板上に設けられていて、該基板の温度を測定し、測定された基板温度を考慮するためにセンサアレイを補償する工程をさらに含むことを特徴とする請求項 9 8 記載の方法。 40

【請求項 1 3 5】

上記照準合わせ工程の前に、上記センサアレイを上記医療対象物への入力以外の入力から熱的に隔離する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 1 3 記載の方法。

【請求項 1 3 6】

上記熱隔離工程は、フォーカスレンズ及び上記センサアレイ対して開口絞りを配置して、これにより実質的に上記医療対象物及び開口絞りからのエネルギーのみをセンサアレイに入射させる工程を含むことを特徴とする請求項 1 3 5 記載の方法。

【請求項 1 3 7】

上記開口絞りの温度を測定し、測定された開口絞りの温度を用いて上記センサアレイを補 50

償する工程をさらに含むことを特徴とする請求項 1 3 6 記載の方法。

【請求項 1 3 8】

上記開口絞りと上記センサアレイを支持する基板とが実質的に等しい温度を持つように上記開口絞りを上記センサアレイに対して熱的に接続する工程を含むことを特徴とする請求項 1 3 6 記載の方法。

【請求項 1 3 9】

上記センサアレイは機器収納部に収納され、該収納部は位置決め手段を有する挿入部を有し、該位置決め手段により該収納部は上記センサアレイに対して所定の距離に位置することができる、ことを特徴とする請求項 9 8 記載の方法。

【請求項 1 4 0】

上記センサアレイへの光路における上記挿入部の末端に対物レンズを設ける工程を含むことを特徴とする請求項 1 3 9 記載の方法。

【請求項 1 4 1】

上記末端対物レンズからの画像を上記センサアレイ上へ合焦させるために、センサアレイへの光路に少なくとも 1 つの中継レンズを設ける工程をさらに含むことを特徴とする請求項 1 4 0 記載の方法。

【請求項 1 4 2】

上記センサアレイは機器収納部に収納され、該収納部は位置決め手段を有する挿入部を有し、該位置決め手段により該挿入部は上記センサアレイに対して所定の距離に位置することができる、ことを特徴とする請求項 1 3 6 記載の方法。

【請求項 1 4 3】

上記センサアレイへの光路における上記挿入部の末端に対物レンズを設ける工程を含むことを特徴とする請求項 1 4 2 記載の方法。

【請求項 1 4 4】

上記末端対物レンズからの画像を上記センサアレイ上へ合焦させるために、センサアレイへの光路に少なくとも 1 つの中継レンズを設ける工程をさらに含むことを特徴とする請求項 1 4 3 記載の方法。

【請求項 1 4 5】

上記対象物の熱画像をその光画像と重ね合わせる工程を含むことを特徴とする請求項 1 0 1 記載の方法。

【請求項 1 4 6】

上記センサアレイは機器収納部に収納され、該収納部は位置決め手段を有する挿入部を有し、該位置決め手段により該挿入部は上記センサアレイおよび上記光画像を提供するための光撮像機器の光撮像手段に対して所定の距離に位置することができる、ことを特徴とする請求項 1 4 5 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は診断用機器の分野に関し、さらに詳細には、温度や温度グラフを正確に測定するために耳やその他の医療/産業上の対象物に対して使用するのに適した診断用機器に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来より、赤外線 (IR) 耳孔体温計などの医療診断用機器は、サーミスタタイプや水銀体温計等と比較すると不正確であった。この不正確さは、主に、耳管内にみられる広い検査領域によるものである。この領域は鼓膜 (TM) のみならず耳管壁をも含む。現在は、機器が鼓膜に対して適切に位置合わせされていない場合でも、そのことを使用者に警告する適当な方法がない。同様に、耳垢などの異物の存在が鼓膜への直線見通し線をさえぎり、機器が示す結果に重大な影響を及ぼすことがある。さらに、耳管は狭く、大きく曲がっていることもあるので、鼓膜への適切な見通し線が妨げられやすい。

10

20

30

40

50

## 【0003】

公知の赤外線体温計においては、鼓膜が測定領域内にあり、鼓膜がこの測定領域の特定の部分にわたっているということを基本的に想定している。従って、これら機器の製造業者は、装置が鼓膜に加えて耳管壁をも読み取っているということを補うために、体温計の読取に対して算術的に補償要因を加えている。これらの装置は、耳管が冷えているとき、例えば患者が寒い屋外から屋内に入った直後などに、特に不正確である。

## 【0004】

最近では、鼓膜の前方下の四半分での温度が、視床下部との相互連絡により周囲や皮膚の温度に左右されないということを証明するデータが入手できるようになった。この温度は身体の“深部”体温を高度に表している。鼓膜の残りの部分は必ずしも同じ温度ではない。従って、さらに正確な読取を実現するためには、この“最高温度”のスポットを測定することが望まれる。

10

## 【0005】

赤外線体温計を使用する際に考慮すべき他の課題は、イヤーチップ収納部から発生するIR放射をどのように扱うかである。該イヤーチップ収納部からの放射は対象物からの放射と合わさって、収納部の温度のばらつきがセンサから読み取られる温度に影響を及ぼす。

## 【0006】

この問題を回避する公知の方法としては、米国特許第4,759,324号に記載されているように、収納部の温度を恒温かつ既知のレベルに保つことである。しかしながら、実際には、これを達成することは難しい。理由の1つとしては、イヤーチップは比較的長く、軸方向の温度勾配をまねくからである。さらに、耳管の形状は断熱のために利用できる半径方向の空間がほとんどなく、環境によってイヤーチップ収納部へ/から熱が移動するという結果になる。

20

## 【発明の開示】

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

本発明の主要な目的は医療診断用機器の精度を向上することである。

## 【0008】

本発明のさらなる主要な目的は、身体の深部体温を正確に測定することができる医療診断用機器を提供することである。

30

## 【0009】

本発明のさらに別の主要な目的は、対象領域の一部が直接見えなくても、例えば、対象領域の一部が幾分遮られていても、該対象領域の温度を予測できる医療診断用機器を提供することである。

## 【0010】

本発明のさらに別の主要な目的は、赤外線耳孔体温計などの診断医療用機器における収納容器あるいは一時的な温度変化による影響を打ち消すかあるいは最小限に抑えるための手段を提供することである。

## 【0011】

従って、本発明の好ましい局面によると、医療対象領域を調査するための温度測定装置を提供し、該装置は、センサアレイに配列された複数の赤外線センサであって、該センサアレイが上記医療対象領域の温度グラフを累積的に提供できるように、その各々が医療対象領域の一部の温度を示す出力信号を出力することができる赤外線センサと、該センサアレイからの出力信号を処理するための処理手段であって、該出力信号に基づいて温度を決定するための手段を有する処理手段とを備えたものである。

40

## 【0012】

好ましくは、上記装置は、耳検診器あるいは同様の装置と組み合わせて、耳、さらに詳細には鼓膜を検査するために利用され、上記センサアレイは、視床下部と相互連絡している鼓膜の血管部分を識別して、耳の他の部分によって引き起こされる熱的影響に左右される

50

ことなく身体の深部体温をより正確に予測する。

【0013】

好ましい実施例において、上記装置は、耳や腋の下等の医療対象領域、あるいは処理手段が高い確実性をもって“最高温”箇所を検出あるいは予測できるその他の領域における、実時間の温度“図”あるいは画像を表示する。

【0014】

好ましい実施例によると、上記装置は少なくとも2つのモード、すなわち、全体の温度“図”が分析される第1のモード、および最高温箇所が前記対象領域の熱画像の少なくとも一部における温度勾配の検査を通して内挿または外挿によって予測できる第2のモードで、選択的に動作する。

10

【0015】

後者のモードが選択された場合、上記装置は、表示された値が推定値であることを該表示された推定値の正確さの確率とともに使用者に警告する指示器を備える。

【0016】

前述の装置の特徴は、上記アレイが意図された対象（例えば鼓膜）に向いているかどうかについて、使用者に直接のフィードバックを提供することである。例えば、感知された領域の温度範囲を示す実時間の擬似色を表示することによって、使用者は“高温”箇所が熱画像の中央付近に最適に配置されるまで、機器の照準合わせを続けることができる。あるいは、上記装置は、表示された画像の代わりに、液晶画面やその他の指示器を備えてもよく、この場合も同様に医師やその他の使用者を対象に導くことができる。例えば、緑色光指示器を用いて、装置の照準が最高温度の領域に近づいてきているというフィードバックを使用者に提供してもよい。逆に、赤色光やその他の指示器を用いて、装置の視界が対象領域の最高温部分から離れつつあるというフィードバックを使用者に提供することもできる。

20

【0017】

本発明の他の特徴は、上記装置がひとつの画素、または必要に応じて熱センサアレイ全体を較正するために既知の温度標準を使用して較正されうるということである。

【0018】

上記装置はさらにバッフルを備え、該バッフルおよび目的とする対象領域のみからのエネルギーをセンサアレイに当てることができ、それにより装置の収納部および対象領域付近の隣接領域の影響を打ち消すことができる。このバッフルは、センサアレイと同じ温度になるようにセンサアレイを支持する基板に熱的に接続することもでき、それにより較正時などに考慮することができる。

30

【0019】

好ましくは、上記バッフルはセンサアレイと合焦用光学装置における最も近いレンズとの間に配置される。このバッフルは該光学システムの開口絞りを形成し、光学システムが対象物からセンサに到達することを認める最大の光束を定める。この最大の光束におけるすべての光線は、所望される通りに目的物（対象物）から発生する。他の入射光線はすべて、対象物あるいはイヤーチップ収納部などの他の光源のどちらかからバッフルに到達するが、これら光線はバッフルによって止められる。バッフルから発する光線もセンサに到達するが、バッフルは好ましくはセンサと同じ温度にあるため、較正には影響しない。

40

【0020】

上記機器は、挿入部が患者の耳管内の所定の距離のところに配置されるようにする位置決め装置を備えてもよい。そして、挿入部の末端に設けられた対物レンズは外耳の画像を取得するが、該対物レンズは耳垢、毛髪、及び耳管の湾曲部を実質的に避けるために十分に耳の内部へ配置されるが、鼓膜に接触することはない。位置決め装置は再現性を提供するため、例えばビデオ式耳検診鏡によって得られたのと同じ対象物のビデオ画像に熱画像を重ね合わせることを可能にする。

【0021】

さらに、近接中継レンズを、上記対物レンズにより生成された画像の焦点を熱センサアレ

50

イに合わせるために使用してもよく、該アレイは、上記バツフルが対象物以外から発せられる赤外線放射(熱)を打ち消すように、該バツフルとともに機器ヘッド内に配置される。この光学的配列は、検出器において低いf で鼓膜を“見る”ために比較的広い視界が維持されている、という利点がある。

【0022】

上記装置の他の特徴は、いったん対象となる血管が識別されると、時間的に測定された温度における変化に基づいて被験者の脈拍が正確に検出されるということである。

【0023】

本発明の他の好ましい局面によれば、耳孔体温計において、センサアレイに配列された複数の赤外線センサであって、該センサアレイが外耳の複数部分の温度グラフを累積的に提供できるように、その各々が対象領域の少なくとも一部の温度を示す出力信号を出力することができる赤外線センサと、該センサアレイからの出力信号を処理するための処理手段であって、該出力信号に基づいて身体深部体温を決定するための手段を有する処理手段とを備えた。

10

【0024】

さらに他の好ましい局面によれば、医療対象物の温度を正確に決定する方法において、複数の赤外線検知素子からなり、その各々が医療対象物の一部の温度を示す出力信号を出力することができるセンサアレイの照準を医療対象物に合わせる工程と、該医療対象物の部分の温度を決定する工程と、該医療対象物の部分の温度を示す信号を出力する工程とを備えた。

20

【0025】

本発明の利点は、耳管内等の医療対象付近で通常見られる過渡的な熱効果に影響されることなしに、対象物をより正確に検査できるということである。

【0026】

本発明によるさらなる利点は、限定された対象領域の最高温度をより正確に認識または推定するために、炎症、腫瘍、耳垢、あるいはその他の障害物の存在を迅速に識別し補償できるということである。

【0027】

これらおよびその他の目的、特徴、利点は、添付の図面とともに読まれるべき以下に示す発明の詳細な説明から明らかになるであろう。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下の説明は、耳医療機器と組み合わせて使用され、特に鼓膜を検査することにより患者の深部体温を測定する医療診断用測定システムの実施例に関する。しかしながら、ここで詳述する概念は、他の医療対象物、例えば腋の下、舌下、大腸、障害のある皮膚の部分、腫瘍等、並びにその他の対象となる解剖的領域、を測定する場合にも同様に適用されるものであることは以下の説明より明らかである。

【0029】

さらに、ここで詳述される概念は、特定の工業用対象物を検査する装置においても使用できる。最後に、“上部”、“下部”、“前”、“後ろ”、“末端”、“隣接”等の用語が以下の説明全体に渡って頻繁に使用されていることを指摘しておかなければならないが、これらの用語は単に付随する図面とともに用いられるひとつの座標系を提供するものであって、以下に述べる発明の概念を特に限定するものではない。

40

【0030】

図1は、本発明の好ましい実施例による測定システム20を示す。携帯用検査/診断機器24は、映像モニター28あるいはその他の映像周辺機器(図示せず)に接続したコード式電気/映像信号接続線26を含む。あるいは、32で図示するように、高周波、赤外線データ通信あるいはその他の手段による無線接続を用いてもよい。

【0031】

図1ないし2(b)において、携帯用検査機器24は機器ヘッド36を有し、該機器ヘッ

50

ド36は、把持可能なバッテリーハンドル40の上部に、積放可能にあるいは他の態様で取り付けられている。機器ヘッド36は、ここで詳細に示されているように図2(b)に示す把持可能なハンドル40Aは変形例であるということを除いては、図2(a)及び2(b)において略同様に示されている。機器ヘッド36の使用における同様の変形例は、本発明の適用範囲において考えられる。例えば、映像モニターを使用する代わりに、機器ヘッドは携帯用一体型ディスプレイを有しても良い。

