

(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2004-532701

(P2004-532701A)

(43) 公表日 平成16年10月28日(2004.10.28)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 5/00

G01J 5/08

G01J 5/10

F I

A61B 5/00

A61B 5/00

A61B 5/00

G01J 5/08

G01J 5/10

101K

101E

101H

D

C

テーマコード (参考)

2G066

4C117

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 70 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-505575 (P2003-505575)
 (86) (22) 出願日 平成14年4月9日 (2002.4.9)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年10月14日 (2003.10.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/011235
 (87) 国際公開番号 W02002/103306
 (87) 国際公開日 平成14年12月27日 (2002.12.27)
 (31) 優先権主張番号 09/883, 973
 (32) 優先日 平成13年6月19日 (2001.6.19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

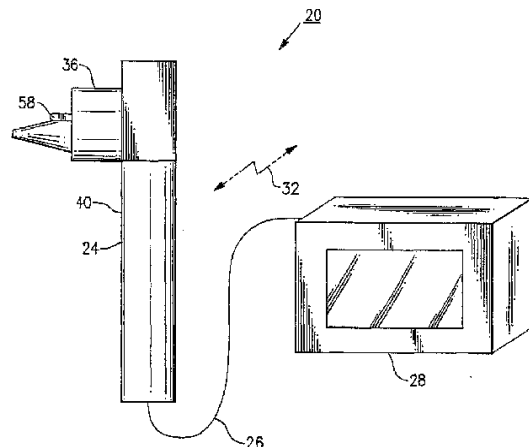
(71) 出願人 598106809
 ウェルチ・アリン・インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 131
 53、スカニートレスフォールズ、ステー
 トストリートロード 4341
 (74) 代理人 100081813
 弁理士 早瀬 憲一
 (72) 発明者 リチャード ダブリュ ニューマン
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 130
 21 オーバーン マービン アベニュー
 110N
 (72) 発明者 アラン アイ クラウター
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 131
 52 スカネアテレス ウェスト レイク
 ロード 2224

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 赤外線体温計

(57) 【要約】

少なくとも1つの赤外線センサあるいは1つの1次元センサアレイを対象物に向ける。可動ミラーは、目的とする対象物をスキャンし、該対象領域の熱“画像”を提供する。処理用電子機器は、出力信号により示された該対象物の最高温スポットを検出して、その温度を直接表示または推定する。視床下部と相互連結されている鼓膜等の対象物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、この出力を利用することが好ましい。



【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、
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少なくとも 1 つの赤外線センサと、
上記少なくとも 1 つの赤外線センサからの出力信号を処理するための処理手段であって、
該少なくとも 1 つのセンサからの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、
上記少なくとも 1 つの赤外線センサ、及び可動式ミラーにより得られた上記医療対象領域
の一部の光画像を上記センサ上に合焦するための合焦用光学部品と位置合わせされて該対
象領域全体を該ミラーにより走査できるようにした可動式ミラーとを備えることを特徴と
する温度測定装置。

10

【請求項 2】

上記少なくとも 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 記載の装置。

【請求項 3】

上記表示手段は、上記少なくとも 1 つの赤外線センサからの少なくとも 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 記載の装置。

【請求項 4】

上記表示手段は、上記少なくとも 1 つのセンサからの少なくとも 1 つの出力信号を表示す
ることができるビデオモニターを備えたことを特徴とする請求項 2 記載の装置。

20

【請求項 5】

上記表示手段は、上記少なくとも 1 つのセンサ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 記載の装置。

【請求項 6】

上記表示手段は、上記少なくとも 1 つの赤外線センサによりスキャンされたすべての出力
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 記載の装置。

【請求項 7】

上記表示手段は、上記医療対象領域のスキャンされた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 記載の装置。

30

【請求項 8】

上記範囲表示手段は、上記スキャンされた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 記載の装置。

【請求項 9】

上記少なくとも 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 記載の装置。

【請求項 10】

上記較正手段は、上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 記載の装置。

40

【請求項 11】

上記対象物を、上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 記載の装置。

【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上記少なくとも 1 つの赤外線センサへの
光路の内外に移動させる、ことを特徴とする請求項 10 記載の装置。

【請求項 13】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサに隣接する部分および該赤外線センサを支持する基板

50

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 9 記載の装置。

【請求項 14】

上記合焦用光学部品は、光軸に沿って上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 つのレンズと少なくとも 1 つの赤外線センサのうちの少なくとも 1 つは、上記医療対象領域の画像を少なくとも 1 つの赤外線センサ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 記載の装置。

【請求項 15】

上記赤外線センサは一次元センサアレイを含むことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【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 記載の装置。

【請求項 23】

上記処理手段は、上記スキャンされた温度グラフのある部分から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、上記赤外線センサ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一部が上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 記載の装置。

【請求項 29】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサの最高温度に対応する出力信号が上記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表示する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 30】

上記表示手段は、最高温度を持つ医療対象領域の部分へ使用者を導く方向誘導手段を備えたことを特徴とする請求項 29 記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 3 1】

上記表示手段は、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 2 9 記載の装置。

【請求項 3 2】

上記表示手段は、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 3 0 記載の装置。

【請求項 3 3】

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 2 5 記載の装置。

10

【請求項 3 4】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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少なくとも一方と、該少なくとも 1 つの赤外線センサ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 記載の装置。

【請求項 3 5】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサを、当該装置の外部からの入力であってかつ上記医療対象領域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 記載の装置。

【請求項 3 6】

上記熱隔離手段は、上記合焦用光学部品及び上記少なくとも 1 つの赤外線センサに対して設けられた開口絞りを備え、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上記少なくとも 1 つの赤外線センサに入射させる、ことを特徴とする請求項 3 5 記載の装置。

20

【請求項 3 7】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサを支持する基板を備え、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 3 6 記載の装置。

【請求項 3 8】

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 3 6 記載の装置。

30

【請求項 3 9】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサは、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 3 8 記載の装置。

【請求項 4 0】

上記開口絞り温度測定手段は、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 3 8 記載の装置。

【請求項 4 1】

上記処理手段は、上記少なくとも 1 つ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 記載の装置。

40

【請求項 4 2】

上記少なくとも 1 つの赤外線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決めされることができる、ことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 4 3】

上記位置決め手段により、該挿入部は、上記少なくとも 1 つの赤外線センサと、上記医療対象領域の熱画像以外の画像であってその上に該熱画像を重ねることができる画像を提供する手段とに対して所定の距離に位置決めされることができる、ことを特徴とする請求項 4 2 記載の装置。

【請求項 4 4】

50

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少なくとも１つの赤外線センサと、

上記少なくとも１つの赤外線センサ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、

上記少なくとも１つの赤外線センサと位置合わせされた可動式ミラーと、

該可動式ミラーにより得られた上記対象領域の少なくとも一部の光画像を上記少なくとも１つの赤外線センサ上に合焦するための合焦用光学部品とを備え、該対象領域全体を該ミラーにより走査できる、ことを特徴とする耳孔体温計。

【請求項４５】

上記少なくとも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４４記載の耳孔体温計。 10

【請求項４６】

上記表示手段は、上記少なくとも１つの赤外線センサ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４５記載の耳孔体温計。

【請求項４７】

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４５記載の耳孔体温計。

【請求項４８】

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４５記載の耳孔体温計。 20

【請求項４９】

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４５記載の耳孔体温計。

【請求項５０】

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４５記載の耳孔体温計。

【請求項５１】

上記表示手段は、上記熱画像の温度の特定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４５記載の耳孔体温計。

【請求項５２】

上記表示手段は、上記少なくとも１つの赤外線センサからの少なくとも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４５記載の耳孔体温計。 30

【請求項５３】

上記表示手段は、上記少なくとも１つの赤外線センサからの少なくとも１つの出力信号を表示可能なビデオモニターを備えたことを特徴とする請求項４５記載の耳孔体温計。

【請求項５４】

上記表示手段は、上記少なくとも１つの赤外線センサ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手段を備えたことを特徴とする請求項４５記載の耳孔体温計。

【請求項５５】

上記範囲表示手段は、スキャンされた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５１記載の耳孔体温計。 40

【請求項５６】

上記処理手段は、上記温度グラフから深部体温を判定するための手段を備えたことを特徴とする請求項４４記載の耳孔体温計。

【請求項５７】

上記少なくとも１つの赤外線センサを校正する手段を備えたことを特徴とする請求項４４記載の耳孔体温計。

【請求項５８】

上記校正手段は、上記少なくとも１つの赤外線センサへの光路に設けられた、既知の温度 50

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 5 7 記載の耳孔体温計。

【請求項 5 9】

上記対象物を、上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 5 8 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 0】

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少なくとも 1 つの赤外線センサのうちの少なくとも 1 つは、上記光学素子と上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 5 8 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 1】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサに隣接する温度測定素子と、該少なくとも 1 つの赤外線センサを支持する基板とを備え、該温度測定素子は基準温度を測定することができる、ことを特徴とする請求項 5 7 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 2】

上記合焦用光学部品は、上記対象領域の熱画像を上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 4 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 3】

上記合焦用光学部品は、光軸に沿って上記少なくとも 1 つの赤外線センサおよび上記可動ミラー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 つのレンズと少なくとも 1 つの赤外線センサのうちの少なくとも 1 つは、前記少なくとも 1 つの赤外線センサ上に結像された熱領域の焦点を様々に変えるように移動可能であることを特徴とする請求項 4 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 4】

上記処理手段は、スキャンされた温度グラフのある部分から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 4 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 5】

上記深部体温決定手段は、上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 5 6 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 6】

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 5 6 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 7】

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 6 6 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 8】

上記推定手段は、上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 6 6 記載の耳孔体温計。

【請求項 6 9】

上記推定手段は、外耳のある部分が上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 6 7 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 0】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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表示する手段を備えたことを特徴とする請求項 5 6 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 1】

上記表示手段は、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

10

20

30

40

50

とを特徴とする請求項 7 0 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 2】

上記表示手段は、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 0 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 3】

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 1 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 4】

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表示する手段とを備えたことを特徴とする請求項 5 6 記載の耳孔体温計。 10

【請求項 7 5】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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ミスタのうち少なくとも一方と、上記少なくとも 1 つの赤外線センサを補償するために上記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 4 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 6】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサを、上記対象領域から以外の当該体温計外部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 6 2 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 7】

