

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4652643号
(P4652643)

(45) 発行日 平成23年3月16日 (2011. 3. 16)

(24) 登録日 平成22年12月24日 (2010. 12. 24)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/01 (2006. 01)

A 6 1 B 5/00 I O 1 K

G O 1 J 5/48 (2006. 01)

G O 1 J 5/48 E

H O 4 N 7/18 (2006. 01)

H O 4 N 7/18 N

請求項の数 22 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2001-504282 (P2001-504282)
 (86) (22) 出願日 平成12年6月20日 (2000. 6. 20)
 (65) 公表番号 特表2003-520622 (P2003-520622A)
 (43) 公表日 平成15年7月8日 (2003. 7. 8)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2000/016851
 (87) 国際公開番号 W02000/078211
 (87) 国際公開日 平成12年12月28日 (2000. 12. 28)
 審査請求日 平成19年3月29日 (2007. 3. 29)
 (31) 優先権主張番号 60/140, 128
 (32) 優先日 平成11年6月21日 (1999. 6. 21)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 501492867
 ヤナコーネ ビクター ジョン ジュニア
 米国 ニューヨーク 11772 パチョ
 グ ローズ アヴェニュー 58
 (74) 代理人 100103218
 弁理士 牧村 浩次
 (74) 代理人 100107043
 弁理士 高畑 ちより
 (74) 代理人 100110917
 弁理士 鈴木 亨
 (72) 発明者 ヤナコーネ ビクター ジョン ジュニア
 米国 ニューヨーク 11772 パチョ
 グ ローズ アヴェニュー 58

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高解像度ダイナミックデジタル赤外線イメージングのための方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の赤外線 (I R) イメージを作製する方法であって、

(a) 赤外線イメージカメラにより視覚可能な視覚領域において、光学素子 (オプテル) のアレーからの赤外線を受けるように構成された赤外線イメージカメラを配置する工程と

(b) 前記視覚領域におかれた患者からの複数の赤外線フレームを獲得する工程であって、それぞれのフレームが、対応するフレームサンプルインターバルの間に獲得され、かつ、それぞれのフレームが、そのフレームサンプルインターバルの間に、オプテルのアレーから取得した赤外線に対応するように、前記複数の赤外線フレームを獲得する工程と、

(c) 前記アレーから受け取った赤外線の複数の変化率のそれぞれの変化率を、少なくとも二つのフレームにおいて同じオプテルから受けた赤外線の変化に対応するように、前記複数の変化率を決定する工程と、

(d) それぞれの変化率を彩色または灰色の濃淡にマッピングする工程と、

(e) 前記それぞれの変化率の彩色または灰色の濃淡を、前記視覚領域内の対応するオプテルの位置に対応するイメージ内の位置に、マッピングする工程と、

を有する方法。

【請求項 2】

前記複数のフレームがイメージングインターバルにわたって獲得され、

前記それぞれのフレームの獲得が固定されるか、または変動可能であることを特徴とす

10

20

る請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

さらに、絶対温度について、それぞれのオプテルから獲得された赤外線を調節する工程を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記それぞれの変化率を決定する工程 (c) が、1 次微分係数または 2 次微分係数を決定することを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記工程 (b) が、フレームサンプルインターバルの間に、視覚領域においてそれぞれのオプテルからの赤外線を連続的に獲得する工程を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 6】

前記工程 (b) が、視覚領域において全オプテルから実質的に同時に赤外線を獲得する工程を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記工程 (b) が、
患者を周囲温度風にさらす工程と、
フレームの獲得を開始する工程と、
前記患者を、前記周囲温度とは異なる温度で調節された空気流にさらす工程と、
イメージングインターバルの後にフレームの獲得を終了する工程と、
を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

20

【請求項 8】

前記患者に接して、および前記視覚領域内に、少なくとも一つのマーカーを配置する工程であって、

前記少なくとも一つのマーカーが、患者の放射率とは異なる放射率を有することを特徴とする工程をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記少なくとも一つのマーカーが、前記患者の固定された解剖学的な位置に配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

30

前記患者に隣接した視覚領域に、少なくとも一つの鏡を配置する工程と、
前記少なくとも一つの鏡を、前記視覚領域内であるが、前記患者のもう一つの部分によって、前記赤外線イメージカメラから隠された、前記患者の部分から赤外線を反射させるように向きを合わせる工程をさらに含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記赤外線イメージカメラと前記患者との間にグリッドを配置する工程と、
熱的エネルギーを前記グリッドを介して患者に伝達する工程と、
前記患者から、および前記少なくとも一つの鏡から、直接赤外線のフレームを獲得する工程をさらに有する請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

40

前記患者から直接獲得した赤外線と、前記少なくとも一つの鏡から獲得した赤外線から、前記患者の三次元イメージを作製する工程をさらに含む請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

(i) 患者内の腫瘍性疾患プロセスの検出と、
(i i) 患者内の血管形成の検出と、
(i i i) 患者内の痛み処理の治療モダリティのための処置部位の確認、
のうちの一つまたはそれ以上に適用される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

赤外線イメージング装置であって、
前記イメージング装置の視覚領域を形成する光学素子 (オプテル) のアレーのそれぞれ

50

のオプテルから赤外線を検出する検出手段と、

複数の赤外線フレームのそれぞれのフレームが、一つのサンプルインターバルの間に、アレイの全部のオプテルから獲得した赤外線に対応するように、同様な複数のサンプルインターバルにて、前記アレイから前記複数の赤外線フレームを選択的に獲得するように、前記検出手段を制御するための制御手段と、

前記アレイからの検出手段により受けた赤外線の複数の変化率のそれぞれの変化率が、少なくとも二つのフレームにおいて、同様のオプテルから獲得した赤外線の変化に対応するように、前記複数の変化率を決定するためのワークステーションとを備え、

前記ワークステーションが、

それぞれの変化率を色彩または灰色の濃淡にマッピングし、

それぞれの変化率の色彩または灰色の濃淡を、前記視覚領域におけるオプテルに対応した位置に対応するイメージ内の位置に、マッピングするように構成されていることを特徴とする赤外線イメージング装置。

【請求項 15】

それぞれのオプテルが、前記検出手段により処理可能な、視覚領域内における最も小さな素子に対応するように構成されていることを特徴とする請求項 14 に記載の赤外線イメージング装置。

【請求項 16】

それぞれのオプテルから獲得した赤外線を、対応するデータに変換する変換手段をさらに備え、

前記ワークステーションが、それぞれのフレームのそれぞれのオプテルから獲得した赤外線に相当するデータから、少なくとも二つのフレームにおいて同様のオプテルに関する変化率を決定するように構成されていることを特徴とする請求項 14 に記載の赤外線イメージング装置。

【請求項 17】

前記複数のフレームがイメージングインターバルにわたって獲得され、

前記それぞれのフレームの獲得が固定されるか、または変動可能であるように構成されていることを特徴とする請求項 14 に記載の赤外線イメージング装置。

【請求項 18】

それぞれの複数のフレームの獲得がイメージングインターバルにわたって対数的に起こり、

前記獲得が、イメージングインターバルにおいて後に増加するように構成されていることを特徴とする請求項 14 に記載の赤外線イメージング装置。

【請求項 19】

前記少なくとも二つのフレームが少なくとも一つのフレームにより分割されていることを特徴とする請求項 14 に記載の赤外線イメージング装置。

【請求項 20】

前記獲得フレームが、前記視覚領域に収容された患者の心拍サイクルと同期し、

前記少なくとも二つのフレームが、二つの異なる心拍サイクルの同様な部分の間に獲得されるように構成されていることを特徴とする請求項 14 に記載の赤外線イメージング装置。

【請求項 21】

前記視覚領域に収容された患者に隣接して配置された少なくとも一つの鏡をさらに含み、

前記少なくとも一つの鏡が、前記視覚領域に収容され、

前記少なくとも一つの鏡が、前記視覚領域内であるが、患者のもう一つの部分により前記検出手段から隠された前記患者の部分から赤外線を反射させるように向けられていることを特徴とする請求項 14 に記載の赤外線イメージング装置。

【請求項 22】

(i) 腫瘍性疾患プロセスの検出と、

10

20

30

40

50

(i i) 血管形成の検出と、

(i i i) 痛み処理の治療モダリティのための処置部位の同定

のうちの一つまたはそれ以上のために患者に利用されることを特徴とする請求項 1 4 に記載の赤外線イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の技術的背景】

熱イメージングとも呼ばれる赤外線イメージングは、従来より印刷回路板やタービン翼などの非破壊検査に用いられている。設備が不十分であり、しかも、生物による赤外線エネルギーの放射線に関する一般的な学説が、そのような放射線について裏付けられる基礎となる生理学的プロセスに対して不足しているという理由から、赤外線イメージングの医用診断への適用は制限されている。

10

【 0 0 0 2 】

初期の赤外線イメージングは、不十分な分解能の検出装置によるものであり、医用診断に用いるには信頼性を欠く不十分なものであった。赤外線検出技術の進歩にもかかわらず、体の表面の温度のわずかな変化の検出を目的として使用される赤外線イメージカメラでは、医用診断を効果的にする十分なデータは得られない。

【 0 0 0 3 】

従って、本発明は、赤外線イメージシステム、およびこの赤外線イメージシステムを用いた、熱的ストレスに対し身体から放射される赤外線の性質の変化を検出し、熱的ストレスに対する身体の反応から生理学的機能についての診断情報を得るための方法を提供することを目的とする。