#### 【0032】

分解組立図2(a)及び2(b)において、機器ヘッド36は、検出器アセンブリ42と光学系アセンブリ70を有し、それぞれ収納部50の範囲内に収容されている。収納部50は従来の方法により把持可能なハンドル40、40Aに取り付けられている。例えば、図2(b)に示すように、ねじ式締め具53を使用して、収納部50の裏側にねじ穴52を用いてハンドル40Aを固定するようにしてもよい。

10

#### 【0033】

検出器アセンブリ42は、TI/Raytheon社により作製された、支持体48に搭載されたポロメータアレイなどの複数の小型赤外線センサ45(図10)を有する赤外線素子あるいはセンサアレイ44を含む。本発明によれば、二次元16×16素子アレイを定義しているが、そのパラメータは用途により容易に変更できる。また、本発明の概念に基づいて、単一素子あるいは一次元アレイも用いることができる。本発明による赤外線センサアレイ44の拡大図を図10に示す。センサアレイ44を構成する個々の素子45はそれぞれ、CCD等の電子イメージャを構成する個々の画素のように、対象領域の一部からの赤外線放射を検知し、適切な電子機器を介して処理可能な出力信号を生成することにより、検知された部分の温度を提供する。

20

#### 【0034】

図2(b)ないし図4において、光学アセンブリ70は、小型赤外線センサアレイ44を被う円錐形の開口絞り60と、検出器アセンブリ42の赤外線センサアレイ44上に入射赤外光の焦点を合わせるための対物レンズ61と中継レンズ63を有する。開口絞り60は、ねじ式締め具65(図2(b))等の従来の方法で、支持体48上に搭載される。開口絞り60は中央貫通孔64を有し、これにより赤外線センサアレイ44への光学的アクセスを確保する。好ましくは、開口絞り60は赤外線センサアレイ44と位置合わせされており、孔66を貫通して挿入された留め具65を用いて支持体48に取り付けられている。

30

#### 【0035】

さらに、図2(a)ないし図4において、収納部50は、略円錐台形の挿入部78を有し、該挿入部78は、反射鏡(図示せず)を収容できるようなサイズとされ、位置決め装置58等を用いて、患者(図示せず)の耳管内へ所定の距離まで挿入できる。レンズ61、63は小型赤外線センサアレイ44上に入射光エネルギーの焦点を結ぶように組み合わせられる。対物レンズ61は収納部50の円錐形挿入部78の末端に配置され、中継レンズ63は開口絞り60に隣接して配置される。収納部50は、ねじ53によりハンドル40、40Aに取り付けられており、該ねじ53は、収納部の基部側のねじ孔52に螺合されている(図2(b))。

#### 【0036】

さらに、挿入部78の先端の開口に配置される対物レンズ61は、鼓膜を“見る”ため、さらには髪の毛、耳垢、および耳管の大きく湾曲している部分を避けるため、広い視界を可能にしている。位置決め装置58は、挿入部78の末端が、鼓膜に接触することなく、耳管内で所定の距離に繰り返し位置できるような配置および形状にされている。

40

#### 【0037】

中継レンズ63は、検出器アセンブリ42が機器ヘッド36の中に位置することを可能にし、それにより対物レンズ61によって得られた画像がその上に合焦される。

#### 【0038】

位置決め装置58は、位置合わせ、視界の深さ、及び熱画像対象領域の向きに関して再現性と整合性を提供する。また、位置決め装置が提供するさらなる利点として、例えば、熱

50

画像は、ビデオオトスコープ（図示せず）により取り込まれた対象領域の対応するビデオ画像上に重ね合わせることができる、あるいは重ねあわされている。

【0039】

上記光学アセンブリ70は、収納部50の貫通孔68に挿入され孔51で支持体にねじ留めされているフォーカス用ねじ57を用いて調整できる。フォーカスばね62は、支持体48及び開口絞り60を収容するアセンブリを収納部50に対して調整可能とするバイアス力を提供する。調整中は、支持体48は挿入部78の内部から延びるピン47の上をスライドする（図2（b）及び図4参照）。

【0040】

図3, 4, 6において、開口絞り60はさらに、対象領域100から赤外線センサアレイ44に向かって光学サブアセンブリ70を通過するエネルギーの量を制限する。 10

【0041】

他の開口絞り104を図5に示す。この開口絞りは、検出器アセンブリ42の支持体48と熱的に直接連結しており、これにより支持体48と、さらに開口絞りがエネルギーを放射してこれを赤外線センサアレイ44が検出するので赤外線サーマルアレイ44と開口絞りが同じ温度となる。

【0042】

図5, 6において、開口絞り60, 104は、光学サブアセンブリ70と組み合わせて使用される場合、以下の利点をもたらす。前述したように、小径対物レンズ61は、髪の毛、耳垢、耳管の大きな湾曲を回避し、対象物に対する比較的広い視界が得られるように挿入部78の末端に配置される。さらに、中継レンズ63により検出器アセンブリ42上に焦点合わせされたエネルギーのための開口絞りを設けたことにより、センサアレイ44のそれぞれの画素が、対象物100、開口絞り60, 140、及び中継レンズ63のみから放射されるエネルギーを認識することを確実にする。中継レンズ63は、対象物100や開口絞り60, 104と比較すると無視できるほど微量のエネルギーを放出する。検査対象領域100の温度を計算する上で、センサアレイ44により受信された信号に対する開口絞り104（図5）の影響は取るに足りないものである。開口絞り60（図6）のエネルギーは、ここで説明されるようにセンサアレイ44の較正の一部である減算によって求められる。 20

【0043】

図6において、既知の温度と放射率を持つ、ダイオードや他形式の較正素子等の可動対象物84は、最初に小型化赤外線センサアレイ44を較正するために、検出器アセンブリ42への光路54に対して移動可能に配置されている。あるいは、対象物84及び/あるいは光学素子98が赤外線センサアレイ44への光路54の内外に対象物を“動かす”よう、光学素子98を対象物84に対して位置合わせしてもよい。 30

【0044】

図10において、対象物84（図6）の代わりに、熱伝対やサーミスタ等の温度測定素子99を検出器アセンブリ42の支持体48上に設けてもよく、この素子99は、アレイ44の較正を可能とするため支持体48の基準温度を測定することができる。あるいは、図10をさらに参照すると、同様の効果を得るために、アレイの画素101のうち1つを対象物からの入射エネルギーに対して“目隠し”してもよい。さらに述べると、上記のような温度測定素子は別の態様で（例えば、図6に示すように、開口絞り60の上に）配置してもよい。 40

【0045】

図7ないし9において、赤外線センサアレイ44の表示出力は様々な形態をとるものとして示すことができる。図7に示す第1のバージョンでは、表示出力は、個々の数字処理された温度値108を有する行列あるいは格子106の形状をとり得る。表示された温度108は格子106の一部をカバーして、特定のしきい値温度を超えた温度値のみを表示することができる、あるいはセンサ処理された出力値のすべてを表示することができる。 50

【0046】

図 8 によれば、表示出力 1 1 0 は所定の形式に配列される。例えば、個々のセンサからの出力信号は、テクスチャや擬似色（第 1, 2, 3, 4 の領域 1 1 2, 1 1 4, 1 1 6, 1 1 8）等の視覚的に感知され得る異なる形状に分離され、それにより使用者は“高温”スポット 1 2 2 を認知できる。赤外線センサアレイ 4 4 により検出された複数の範囲の温度間においてコントラストをつけるために、文字通り任意の視覚的に感知可能な形状を利用できることはすぐに明らかとなるであろう。

【0047】

また、図 7 及び 8 に示す視界を設ける代わりに、図 9 に示すように、簡略化された表示出力 1 2 6 は、視界における最高温度のみを 1 つの温度値として示してもよい。他の表現形状を、当業者によって検討できることはあきらかである。以下に示すように、表示温度が対象領域の最高温度を示していない場合もある。このような場合は、表示出力 1 2 6 は、表示された温度 1 3 0 が推定されたものであることを使用者に知らせる指示器 1 3 4 を備えてもよい。

10

【0048】

鼓膜における動脈は人体の温度調節器である視床下部と密接につながっているため、耳等の医療対象領域における最高温度の検出により、深部体温が示される。ここで述べる赤外線センサアレイを用いた深部体温の確認は、温度測定学の分野において正確さと信頼性の向上をもたらす。さらに、十分に高い信号対雑音比に基づいて、患者の脈拍もまた動脈への高温の血液の流れにより決定される。この一時的な作用は、この値を示すために、上記表示表現のそれぞれの中にあるいはそれとは別々に含まれる。

20

【0049】

以上述べたように、障害物の存在により最高温度が直接確認できない、あるいは対象領域の最高温度が赤外線センサアレイ 4 4 の直接の視界に入っていない可能性がある。例えば、図 1 1 で示すように、全体の対象領域 1 2 0 の一部 1 2 9（この場合、鼓膜 1 2 1 の一部）が、耳垢、膿瘍、耳管壁等により仮想線 1 2 4 に示されるようにふさがれる可能性があり、これにより最高温スポット 1 2 8（最高温度を持つスポット）が視界から遮られる。

【0050】

図 1 1 ないし 1 4 に最高温度の推定方法を図示する。検出器アセンブリ 4 2 に設けられた処理用電子機器（図 3）は、赤外線センサアレイ 4 4（図 3）の赤外線センサ 4 5（図 1 0）各々からの出力信号の測定値を記憶するのに十分なメモリを持ったマイクロプロセッサ（図示せず）を備えている。

30

【0051】

図 1 1 に示す障害物の存在により、対応する温度グラフ 1 3 2 が現在のセンサアレイにより検出される。しかしながら、実際には、もし障害物がなければ、温度グラフ 1 3 2 の遮られた部分は、最高温度スポット（図 1 1 では 1 2 8 で示され、図 1 2 では 1 4 0 で示される）を含むグラフ 1 3 6 により正確に表されるであろう。

【0052】

図 1 3 において、グラフ 1 3 2 に沿った所定数のポイント 1 4 4, 1 4 5, 1 4 6 は温度の上昇により処理される。最高温度ポイントは、ポイント 1 4 4, 1 4 5, 1 4 6 を通る曲線近似により外挿され、該近似曲線 1 3 6 a（図 1 4）により推定最高温度スポット 1 4 0 a（図 1 4）が決定される。

40

【0053】

図 2 1 において、例えば、もし最高温スポットがセンサアレイ 4 4（図 1 0）の画素“間”に存在すれば、適当な曲線あるいは温度グラフ 1 5 7 を複数の所定の温度ポイント 1 5 2 を通して当てはめ推定された最高温度 1 5 8 を内挿するなどによって、対象領域の最高温度を曲線近似により内挿することもできる。

【0054】

図 1 5 および 1 6 において、上述したように、最高温度が機器の視界の範囲内にはない可能性がある。本発明の好ましい実施例によれば、機器は、装置の電子処理回路に対して接続

50

された表示器 150 を備え、該表示器 150 は、中心ガイド 156 の周りに 90 度の間隔で配置された一揃いの方向ガイド 154 を有する。任意の様々な数の方向ガイドを外周に沿って適切に配置してもよいので、上記説明は典型例であることは明らかである。この機器が使用される場合は、赤外線センサアレイの視界における最高温度が決定され、対応する方向ガイド 154 により最高温度の所在が示される。使用者は、ガイド 154 により、指示器 150 が示す方向に機器を動かし機器の視界を調節することができる。すなわち、機器が使用者によって調節されると、方向ガイド 154 は最高温度値が最終的に中心ガイド 156 に位置するまでシフトし（図 16）、これにより最高温度値が視界の中心にきたことを示す。調節の間に、新しい最高温度が見つかる可能性があるが、この温度の値はメモリに格納され、視界が変わるのに伴って使用中の電子処理回路を用いて比較される。あるいは、図 15 及び 16 に示すような複数の発光ダイオードを用いる代わりに、単一の発光ダイオードを用いても良い。この場合、最高温度がマイクロプロセッサにより検出されたとき、該発光ダイオードは使用者に視覚的な表示を提供することができる。

10

**【0055】**

あるいは、対象領域の最高温度が探知あるいは識別されたことを使用者に知らせるのに、その他の表示手段を用いても良く、例えば、音声信号や、振動信号などの触知できるフィードバックを用いても良い。

**【0056】**

図 17 ないし 19 において、二次元赤外線センサアレイを用いる代わりとなる他の手法を説明する。すなわち、検査機器 160 は、目的とする対象領域（176 として二次元で示される）をスキャンするために、可動ミラー 170 と組み合わされた単一センサあるいは一次元赤外線センサアレイ 166 を用いることができる。ミラー 170 は機器収納部 164 内に保持され、例えば、対象領域のスキャンフィールド 190 を定めるべく軸 187 を中心として矢印 189 に示すように回転するよう、回転可能部 184、188 を有するフレーム 180 内に支持されて回転可能となされている。図 19 は、機械で微細加工された、単一赤外線センサ 166 のためのセンサ支持体 192 を示し、該支持体は直交軸 196、198 に沿って平行移動可能である。この場合、ミラー 170（図 17）は固定され、単一赤外線センサ 166 は直交する二つの方向に移動し、フィールド 190 の各部分を取り込む。前述したように、センサ 166 は可動式あるいは専用の基準温度素子（図示せず）あるいは上記実施例で述べた他の方法により較正される。

20

30

**【0057】**

最後に、図 20 において、さらなる実施例として、収納部 203 の中に設けられた単一赤外線センサ 202 を含む装置 200 を部分的に示す。センサ 202 あるいはリニア（一次元）センサアレイは、レンズあるいは開口 204 を通して対象領域 212 に対して直交方向 208、210 に沿って並進させることができる。または、開口 204 あるいはレンズを同様のやり方で動かして（並進させて）、対象領域 212 の熱画像を効果的にスキャンすることができる。

