

(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2010-531198

(P2010-531198A)

(43) 公表日 平成22年9月24日(2010.9.24)

(51) Int.Cl.

A 61 B 5/01 (2006.01)

F 1

A 61 B 5/00

1 O 1 K

テーマコード(参考)

4 C 1 1 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 72 頁)

(21) 出願番号 特願2010-514247 (P2010-514247)  
 (86) (22) 出願日 平成20年6月25日 (2008.6.25)  
 (85) 翻訳文提出日 平成22年2月10日 (2010.2.10)  
 (86) 國際出願番号 PCT/IL2008/000871  
 (87) 國際公開番号 WO2009/001357  
 (87) 國際公開日 平成20年12月31日 (2008.12.31)  
 (31) 優先権主張番号 60/929,386  
 (32) 優先日 平成19年6月25日 (2007.6.25)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 510000909  
 リアル イメージング リミテッド  
 イスラエル, 70100 ロッド, ピ  
 ー. オー. ボックス 45, ベイト  
 バレケット - エアポート シティ,  
 ハゴラン ストリート 1  
 (74) 代理人 100103816  
 弁理士 風早 信昭  
 (74) 代理人 100120927  
 弁理士 浅野 典子  
 (72) 発明者 アルノン, イスラエル ボアズ  
 イスラエル, 71945 ニーヴ ツフ  
 , カラミシュ, アロン ストリート  
 37

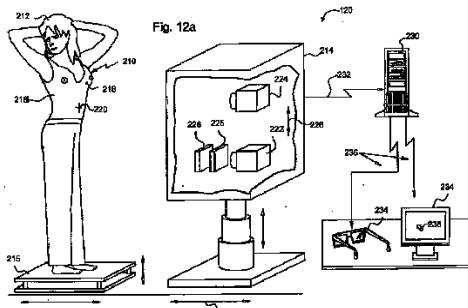
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】サーモグラフィーのための方法、装置およびシステム

## (57) 【要約】

生体内における3次元的熱的に区別可能な内部領域を決定する方法が開示される。その方法は、生体の3次元空間表現上で定められた合成熱空間画像を取得し、かつ、熱的なデータを、それぞれが格子上の強度値によって表される複数の画素の形態で前記3次元空間表現の表面上に格子様に配列させるステップを含む。その方法はさらに、格子上で概して同様な強度値によって表されている少なくとも1つのセットになる画素を検索するステップを含む。画素のうちの少なくとも数セットに対して、その方法は、複数の場所を定め、それぞれの場所がセットのうちの少なくとも1組の画素と関連付けられており、かつ、その場所の各ポイントが対の画素のうちの個々の画素から等しい熱的距離にあるように定められている。その複数の場所は、3次元的熱的に区別可能な内部領域を決定するために使用される。

【選択図】 図12a



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体内における熱経路を計算する方法であって、

生体の3次元空間表現上で定められた合成熱空間画像であって前記3次元空間表現の表面と関連付けられた熱的なデータを有する合成熱空間画像を取得するステップ；

前記熱空間画像内における少なくとも1つの熱的に区別可能なスポットを同定するステップ；および

熱経路を計算するために前記熱空間画像および前記熱的に区別可能なスポットを使用するステップ

を含む方法。

10

**【請求項 2】**

生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するために、少なくとも2つの熱軌道を使用するステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

**【請求項 3】**

生体の異なる姿勢を表す付加的な合成熱空間画像を取得するステップ；

前記異なる姿勢に対応した3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するために、前記熱的に区別可能なスポットの同定および勾配計算を反復するステップ；および

異なる姿勢に対応した3次元の熱的に区別可能な内部領域を比較するステップをさらに含む、請求項2に記載の方法。

20

**【請求項 4】**

生体内における熱経路を計算するための装置であって、

生体の3次元空間表現上で定められた合成熱空間画像であって前記3次元空間表現の表面と関連付けられた熱的なデータを有する合成熱空間画像を受け入れるための入力ユニット；

前記合成熱空間画像内における少なくとも1つの熱的に区別可能なスポットを同定するためのスポット同定ユニット；および

前記熱空間画像および前記熱的に区別可能なスポットに基づいて、生体内における熱経路を計算するための計算機を含む装置。

30

**【請求項 5】**

少なくとも2つの熱軌道に基づいて、生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するために設計されかつ構成された、領域決定ユニットをさらに含む、請求項4に記載の装置。

**【請求項 6】**

前記熱経路は、前記スポットにおける前記表面の空間的勾配を計算することにより算出される、請求項1または4に記載の方法または装置。

**【請求項 7】**

生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定する方法であって、

生体の3次元空間表現上で定められた合成熱空間画像であってそれぞれが格子上の強度値によって表される複数の画素の形態で前記3次元空間表現の表面上に格子様に配列させられた熱的なデータを有する合成熱空間画像を取得するステップ；

前記格子上で概して同様な強度値によって表されている少なくとも1つのセットになる画素を検索するステップ；および

前記少なくとも1つのセットになった画素のうちの少なくとも1つに対して、それぞれの場所が前記セットのうちの少なくとも1組の画素と関連付けられており、かつ、前記場所の各ポイントが前記1組の画素のうちの個々の画素から等しい熱的距離にあるように定められている複数の場所を定め、3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するために前記複数の場所を使用するステップを含む方法。

40

**【請求項 8】**

50

生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するための装置であって、  
生体の3次元空間表現上で定められた合成熱空間画像であってそれが格子上の強度  
値によって表される複数の画素の形態で前記3次元空間表現の表面上に格子様に配列させ  
られた熱的なデータを有する合成熱空間画像を受け入れるための入力ユニット；

前記格子上で概して同様な強度値によって表されている少なくとも1つのセットになつた  
画素を検索するための検索ユニット；

それぞれの場所が前記セットのうちの少なくとも1組の画素と関連付けられており、か  
つ、前記場所の各ポイントが前記1組の画素のうちの個々の画素から等しい熱的距離にあ  
るように定められている複数の場所を定めるための場所特定ユニット；および

前記複数の場所に基づいて、3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するための領域  
決定ユニット

を含む装置。

#### 【請求項9】

前記複数の場所のうちの少なくとも1つの場所は平面である、請求項7または8に記載  
の方法および装置。

#### 【請求項10】

3次元の熱的に区別可能な内部領域は、前記複数の場所によって少なくとも部分的に境  
界づけられている、請求項7または8に記載の方法および装置。

#### 【請求項11】

3次元の熱的に区別可能な内部領域は、前記複数の場所のうちの少なくとも数個の場所  
が交差している線に基づいて決定される、請求項7または8に記載の方法および装置。

#### 【請求項12】

前記3次元の熱的に区別可能な内部領域内における発源領域の所在位置を特定するステ  
ップをさらに含む、請求項2または7に記載の方法。

#### 【請求項13】

前記3次元の熱的に区別可能な内部領域内における発源領域の所在位置を特定するため  
の発源領域所在位置特定装置をさらに含む、請求項5または8に記載の装置。

#### 【請求項14】

前記発源領域は、前記3次元の熱的に区別可能な内部領域の重心、重み付けされた重心  
および質量中心からなるグループから選択される、請求項12または13に記載の方法お  
よび装置。

#### 【請求項15】

生体内における多数の熱的に区別可能な対象物を決定する方法であって、

生体の3次元空間表現上で定められた合成熱空間画像であって前記3次元空間表現の表  
面と関連付けられた熱的なデータを有する合成熱空間画像を取得するステップ、ただし、  
前記熱的なデータは、前記表面上の少なくとも1つの熱的に区別可能なスポットを取り囲  
んでいる閉じた等温曲線によって特徴付けられている；

前記合成熱空間画像に基づいて、生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を  
決定するステップ；

前記3次元空間表現内における境界を定めるために前記3次元空間表現を分析するステ  
ップであって、そこでは、前記境界の一方の側に存在しているポイントは前記表面上の單  
一の熱的に区別されたスポットに対応しており、一方で、前記境界の別の側に存在してい  
るポイントは前記表面上の複数の熱的に区別されたスポットに対応している、分析ステッ  
プ；および

生体内における熱的に区別可能な対象物の数を決定するために、前記3次元の熱的に区  
別可能な内部領域を前記境界と比較するステップ  
を含む方法。

#### 【請求項16】

前記3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するステップは、

前記熱空間画像において少なくとも1つの熱的に区別可能なスポットを特定するステッ

10

20

30

40

50

プ；

前記スポットにおける前記表面の空間的勾配を計算し、これにより、生体内における熱経路を計算するステップ；および

前記3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するために、少なくとも2つの熱軌道を使用するステップ

を含む、請求項15に記載の方法。

#### 【請求項17】

前記熱的なデータは、それぞれが前記格子上の強度値によって表される複数の画素の形態で前記表面上に格子様に配列され、かつ、前記3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するステップは、

前記格子上で概して同様な強度値によって表される少なくとも1つのセットになる画素を検索するステップ；および

前記少なくとも1つのセットになった画素のうちの少なくとも1つに対して、それぞれの場所が前記セットのうちの少なくとも1組の画素と関連付けられており、かつ、前記場所の各ポイントが前記1組の画素のうちの個々の画素から等しい熱的距離にあるように定められている複数の場所を定め、前記3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するために前記複数の場所を使用するステップ

を含む、請求項15に記載の方法。

#### 【請求項18】

生体内における熱的に区別可能な対象物の数を決定するための装置であって、

生体の3次元空間表現上で定められ合成熱空間画像であって前記3次元空間表現の表面と関連付けられた熱的なデータを有する合成熱空間画像を受け入れるための入力ユニット、ただし、前記熱的なデータは、前記表面上の少なくとも1つの熱的に区別可能なスポットを取り囲んでいる閉じた等温曲線によって特徴付けられている；

前記合成熱空間画像に基づいて生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するための領域決定ユニット；

前記3次元空間表現内における境界を定めるために前記3次元空間表現を分析するための分析装置であって、そこでは、前記境界の一方の側に存在しているポイントは前記表面上の単一の熱的に区別されたスポットに対応しており、一方で、前記境界の別の側に存在しているポイントは前記表面上の複数の熱的に区別されたスポットに対応している、分析装置；および

生体内における熱的に区別可能な対象物の数を決定するために、前記3次元の熱的に区別可能な内部領域を前記境界と比較するための比較ユニットを含む装置。

#### 【請求項19】

前記熱空間画像内における少なくとも1つの熱的に区別可能なスポットを同定するためのスポット同定ユニット；および

前記スポットにおける前記表面の空間勾配を計算し、これにより、生体内における熱経路を計算するための勾配計算機

をさらに含み、前記領域決定ユニットが、少なくとも2つの熱軌道に基づいて、前記3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するために設計されかつ構成される、請求項18に記載の装置。

#### 【請求項20】

前記熱的なデータは、それぞれが前記格子上の強度値によって表される複数の画素の形態で前記表面上に格子様に配列され、かつ、装置が、

前記格子上で概して同様な強度値によって表されている少なくとも1つのセットになる画素を検索する検索ユニット；および

それぞれの場所が前記セットのうちの少なくとも1組の画素と関連付けられており、かつ、前記場所の各ポイントが前記1組の画素のうちの個々の画素から等しい熱的距離にあるように定められている複数の場所を定めるための場所特定ユニット

10

20

30

40

50

をさらに備え、前記領域決定ユニットが、前記複数の場所に基づいて、前記3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するように設計されかつ構成される、請求項18に記載の装置。

【請求項21】

少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得し、前記合成熱空間画像を形成するために、前記少なくとも1つのサーモグラフィー画像を前記3次元空間表現上にマッピングするステップをさらに含む、請求項1、7、または15に記載の方法。

【請求項22】

前記マッピングステップは、生体の放射率データによって前記少なくとも1つのサーモグラフィー画像に重み付けを行うステップを含む、請求項21に記載の方法。

10

【請求項23】

前記少なくとも1つのサーモグラフィー画像は複数のサーモグラフィー画像を含む、請求項21に記載の方法。

【請求項24】

前記複数のサーモグラフィー画像のうちの少なくとも2つは生体が異なる姿勢にあるときに取得される、請求項23に記載の方法。

20

【請求項25】

少なくとも1つの付加的な合成熱空間画像を取得するステップをさらに含み、前記少なくとも1つの付加的な合成熱空間画像は生体の異なる姿勢に対応している、請求項1、7、または15に記載の方法。

【請求項26】

生体の複数の3次元空間表現を取得するステップ；

少なくとも2つの3次元空間表現に対して、前記3次元空間表現の表面における等温曲線の予測されるトポロジーを決定するために、それぞれの3次元空間表現を分析するステップ；および

前記予測されるトポロジーに基づいて前記少なくとも1つのサーモグラフィー画像に対する視点および／または生体の姿勢を選択するステップ  
をさらに含む、請求項21に記載の方法。

30

【請求項27】

生体に関する異なる視点および／または生体の異なる姿勢に対応した、生体の少なくとも1つの付加的な3次元空間表現を取得するステップ；

生体内における前記3次元の熱的に区別可能な内部領域に基づいて、前記少なくとも1つの付加的な3次元空間表現の表面に等温曲線の予測されるトポロジーを構築するステップ；

前記異なる視点および／または前記異なる姿勢に対応した少なくとも1つの付加的な合成熱空間画像を取得するステップ；

前記少なくとも1つの合成熱空間画像を前記等温曲線の前記予測されるトポロジーと比較するステップ；および

前記比較に関するレポートを発行するステップ  
をさらに含む、請求項21に記載の方法。

40

【請求項28】

前記3次元空間表現を構築するステップをさらに含む、請求項2、7、または15に記載の方法。

【請求項29】

前記3次元空間表現を取得するステップは、身体に赤外領域におけるあるパターンを照射するステップ、身体および前記パターンの少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得するために少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置を使用するステップ、前記パターンに対応したレンジデータを計算するステップ、および身体の3次元空間表現を構築するために前記少なくとも1つのサーモグラフィー画像および前記レンジデータを使用するステップ

50

を含む、請求項 2 7 に記載の方法。

【請求項 3 0】

生体の前面の熱空間イメージングのためのシステムであって、内部に生体の前面の少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像を取得するための少なくとも 1 つのサーモグラフィーイメージング装置を有する体内プローブシステム、および生体の前面の合成熱空間画像を提供しあつ表示するために、前記体内プローブシステムから受信された画像データを分析するためのデータ処理装置を含むシステム。