上記熱隔離手段は、上記合焦用光学部品及び上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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少なくとも 1 つの赤外線センサに入射できるようにする、ことを特徴とする請求項 7 6 記載の耳孔体温計。 20

【請求項 7 8】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 7 7 記載の耳孔体温計。

【請求項 7 9】

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 7 7 記載の耳孔体温計。 30

【請求項 8 0】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサは、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 7 9 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 1】

上記開口絞り温度測定手段は、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 7 9 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 2】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサは、線形一次元アレイであることを特徴とする請求項 4 4 記載の耳孔体温計。 40

【請求項 8 3】

上記少なくとも 1 つの赤外線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決めされることができる、ことを特徴とする請求項 4 4 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 4】

上記位置決め手段により、該挿入部は、上記少なくとも 1 つの赤外線センサと、上記医療対象領域の熱画像以外の画像であってその上に該熱画像を重ねることができる画像を提供する手段とに対して所定の距離に位置決めすることができる、ことを特徴とする請求項 8 3 記載の耳孔体温計。

【請求項 8 5】

医療対象領域の温度を正確に決定するための、少なくとも１つの赤外線センサと、上記対象領域および上記少なくとも１つの赤外線センサに位置合わせされた可動ミラーとを備えた装置を用いた方法であって、

上記対象領域の一部の光画像を受けるように上記ミラーを連続的に移動させる工程と、
上記対象領域の各部分の少なくとも１つのセンサからの出力信号に基づいて、該対象領域の温度グラフを生成する工程とを備えたことを特徴とする方法。

【請求項 8 6】

上記対象領域の一部の温度を示す信号を出力する工程を含むことを特徴とする請求項 8 5 記載の方法。

【請求項 8 7】

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 8 6 記載の方法。

【請求項 8 8】

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 8 6 記載の方法。

【請求項 8 9】

上記表示工程は、上記少なくとも１つの赤外線センサからの少なくとも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 8 7 記載の方法。

【請求項 9 0】

上記表示工程は、上記少なくとも１つの赤外線センサ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 8 7 記載の方法。

【請求項 9 1】

上記表示工程は、上記少なくとも１つの赤外線センサからの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 8 7 記載の方法。

【請求項 9 2】

上記表示工程は、上記医療対象物のスキャンされた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 8 7 記載の方法。

【請求項 9 3】

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 8 5 記載の方法。

【請求項 9 4】

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 9 2 記載の方法。

【請求項 9 5】

上記少なくとも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 8 5 記載の方法。

【請求項 9 6】

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少なくとも１つの赤外線センサ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 9 5 記載の方法。

【請求項 9 7】

上記対象物を、上記少なくとも１つの赤外線センサへの光路の内外に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 9 6 記載の方法。

【請求項 9 8】

上記既知の対象物および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一方を選択的に移動させ、これにより上記対象物を上記少なくとも１つの赤外線センサへの光路の内外に移動させる、ことを特徴とする請求項 9 6 記載の装置。

【請求項 9 9】

上記較正工程は、隣接する少なくとも１つの赤外線センサおよび該少なくとも１つの赤外線センサを支持する基板のうちの少なくとも１つに配置さ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 9 5 記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 1 0 0】

上記医療対象物の熱画像を上記少なくとも 1 つの赤外線センサ上に合焦させる工程を含むことを特徴とする請求項 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 1】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサへの光路に設けられた、上記医療対象物の画像を上記少なくとも 1 つの赤外線センサ上に様々に合焦させるための少なくとも 1 つのレンズの少なくとも 1 つを移動させる工程を含むことを特徴とする請求項 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 2】

上記医療対象物は鼓膜であることを特徴とする請求項 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 3】

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 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 4】

上記医療対象物は舌下であることを特徴とする請求項 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 5】

上記医療対象物は大腸であることを特徴とする請求項 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 6】

上記医療対象物は直腸であることを特徴とする請求項 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 7】

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 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 8】

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 8 5 記載の方法。

【請求項 1 0 9】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 8 5 記載の方法。

【請求項 1 1 0】

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 0 9 記載の方法。

【請求項 1 1 1】

上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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さらに含むことを特徴とする請求項 8 5 記載の方法。

【請求項 1 1 2】

上記医療対象物が遮られ上記少なくとも 1 つの赤外線センサにより検出されなかった場合に、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 8 5 記載の方法。

【請求項 1 1 3】

上記推定工程は、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工程を含むことを特徴とする請求項 1 1 2 記載の方法。

【請求項 1 1 4】

上記推定工程は、上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 1 3 記載の方法。

【請求項 1 1 5】

上記推定工程は、上記医療対象物のある部分が上記少なくとも 1 つの赤外線センサ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 1 3 記載の方法。

【請求項 1 1 6】

上記センサアレイによりスキャンされた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表示する工程をさらに含むことを特徴とする請求項 8 6 記載の方法。

【請求項 1 1 7】

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 1 6 記載の方法。

【請求項 1 1 8】

10

20

30

40

50

上記表示工程は、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ことを特徴とする請求項１１６記載の方法。

【請求項１１９】

上記表示工程は、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ことを特徴とする請求項１１７記載の方法。

【請求項１２０】

上記医療対象物の最高温度を表示する工程と、該医療対象物の一部が遮られている場合に、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とをさらに含むことを特徴とする請求項１１２記載の方法。

【請求項１２１】

上記少なくとも１つの赤外線センサ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に入れるように上記少なくとも１つの赤外線センサを補償する工程をさらに含むことを特徴とする請求項８５記載の方法。

【請求項１２２】

上記照準合わせ工程の前に、上記少なくとも１つの赤外線センサを、当該装置の外部入力であって上記医療対象物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１００記載の方法。

【請求項１２３】

上記熱隔離工程は、合焦用光学部品及び上記少なくとも１つの赤外線センサアレイに対して開口絞りを配置する工程を含み、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上記少なくとも１つの赤外線センサに入射させられるようになる、ことを特徴とする請求項１２２記載の方法。

【請求項１２４】

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少なくとも１つの赤外線センサを補償する工程をさらに含むことを特徴とする請求項１２３記載の方法。

【請求項１２５】

上記開口絞りと上記少なくとも１つの赤外線センサを支持する基板とが実質的に等しい温度を持つように、該開口絞りと上記基板とを熱的に接続する工程を含むことを特徴とする請求項１２３記載の方法。

【請求項１２６】

上記少なくとも１つの赤外線センサ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少なくとも１つの赤外線センサに対して所定の距離に位置決めされることができる、ことを特徴とする請求項８５記載の方法。

【請求項１２７】

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８８記載の方法。

【請求項１２８】

上記少なくとも１つの赤外線センサ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少なくとも１つの赤外線センサに対して所定の距離に位置決めされることができる、ことを特徴とする請求項１２７記載の方法。

【請求項１２９】

上記装置は一次元の赤外線センサアレイを有し、上記対象領域の光画像を受けるために、上記アレイに対して上記ミラーをスキャンさせる工程をさらに含むことを特徴とする請求項８５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

10

20

30

40

50

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

【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。 20

【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せ、収納部の温度のばらつきがセンサにより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。 30

【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させることである。

【0008】

本発明のさらなる主要な目的は、医療対象物の最高温度を決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。 40

【0009】

本発明のさらなる主要な目的は、患者の深部体温を判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。

【0010】

本発明のさらなる主要な目的は、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。

【0011】

本発明のさらなる目的は、耳孔体温計における温度変化がシステム応答に与える影響を打 50

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。

【0012】

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、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少なくとも1つの赤外線センサと、上記少なくとも1つの赤外線センサからの出力信号を処理するための処理手段とを備えるものである。該処理手段は、上記少なくとも1つのセンサからの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。この装置は、さらに、上記少なくとも1つの赤外線センサ、及び可動式ミラーにより得られた上記医療対象領域の一部の光画像を上記センサ上に合焦するための合焦用光学部品と位置合わせされて該対象領域全体を該ミラーにより走査できるようにされている。

10

【0013】

好ましくは、上記装置は、上記少なくとも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、さらに好ましくは、上記少なくとも1つの赤外線センサにより検出された最高温度を表示するための手段を備える。あるいは、上記表示手段は、範囲等のすべての出力信号を所定の形式、例えば擬似色で表示することができる。

【0014】

上記装置は、さらに上記少なくとも1つの赤外線センサを較正する手段を備え、該手段は、例えば、上記少なくとも1つの赤外線センサへの経路に配置された、既知の温度と放射率を有する小型の対象物を含む。好ましくは、上記対象物を、上記少なくとも1つの赤外線センサへの光路の内外に移動させることができる。

20

【0015】

他の観点によると、少なくとも1つの光学素子が上記既知の対象物に対して位置合わせされ、上記少なくとも1つの光学素子と既知の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る。

【0016】

較正のための他の手段は、上記少なくとも1つの赤外線センサに設けられた温度測定素子と、該温度測定素子が基準温度を測定することが出来る支持基板とを有する。

【0017】

上記装置は、鼓膜、腋の下、舌下、大腸、直腸、こめかみ、皮膚の障害部分等、医療対象領域を検査するために用いることができる。

30

【0018】

上記処理手段は、スキャンされた温度グラフの一部分からの出力信号における時間的变化に基づいて、患者の脈拍を決定する手段を備える。

【0019】

さらに、上記処理手段は、上記医療対象領域の一部が上記少なくとも1つの赤外線センサから遮られている場合に、該医療対象領域における最高温度を推定する手段を備える。好ましくは、上記推定手段は、出力信号のスキャンされたグラフから最高温度出力信号を予測し、該信号はそこから外挿あるいは内挿される。上記装置は、表示された最高温度が上記対象領域の最高温度ではないか、あるいは推定値であるか、を使用者に示す信号を出力する。

40

【0020】

さらに、上記装置は、最高温度を持つ医療対象領域の部分へ使用者を導く方向誘導手段を備える。また、最高温度の表示は音声、触感、あるいは光フィードバックを伴う。

【0021】

上記装置は、さらに、上記少なくとも1つの赤外線センサを上記医療対象領域以外の入力から熱的に隔離する手段を備え、該隔離手段は、上記合焦用光学部品及び上記少なくとも1つの赤外線センサに対して設けられた開口絞りを備え、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上記少なくとも1つのセンサに入射させることができる。上記開口絞りは、上記少なくとも1つの赤外線センサを支持する基板と熱的に接続され、これにより上記開口絞りと該基板とが実質的に等しい温度を持つ。