**【0058】**

本発明は、上記特定の実施例に鑑みて述べられたが、熱的に画像化できる様々な医療及び工業用の対象物に対して使用など、変形や修正がクレームされた発明の範囲内において可能であることは理解されるであろう。例えば、ポリープや虫垂を検査すべく、同様の赤外線センサアレイアセンブリを内視鏡や腹腔鏡に組み込んでよい。同様に、上記のセンサアセンブリを、例えば航空機エンジンの内部等の、産業用対象物の内部を検査するためのボアスコープに具備してもよい。

40

**【図面の簡単な説明】****【0059】**

【図 1】本発明の好ましい実施例による診断用機器システムの部分斜視図である。

【図 2 (a)】図 1 に示す診断用機器の部分的に分解された上面斜視図である。

【図 2 (b)】図 2 (a) に示すものと同様の診断用機器の部分的に分解された下面斜視図である。

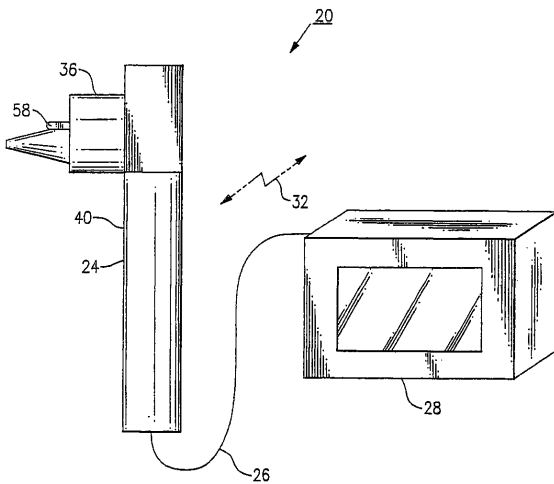
50

- 【図 3】図 1 ないし 2 (b) に示す機器の側面断面図である。
- 【図 4】図 1 ないし 3 に示す機器の上面断面図である。
- 【図 5】図 1 に示す機器の光学部分における部分的光線トレース図であり、本発明の第 1 の実施例による熱パツフルを含む。
- 【図 6】図 1 に示す機器の光学部分における部分的光線トレース図であり、本発明の第 2 の実施例による熱パツフルおよび該機器のための較正手段をを含む。
- 【図 7】図 1 の診療用機器システムによる温度グラフの一部を示す典型的な出力表示を示す。
- 【図 8】所定の対象領域における様々な温度の範囲を示す表示出力を示す。
- 【図 9】図 1 の機器のためのデジタル温度表示を示す。
- 【図 10】図 1 の機器における熱センサアレイの拡大正面図である。
- 【図 11】塞がれた部分を含む対象領域を示す図である。
- 【図 12】図 11 に示す対象領域に対する温度の相対グラフである。
- 【図 13】図 11 に示す対象領域に対する温度の予測グラフである。
- 【図 14】図 11 に示す対象領域に対する温度の別の予測グラフである。
- 【図 15】発明の好ましい局面による診療用機器の表示部分を示す。
- 【図 16】図 15 に示す表示部分であって、最高温度値のセンタリングを示す。
- 【図 17】走査ミラーアセンブリとともに用いられる固定熱センサを持つ機器の部分平面図である。
- 【図 18】図 17 に示す熱センサと走査ミラーの拡大図である。
- 【図 19】可動熱素子の他の実施例を示す。
- 【図 20】可動光学アセンブリを有する診療用機器の部分該略図である。
- 【図 21】内挿技術を用いた予測温度のグラフである。

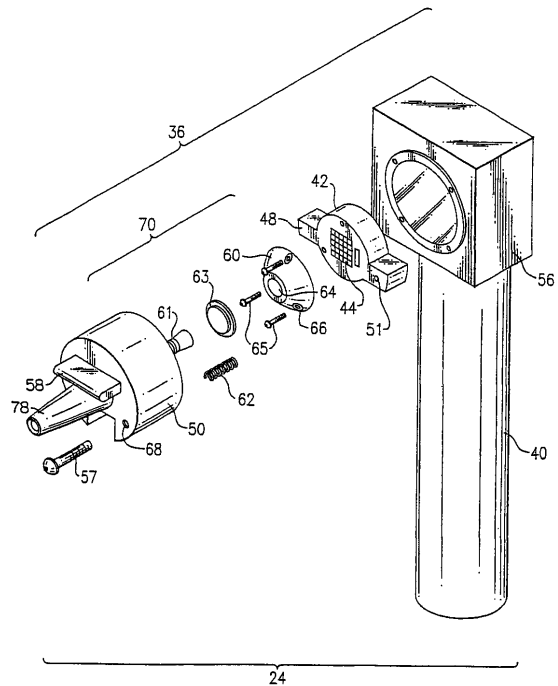
10

20

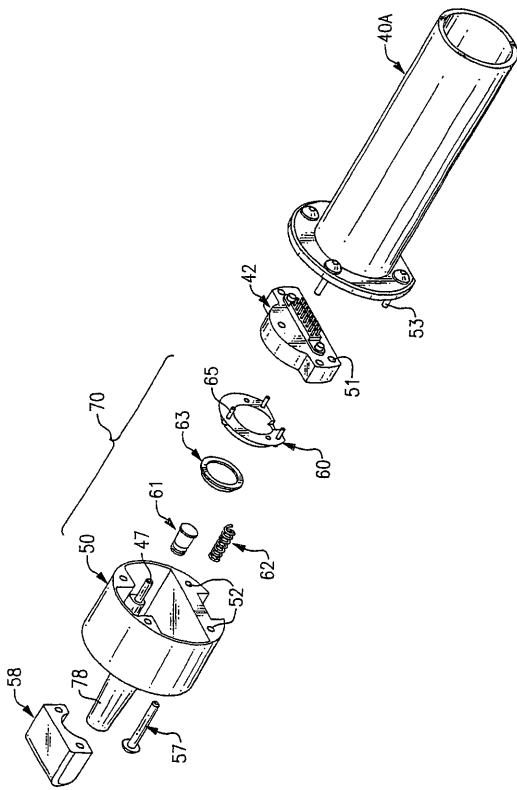
【図 1】



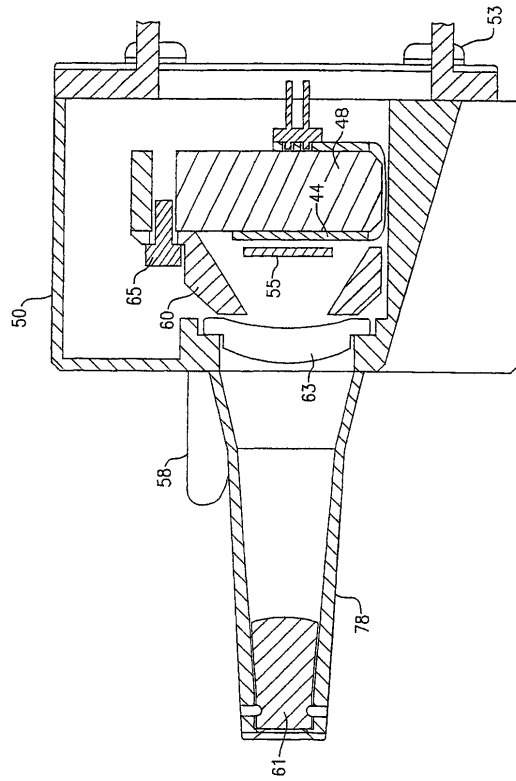
【図 2 ( a )】



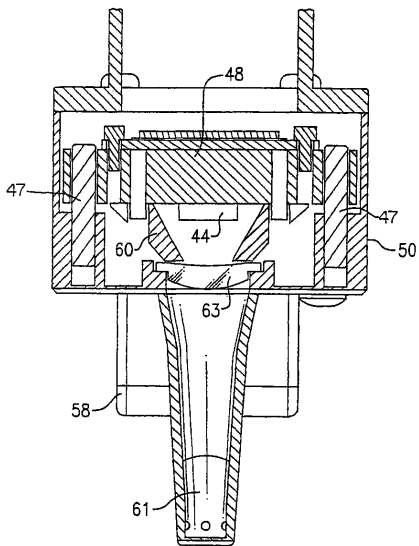
【 図 2 ( b ) 】



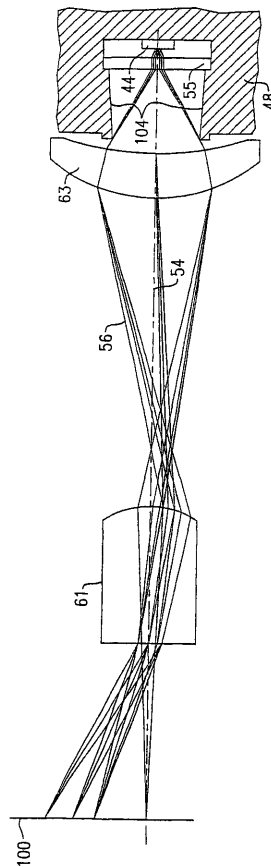
【 図 3 】



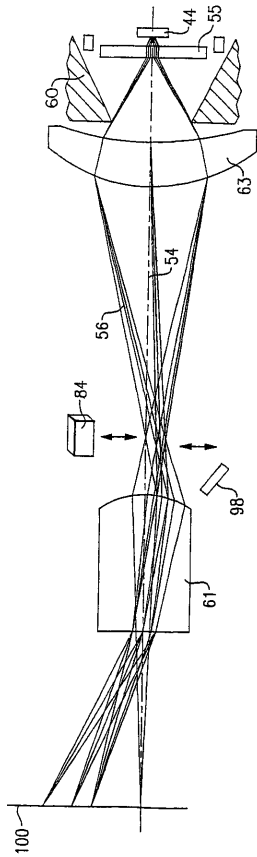
【 図 4 】



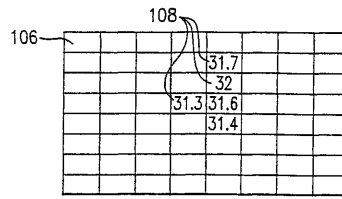
【 図 5 】



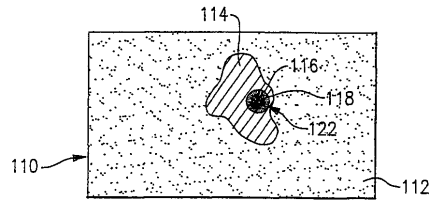
【 図 6 】



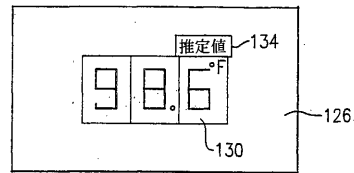
【 図 7 】



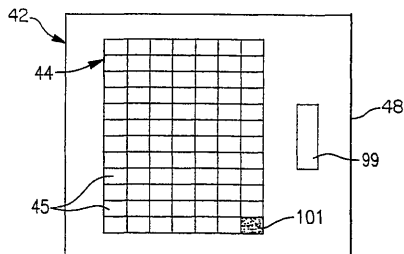
【 図 8 】



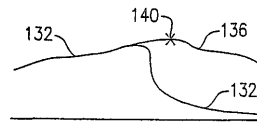
【 図 9 】



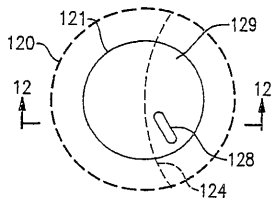
【 図 10 】



【 図 12 】



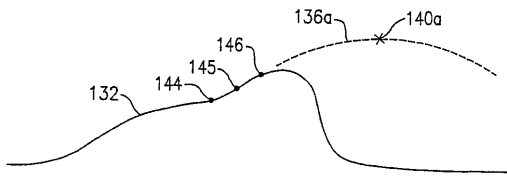
【 図 11 】



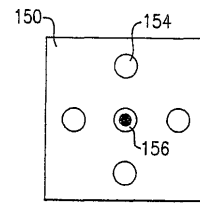
【 図 13 】



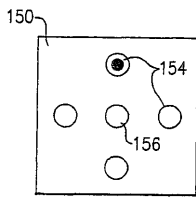
【 図 1 4 】



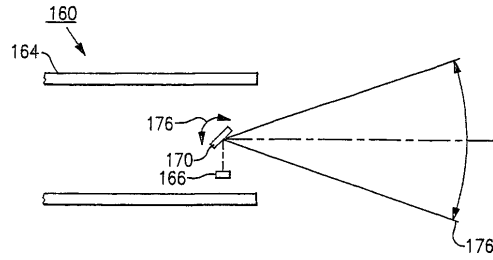
【 図 1 6 】



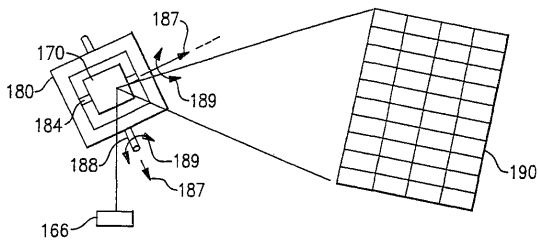
【 図 1 5 】



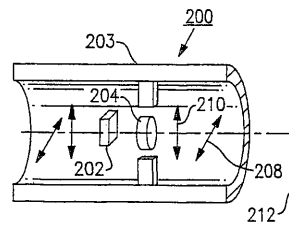
【 図 1 7 】



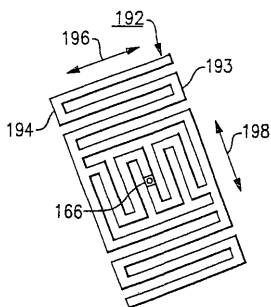
【 図 1 8 】



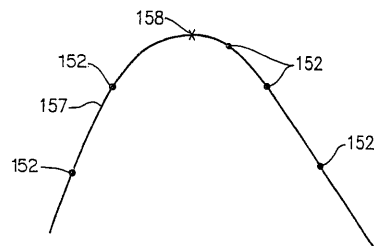
【 図 2 0 】



【 図 1 9 】



【 図 2 1 】



【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  
17 October 2002 (17.10.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/082029 A1

- (51) International Patent Classification: G01K 13/00
- (21) International Application Number: PCT/US02/10540
- (22) International Filing Date: 2 April 2002 (02.04.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/825,478 3 April 2001 (03.04.2001) US
- (71) Applicant: WELCH ALLYN, INC. [US/US]; 4341 State Street Road, Skaneateles Falls, NY 13153 (US).
- (81) Designated States (national): AI, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI, GM, GR, GU, HK, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZM, 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, HU, 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).