20

また、本発明は、身体が放射する赤外線を立体映像的に観察し、分析できる赤外線イメージシステムを提供することを目的とする。

【 0 0 0 4 】

本発明のさらなる目的は、当業者が以下の詳細な説明を解釈することにより明らかになるであろう。

【 0 0 0 5 】

【発明の概要】

本発明者らは、患者の赤外線イメージを作製する方法を発明した。

30

この方法は、赤外線イメージカメラの可視領域にある光学素子のアレーから赤外線を受けるとともに構成された赤外線イメージカメラを配置する工程を含む。

視覚領域におかれた患者から、複数の赤外線のフレームが得られる。それぞれのフレームは、対応するフレームサンプルインターバルの間に得られる。また、それぞれのフレームは、そのフレームサンプルインターバル間に光学素子アレーから得られた赤外線に対応する。

【 0 0 0 6 】

このアレーから受け取られた赤外線の複数の変化率は、それぞれの変化率が同じ光学素子から少なくとも二つのフレームにおいて受け取られた赤外線の変化と対応するように決定される。それぞれの変化率は、色彩または灰色の濃淡にマッピングされ、それぞれの変化率の色彩または灰色の濃淡は、視覚領域内の対応する光学素子の位置に応じてイメージ内の位置にマッピングされる。

40

【 0 0 0 7 】

この複数のフレームは、イメージングインターバルにわたって獲得され、前記それぞれのフレームの獲得は一定的であっても、変動的であってもよい。それぞれの光学素子への赤外線放射は、絶対温度に合わせて調節され、それぞれの変化率の決定は、1次微分係数または2次微分係数を決定する工程を含む。

【 0 0 0 8 】

フレームの獲得を開始する前に、患者は周囲温度風にさらされる。その後、フレームの獲得を開始し、患者は周囲温度とは異なる温度に調節された空気流にさらされる。イメージ

50

ングインターバルの後、フレームの獲得が終了される。

患者の放射率とは異なる放射率のマーカが、患者と接して視覚領域内に少なくとも一つ配置される。好ましくは、この少なくとも一つのマーカは、患者の特定の解剖学的位置に配置されるのが望ましい。

【0009】

視覚領域内に患者と隣接させて、一枚もしくはそれ以上の鏡を配置してもよい。この一枚もしくはそれ以上の鏡は、視覚領域内であるが、患者の他の部位によって隠されて赤外線イメージングカメラからは見えない部位からの赤外線を反射するように向きを合わせて配置される。

赤外線イメージカメラと患者との間に、グリッドを配置してもよい。このグリッドを通して熱エネルギーが患者に伝わり、赤外線フレームを、前記患者、および前記一枚もしくはそれ以上の鏡から直接得ることができる。前記患者、および前記一枚もしくはそれ以上の鏡から直接得られた赤外線から、患者の三次元イメージが作製される。

【0010】

また、本発明者らは、赤外線イメージング装置を発明した。

前記イメージング装置は、前記イメージング装置の視覚領域を形成する光学素子アレーのそれぞれの光学素子からの赤外線を検出する手段を有する。

同様な複数のサンプルインターバルにて、前記アレーからの複数の赤外線フレームを選択的に得るように検出手段を制御する調節部が接続されている。

【0011】

それぞれのフレームは、一つのサンプルインターバル間に、アレーの全光学素子から獲得される赤外線に対応している。ワークステーションは、検出手段によって受け取られたアレーからの赤外線の複数の変化率を決定する。それぞれの変化率は、それぞれ同様の光学素子から、少なくとも二つのフレームにおいて得られた赤外線の変化に対応する。前記ワークステーションは、それぞれの変化率を、色彩または灰色の濃淡にマッピングする。そして、前記ワークステーションは、前記それぞれの変化率の色彩または灰色の濃淡を、前記視覚領域内の対応する光学素子の位置に対応したイメージ内の位置にマッピングする。

【0012】

好ましくは、それぞれの光学素子は、前記検出手段により処理可能な、視覚領域内の最も小さな素子に対応するのが望ましい。

前記イメージング装置は、それぞれの光学素子から得られた赤外線を、対応するデータに変換するための手段を有していてもよい。前記ワークステーションは、それぞれのフレームのそれぞれの光学素子から得られた赤外線に対応するデータから、少なくとも二つのフレームにおける同様な光学素子の変化率を決定する。

【0013】

好ましくは、複数のフレームのそれぞれのフレームは、イメージングインターバルにわたって対数的に獲得され、前記獲得がイメージングインターバルにおいて後に増加することが好ましい。

フレームの獲得は、視覚領域内に置かれた患者の心拍サイクルと同期されている。前記少なくとも二つのフレームが、異なる心拍サイクルの同様な部位の間に獲得される。

【0014】

【好ましい実施形態の詳細な説明】

図1に示したように、赤外線(IR)イメージシステム2は、ワークステーション6に接続された赤外線イメージカメラ4を備えている。赤外線イメージカメラ4は、ワークステーション6からのコマンド信号を受け取り、ワークステーション6に、赤外線イメージカメラ4によって受け取られた赤外線放射についての数値データと情報を、ワークステーション6に供給するようになっている。

【0015】

また、ワークステーション6には、当該技術分野で知られているように、赤外線イメージシステム2のユーザーによって用いられる、プリンター8と、記憶装置10と、ディス

10

20

30

40

50

レイ 12 と、ポインティング装置 14 と、キーボード 16 と、電力調整装置 18 とが接続されている。

また、図 1 および図 2 に示したように、赤外線イメージカメラ 4 は、ワークステーション 6 と通信するためのデータ受信機 22 と、データ送信機 24 とを備えている。ソフトウェアプログラムの制御によって作動する調節部 26 が、データ受信機 22 からのデータを受け取るために接続されている。

【0016】

赤外線イメージカメラ 4 は、当該技術分野で知られているように、許容可能な作動温度にまで検出装置 28 を冷却するための冷却システム 30 に接続された検出装置 28 を備えている。検出装置 28 は、赤外線レンズ 32 からの赤外線を受け取るようになっている。この検出装置 28 は、検出装置 28 によって受け取られた赤外線を検出装置 28 上に、焦点を合わせるように構成されている。

10

【0017】

赤外線が赤外線レンズ 32 に到達する前に、赤外線は、フロントパネルビューポート 44 を通過し、所定の場合には、光学フィルター 46 を通過する。

赤外線レンズ 32 の焦点合わせのための焦点システム 62 が、調節部 26 からの制御信号を受け取るために接続されている。調節部 26 の制御の下で、赤外線レンズ 32 の光学焦点および/またはズームを、昨今のデジタル写真システムとして良く知られている焦点システム 62 を介して調節することができるようになっている。

20

【0018】

駆動機構を備えた X - Y 位置決めステージ 64 が、方向を制御するために、赤外線レンズ 32 と検出装置 28 に連結されている。この方向から、赤外線レンズ 32 と検出装置 28 が、光学フィルター 46 から赤外線レンズ 32 と検出装置 28 まで伝播する赤外線を検知するようになっている。

調節部 26 からの制御信号を受け取るために、位置制御装置 66 が接続されている。調節部 26 の制御の下で、位置制御装置 66 によって、X - Y 位置決めステージ 64 が制御されるようになっている。これによって、赤外線レンズ 32 と検出装置 28 とを選択的に位置決めして、光学フィルター 46 の選択部分からこれらの赤外線レンズ 32 と検出装置 28 まで伝播する赤外線ビームを検出することができるようになっている。

30

【0019】

検出装置 28 からの検出装置 28 によって受け取られた赤外線の強度に対応する信号を受け取るために、プリアンプ 76 が接続されている。プリアンプ 76 によって、検出装置 28 によって出力されたそれぞれの信号が増幅およびフィルターされる。そして、増幅およびフィルターされたそれぞれの信号が、イメージ A / D 変換器 78 に供給される。

【0020】

このイメージ A / D 変換器 78 では、プリアンプ 76 からの増幅およびフィルターされたそれぞれの信号が、ゲートアレーのような、イメージ処理システム 80 に供給されるデジタル信号に変換されるようになっている。調節部 26 の制御の下での作動において、イメージ処理システム 80 によって、ワークステーション 6 に送信するために、赤外線データと情報とが、データ送信機 24 に供給されるようになっている。

40

【0021】

温度校正システム 82 からの絶対温度についてのデータと情報を受け取るために、プリアンプ 76 が接続されているのが望ましい。調節部 26 の制御の下で、温度校正システム 82 によって、プリアンプ 76 に絶対温度校正データが供給されるようになっている。プリアンプ 76 では、温度校正システム 82 からの絶対温度校正データと、検出装置 28 によって出力されたそれぞれの信号とが合成される。これによって、検出装置 28 によって受け取られた赤外線の絶対温度のために、プリアンプ 76 によって出力された増幅およびフィルターされた信号が調節されるように構成されている。

【0022】

焦点システム 62 と、X - Y 位置決めステージ 64 と、温度校正システム 82 と、プリア

50

ンプ 7 6 と、周囲温度センサー 8 6 とから出力されたアナログ信号を受け取るために、A / D 制御変換器 8 4 が接続されている。

調節部 2 6 の制御の下で、A / D 制御変換器 8 4 によって受け取られたアナログ信号に対応するデジタル信号が、A / D 制御変換器 8 4 によって、選択的に調節部 2 6 に供給されるようになっている。A / D 制御変換器 8 4 からの調節部 2 6 によって受け取られたデジタル信号は、赤外線イメージカメラ 4 の作動を制御するために、調節部 2 6 によって使用されるようになっている。

【 0 0 2 3 】

また、図 1、図 2、および図 3 に示したように、調節部 2 6 は、検出装置 2 8 による赤外線のサンプリングと、赤外線レンズ 3 2 の焦点と、X - Y 位置決めステージ 6 4 の位置とを必要に応じて制御するようになっている。これによって、赤外線イメージカメラ 4 によって視覚可能な全視覚領域 (t FOV) 9 2 にある光学素子 (オプテル) 9 0 のアレーにある、それぞれの光学素子 (オプテル) 9 0 から、赤外線を受け取り、記憶するように構成されている。