50

【 0 0 2 2 】

上記装置は、上記開口絞りの温度を測定するための手段、例えば少なくとも1つの赤外線センサ、を備える。

【 0 0 2 3 】

本発明の他の好ましい局面によれば、少なくとも1つの赤外線センサと、医療対象領域および上記少なくとも1つの赤外線センサに位置合わせされた可動ミラーとを備え、該対象領域の温度を正確に決定するための装置を用いた方法を提供する。該方法は、上記対象領域の一部の光画像を受けるように上記ミラーを連続的に移動させる工程と、上記対象領域の各部分の少なくとも1つのセンサからの出力信号に基づいて、該対象領域の温度グラフを生成する工程とを備える。

10

【 0 0 2 4 】

さらに、上記方法は、上記最高温度を含む、選択された個々の出力信号の値あるいは生成された温度グラフを表示する等によって、上記対象領域の部分の温度を示す信号を出力する工程を含む。

【 0 0 2 5 】

さらに、上記方法は、上記医療対象物の部分が上記センサから遮られている場合に、上記医療対象物（耳、大腸、皮膚の障害部分等）の最高温度を推定し、推定した最高温度を表示する工程を含む。

【 0 0 2 6 】

さらに、上記方法は、上記センサを既知の温度や放射率を有する対象物に向ける等して該センサを校正する工程を含む。

20

【 0 0 2 7 】

さらに、上記方法は、上記センサに対して開口絞りを搭載するなどして、上記医療対象物からの熱的入力以外の入力から該センサを熱的に隔離する工程を含み、これにより医療対象物および開口絞りからのエネルギーのみがセンサに入射するようする。好ましくは、上記センサを基板により支持し、該基板と上記開口絞りが実質的に等しい温度となるようにこれらを熱的に接続する。あるいは、上記方法は、上記開口絞りの温度を測定し、測定した温度を上記処理工程において採用する工程を含む。

【 0 0 2 8 】

さらに、上記方法は、上記医療対象物の最高温度が確認されるまで使用者を方向誘導する工程を含む表示工程を含む。

30

【 0 0 2 9 】

本発明のさらなる好ましい局面によると、耳孔体温計が提供され、該耳孔体温計は、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少なくとも1つの赤外線センサと、上記少なくとも1つの赤外線センサ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、上記少なくとも1つの赤外線センサと位置合わせされた可動式ミラーと、該可動式ミラーにより得られた上記対象領域の少なくとも一部の光画像を上記少なくとも1つの赤外線センサ上に合焦するための合焦用光学部品とを備え、該対象領域全体を該ミラーにより走査できる。

【 0 0 3 0 】

本発明の利点は、耳管等の医療対象物付近で通常見られる一時的な熱効果に影響されることなく該対象物をより正確に検査できることである。

40

【 0 0 3 1 】

本発明の他の利点は、限定された対象領域の最高温度をより正確に推定するために、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。

【 0 0 3 2 】

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。

【 発明を実施するための最良の形態 】

50

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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、赤外線データあるいはその他の手段による無線接続を用いてもよい。

【0036】

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、該機器ヘッド36は、把持可能なバッテリーハンドル40の上部に、釈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。

【0037】

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。

【0038】

検出器アセンブリ42は、支持体48に搭載された、TI/Raytheon社により作製されるボ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。

【0039】

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。

【0040】

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)）。

【0041】

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避けるために、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付けされるような配置および形状にされている。

10

【0042】

中継レンズ 63 は、検出器アセンブリ 42 が機器ヘッド 36 の中に配置されることを可能にし、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。

【0043】

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する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。あるいは、該画像は任意の他の光データ形式であってもよい。例えば、各画像を得るための複数の機器、あるいは複数の撮像（熱、光等）システムを備えた単一の撮像機器を用いて同一の視界を利用するために、対象領域の分光または他の画像を、位置決め装置を用いて熱画像に重ね合わせてもよいだろう。

20

【0044】

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）。

30

【0045】

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。

【0046】

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、また開口絞りがエネルギーを出射してこれを赤外線センサレイ 44 が検出するのでさらに赤外線サーマルレイ 44 と開口絞りが同じ温度となる。

【0047】

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 の末端に配置することができる。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

40

50

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。

【0048】

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。

【0049】

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。

【0050】

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、図示するように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。

【0051】

図 8 によれば、表示出力 110 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 112, 114, 116, 118) 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 122 を認知することができる。赤外線センサアレイ 44 により検出された複数の範囲の温度間に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。

【0052】

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 126 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。他の表現形状が当業者によって検討されう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 126 は、表示された温度 130 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 134 を備えてもよい。

【0053】

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。この一時的な効果は、この値を示すために、上記表示表現のそれぞれに、あるいはそれとは別に含まれる。

【0054】

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 44 の直接の視界に入っていない可能性がある。例えば、図 11 で示すように、全体の対象領域 120 の一部 129 (この場合、鼓膜 121 の一部) が、耳垢、膿瘍、耳管壁等により仮想線 124 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 128 (最高温度を持つスポット) が視界から遮られる

。

【0055】

図11ないし14に最高温度の推定方法を図示する。検出器アセンブリ42に設けられた処理用電子機器(図3)は、赤外線センサレイ44(図3)の赤外線センサ45(図10)各々からの出力信号の測定値を格納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。

【0056】

図11に示す障害物の存在により、対応する温度グラフ132が現在のセンサレイによって検出される。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132の遮られた部分は、最高温度スポット(図11では128で示され、図12では140で示される)を含むグラフ136により正確に表されるであろう。 10

【0057】

図13において、グラフ132に沿った所定数のポイント144, 145, 146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144, 145, 146を通る曲線近似により外挿され、該近似曲線136a(図14)により推定最高温度スポット140a(図14)が決定される。

【0058】

図21において、例えば、もし最高温スポットがセンサレイ44(図10)の画素“間”に存在すれば、適当な曲線あるいは温度グラフ157を複数の所定の温度ポイント152を通して当てはめ推定された最高温度158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。 20

【0059】

図15および16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て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。 30

【0060】

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ために、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。 40

【0061】

図17ないし19において、二次元赤外線センサレイを用いる代わりとなる他の手段を説明する。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レイ166を用いることが出来る。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 50

、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。

【００６２】

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

10

【００６３】

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もよい。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ポアスコープに具備してもよい。