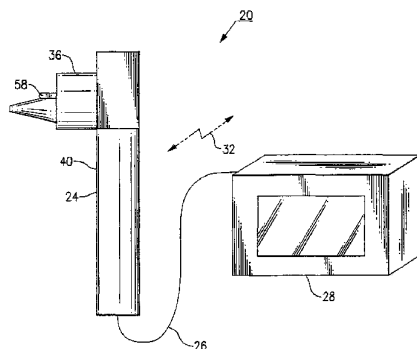
(72) Inventors: NEWMAN, Richard, W.; 110 N. Marvino Avenue, Auburn, NY 13021 (US). KRAUTER, Allan, L.; 2224 West Lake Road, Skaneateles, NY 13152 (US).

Published:  
with international search report

(74) Agent: BILINSKI, Peter, J.; 101 South Salina Street, Suite 400, Syracuse, NY 13202 (US).

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.

(54) Title: INFRARED THERMOMETER



(57) Abstract: A plurality of miniature IR sensors disposed in a sensor array are aimed at a target area of interest, the array providing a thermal "image" of the target area. Processing electronics detect the hottest spot of the target as indicated by sensors in the array to directly indicate or estimate the hottest temperature(s) of the target area. Preferably, the sensor array can be utilized, for example, to determine the core body temperature of a patient by examination of the tympanic membrane.



WO 02/082029 A1

WO 02/082029

PCT/US02/10540

1

**INFRARED THERMOMETER****Field of the Invention**

The invention is directed to the field of diagnostic instruments and more particularly to a diagnostic instrument which is suitable for use with the ear or other medical/industrial target in order to accurately determine a temperature or a temperature profile.

**Background of the Invention**

Medical diagnostic instruments such as infrared (IR) ear thermometers have traditionally been inaccurate as compared, for example, to thermistor type or mercury thermometers. This inaccuracy is due in large part to the large interrogation area found in the ear canal. This area includes not only the tympanic membrane (TM), but the ear canal walls as well. At present, there is not an adequate method of alerting the user when the instrument is not properly aligned with the TM. Similarly, the presence of foreign matter, such as ear wax, can block a direct line of sight to the TM and seriously affect the results indicated by the instrument. In addition, the narrowness of the ear canal, sometimes having large curves, also tends to prevent a suitable line of sight to the TM.

A basic assumption made in known IR thermometers is that the TM is within an interrogated area and that the TM subtends a specific portion of this interrogated area. Therefore, the manufacturers of these instruments will add a compensation factor arithmetically to the reading of the thermometer to make up for the fact that the device is reading the ear canal wall in addition to the TM. These devices are particularly inaccurate when the ear canal has been cooled, e.g., immediately after a patient has come indoors from the cold outdoors.

Recently, data have become available which demonstrate that the temperature of the TM in the lower anterior quadrant thereof is largely independent of ambient and skin temperature due to its interconnection with the hypothalamus. This temperature is highly representative of the body "core" temperature. The remainder of the TM is not necessarily at the same temperature. It is therefore quite desirable to measure this "hottest" spot in order to realize a more accurate reading.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

2

Another issue to consider in the use of IR thermometers is how to deal with the IR radiation originating from the ear tip housing. Radiation from the tip housing combines with that of the target, such that temperature variations of the housing can affect the temperature reading from the sensor.

5 A known method of avoiding this problem is to keep the temperature of the housing isothermal and at a known level, as described in U.S. Patent No. 4,759,324. In actual practice, however, this is difficult to accomplish, in part because the ear tip is relatively long, leading to axial temperature gradients. In addition, the geometry of the ear canal is such that little radial room is available for insulation, resulting in heat transfer to and from the ear tip  
10 housing by the environment.

#### Summary of the Invention

It is a primary object of the present invention to improve the accuracy of medical diagnostic instruments.

15 It is a further primary object of the present invention to provide a medical diagnostic instrument which is capable of accurately determining body core temperature.

It is yet another primary object of the present invention to provide a medical diagnostic instrument which is capable of estimating temperature of a target area if a portion thereof cannot be viewed directly; for example, if a portion of the target area is somehow obstructed.

20 It is yet another primary object of the present invention to provide a means for negating or minimizing the effects of housing or transient temperature changes in a diagnostic medical instrument, such as an IR ear thermometer.

Therefore, and according to a preferred aspect of the invention there is provided a temperature measuring apparatus for interrogating a medical target area, the apparatus  
25 comprising:

a plurality of infrared sensors disposed in a sensor array, each of the sensors in the sensor array being capable of providing an output signal indicative of temperature of a portion of a medical target area such that said sensor array cumulatively provides a temperature profile of the medical target area; and

WO 02/082029

PCT/US02/10540

3

processing means for processing output signals from the sensor array, the processing means including means for determining temperature based on the output signals therefrom.

Preferably, the above apparatus can be utilized in conjunction with an otoscopic or similar device to examine the ear and, more particularly the tympanic membrane wherein the sensor array can identify the blood vessel portions of the tympanic membrane, which may be interconnected with the hypothalamus, to more accurately predict body core temperature independent of thermal effects caused by other parts of the ear.

In a preferred embodiment, the apparatus displays a real time thermal "picture" or image of a medical target area, such as the ear, armpit, or other area in which processing means can detect or alternately predict the "hottest" spot(s) with a high degree of certainty.

According to a preferred embodiment, the described apparatus can selectively operate in at least two modes; a first mode in which the entire thermal "picture" is analyzed and a second mode in which the hottest spot can be estimated by interpolation or extrapolation through an examination of the thermal gradient of at least a portion of the thermal image of the target area.

If the latter mode is selected, the apparatus can include an indicator which alerts the user that the displayed value is an estimate, along with the probability of the exactness of the displayed estimate.

A feature of the described apparatus is that direct feedback is provided to the user as to whether or not the array is pointing at the intended target (e.g., the tympanic membrane). For example, by displaying real time false color representations of temperature ranges of the sensed area, the user can continue to aim the instrument until the "hot" spot is optimally positioned near the center of the thermal image. Alternately, and in lieu of a displayed image, the apparatus can include LCDs or other indicators to similarly guide the physician or other user to a target. For example, a green light indicator can be used to provide feedback to a user that the apparatus is aiming closer to an area of highest temperature. Conversely, a red light or other indicator can provide feedback to the user that the field of view of the apparatus is moving away from the hottest portions of the target.

Another feature of the present apparatus is that the apparatus can be calibrated using a known temperature standard to calibrate a single pixel or, if needed, the entire thermal array.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

4

The apparatus can further include a baffle which permits energy only from the baffle and the target of interest to impinge on the sensor array, thereby negating the effects of the housing of the apparatus and of adjoining areas in the vicinity of the target area. This baffle can also be thermally connected to the substrate supporting the sensor array such that baffle is at the same temperature as the sensor array and can therefore be accounted for, such as in calibration.

Preferably, the baffle is located between the sensor array and the nearest lens of the focusing optics. The baffle forms the aperture stop of the system and defines the largest bundle of rays that the optical system can admit to reach the sensor from the target. All rays in this largest bundle originate in the object (target), as is desired. All other incoming rays reach the baffle either from the object or from other sources, such as the ear tip housing, but these rays are stopped by the baffle. Rays originating from the baffle can reach the sensor, but because the baffle is preferably at the same temperature as the sensor, calibration is not affected.

The instrument preferably includes a locator which permits the insertion portion to be positioned a predetermined distance into the ear canal of a patient. An objective lens distally placed in the insertion portion can then obtain an image of the outer ear, the lens being positioned sufficiently within the ear to substantially avoid ear wax, hair, and a bending portion of the ear canal, but prevented from contacting the tympanic membrane. The locator provides repeatability thereby allowing a thermal image to be superimposed for example, with a video image of the same target as captured by a video otoscope.

In addition, a proximal relay lens can be used to focus the image created by the objective lens onto the thermal sensor array, the array being located within the instrument head in conjunction with the baffle, such that the baffle eliminates IR radiation (heat) emanating from other than the target. This optical arrangement provides advantages in that a relatively wide field of view can be maintained to "see" the tympanic membrane with a low  $f\#$  at the detector.

Another feature of the above apparatus is that the pulse of a subject can be accurately detected based on changes in temperature measured temporally once a blood vessel target has been identified.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

5

According to another preferred aspect of the present invention, there is provided an ear thermometer comprising:

a plurality of infrared sensors disposed in a sensor array, each of said infrared sensors being capable of providing an output signal indicative of temperature of a portion of a target area such that said array cumulatively provides a temperature profile of portions of the outer ear; and

processing means for processing output signals from the sensor array, said processing means including means for determining core body temperature based on the output signals therefrom.

10 According to yet another preferred aspect of the present invention, there is provided a method for accurately determining the temperature of a medical target comprising the steps of:

aiming a sensor array at a medical target, said sensor array comprising a plurality of infrared sensing elements each being capable of providing an output signal indicative of temperature of a portion of said medical target; and

determining the temperature of each said portion of said medical target; and outputting the signals representative of the temperatures of portions of the medical target.

An advantage of the present invention is that a target can be interrogated more accurately without transient thermal effects typically found in the vicinity of a medical target such as within the ear canal.

Another advantage produced by the present invention is that the presence of inflammations, abscesses, ear wax and other obstructions can quickly be identified and compensated for so as to more accurately identify and estimate the hottest temperature(s) of a defined target area.

25 These and other objects, features and advantages will become apparent from the following Detailed Description which should be read in conjunction with the accompanying drawings.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

6

**Brief Description of the Drawings**

Fig. 1 is a partial perspective view of a diagnostic instrument system in accordance with a preferred embodiment of the present invention;

Fig. 2(a) is a partially exploded top perspective view of the diagnostic instrument depicted in Fig. 1;

Fig. 2(b) is an exploded rear perspective view of a diagnostic instrument similar to that depicted in Fig. 2(a);

Fig. 3 is a side sectioned view of the instrument of Figs. 1-2(b);

Fig. 4 is a top sectioned view of the instrument of Figs. 1-3;

Fig. 5 is a partial ray trace diagram of the optical portion of the instrument of Fig. 1, including a thermal baffle according to a first embodiment of the present invention;

Fig. 6 is a partial ray trace diagram of the optical portion of the instrument of Fig. 1, including a thermal baffle according to a second embodiment of the present invention and further including calibration means for the instrument;

Fig. 7 depicts a typical output display indicating portion of a temperature profile according to the diagnostic instrument system of Fig. 1;

Fig. 8 is a display output indicating regions of various temperatures of a predetermined target area;

Fig. 9 depicts a digital temperature display for the instrument of Fig. 1;

Fig. 10 is an enlarged front view of the thermal sensor array of the instrument of Fig. 1;

Fig. 11 depicts a view of a target area including an occluded portion;

Fig. 12 depicts a relative plot of temperature for the target area of Fig. 11;

Fig. 13 depicts a predicted plot of temperature for the target area of Fig. 11;

Fig. 14 depicts another predicted plot of temperature for the target area of Fig. 11;

Fig. 15 illustrates a display portion for the diagnostic instrument made in accordance with a preferred aspect of the invention;

Fig. 16 illustrates the display portion of Fig. 15 indicating the centering of the hottest temperature value;

Fig. 17 illustrates a partial plan view of an instrument having a fixed thermal sensor used in conjunction with a scanning mirror assembly;

WO 02/082029

PCT/US02/10540

7

Fig. 18 illustrates an enlarged view of the thermal sensor and scanning mirror of Fig. 17;

Fig. 19 illustrates an alternate embodiment of a movable thermal element;

Fig. 20 is a side diagrammatic partial view of a diagnostic instrument having a movable optics assembly and

Fig. 21 illustrates a predicted plot of temperature using an interpolation technique.

#### **Detailed Description**

The following description relates to certain embodiments of a medical diagnostic instrument system used in conjunction with an otological medical device and particularly for measuring the body core temperature of a patient through interrogation of the tympanic membrane. It will be readily apparent from the following discussion, however, that the concepts detailed herein will find similar application in measuring other medical targets, such as under the armpit, under the tongue, the colon, portions of the skin for skin disorders, tumors, etc, as well as other anatomical areas of interest.

In addition, the concepts described herein can further be employed in devices intended for interrogating certain industrial targets. Finally, it should be pointed out that certain terms, such as "upper", "lower", "front", "back", "distally", "proximally" and the like, are used frequently throughout the discussion. These terms, however, are merely provided to provide a frame of reference for use with the accompanying drawings and are not intended to specifically limit the inventive concepts described herein.

Referring to Fig. 1, there is depicted an instrument system 20 in accordance with a preferred embodiment of the present invention. A portable examination or diagnostic instrument 24 includes a tethered electrical/video signal connection 26 with a video monitor 28 or other video peripheral device (not shown), although alternately a wireless connection through RF, IRdA or other means, shown figuratively as 32, can also be employed.

Referring to Figs. 1-2(b), the portable examination instrument 24 includes an instrument head 36 which is attached, releasably or otherwise, to the top of a hand-grippable battery handle 40. The instrument head 36 is shown nearly identically in Figs. 2(a) and 2(b), except as noted specifically herein, though the hand-grippable handle 40A shown in Fig. 2(b) is a variation. Similar variations for use with the instant instrument head 36 are contemplated

WO 02/082029

PCT/US02/10540

8

within the scope of the present invention. For example, and rather than using a video monitor, the instrument head could include a portable integral display.