【 0 0 2 4 】

本明細書において、「光学素子」、または「オプテル」なる用語は、検出装置 2 8 の瞬間的な視覚領域 (i FOV) において個別に処理することのできる全視覚領域 (t FOV) の最も小さい素子を示している。

作動の際には、赤外線イメージカメラ 4 は、全視覚領域 (t FOV) 9 2 のそれぞれのオプテルから赤外線を得るようになっている。例えば、図 3 に示したように、全視覚領域 (t FOV) 9 2 の位置 X 1 , Y 1 にあるオプテル 9 0 から開始され、調節部 2 6 によって、X - Y 位置決めステージ 6 4 と、検出装置 2 8 と、赤外線レンズ 3 2 とが制御される。これによって、固定された垂直な Y 軸の配置の水平な X 軸に沿って、それぞれのオプテル 9 0 からの赤外線を得るようになっている。

【 0 0 2 5 】

特に、赤外線イメージカメラ 4 は、全視覚領域 (t FOV) 9 2 に含まれた、位置 X 1 , Y 1 と、位置 X 6 4 0 , Y 1 との間のそれぞれのオプテル 9 0 から、赤外線を得るようになっている。次いで、赤外線イメージシステム 2 によって、X - Y 位置決めステージ 6 4 の位置が調整され、これによって、全視覚領域 (t FOV) 9 2 に含まれた、位置 X 1 , Y 2 と、位置 X 6 4 0 , Y 2 との間のそれぞれのオプテル 9 0 から、赤外線を得るようになっている。このようにして、赤外線イメージカメラ 4 は、全視覚領域 (t FOV) 9 2 を形成する全てのオプテルが得られるまで、全視覚領域 (t FOV) 9 2 内のオプテル 9 0 をスキヤニングし続けるようになっている。

【 0 0 2 6 】

図 2 に示した赤外線イメージカメラ 4 は、1 つの検出装置 2 8 を有しているので、赤外線イメージカメラ 4 では、全視覚領域 (t FOV) 9 2 のそれぞれの位置でのオプテル 9 0 からの情報が慎重な時間にわたって必然的に得られる。

全視覚領域 (t FOV) 9 2 での、位置 X 1 , Y 1 でのオプテル 9 0 のサンプリングと、位置 X 6 4 0 , Y 4 8 0 との間のインターバル、すなわち、フレームサンプルインターバルが、イメージすべき対象物からの赤外線の変化率によって決定される。この場合、イメージすべき対象物からの赤外線の変化率の関数として、フレームサンプルインターバルを調整することができる。

【 0 0 2 7 】

赤外線イメージカメラ 4 によって、フレームサンプルインターバルについて、複数回にわたって、全視覚領域 (t FOV) 9 2 のそれぞれの位置でのオプテル 9 0 がサンプリングされるのが望ましい。そして、赤外線イメージカメラ 4 によって、全視覚領域 (t FOV) 9 2 の全ての位置でのそれぞれのオプテル 9 0 のサンプルが平均されて、以下に記載した方法を用いたそれぞれのオプテル 9 0 から受け取られた赤外線の平均値を得るようになるのが望ましい。

【 0 0 2 8 】

光導電検出器の場合には、そのようなサンプリングから得られた情報（電圧出力）が合計され、光起電検出器の場合には、情報（電流出力）が積分される。

全視覚領域（ $tFOV$ ）92のそれぞれの位置でのオブテル90の検出装置28によって検出された瞬間のまたは平均の赤外線絶対温度のデジタル値が、イメージA/D変換器78によって決定される。

【0029】

次に、フレームスキャンインターバルの間に、全視覚領域（ $tFOV$ ）92のそれぞれの位置でのオブテル90の得られたデジタル値が、イメージ処理システム80によって、フレーム94内に配置される。フレーム94のそれぞれのオブテル90と関連するデジタル値は、対応するフレームサンプルインターバルにわたって、イメージすべき対象物の特定の位置から、検出装置28によって受け取られた赤外線の絶対温度を示すのが望ましい。

10

【0030】

図4および図1～図3に示したように、赤外線イメージカメラ4では、例えば、5分のイメージングインターバルにわたってイメージすべき対象物の、例えば、F1～F200の複数のフレームを得るように構成されている。

イメージ処理システム80において、それぞれのフレーム94が受け取られて、アッセンブルされた時に、データ送信機24を介して、イメージ処理システム80からワークステーション6に転送されるそれぞれのフレーム94が、調節部26によって生じるようになっている。

【0031】

20

医学の分野に適用する際には、複数のフレーム94のそれぞれの獲得が、イメージングインターバルにわたって、隣接するフレーム94の増加する獲得の発生が、イメージングインターバルで遅れて発生するように、対数的に生じるのが望ましい。しかしながら、隣接するフレーム94の獲得は、所望の方法で、固定するか、または変動するようにすることができる。

【0032】

図5および図1～図4に示したように、それぞれのフレーム94の同様のオブテル90で得られた温度を、図示のために、例えば、曲線100～106のような温度-時間曲線で示すことができる。

複数のフレーム94が、イメージングインターバルにわたって得られた時には、それぞれのフレーム94の同様なオブテル90のために、それぞれの温度-時間曲線の第1の変化率、すなわち、1次微分係数と、および/または、それぞれの温度-時間曲線の第2の変化率、すなわち、2次微分係数とが、ワークステーション6によって決定される。

30

【0033】

例えば、温度-時間曲線100は、図4に示されたフレームF1～F200の位置X3，Y3でのオブテル90の温度対時間を示している。同様に、温度-時間曲線102、104および106は、図4に示されたフレームF1～F200の位置X3，Y7；X10，Y3；および位置X10，Y7でのオブテル90の温度対時間を示している。

【0034】

それぞれのフレーム94の同様な位置でのオブテル90から、または、例えば、フレームF85～F150のような、ある選択された温度-時間曲線から、例えば、100、102、104および106のような第1の変化率、および/または、第2の変化率が、ワークステーション6によって決定される。

40

ワークステーション6は、ディスプレイのための特有な色を出すために、例えば、100～106のようなそれぞれの温度-時間曲線の第1の変化率と、および/または、第2の変化率をマッピングするようになっている。好ましくは、腫瘍性の乳房の組織の早期確認のための医学分野での適用においては、最も大きい第1の変化率、および/または、第2の変化率を有する曲線に青色がマッピングされ、最も小さいすなわち少ない第1の変化率、および/または、第2の変化率を有する曲線に赤色がマッピングされるのが望ましい。

【0035】

50

最も大きい第 1 の変化率、および / または、第 2 の変化率と、最も小さい第 1 の変化率、および / または、第 2 の変化率との間の第 1 の変化率、および / または、第 2 の変化率を有する曲線には、赤色と青色との間の色がマッピングされる。

例えば、図 5 において、フレーム F 8 5 とフレーム 1 5 0 との間では、最も大きい第 1 の変化率、および / または、第 2 の変化率を有する温度 - 時間曲線 1 0 0 には、ワークステーション 6 によって、青色がマッピングされる。また、温度 - 時間曲線 1 0 2 には、ワークステーション 6 によって、緑色がマッピングされる。さらに、最も小さい第 1 の変化率、および / または、第 2 の変化率を有する温度 - 時間曲線 1 0 6 には、ワークステーション 6 によって、赤色がマッピングされる。

【 0 0 3 6 】

次に、全視覚領域 (t FOV) 9 2 のそれぞれのオブテル 9 0 またはオブテル 9 0 のグループの位置が、ディスプレイ 1 2 の対応するピクセルまたはピクセルのグループに、ワークステーション 6 によってマッピングされる。

例えば、1 0 0 ~ 1 0 6 のようなそれぞれの温度 - 時間曲線の一部または全ての第 1 の変化率、および / または、第 2 の変化率に、色がマッピングされた時には、ワークステーション 6 によって、全視覚領域 (t FOV) 9 2 の対応するオブテル 9 0 の位置に対応する位置を有するピクセルでディスプレイ 1 2 に表示される、それぞれの温度 - 時間曲線の第 1 の変化率、または、第 2 の変化率のマッピングされた色が生じる。

【 0 0 3 7 】

このようにディスプレイ 1 2 にマッピングされた色によって、第 1 の変化率、または、第 2 の変化率のカラー勾配マップイメージが、ディスプレイ 1 2 上に形成される。

また、ワークステーション 6 は、幾つかの選択した複数のフレーム 9 4 のそれぞれの温度 - 時間曲線を、第 1 の変化率、および / または、第 2 の変化率のグレースケールにマッピングして、グレースケール勾配マップイメージを形成することができるようになっている。

【 0 0 3 8 】

好ましくは、グレースケールは、白色の最も大きいまたは最も小さい第 1 の変化率、または、第 2 の変化率と、黒色の最も大きいまたは最も小さいその他の第 1 の変化率、または、第 2 の変化率との間に、範囲を広げるのが望ましい。

また、ワークステーション 6 は、所定の第 1 の変化率または第 2 の変化率よりも、小さいかまたは大きい第 1 の変化率または第 2 の変化率を有する幾つかの複数の選択されたフレーム 9 4 のそれぞれの曲線を、グレースケールにマッピングすることができる。

【 0 0 3 9 】

また、ワークステーション 6 は、所定の第 1 の変化率または第 2 の変化率よりも、小さいかまたは大きい他の第 1 の変化率または第 2 の変化率を有する幾つかの複数の選択されたフレーム 9 4 のそれぞれの曲線を、1 つまたはそれ以上の色にマッピングすることができる。これによって、混ぜ合わされたグレースケールとカラー勾配マップイメージを作製することができる。