【請求項 3 1】

生体の前面の少なくとも 1 つの可視光画像を取得するための少なくとも 1 つの可視光イメージング装置をさらに含む、請求項 3 0 に記載のシステム。 10

【請求項 3 2】

あるパターンを身体の前面に照射するための照射装置をさらに含む、請求項 3 0 に記載のシステム。

【請求項 3 3】

前記体内プローブシステムは、肛門を通じて挿入することができるよう適合化される、請求項 3 0 に記載のシステム。

【請求項 3 4】

前記体内プローブシステムは、膣を通じて挿入することができるよう適合化される、請求項 3 0 に記載のシステム。

【請求項 3 5】

前記体内プローブシステムは、尿道を通じて挿入することができるよう適合化される、請求項 3 0 に記載のシステム。 20

【請求項 3 6】

前記体内プローブシステムは、食道を通じて挿入することができるよう適合化される、請求項 3 0 に記載のシステム。

【請求項 3 7】

前記体内プローブシステムは移送機構に取り付けられる、請求項 3 0 に記載のシステム。 30

【請求項 3 8】

前記移送機構は、内視鏡プローブおよびカテーテルからなるグループから選択される、請求項 3 7 に記載のシステム。

【請求項 3 9】

予め定められた視点から生体の一連のサーモグラフィー画像を取得するステップ；  
前記サーモグラフィー画像における熱的な変化を抽出するために、前記サーモグラフィー画像を比較するステップ；および、  
前記熱的な変化が予め定められた閾値以下であったときに、生体が概して安定した熱的状態にあることを示すレポートを発行するステップ  
を含む方法。

【請求項 4 0】

前記取得および前記比較ステップは実質的に同時に実施される、請求項 3 9 に記載の。 40

【請求項 4 1】

少なくとも数個のサーモグラフィー画像が事前に取得されている単一のサーモグラフィー画像と比較される、請求項 3 9 に記載の方法。

【請求項 4 2】

少なくとも数個のサーモグラフィー画像が事前に取得されている複数のサーモグラフィー画像と比較される、請求項 3 9 に記載の方法。

【請求項 4 3】

前記熱的な変化をディスプレイ装置に表示するステップをさらに含む、請求項 3 9 に記載の方法。

【請求項 4 4】

10

20

30

40

50

生体内における医療装置の位置をモニタリングする方法であって、医療装置の温度を生体の平均温度とは充分に異なるある温度に設定するステップ、生体の少なくとも1つの合成熱空間画像を形成するステップ、および生体内における挿入可能な装置の位置をモニタリングするために、前記少なくとも1つの合成熱空間画像を使用するステップを含む方法。

**【請求項45】**

生体内に挿入可能な医療装置であって、近位側端部、遠位側端部および前記近位側端部から前記遠位側端部にまで延びているオプティカルファイバを有する中空構造物を含んでおり、前記オプティカルファイバは、前記遠位側端部から前記近位側端部へ熱放射を伝えることができるよう設計されかつ構成される医療装置。

10

**【請求項46】**

前記中空構造物および前記オプティカルファイバは異なる材料から作られている、請求項45に記載の装置。

**【請求項47】**

前記オプティカルファイバは、前記中空構造物内における通路によって定められる、請求項45に記載の装置。

**【請求項48】**

レンジ・イメージング・システムのための照射装置であって、光ビームを発生させるための光源、ダイナミックビーム偏向器、およびそれぞれが異なる画像を形成するよう設計されている複数の区別された領域を有する画像形成エレメントを含み、ここで、前記ダイナミックビーム偏向器は、異なる時間で異なる画像を形成するために前記画像形成エレメントをスキャンすることができるように設計されかつ構成される、照射装置。

20

**【請求項49】**

前記光源はレーザー装置を含んでおり、前記光ビームはレーザービームである、請求項48に記載の装置。

**【請求項50】**

前記ダイナミックビーム偏向器は可動ミラーを含む、請求項48に記載の装置。

**【請求項51】**

前記ダイナミックビーム偏向器は電気光学材料を含む、請求項48に記載の装置。

**【請求項52】**

身体の3次元空間表現を構築する方法であって、  
身体に赤外領域におけるあるパターンを照射するステップ；  
身体および前記パターンの少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得するために少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置を使用するステップ；  
前記パターンに対応したレンジデータを計算するステップ；および  
身体の3次元空間表現を構築するために前記少なくとも1つのサーモグラフィー画像および前記レンジデータを使用するステップを含む方法。

30

**【請求項53】**

前記取得ステップは、少なくとも2つの異なる視点から身体および前記パターンの少なくとも2つのサーモグラフィー画像を取得することを含む、請求項52に記載の方法。

40

**【請求項54】**

身体の3次元空間表現を構築するためのシステムであって、  
赤外領域におけるあるパターンを身体に照射することができるように設計されかつ構成されている照射装置；  
身体および前記パターンの少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得することができるように設計されかつ構成されている、少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置；および  
前記パターンに対応したレンジデータを計算し、身体の3次元空間表現を構築するために前記少なくとも1つのサーモグラフィー画像および前記レンジデータを使用することができるように設計されかつ構成されているデータ処理装置

50

を含むシステム。

【請求項 5 5】

前記少なくとも 1 つのサーモグラフィーイメージング装置は、少なくとも 2 つの異なる視点から身体および前記パターンの少なくとも 2 つのサーモグラフィー画像を取得することができるよう設計されかつ構成される、請求項 5 4 に記載のシステム。

【請求項 5 6】

前記パターンは、時系列コーディングによって 3 次元空間表現の構築が可能なように選択される、請求項 5 2 または 5 4 に記載の方法またはシステム。

【請求項 5 7】

前記パターンは、空間コーディングによって 3 次元空間表現の構築が可能なように選択される、請求項 5 2 または 5 4 に記載の方法またはシステム。 10

【請求項 5 8】

前記レンジデータは飛行時間法により算出される、請求項 5 2 または 5 4 に記載の方法またはシステム。

【請求項 5 9】

前記レンジデータは三角測量法により算出される、請求項 5 2 または 5 4 に記載の方法またはシステム。

【請求項 6 0】

前記照射を特性化するパルス長は 20 ミリ秒よりも短い、請求項 5 2 または 5 4 に記載の方法またはシステム。 20

【請求項 6 1】

前記少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像の取得は、20 ミリ秒未満の露光時間により特徴付けられる、請求項 5 2 または 5 4 に記載の方法またはシステム。

【請求項 6 2】

前記少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像の取得は、単一の露光時間の間に行われる多数回の読み出しを含む、請求項 5 2 または 5 4 に記載の方法またはシステム。

【請求項 6 3】

前記多数回の読み出しのうちの少なくとも 2 回の読み出しは累積的に実行される、請求項 6 2 に記載の方法またはシステム。

【請求項 6 4】

前記照射はレーザー光によって実施される、請求項 5 3 または 5 4 に記載の方法またはシステム。 30

【請求項 6 5】

少なくとも数個のサーモグラフィー画像に対して、身体によって発生された熱に由来する画像データをフィルターにかけて除去するステップをさらに含む、請求項 5 3 に記載の方法。

【請求項 6 6】

前記パターンを伴うことなく身体の少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像を取得するステップをさらに含み、ここで、前記画像データをフィルターにかけて除去するステップは、前記パターンを伴って取得されたサーモグラフィー画像から前記パターンを伴うことなく取得されたサーモグラフィー画像を差し引くことを含んでいる、請求項 6 5 に記載の方法。 40

【請求項 6 7】

前記画像データ処理装置は、身体によって発生された熱に由来する画像データをフィルターにかけて除去することができるよう設計されかつ構成される、請求項 5 4 に記載のシステム。

【請求項 6 8】

前記画像データ処理装置は、前記パターンを伴って取得されたサーモグラフィー画像から前記パターンを伴うことなく取得されたサーモグラフィー画像を差し引き、これにより、前記画像データをフィルターにかけて除去することができるよう設計されかつ構成さ 50

れる、請求項 6 7 に記載のシステム。

【請求項 6 9】

身体の 3 次元空間表現を構築する方法であって、

身体に一連のスポットを照射するステップ、ただし、前記一連のスポットのうちの少なくとも 1 つのスポットは前記一連のスポットにおける他のすべてのスポットから区別可能である；

少なくとも 2 つの異なる視点から身体および前記一連のスポットの少なくとも 2 つの画像を取得するために少なくとも 1 つのイメージング装置を使用するステップ；

各画像における前記一連のスポットの所在位置を特定するステップ；

各画像において、前記少なくとも 1 つの区別可能なスポットを同定し、前記一連のスポットにおける他のすべてのスポットを同定するために前記少なくとも 1 つの区別可能なスポットを使用するステップ；および

前記一連のスポットに対するレンジデータを計算し、身体の 3 次元空間表現を構築するために前記レンジデータを使用するステップを含む方法。

【請求項 7 0】

レンジ・イメージング・システムを較正する方法であって、

それぞれが図形エントリおよび前記図形エントリの視点に対応した角度エントリを有している複数のエントリを含む図形のデータベースにアクセスするステップ；

身体に図形を照射するステップ；

少なくとも 2 つの異なる視点から身体および前記図形の少なくとも 2 つの画像を取得するために少なくとも 1 つのイメージング装置を使用するステップ；

少なくとも 2 つの画像に対して、前記図形を同定し、前記図形に概して類似している図形エントリを前記データベースで検索し、かつ、前記データベースから個々の角度エントリを抽出し、これにより、少なくとも 2 つの角度を提供するステップ；

前記少なくとも 2 つの角度に基づいて、前記図形に対するレンジデータを算出し、かつ、前記レンジ・イメージング・システムを較正するために前記レンジデータを使用するステップ

を含む方法。

【請求項 7 1】

熱空間イメージングシステムを較正する方法であって、そのシステムは少なくとも 1 つのサーモグラフィーイメージング装置および少なくとも 1 つの可視光イメージング装置を有し、方法は、

身体に複数の波長におけるあるパターンを照射するステップ、ただし、前記複数の波長のうちの少なくとも 1 つの波長は前記少なくとも 1 つのサーモグラフィーイメージング装置によって検出可能であり、前記複数の波長のうちの少なくとも 1 つの波長は前記少なくとも 1 つの可視光イメージング装置によって検出可能である；

前記パターンの少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像を取得するために前記少なくとも 1 つのサーモグラフィーイメージング装置を使用し、前記パターンの少なくとも 1 つの可視光画像を取得するために前記少なくとも 1 つの可視光イメージング装置を使用するステップ；および

前記サーモグラフィー画像および前記可視光画像を用いて前記 3 次元サーモグラフィーイメージング装置を較正するステップを含む方法。

【請求項 7 2】

前記少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像および少なくとも 1 つの可視光画像は実質的に同時に取得される、請求項 7 1 に記載の方法。

【請求項 7 3】

身体の 3 次元空間表現を構築する方法であって、

少なくとも 2 つの異なる光の色を発生させるために操作可能なパターンプロジェクタを

10

20

30

40

50

用いて、コード化されたパターンを、異なる色のコード化されたパターンが相互にシフトされるような態様で、身体に照射するステップ；

画像データを提供するために、前記コード化されたパターンの少なくとも1つの画像を取得するステップ；および

前記画像データに基づいて、前記コード化されたパターンの3次元的な位置を計算し、これにより、身体の3次元空間表現を構築するステップを含む方法。

#### 【請求項74】

身体の3次元空間表現を構築するためのシステムであって、

異なる色のコード化されたパターンが相互にシフトされるような態様でその身体に少なくとも2つの異なる光の色のコード化されたパターンを照射することができるよう操作可能なパターンプロジェクタ；

前記コード化されたパターンの少なくとも1つの画像を取得し、これにより画像データを提供するためのイメージング装置；および

前記画像データに基づいて、前記コード化されたパターンの3次元的な位置を算出することができるように設計されかつ構成されている画像データ処理装置を含むシステム。

#### 【請求項75】

前記少なくとも2つのコード化されたパターンは1つのピクセルサイズ分だけ相互にシフトされる、請求項73または74に記載の方法またはシステム。

#### 【請求項76】

前記パターンプロジェクタは逐次的に異なる色のコード化されたパターンを投射することができるように操作可能である、請求項73または74に記載の方法またはシステム。

#### 【請求項77】

異なる色のコード化されたパターンは、隣接している投射されたピクセルの中心間の特性距離に満たない量だけ相互にシフトされる、請求項73または74に記載の方法またはシステム。

#### 【請求項78】

前記少なくとも1つの画像の取得は20ミリ秒未満の露光時間により特徴付けられる、請求項73または74に記載の方法またはシステム。

#### 【請求項79】

前記少なくとも1つの画像の取得は、単一の露光時間の間に行われる多数回の読み出しを含む、請求項73または74に記載の方法またはシステム。

#### 【請求項80】

前記少なくとも2つの異なる色は第1の色、第2の色および第3の色を含み、前記少なくとも1つの画像の取得は、単一の露光時間の間に行われる3回の読み出しを含む、請求項73または74に記載の方法またはシステム。

#### 【請求項81】

身体内における熱経路を計算する方法であって、

(a) 热的なデータを身体の少なくとも一部の表面と関連付け、これにより、前記表面についての热的なデータマップを生成するステップ；

(b) 前記热的なデータマップ内において少なくとも1つの热的に区別可能な領域を同定するステップ；および

(c) 前記少なくとも1つの热的に区別可能な領域の表面分布に基づいて、前記身体の少なくとも一部における熱経路を計算するステップを含む方法。

#### 【請求項82】

前記ステップ(a)は前記表面からの热放射を収集することにより実施される、請求項81に記載の方法。

#### 【請求項83】

10

20

30

40

50

前記収集された熱放射を前記身体の少なくとも一部における組織の放射率に関して補正するステップをさらに含む、請求項 8 2 に記載の方法。

【請求項 8 4】

前記少なくとも 1 つの熱的に区別可能な領域は、少なくとも 2 つの熱的に区別可能な領域を含む、請求項 8 1 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明はイメージングに関し、より特定的には、サーモグラフィー画像を取得および分析するための方法、装置およびシステムに関する。 10

【背景技術】

【0 0 0 2】

診断医学におけるイメージングの使用は 1900 年代の初期にまでさかのぼる。現在では、医師の自由裁量において、硬組織および軟組織のイメージングを可能にし、かつ、正常組織と病理組織との両方の特性描写を可能にする、数多くの異なるイメージングモダリティが存在する。

【0 0 0 3】

赤外線イメージングは、炎症の同定を目的として、人体における熱的に区別可能な部位の特性を明らかにするために利用されている。赤外線カメラは、サーモグラフィー画像として知られている 2 次元画像を生成する。サーモグラフィー画像は、典型的には、被検者の身体から発せられる幾つかの赤外波長領域のうちのいずれか 1 つの赤外波長領域における放射線を受光し、その放射線を分析してその表面の 2 次元温度マップを生成することにより取得される。そのサーモグラフィー画像は、視覚的な画像データおよびそれに対応する温度データのうちのいずれか一方または両方の形態であってよい。赤外線サーモグラフィー用として使用される赤外線カメラからの出力は、典型的には、複数のピクセル・データ・ポイントを含む画像をもたらし、そこでは、それぞれのピクセルが温度情報を提供しており、その温度情報がカラーコードまたはグレースケールコードを用いて視覚的に表示されている。上述の温度情報は、さらに、例えば、すべてのピクセルまたはそれらのピクセルのサブコレクションとかかわり合いを有する温度データを平均することにより、その画像の平均温度、またはその画像の離散領域の平均温度を算出すべく、コンピュータソフトウェアで処理することもできる。 20