Referring to the exploded views of Figs. 2(a) and 2(b), the instrument head 36 includes a detector assembly 42 and an optical assembly 70 which are each disposed within the confines of a housing 50. The housing 50 is attached to the hand-grippable handle 40, 40A, by conventional means. For example and as shown in Fig. 2(b), threaded fasteners 53, can be used to secure the handle 40A to the rear side of the housing 50 using threaded holes 52.

The detector assembly 42 includes an IR element or sensor array 44 having a plurality of miniature infrared sensors 45, Fig. 10, such as the bolometer array manufactured by TI/Raytheon, which are mounted onto a supporting body 48. According to the present invention, a two dimensional 16 x 16 element array is defined, though the parameters thereof can easily be varied depending on the application. Furthermore, a single element or a one dimensional array can also be utilized based on the inventive concepts of the present invention. An enlarged view of an IR sensor array 44 in accordance with the present invention is depicted in Fig. 10. Each of the individual elements 45 comprising the sensor array 44 senses infrared radiation of a portion of a target area, akin to individual pixels of an electronic imager, such as a CCD, and produces an output signal which can be processed through suitable electronics to provide temperature of that sensed portion.

Referring to Figs. 2(a) - Fig. 4, the optical assembly 70 includes a conically shaped aperture stop 60, which overlays the miniature IR sensor array 44, as well as an objective lens 61 and a relay lens 63 which focus incoming IR light onto the IR sensor array 44 of the detector assembly 42. The aperture stop 60 is mounted by conventional means such as threaded fasteners 65 (Fig. 2b) onto the supporting body 48. The aperture stop 60 includes a central through opening 64 which provides optical access to the IR sensor array 44. Preferably, the aperture stop 60 is aligned with the IR sensor array 44 and is attached onto the supporting body 48 using fasteners 65 inserted through the holes 66.

Still referring to Figs. 2(a) - 4, the housing 50 includes a substantially frusto-conical insertion portion 78 which is sized to receive a speculum (not shown) and which can be placed up to a predetermined distance into the ear canal of a patient (not shown) such as through the use of a locator 58. The lenses 61, 63 combine to focus incoming optical energy

WO 02/082029

PCT/US02/10540

9

onto the miniature IR sensor array 44. The objective lens 61 is disposed at the distal end of the frusto-conical insertion portion 78 of the housing 50 while the relay lens 63 is placed adjacent the aperture stop 60. The housing 50 is attached to the handle 40, 40A by screws 53 that thread into the proximal end of the housing at threaded holes 52, Fig. 2(b).

5 Moreover, the objective lens 61 being placed at the distal tip opening of the insertion portion 78 permits a wide field of view in order to "see" the tympanic membrane and to avoid hair, ear wax, and a significant bending portion of the ear canal. The locator 58 is positioned and shaped to allow the distal end of the insertion portion 78 to be repeatably positioned a predetermined distance within the ear canal, but without contacting the tympanic membrane.

10 The relay lens 63 permits the detector assembly 42 to be positioned within the instrument head 36 wherein the image obtained by the objective lens 61 can be focused thereupon.

The locator 58 provides repeatability and consistency with regard to alignment, depth of field, and orientation of a thermally imaged target area. This provides an additional  
15 advantage. For example, a thermal image can therefore be superimposed or have superimposed thereupon, a corresponding video image of the target area captured by a video otoscope (not shown).

The above optical assembly 70 can be adjusted using a focusing screw 57 inserted through opening 68 in the housing 50 and threaded into the supporting body at hole 51. A  
20 focus spring 62 provides a biasing force to permit adjustment of the assembly containing the supporting body 48 and aperture stop 60 relative to the housing 50. During adjustment, supporting body 48 slides on pins 47, Figs. 2(b) and 4, extending from the interior of the insertion portion 78.

Referring to Figs. 3, 4, and 6, the aperture stop 60 further limits the amount of energy  
25 passing through the optical subassembly 70 from a target area 100 to the IR sensor array 44.

An alternate aperture stop 104 is illustrated in Fig. 5, the aperture stop being thermally linked directly to the supporting body 48 of the detector assembly 42, to provide the same temperature of the aperture stop as that of supporting body 48 and IR thermal array 44 given that the aperture stop also emits energy which is detected by the IR sensor array 44.

30 Referring to Figs. 5 and 6, the aperture stops 60, 104, as used in conjunction with the optical subassembly 70, provide the following benefits. As noted, the small diameter

WO 02/082029

PCT/US02/10540

10

objective lens 61 can be positioned at the distal end of the insertion portion 78 to bypass hair, ear wax, and significant bending of the ear canal and to provide a relatively wide field of view of the target area. Furthermore, the provision of an aperture stop for the energy focused on the detector assembly 42 by the relay lens 63, insures that the representative pixels of the sensor array 44 see energy emanating only from the target 100, the aperture stop 60, 104, and the relay lens 63. The relay lens 63 emits a negligible amount of energy as compared to the target 100 and the aperture stop 60, 104. The effect of the aperture stop 104, Fig. 5, is negligible in relation to the signals received by the sensor array 44 in calculating the temperature of the interrogated target area 100. The energy of the aperture stop 60, Fig. 6, can be accounted for by subtraction as part of calibration of the sensor array 44, such as described herein.

Referring to Fig. 6, a movable target 84, such as a diode or other form of calibration element, having a known temperature and emissivity is movably disposed in relation to the optical path 54 to the detector assembly 42 in order to initially calibrate the miniature IR sensor array 44. Alternately, an optical element 98 could be aligned with the target 84 such that either the target 84 and/or the optical element 98 "moves" the target into and out of the optical path 54 to the IR sensor array 44.

Referring to Fig. 10, and in lieu of the target 84, Fig. 6, a temperature measuring element 99, such as a thermocouple or thermistor, can be disposed on the supporting body 48 of the detector assembly 42, the element 99 being capable of measuring the reference temperature of the supporting body 48 to permit calibration of the array 44. Alternatively, and still referring to Fig. 10, one of the pixels 101 of the array can be "blinded" to incoming energy from the target to achieve a similar effect. It should be further noted in passing that a temperature measuring element, such as described above, could otherwise be disposed (e.g., on the aperture stop 60, Fig. 6).

Referring to Figs. 7-9, the display output of the IR sensor array 44 can be demonstrated to cover various forms. In a first version shown in Fig. 7, the display output can take the form of a matrix or grid 106 having individual numeric processed temperature values 108. The displayed temperatures 108 can cover a portion of the grid 106, indicating only those temperature values exceeding a specific threshold temperature, as shown, or all of the sensor processed output values can be displayed.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

11

According to Fig. 8, the display output 110 can be arranged into a predetermined format. For example and as shown, output signals of the individual sensors can be segregated into different visually perceivable forms, such as textures or false colors, such as first, second, third, and fourth ranges 112, 114, 116, 118, respectively, leading the user to identify a "hot" spot 122. It should be readily apparent that literally any visually perceivable form could be utilized in order to provide contrasts between ranges of temperatures as detected by the IR sensor array 44.

Alternately and in lieu of providing a field of view as shown in Figs. 7 and 8, a simplified display output 126 can include merely the hottest temperature in the field of view as a single temperature value, 130, such as shown in Fig. 9. It will be readily apparent that other forms of representation can be contemplated by one of sufficient skill in the field. There may be situations, as described herein below, in which the displayed temperature is not the hottest temperature of the target area. In those instances, the display output 126 can also include an indicator 134 which informs the user that the displayed temperature 130 is estimated.

The detection of the hottest temperature of a medical target area, such as the ear, indicates body core temperature given that the arteries in the tympanic membrane are closely tied to the hypothalamus, the temperature regulator of the human body. Identification of body core temperature as described herein through the use of an IR sensor array provides an improvement in accuracy and reliability in the field of thermometry. In addition, and based on an adequately high signal to noise ratio, the pulse rate of the patient can also be determined due to flow of hot blood into the arteries. The transient effect can be included in each of the above display representations or separately to indicate this value.

As alluded to above, it is possible that the hottest temperature might not be directly discernible based on either the presence of an obstruction or that the hottest temperature of the target area is not in the immediate field of view of the IR sensor array 44. For example, and as shown in Fig. 11, it is possible that a portion 129 of an overall target area 120 (in this case a portion of the tympanic membrane 121) is obstructed, as denoted by phantom line 124, such as by ear wax, an abscess, ear canal wall etc., which blocks the hottest spot 128 (that is the spot having the highest temperature) from view.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

12

Referring to Figs. 11-14, a methodology of estimating a hottest temperature is illustrated pictorially. The processing electronics provided in the detector assembly 42, Fig. 3, includes a microprocessor (not shown) having sufficient memory for storing the calibrated values of the output signals of each of the IR sensors 45, Fig. 10, of the IR sensor array 44, Fig. 3.

Due to the presence of the obstruction shown in Fig. 11, a corresponding temperature profile 132 would be detected by the present sensor array. In actuality, however, the obstructed portion of the temperature profile 132 would be correctly represented by the profile depicted as 136 including the hottest spot, depicted as 128 in Fig. 11, and indicated as 140 in Fig. 12, if the obstruction did not exist.

Referring to Fig. 13, a predetermined number of points 144, 145, 146 along the profile 132 are processed due to the increase in temperature. A highest point is then extrapolated by curve fitting through the points 144, 145, 146 to determine an estimated hottest spot 140a, Fig. 14 through fitted curve 136a, Fig. 14.

Referring to Fig. 21, a hottest temperature of a target area can also be interpolated through curve fitting, for example, if the hottest spot is "between" pixels of the sensor array 44, Fig. 10, such as fitting an appropriate curve or temperature profile 157 through a number of predetermined temperature points 152 and interpolating an estimated hottest temperature 158.

Referring to Figs. 15 and 16, and as noted, it is also possible that the hottest temperature is not within the field of view of the instrument. According to a preferred embodiment of the invention, the instrument includes an indicator 150 connected in relation to the processing electronics of the device, the indicator having a set of directional guides 154 arranged in 90 degree intervals about a center guide 156. It should be readily apparent that the above description is exemplary as any varied number of directional guides can be suitably placed along a periphery. As the instrument is used, the hottest temperature in the field of view of the IR sensor array is determined and the locale of the hottest temperature is indicated by a corresponding directional guide 154. The guide 154 aids the user in adjusting the field of view of the instrument by moving the instrument in the direction indicated by the indicator 150. As the instrument is adjusted by the user, the directional guide 154 will shift until the hottest temperature value is eventually located in the center guide 156, as shown in Fig. 16,

WO 02/082029

PCT/US02/10540

13

thereby indicating that the hottest temperature value has been centered in the field of view. During the adjustment, it is possible that a new hottest temperature will be located, the value of this temperature being stored into memory and compared using the processing electronics during use as the field of view is changed. Alternately, and rather than using multiple LEDs as shown in Figs. 15 and 16, a single LED could be provided. In this instance, the LED could provide the user with a visual indication when the hottest temperature has been detected by the microprocessor.

Alternately, other indicating means could be employed to notify the user that the hottest temperature of a target area has been located or identified, such as, for example, an audio signal or tactile feedback, such as a vibrational signal.

Referring to Figs. 17-19, alternate techniques are herein described in lieu of using a two dimensional IR sensor array. That is, alternately, an examination instrument 160 can utilize a single sensor or one dimensional IR sensor array 166 in conjunction with a movable mirror 170 to scan the target area of interest, as defined by 176 in two dimensions. The mirror 170 is retained within an instrument housing 164 and is made rotatable, for example, as supported within a frame 180 having rotatable sections 184, 188 to provide rotation as indicated by arrows 189 about respective axes 187 to define a scan field 190 of the target area. An alternate micro-machined sensor support 192, in this case for a single IR sensor 166, is illustrated in Fig. 19, the support being translatable along orthogonal axes 196, 198. In this case mirror 170, Fig. 17, is stationary and the single IR sensor 166 translates in the two orthogonal directions to capture each portion of field 190. As in the preceding, the sensor 166 can be calibrated using a movable or dedicated reference temperature element (not shown), or the other methods described in the preceding embodiment.

Finally, referring to Fig. 20, a further embodiment partially depicts an apparatus 200 including a single IR sensor 202 disposed within a housing 203. The sensor 202 or linear (one-dimensional) sensor array can be translated along orthogonal directions 208, 210 with respect to a target area 212 through a lens or aperture 204. The aperture 204 or lens can alternately be moved (i.e. translated) in a similar manner to effectively scan a thermal image of the target area 212.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

14

Though the above invention has been described in terms of certain embodiments, it will be appreciated that variations and modifications are possible within the scope of the invention as claimed herein, including use for various medical and industrial targets capable of being thermally imaged. For example, a similar IR sensor array assembly could be  
5 incorporated into an endoscope or laparoscope in order to examine a polyp or the appendix. Likewise, a sensor assembly as described could also be included in a borescope for examining the interior of an industrial target, such as the interior of an aircraft engine.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

15

We Claim

- 1           1.    A temperature measuring apparatus for interrogating a medical target area, said  
2 apparatus comprising:  
3           a plurality of infrared sensors disposed in a sensor array, each of said sensors being  
4 capable of providing an output signal indicative of temperature of a portion of said medical  
5 target area such that said sensor array cumulatively provides a temperature profile of said  
6 medical target area; and  
7           processing means for processing output signals from the sensor array, said processing  
8 means including means for determining temperature based on the output signals therefrom.
  
- 1           2.    An apparatus as recited in Claim 1, including means for displaying the output  
2 signal of at least one infrared sensor of said sensor array.
  
- 1           3.    An apparatus as recited in Claim 2, wherein said displaying means includes at  
2 least one LCD capable of displaying at least one output signal from said sensor array.
  