【 0 0 4 0 】

さらに、それぞれのフレーム 9 4、または選択したフレーム 9 4 のデータは、グレースケール、および / または、カラー勾配マップイメージのディテールを強調するために、フィルタし、増幅することができる。

本発明は、乳房の腫瘍の早期発見に特に適用でき、より詳細には、乳房の中で成熟する新生物のプロセスに関連した新しい血管形成の検知に適用することができる。特に、乳房の腫瘍が成長するにつれて、血管形成として知られているプロセスが生じて、腫瘍性の病巣または初期の腫瘍が、独立した血液の供給を発達させることが知られている。

【 0 0 4 1 】

新しい血管形成によって形成された血管は、身体の交感神経系あるいは自律神経系には反応しないことが観察されている。従って、新しい血管形成が、身体内の同じ器官内の隣接する部位の反応に一致した熱的ストレスに応じた応答を示す結果として、外的な熱的スト

10

20

30

40

50

レスに反応して、身体内の部位には、血液が供給される。このような血液の供給は、新しい血管形成の結果による血液供給ではない。

【 0 0 4 2 】

皮膚の部位からの時間とともに照射された赤外線は、様々な構造と体系の組織的なレベル、例えば、細胞、組織、器官、および/または、システムにおいて、基礎となっている生理学のプロセス、生化学のプロセスおよび神経学上のプロセスに対して、マッピングすることができる。

身体内の新しい血管形成の組織部位と関連した皮膚の部位からの赤外線は、新しい血管形成と何ら関連しない血液の供給を有しない身体の皮膚の部位からの赤外線と比較した場合に、かなり相違することがわかる。

10

【 0 0 4 3 】

赤外線イメージシステム2を用いた、温度 - 時間曲線と、それぞれの温度 - 時間曲線の第1の変化率と、および/または、第2の変化率についての情報を獲得する上記の方法によって、本発明によれば、新しい血管形成の存在を確認できるとともに、乳房の内部のそのような血管形成の位置についての重要なデータを得ることができる。従って、本発明によれば、患者が活発な腫瘍のプロセスが進行中であることの早期発見、または患者の腫瘍が既に収縮したことを早期に確認することができる。

【 0 0 4 4 】

さらに別の本発明の適用としては、皮膚から発散された赤外線を調べて、赤外線が統計学的にかなりの過度な異常な部位、または、赤外線が統計学的に不足する異常な部位と同様に、アニゴソーム(anigosome)、サーマトームス(thermatomes)を確認する数理学的および統計学的方法に適用できる。このような赤外線は、赤外線の様々な組織的なレベル、例えば、細胞、組織、器官、および/または、システムにおいて、基礎となっている生理学のプロセス、生化学のプロセスおよび神経学上のプロセスに対して、マッピングすることができる。

20

【 0 0 4 5 】

このような情報は、例えば、鍼(はり)療法、指圧療法、または、例えば、治療力のある赤外線または無線周波数エネルギーのような外的な電磁気放射などの代替の治療法によって、慢性的な痛みを治療、特に、筋膜性の痛みを治療する際において特に価値がある。アニゴソーム(anigosome)、およびサーマトームス(thermatomes)を確認するために本発明を適用することによって、「西洋」医学の開業医が、例えば、鍼(はり)療法、および指圧療法などの「東洋」医学または「オリエンタル」医学の治療技術を効果的に用いることができる。そして、「東洋」医学または「オリエンタル」医学の開業医が、「西洋」の健康ケアプロバイダーに、開業医の所見と技術を伝えることができる。

30

【 0 0 4 6 】

図6および図1~図5に示したように、乳房114の検査の際に、患者Pから受け取る赤外線から得られた情報を参照して本発明を説明する。

好ましくは、患者Pは、垂直軸113から角度 傾斜した背部112を備えたベンチまたは椅子110に座っているか、または、患者Pは、立った状態で、傾斜ボード(図示せず)に寄りかかっている。

40

【 0 0 4 7 】

角度 を選択することによって、それぞれの乳房114の下側が、赤外線イメージカメラ4の全視覚領域(\pm FOV)92内にあるようになっている。乳房114の横方向の領域と、腋の下領域との赤外線イメージングを可能とするために、患者Pは、腕を横方向に移動して、身体から離れた頭の方に移動させ、サポート115上に、ひじと前腕を支持している。

【 0 0 4 8 】

赤外線イメージカメラ4は、患者Pから離間して配置され、これにより、患者Pの前部の胸の全領域C、および、特に、患者の乳房114が、赤外線イメージカメラ4の全視覚領域(\pm FOV)92内にあるようになっている。

50

好ましくは、赤外線イメージカメラ 4 は、患者Pの乳房 1 1 4 と隣接する胸部 1 1 6 とが、全視覚領域 (tFOV) 9 2 の大部分を占めるように配置するのが望ましい。しかしながら、赤外線レンズ 3 2 は、患者Pの特定の限られた領域を光学的にズームするように調整することができ、これによって、このような選択した領域から赤外線を受け取ることができる。

【 0 0 4 9 】

本発明では、赤外線レンズ 3 2 を用いた光学的なズームによって、患者Pの選択された領域から、赤外線の受け取りが遮断されることになる。しかしながら、それぞれのオブテル 9 0 によって見える患者Pの表面領域は増加しない。

光学的ズームによるオブテル 9 0 のより小さいアレーの赤外線イメージの受け取りによって、イメージングされる患者Pの部分集合のイメージの解像度を改善することになる。

10

【 0 0 5 0 】

患者Pと赤外線イメージカメラ 4 との間の距離は、重要な生理学的情報を得るために、赤外線レンズ 3 2 の焦点距離と、全視覚領域 (tFOV) 9 2 内にあるべき患者Pの領域との間の条件 (トレードオフ) として選択される。

この目的のために、赤外線レンズ 3 2 は、全視覚領域 (tFOV) 9 2 内でイメージングされる患者Pの全ての部分が焦点内にあるように構成するのが望ましい。好ましくは、赤外線イメージカメラ 4 の赤外線レンズ 3 2 は、検出装置 2 8 によって見ることで見ることのできるそれぞれのオブテル 9 0 の寸法よりも小さい錯乱円に沿った長い焦点距離と回折限界とを有するように構成するのが望ましい。

20

【 0 0 5 1 】

このような組み合わせによって、赤外線イメージカメラ 4 は、被写界深度を有しており、これによって、患者Pのサブ部分のそれぞれが、赤外線イメージカメラ 4 から離間しているにもかかわらず、全視覚領域 (tFOV) 9 2 内に患者Pのそれぞれの部分を焦点合わせることができる。

患者Pとベンチ 1 1 0 は、患者Pが衣服を脱いだ際に快適な周囲温度を有する部屋 1 1 8 内に収容されている。ベンチ 1 1 0 に患者Pが座ってから適当な時間の後、患者Pに何らの熱的ストレスがかかっていない状態で、患者Pから受け取られる赤外線によって示される絶対温度に対応したデジタル値のフレーム 9 4 の獲得が、赤外線イメージカメラ 4 によって開始される。

30

【 0 0 5 2 】

外部の熱的なストレスがかけられる前に、十分な「ベースライン」の情報を獲得するために必要なフレームの数と時間の長さが、人の操作者によって、または獲得されたデータのコンピュータ分析によって自動的に決定される。

熱的なストレスが存在しない状態でフレーム 9 4 の所望の数が得られた後に、患者Pは、患者Pの正面に配置された1つまたはそれ以上のヒート / 冷却ポンプ 1 2 2 からの調整された空気流 1 2 0 に晒される。

【 0 0 5 3 】

この1つまたはそれ以上のヒート / 冷却ポンプ 1 2 2 は、実質的に均一な調整された空気流を供給して、一定の試験プロトコールに基づいて、略一定の割合で全視覚領域 (tFOV) 9 2 内の患者Pの部分、冷却、または、暖めるように配置される。

40

好ましくは、ヒート / 冷却ポンプ 1 2 2 から患者Pに供給される調整された冷却空気流 1 2 0 の温度は、部屋 1 1 8 の周囲温度とは異なっているが、患者Pにとってその場合にも快適であるのが好ましい。周囲の部屋の温度よりも 1 0 °Fだけ低い温度に調整された空気流 1 2 0 の温度によって、患者Pの所望の交感神経反応が生じることが観察されている。

【 0 0 5 4 】

しかしながら、一定の臨床条件では、皮膚の表面に血液がより流れるようにするために、冷却する前に、それぞれの乳房 1 1 4 を暖めるのが適切である。また、患者Pは、周囲の環境条件の結果、既に血管収縮が生じていないのが適切である。

50

例えば、暖めから冷却、および冷却から暖めのような、熱的ストレスの変化に応じて、患者Pから受け取られる赤外線から、追加の重要な情報を得ることができる。これらの熱的ストレスの変更によって、下にある組織や器官の一定の生理学的プロセスに関連した特定の皮膚の赤外線放射における一種の生理学的ヒステリシスを提供することができる。

【0055】

例えば、ヒート/冷却ポンプ122によって、調整された空気流120が患者Pに最初に供給され、赤外線イメージカメラ4によって、患者Pの乳房114の複数のフレーム94が獲得される。

一定の基礎となる生理学的マニフェストが、暖め/冷却サイクルの際のそのようなプロセスと関連する皮膚の領域からの赤外線において変化する。より応答性の小さい組織に関連したオプテル90から受け取られた赤外線の第1の変化率、および/または、第2の変化率に対して、これらの特定の領域に関連したオプテル90から受け取られた赤外線の第1の変化率、および/または、第2の変化率における統計学的に重要な相違が導かれることになる。