【図面の簡単な説明】

【００６４】

20

【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。

【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ッフルを含む。

【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ッフルおよび該機器のための較正手段を含む。

30

【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。

40

【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。

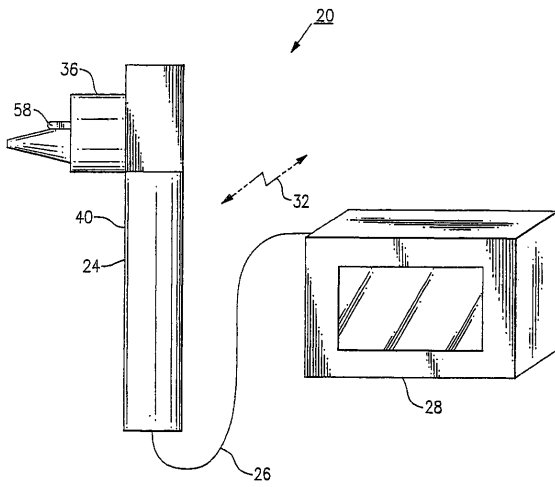
【図１８】図１７に示す熱センサと走査ミラーの拡大図である。

【図１９】可動熱素子の他の実施例を示す。

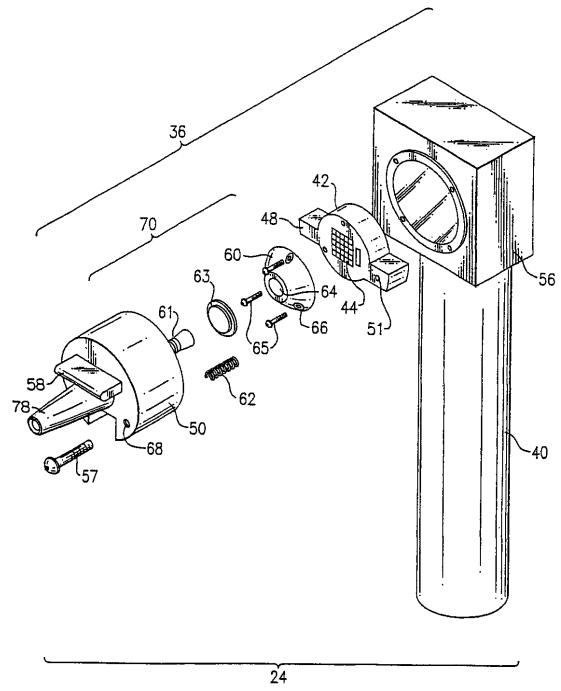
【図２０】可動光学アセンブリを有する診療用機器の部分該略図である。

【図２１】内挿技術を用いた予測温度のグラフである。

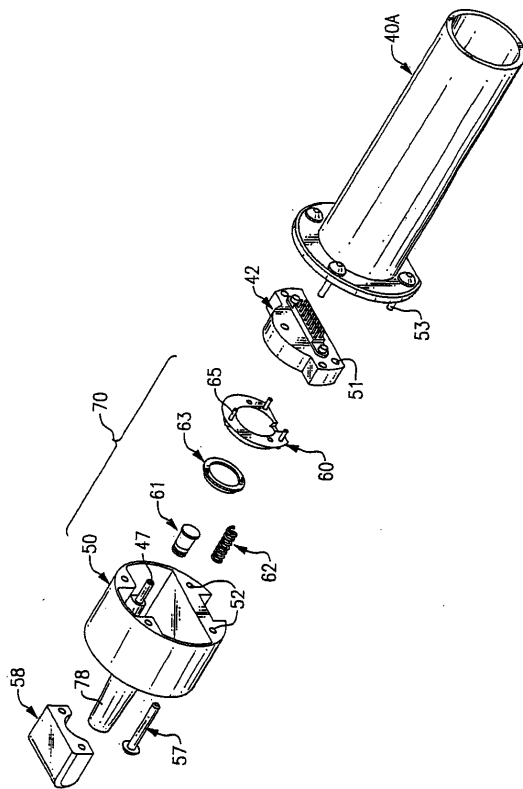
【図 1】



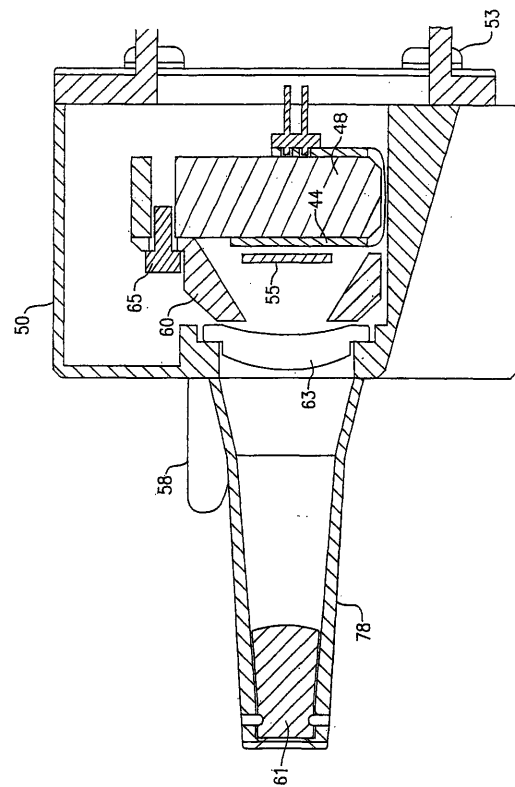
【図 2 (a)】



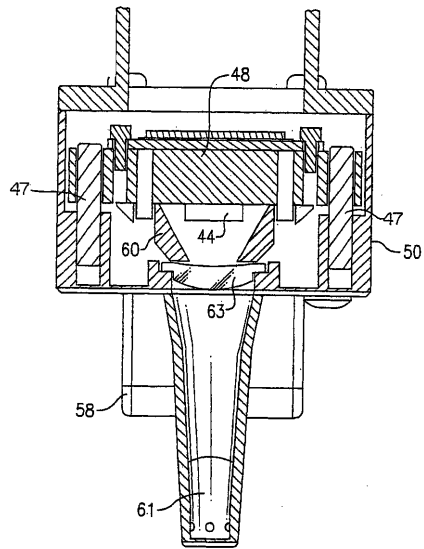
【図 2 (b)】



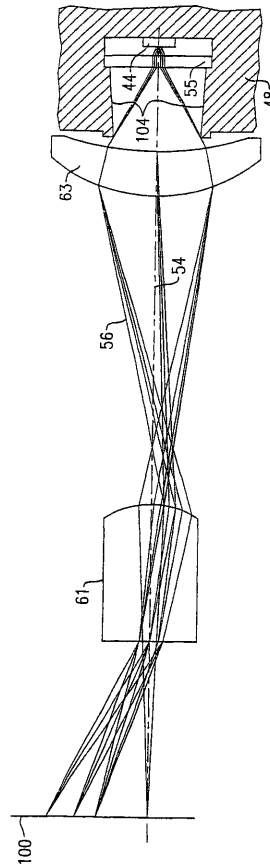
【図 3】



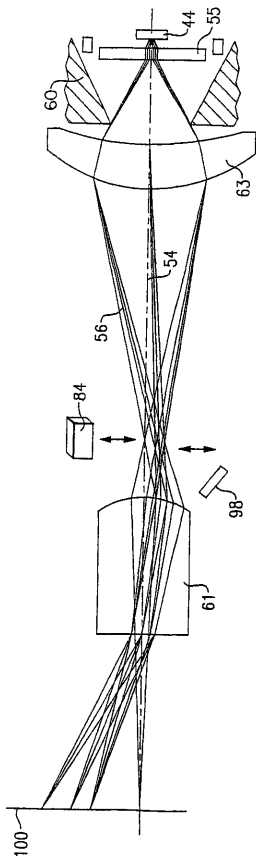
【図 4】



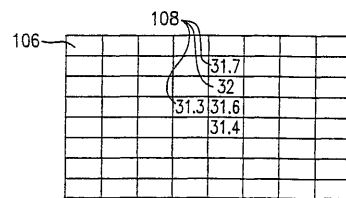
【図 5】



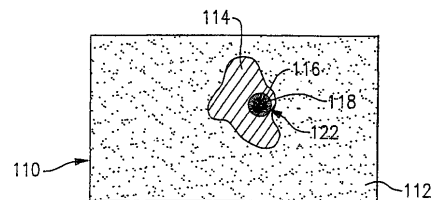
【図 6】



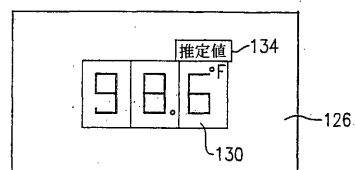
【図 7】



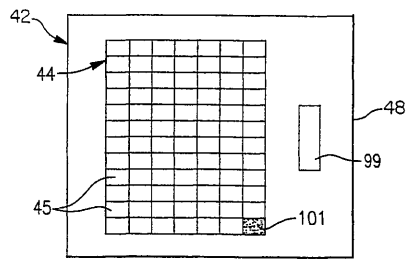
【図 8】



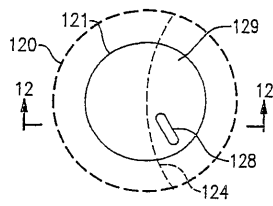
【図 9】



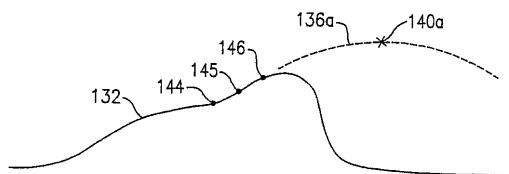
【図 10】



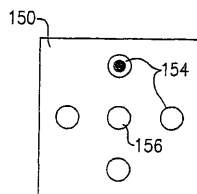
【図 11】



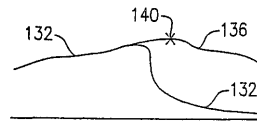
【図 14】



【図 15】



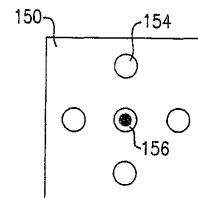
【図 12】



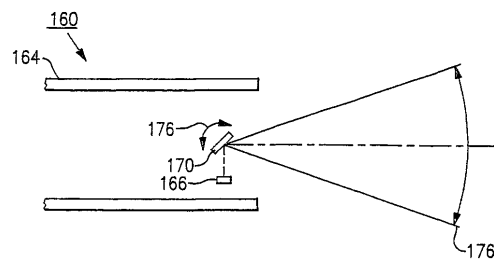
【図 13】



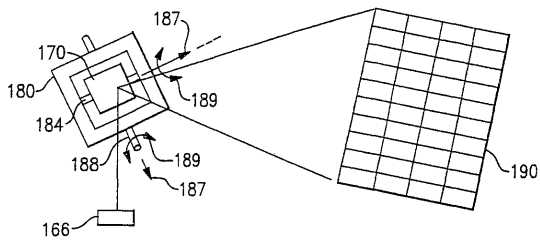
【図 16】



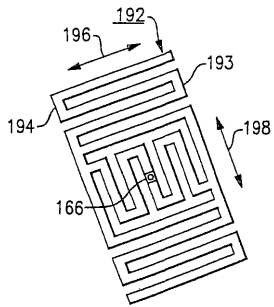
【図 17】



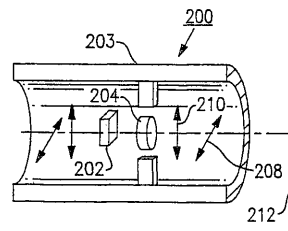
【図 18】



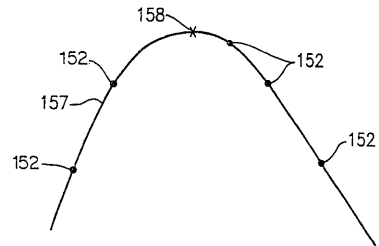
【図 19】



【図 20】



【図 21】



【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
27 December 2002 (27.12.2002)

PCT

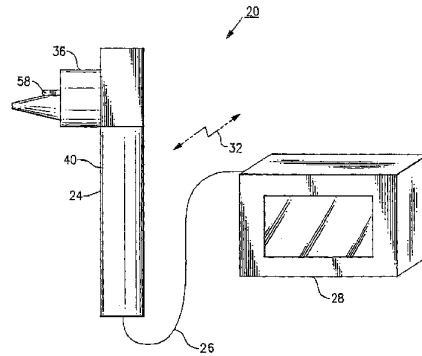
(10) International Publication Number
WO 02/103306 A2

- (51) International Patent Classification: G01J (81) Designated States (national): AL, AG, AL, AM, AI, AU, AZ, BA, BH, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GR, GU, HT, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, OM, PA, PE, PG, 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.
- (21) International Application Number: PCT/US02/11235
- (22) International Filing Date: 9 April 2002 (09.04.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/883,973 19 June 2001 (19.06.2001) US
- (71) Applicant: WELCH ALLYN, INC. [US/US]; 4341 State Street Road, Skaneateles Falls, NY 13153 (US).
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NI, 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: — without international search report and to be republished upon receipt of that 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: At least one infrared sensor or a one dimensional sensor array are aimed at a target. A movable mirror scans the target of interest to provide a thermal "image" of the target area. Processing electronics detect the hottest spot of the target as indicated by output signals to directly indicate or estimate a temperature. Preferably, output can be utilized to determine the core temperature of a patient by examination of a target such as the tympanic membrane which is interconnected to the hypothalamus.

WO 02/103306 A2

WO 02/103306

PCT/US02/11235

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 02/103306

PCT/US02/11235

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.

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

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

It is still 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
20 thereof cannot be viewed directly; for example, if a portion of the target area is somehow obstructed.

It is still another object of the present invention to provide a means for negating or minimizing the effects of temperature changes in an ear thermometer on system response.

Therefore, and according to a preferred aspect of the invention, there is provided a
25 temperature measuring apparatus for interrogating a medical target area, the apparatus comprising at least one infrared sensor capable of providing an output signal indicative of temperature of a portion of a medical target area, and processing means for processing output signals from the at least one infrared sensor. The processing means includes means for determining temperature based on the output signals of the at least one sensor. The apparatus
30 also includes a movable mirror aligned with the at least one infrared sensor and focusing

WO 02/103306

PCT/US02/11235

3

optics for focusing an optical image of a portion of the medical target area captured by the movable mirror onto the sensor, such that the entire target area can be scanned by the mirror.