【0 0 0 4】

サーモグラフィー画像に基づいて、医師はその部位を診断し、例えば、大いに経験および直感に頼ってのことではあるが、その部位が炎症を含んでいるか否かを決定する。

【0 0 0 5】

米国特許第 7 0 7 2 5 0 4 号は、2 台の可視光カメラ（左側用および右側用）と組み合わせて 2 台の赤外線カメラ（左側用および右側用）を利用する手法を開示している。これらの赤外線カメラは 3 次元サーモグラフィー画像を得るために使用され、また、これらの可視光カメラは 3 次元可視光画像を得るために使用される。これらの 3 次元サーモグラフィー画像および 3 次元可視光画像がオーバーラップする態様でユーザーに表示される。 30

【0 0 0 6】

また、スキャニングシステムを開示している米国特許第 6 4 4 2 4 1 9 号にも興味が持たれ、このスキャニングシステムは、対象物からの 360° のデータ抽出を行う赤外線検出機構、ならびに前述の赤外線検出機構からの電気信号を受信し、その信号を 3 次元プロファイル曲面および対応するその対象物の温度分布のデータに統合する信号デコーディング機構を含んでいる。 40

【0 0 0 7】

国際特許公開公報第 2 0 0 6 / 0 0 3 6 5 8 号（この公報の内容は参照により本明細書に組み入れられる）は、非サーモグラフィー画像データの収集機能およびサーモグラフィー画像データの収集機能を含むシステムを開示している。上述の非サーモグラフィー画像

データの収集機能はサーモグラフィーによらない画像データを取得し、サーモグラフィー画像データの収集機能はサーモグラフィーによる画像データを取得するものである。

【0008】

サーモグラフィー画像を取得および分析するための方法、装置およびシステムを得ることに対する広く認識されたニーズが存在し、かつ、そのような方法、装置およびシステムを得ることは非常に有利なことであると考えられる。

【発明の概要】

【0009】

本発明の1つの態様によれば、身体内における熱経路を計算する方法が提供される。本方法は：(a) 熱的なデータをその身体の少なくとも一部の表面と関連付け、これにより、その表面についての熱的なデータマップを生成するステップ；(b) その熱的なデータマップ内において少なくとも1つの熱的に区別可能な領域を同定するステップ；および(c) 前述の少なくとも1つの熱的に区別可能な領域の表面分布に基づいて、その身体の少なくとも一部における熱経路を計算するステップを含む。

10

【0010】

以下で開述されている本発明の好適な実施形態におけるさらなる特徴によれば、ステップ(a)は上述の表面からの熱放射を収集することにより果たされる。

【0011】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに、前述の収集された熱放射を上述の身体の少なくとも一部における組織の放射率に関して補正するステップを含んでいる。

20

【0012】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも1つの熱的に区別可能な領域は、少なくとも2つの熱的に区別可能な領域を含んでいる。

【0013】

本発明の別の態様によれば、生体内における熱経路を計算する方法が提供され、本方法は：その生体の3次元空間表現上で定められた合成熱空間画像であって前述の3次元空間表現の表面と関連付けられた熱的なデータを有する合成熱空間画像を取得するステップを含んでいる。前述の熱的なデータは、好適には、それぞれが格子上の強度値によって表される複数の画素の形態でその表面上に格子様に配列されている。本方法は、さらに、その熱空間画像内における少なくとも1つの熱的に区別可能なスポットを同定するステップ、ならびに上述の熱経路を計算するために前述の熱空間画像および前述の熱的に区別可能なスポットを使用するステップを含む。

30

【0014】

以下で開述されている本発明の好適な実施形態におけるさらなる特徴によれば、本方法は、さらに、その生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定することができるよう、少なくとも2つの熱軌道を使用するステップを含んでいる。

【0015】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに：その生体の異なる姿勢を表す付加的な合成熱空間画像を取得するステップ；その異なる姿勢に対応した3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定することができるように、熱的に区別可能なスポットの同定および勾配計算を反復するステップ；ならびに異なる姿勢に対応したそれらの3次元の熱的に区別可能な内部領域を比較するステップを含んでいる。

40

【0016】

本発明の尚も別の態様によれば、生体内における熱経路を計算するための装置が提供され、その装置は：合成熱空間画像を受け入れるための入力ユニット；その合成熱空間画像内における少なくとも1つの熱的に区別可能なスポットを同定するためのスポット同定ユニット；ならびに前述の熱空間画像および前述の熱的に区別可能なスポットに基づいて、

50

その生体内における熱経路を計算するための計算機を含んでいる。

【0017】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、その装置は、さらに、少なくとも2つの熱軌道に基づいて、その生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定することができるよう設計され、かつ、そのように構成された、領域決定ユニットを含んでいる。

【0018】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、その熱経路は、そのスポットにおける表面の空間的勾配を計算することにより算出される。

【0019】

本発明の尚も別の態様によれば、生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定する方法が提供され、本方法は：合成熱空間画像を取得するステップ；その格子上で概して同様な強度値によって表されている少なくとも1つのセットになる画素を検索するステップ；および前述の少なくとも1つのセットになった画素のうちの少なくとも1つに對して、それぞれの場所が前述のセットのうちの少なくとも1組の画素と関連付けられており、かつ、その場所の各ポイントが前述の1組の画素のうちの個々の画素から等しい熱的距離にあるように定められている複数の場所を定め、上述の3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するためにその複数の場所を使用するステップを含んでいる。

【0020】

本発明の尚も別の態様によれば、生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するための装置が提供され、その装置は：合成熱空間画像を受け入れるための入力ユニット；その格子上で概して同様な強度値によって表されている少なくとも1つのセットになった画素を検索するための検索ユニット；それぞれの場所が前述のセットのうちの少なくとも1組の画素と関連付けられており、かつ、その場所の各ポイントが前述の1組の画素のうちの個々の画素から等しい熱的距離にあるように定められている複数の場所を定めるための場所特定ユニット；および前述の複数の場所に基づいて、上述の3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するための領域決定ユニットを含んでいる。

【0021】

以下で開述されている本発明の好適な実施形態におけるさらなる特徴によれば、上述の複数の場所のうちの少なくとも1つの場所は平面である。

【0022】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の3次元の熱的に区別可能な内部領域は、前述の複数の場所によって少なくとも部分的に境界づけられている。

【0023】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の3次元の熱的に区別可能な内部領域は、前述の複数の場所のうちの少なくとも数個の場所が交差している線に基づいて決定される。

【0024】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに、上述の3次元の熱的に区別可能な内部領域内における発源領域の所在位置を特定するステップを含んでいる。

【0025】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、その装置は、さらに、上述の3次元の熱的に区別可能な内部領域内における発源領域の所在位置を特定するための発源領域所在位置特定装置を含んでいる。

【0026】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、その発源領域は、上述の3次元の熱的に区別可能な内部領域の重心、重み付けされた重心および質量中心からなるグループから選択される。

10

20

30

40

50

**【 0 0 2 7 】**

本発明の 1 つの付加的な態様によれば、生体内における多数の熱的に区別可能な対象物を決定する方法が提供され、本方法は：そこでは熱的なデータが表面上の少なくとも 1 つの熱的に区別可能なスポットを取り囲んでいる閉じた等温曲線によって特徴付けられている、合成熱空間画像を取得するステップ；前述の合成熱空間画像に基づいて、その生体内における 3 次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するステップ；その 3 次元空間表現内における境界を定めるために 3 次元空間表現を分析するステップであって、そこでは、その境界の一方の側に存在しているポイントはその表面上の单一の熱的に区別されたスポットに対応しており、一方で、その境界の別の側に存在しているポイントはその表面上の複数の熱的に区別されたスポットに対応している、分析ステップ；およびその生体内における熱的に区別可能な対象物の数を決定するために、上述の 3 次元の熱的に区別可能な内部領域を前述の境界と比較するステップを含んでいる。

10

**【 0 0 2 8 】**

本発明の尚も付加的な 1 つの態様によれば、生体内における熱的に区別可能な対象物の数を決定するための装置が提供され、その装置は：合成熱空間画像を受け入れるための入力ユニット；その合成熱空間画像に基づいてその生体内における 3 次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するための領域決定ユニット；その 3 次元空間表現内における境界を定めるために 3 次元空間表現を分析するための分析装置であって、そこでは、その境界の一方の側に存在しているポイントはその表面上の单一の熱的に区別されたスポットに対応しており、一方で、その境界の別の側に存在しているポイントはその表面上の複数の熱的に区別されたスポットに対応している、分析装置；およびその生体内における熱的に区別可能な対象物の数を決定するために、上述の 3 次元の熱的に区別可能な内部領域を前述の境界と比較するための比較ユニットを含んでいる。

20

**【 0 0 2 9 】**

以下で開述されている本発明の好適な実施形態におけるさらなる特徴によれば、本方法は、さらに、少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像を取得し、上述の合成熱空間画像を形成するために、その少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像を 3 次元空間表現上にマッピングするステップを含んでいる。

**【 0 0 3 0 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のマッピングステップは、その生体の放射率データによって上述の少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像に重み付けを行うステップを含んでいる。

30

**【 0 0 3 1 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像は複数のサーモグラフィー画像を含んでいる。

**【 0 0 3 2 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のサーモグラフィー画像のうちの少なくとも 2 つはその生体が異なる姿勢にあるときに取得される。

**【 0 0 3 3 】**

40

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも 1 つの付加的な合成熱空間画像はその生体の異なる姿勢に対応している。

**【 0 0 3 4 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに：その生体の複数の 3 次元空間表現を取得するステップ；少なくとも 2 つの 3 次元空間表現に対して、その 3 次元空間表現の表面における等温曲線の予測されるトポロジーを決定するために、それぞれの 3 次元空間表現を分析するステップ；ならびに前述の予測されるトポロジーに基づいて上述の少なくとも 1 つのサーモグラフィー画像に対する視点および／またはその生体の姿勢を選択するステップを含んでいる。

**【 0 0 3 5 】**

50

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに：その生体に関する異なる視点および／またはその生体の異なる姿勢に対応した、その生体の少なくとも1つの付加的な3次元空間表現を取得するステップ；その生体内における上述の3次元の熱的に区別可能な内部領域に基づいて、前述の少なくとも1つの付加的な3次元空間表現の表面に等温曲線の予測されるトポロジーを構築するステップ；前述の異なる視点および／または前述の異なる姿勢に対応した少なくとも1つの付加的な合成熱空間画像を取得するステップ；前述の少なくとも1つの合成熱空間画像を上述の等温曲線の予測されるトポロジーと比較するステップ；および前述の比較に関するレポートを発行するステップを含んでいる。

【0036】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに、上述の3次元空間表現を構築するステップを含んでいる。

【0037】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の3次元空間表現を取得するステップは、その身体に赤外領域におけるあるパターンを照射するステップ、その身体および前述のパターンの少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得するために少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置を使用するステップ、前述のパターンに対応したレンジデータを計算するステップ、ならびにその身体の3次元空間表現を構築するために上述の少なくとも1つのサーモグラフィー画像および前述のレンジデータを使用するステップを含んでいる。

10

【0038】

本発明のさらなる1つの付加的な態様によれば、生体の前面の熱空間イメージングのためのシステムが提供され、そのシステムは、内部にその生体の前面の少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得するための少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置を有する体内プローブシステム、ならびにその生体の前面の合成熱空間画像を提供し、かつ、表示するために、前述の体内プローブシステムから受信された画像データを分析するためのデータ処理装置を含んでいる。

20

【0039】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、そのシステムは、さらに、その生体の前面の少なくとも1つの可視光画像を取得するための少なくとも1つの可視光イメージング装置を含んでいる。

30

【0040】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、そのシステムは、さらに、あるパターンをその身体の前面に照射するための照射装置を含んでいる。

【0041】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の体内プローブシステムは、肛門を通じて挿入することができるよう適合化されている。

40

【0042】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の体内プローブシステムは、膣を通じて挿入することができるよう適合化されている。

【0043】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の体内プローブシステムは、尿道を通じて挿入することができるよう適合化されている。

【0044】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の体内プローブシステムは、食道を通じて挿入することができるよう適合化されている。

【0045】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の体内プローブシステムは移送機構に取り付けられている。

【0046】

50

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の移送機構は、内視鏡プローブおよびカテーテルからなるグループから選択される。

【0047】

本発明のさらなる1つの態様によれば、ある方法が提供され、本方法は：予め定められた視点から生体の一連のサーモグラフィー画像を取得するステップ；それらのサーモグラフィー画像における熱的な変化を抽出するために、それらのサーモグラフィー画像を比較するステップ；および、前述の熱的な変化が予め定められた閾値以下であったときに、その生体が概して安定した熱的状態にあることを示すレポートを発行するステップを含んでいる。

【0048】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の取得および比較ステップは実質的に同時的に果たされる。

【0049】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、少なくとも数個のサーモグラフィー画像が事前に取得されている単一のサーモグラフィー画像と比較される。

【0050】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、少なくとも数個のサーモグラフィー画像が事前に取得されている複数のサーモグラフィー画像と比較される。

10

【0051】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに、上述の熱的な変化をディスプレイ装置に表示するステップを含んでいる。

【0052】

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、生体内における医療装置の位置をモニタリングする方法が提供され、本方法は、その医療装置の温度をその生体の平均温度とは充分に異なるある温度に設定するステップ、その生体の少なくとも1つの合成熱空間画像を形成するステップ、およびその生体内における上述の挿入可能な装置の位置をモニタリングするために、前述の少なくとも1つの合成熱空間画像を使用するステップを含んでいる。

20

【0053】

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、生体内に挿入可能な医療装置が提供され、その医療装置は、近位側端部、遠位側端部および前述の近位側端部から遠位側端部にまで延びているオプティカルファイバを有する中空構造物を含んでおり、上述のオプティカルファイバは、前述の遠位側端部から近位側端部へ熱放射を伝えることができるよう設計され、かつ、そのように構成されている。

30

【0054】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の中空構造物およびオプティカルファイバは異なる材料でできている。

【0055】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のオプティカルファイバは前述の中空構造物内における通路によって定められている。

40

【0056】

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、レンジ・イメージング・システムのための照射装置が提供され、その照射装置は、光ビームを発生させるための光源、ダイナミックビーム偏向器、およびそれぞれが異なる画像を形成するように設計されている複数の区別された領域を有する画像形成エレメントを含んでおり、ここで、上述のダイナミックビーム偏向器は、異なる時間で異なる画像を形成するために上述の画像形成エレメントをスキヤンすることができるように設計され、かつ、そのように構成されている。