【0056】

この第1の変化率、および/または、第2の変化率の相違は、グレースケール、および/または、カラー勾配マップイメージの相違として、ディスプレイ12上に表示することができる。また、下方にある構造および組織の三次元的イメージを、獲得したデータから現すことができる。

一定の磁気材料と関連したヒステリシスの特徴と特性に類似した組織の特徴と特性の結果、暖めの後に冷却する、「暖めと冷却」サイクル、および/または、冷却の後に暖める、「冷却と暖め」サイクルから構成される熱的ストレスによって、赤外線イメージシステム2の能力が向上される。これによって、例えば、患者Pの乳房114のような、新しい血管形成の進行と関連した組織の領域を確認することができる。

【0057】

ヒート/冷却ポンプ122からの調整された冷却空気流120に反応して、患者Pの交感神経系によって、冷却された患者Pの皮膚表面領域への血流が限定される。しかしながら、交感神経系は、経験された新しい血管形成、または血管形成の開始が経験される患者Pの組織への血流を限定するものではない。

従って、血液の供給が、新しい血管形成、または血管形成の進行に関連した患者Pの、それらの組織または器官と関連した患者Pの皮膚領域からの赤外線は、患者Pの他の組織と同様な方法で、調整された冷却空気流120に対して反応しない。

【0058】

図5および図7に示したように、例えば、全視覚領域(tFOV)92の位置X3, Y3でのオプテル90で見られる患者Pの皮膚表面領域によって、調整された冷却空気流120による患者Pの冷却にตอบสนองして、フレームF24とフレームF200との間の温度-時間曲線100が作製される。

同様に、調整された冷却空気流120による患者Pの冷却によって、フレームF24とフレームF200との間の位置X3, Y7; 位置X10, Y3; および位置X10, Y7でのオプテル90で見られる患者Pの皮膚表面領域が生じて、それぞれ、温度-時間曲線102、104、および106が作製される。

【0059】

図5に示したように、フレームF85とフレームF150との間において、曲線104と曲線106は、曲線100と曲線102よりも、第1の変化率と第2の変化率が小さく示されている。この第1の変化率と第2の変化率における相違は、位置X10, Y3と位置X10, Y7でのオプテル90に見られる患者Pの皮膚表面領域が、位置X3, Y3と位置X3, Y7でのオプテル90に見られる患者Pの皮膚表面領域のように、冷却空気流120による冷却にตอบสนองしていないことを示している。

【0060】

これによって、全視覚領域(tFOV)92内の患者Pの組織が、血管形成の開始が経験さ

10

20

30

40

50

れるか、または、新しい血管形成の結果として血液が既に供給されたことを示すことができる。

血管形成または血管形成の進行についての情報を提供できることに加えて、本発明によれば、交感神経系によってその血流が調整されている、いかなる組織、器官、または生理学的組織についての活動についての重要な情報を提供することもできる。

【0061】

好ましくは、人の乳房の腫瘍疾患の早期発見の特定のケースにおいて、例えば、フレームF85のようなスタートのフレーム94と、全視覚領域(tFOV)92内のそれぞれの位置におけるオプテル90の温度-時間曲線の第1の変化率、および/または、第2の変化率を検出するのに用いたフレーム94の数とは、ディスプレイ12上のイメージを表示するために、所望により変更することができる。

10

【0062】

例えば、図5に示したように、それぞれの温度-時間曲線100、102、104および106の第1の変化率または第2の変化率は、フレームF85とフレームF150との間で検出される。しかしながら、それぞれの温度-時間曲線100、102、104および106の第1の変化率または第2の変化率は、所望であれば、フレームF100とフレームF125との間、フレームF20とフレームF85との間、フレームF75とフレームF175との間で検出することができる。

【0063】

さらに、グレースケールをマッピングするために用いたデジタルビットの数、および/または、図5に示した、それぞれの温度-時間曲線の第1の変化率または第2の変化率へのカラーを変えることもできる。

20

例えば、イメージA/D変換器78が、12ビットのアナログ・デジタル変換器であれば、グレースケール、および/またはカラー勾配マップイメージを、イメージA/D変換器78の全12ビットレンジよりも少なくマッピングすることができる。

【0064】

例えば、ワークステーション6は、図5に示したそれぞれの温度-時間曲線の第1の変化率または第2の変化率を、基本の10個の番号800~1600に対応したデジタル値の範囲にマッピングすることができる。これによって、ディスプレイ12が、ほとんどないかまたはない診断値を即座に表示するのが避けられる。しかしながら、そのような情報が、患者のデータベースに保持された患者の記録から消失しないようになっている。

30

【0065】

図8a~図8bはそれぞれ、患者Pの乳房114のカラー勾配マップイメージの黒白の描写と、患者Pの乳房114のグレースケールと黒白に描写されたカラー勾配マップイメージの組み合わせを示している。

フレーム94の獲得が、イメージングインターバルにわたって生じるので、温度-時間曲線は、皮膚表面の温度だけでなく、時間とともに患者Pの乳房114の全体の組織体からの赤外線を示している。

【0066】

図8aに示したカラー勾配マップイメージによって、ヒート/冷却ポンプ122からの調整された空気流120に対する患者Pの乳房114の交感神経反応に関する詳細な情報が提供されることがわかる。

40

このカラー勾配マップイメージにおいては、スペクトルの青色末端方向のカラーは、例えば、図5の曲線100のような、より大きい第1の変化率または第2の変化率を有するオプテル90と関連している。また、赤色で示した領域は、例えば、図5の曲線106のような、より小さい第1の変化率または第2の変化率を有するオプテル90と関連している。

【0067】

図8aに示したカラー勾配マップイメージの緑色と、黄色と、オレンジ色は、図5の温度-時間曲線100と106の傾斜の間の傾斜を有する温度-時間曲線と関連している。

50

図 8 b において、赤色と関連する傾斜よりも大きい第 1 の変化率または第 2 の変化率を有する温度 - 時間曲線と関連しているオブテル 9 0 を有する全視覚領域 (tFOV) 9 2 の領域が、グレースケールにマッピングされている。そして、赤色に対応する第 1 の変化率または第 2 の変化率を有する温度 - 時間曲線が、赤色のシンボルで示されている。

【 0 0 6 8 】

より詳細には、図 8 b のグレースケールと黒白で描写されたカラー勾配マップイメージの組み合わせが、イメージングインターバルにわたって獲得された最後の 3 2 個のフレーム 9 4 のグレー勾配マップイメージと、同じ最後の 3 2 個のフレーム 9 4 のカラー勾配マップイメージとを組み合わせることによって形成される。

【 0 0 6 9 】

それぞれのフレーム 9 4 について、オブテル 9 0 に関連したデジタル値を高パスフィルタリングすることによって、グレースケールイメージが形成される。

第 2 の変化率が、最後の 3 2 個のそれぞれのフレームにおいてこのようにフィルターされた同様なオブテル 9 0 について決定される。そして、このように決定された第 2 の変化率が、グレースケールにマッピングされ、図 8 b のグレースケールマップイメージの部分が形成される。

【 0 0 7 0 】

また、最も小さい変化率を有する第 2 の変化率に、赤色をマッピングして、カラー勾配マップイメージを形成することによって、同様なオブテルについての第 2 の変化率が、カラーにマッピングされる。

赤色に関連したカラー勾配マップイメージのオブテル 9 0 が、グレースケールマップイメージの同様なオブテル 9 0 に置き換えられる。このように作製されたグレースケール / カラー勾配イメージが、ディスプレイ 1 2 上に表示されて、図 8 b のグレースケール / カラー勾配イメージが作製される。

【 0 0 7 1 】

図 8 b の赤色のシンボルで示された領域は、新しい血管形成の進行、または血管形成が生じたか、または生じている組織に関連しており、そのような組織はさらに検査が必要である。

また、図 8 b のグレースケールと黒白で描写されたカラー勾配マップイメージの組み合わせは、患者 P 内の血管組織を明瞭に示しており、医師にとって診断値についてのさらなる情報を提供する。

【 0 0 7 2 】

経験的に、図 9 に示したように、複雑であるか、または高い異常な血管組織を示す乳房 1 1 4 は、疑いがあり、この患者 P が、血管組織がより正常である場合よりも、乳癌にかかっているより大きな危険性があることを示している。

乳房 1 1 4 の血管組織を検出してある程度詳細に表示することができるために、本発明によれば、乳癌のような腫瘍性疾患に関連した血管形成のプロセスを早期に発見することができる。また、乳癌のような腫瘍性疾患に関連した危険因子である解剖学的組織、または生理学的な特徴を早期に発見することができる。

【 0 0 7 3 】

従って、腫瘍が触診可能になるかなり前に、「ライフスタイル」の危険因子の排除のような幾つかの行動を、患者がとることができ、また、変化があった時点で、患者 P が個人のライフスタイルで試みるかもしれない変更が、乳癌の進行を防止することになる。

また、本発明は、複数の「心拍」サイクルの類似の時に獲得したフレーム 9 4 を比較することにより、患者 P の血液を決定するために利用することができる。特に、赤外線イメージカメラ 4 によるそれぞれのフレームの獲得は、患者 P の心拍サイクルの特定の部分に同期することができる。

【 0 0 7 4 】

例えば、枠 F 1 , F 6 , F 1 1 などは、複数の心拍サイクルのそれぞれの P 波の間に獲得される。また、フレーム F 2 , F 7 , F 1 2 などは、複数の同じ心拍サイクルのそれぞれ

10

20

30

40

50

のQ波の際に獲得される。フレームF 3 , F 8 , F 1 3などは、複数の同じ心拍サイクルのそれぞれのR波の間に獲得される。フレームF 4 , F 9 , F 1 4などは、複数の同じ心拍サイクルのそれぞれのS波の間に獲得される。さらに、フレームF 5 , F 1 0 , F 1 5などは、複数の同じ心拍サイクルのそれぞれのT波の際に獲得される。