The apparatus preferably includes means for displaying at least one output signal of the at least one infrared sensor and more preferably for displaying the maximum temperature
5 detected by the at least one infrared sensor. Alternately, the display means can display all output signals, such as ranges, in a predetermined format, one example of which is false colors.

The apparatus can also include means for calibrating the at least one infrared sensor, which can, for example, include a small target having a known temperature and emissivity
10 that is disposed in the path of the at least one infrared sensor. Preferably, the target can be moved selectively into and out of the optical path to the at least one infrared sensor.

According to another version, at least one optical element is aligned with the known target, wherein at least one of the at least one optical element and known target are movable relative to each other.

15 Another means for calibrating includes a temperature measuring element disposed in relation to the at least one infrared sensor and a supporting substrate in which the temperature measuring element is capable of measuring a reference temperature.

The apparatus can be used to examine a medical target area such as the tympanic membrane, the armpit, under the tongue, the colon, the rectum, the temple area or an in vivo
20 portion of the skin.

The processing means includes means for determining the pulse of a patient based on transient variations in the output signals of portions of a scanned temperature profile.

The processing means further includes means for estimating the hottest temperature of the medical target area if portions thereof are obstructed from the at least one infrared sensor.
25 Preferably, the estimating means estimates the hottest output signal from a scanned profile of output signals, the signal being extrapolated or interpolated therefrom. The apparatus can also provide an output signal to the user that the hottest temperature displayed is either not the hottest temperature of the medical target or is an estimated value.

The apparatus can also include directional guiding means for guiding a user to the
30 portion of the medical target area having the hottest temperature. In addition, the display of the hottest temperature can be accompanied by audio, tactile, or light feedback.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

4

The apparatus can also include means for thermally isolating the at least one sensor from input other than that of the medical target area, including an aperture stop in relation to the focusing optics and the at least one infrared sensor to allow only energy from the aperture stop and the medical target area to impinge on the at least one sensor. The aperture stop can
5 be thermally connected to the substrate supporting the at least one infrared sensor such that the aperture stop and the substrate have substantially equivalent temperatures.

The apparatus includes means for measuring the temperature of the aperture stop, for example, by at least one infrared sensor.

According to another preferred aspect of the invention, there is disclosed a method for
10 using an apparatus for accurately determining the temperature of a medical target, the apparatus including at least one infrared sensor and a movable mirror aligned with the target area and the at least one sensor. The method includes the steps of sequentially moving the mirror to receive an optical image of a portion of the target area and generating a temperature profile of the target area based on output signals from the at least one sensor of each portion
15 of the target area.

The method also includes the step of outputting the signals representative of the temperatures of portions of the medical target, such as by displaying the value of selected individual output signals or the generated temperature profile, including the hottest temperature.

20 The method further includes the step of estimating the hottest temperature of the medical target (ear, colon, in vivo portion of skin, etc.) if portions of the medical target are obstructed from the sensor and displaying the estimated hottest temperature.

The method further includes the step of calibrating the sensor, such as by aiming the sensor at a target having a known temperature and emissivity.

25 The method further includes the step of thermally isolating the sensor from thermal input other than that from the medical target, such as by installing an aperture stop relative to the sensor which is configured to allow only energy from the medical target and the aperture stop to impinge on the sensor. Preferably, a substrate supports the sensor with the substrate and the aperture stop are thermally connected to the substrate such that the aperture stop and
30 the substrate have substantially equivalent temperatures. Alternately, the method includes the

WO 02/103306

PCT/US02/11235

5

step of measuring the temperature of the aperture stop and incorporating the measured temperature during the processing step.

The method further includes an indicating step including the step of directionally guiding the user until the hottest temperature of the medical target has been identified.

5 According to yet another preferred aspect of the present invention, there is provided an ear thermometer including at least one infrared sensor capable of providing an output signal indicative of a portion of a target area, processing means for processing output signals from the at least one sensor, the processing means including means for determining body core temperature based on the output signal, a movable mirror aligned with the at least one
10 infrared sensor and focusing optics for focusing an optical image of at least a portion of the target area captured by the movable mirror onto the at least one sensor, wherein the entire target area can be scanned by the mirror.

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
15 such as the ear canal.

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

20 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 02/103306

PCT/US02/11235

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 02/103306

PCT/US02/11235

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
5 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
10 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.

15 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
20 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
25 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)
30 is a variation. Similar variations for use with the instant instrument head 36 are contemplated

WO 02/103306

PCT/US02/11235

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 02/103306

PCT/US02/11235

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 digital image of the target area captured by an electronic otoscope (not shown). The image could otherwise be in the form of any other optical data; for example, a spectroscopic or other image of a target area could also be superimposed onto the thermal image using the locator to utilize the same field of view using
20 multiple instruments for obtaining each image or using a single imaging instrument with multiple imaging (thermal, optical, etc.) systems.

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 focus spring 62 provides a biasing force to permit adjustment of the assembly containing the
25 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 passing through the optical subassembly 70 from a target area 100 to the IR sensor array 44.

30 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

WO 02/103306

PCT/US02/11235

10

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.

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 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

WO 02/103306

PCT/US02/11235

11

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.

5 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
10 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
15 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.

20 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
25 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
30 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

WO 02/103306

PCT/US02/11235

12

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.

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

WO 02/103306

PCT/US02/11235

13

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, thereby indicating that the hottest temperature value has been centered in the field of view.

5 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
10 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
15 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
20 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
25 166 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
30 respect to a target area 212 through a lens or aperture 204. The aperture 204 or lens can

WO 02/103306

PCT/US02/11235

14

alternately be moved (i.e. translated) in a similar manner to effectively scan a thermal image of the target area 212.

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 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 02/103306

PCT/US02/11235

15

We Claim

- 1 1. A temperature measuring apparatus for interrogating a medical target area, said
2 apparatus comprising:
3 at least one infrared sensor capable of providing an output signal indicative of
4 temperature of a portion of a medical target area;
5 processing means for processing output signals from said at least one infrared sensor,
6 said processing means including means for determining temperature based on the output
7 signals of said at least one sensor; and
8 a movable mirror aligned with said at least one infrared sensor and focusing optics for
9 focusing an optical image of a portion of said medical target area captured by said movable
10 mirror onto said sensor, such that the entire target area can be scanned by said mirror.
- 1 2. An apparatus as recited in Claim 1, including means for displaying the output
2 signal of said at least one infrared sensor.
- 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 at least one infrared
3 sensor.
- 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 at least one infrared
3 sensor.
- 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 at least one infrared sensor.
- 1 6. An apparatus as recited in Claim 2, wherein said displaying means includes
2 means for displaying all output signals scanned by said at least one infrared sensor.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

16

- 1 7. An apparatus as recited in Claim 2, wherein said displaying means includes
2 means for displaying ranges of a scanned temperature profile of said medical target area to a
3 user in 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 scanned temperature profile.
- 1 9. An apparatus as recited in Claim 1, including means for calibrating said at
2 least one infrared sensor.
- 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 at
3 least one infrared sensor.
- 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 at least one infrared sensor.
- 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 said at least one infrared sensor.
- 1 13. An apparatus as recited in Claim 9, including a temperature measuring element
2 disposed in a least one of a position adjacent said at least one infrared sensor and a substrate
3 supporting said at least one infrared sensor, said temperature measuring element being
4 capable of measuring a reference temperature.
- 1 14. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said focusing optics includes at
2 least one lens disposed in relation to said at least one infrared sensor along an optical axis,
3 said at least one of said at least one lens and said at least one infrared sensor being movable

WO 02/103306

PCT/US02/11235

17

4 for variably focusing an image of said medical target area onto said at least one infrared
5 sensor.

1 15. An apparatus as recited in Claim 1, wherein said infrared sensor includes a one
2 dimensional 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.

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 scanned 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 at least one infrared sensor and determining
3 the output signals indicative of the hottest temperatures of said scanned medical target area.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

18

- 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 of said at least one
3 infrared sensor.
- 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 at least one infrared sensor.
- 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 at least one infrared sensor
3 does not 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.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

19

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 at least one infrared sensor is
2 disposed 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 at least one infrared sensor.

1 35. An apparatus as recited in Claim 1, including means for thermally isolating said at
2 least one infrared sensor from input external to that of the apparatus and other than that of the
3 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 focusing optics and said at least one
3 infrared sensor to allow only energy from said medical target area and said aperture stop to
4 impinge on said at least one infrared sensor.

1 37. An apparatus as recited in Claim 36, including a substrate supporting said at least
2 one infrared sensor, said aperture stop being thermally connected to said substrate such that
3 said aperture 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 said at least one infrared sensor
2 can be 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.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

20

1 41. 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 at least
3 one infrared sensor.

1 42. An apparatus as recited in Claim 1, including an instrument housing retaining
2 said at least one infrared sensor, 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 medical target area.

1 43. An apparatus as recited in Claim 42, wherein said locator permits said
2 insertion portion to be positioned at said predetermined distance in relation to said at least one
3 infrared sensor and with means for providing an image other than a thermal image of said
4 medical target area onto which said thermal image can be superimposed.

1 44. An ear thermometer comprising:
2 at least one infrared sensor capable of providing an output signal indicative of
3 temperature of a portion of a target area;
4 processing means for processing output signals from said at least one infrared sensor,
5 said processing means including means for determining temperature based on the output
6 signals;
7 a movable mirror aligned with said at least one infrared sensor; and
8 focusing optics for focusing an optical image of at least a portion of said target area
9 captured by said movable mirror onto said at least one infrared sensor, wherein the entire
10 target area can be scanned by said mirror.

1 45. An ear thermometer as recited in Claim 44, including means for displaying the
2 output signals of said at least one infrared sensor.

1 46. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means
2 includes means for displaying all output signals of said at least one infrared sensor.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

21

1 47. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means
2 produces a thermal image of at least a portion of the tympanic membrane.

1 48. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means
2 displays a thermal image of at least a portion of the ear canal.

1 49. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means is
2 capable of displaying a thermal image of at least a portion of an obstruction in the outer ear.

1 50. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means is
2 capable of displaying a thermal image of at least a portion of an abscess in the outer ear.

1 51. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means
2 includes means for displaying specified ranges of temperatures of said thermal image in an
3 predetermined format.

1 52. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means
2 includes at least one LCD capable of displaying at least one output signal from said at least
3 one infrared sensor.

1 53. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means
2 includes a video monitor capable of displaying at least one output signal from said at least one
3 infrared sensor.