- 1           4.    An apparatus as recited in Claim 2, wherein said displaying means includes a  
2 video monitor capable of displaying at least one output signal from said sensor array.
  
- 1           5.    An apparatus as recited in Claim 2, wherein said displaying means includes  
2 means for displaying the hottest temperature(s) of the medical target area interrogated by said  
3 sensor array.
  
- 1           6.    An apparatus as recited in Claim 2, wherein said displaying means includes  
2 means for displaying all of the output signals of said sensor array.
  
- 1           7.    An apparatus as recited in Claim 2, wherein said displaying means includes  
2 means for displaying ranges of the temperature profile of said medical target area to a user in  
3 a predetermined format.
  
- 1           8.    An apparatus as recited in Claim 7, wherein said range displaying means  
2 includes means for determining core body temperature from said temperature profile.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

16

- 1           9.    An apparatus as recited in Claim 1, including means for calibrating at least  
2 one infrared sensor of said sensor array.
- 1           10.   An apparatus as recited in Claim 9, wherein said calibration means includes a  
2 small target having a known temperature and emissivity disposed in the optical path to said  
3 sensor array.
- 1           11.   An apparatus as recited in Claim 10, including means for moving said target into  
2 and out of the optical path to said sensor array.
- 1           12.   An apparatus as recited in Claim 10, including at least one optical element aligned  
2 with said target of known temperature, said at least one of said at least one optical element  
3 and said target being movable relative to the other to move the target selectively into and out  
4 of the optical path to the sensor array.
- 1           13.   An apparatus as recited in Claim 9, including a temperature measuring element  
2 disposed in a least one of said sensor array and a substrate supporting said sensor array, said  
3 temperature measuring element being capable of measuring a reference temperature.
- 1           14.   An apparatus as recited in Claim 1, including at least one lens for focusing a  
2 thermal image of said medical target area onto said sensor array.
- 1           15.   An apparatus as recited in Claim 1, including at least one lens disposed in relation  
2 to said sensor array along an optical axis, said at least one of said at least one lens and said  
3 sensor array being movable for variably focusing an image of said medical target area onto  
4 said sensor array.
- 1           16.   An apparatus as recited in Claim 1, wherein said medical target area is the  
2 tympanic membrane.
- 1           17.   An apparatus as recited in Claim 1, wherein said medical target area is the armpit.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

17

- 1 18. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said medical target area is under the  
2 tongue.
- 1 19. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said medical target area is the colon.
- 1 20. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said medical target area is the rectum.
- 1 21. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said medical target area is the temple  
2 area of a patient.
- 1 22. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said medical target area is an in vivo  
2 portion of skin.
- 1 23. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said processing means includes  
2 means for determining pulse based upon temporal variations in the output signals of certain  
3 portions of said temperature profile.
- 1 24. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said processing means includes  
2 means for measuring each output signal of said sensor array and determining the output  
3 signals indicative of the hottest temperatures of said medical target area.
- 1 25. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said processing means includes  
2 estimating means for estimating the hottest temperature(s) of said medical target area.
- 1 26. An apparatus as recited in Claim 25, wherein said estimating means predicts the  
2 hottest output signals of at least one estimated temperature from a profile of output signals.
- 1 27. An apparatus as recited in Claim 26, wherein said estimating means includes  
2 means for interpolating the hottest temperature from the output signals in said sensor array.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

18

- 1           28. An apparatus as recited in Claim 26, wherein said estimating means includes  
2 means for extrapolating the hottest temperature from a series of output signals if portions of  
3 said medical target are obstructed from the sensor array.
- 1           29. An apparatus as recited in Claim 1, including means for indicating to a user that  
2 the output signal corresponding to the hottest temperature of the sensor array does not  
3 indicate the hottest temperature of the medical target area.
- 1           30. An apparatus as recited in Claim 29, wherein said indicating means includes  
2 directional guiding means for guiding a user to that portion of the medical target area having  
3 the hottest temperature.
- 1           31. An apparatus as recited in Claim 29, wherein said indicating means includes at  
2 least one of the group of audio, tactile, and light feedback.
- 1           32. An apparatus as recited in Claim 30, wherein said indicating means includes at  
2 least one of the group consisting of audio, tactile, and light feedback.
- 1           33. An apparatus as recited in Claim 25, including at least one display for displaying  
2 the hottest temperature(s) of said medical target area and including means for indicating to a  
3 user that the hottest temperature being displayed is an estimated value.
- 1           34. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said sensor array is disposed on a  
2 substrate, said processing means including at least one of a thermocouple and a thermistor  
3 disposed on said substrate and a measuring circuit for determining the temperature of said  
4 substrate in order to compensate said sensor array.
- 1           35. An apparatus as recited in Claim 14, including means for thermally isolating the  
2 sensor array from input other than that of the medical target area.
- 1           36. An apparatus as recited in Claim 35, wherein said thermal isolation means  
2 includes an aperture stop disposed in relation to said at least one lens and said sensor array to

WO 02/082029

PCT/US02/10540

19

3 allow only energy from said medical target area and said aperture stop to impinge on said  
4 sensor array.

1 37. An apparatus as recited in Claim 36, including a substrate supporting said sensor  
2 array, said aperture stop being thermally connected to said substrate such that said aperture  
3 stop and said substrate have substantially equivalent temperatures.

1 38. An apparatus as recited in Claim 36, including means for measuring the  
2 temperature of said aperture stop.

1 39. An apparatus as recited in Claim 38, wherein the sensor array can be  
2 compensated for using the measured temperature of said aperture stop.

1 40. An apparatus as recited in Claim 38, wherein said aperture stop temperature  
2 measuring means includes at least one infrared sensor of said sensor array.

1 41. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said sensor array is a linear one  
2 dimensional array.

1 42. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said sensor array is a two-  
2 dimensional sensor array.

1 43. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said processing means includes  
2 means for determining the core body temperature based on the output signals of said plurality  
3 of infrared sensors.

1 44. An apparatus as recited in Claim 1, including an instrument housing retaining  
2 said plurality of sensors, said housing including an insertion portion including a locator which  
3 enables said insertion portion to be positioned a predetermined distance in relation to said  
4 target area.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

20

1 45. An apparatus as recited in Claim 44, including an objective lens disposed in a  
2 distal end of said insertion portion in the optical path to said sensor array.

1 46. An apparatus as recited in Claim 45, wherein said plurality of infrared sensors  
2 are disposed in said instrument housing, said apparatus further including at least one relay  
3 lens disposed in the optical path to said sensor array for focusing an image from the distal  
4 objective lens onto said sensor array.

1 47. An apparatus as recited in Claim 36, including an instrument housing retaining  
2 said plurality of sensors, said housing including an insertion portion including a locator which  
3 enables said insertion portion to be positioned a predetermined distance in relation to said  
4 target area.

1 48. An apparatus as recited in Claim 47, including an objective lens disposed in a  
2 distal end of said insertion portion in the optical path to said sensor array.

1 49. An apparatus as recited in Claim 48, wherein said plurality of infrared sensors  
2 are disposed in said instrument housing, said apparatus further including at least one relay  
3 lens disposed in the optical path to said sensor array for focusing an image from the distal  
4 objective lens onto said sensor array.

1 50. An apparatus as recited in Claim 49, wherein said aperture stop is disposed in  
2 relation to said at least one relay lens and said objective lens to substantially allow only  
3 energy from said medical area and said aperture stop to impinge on said sensor array.

1 51. An ear thermometer comprising:  
2 a plurality of infrared sensors disposed in a sensor array, each of said infrared sensors  
3 being capable of providing an output signal indicative of temperature of at least a section of a  
4 target area such that said array cumulatively provides a temperature profile of portions of the  
5 outer ear; and  
6 processing means for processing output signals from the sensor array.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

21

1 52. An ear thermometer as recited in Claim 51, including means for displaying the  
2 output signals of said sensor array.

1 53. An ear thermometer as recited in Claim 52, wherein said displaying means  
2 includes means for displaying all of the output signals of said sensor array.

1 54. An ear thermometer as recited in Claim 52, wherein said displaying means  
2 produces a thermal image of at least a portion of the tympanic membrane.

1 55. An ear thermometer as recited in Claim 52, wherein said displaying means  
2 displays a thermal image of at least a portion of the ear canal.

1 56. An ear thermometer as recited in Claim 52, wherein said displaying means is  
2 capable of displaying a thermal image of at least a portion of an obstruction in the outer ear.

3 57. An ear thermometer as recited in Claim 1, wherein said displaying means is  
capable of displaying a thermal image of at least a portion of an abscess in the outer ear.

1 58. An ear thermometer as recited in Claim 52, wherein said displaying means  
2 includes means for displaying specified ranges of temperatures of said thermal image in an  
3 predetermined format.

1 59. An ear thermometer as recited in Claim 52, wherein said displaying means  
2 includes at least one LCD capable of displaying at least one output signal from said sensor  
3 array.

1 60. An ear thermometer as recited in Claim 52, wherein said displaying means  
2 includes a video monitor capable of displaying at least one output signal from said sensor  
3 array.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

22

- 1           61. An ear thermometer as recited in Claim 52, wherein said displaying means  
2 includes means for displaying the hottest temperature(s) of the medical target area  
3 interrogated by said sensor array.
- 1           62. An ear thermometer as recited in Claim 58, wherein said range displaying means  
2 includes means for displaying ranges of temperatures of said temperature profile in false  
3 colors.
- 1           63. An ear thermometer as recited in Claim 51, wherein said processing means  
2 includes means for determining body core temperature from said temperature profile.
- 1           64. An ear thermometer as recited in Claim 51, including means for calibrating at  
2 least one infrared sensor of said sensor array.
- 1           65. An ear thermometer as recited in Claim 64, wherein said calibration means  
2 includes a small target having a known temperature and emissivity disposed in the optical  
3 path of said sensor array.
- 1           66. An ear thermometer as recited in Claim 65, including means for moving said  
2 target into and out of the optical path of said sensor array.
- 1           67. An ear thermometer as recited in Claim 65, including at least one optical element  
2 aligned with said target of known temperature, said at least one of said at least one optical  
3 element and said sensor array being movable relative to the other of said at least one optical  
4 element and said sensor array.
- 1           68. An ear thermometer as recited in Claim 64, including a temperature measuring  
2 element disposed in a least one of said sensor array and a substrate supporting said sensor  
3 array, said temperature measuring element being capable of measuring a reference  
4 temperature.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

23

- 1           69. An ear thermometer as recited in Claim 51, including at least one lens for  
2 focusing a thermal image of said target area onto said sensor array.
- 1           70. An ear thermometer as recited in Claim 51, including at least one lens disposed in  
2 relation to said sensor array along an optical axis, said at least one of said at least one lens and  
3 said sensor array being movable for variably focusing the thermal area being imaged onto said  
4 sensor array.
- 1           71. An ear thermometer as recited in Claim 51, wherein said processing means  
2 includes means for determining pulse based upon temporal variations in the output signals of  
3 certain portions of said temperature profile.
- 1           72. An ear thermometer as recited in Claim 63, wherein said core body temperature  
2 determining means includes means for measuring each output signal of said sensor array and  
3 determining the output signals indicative of the hottest temperature in the outer ear.
- 1           73. An ear thermometer as recited in Claim 63, wherein said processing means  
2 includes estimating means for estimating the hottest temperature(s) in the outer ear .
- 1           74. An ear thermometer as recited in Claim 73, wherein said estimating means  
2 predicts the hottest output signals of at least one estimated temperature from a profile of  
3 output signals .
- 1           75. An ear thermometer as recited in Claim 73, wherein said estimating means  
2 includes means for interpolating the hottest temperature from the output signals in said sensor  
3 array.
- 1           76. An ear thermometer as recited in Claim 74, wherein said estimating means  
2 includes for extrapolating the core body temperature from a series of output signals if portions  
3 of the outer ear are obstructed from the sensor array.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

24

1           77. An ear thermometer as recited in Claim 63, including means for indicating to a  
2 user that the output signal corresponding to the hottest temperature measured by the sensor  
3 array is not the core body temperature.

1           78. An ear thermometer as recited in Claim 77, wherein said indicating means  
2 includes directional guiding means for guiding a user to that portion of the outer ear having  
3 the hottest temperature.

1           79. An ear thermometer as recited in Claim 77, wherein said indicating means  
2 includes at least one of the group consisting of audio, tactile, and light feedback.

1           80. An ear thermometer as recited in Claim 78, wherein said indicating means  
2 includes at least one of the group consisting of audio, tactile, and light feedback.

1           81. An ear thermometer as recited in Claim 63, including at least one display for  
2 displaying the core body temperature(s) and including means for indicating to a user that the  
3 core body temperature being displayed is an estimated value.

1           82. An ear thermometer as recited in Claim 51, wherein said sensor array is disposed  
2 on a substrate, said processing means including at least one of a thermocouple and a  
3 thermistor disposed on said substrate and a measuring circuit for determining the temperature  
4 of said substrate in order to compensate said sensor array.

1           83. An ear thermometer as recited in Claim 69, including means for thermally  
2 isolating the sensor array.

1           84. An ear thermometer as recited in Claim 83, wherein said thermal isolation means  
2 includes an aperture stop disposed in relation to said at least one lens and said sensor array to  
3 substantially allow only energy from said target area and said aperture stop to impinge on  
4 said sensor array.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

25

1           85. An ear thermometer as recited in Claim 84, including a substrate supporting said  
2 sensor array, said aperture stop being thermally connected to said substrate such that said  
3 aperture stop and said substrate have substantially equivalent temperatures.

1           86. An ear thermometer as recited in Claim 84, including means for measuring the  
2 temperature of said aperture stop.

1           87. An ear thermometer as recited in Claim 86, wherein said sensor array can be  
2 compensated for using the measured temperature of said aperture stop.

1           88. An ear thermometer as recited in Claim 86, wherein said aperture stop  
2 temperature measuring means includes at least one infrared sensor of said sensor array.

1           89. An ear thermometer as recited in Claim 51, wherein said sensor array is a linear  
2 one dimensional array.