【 0 0 7 5 】

全イメージ獲得シリーズを通じて、「タイムコード」として、患者P自身の心拍サイクルの要素を用いることによって、より効果的な数学的なイメージ処理方法と正確性が向上した分析を行うことができる。

さらに、例えば、心電図のような、定評のあるグラフィック表示表現を用いた、心拍のような明瞭に定義された電気生理学方法によって、異なる検査中に得られたイメージ・シリーズとの比較が向上され、同じ患者または異なる患者の多数の検査において獲得されたデータの統計的解析の効率が改善される。

10

【 0 0 7 6 】

所望の複数のフレーム9 4が、所望の複数の心拍サイクルにわたって獲得された場合、ワークステーション6は、同様のオブテル9 0について、それぞれの心拍サイクルの特定の瞬間に関するフレーム9 4にて、第1の変化率および/または第2の変化率を決定する。例えば、ワークステーション6は、同様のオブテル9 0に関する、フレームF 1、F 6、F 1 1など、すなわち複数の心拍サイクルのP波の間に獲得されたフレームにおける第1および/または第2の変化率を決定する。また、ワークステーション6は、同様のオブテル9 0に関する、フレームF 2、F 7、F 1 2など、すなわち複数の心拍サイクルのQ波の間に獲得されたフレームにおける第1および/または第2の変化率を決定する。さらに、ワークステーション6は、同様のオブテル9 0に関する、複数の心拍サイクルのR波、S波およびT波の間に獲得されたフレームにおけるものも同様にする。

20

【 0 0 7 7 】

ワークステーション6は、同様のオブテル9 0に関する、複数の心拍サイクルの同様の瞬間に獲得されたフレーム9 4における第1の変化率および/または第2の変化率を、上述した方法において灰色の濃淡および/または色彩マッピングをする。

従って、ワークステーション6は、マッピングされた灰色の濃淡および色彩を、全視覚領域(t FOV) 9 2において対応する1つのオブテルまたは複数のオブテル9 0に対応する位置を有する、ディスプレイ1 2のピクセル上またはピクセル群上に表示する。これによって、複数の心拍サイクルの同様の瞬間における第1の変化率および/または第2の変化率のグレースケールおよび/またはカラー勾配マップイメージが形成される。

30

【 0 0 7 8 】

例えば、ワークステーション6は、灰色の濃淡および/または色彩を、フレームF 1、F 6、F 1 1などにおける同様のオブテル9 0の第1および/または第2の変化率にマッピングする。これによって、患者Pの複数の心拍サイクルのP波の間の血流に対応するグレースケールおよび/またはカラー勾配マップイメージがディスプレイ1 2上に表示される。

【 0 0 7 9 】

同様に、ワークステーション6は、灰色の濃淡および/または色彩を、複数の患者Pの心拍サイクルのQ波、R波、S波またはT波に関連するフレーム9 4における同様のオブテル9 0の第1および/または第2の変化率にマッピングし、そのグレースケールおよび/またはカラー勾配マップイメージをディスプレイ1 2上に選択的に表示する。

40

【 0 0 8 0 】

複数の心拍サイクルの同様の瞬間に関連するフレーム9 4を単離することで、患者Pの皮膚表面と、様々な段階での血流からの赤外線の違いと、問題となっている組織の全体の位置とに相関性を持たせて、赤外線イメージカメラ4の全視覚領域(t FOV) 9 2における患者Pの身体内の血流の定量的評価が可能となり、さらに、医者にとって有用な診断情報を提供することができる。

【 0 0 8 1 】

50

信頼性のある一貫したタイムコードマーカ、例えば、患者 P 自身の心拍を利用することで、イメージの向上に関して数学的な手法を適用することができ、イメージシステム全体の全解像度を向上することができる。これによって、生きているヒトの身体および他の動物体内での、複雑な交感神経系伝達生理学的プロセスを、確認し、特徴付けし、評価する手段として、システムの感度および選択性の両方を改善することが可能となる。

【 0 0 8 2 】

本発明は、2つのフレーム 9 4 に含まれるデジタル情報を引き算的に組み合わせることにより診断情報を得るためにも利用される。例えば、フレーム F 4 のそれぞれの位置でオプテル 9 0 から得られたデジタル情報は、フレーム F 2 におけるそれぞれの同様の位置で、オプテル 9 0 から得られた対応するデジタル情報から差し引くことができる。ワークステーション 6 は、同様の位置でのオプテル 9 0 について得られたこれらの差異を、グレースケールおよび / または色彩スケールへマッピングして、この差異のグレースケールおよび / またはカラー勾配マップイメージをディスプレイ 1 2 上に作製することができる。

10

【 0 0 8 3 】

図 1 0 について言及するとともに、図 2 ~ 図 7 に戻って言及すると、乳房 1 1 4 の赤外線イメージに伴う問題は、特定の患者 P において、患者 P のもたれ掛かり角度 にもかわらず、乳房 1 1 4 の下部 1 2 4 の赤外線イメージを取得することに関連する困難性である。

同様に、赤外線イメージカメラ 4 が、図 6 に示した方法で、患者 P の正面に位置した場合、患者 P の腕 1 2 6 に隣接するそれぞれの乳房 1 1 4 の側面 1 2 5 の赤外線イメージは、赤外線イメージカメラ 4 を再度配置することなしでは容易に得ることができない。

20

【 0 0 8 4 】

赤外線イメージカメラ 4 に、それぞれの乳房 1 1 4 の側面 1 2 5 と同様に、それぞれの乳房 1 1 4 の下部 1 2 4 と、腋窩の関連領域とを視覚可能にさせるために、胸板鏡 1 3 0 を患者 P の乳房 1 1 4 の下方に配置し、側面鏡 1 3 2 を患者 P の乳房 1 1 4 の反対側の側面 1 2 5 に配置する。

胸板鏡 1 3 0 と側面鏡 1 3 2 は、それぞれの乳房 1 1 4 の下部 1 2 4 と、それぞれの乳房 1 1 4 の側面 1 2 5 と、腋窩の領域とが、全視覚領域 (tFOV) 9 2 内に入るように配置され、かつ、それぞれの乳房 1 1 4 の下部 1 2 4 と、それぞれの乳房 1 1 4 の側面 1 2 5 とから、赤外線イメージカメラ 4 へ向かう赤外線を反射させるような方向に配置される。

30

【 0 0 8 5 】

イメージ処理技術を用いることで、ワークステーション 6 は、乳房 1 1 4 から直接受けた赤外線と、鏡 1 3 0 と 1 3 2 により反射された赤外線から、乳房 1 1 4 のグレースケールおよび / またはカラー勾配マップイメージを作製することができる。

鏡 1 3 0、1 3 2、患者 P およびその間の空間の間での遷移を検出するために、赤外線イメージカメラ 4 の能力を向上させるべく、それぞれの鏡 1 3 0、1 3 2 は、その 1 つまたはそれ以上のエッジ上に、人間もしくは他の動物または組織の放射率とは実質的に異なる放射率を有する、赤外線イメージカメラ 4 で視覚化可能な、材料片を有することができる。

【 0 0 8 6 】

この特定の適用は、外因性の材質、例えば、化粧品などに対する真皮上の感受性を評価する際の特定の用途であり、また、例えば、局所的に適用された製薬のような材料の皮膚を通した吸収割合を決定するための手段を提供する。

40

この特定の適用は、例えば、化粧品などの化合物および化学的な混合物に対して、人間と他の動物の真皮または皮膚の感受性の正確な定量と再現性ある決定方法を提供する。これによって、例えば「Draiz」試験のような、論争を呼ぶ動物実験手順の必要がなくなることになる。

【 0 0 8 7 】

本発明は、局所的に適用された医薬と製薬の吸収または吸着の割合の正確な定量と再現性ある決定をも可能にし、さらに、論争を呼ぶ動物実験手順の必要性を回避できるものである。

50

図 7 への言及に戻るとともに、図 10 への言及を継続すると、患者 P の全生涯にわたって拡張してもよい時間にわたる連続フレーム 94 の記録を可能にするために、鏡 130、132 からのフレーム 94 に正確な重ね合わせおよび統合を付与するために、および赤外線イメージカメラ 4 の軸外し位置調整のための釣り合いのとれた多様性に適応させるために、マーカー 158 を特定の固定化された解剖学上の標識点、例えば、肋骨上の切痕 160 と、剣状突起の連結 162 と、鎖骨下窩 164 と、前方腋窩線 166 と、肩峰 168 などに位置させることができる。

【0088】

マーカー 158 は、患者 P の放射率とは異なった放射率を有する材質から作られる。さらに、特定の有用な解剖学的な標識の特徴は、イメージ処理技術を用いて得られた情報から確認できる。ヒトの乳房に特に言及すると、哺乳類の脈管樹状構造の分岐の存在を、一定期間にわたるイメージ記録の手段として用いることができる。

10

【0089】

患者 P から直接受け取った赤外線と、鏡 130、132 から反射した赤外線から作製される正面、側面および / またはボトムアップイメージ、または三次元イメージを可能にする数々の手段がある。

例えば、グリッド 133 は、赤外線イメージカメラ 4 の全視覚領域 (t FOV) 92 において、ランプ 134 または他の熱源と、患者 P の部分との間に位置される。フレーム 94 を獲得した後の適当な時期に、ランプ 134 は作動され、これにより熱エネルギーが、全視覚領域 (t FOV) t FOV 92 における患者 P の部分にグリッド 133 を介して伝達される。