1 54. An ear thermometer as recited in Claim 45, wherein said displaying means
2 includes means for displaying the hottest temperature(s) of the medical target area
3 interrogated by said at least one infrared sensor.

1 55. An ear thermometer as recited in Claim 51, wherein said range displaying means
2 includes means for displaying ranges of temperatures of a scanned temperature profile in false
3 colors.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

22

- 1 56. An ear thermometer as recited in Claim 44, wherein said processing means
2 includes means for determining body core temperature from said temperature profile.
- 1 57. An ear thermometer as recited in Claim 44, including means for calibrating said at
2 least one infrared sensor.
- 1 58. An ear thermometer as recited in Claim 57, wherein said calibration means
2 includes a small target having a known temperature and emissivity disposed in the optical
3 path of said at least one infrared sensor.
- 1 59. An ear thermometer as recited in Claim 58, including means for moving said
2 target into and out of the optical path of said at least one infrared sensor.
- 1 60. An ear thermometer as recited in Claim 58, 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 at least one infrared sensor being movable relative to the other of said at
4 least one optical element and said at least one infrared sensor.
- 1 61. An ear thermometer as recited in Claim 57, including a temperature measuring
2 element disposed adjacent to said at least one infrared sensor and a substrate supporting said
3 at least one infrared sensor, said temperature measuring element being capable of measuring a
4 reference temperature.
- 1 62. An ear thermometer as recited in Claim 44, wherein said focusing optics includes
2 at least one lens for focusing a thermal image of said target area onto said at least one
3 infrared sensor.
- 1 63. An ear thermometer as recited in Claim 44, wherein said focusing optics includes
2 at least one lens disposed in relation to said at least one infrared sensor and said movable
3 mirror along an optical axis, said at least one of said at least one lens and said at least one

WO 02/103306

PCT/US02/11235

23

4 infrared sensor being movable for variably focusing the thermal area being imaged onto said
5 at least one infrared sensor.

1 64. An ear thermometer as recited in Claim 44, wherein said processing means
2 includes means for determining pulse based upon temporal variations in the output signals of
3 certain portions of a scanned temperature profile.

1 65. An ear thermometer as recited in Claim 56, wherein said core body temperature
2 determining means includes means for measuring each output signal of said at least one
3 infrared sensor and determining the output signals indicative of the hottest temperature in the
4 outer ear.

1 66. An ear thermometer as recited in Claim 56, wherein said processing means
2 includes estimating means for estimating the hottest temperature(s) in the outer ear.

1 67. An ear thermometer as recited in Claim 66, wherein said estimating means
2 predicts the hottest output signals of at least one estimated temperature from a profile of
3 output signals .

1 68. An ear thermometer as recited in Claim 66, wherein said estimating means
2 includes means for interpolating the hottest temperature from the output signals of said at
3 least one infrared sensor.

1 69. An ear thermometer as recited in Claim 67, 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 said at least one infrared sensor.

1 70. An ear thermometer as recited in Claim 56, including means for indicating to a
2 user that the output signal corresponding to the hottest temperature measured by said at least
3 one infrared sensor is not the core body temperature.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

24

1 71. An ear thermometer as recited in Claim 70, 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 72. An ear thermometer as recited in Claim 70, wherein said indicating means
2 includes at least one of the group consisting of audio, tactile, and light feedback.

1 73. An ear thermometer as recited in Claim 71, wherein said indicating means
2 includes at least one of the group consisting of audio, tactile, and light feedback.

1 74. An ear thermometer as recited in Claim 56, 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 75. An ear thermometer as recited in Claim 44, wherein said at least one infrared
2 sensor is disposed on a substrate, said processing means including at least one of a
3 thermocouple and a thermistor disposed on said substrate and a measuring circuit for
4 determining the temperature of said substrate in order to compensate said at least one infrared
5 sensor.

1 76. An ear thermometer as recited in Claim 62, including means for thermally
2 isolating the at least one infrared sensor from input external to the thermometer other than
3 from the target area.

1 77. An ear thermometer as recited in Claim 76, wherein said thermal isolation means
2 includes an aperture stop disposed in relation to said focusing optics and said at least one
3 infrared sensor to substantially allow only energy from said target area and said aperture stop
4 to impinge on said at least one infrared sensor.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

25

1 78. An ear thermometer as recited in Claim 77, including a substrate supporting said
2 at least one infrared sensor, said aperture stop being thermally connected to said substrate
3 such that said aperture stop and said substrate have substantially equivalent temperatures.

1 79. An ear thermometer as recited in Claim 77, including means for measuring the
2 temperature of said aperture stop.

1 80. An ear thermometer as recited in Claim 79, wherein said at least one infrared
2 sensor can be compensated for using the measured temperature of said aperture stop.

1 81. An ear thermometer as recited in Claim 79, wherein said aperture stop
2 temperature measuring means includes at least one infrared sensor.

1 82. An ear thermometer as recited in Claim 44, wherein said at least one infrared
2 sensor is a linear one dimensional array.

1 83. An ear thermometer as recited in Claim 44, including an instrument housing
2 retaining said at least one infrared sensor, said housing including an insertion portion
3 including a locator which enables said insertion portion to be positioned a predetermined
4 distance in relation to said target area.

1 84. An ear thermometer as recited in Claim 83, wherein said locator permits said
2 insertion portion to be positioned at said predetermined distance in relation to said at least one
3 infrared sensor and with means for providing an image other than a thermal image of said
4 target onto which said thermal image can be superimposed.

1 85. A method for using an apparatus for accurately determining the temperature of
2 a medical target, said apparatus including at least one infrared sensor and a movable mirror
3 aligned with said target area and said at least one sensor, said method including the steps of:
4 sequentially moving said mirror to receive an optical image of a portion of said target
5 area; and

WO 02/103306

PCT/US02/11235

26

6 generating a temperature profile of said target area based on output signals from the at
7 least one sensor of each portion of said target area.

1 86. A method as recited in Claim 85, including the step of outputting the signal
2 representative of temperature of said portion of the medical target.

1 87. A method as recited in Claim 86, wherein the outputting step includes the step
2 of displaying the value of at least one output signal.

1 88. A method as recited in Claim 86, wherein the outputting step includes the step
2 of displaying a thermal image of said medical target .

1 89. A method as recited in Claim 87, wherein said displaying step includes the
2 step of displaying at least one output signal of said at least one infrared sensor using a video
3 monitor.

1 90. A method as recited in Claim 87, wherein said displaying step includes the
2 step of displaying the hottest temperature(s) of the medical target interrogated by said at least
3 one infrared sensor.

1 91. A method as recited in Claim 87, wherein said displaying step includes the
2 step of displaying all of the output signals of said at least one infrared sensor.

1 92. A method as recited in Claim 87, wherein said displaying step includes the
2 step of displaying ranges of a scanned temperature profile of said medical target in a
3 predetermined format.

1 93. A method as recited in Claim 85, wherein said determining step includes the
2 step of determining the core body temperature of a patient.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

27

- 1 94. A method as recited in Claim 92, wherein the step of displaying ranges of the
2 temperature profile includes the step of determining the core body temperature of a patient.
- 1 95. A method as recited in Claim 85, including the step of calibrating said at least
2 one infrared sensor.
- 1 96. A method as recited in Claim 95, wherein said calibrating step includes the
2 step of positioning a target having a known temperature and emissivity in the optical path to
3 said at least one infrared sensor.
- 1 97. A method as recited in Claim 96, including the step of selectively moving said
2 target into and out of the optical path to said at least one infrared sensor.
- 1 98. A method as recited in Claim 96, 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 said at least one infrared sensor.
- 1 99. A method as recited in Claim 95, 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 adjacent at least one infrared sensor and a substrate supporting said at least one
4 infrared sensor.
- 1 100. A method as recited in Claim 85, including the step of focusing a thermal
2 image of said medical target onto said at least one infrared sensor.
- 1 101. A method as recited in Claim 85, including the step of moving at least one of
2 at least one lens disposed in the optical path to said at least one infrared sensor and for
3 variably focusing an image of said medical target onto said at least one infrared sensor.
- 1 102. A method as recited in Claim 85, wherein said medical target is the tympanic
2 membrane.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

28

- 1 103. A method as recited in Claim 85, wherein said medical target is the armpit.
- 1 104. A method as recited in Claim 85, wherein said medical target is under the
2 tongue.
- 1 105. A method as recited in Claim 85, wherein said medical target is the colon.
- 1 106. A method as recited in Claim 85, wherein said medical target is the rectum.
- 1 107. A method as recited in Claim 85, wherein said medical target is the temple
2 area of a patient.
- 1 108. A method as recited in Claim 85, wherein said medical target is an in vivo
2 portion of the skin.
- 1 109. A method as recited in Claim 85, including the step of determining pulse based
2 on temporal variations in predetermined output signals of said at least one infrared sensor.
- 1 110. A method as recited in Claim 109, wherein said medical target is the tympanic
2 membrane.
- 1 111. A method as recited in Claim 85, further including the steps of measuring each
2 output signal of said at least one infrared sensor and determining the output signals of the
3 hottest temperature(s) of said medical target.
- 1 112. A method as recited in Claim 85, 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 at least one infrared sensor.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

29

- 1 113. A method as recited in Claim 112, 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.
- 1 114. A method as recited in Claim 113, wherein said estimating step includes the
2 step of interpolating the hottest temperature from the output signals of said at least one
3 infrared sensor.
- 1 115. A method as recited in Claim 113, 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 said at least one infrared sensor.
- 1 116. A method as recited in Claim 86, further including the step of indicating to a
2 user that the output signal corresponding to the hottest temperature scanned by said infrared
3 sensor does not indicate the hottest temperature of the medical target.
- 1 117. A method as recited in Claim 116 further including the step of directionally
2 guiding a user to the portion of the medical target having the hottest temperature.
- 1 118. A method as recited in Claim 116, wherein said indicating step includes the
2 step of providing at least one of audio, tactile, and light feedback to the user.
- 1 119. A method as recited in Claim 117, wherein said indicating step includes the
2 step of providing at least one of audio, tactile and light feedback to the user.
- 1 120. A method as recited in Claim 112, 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.
- 1 121. A method as recited in Claim 85, wherein said at least one infrared sensor is
2 disposed on a substrate, said method including the further steps of measuring the temperature

WO 02/103306

PCT/US02/11235

30

3 of the substrate and compensating the at least one infrared sensor to account for the measured
4 temperature of the substrate.