【0057】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の光源は

50

レーザー装置を含んでおり、上述の光ビームはレーザービームである。

【0058】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のダイナミックビーム偏向器は可動ミラーを含んでいる。

【0059】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のダイナミックビーム偏向器は電気光学材料を含んでいる。

【0060】

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、身体の3次元空間表現を構築する方法が提供され、本方法は：身体に赤外領域におけるあるパターンを照射するステップ；その身体および前述のパターンの少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得するために少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置を使用するステップ；前述のパターンに対応したレンジデータを計算するステップ；ならびにその身体の3次元空間表現を構築するために上述の少なくとも1つのサーモグラフィー画像および前述のレンジデータを使用するステップを含んでいる。

10

【0061】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の取得ステップは、少なくとも2つの異なる視点からその身体および上述のパターンの少なくとも2つのサーモグラフィー画像を取得することを含んでいる。

20

【0062】

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、身体の3次元空間表現を構築するためのシステムが提供され、そのシステムは：赤外領域におけるあるパターンをその身体に照射することができるように設計され、かつ、そのように構成されている照射装置；その身体および前述のパターンの少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得することができるように設計され、かつ、そのように構成されている、少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置；ならびに前述のパターンに対応したレンジデータを計算し、また、その身体の3次元空間表現を構築するために上述の少なくとも1つのサーモグラフィー画像および前述のレンジデータを使用することができるように設計され、かつ、そのように構成されているデータ処理装置を含んでいる。

30

【0063】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置は、少なくとも2つの異なる視点からその身体および上述のパターンの少なくとも2つのサーモグラフィー画像を取得することができるように設計され、かつ、そのように構成されている。

【0064】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のパターンは、時系列コーディングによって3次元空間表現の構築が可能なように選択されている。

【0065】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のパターンは、空間コーディングによって3次元空間表現の構築が可能なように選択されている。

40

【0066】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のレンジデータは飛行時間法により算出される。

【0067】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のレンジデータは三角測量法により算出される。

【0068】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の照射を特性化するパルス長は20ミリ秒よりも短い。

50

**【 0 0 6 9 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも1つのサーモグラフィー画像の取得は、20ミリ秒未満の露光時間により特徴付けられる。

**【 0 0 7 0 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも1つのサーモグラフィー画像の取得は、単一の露光時間の間に行われる多数回の読み出しを含む。

**【 0 0 7 1 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の多数回の読み出しのうちの少なくとも2回の読み出しが累積的に実行される。 10

**【 0 0 7 2 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の照射はレーザー光によって果たされる。

**【 0 0 7 3 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに、少なくとも数個のサーモグラフィー画像に対して、その身体によって発生された熱に由来する画像データをフィルターにかけて除去するステップを含んでいる。

**【 0 0 7 4 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、本方法は、さらに、上述のパターンを伴うことなくその身体の少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得するステップを含んでおり、ここで、上述の画像データをフィルターにかけて除去するステップは、前述のパターンを伴って取得されたサーモグラフィー画像からそのパターンを伴うことなく取得されたサーモグラフィー画像を差し引くことを含んでいる。 20

**【 0 0 7 5 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の画像データ処理装置は、その身体によって発生された熱に由来する画像データをフィルターにかけて除去することができるよう設計され、かつ、そのように構成されている。

**【 0 0 7 6 】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の画像データ処理装置は、上述のパターンを伴って取得されたサーモグラフィー画像から前述のパターンを伴うことなく取得されたサーモグラフィー画像を差し引き、これにより、上述の画像データをフィルターにかけて除去することができるよう設計され、かつ、そのように構成されている。 30

**【 0 0 7 7 】**

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、身体の3次元空間表現を構築する方法が提供され、本方法は：その身体に一連のスポットを照射するステップであって、ここで、その一連のスポットのうちの少なくとも1つのスポットはそれらの一連のスポットにおける他のすべてのスポットから区別可能である、スポット照射ステップ；少なくとも2つの異なる視点からその身体および前述の一連のスポットの少なくとも2つの画像を取得するために少なくとも1つのイメージング装置を使用するステップ；各画像における前述の一連のスポットの所在位置を特定するステップ；各画像において、前述の少なくとも1つの区別可能なスポットを同定し、上述の一連のスポットにおける他のすべてのスポットを同定するために前述の少なくとも1つの区別可能なスポットを使用するステップ；および前述の一連のスポットに対するレンジデータを計算し、その身体の3次元空間表現を構築するために前述のレンジデータを使用するステップを含んでいる。 40

**【 0 0 7 8 】**

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、レンジ・イメージング・システムを較正する方法が提供され、本方法は：それが图形エントリおよびその图形エントリの視点に対応した角度エントリを有している複数のエントリを含む图形のデータベースにアクセス 50

するステップ；身体に図形を照射するステップ；少なくとも2つの異なる視点からその身体および前述の図形の少なくとも2つの画像を取得するために少なくとも1つのイメージ装置を使用するステップ；少なくとも2つの画像に対して、前述の図形を同定し、その図形に概して類似している図形エントリを上述のデータベースで検索し、かつ、そのデータベースから個々の角度エントリを抽出し、これにより、少なくとも2つの角度を提供するステップ；前述の少なくとも2つの角度に基づいて、その図形に対するレンジデータを算出し、かつ、上述のレンジ・イメージング・システムを較正するためにそのレンジデータを使用するステップを含んでいる。

#### 【0079】

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、熱空間イメージングシステムを較正する方法が提供され、そのシステムは少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置および少なくとも1つの可視光イメージング装置を有する熱空間イメージングシステムであり、本方法は：身体に複数の波長におけるあるパターンを照射するステップであって、ここで、それらの複数の波長のうちの少なくとも1つの波長は前述の少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置によって検出可能であり、また、それらの複数の波長のうちの少なくとも1つの波長は前述の少なくとも1つの可視光イメージング装置によって検出可能である、パターン照射ステップ；前述のパターンの少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得するために上述の少なくとも1つのサーモグラフィーイメージング装置を使用し、前述のパターンの少なくとも1つの可視光画像を取得するために上述の少なくとも1つの可視光イメージング装置を使用するステップ；ならびに前述のサーモグラフィー画像および可視光画像を用いてその3次元サーモグラフィーイメージング装置を較正するステップを含んでいる。10

#### 【0080】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも1つのサーモグラフィー画像および少なくとも1つの可視光画像は実質的に同時に取得される。20

#### 【0081】

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、身体の3次元空間表現を構築する方法が提供され、本方法は：少なくとも2つの異なる光の色を発生させるべく操作可能なパターンプロジェクタを用いて、コード化されたパターンを、それらの異なる色のコード化されたパターンが相互にシフトされるような態様で、その身体に照射するステップ；画像データをもたらすべく、そのコード化されたパターンの少なくとも1つの画像を取得するステップ；およびその画像データに基づいて、それらのコード化されたパターンの3次元的な位置を計算し、これにより、その身体の3次元空間表現を構築するステップを含んでいる。30

#### 【0082】

本発明の尚もさらなる1つの態様によれば、身体の3次元空間表現を構築するためのシステムが提供され、そのシステムは：異なる色のコード化されたパターンが相互にシフトされるような態様でその身体に少なくとも2つの異なる光の色のコード化されたパターンを照射することができるように操作可能なパターンプロジェクタ；そのコード化されたパターンの少なくとも1つの画像を取得し、これにより画像データを提供するためのイメージング装置；ならびにその画像データに基づいてそれらのコード化されたパターンの3次元的な位置を算出することができるように設計され、かつ、そのように構成されている画像データ処理装置を含んでいる。40

#### 【0083】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも2つのコード化されたパターンは1つのピクセルサイズ分だけ相互にシフトされる。

#### 【0084】

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述のパターンプロジェクタは逐次的に異なる色のコード化されたパターンを投射することができるように操作可能である。50

**【0085】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の異なる色のコード化されたパターンは、隣接している投射されたピクセルの中心間の特性距離に満たない量だけ相互にシフトされる。

**【0086】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも1つの画像の取得は20ミリ秒未満の露光時間により特徴付けられる。

**【0087】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも1つの画像の取得は、単一の露光時間の間に行われる多数回の読み出しを含んでいる。

10

**【0088】**

その開述されている好適な実施形態における尚もさらなる特徴によれば、上述の少なくとも2つの異なる色は第1の色、第2の色および第3の色を含み、また、上述の少なくとも1つの画像の取得は、単一の露光時間の間に行われる3回の読み出しを含んでいる。

**【0089】**

別途定義されない限り、本明細書で使用されるすべての技術的用語および科学的用語は、本発明が属する技術分野の当業者によって一般に理解されるのと同じ意味を有する。本明細書に記載される方法および材料と類似または同等である方法および材料を本発明の実施または試験において使用することができるが、好適な方法および材料が下記に記載される。矛盾する場合には、定義を含めて、本特許明細書が優先する。加えて、材料、方法および実施例は例示にすぎず、限定であることは意図されない。

20

**【0090】**

本発明の実施形態の方法およびシステムを実行することは、選択されたタスクまたは工程を、手動操作で、自動的にまたはそれらを組み合わせて実行または完了することを含んでいる。さらに、本発明の装置、方法およびシステムの好ましい実施形態の実際の機器や装置によって、いくつもの選択されたステップを、ハードウェア、ソフトウェア、またはファームウェア、あるいはオペレーティングシステムを用いるそれらの組合せによって実行できる。例えば、本発明の実施形態による選択されたタスクを実行するためのハードウェアは、チップまたは回路として実施されることができる。ソフトウェアとして、本発明の実施形態により選択されたタスクは、コンピュータが適切なオペレーティングシステムを使って実行する複数のソフトウェアの命令のようなソフトウェアとして実施されることがある。いずれにせよ、本発明の方法およびシステムの選択されたタスクは、データポートセッサー、例えば複数の命令を実行する計算プラットフォームで実行される。

30

**【図面の簡単な説明】****【0091】**

本発明は、添付図面を参照して、本明細書において例としてのみ記載されている。ここでこれらの図面を特に参照することによって、示されている詳細は、例としてのものであり、本発明の好ましい実施形態の例証的考察のみを目的としており、本発明の原理および概念的側面の最も有用かつ容易に理解される説明であると考えられるものを提供するために提示されていることが強調される。この点に関して、本発明の基本的理解に必要なもの以上に詳細に本発明の構造的詳細を示す試みはなされず、これらの図面を用いて行なわれる説明は、この発明のいくつかの形態がどのようにして実際に具体化されうるかを当業者に明らかにする。

40

【図1】図1a～cは、本発明の様々な例証的実施形態による、3D空間表現（図1a）、サーモグラフィー画像（図1b）、および前述の3D空間表現の表面にそのサーモグラフィー画像をマッピングすることにより形成された合成熱空間画像（図1c）の概略的説明図である。

【図2】図2は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における熱経路を計算するのに適した方法を開示しているフローチャート式のダイアグラムである。

50

【図3】図3aは、その身体内における熱経路を定めるために勾配が使用される手順の概略的説明図である。図3bは、2つ以上の熱軌道を用いて3次元の熱的に区別可能な内部領域の所在位置を決定するための手順の概略的説明図である。

【図4】図4は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における熱経路を算出するための装置の概略的説明図である。

【図5】図5は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域の位置および場合によってはサイズを決定するのに適した方法を開述べているフローチャート式のダイアグラムである。

【図6a-d】図6aは、本発明の様々な例証的実施形態による、場所を定めるための手順の概略的説明図である。図6b-dは、本発明の様々な例証的実施形態による、幾つかの平面的な場所により境界づけられている3次元的領域の概略的説明図である。

【図6e-f】図6eは、本発明の様々な例証的実施形態による、それに沿って2つの場所が交差している線を描いている。図6fは、本発明の様々な例証的実施形態による、2つ以上の線の交点である複数のポイントを描いている。

【図7】図7は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するための装置の概略的説明図である。

【図8】図8は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における多数の熱的に区別可能な対象物を決定するのに適した方法80のフローチャート式のダイアグラムである。

【図9】図9a-bは、本発明の様々な例証的実施形態による、閉じた等温曲線(図9a)および開いた等温曲線(図9b)によって特徴付けられる熱的なデータの概略的説明図である。

【図10a-b】図10a-bは、本発明の様々な例証的実施形態による、3D空間表現内における境界を定めるための手順であって、その境界の一方の側に存在しているポイントはその3D空間表現の表面にある単一の熱的に区別されたスポットに対応しており、一方、その境界の別の側に存在しているポイントはその3D空間表現の表面にある複数の熱的に区別されたスポットに対応するような態様で境界を定めるための手順を開示している概略的説明図である。

【図10c-d】図10c-dは、本発明の様々な例証的実施形態による、3D空間表現内における境界を定めるための手順であって、その境界の一方の側に存在しているポイントはその3D空間表現の表面にある単一の熱的に区別されたスポットに対応しており、一方、その境界の別の側に存在しているポイントはその3D空間表現の表面にある複数の熱的に区別されたスポットに対応するような態様で境界を定めるための手順を開示している概略的説明図である。

【図10e】図10eは、本発明の様々な例証的実施形態による、3D空間表現内における境界を定めるための手順であって、その境界の一方の側に存在しているポイントはその3D空間表現の表面にある単一の熱的に区別されたスポットに対応しており、一方、その境界の別の側に存在しているポイントはその3D空間表現の表面にある複数の熱的に区別されたスポットに対応するような態様で境界を定めるための手順を開示している概略的説明図である。

【図11】図11は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における多数の熱的に区別可能な対象物を決定するための装置の概略的説明図である。

【図12a】図12aは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図12b】図12bは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図12c】図12cは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図12d】図12dは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

10

20

30

40

50

【図12e】図12eは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図12f】図12fは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図13a】図13aは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図13b】図13bは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図13c】図13cは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図13d】図13dは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図13e】図13eは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的な説明図である。

【図14】図14は、本発明の様々な例証的実施形態による、一連のスポットの形態における照射の概略的説明図であり、ここで、それらの一連のスポットのうちの少なくとも1つのスポットは他のすべてのスポットから区別可能である。

【図15】図15は、本発明の様々な例証的実施形態による、身体の3D空間表現を構築するのに適した方法のフローチャート式のダイアグラムである。

【図16】図16a～cは、本発明の様々な例証的実施形態による、露光時間および読み出し時間の概略的説明図である。

【図17】図17は、本発明の様々な例証的実施形態による、身体の3次元空間表現を構築するためのシステムの概略的説明図である。

【図18a～b】図18a～bは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的説明図である。

【図18c】図18cは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステムの概略的説明図である。

【図19a～b】図19a～bは、本発明の様々な例証的実施形態による体内プローブシステムの使用を示している概略的説明図である。

【図19c】図19cは、本発明の様々な例証的実施形態による体内プローブシステムの使用を示している概略的説明図である。

【図20】図20は、本発明の様々な例証的実施形態による、身体内における熱的に区別された内部領域の決定についての正確度を評価するのに適した方法のフローチャート式のダイアグラムである。