1           90. An ear thermometer as recited in Claim 51, wherein said sensor array is a two-  
2 dimensional sensor array.

1           91. An ear thermometer as recited in Claim 51, including an instrument housing  
2 retaining said plurality of sensors, said housing including an insertion portion including a  
3 locator which enables said insertion portion to be positioned a predetermined distance in  
4 relation to said target area.

1           92. An ear thermometer as recited in Claim 91, including an objective lens  
2 disposed in a distal end of said insertion portion in the optical path to said sensor array.

1           93. An ear thermometer as recited in Claim 92, wherein said plurality of infrared  
2 sensors are disposed in said instrument housing, said apparatus further including at least one  
3 relay lens disposed in the optical path to said sensor array for focusing an infrared image from  
4 the distal objective lens onto said sensor array.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

26

1 94. An ear thermometer as recited in Claim 84, including an instrument housing  
2 retaining said plurality of sensors, said housing including an insertion portion including a  
3 locator which enables said insertion portion to be positioned a predetermined distance in  
4 relation to said target area.

1 95. An ear thermometer as recited in claim 94, including an objective lens  
2 disposed in a distal end of said insertion portion in the optical path to said sensor array.

1 96. An ear thermometer as recited in Claim 95, wherein said plurality of infrared  
2 sensors are disposed in said instrument housing, said apparatus further including at least one  
3 relay lens disposed in the optical path to said sensor array for focusing an infrared image from  
4 the distal objective lens onto said sensor array.

1 97. An ear thermometer as recited in Claim 96, wherein said aperture stop is  
2 disposed in relation to said at least one relay lens and said objective lens to focus substantially  
3 only energy from said target and said aperture stop on said sensor array.

1 98. A method for accurately determining the temperature of a medical target  
2 comprising the steps of :  
3 aiming a sensor array at a medical target, said sensor array comprising a plurality of  
4 infrared sensing elements each being capable of providing an output signal indicative of  
5 temperature of a portion of said medical target; and  
6 determining the temperature of at least a portion of said medical target.

1 99. A method as recited in Claim 98, including the step of outputting the signal  
2 representative of temperature of said portion of the medical target.

1 100. A method as recited in Claim 99, wherein the outputting step includes the step  
2 of displaying the value of at least one output signal.

1 101. A method as recited in Claim 99, wherein the outputting step includes the step  
2 of displaying a thermal image of said medical target .

WO 02/082029

PCT/US02/10540

27

1           102. A method as recited in Claim 100, wherein said displaying step includes the  
2 step of displaying at least one output signal of said sensor array using a video monitor.

1           103. A method as recited in Claim 100, wherein said displaying step includes the  
2 step of displaying the hottest temperature(s) of the medical target interrogated by said sensor  
3 array.

1           104. A method as recited in Claim 100, wherein said displaying step includes the  
2 step of displaying all of the output signals of said sensor array.

1           105. A method as recited in Claim 100, wherein said displaying step includes the  
2 step of displaying ranges of a temperature profile of said medical target in a predetermined  
3 format.

1           106. A method as recited in Claim 98, wherein said determining step includes the  
2 step of determining the core body temperature of a patient.

1           107. A method as recited in Claim 105, wherein the step of displaying ranges of the  
2 temperature profile includes the step of determining the core body temperature of a patient.

1           108. A method as recited in Claim 98, including the step of calibrating at least one  
2 infrared sensor of said sensor array.

1           109. A method as recited in Claim 108, wherein said calibrating step includes the  
2 step of positioning a target having a known temperature and emissivity in the optical path to  
3 the sensor array.

1           110. A method as recited in Claim 109, including the step of selectively moving  
2 said target into and out of the optical path to said sensor array.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

28

1 111. A method as recited in Claim 109, including the step of selectively moving at  
2 least one of said known target and an optical element aligned with said target in order to  
3 move the target into and out of the optical path to the sensor array.

1 112. A method as recited in Claim 108, wherein said calibration step includes the  
2 step of measuring a reference temperature from a temperature measuring element disposed in  
3 at least one of said sensor array and a substrate supporting said sensor array.

1 113. A method as recited in Claim 99, including the step of focusing a thermal  
2 image of said medical target onto said sensor array.

1 114. A method as recited in Claim 98, including the step of moving at least one of  
2 at least one lens disposed in the optical path to said sensor array and said sensor array for  
3 variably focusing an image of said medical target onto said sensor array.

1 115. A method as recited in Claim 98, wherein said medical target is the tympanic  
2 membrane.

1 116. A method as recited in Claim 98, wherein said medical target is the armpit.

1 117. A method as recited in Claim 98, wherein said medical target is under the  
2 tongue.

1 118. A method as recited in Claim 98, wherein said medical target is the colon.

1 119. A method as recited in Claim 98, wherein said medical target is the rectum.

1 120. A method as recited in Claim 98, wherein said medical target is the temple  
2 area of a patient.

1 121. A method as recited in Claim 98, wherein said medical target is an in vivo  
2 portion of the skin.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

29

1 122. A method as recited in Claim 98, including the step of determining pulse based  
2 on temporal variations in predetermined output signals of said sensor array.

1 123. A method as recited in Claim 122, wherein said medical target is the tympanic  
2 membrane.

1 124. A method as recited in Claim 98, further including the steps of measuring each  
2 output signal of said sensor array and determining the output signals of the hottest  
3 temperature(s) of said medical target.

1 125. A method as recited in Claim 98, further including the step of estimating the  
2 hottest temperature of portions if the medical target are one of obstructed and not detected by  
3 the sensor array.

1 126. A method as recited in Claim 125, wherein said estimating step includes the  
2 step of predicting the hottest output signals for at least one estimated temperature from a  
3 profile of output signals.

1 127. A method as recited in Claim 126, wherein said estimating step includes the  
2 step of interpolating the hottest temperature from the output signals in said sensor array.

1 128. A method as recited in Claim 126, wherein said estimating means includes the  
2 step of extrapolating the hottest temperature from a series of output signals if portions of the  
3 medical target are obstructed from the sensor array.

1 129. A method as recited in Claim 99, further including the step of indicating to a  
2 user that the output signal corresponding to the hottest temperature of said sensor array does  
3 not indicate the hottest temperature of the medical target.

1 130. A method as recited in Claim 129, further including the step of directionally  
2 guiding a user to the portion of the medical target having the hottest temperature.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

30

- 1 131. A method as recited in Claim 129, wherein said indicating step includes the  
2 step of providing at least one of audio, tactile, and light feedback to the user.
- 1 132. A method as recited in Claim 130, wherein said indicating step includes the  
2 step of providing at least one of audio, tactile and light feedback to the user.
- 1 133. A method as recited in Claim 125, further including the steps of displaying the  
2 hottest temperature of the medical target and indicating to a user that the displayed  
3 temperature is an estimated value if portions of the medical target are obstructed.
- 1 134. A method as recited in Claim 98, wherein said sensor array is disposed on a  
2 substrate, said method including the further steps of measuring the temperature of the  
3 substrate and compensating the sensor array to account for the measured temperature of the  
4 substrate.
- 1 135. A method as recited in Claim 113, including the step of thermally isolating the  
2 sensor array from input other than that of the medical target prior to said aiming step.
- 1 136. A method as recited in Claim 135, wherein the thermal isolating step includes  
2 the step of placing an aperture stop in relation to a focusing lens and said sensor array in  
3 order to allow substantially only energy from said medical target and said aperture stop to  
4 impinge on said sensor array.
- 1 137. A method as recited in Claim 136, further including the steps of measuring the  
2 temperature of the aperture stop and compensating the sensor array using the measured  
3 temperature of said aperture stop.
- 1 138. A method as recited in Claim 136, including the step of thermally connecting  
2 the aperture stop to a substrate supporting said sensor array, such that the aperture stop and  
3 substrate have substantially equivalent temperatures.

WO 02/082029

PCT/US02/10540

31

1 139. A method as recited in Claim 98, wherein said sensor array is disposed in an  
2 instrument housing, said housing including an insertion portion having a locator to enable  
3 said insertion portion to be positioned a predetermined distance in relation to said sensor  
4 array.

1 140. A method as recited in Claim 139, including the step of providing an  
2 objective lens in a distal end of said insertion portion of the optical path to said sensor array.

1 141. A method as recited in Claim 140, further including the step of providing at  
2 least one relay lens in the optical path of said sensor array for focusing a thermal image from  
3 the distal objective lens onto said sensor array.

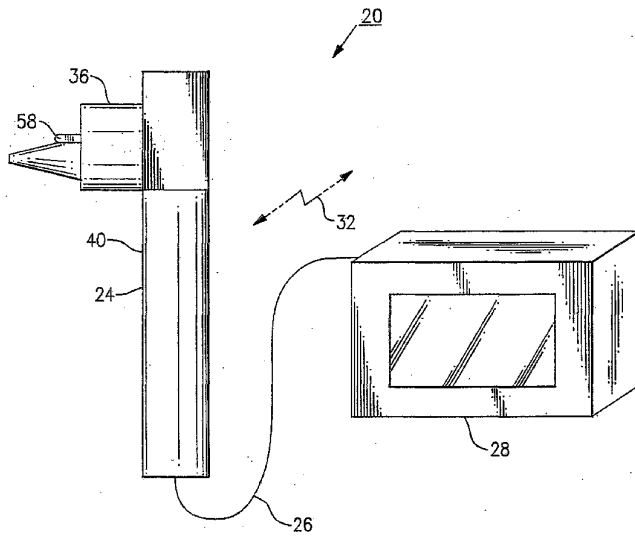
1 142. A method as recited in Claim 136, wherein said sensor array is disposed in an  
2 instrument housing, said housing including an insertion portion having a locator to enable  
3 said insertion portion to be positioned a predetermined distance in relation to said sensor  
4 array.

1 143. A method as recited in Claim 142, including the step of providing an  
2 objective lens in a distal end of said insertion portion of the optical path to said sensor array.

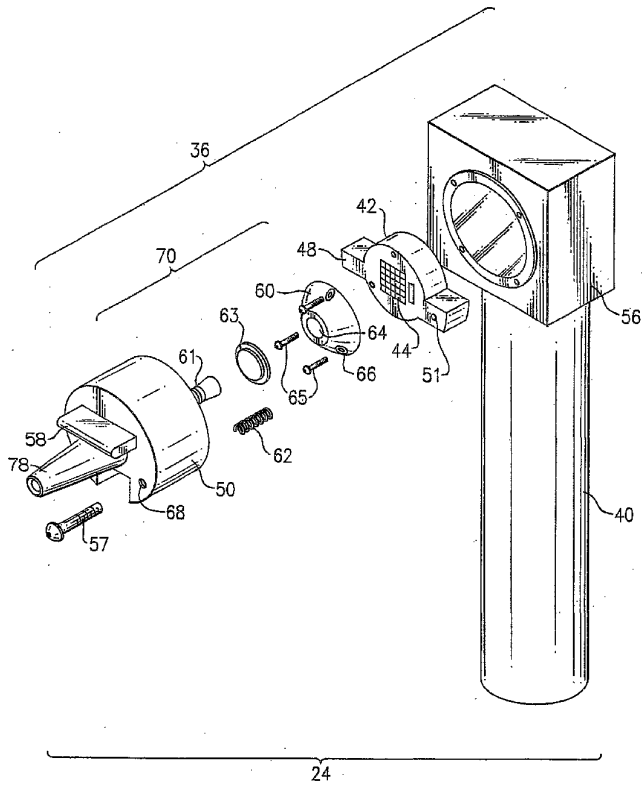
1 144. A method as recited in Claim 143, further including the step of providing at  
2 least one relay lens in the optical path of said sensor array for focusing a thermal image from  
3 the distal objective lens onto said sensor array.

1 145. A method as recited in Claim 101, including the step of superimposing the  
2 thermal image of said target with an optical image of said target.

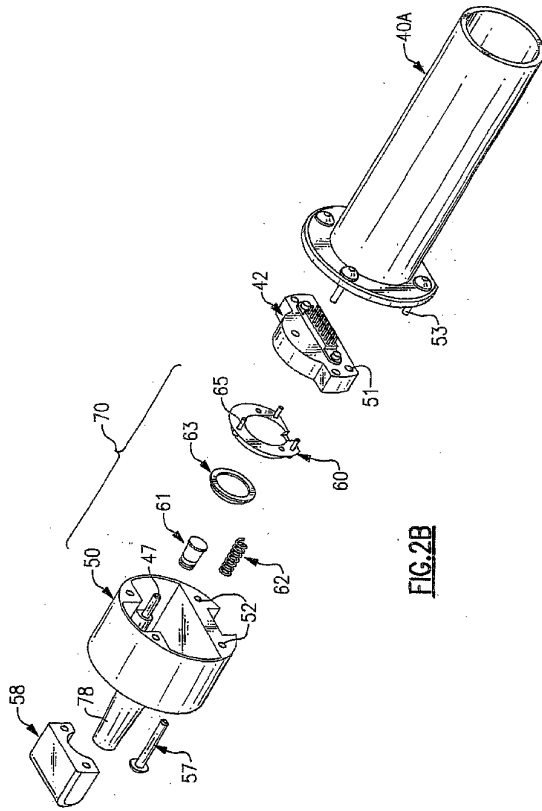
1 146. A method as recited in Claim 145, wherein said thermal sensor array is  
2 disposed in an instrument housing, said housing including an insertion portion having a  
3 locator to enable said insertion portion to be positioned a predetermined distance in relation to  
4 said sensor array and with optical imaging means of an optical imaging instrument for  
5 providing said optical image.