1 122. A method as recited in Claim 100, including the step of thermally isolating
2 said at least one infrared sensor from input external to said apparatus and other than that of
3 the medical target prior to said aiming step.

1 123. A method as recited in Claim 122, wherein the thermal isolating step includes
2 the step of placing an aperture stop in relation to focusing optics and said at least one infrared
3 sensor in order to allow substantially only energy from said medical target and said aperture
4 stop to impinge on said at least one infrared sensor.

1 124. A method as recited in Claim 123, further including the steps of measuring the
2 temperature of the aperture stop and compensating the at least one infrared sensor using the
3 measured temperature of said aperture stop.

1 125. A method as recited in Claim 123, including the step of thermally connecting
2 the aperture stop to a substrate supporting said at least one infrared sensor such that the
3 aperture stop and substrate have substantially equivalent temperatures.

1 126. A method as recited in Claim 85, wherein said at least one infrared sensor 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 at least one infrared sensor.

1 127. A method as recited in Claim 88, including the step of superimposing the
2 thermal image of said target with an optical image of said target.

1 128. A method as recited in Claim 127, wherein said at least one infrared sensor is
2 disposed in an instrument housing, said housing including an insertion portion having a

WO 02/103306

PCT/US02/11235

31

3 locator to enable said insertion portion to be positioned a predetermined distance in relation to
4 said at least one infrared sensor.

1 129. A method as recited in Claim 85, wherein said apparatus includes a one
2 dimensional infrared sensor array. Said method further including the step of scanning said
3 mirror in relation to said array in order to receive said optical image of said target area.

WO 02/103306

PCT/US02/11235

1/10

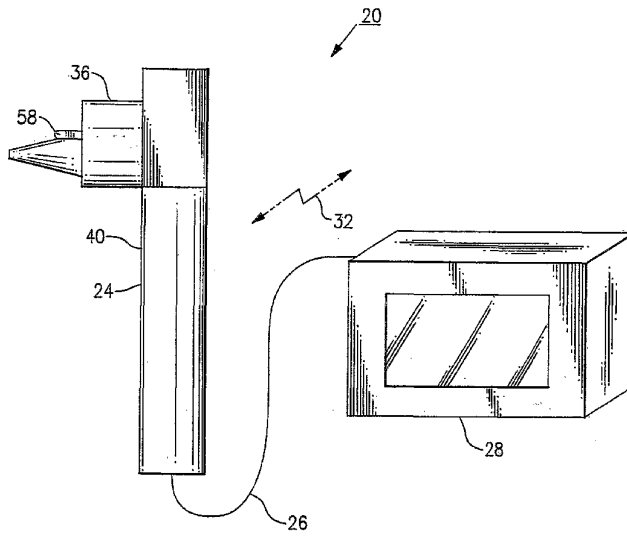
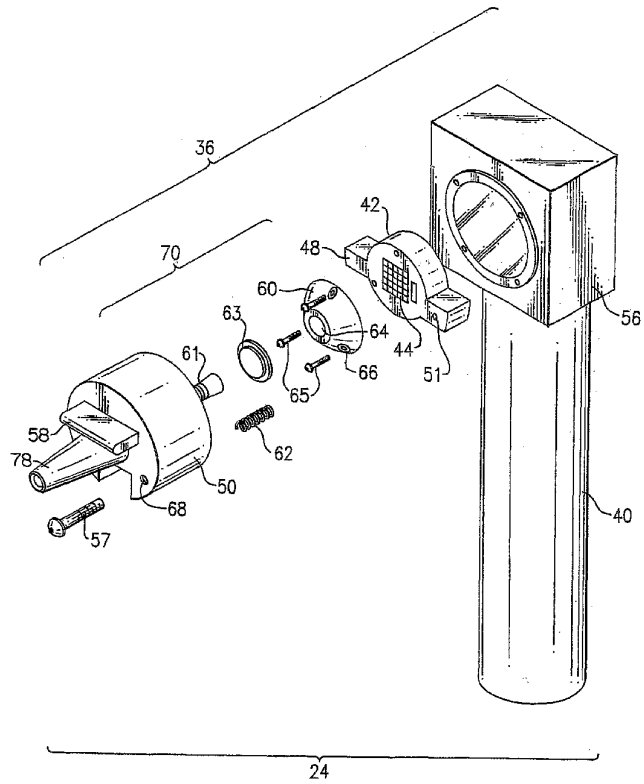


FIG.1

WO 02/103306

PCT/US02/11235

2/10

**FIG.2A**

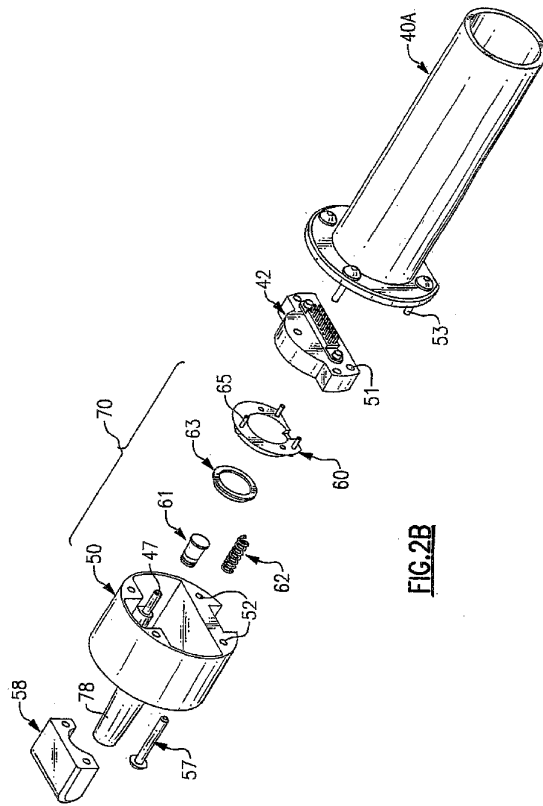
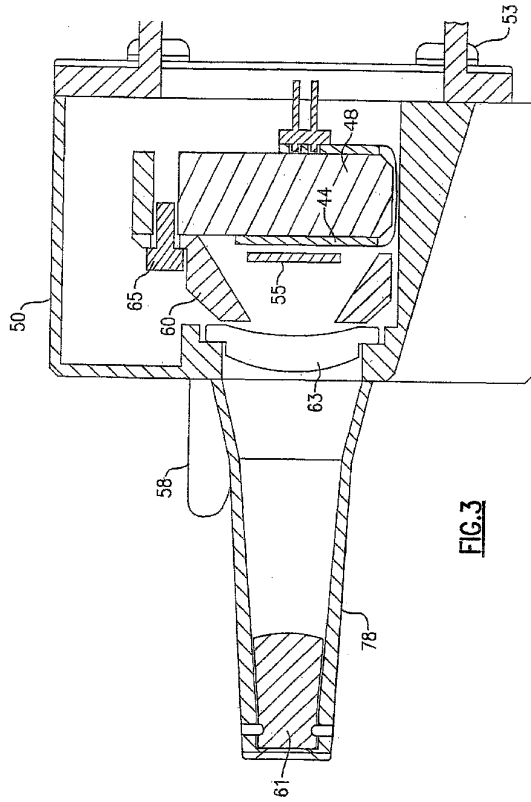


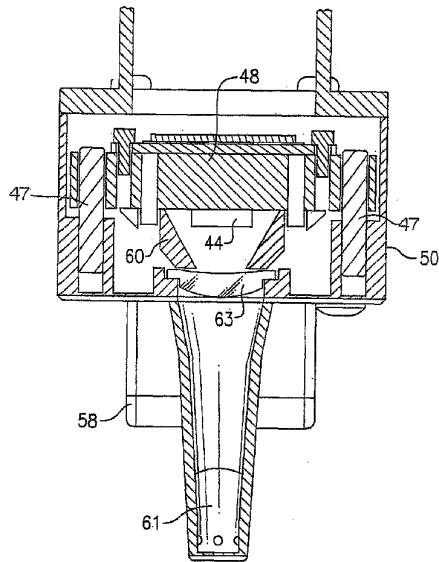
FIG. 2B

WO 02/103306

PCT/US02/11235

4/10



**FIG. 4**

WO 02/103306

PCT/US02/11235

6/10

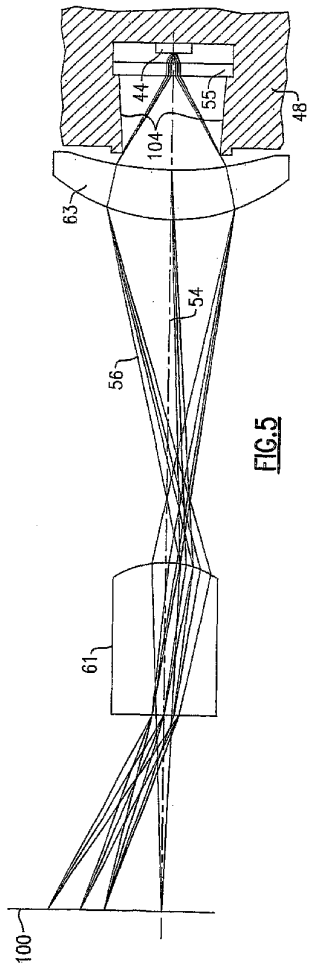


FIG. 5

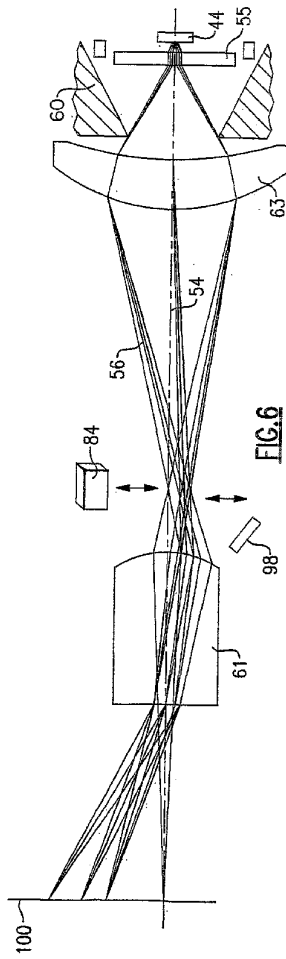
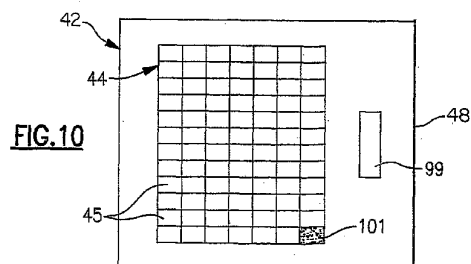
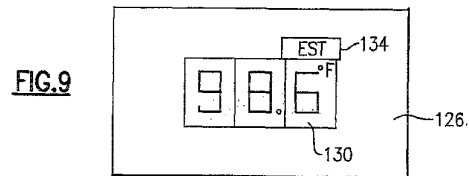
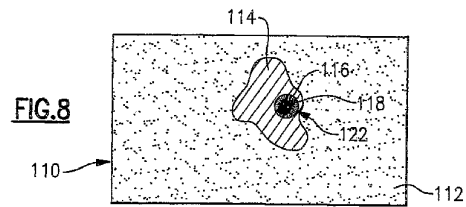
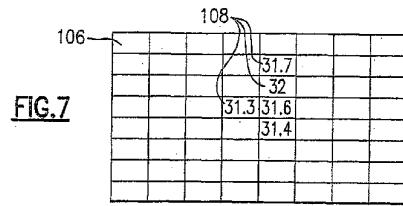