【図21】図21は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体が概して安定した熱的状態にあることを保証するのに適した方法のフローチャート式のダイアグラムである。

【図22】図22は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内に挿入可能な医療装置の概略的説明図である。

【図23】図23a～bは、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングに適した照射装置の概略的説明図である。

【図24】図24は、本発明の好適な実施形態による、身体の3D空間表現を構築するのに適した別の方法のフローチャート式のダイアグラムである。

【図25】図25は、本発明の好適な実施形態による、身体の3D空間表現を構築するための別のシステムの概略的説明図である。

【図26】図26a～dは、本発明の様々な例証的実施形態による、相互にシフトされるパターンの概略的説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0092】

本実施形態は、イメージングにおいて使用されることができる方法、装置およびシステムを含む。具体的には、限定されないが、本実施形態は、生体内における熱的に区別可能

な領域の位置を決定するために使用されることがある。

【0093】

本発明による方法、装置、およびシステムの原理および操作は、図面および添付の説明を参照して、よりよく理解することができる。

【0094】

本発明の少なくとも1つの実施形態を詳細に説明する前に、本発明は、その適用が、次の記載において示されているか、または図面において例示されている構成および構成要素の配置の詳細に限定されないことを理解すべきである。本発明は、ほかの実施態様も可能であるし、または様々な方法で実行または実施することができる。同様に、本明細書において用いられる表現および用語法は、説明を目的としており、限定的なものとみなすべきでないことも理解すべきである。

10

【0095】

本発明者らは、目的の組織領域（例えば腫瘍などの病的状態）からその組織領域の上部に存在している表面へ至る熱経路または熱軌道から、そのような組織領域の検出および所在位置の特定を可能にする手法を考案した。

【0096】

本明細書では、そのような軌道または経路を計算するための幾つかの手法が想定されている。そのような1つの手法は、身体の少なくとも一部の表面と関連付けられた熱的なデータを含んでいる熱的なデータマップを利用する。その熱的なデータマップにおいて、1つ以上の熱的に区別可能な領域が同定される。本発明の様々な例証的実施形態においては、その熱的に区別可能な1つまたは複数の領域は、次いで、表面分布（例えば熱的領域のパターン）、その表面上における位置、熱的な強度、サイズ、他の熱的に区別可能な領域との関係における位置にまでにおよぶ広い範囲において特性付けされる。好適には、そのような特性決定的な特徴を利用して、その身体内における熱経路が算出される。

20

【0097】

従って、本発明の好適な実施形態は、一般的には、表面情報の分析、例えば下層組織の性質の抽出などに関する。本発明の様々な例証的実施形態においては、前述の表面情報は、熱に関する情報のみならず空間情報も含んでいる。

【0098】

上述の空間情報は、3次元の体積を少なくとも部分的に包囲する非平面表面の幾何学的性質を含む。一般的には、上述の非平面表面は3次元空間に包埋されている2次元の対象物である。正式には、非平面表面は、滑らかに接続されたコンパクトな2次元リーマン多様体によって誘導される計量空間である。理想的には、その非平面表面の幾何学的性質は、例えばその非平面表面のあらゆるポイントに対する傾きおよび曲率（またはさらに別の空間的派生項目もしくはそれらの組み合わせ）により明確に与えられるであろう。しかし、そのような情報は滅多に達成することができず、その空間情報は、2次元リーマン多様体上の1つのセットになったポイントであって、かつ、その2次元多様体のトポロジーを描写するのに充分であるその非平面表面の標本版に対して与えられる。典型的には、その非平面表面の空間情報は3D空間表現の縮小版であり、その縮小版は、ポイント雲であってもよいし、またはそのポイント雲に基づく3D再構築物（例えば多角形メッシュまたは曲線メッシュ）であってもよい。その3D空間表現は3D座標系を介して表され、例えば、限定するものではないが、それぞれ3D系のデカルト座標、球座標、楕円座標、3D放物線座標または3D放物面座標などを介して表される。

30

【0099】

「表面」という用語は、本明細書では、「非平面表面」という用語の省略形として使用される。

【0100】

上述の熱的情報は、その表面から放出された熱に関連するデータまたはその表面により吸収された熱に関するデータを含む。その表面の異なる部分は、一般的に、異なる量の熱を放出または吸収するため、その熱的情報は、それぞれがその表面上の領域またはポイン

40

50

トの座標およびそのポイントまたは領域と関連する熱的な値（例えば温度や熱エネルギーなど）を含む1つのセットになった組を含んでいる。前述の熱的情報は可視信号に変換することができ、この場合、その熱的情報はサーモグラフィー画像の形態を成している。「サーモグラフィー画像」および熱的情報という用語は、どのような様態においても本発明の範囲を制限することなく、本明細書全体を通じて互換可能に使用される。具体的に言うと、他に特記しない限り、「サーモグラフィー画像」という用語の使用は、上述の熱的情報の可視信号への変換に限定されるものと見なすべきではない。例えば、サーモグラフィー画像は、上で開述されている通りの1つのセットになった組としてコンピュータ可読媒体の記憶装置に保存することができる。

#### 【0101】

身体の（熱的および空間的な）表面情報は、典型的には、合成3D画像の形態を成しており、その合成3D画像は、同一の3D画像上に熱的なデータと空間的なデータとの両方を含んでいる。そのような画像は熱空間画像と称される。

#### 【0102】

身体の3次元画像は、典型的には、身体部位の横方向の広がりを示していることに加え、ある基準点、例えばそのイメージング装置の所在位置などからの身体部位もしくはそれらの部位の部分の相対的または絶対的な距離をもさらに示している2次元画像であることが認識されている。従って、3次元画像は、典型的には、3次元的な身体の非平面表面に存在している情報および、必ずという訳ではないが、バルクに存在している情報を含んでいる。それにもかかわらず、その非平面表面が3次元系の座標上に都合よく定められるため、そのような画像を「3次元」と称することは一般的に受け入れ可能である。従って、この明細書全体を通じて、また、以下に続く特許請求の範囲のセクションにおいて、「3次元画像」および「3次元表現」という用語は、主として表面実体に関する。

#### 【0103】

上述の熱空間画像は、身体の3D空間表現上に定められ、そして、その3D空間表現の表面と関連付けられ、かつ、複数の画素（例えばピクセル、ピクセルの配列）の形態でその表面上に格子様に配列された熱的なデータを有し、前述の複数の画素はそれぞれがその格子上の強度値またはグレーレベルによって表される。ここで、異なる強度値の個数はグレーレベルの個数とは異なり得ることが認識される。例えば、8ビットのディスプレイは256個の異なるグレーレベルを生成することができる。しかし、原理的に、熱的情報に対応した異なる強度値の個数はもっとずっと大きくなり得る。1つの代表的な例として、その熱的情報が37のレンジ上でスパンし、0.1の分解能でデジタル化されるものとしよう。この場合、370個の異なる強度値が存在し、グレーレベルの使用は約1.4倍だけ正確度が劣ることになる。従って、本発明の様々な例証的実施形態においては、熱的なデータの処理は、グレーレベルではなく、強度値を用いて行われる。それにもかかわらず、グレーレベルの使用を本発明の範囲から除外するものではない。

#### 【0104】

本明細書においては、「ピクセル」という用語が、画素を示すべく略記される場合がある。しかしながら、これは「画素」という用語の意味を限定することを意図したものではなく、「画素」は、画像の構成単位をいう。

#### 【0105】

典型的には、熱空間画像を形成するために、1つ以上のサーモグラフィー画像が3D空間表現の表面にマッピングされる。3D空間表現の表面にマッピングされることとなるサーモグラフィー画像は、好適には、その3D空間表現と同じ座標系で表されている熱的なデータを含んでいる。あらゆるタイプの熱的なデータを使用することができる。1つの実施形態においては、その熱的なデータは絶対的な温度値を含んでおり、別の実施形態においては、それぞれが例えばその表面の個々のポイントと基準点との間での温度差に対応した相対的な温度値を含んでおり、また、1つの付加的な実施形態においては、その熱的なデータは局所的な温度差を含んでいる。さらに、上述のタイプの温度データの組み合わせも想定されており、例えば、その熱的なデータは絶対的な温度値と相対的な温度値との両

10

20

30

40

50

方を含むことができる、などの場合が考えられる。

【0106】

典型的には、そのサーモグラフィー画像における情報は、参照マーカーにおける熱的状態（例えば温度）も含んでいる。

【0107】

3D空間表現の表面へのサーモグラフィー画像のマッピングは、例えば、それによって他のポイントもぴったりと合わせ、従って、上述の合成熱空間画像を形成することができるよう（（例えばそのサーモグラフィー画像における参照マーカーの座標を上述の3D空間表現におけるそれらの座標と比較することにより）参照マーカーを正確にポジショニングすることにより行われる。

10

【0108】

場合によっては、かつ、好適には、サーモグラフィー画像のマッピングは補正手順を伴い、そこでは、熱放射率に関する配慮が含まれる。

【0109】

身体部位の熱放射率は、その身体部位の表面から発せられる熱放射の量およびその身体部位と同じ温度を有する黒体から発せられる熱放射の量の間での比率として定義される無次元量である。従って、理想化された黒体の熱放射率は1であり、すべての他の身体の熱放射率は0から1までの間である。一般的に、ある身体の熱放射率は概してその身体の熱吸収率に等しいものと仮定されている。

20

【0110】

上述の補正手順は、目的の身体の推定される熱的特性を用いて実施することができる。具体的に言うと、そのサーモグラフィー画像は、その身体の表面に存在する領域間ににおける放射率の差異を考慮に入れて、その身体を描写している非平面表面にマッピングされる。周囲と比べて異なる放射率値を有する領域は、例えば瘢痕領域、色素性領域、胸部の乳頭領域および母斑などであり得る。これに加え、異なる皮膚の色を有する被検者の放射率値も異なり得る。

【0111】

1つの好適な実施形態においては、そのサーモグラフィー画像は、その表面の異なる放射率値によって重み付けされる。例えば、サーマルイメージング装置によって取得された情報が温度またはエネルギーの値を含んでいるときには、その温度またはエネルギーの値の少なくとも一部をその身体の表面に存在する個々の領域の放射率値で除することができる。当業者であれば、そのような手順は、そのサーマルイメージング装置によって取得された値よりも大きな実効温度値または実効エネルギー値をもたらすことが認識されよう。異なる領域は異なる放射率値によって特性付けするため、その重み付けされたサーモグラフィー画像は、その身体の表面から発せられた熱に関する一層良好な推測を提供する。

30

【0112】

身体が女性の胸部を含んでいる場合での合成熱空間画像の代表的な1つの例が図1a～cに描かれており、それらの図は、それぞれ、非平面表面として描かれた3D空間表現（図1a）、平面的な等温曲線として描かれているサーモグラフィー画像（図1b）、およびそのサーモグラフィー画像を前述の3D空間表現の表面上にマッピングすることにより形成された合成熱空間画像（図1c）を示している。図示されているように、この熱空間画像の熱的なデータは、総体的に「102」で示されている格子上のグレーレベル値として表されている。このグレーレベル値による表現は、例証を目的としたものであって、限定期的なものと見なさるべきものではないことを理解すべきである。上で説明されているように、熱的なデータの処理は、強度値を用いて実行することもできる。また、図1a～cには、マッピングの際に使用される参照マーカー101も示されている。

40

【0113】

この3D空間表現、サーモグラフィー画像および合成熱空間画像は、当技術分野において公知のあらゆる技術で取得されてよく、例えば国際特許公開公報WO第2006/00

50

3658号、米国公開出願公報第20010046316号、ならびに米国特許第6442419号、第6765607号、第6965690号、第6701081号、第6801257号、第6201541号、第6167151号および第6094198号で開示されている技術などを用いて取得することができる。また、本実施形態は、以降でさらに詳述されているように、その表面情報またはそれの一部を取得するための他の技術も与えている。

#### 【0114】

本発明の好適な実施形態は、方法ステップを遂行するためのコンピュータなどの有形的表現媒体で具現化することができる。本発明の好適な実施形態は、方法ステップを実行するためのコンピュータ可読の指示を含んでいるコンピュータ可読媒体で具現化されてよい。また、本発明の好適な実施形態は、有形的表現媒体でそのコンピュータプログラムを実行することができるよう設定された、またはコンピュータ可読媒体でその指示を実行させることができるよう設定されたデジタル式のコンピュータ処理能力を有する電子装置で具現化することもできる。本実施形態の方法ステップを実行するコンピュータプログラムは、一般的に、有形的配布媒体でユーザーに配布することができる。その配布媒体から、上述のコンピュータプログラムをハードディスクまたは同様な中間的記憶媒体へコピーすることができる。それらのコンピュータプログラムは、上述のコンピュータ指示をそれらの配布媒体または中間的記憶媒体のどちらかからそのコンピュータの実行メモリにローディングし、そのコンピュータを本発明の方法に従って作動するように構成することにより実行することができる。すべてのこれらの操作は、コンピュータシステムの分野における当業者にとっては周知である。

10

20

30

#### 【0115】

本実施形態は多くの医学的用途および他の用途において有用である。

#### 【0116】

例えば、本実施形態は内部の腫瘍または炎症の存在、位置および場合によってはそのサイズを決定するために使用することができ、従って、例えば癌の診断に役立てることができる。

#### 【0117】

また、本実施形態は、血管の温度が一般的に組織の温度とは異なっているため、血管マップの構築や、身体内における特定の血管の所在位置の決定にも有用である。この点において、本実施形態は、顔面内における血管位置の情報が特定の個人の身元確認に役立ち得るため、顔認識の分野においても有用である。また、他の器官の認識も想定されている。本実施形態を用いる器官認識は、本実施形態が生体内における熱的に区別可能な領域を限局化する能力を有しているため、特に有利である。そのような限局化は、その身体内における血管の配向および深さの両方に関する情報を提供する血管マップを構築するために使用することができる。その後、このマップは、例えばアクセス可能で、かつ、検索可能な血管マップのデータベースで同様なマップを検索することにより、個人の身元確認用に使用することができる。

#### 【0118】

また、本実施形態は、骨の温度が一般的に軟組織の温度とは異なっているため、骨イメージングにも有用である。これは、特に、骨の形状を定期的にモニタリングすることが必要とされる脊柱側弯症および他の脊椎変形症などの医療実施において有用である。そのような状態および他の状態に際し、本実施形態は、危険性の高いX線イメージングに対する安全な代替的手段を提供する。