20

【0090】

ランプ 134 からの熱エネルギーの一部分は、グリッドにより吸収され、患者 P にランプ 134 からの熱エネルギーが、グリッド様パターンで受けることになる。ランプ 134 から直接受ける熱エネルギーは、患者 P 上で、赤外線パターン 135 を形成する。この赤外線パターン 135 は、患者 P 上で直接見たときにグリッド様であり、鏡 130、132 を介して見たときに、患者 P の輪郭となっている。

【0091】

同様に、鏡 130、132 を介して、ランプ 134 から受けた熱エネルギーは、患者 P 上で、反射された赤外線パターン 135 ' を形成する。この赤外線パターン 135 ' は、赤外線イメージカメラ 4 によって、鏡 130、132 を介して見るとグリッド様であるが、患者 P から直接見たときには患者 P の輪郭となっている。

30

【0092】

イメージ再作製技術を用いることで、ワークステーション 6 は、直接または鏡 130、132 を介して視覚可能である赤外線パターン 135 と 135 ' から、乳房 114 の正面、側面および / またはボトムアップのグレースケールおよび / またはカラー勾配マップイメージ、または三次元グレースケールおよび / またはカラー勾配マップイメージを作製することができる。

【0093】

もう一つの態様において、患者 P は、赤外線イメージカメラ 4 により直接に、または鏡 130、132 を介して視覚可能なマーカー 158 が選択的位置に配置されたナイロン製のブラジャー (図示せず) を身に着ける。ナイロンは赤外線に対して透過性であるため、ワークステーション 6 はブラジャー上のマーカー 158 の位置を用いて、直接にまたは鏡 130、132 を通じて視覚可能な赤外線パターンから、乳房 114 の正面、側面および / またはボトムアップのグレースケールおよび / またはカラー勾配マップイメージ、または三次元グレースケールおよび / またはカラー勾配マップイメージを作製することができる。

40

【0094】

図 11 に言及するとともに、図 2 に戻って言及すると、赤外線イメージカメラ 4 は、立体イメージのために、X - Y 位置決めステージ 64 上に配設された一対の検出装置 28 と、一対の赤外線レンズ 32 を用いて構成することができる。

50

この一対の検出装置 28 と、一対の赤外線レンズ 32 は、X - Y 位置決めステージ 64 上に配置し、赤外線を全視覚領域 (tFOV) 92 において共通オプテル 90 から同時に見て、獲得する。X - Y 位置決めステージ 64 を利用して、一対の検出装置 28 と、一対の赤外線レンズ 32 とを調節して、赤外線を tFOV 92 においてそれぞれのオプテル 90 から見て、獲得することができる。

【 0095 】

この態様において、プリアンプ 76 と、イメージ A / D 変換器 78 と、イメージ処理システム 80 とは、同じオプテル 90 から同時に、赤外線を受けたことに応答して、それぞれの検出装置 28 によって出力されたシグナルを処理するように構成されている。

オプテル 90 について全視覚領域 (tFOV) 92 内のそれぞれの位置で得られた二つのイメージは、ワークステーション 6 により組み合わされ、熱的ストレスにさらされた患者 P の組織の立体的なグレースケールおよび / またはカラー勾配マップイメージを作製することができる。

【 0096 】

図 12 に言及するとともに、図 2 への言及を続けると、検出装置 28 は、フロントパネルビューポート 44 と、光学フィルター 46 と、赤外線レンズ 32 を通過する赤外線を受けるために配置された検出装置 28 のアレー 148 に置き換えることができる。

この態様において、赤外線レンズ 32 は、「サイズアップ」され、そこで受ける赤外線の焦点を、検出装置 28 のアレー 148 に合わせるようにしており、これは「ステアリングアレー」148 として公知であり、以後このように言うことにする。

【 0097 】

作動の際には、調節部 26 は、ステアリングアレー 148 のそれぞれの検出装置 28 の出力を実質的に同時に、すなわち同じフレームサンプルインターバルでサンプルして、図 3 に示したタイプの一つのフレーム 94 を形成する。

調節部 26 は、ステアリングアレー 148 から、所定のインターバルで、複数のフレーム 94 を得る。図 4、図 5 とともに上述した方法を用いることで、ワークステーション 6 は、オプテル 90 に関して、それぞれのフレーム 94 内の同様の位置で、イメージングインターバルにわたり、オプテル 90 で表される、患者 P の部分の熱的応答を得る。

【 0098 】

図 13 に言及するとともに、図 11、図 12 に戻り言及すると、一対のステアリングアレー 148 と、一対の赤外線レンズ 32 を、図 11 に示したように、一対の検出装置 28 と、一対の赤外線レンズ 32 と同様の方法で用いて、患者 P の立体イメージを作製することができる。

この態様において、一対のステアリングアレー 148 は、それぞれのオプテル 90 からの全視覚領域 (tFOV) 92 における赤外線情報を受け取るように構成されている。また、プリアンプ 76 と、イメージ A / D 変換器 78 と、イメージ処理システム 80 は、それぞれのステアリングアレー 148 から受け取ったイメージデータを処理するように構成されている。

【 0099 】

オプテル 90 について全視覚領域 (tFOV) 92 のそれぞれの位置で一対のステアリングアレー 148 から得た二つのイメージは、ワークステーション 6 により組み合わせられ、熱的ストレスにさらされた患者 P の組織の立体的なグレースケールおよび / またはカラー勾配マップイメージを作製することができる。

図 11 に示した態様において、それぞれの検出装置 28 は、異なる波長での赤外線を検出するように構成することができる。例えば、一方の検出装置 28 を 1 ~ 2 ミクロン間の赤外線波長を検出するように構成し、他方の検出装置 28 を 8 ~ 12 ミクロン間の赤外線波長を検出するように構成することができる。

【 0100 】

さらに、特定の波長での赤外線を検出するように構成されたそれぞれの検出装置 28 は、図 11 に示したような方法で、もう一方の同様な検出装置 28 と対をなして、異なる波長

10

20

30

40

50

での赤外線立体イメージを作製することができる。それぞれの検出装置 28 は、もう一方の検出装置 28 から、それぞれの検出装置 28 により視覚化可能なオブジェクト 90 のサイズよりも大きな距離をおいて離すことが好ましい。

【0101】

イメージングインターバルにわたって得られた患者 P の熱的イメージの複数のフレーム 94 を、後に続くローカルなデータ取出および解析のために、患者データファイルにてワークステーション 6 の不揮発性メモリ、例えば磁氣的または光学的データメモリに蓄積することが好ましい。

患者データファイルは、後に続くローカルなデータ取出および解析のために、複数の患者データファイルを蓄積する分配データシステムに送信してもよい。この分配データシステムは、公知の技術、例えばインターネットなどの方法で相互接続された異なる地理的な位置に、複数のコンピュータを有することが好ましい。

10

【0102】

それぞれの接続コンピュータは、ローカルな地理的位置で作られた複数の患者データファイルを受け取り、蓄積するための不揮発性メモリと、好適なシステム操作ソフトウェアと、好適なグラフィックユーザインタフェースを備えている。これによって、コンピュータを使ってユーザ相互の作用が容易となる。

それぞれの患者データファイルが、イメージングインターバルにわたって得られた赤外線イメージデータのフレーム 94 と、例えば、生活習慣と、臨床履歴と、他のリスク要因のような、患者が乳ガンを引き起こすリスクにあるか否かの解析に関連する他の患者のデータを含むことが好ましい。また、それぞれの患者データファイルは、前記分配データシステムのコンピュータ間で分配される、リレーショナルデータベースにおいて独自のオブジェクトとして蓄積されることが好ましい。

20

【0103】

前記分配データシステムのシステム操作ソフトウェアは、複数の患者データファイル、または複数の患者データファイルのサブセットを解析可能な専門のシステムをサポートすることが好ましい。この専門のシステムは、公知の解析技術、例えば、数理統計解析、判別解析、要因解析を用いて、複数の患者 P のデータファイルを解析し、または統計学上の不一致、例えば乳房の腫瘍性プロセスが成熟することと関連する血管形成の指標のために、個々の患者 P のデータファイルを複数の患者 P のデータファイルと比較することが特に好ましい。

30

【0104】

専門のシステムは、複数の患者 P のデータファイルにおいて、取得された患者 P のデータを、他の全ての患者 P のデータと一様に比較して、統計的に有意な関係および関連、例えば、血管形成活性の出現または腫瘍性疾患の臨床的な明示に関連するリスク要因などを同定することが好ましい。

ここで述べた IR イメージのための方法および装置は、伝統的な痛み処置のモダリティ、例えば理学療法およびカイロプラクティック処置、および非伝統的な痛み処置モダリティ、例えば指圧療法および刺鍼術法の双方の有効性のモニタおよび客観的な定量の手段として用いることができる。さらに、この方法および装置を用いて、ある痛み処置のモダリティ、例えば指圧療法刺鍼術法、マッサージ療法、トリガー点注射、増殖療法および合焦電磁波エネルギー、例えば赤外線の適用などに関する適用の適切なポイントを決定することができる。

40

【0105】

軟組織損傷の見積もりにおいて、ここで述べた IR イメージ法および装置を用いて、身体全体にわたる皮膚または問題となっているより小さな領域からの一定期間にわたる赤外線のイメージ列を、ソフトウェアによる複合イメージの創造の第 1 の表面鏡を含む様々な手段により得ることができる。

検出装置 28 および / またはステアリングアレー 148 から得られたデータを利用して、対側筋群、ダーマトームおよびサーマトームの対称軸を決定することができる。統計的方

50

法を利用して、比較可能な対側領域からの赤外線において統計的に有意な差があるか否かを決定することができる。もしそうならば、解析を継続して、それぞれの対側群内の対称領域間で統計的に有意な差があるか否かを決定する。