**FIG. 1**



**FIG.2A**



**FIG. 2B**

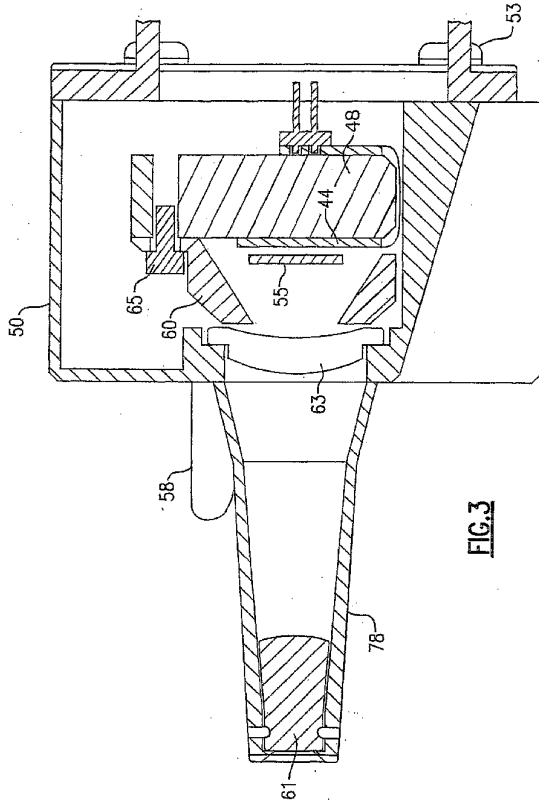
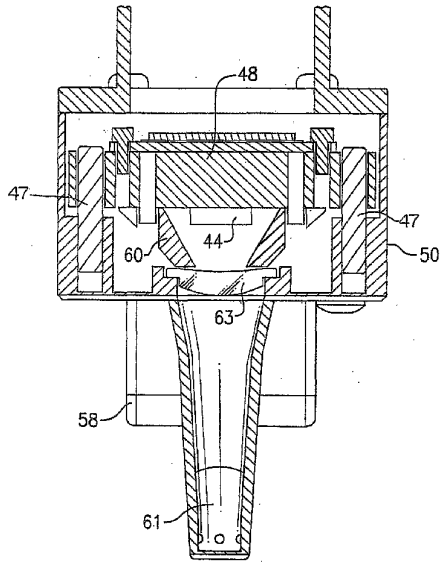


FIG. 3



**FIG.4**

WO 02/082029

PCT/US02/10540

6/10

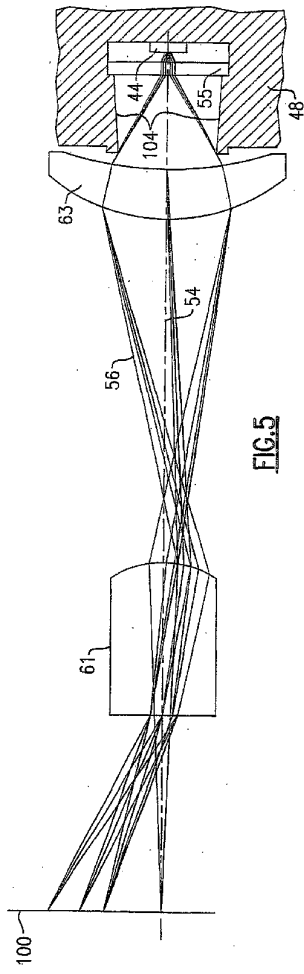


FIG. 5

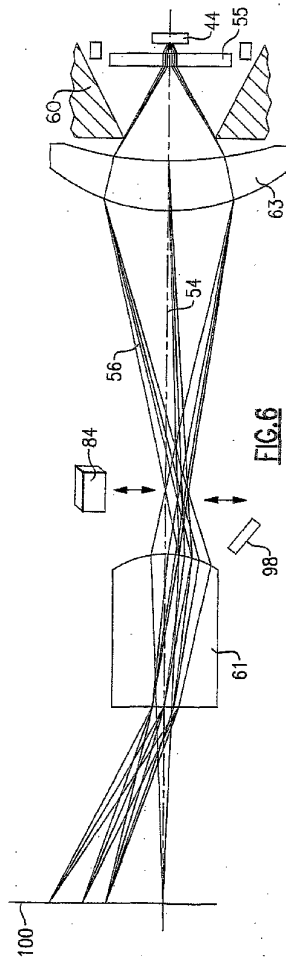
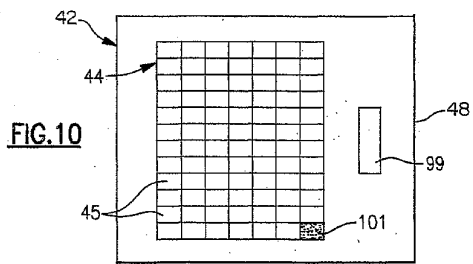
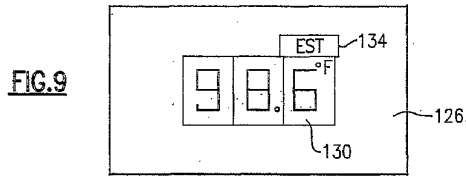
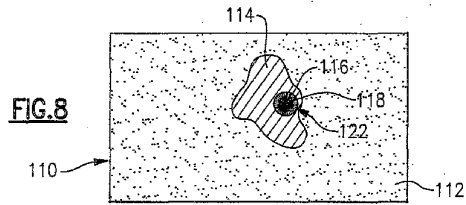
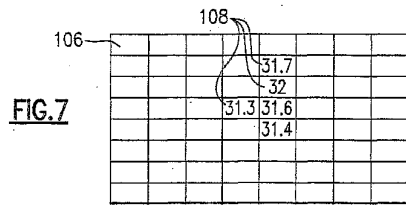


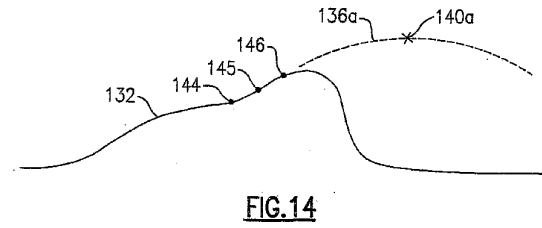
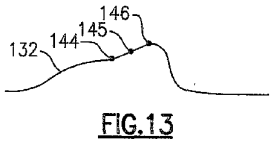
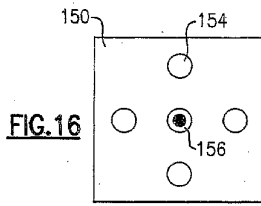
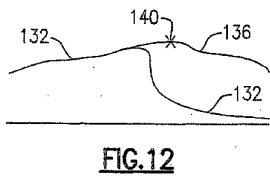
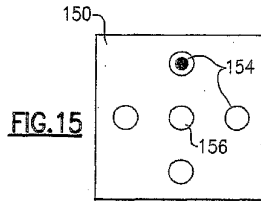
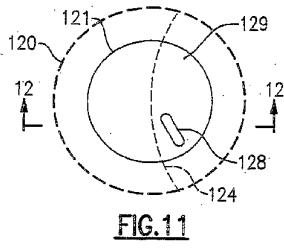
FIG. 6

WO 02/082029

PCT/US02/10540

7/10

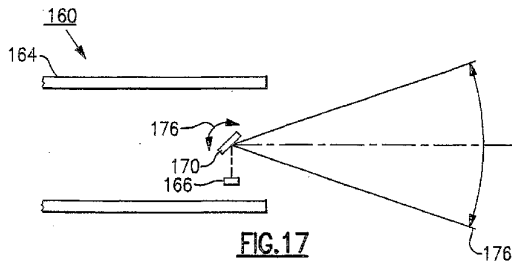




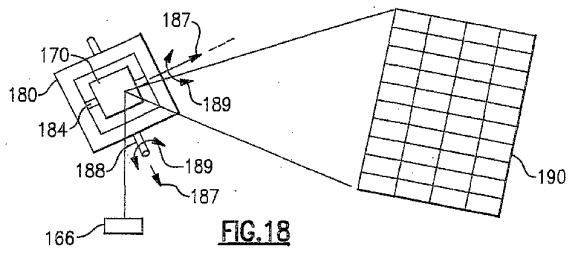
WO 02/082029

PCT/US02/10540

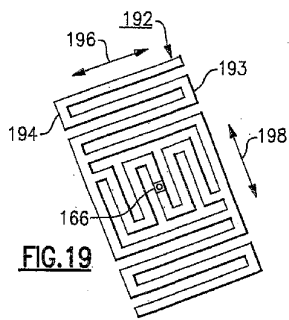
9/10



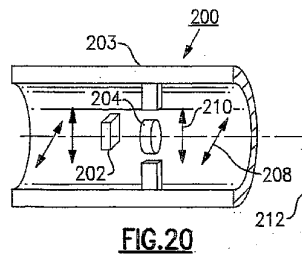
**FIG.17**



**FIG.18**



**FIG.19**



**FIG.20**

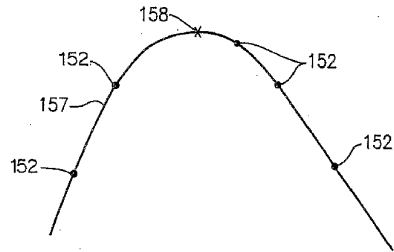


FIG.21

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inte. Application No. PCT/US 02/10540
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 G01K13/00 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G01K A61B 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 practical, search terms used) EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE 198 42 403 A (BRAUN GMBH) 23 March 2000 (2000-03-23)  the whole document --- --/--	1-8, 14, 16, 41, 42, 51-63, 69, 89, 90, 98-107, 113
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claims) 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 ** 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 16 July 2002		Date of mailing of the international search report 24/07/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Palantiaan 2 NL - 2280 LV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Ramboer, P

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Int. Application No. PCT/US 02/10540
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DE 198 57 145 A (BRAUN GMBH) 23 March 2000 (2000-03-23)  the whole document ----	1,5,8, 14,16, 41,42, 51,54, 61,63, 69,89, 90,98, 103,106, 107,113
X	GB 2 311 368 A (ROGERS GARY) 24 September 1997 (1997-09-24)  the whole document ----	1,2,4,8, 22,41, 42,89, 90,98, 121,145
A	WO 00 16046 A (GERLITZ JONATHAN) 23 March 2000 (2000-03-23)  page 5, line 27 -page 7, line 6; figures -----	1,34,36, 37,44, 58,82, 84,85, 91,94, 97, 137-139, 142
A	WO 86 06163 A (FREMED INC) 23 October 1986 (1986-10-23)  figure 13 -----	9-12, 64-67, 108-111
A	EP 0 875 197 A (CITIZEN WATCH CO LTD) 4 November 1998 (1998-11-04)  the whole document -----	9,13,64, 68,108, 112

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 Int'l Application No  
 PCT/US 02/10540

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 19842403	A	23-03-2000	DE 19842403 A1 23-03-2000
			CN 1316052 T 03-10-2001
			WO 0016050 A1 23-03-2000
			EP 1114303 A1 11-07-2001
			TW 440687 B 16-06-2001
DE 19857145	A	23-03-2000	DE 19857145 A1 23-03-2000
			CN 1316051 T 03-10-2001
			WO 0016047 A1 23-03-2000
			EP 1114301 A1 11-07-2001
			TW 440686 B 16-06-2001
			DE 19857146 A1 23-03-2000
			DE 19857148 A1 23-03-2000
			WO 0016048 A1 23-03-2000
			WO 0016049 A1 23-03-2000
			TW 432205 B 01-05-2001
			TW 436614 B 28-05-2001
GB 2311368	A	24-09-1997	NONE
WO 0016046	A	23-03-2000	EP 1133680 A2 19-09-2001
			WO 0016046 A2 23-03-2000
WO 8606163	A	23-10-1986	AU 587090 B2 03-08-1989
			AU 6602186 A 02-06-1988
			CA 1265355 A1 06-02-1990
			CA 1314407 A , B 16-03-1993
			DE 3650723 D1 19-08-1999
			DE 3650723 T2 16-03-2000
			DE 219531 T1 13-08-1987
			DE 786649 T1 14-05-1998
			EP 0219531 A1 29-04-1987
			EP 0786649 A2 30-07-1997
			JP 6063851 B 22-08-1994
			JP 62503119 T 10-12-1987
			US 4797840 A 10-01-1989
			WO 8606163 A1 23-10-1986
			US RE34789 E 15-11-1994
EP 0875197	A	04-11-1998	JP 10137195 A 26-05-1998
			EP 0875197 A1 04-11-1998
			US 6102564 A 15-08-2000
			CN 1208334 A 17-02-1999
			WO 9820790 A1 22-05-1998

---

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,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE, GH,GM,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,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

Fターム(参考) 2G066 AC13 BA09 BA27 CA01 CA20

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004528085A5</a>	公开(公告)日	2005-12-22
申请号	JP2002579753	申请日	2002-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	伟伦公司		
申请(专利权)人(译)	伟伦公司		
[标]发明人	リチャードダブリュニューマン アランアイクラウター		
发明人	リチャード ダブリュ ニューマン アラン アイ クラウター		
IPC分类号	A61B5/01 G01J5/00 G01J5/04 G01J5/10 G01K13/00 A61B5/00		
CPC分类号	G01J5/04 G01J5/02 G01J5/0205 G01J5/025 G01J5/0265 G01J5/049 G01J5/08 G01J5/0806 G01J5/0809 G01J5/0818 G01J5/0831 G01J5/084 G01J5/522 G01J2005/0077 G01J2005/0081 G01J2005/068		
FI分类号	A61B5/00.101.K G01J5/10.C G01J5/10.D		
F-TERM分类号	2G066/AC13 2G066/BA09 2G066/BA27 2G066/CA01 2G066/CA20		
优先权	09/825478 2001-04-03 US		
其他公开文献	JP2004528085A		

#### 摘要(译)

布置在传感器阵列中的多个小红外传感器指向目标感兴趣区域，其提供感兴趣区域的热“图像”。处理电子电路检测到目标区域的最高温度点由所述多个阵列的传感器所指示的，从而直接显示或估计目标区域的最高温度。优选地，传感器阵列用于确定患者的深部体温，例如，通过检查鼓膜。