40

#### 【0119】

また、骨イメージングは、骨粗鬆症症状の可能性を評価するために使用することもできる。具体的に言うと、一般的に健常な骨の前方にはその表面よりも多くの熱が存在するため、骨ミネラル密度が低減している可能性は、骨表面の温度発生をモニタリングすることにより同定することができる。例えば、骨の表面の温度が時間の経過とともに一貫して増大しているか否かを決定するために、一連の熱空間画像を本発明の好適な実施形態により

50

特定の間隔（例えば、1カ月に1回など）で取得および分析することができる。この分析は、骨ミネラル密度の低減の可能性を評価するために使用することができ、これにより、温度増大の速度が大きければ大きいほど、それだけ可能性が高いことを表している。

#### 【0120】

次に、添付図面を参照すると、図2は、生体内における熱経路を算出するのに適した方法10を開示しているフローチャート式のダイアグラムである。他に特記しない限り、以下で開述されている本方法のステップは、同時的に実行されてもよいし、または実行する順番を多くの様式で組み合わせて逐次的に実行されてもよいことを理解すべきである。具体的に言うと、このフローチャート式ダイアグラムの順序付けは限定的なものと見なされるべきではない。例えば、以下の説明または上述のフローチャート式ダイアグラムに特定の順番で登場している本方法の2つ以上のステップは、異なる順番（例えば、逆の順番）で実行されてもよいし、または実質的に同時に実行することもできる。これに加え、以下で開述されている本方法の幾つかのステップは随意的なものであり、実行されなくてもよい。

10

#### 【0121】

方法10は、そこに身体内における熱的に区別可能な対象物が存在している経路を決定するために使用することができる。熱的に区別可能な対象物とは、それらが直に接している周辺の温度よりも高い温度または低い温度を有している対象物であって、例えば炎症、良性腫瘍、悪性腫瘍などであり得る。

20

#### 【0122】

本方法は、ステップ12から始まって、ステップ14へと続き、ステップ14では、その生体の合成熱空間画像が取得される。前述の合成熱空間画像は、既に述べられているように、その身体の3D空間表現上で定められており、その3D空間表現の表面と関連付けられた熱的なデータを有している。その熱空間画像は、方法10により発生させることができ、または方法10によりその画像を読み取ることができる別の方針もしくはシステムによって発生させることもできる。

20

#### 【0123】

本方法はステップ16へと続き、ステップ16では、その熱空間画像内において、1つ以上の熱的に区別可能なスポットが同定される。「熱的に区別可能なスポット」という用語は、それと関連付けられた熱的なデータがその領域の直に接している周辺領域と関連付けられた熱的なデータとは異なっている、3D空間表現の表面上におけるあるエリアを表す。例えば、熱的に区別可能なスポットは、その温度が局所的な最大値または局所的な最小値に達しているエリアであってよい。この例証的な図においては、熱的に区別可能なスポットが総体的に「201」で示されている（図1c参照）。この熱的に区別可能なスポットのサイズは、典型的には、熱空間画像のサイズよりもずっと小さい。

30

#### 【0124】

本方法はステップ18へと続き、ステップ18では、少なくとも数個の熱的に区別可能なスポットに対してその表面に対する空間勾配が計算される。空間勾配を求める計算は当技術分野において公知であり、そのような勾配を計算するための方法が多くのテキストに掲載されている。例えば、3D空間表現が多角形メッシュの形態を成しているときには、その空間勾配は、そのスポットを通り、かつ、個々の多角形に対して垂直に向けられたベクトルであってよい。ポイント雲または他のタイプの3D表現に対しては、その勾配は、空間1次導関数により、または接平面により見出すことができる。一旦勾配が算出されると、好適には、その勾配は、そのスポットの所在位置とともに、ある直線を定めるために使用され、その直線は、身体内における熱経路であってよい。例えば、方法10が炎症または腫瘍などの熱的に区別可能な対象物が存在している経路を決定するために使用される場合などのように、生体が高温の対象物を含んでいるときには、上述の直線は、そこに沿って熱が身体内を伝播する経路として定めることができる。

40

#### 【0125】

その手順が図3aに描かれており、図3aは、3D空間表現206の表面205上の熱

50

的に区別されたスポット 201 を示している。勾配 202 はその 3D 空間表現の内側へ向いており、経路 203 は、勾配 202 に平行で、かつ、スポット 201 を通る直線として定められている。また、表現 206 における内部領域 204 によって表されているように、生体内における 3 次元の熱的に区別可能な内部領域の所在位置も示されている。図示されているように、経路 203 は領域 204 も通っている。一旦見出されると、その経路は、好適には、ディスプレイ装置、ハードコピーおよび記憶媒体などの有形的表現媒体に表示または記録される。

#### 【0126】

本発明の様々な例証的実施形態においては、本方法はステップ 22 へと続き、ステップ 22 では、生体内における 3 次元の熱的に区別可能な内部領域の所在位置を決定するために 2 つ以上の熱軌道が使用される。この手順が図 3b に描かれており、図 3b は、第 2 のスポット 201' および第 2 の勾配 202' に対応した第 2 の経路 203' も示している。領域 204 の所在位置は、これら 2 つの軌道間での交点を計算することにより得ることができ、または、それらの軌道が交差しないときには、それらの軌道のうちの最も近付いているポイント間の領域として得ることができる。一旦見出されると、その 3 次元の熱的に区別可能な内部領域は、好適には、有形的表現媒体に表示または記録される。好適には、本方法はステップ 24 へと続き、ステップ 24 では、発源領域 208 が領域 204 内で所在位置を特定される。この発源領域は、身体内において熱的に区別された対象物（例えば炎症や腫瘍など）の所在位置に相当しており、限定するものではないが、領域 204 の重心、重み付けされた重心および質量中心などを含め、当技術分野において公知のあらゆる数学的な手順により所在位置が特定されてよい。

10

20

30

#### 【0127】

本発明の 1 つの好適な実施形態によれば、本方法はステップ 14 へとループバックし、その際のステップ 14 では付加的な熱空間画像が取得され、この付加的な熱空間画像は生体の異なる姿勢に対応している。例えば、その生体が女性の胸部である場合には、第 1 の熱空間画像は女性が立っているときの胸部を描写していくよく、また、上述の付加的な熱空間画像は女性が前屈みになっているときまたは腹臥位で横たわっているときの胸部を描写していくよい。好適には、但し必須という訳ではないが、前述の付加的な熱空間画像は、それら 2 つ以上の熱空間画像が身体上の予め定められている固定の基準点に関して整列可能であるような様で取得される。例えば、その基準点は腋窩上のマークであってよい。好適には、身体が第 2 の姿勢にあるときに 3 次元の熱的に区別可能な内部領域の所在位置を決定するために、上述の付加的な熱空間画像に対して、その 1 つまたは複数の熱的に区別可能なスポットの同定および 1 つまたは複数の勾配の計算が繰り返し行われる。その後、この手順の正確度を評価するため、異なる姿勢において決定されたそれらの所在位置を比較することができる。次いで、その評価された正確度に関するレポートを、例えばディスプレイ装置、ハードコピーなどで発行することができる。

#### 【0128】

あるいは、それらの所在位置を平均し、3 次元の熱的に区別可能な内部領域の平均的所在位置を有形的表現媒体に表示または記録することもできる。

40

#### 【0129】

方法 10 はステップ 26 で終了する。

#### 【0130】

図 4 は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における熱経路を算出するための装置 40 の概略的説明図である。装置 40 は、方法 10 における方法ステップのうちの 1 つ以上のステップを実行するために使用することができる。

#### 【0131】

装置 40 は、合成熱空間画像を受け入れる入力ユニット 42、1 つまたは複数の熱的に区別可能なスポットを同定するスポット同定ユニット 44、およびこれまでの箇所でもっと詳しく説明されているように空間勾配を計算するための勾配計算機 46 を含んでいる。また、装置 40 は、場合によって、かつ、好適には、これまでの箇所でもっと詳しく説明

50

されているように3次元の熱的に区別可能な内部領域を決定することができるよう設計され、かつ、そのように構成されている、領域決定ユニット48を含んでいる。さらに、装置40は、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように発源領域の所在位置を特定する発源領域所在位置特定装置48も含んでいてよい。

#### 【0132】

次に図5を参照しながら説明すると、図5は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における3次元の熱的に区別可能な内部領域の位置および場合によってはそのサイズを決定するのに適した方法50のフローチャート式のダイアグラムである。

#### 【0133】

本方法はステップ52から始まって、ステップ54へと続き、ステップ54では、合成熱空間画像が取得される。その熱空間画像は方法50により発生させられたものであってもよいし、または方法50によりその画像を読み取ることができる別の方法もしくはシステムにより発生させられたものであってもよい。

10

#### 【0134】

本方法はステップ56へと続き、ステップ56では、表面、またはもっと具体的には格子102が、概して同様な強度値によって表されている1つ以上のセットになった画素に関して検索される。正式には、その格子が、I-IからI+Iまでの強度値を有する1つのセットになった画素に関して検索され、ここで、Iはそのセットを特性付けしている予め定められた強度であり、Iは幅パラメータである。Iの値は、好適には、そのセットに充分な個数の画素（例えば、10個より多い個数の画素）の収集を許容するに充分な大きさではあるものの、できるだけ小さく選ばれる。例えば、それぞれの画素における強度値が0から255までの数字であるときには、Iは約10単位の強度であってよい。

20

#### 【0135】

本明細書で使用する場合、「約」という用語は±20%を表す。

#### 【0136】

1つより多くのセットになった画素が定められるときには、それぞれのセットは異なる強度Iによって特性付けされるが、2つのセットが等しい幅パラメータを有していてよく、または2つのセットが等しい幅パラメータを有していないなくてもよい。

30

#### 【0137】

また、概して同様な強度値によって表されるセットになった画素の検索は、平均化手順を伴っていてもよい。例えば、その検索は、表面上の熱的に区別されたスポットまたは領域の所在位置を特定することにより始まってよい。次いで、その所在位置が特定されたスポットまたは領域におけるピクセルまたは画素の強度値が、平均強度値をもたらすべく、平均または加重平均される。この後、本方法は、同一または同様な平均強度値を有している他の領域またはスポットを検索することができる。何ら適合が見出されなかった場合、本方法は、場合によっては、かつ、好適には、熱的に区別された領域における画素およびその領域の周囲の画素を用いて、従って、その領域を拡げて、平均強度値を計算し直す。この後、本方法は、新たな平均値を用いて他の領域の検索を行うことができる。望ましい場合には、このプロセスを数回繰り返すことができる。従って、この実施形態においては、そのセットは上述の平均強度値によって特性付けされる。

40

#### 【0138】

本方法はステップ58へと続き、ステップ58では、セットになった画素のうちの1つ以上に対して複数の場所が定められる。それら複数の場所のうちのそれぞれの場所は、そのセットになった画素のうちの少なくとも1組の画素と関連付けられており、また、その場所の各ポイントが前述の1組の画素のうちの個々の画素から等しい熱的距離にあるように定められている。この手順が図6aに描かれており、図6aは部分図であって、表面205の断面、ならびに概して同様な強度値を有している（従って、同一のセットに属している）1組の画素601および602を示している。ポイントの場所603がポイント601および602と関連付けられている。場所603のポイント604とポイント601

50

との間で定められる距離  $d_1$  は、場所 603 の同じポイント 604 とポイント 602 との間で定められる距離  $d_2$  に等しい。一般的に、距離  $d_1$  および  $d_2$  は、幾何学的距離の観点からではなく、熱伝導率に基づく熱的距離の観点から決定される。しかしながら、幾つかの実施形態においては身体を熱的に等方性の媒体としてモデル化することができ、その場合には、熱的距離の定義は幾何学的距離の定義と一致する。

#### 【0139】

場所 603 は平面状または非平面状のどちらの形状をも成すことができる。距離  $d_1$  および  $d_2$  が幾何学的距離であるときには、場所 603 は平面であることが認識される。それぞれの組のポイントは、原理上、異なる場所と関連付けることができる。従って、そのセットになった画祖が 1つより多くの組のポイントを含んでいるときには、複数の場所が定められる。それらの場所が一旦定められると、本方法はステップ 60 へと続き、ステップ 60 では、それらの場所が 3 次元の熱的に区別可能な内部領域を定めるために使用される。これは、1つより多くの様態で為すことができる。1つの実施形態においては、その内部領域はそれらの場所によって完全に、または部分的に境界づけられている。言い換えれば、それらの場所は、その領域の外表面を定めるために使用されている。この実施形態が図 6 b ~ d に描かれており、図 6 b ~ d は、参照記号 603、603'、603'' で表されている数個の平面状の場所によって境界づけられた 3 次元領域 204 の例を示している。

10

#### 【0140】

別の実施形態においては、その内部領域は、それらの場所のうちの 2 つ以上の場所の交差する線に基づいて決定される。この実施形態が図 6 e ~ f に描かれており、図 6 e ~ f は、それに沿って 2 つの場所 603 および 603' が交差する線 605 (図 6 e)、ならびに 2 つ以上の線 605 の交点である複数のポイント 606 (図 6 f) を示している。この後、ポイント 606 は、例えばそれらのポイント 606 をポイント雲と見なすことにより、または領域 204 を多角形メッシュもしくは曲線メッシュとして再構築することにより、領域 204 を定めるために使用することができる。

20

#### 【0141】

本方法がステップ 56において 1つより多くのセットになった画素を見出したときには、それらのセットになった画素のうちの少なくとも幾つかの場所が、個々のセットになった画素と関連付けられた内部領域を定めるために独立して使用される。この後、例えばそれらの領域を平均化することにより、最終的な内部領域を定めることができる。その平均は、個々の領域に対する相対的な重みとしてそれらのセットになった画素と関連付けられた強度を用いて重み付けされてよい。あるいは、その最終的な領域をすべての領域の集合として定めることもできる。またあるいは、その最終的な領域は、2つ以上の領域の交差した部分として定めることもできる。

30

#### 【0142】

本発明の 1 つの好適な実施形態によれば、本方法はステップ 54 へとループバックし、その際のステップ 54 では、1 つ以上の付加的な熱空間画像が取得され、その付加的な熱空間画像は生体の異なる姿勢に対応している。好適には、但し必須という訳ではないが、その付加的な熱空間画像は、それら 2 つ以上の熱空間画像が身体上における予め定められた固定の基準点に関して整列可能であるような様態で取得される。好適には、その身体が第 2 の姿勢にあるときに 3 次元の熱的に区別可能な内部領域の所在位置を決定するため、この 1 つまたは複数のセットになった画素の検索および場所の特定工程が上述の付加的な熱空間画像に対して繰り返される。その後、この異なる姿勢で決定されたこれらの所在位置を、その手順の正確度を評価するために比較することができる。その後、この評価された正確度に関するレポートを、例えばディスプレイ装置、ハードコピーなどで発行することができる。