FIG. 6

WO 02/103306

PCT/US02/11235

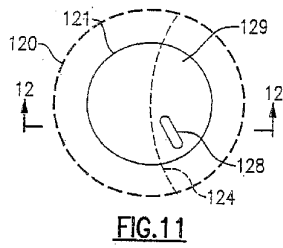
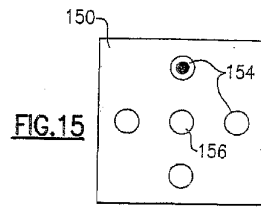
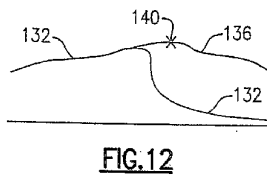
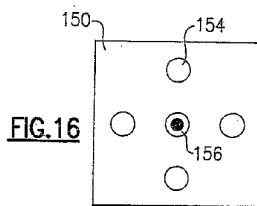
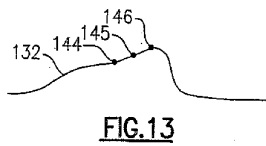
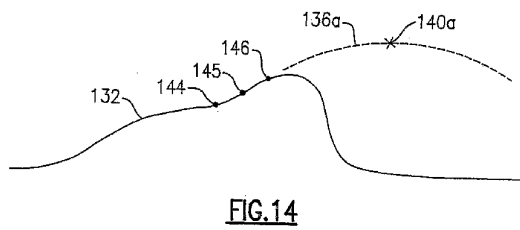
7/10



WO 02/103306

PCT/US02/11235

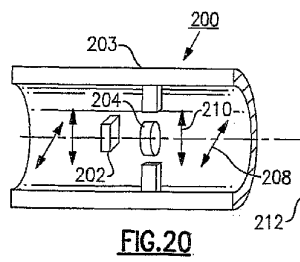
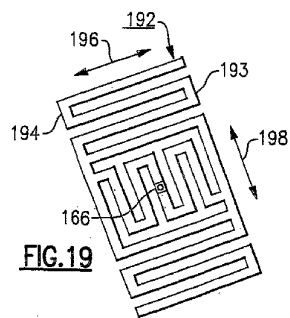
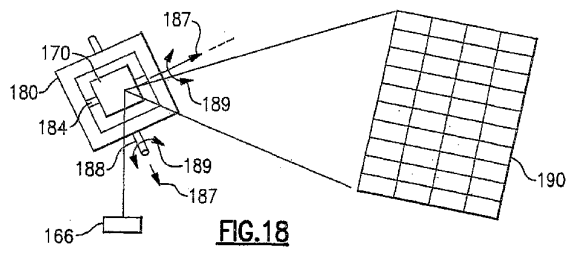
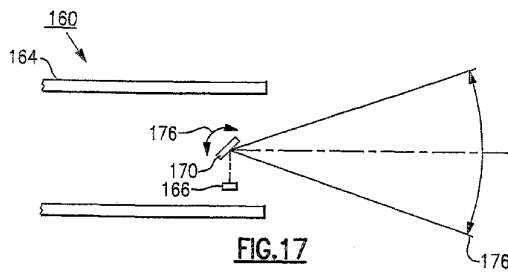
3/10

**FIG. 11****FIG. 15****FIG. 12****FIG. 16****FIG. 13****FIG. 14**

WO 02/103306

PCT/US02/11235

9/10



WO 02/103306

PCT/US02/11235

10/10

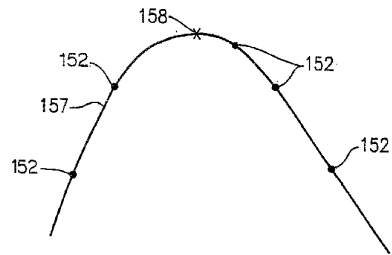


FIG.21

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

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

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
27 December 2002 (27.12.2002)

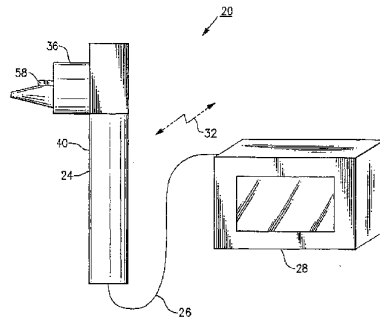
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/103306 A3

- (51) International Patent Classification: G01J 5/00.
G01K 13/00, G01J 5/10, A61B 5/00
- (21) International Application Number: PCT/US02/11235
- (22) International Filing Date: 9 April 2002 (09.04.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/883,973 19 June 2001 (19.06.2001) US
- (71) Applicant: WELCH ALLYN, INC. [US/US]; 4341 State Street Road, Skaneateles Falls, NY 13153 (US).
- (72) Inventors: NEWMAN, Richard, W.; 110 N. Marvino Avenue, Auburn, NY 13021 (US). KRAUTER, Allan, I.; 2224 West Lake Road, Skaneateles, NY 13152 (US).
- (74) Agent: BILINSKI, Peter, J.; 101 South Salina Street, Suite 400, Syracuse, NY 13202 (US).
- (81) Designated States (national): AF, AG, AI, 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KL, 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.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published: — with international search report
- (88) Date of publication of the international search report: 8 May 2003

[Continued on next page]

(54) Title: INFRARED THERMOMETER



(57) Abstract: At least one infrared sensor or a one dimensional sensor array are aimed at a target. A movable mirror scans the target of interest to provide a thermal "image" of the target area. Processing electronics detect the hottest spot of the target as indicated by output signals to directly indicate or estimate a temperature. Preferably, output can be utilized to determine the core temperature of a patient by examination of a target such as the tympanic membrane which is interconnected to the hypothalamus.

WO 02/103306 A3

WO 02/103306 A3



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.

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/US 02/11235
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 601J5/00 601K13/00 601J5/10 A61B5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 601J 601K A61B H04N		
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, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 3 798 366 A (HUNT R ET AL) 19 March 1974 (1974-03-19) the whole document	1,2,4,6, 7,16-22, 85-89, 102-108
Y	---	3
Y	DE 26 49 048 A (TIMELEC AG) 27 April 1978 (1978-04-27) claim 6	3
A	---	44,45,52
A	DE 198 57 145 A (BRAUN GMBH) 23 March 2000 (2000-03-23) abstract --- -/--	1,5,85, 87,90
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: ** 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 *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 claim(s) or which is cited to establish the publication date of another claim or other special reason (see 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 *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 ** 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 *A* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 12 February 2003		Date of mailing of the international search report 20/02/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5610 Patentstrasse 2 NL - 5300 HV Hilversum Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer De Buyzer, H

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/US 02/11235
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 42 403 A (BRAUN GMBH) 23 March 2000 (2000-03-23) claims 1-12	1, 5, 14, 15, 24-34, 42, 44, 83-87, 90, 100, 102, 110, 111, 117, 121, 129
A	WO 86 06163 A (FREMED INC) 23 October 1986 (1986-10-23) abstract	1-3, 35-40, 42, 44, 45, 52, 83-85, 102
X	JP 2000 051155 A (OMRON CORP) 22 February 2000 (2000-02-22) the whole document	44-46, 48, 52, 54, 83-87, 90, 91, 102

INTERNATIONAL SEARCH REPORT				International Application No. PCT/US 02/11235	
Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 3798366	A	19-03-1974	BE 796363 A1		02-07-1973
			CA 1003527 A1		11-01-1977
			DE 2310472 A1		27-09-1973
			ES 412353 A1		16-04-1976
			FR 2174890 A1		19-10-1973
			GB 1423462 A		04-02-1976
			IT 981150 B		10-10-1974
			JP 48102673 A		24-12-1973
			NL 7303096 A		10-09-1973
			SE 391029 B		31-01-1977
			US 3909521 A		30-09-1975
DE 2649048	A	27-04-1978	CH 611417 A5		31-05-1979
			DE 2649048 A1		27-04-1978
			DE 7633969 U1		12-07-1984
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
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
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 3650770 D1		08-08-2002
			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
JP 2000051155	A	22-02-2000	NONE		

フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷ F I テーマコード(参考)
G 0 1 J 5/10 D

(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,P L,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 BA25 BA26 BB11 BC11 CA02 CA11
4C117 XA01 XB01 XD05 XD09 XD27 XE48 XG01 XJ16

专利名称(译)	红外线温度计		
公开(公告)号	JP2004532701A	公开(公告)日	2004-10-28
申请号	JP2003505575	申请日	2002-04-09
[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	G01J5/08 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 A61B5/00.101.E A61B5/00.101.H G01J5/08.D G01J5/10.C G01J5/10.D		
F-TERM分类号	2G066/AC13 2G066/BA09 2G066/BA25 2G066/BA26 2G066/BB11 2G066/BC11 2G066/CA02 2G066/CA11 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD05 4C117/XD09 4C117/XD27 4C117/XE48 4C117/XG01 4C117/XJ16		
优先权	09/883973 2001-06-19 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

将至少一个红外传感器或一维传感器阵列引导到物体。可移动镜扫描感兴趣的物体并提供感兴趣区域的热“图像”。处理电子设备检测由输出信号指示的物体的最热点并直接显示或估计其温度。优选使用该输出通过检查诸如与下丘脑相互连接的鼓膜之类的物体来确定患者的深部体温。