【0106】

例えば、左腕との比較を行った際に、右腕に関連する皮膚表面から放出されたIRエネルギーにおける統計的に有意な差は、単に患者Pが右利きであることを支持するであろう。しかしながら、二頭筋群および三頭筋群の内部対称についての考慮に基づくそれぞれの腕の単独のさらなる統計的解析、例えばそれぞれの比較可能な筋群内の内部対称関係の解析および比較は、「利き腕」の効果を評価する。この分析方法は、広い平坦な筋領域、例えば僧帽筋、広背筋群および他の背中の領域に関連する痛みの訴えを扱う際に非常に重要である。

10

【0107】

対側筋群、ダーマトームおよびサーマトームの多数の対称軸の正確な位置は、一連の期間での連続イメージの正確な記録および処置の有効性の定量的な見積もりを可能にする。赤外線データを表面の解剖学上の標識点にマッピングすること、およびリアルタイムでこの情報を健康管理医にディスプレイすることは、処置の効能および有効性を向上させることができる。

【0108】

本発明を好ましい態様に言及して説明した。自明な変更および選択は、前述した記載を読むこと、かつ、理解することによって思いつくものである。添付した請求項およびそれと等価なものの範囲で思いつく限り、本発明はそのような変更および選択の全てを包含するものとして解釈されるものである。

20

【図面の簡単な説明】

【図1】 図1は、赤外線イメージカメラを含む赤外線イメージングシステムのブロック図である。

【図2】 図2は、1つの選択的な位置決めが可能な赤外線検出装置を含む図1の赤外線イメージングカメラのブロック図である。

【図3】 図3は、フレームを形成する光学素子アレーを含む図2の赤外線イメージカメラによって視覚可能な全視覚領域(tFOV)を表わすフレームの概略図である。

【図4】 図4は、図2の赤外線イメージカメラを用いて得られた温度対時間の関係を表わす複数のフレームの概略図である。

30

【図5】 図5は、図4に示した複数のフレームのそれぞれから同様の4つの光学素子によって受け取られた赤外線から決定した温度対時間の関係を表わす曲線グラフである。

【図6】 図6は、ヒート/冷却ポンプによって熱的ストレスにさらされた患者の赤外線イメージのフレームを得るために配置された図2の赤外線イメージカメラの概略図である。

【図7】 図7は、図5に示した温度 - 時間曲線を作成するための赤外線が得られる、視覚領域内の、患者に当てられた4つの光学素子の位置を含むVII - VIIの線に沿った図6における患者の図である。

【図8】 図8aは、患者の胸部のカラー勾配マップイメージの色を模様で区別した白黒描写図であり、複数のフレームにわたる視覚領域内におけるそれぞれの位置の光学素子に関連したそれぞれの温度 - 時間曲線が、温度 - 時間曲線の勾配の変化率に基づいた色にマッピングされている。

40

図8bは、図8aに示された患者のグレースケールマップであり、赤色に関連した温度 - 時間曲線の勾配よりも大きな勾配を持つ温度 - 時間曲線が、それぞれのスロープに応じて灰色の濃淡にマッピングされ、赤色は赤色の模様で区別されている。

【図9】 図9は、ギザギザに曲がった形状の脈管構造を持つ別の患者の胸部のグレースケールマップである。

【図10】 図10は、患者の胸部下方の鏡と胸部の両側面の鏡とを含む、図7に示す患者の概略図である。

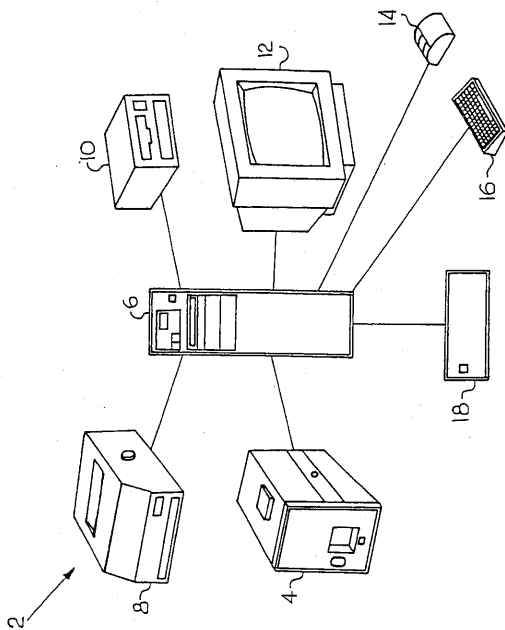
50

【図 1 1】 図 1 1 は、立体映像的イメージを得るための一对の検出装置と一对の赤外線レンズの独立した概略図である。

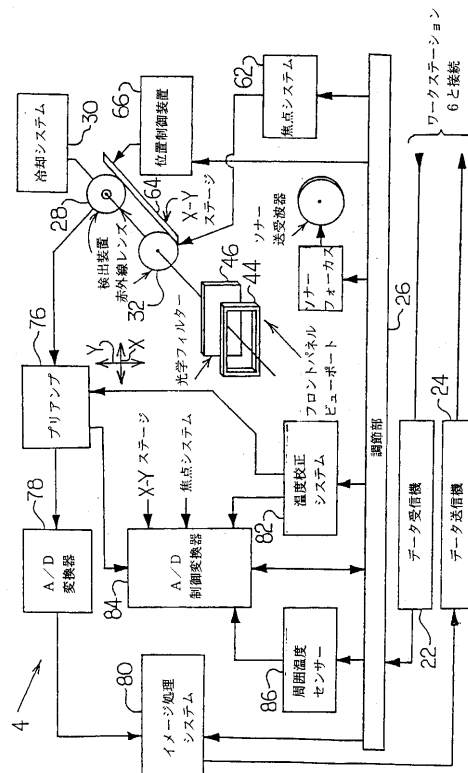
【図 1 2】 図 1 2 は、赤外線析出装置のステアリングアレーを含む、図 1 の赤外線イメージカメラのブロック図である。

【図 1 3】 図 1 3 は、立体映像的イメージを得るための一对の赤外線レンズと一对のステアリングアレーの独立した概略図である。

【図 1】



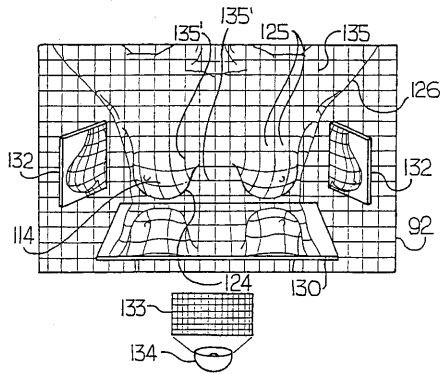
【図 2】



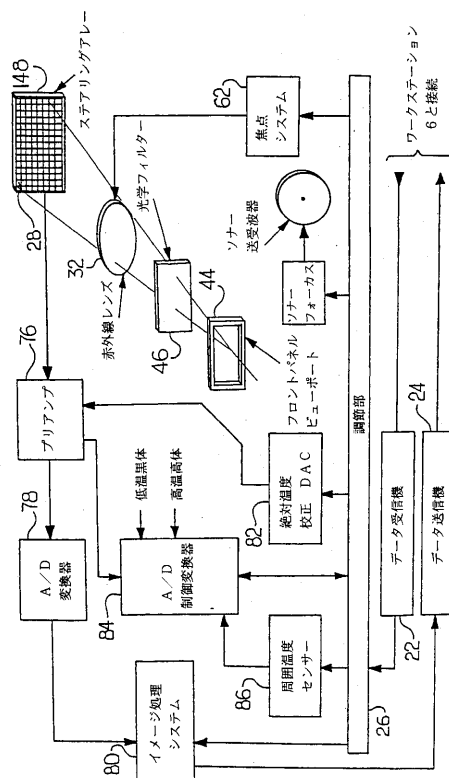
【図 9】



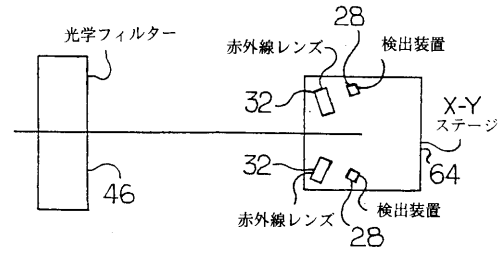
【図 10】



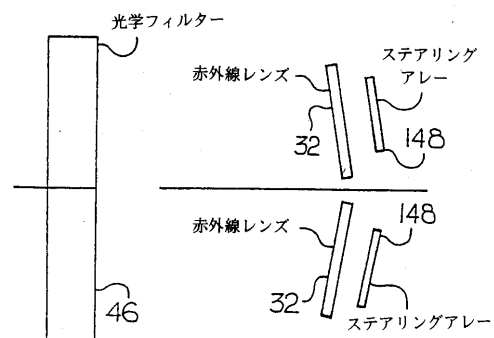
【図 12】



【図 11】



【図 13】



フロントページの続き

- (72)発明者 ヤナコーネ キャロル エー .
米国 ニューヨーク 11772 パチョグ ローズ アヴェニュー 58
- (72)発明者 ルッソー ベンジャミン エー .
米国 マサチューセッツ 02139 ケンブリッジ メリル ストリート 6
- (72)発明者 グリーン ジャコブ
米国 フロリダ 32207 ジャクソンビル リバー ロード 2600
- (72)発明者 ホピンズ ウィリアム ビー .
米国 ウィスコンシン 53719 マディソン メディカル サークル 5510

審査官 森 竜介

- (56)参考文献 特開昭61-158278(JP,A)
特開昭53-120480(JP,A)
実開平04-131734(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/01
G01J 5/48
H04N 7/18