40

#### 【0143】

あるいは、それらの所在位置を平均し、3 次元の熱的に区別可能な内部領域の平均的所在位置を有形的表現媒体に表示または記録することもできる。

50

## 【0144】

一旦見出されると、領域204は、好適には、有形的表現媒体に表示または記録される。好適には、本方法はステップ62へと続き、ステップ62では、領域204内における発源領域208の所在位置が特定される。その発源領域は、その身体内における熱的に区別された対象物（例えば炎症や腫瘍など）の所在位置に相当しており、当技術分野において公知のあらゆる数学的手順によってその所在位置が特定されてよく、そのような数学的手順は、限定するものではないが、領域204の重心、重み付けされた重心および質量中心を含む。

## 【0145】

方法50はステップ64で終了する。

10

## 【0146】

以下は、距離 $d_1$ および $d_2$ が幾何学的距離であって、かつ、それぞれの場所が平面である実施形態において、場所を特定し、それらの場所に基づいて内部領域を決定するためのアルゴリズムの1つの代表的な例である。

## 【0147】

I - IからI + Iまでの同様な強度値を有する1つのセットになったすべてのピクセルが「s」で表されている。デカルト座標系において、「s」内の2つのピクセルが、それぞれ、 $p_1 = [x_1 \ y_1 \ z_1]^T$ および $p_2 = [x_2 \ y_2 \ z_2]^T$ で表されている。これらのピクセルのユークリッドノルムが、それぞれ、 $\|p_1\|^2$ および $\|p_2\|^2$ で表されている。 $p_1$ および $p_2$ から等距離にあるすべてのポイントの場所は、ベクトル $p_1 - p_2 = [x_1 - x_2, y_1 - y_2, z_1 - z_2]^T$ に垂直な平面である。そのような平面の式は：

$$2[p_1 - p_2]^T \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \|p_1\|^2 - \|p_2\|^2. \quad (\text{式 } 2)$$

20

であり：

$$2(x_1 - x_2)x + 2(y_1 - y_2)y + 2(z_1 - z_2)z = \|p_1\|^2 - \|p_2\|^2 \quad (\text{式 } 1)$$

30

とも書くことができる。

## 【0148】

すべてのそのような平面の式が線形最小2乗問題を与えるためのアルゴリズムによって連結され：

$$A \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \approx b, \quad (\text{式 } 3)$$

40

ここで、Aおよびbは、あらゆる組のピクセル $p_i$ 、 $p_j$  sに対する、それぞれ、すべてのベクトル $2(p_i - p_j)$ およびすべてのノルム差 $\|p_i\|^2 - \|p_j\|^2$ を含む配列である。この線形最小2乗問題の解は：

$$(A^T A)^{-1} A^T b. \quad (\text{式 } 4)$$

である。

## 【0149】

そのアルゴリズムは以下の疑似コードによって記述される：

1. 表面での固有のグレーレベル値を「見出せ」。

50

2. 空配列として A および b を「初期化せよ」。

3. 「それぞれの」グレーレベル「に対して」：

(a) 同じ強度値 (I - I から I + I まで) を共有しているすべてのピクセルの組を「見出せ」。それぞれの組は、その組になったピクセルのうちの 2 つのピクセルから等しい距離にあるすべてのポイントからなる平面を定めている。その平面の式 (式 1 または式 2 ) を構築せよ。

(b) 相互に近付き過ぎているすべての組を「捨てよ」。

(c) ベクトル  $2 \cdot (p_1 - p_2)$  を配列 A に「連結せよ」。

(d) スカラー  $p_1^2 - p_2^2$  を配列 b に「連結せよ」。

4. この最小 2 乗法の式  $A \times b$  (式 4 ) を「解け」。

5. 「終了」。

#### 【0150】

この問題の複雑性は、「s」のすべての組を選択する場合およびそれに対応する最小 2 乗問題を解く場合の両方に對して、O(n<sup>2</sup>) [ここで、n は「s」のサイズである] である。例えば、41 × 41 ピクセルの放物面に対して、その発源部の位置が、Intel (登録商標) Pentium (登録商標) M1.70GHz プロセッサおよび 599MHz で 504Mb の RAM を備えた IBM の ThinkPad R50e により (0.006, 0.006, 0.009) の正確度および 0.03 秒の計算時間を持って決定された。

#### 【0151】

図 7 は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における 3 次元の熱的に区別可能な内部領域を決定するための装置 70 の概略的説明図である。装置 70 は、方法 50 ステップのうちの 1 つ以上のステップを実行するために使用することができる。

#### 【0152】

装置 70 は、合成熱空間画像を受け入れるための入力ユニット 42、概して同様な強度値によって表されている 1 つ以上のセットになった画素に関してその格子上を検索する検索ユニット 72、それらの場所を特定する場所特定ユニット 74、およびこれまでの箇所でもっと詳しく説明されているように、それらの場所に基づいて 3 次元の熱的に区別可能な領域である内部領域 204 を決定するための領域決定ユニット 76 を含んでいる。また、装置 70 は、これまでの箇所でもっと詳しくされているように発源領域所在位置特定装置 48 も含んでいてよい。

#### 【0153】

次に、図 8 を参照しながら説明すると、図 8 は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における多数の熱的に区別可能な対象物を決定するのに適した方法 80 のフローチャート式のダイアグラムである。

#### 【0154】

本方法はステップ 82 から始まって、ステップ 84 へと続き、ステップ 84 では合成熱空間画像が取得される。その熱空間画像は方法 80 によって発生させられたものであってよく、または方法 80 によってその画像を読み取ることができる別の方法もしくはシステムによって発生させられたものであってもよい。熱的なデータが可視画像に変換されるときには、その画像は一般的に等温曲線の形態を成していることが認識される。大まかに言うと、それらの等温曲線は閉じていることもあり得るし、またはそれらの等温曲線が開いていることもあり得る。例えば、その熱的なデータが温度レベルのデータを含んでいるときには、閉じた等温曲線の存在は、典型的には、その温度がその閉じた曲線によって囲まれた領域に 1 つ以上の局所的な極値を有していることを示しており、一方、開いた等温曲線の存在は、典型的には、その温度がその開いた曲線の領域内において単調（鞍点の場合を含む）であることを示している。例えば、熱源がイメージング装置での視野内にないときには、等温曲線は一般的に開いている。

#### 【0155】

閉じた等温曲線および開いた等温曲線によって特性付けられた熱的なデータの代表的な

10

20

30

40

50

例が、それぞれ、図 9 a ~ b に与えられている。図示されているように、図 9 a では、閉じた等温曲線が少なくとも 1 つの熱的に区別されたスポット 901 を取り囲んでおり、一方、等温曲線が開いた状態の図 9 b にはそのようなスポットが存在していない。

#### 【 0 1 5 6 】

本発明の様々な例証的実施形態では、ステップ 8 4 で取得された熱空間画像の熱的なデータは、3D 空間表現の表面における少なくとも 1 つの熱的に区別されたスポットを取り囲んでいる閉じた等温曲線により特性付けられる。

#### 【 0 1 5 7 】

本方法はステップ 8 6 へと続き、ステップ 8 6 では、生体内における 1 つ以上の 3 次元の熱的に区別可能な内部領域の位置および場合によってはそのサイズが決定される。これは、方法 1 0 、方法 5 0 または何らかの他の方法を用いて果たすことができる。また、それらの方法の間での組み合わせ（例えば、方法 1 0 と方法 5 0 の組み合わせ）も想定されている。場合によっては、かつ、好適には、本方法は、これまでの箇所で説明されているように 1 つ以上の発源領域も決定する。

10

#### 【 0 1 5 8 】

方法 8 0 はステップ 8 8 へと続き、ステップ 8 8 では、空間表現内における境界を定めるため、3D 空間表現が分析される。前述の境界は、その境界の一方の側に存在しているポイントが表面上において熱的に区別された単一のスポットに対応しており、一方、その境界の別の側に存在しているポイントが表面上において熱的に区別された複数のスポットに対応するような態様で定められる。

20

#### 【 0 1 5 9 】

ステップ 8 8 については、図 1 0 a ~ d および以下の説明を参照することにより一層良好な理解が得られよう。

#### 【 0 1 6 0 】

図 1 0 a は、3D 空間表現 2 0 6 の表面 2 0 5 における熱的なデータを伴った熱空間画像の概略的説明図である。表面 2 0 5 上には 2 つの熱的に区別されたスポット 901 および 902 が存在し、それぞれが、閉じた熱的曲線によって取り囲まれているものとして確認することができる。図 1 0 b は、図 1 0 a の熱空間画像に対応した 3D 空間表現 2 0 6 の断面図を概略的に描いている。図 1 0 b には、スポット 901 および 902 が表面 2 0 5 上に存在し、熱的に区別された内部発源ポイント 903 がそのバルクに存在していることが示されている。

30

#### 【 0 1 6 1 】

発源ポイント 903 と表面 2 0 5 上の種々のポイントとの間の熱的距離を記述する距離関数 D の観点から、スポット 901 および 902 は D の局所的な最小を含んでいる。換言すると、発源ポイント 903 とスポット 901 との間の熱的距離は、発源ポイント 903 とスポット 901 のすぐ近辺における表面 2 0 5 上のポイントとの間でのどの熱的距離よりも小さく；そして、発源ポイント 903 とスポット 902 との間の熱的距離は、発源ポイント 903 とスポット 902 のすぐ近辺における表面 2 0 5 上のポイントとの間でのどの熱的距離よりも小さい。また、図 1 0 b には、全体的な最大に対応した表面ポイント 904 も示されている。

40

#### 【 0 1 6 2 】

それとは異なる状況が図 1 0 c ~ d に描かれている。図 1 0 c は、表面 2 0 5 上における熱的に区別された単一のスポット 905 を有する熱空間画像（閉じた熱的曲線を伴っている）の概略的な説明図である。図 1 0 d は、図 1 0 c の熱空間画像に対応した、表面 2 0 5 の断面図の概略的な説明図である。図 1 0 b には、スポット 905 およびそのバルクに存在する発源ポイント 903 が示されている。距離関数 D の観点から、スポット 905 は D の局所的な最小である。しかしながら、上の図 1 0 a ~ b で提示されている状況とは異なり、図 1 0 c ~ d には局所的最小が 1 つだけ存在している。

#### 【 0 1 6 3 】

原理的に、ある与えられた表面 2 0 5 に対して、距離関数 D の局所的最小の個数は、そ

50

のバルクに存在する発源ポイント 903 の位置に依存する。本発明の様々な例証的実施形態においては、本方法は、表面 205 を分析し、その発源ポイントに対して D が单一の最小を有する発源ポイント 903 のすべての可能な位置およびその発源ポイントに対して D が 1つより多くの最小を有する発源ポイント 903 のすべての可能な位置の間での境界を特定する。そのような境界の 1つの代表的な説明図が図 10e に描かれており、図 10e は、そのバルクを 2つのセクション 907 および 908 に分割する境界 906 を示しており、その境界により、下側のセクション 907 はその発源ポイントに対して D が 2つの最小を有する発源ポイント 903 のすべての可能な位置を含んでおり、また、上側のセクション 908 はその発源ポイントに対して D が单一の最小を有する発源ポイント 903 のすべての可能な位置を含んでいる。境界 906 は、ポイント雲の形態で与えることもできるし、またはそのポイント雲を近似する再構築表面の形態で与えることもできる。そのポイント雲が図 10e ではアスタリスクとして描かれており、また、その再構築表面は実線として描かれている。

#### 【0164】

一旦境界 906 が見出されると、方法 80 はステップ 90 へと続き、ステップ 90 では、ステップ 86 で見出された 1つまたは複数の内部領域および / または 1つまたは複数の発源領域が境界 906 に対して比較される。具体的に言うと、本方法は、それぞれの内部領域に対して、それが境界 906 のどちらの側に存在しているのかを決定する。そのような比較を行うことにより、方法 80 は、以下の簡単化された実施例からも分かるように、生体での熱的に区別された対象物の数を決定することが可能になる。

#### 【0165】

以降では、ステップ 84 で取得された熱空間画像は熱的に区別された 2つのスポットを含んでいるものとする（図 10a 参照）。さらに、ステップ 86 において、本方法はセクション 908 内に所在する内部発源領域を同定しているものとしよう。発源領域がセクション 908 で所在位置を特定されたときには、表面 205 には熱的に区別されたスポットが 1つしか存在していないことが予測されるため、本方法は、表面 205 上の 2つの熱的に区別されたスポットはそのバルクに存在する 2つの異なる熱的に区別された対象物に対応するものであると決定することができる。その一方で、ステップ 84 において取得された熱空間画像が熱的に区別された单一のスポットを含んでおり（図 10c 参照）、かつ、本方法がセクション 908 内に所在する内部発源領域を同定している場合には、本方法は、その同定された内部発源領域が、他のそのような対象物を伴うことなく、そのバルク内に存在している熱的に区別された单一の対象物に対応するものであると決定することができる。この比較は、ステップ 86 の正確度を評価する機能を果たすことができる。例えば、ステップ 84 で取得された熱空間画像が 1つの熱的に区別されたスポットを含んでおり（図 10c 参照）、かつ、ステップ 86 において、本方法がセクション 907 内に所在する内部発源領域を同定しているものとする。発源領域がセクション 907 内に所在しているときには、表面 205 上に 2つの熱的に区別されたスポットが存在していることが予測されるため、本方法は、ステップ 86 において実施された手順の正確度が不充分であることを決定し、オペレータに対してそのような不正確性に関するレポートまたは信号を発行することができる。あるいは、または付加的に、本方法は、ステップ 86 へとループバックし、別の手順を用いて、または同一の手順ではあるが（例えば、3D 空間表現 206 の再構築でもっと多くのサンプリングされたポイントを用いて）正確度が高められた状態での同じ手順を用いて、その発源領域の位置および / またはサイズを決定することもできる。

#### 【0166】

方法 80 はステップ 92 で終了する。

#### 【0167】

図 11 は、本発明の様々な例証的実施形態による、生体内における多数の熱的に区別可能な対象物を決定するための装置 110 の概略的な説明図である。装置 110 は、方法 80 における方法ステップのうちの 1つ以上のステップを実行するために使用することができます。

10

20

30

40

50

きる。

#### 【0168】

装置110は、合成熱空間画像を受け入れるための入力ユニット42、ならびに3Dの熱的に区別可能な内部領域および最適には内部発源領域を決定する領域決定ユニット112を含んでいる。ユニット112は、装置40（例えば、ユニット44、計算機46、ユニット46、所在位置特定装置48）および／または装置70（例えば、ユニット72、ユニット74、ユニット76）の選定された構成要素を含んでいてよく、また、方法10、方法50またはそれらの方法の組み合わせの選定されたステップを含んでいてよい。さらに、装置110は、装置40または装置70から1つまたは複数の内部領域を受け入れるようにすることもできる。

#### 【0169】

装置110は、さらに、その3D空間表現を分析し、かつ、上で説明されているように境界906を定める分析装置114、および、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように、その身体内における熱的に区別可能な対象物の個数を決定するために、その3Dの熱的に区別可能な内部領域を境界906と比較する比較ユニット116を含んでいる。

#### 【0170】

以下の説明は、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間画像を取得するための技術に関する説明である。以下で説明されているこれらの技術は、上述のどの方法および装置によって使用されてもよい。

#### 【0171】

熱空間画像は、1つ以上のサーモグラフィー画像を取得し、その1つまたは複数のサーモグラフィー画像を3D空間表現上にマッピングすることにより発生させ、かつ、得ることができる。

#### 【0172】

次に、図12aを参照しながら説明すると、図12aは、本発明の好適な実施形態による熱空間イメージングシステム120の概略的な説明図である。図12aに示されているように、人物212の生体210またはその一部がイメージング装置214の前に位置付けられている。人物212は、立っていてもよいし、座っていてもよく、またはイメージング装置214に対して相対的に適切な他のあらゆる姿勢にあってよい。人物212は、典型的にはエンジンの力または何らかの他の適切な力によってレール上を動く台を含んでいるポジショニング装置215により、イメージング装置214に対して相対的に、最初にポジショニングされてもよいし、または後でポジショニングし直されてもよい。付加的に、人物212の身体210には、腫瘍などの熱的に区別可能な対象物216が存在し得る。例えば、身体210が胸部を含んでいるときには、対象物216は癌性腫瘍などの乳房の腫瘍であり得る。

#### 【0173】

本発明の1つの好適な実施形態によれば、人物212は、シャツなどの衣服218を身に着けていてよい。好適には、衣服218は、400～700ナノメートルのなどの可視光波長を通さないか、もしくは部分的にしか通さず、赤外波長などの可視光波長よりも長い波長を通すものであってよい。付加的に、基準マーク220が人物212の近くに位置付けされてよく、好適には人物212の身体に直接的に、および身体210の極近傍に位置付けされてよい。場合によっては、かつ、好適には、基準マーク220は身体210に直接的に取り付けられる。基準マーク220は、典型的には、本明細書の以降の箇所で説明されているように、一片の材料、人物212上に描かれたマークまたは何らかの他の適切なマークを含んでよい。

#### 【0174】

イメージング装置214は、典型的には、少なくとも可視光波長に感応することができる少なくとも1つの可視光イメージング装置222、および赤外波長、典型的には3～5マイクロメートルおよび／または8～12マイクロメートルの範囲における赤外波長に感

10

20

30

40

50

受性を有する少なくとも 1 つのサーモグラフィーイメージング装置 224 を含んでいる。典型的には、イメージング装置 222 および 224 は、上述の基準マーク 220 に感應することができる。

#### 【 0175 】

場合によっては、偏光子 225 が可視光イメージング装置 222 の前に配置されてよい。さらなる代替的な形態として、その可視光波長のうちの少なくとも一部を遮断することができるカラーフィルター 226 が可視光イメージング装置 222 の前に配置されてもよい。

#### 【 0176 】

典型的には、少なくとも 1 つの可視光イメージング装置 222 は、白黒もしくはカラーの静止画イメージング装置、または C C D もしくは C M O S などのデジタルイメージング装置を含んでいてよい。付加的に、少なくとも 1 つの可視光イメージング装置 222 は複数のイメージングエレメントを含んでいてよく、また、それらの各エレメントが 3 次元イメージングエレメントであってよい。

10

#### 【 0177 】

場合によっては、かつ、好適には、イメージング装置 214 は、ポジショニング装置 227 により、人物 212 に対して相対的にポジショニングし直されてよい。また、1 つのさらなる代替的な形態として、それぞれのイメージング装置 222 および 224 を少なくとも 1 つのポジショニング装置 228 により人物 212 に対して相対的にポジショニングし直すこともできる。ポジショニング装置 227 は、エンジン、レバーまたは何らかの他の適切な駆動力を含んでいてよく、また、その上でイメージング装置 214 を移動させるためにレールも含んでいてよい。好適には、再ポジショニング装置 228 を同様に構造化することができる。

20

#### 【 0178 】

可視光イメージング装置 222 およびサーモグラフィーイメージング装置 224 により取得されたデータは、通信ネットワーク 232 を介してデータ処理装置 230 へ出力され、典型的には、そのデータ処理装置上で実行されるアルゴリズムにより分析され、かつ、処理される。結果として得られたデータは、少なくとも 1 つのディスプレイ装置 234 で表示することができ、このディスプレイ装置は、好適には、通信ネットワーク 236 を介してデータ処理装置 230 に接続されている。データ処理装置 230 は、典型的には、P C、P D A または何らかの他の適切なデータ処理装置を含む。通信ネットワーク 232 および 236 は、典型的には、インターネットもしくはイントラネットなどの物理的な通信ネットワークを含むか、あるいは、携帯電話によるネットワーク、赤外通信ネットワーク、ラジオ周波数 ( R F ) による通信ネットワーク、ブルートゥース ( B T ) による通信ネットワークもしくは何らかの他の適切な通信ネットワークなどの無線ネットワークを含むこともできる。

30

#### 【 0179 】

本発明の 1 つの好適な実施形態によれば、ディスプレイ 234 は、典型的には、L C D スクリーン、C R T スクリーンまたはプラズマスクリーンなどのスクリーンを含んでいる。1 つのさらなる代替的な形態として、ディスプレイ 234 は、ユーザーの目の前に置かれ、眼鏡の場合と同様な構造にまとめられた、2 つの L C D または 2 つの C R T を含む少なくとも 1 つの視覚化装置を含んでいてよい。好適には、ディスプレイ 234 は poingta 238 も表示し、この poingta 238 は、典型的には、表示されたモデルの X 軸、Y 軸および Z 軸に沿って動かすことができ、その表示されたデータの異なる場所または異なるエレメントを指し示すために使用することができる。

40

#### 【 0180 】

次に、図 12 b ~ f および図 13 a ~ e を参照しながら説明すると、これらの図は、本発明の様々な例証的実施形態による、熱空間イメージングシステム 120 の様々な動作原理を描いている。

#### 【 0181 】

50

最初に図 12 b ~ f を参照しながら可視光イメージングが説明され、その後、図 13 a ~ e を参照しながらサーモグラフィーイメージングが説明される。図 12 b ~ f に描かれている可視光画像データの取得は、図 13 a ~ e に描かれているサーモグラフィー画像データの取得の前、取得の後、またはサーモグラフィー画像データの取得と同時的に行われてよいことが認識されよう。

#### 【0182】

図 12 b ~ f を参照すると、身体 210 を含む人物 212 が、イメージング装置に対して相対的な第 1 の位置 240 にあるイメージング装置 214 の前のポジショニング装置 215 上に位置付けされている。身体 210 の第 1 の画像データが、場合によっては偏光子 225 を通じて、または代替的な選択肢としてカラーフィルター 226 を通じて、可視光イメージング装置 222 により取得される。カラーフィルターを使用する利点は信号対雑音比を改善し得ることであり、例えばその人物に特定の色のパターンまたはマークを照射した場合、前述のカラーフィルターを用いることによりその特定の色のみを透過させ、これにより、バックグラウンドの読み取りを低減させることができる。付加的に、身体 210 がイメージング装置 214 に対して相対的な少なくとも第 2 の位置 242 に位置付けられた状態で、身体 210 の少なくとも第 2 の画像データが可視光イメージング装置 222 により取得される。従って、第 1 の画像データ、第 2 の画像データおよび場合によってはもっと多くの画像データが、身体 210 に対して相対的なイメージング装置の少なくとも 2 つの異なる視点から取得される。

#### 【0183】

上述の第 2 の相対的な位置 242 は、図 12 b から分かるようにポジショニング装置 215 を用いて人物 212 を位置付けし直すことにより、図 12 c から分かるようにポジショニング装置 227 を用いてイメージング装置 214 を位置付けし直すことにより、または図 12 d から分かるようにポジショニング装置 228 を用いてイメージング装置 222 を位置付けし直すことにより設定されてよい。1 つのさらなる代替的な形態として、第 2 の相対的な位置 242 は、図 12 e から分かるように 2 つの別個なイメージング装置 214 を用いることにより、または図 12 f から分かるように 2 つの別個な可視光イメージング装置 222 を用いることにより設定されてもよい。

#### 【0184】

図 13 a ~ e を参照すると、身体 210 を含む人物 212 が、イメージング装置 214 に対して相対的な第 1 の位置 244 にあるイメージング装置 214 の前のポジショニング装置 215 上に位置付けられている。身体 210 の第 1 のサーモグラフィー画像データがサーモグラフィーイメージング装置 224 により取得される。場合によっては、かつ、好適には、身体 210 がイメージング装置 214 に対して相対的な少なくとも第 2 の位置 242 に位置付けられた状態で、身体 210 の少なくとも第 2 のサーモグラフィー画像データがサーモグラフィーイメージング装置 224 により取得される。従って、第 1 のサーモグラフィー画像データ、第 2 のサーモグラフィー画像データおよび場合によってはもっと多くのサーモグラフィー画像データが、身体 210 に対して相対的なそのサーモグラフィーイメージング装置の少なくとも 2 つの異なる視点から取得される。

#### 【0185】

上述の第 2 の相対的な位置 246 は、図 13 a から分かるようにポジショニング装置 215 を用いて人物 212 を位置付けし直すことにより、図 13 b から分かるようにポジショニング装置 227 を用いてイメージング装置 214 を位置付けし直すことにより、または図 13 c から分かるようにポジショニング装置 228 を用いてサーモグラフィーイメージング装置 224 を位置付けし直すことにより設定されてよい。1 つのさらなる代替的な形態として、その第 2 の相対的な位置 246 は、図 13 d から分かるように 2 つの別個なイメージング装置 214 を用いることにより、または図 13 e から分かるように 2 つの別個なサーモグラフィーイメージング装置 224 を用いることにより設定されてもよい。

#### 【0186】

身体 210 の画像データは、身体 210 の完全な画像のうちの複数の狭いストライプを

10

20

30

40

50

別々にイメージングすることにより、サーモグラフィーイメージング装置 224 によって取得されてよい。あるいは、身体 210 の完全な画像をそのサーモグラフィーイメージング装置で取得し、その画像を、複数の狭いストライプまたは処理用に別な具合の形状に成された複数の部分でサンプリングしてもよい。1つのさらなる代替的な形態として、身体 210 のイメージングが異なる露光時間を用いて実施されてもよい。

#### 【0187】

イメージング装置 214 から得られたサーモグラフィーおよび可視光による画像データは、好適には、以下のようにして、データ処理装置 230 により分析され、かつ、処理される。イメージング装置 222 から取得された画像データは、米国特許第 6442419 号（参照により、ここで完全に説明されている如くにして、本明細書に組み入れられる）に記載されている方法などの当技術分野において周知のアルゴリズムおよび方法を用いて、身体 210 の 3 次元空間表現を構築すべくデータ処理装置 230 により処理される。その 3D 空間表現は、好適には、基準マーカー 220 の所在位置を含んでいる（図 13a 参照）。場合によっては、かつ、好適には、その 3D 空間表現は、身体 210 の色、色相および組織テクスチャに関する情報を含んでいる。イメージング装置 224 から取得されたサーモグラフィー画像データは、米国特許第 6442419 号に記載されている方法などの当技術分野において周知のアルゴリズムおよび方法を用いて、身体 210 のサーモグラフィーによる 3 次元モデルを構築すべくデータ処理装置 230 により処理される。このサーモグラフィーによる 3D モデルは、好適には、基準マーカー 220 を含んでいる（図 13b 参照）。この後、そのサーモグラフィーによる 3D モデルが、処理装置 230 により、熱空間画像を形成すべく、例えば基準マーカー 220 を整列させることにより、その 3D 空間表現上にマッピングされる。

#### 【0188】

身体 210 の 3D 空間表現を構築するための 2 つ以上の可視光画像の組み合わせ、およびサーモグラフィーによる 3D モデルを構築するための 2 つ以上のサーモグラフィー画像の組み合わせは、異なる視点から取得された（可視光またはサーモグラフィーのどちらかにおける）画像データ間の領域ベースでの比較が必要になり得る。そのような比較は、典型的には、2 要素プロセスである：第 1 に、画素の選定されたグループがそれぞれの個々の画像において同定され、第 2 に、1 つの画像のその同定された画素のグループが様々な画像間でマッチングされる。本実施形態は、その同定プロセスおよびマッチングプロセスを改善するのに適した方法を成功裏に提供する。

#### 【0189】

本発明の 1 つの好適な実施形態によれば、身体は一連のスポットで照射され、ここで、その一連のスポットのうちの少なくとも 1 つのスポットは他のすべてのスポットから区別可能である。そのような一連のスポットの 1 つの代表的な例が図 14 に描かれており、図 14 は一連のスポット 142 を示していて、そのうちの 1 つのスポット 144（この例では、左から 3 番目のスポット）が他のすべてのスポットから区別されている。図 14 の 1 つの代表的な例では、一連のスポット 142 はスポットの列であるが、それら一連のスポットは、1 次元（例えば列、段、弧、曲線など）または 2 次元（例えばマトリクス）のどちらかの、あらゆる幾何学的性質を有することができます。スポット 144 は、限定するものではないが、形状、サイズ、波長、強度および配向を含め、あらゆる際立った特徴により区別されてよい。

#### 【0190】

身体がそれら一連のスポットで一旦照射されると、好適には、少なくとも 2 つの異なる視点からその身体およびそれら一連のスポットの 2 つ以上の画像を取得するため、1 つ以上のイメージング装置が使用される。それらの画像は、1 つ以上の可視光イメージング装置を用いて取得された可視光画像であってもよいし、または 1 つ以上のサーモグラフィーイメージング装置を用いて取得されたサーモグラフィー画像であってもよい。それら一連のスポット 142 の波長または波長域は、そのイメージング装置が感応する波長域に適合する。従って、可視光画像の場合、一連のスポット 142 は、一般的に、可視域の波長に

10

20

30

40

50

おいて照射され、またサーモグラフィー画像の場合には、一連のスポット 142 は、一般的に、赤外域の波長において照射される。

#### 【0191】

一旦それらの画像が取得されると、好適には、上述の区別可能なスポット 144 が同定され、かつ、それら一連のスポットにおける他のすべてのスポットを同定するためにその同定された区別可能なスポットが使用される。図 14 における例証的な一連のスポットを参照しながら説明すると、それら一連のスポットにおけるスポットの個数およびそれら一連のスポットにおけるスポット 144 の相対的な位置（この例では、左から 3 番目）が分かれば、スポット 144 に関するそれらの相対的な位置により、他のすべてのスポットを同定することができる。このようにして、本方法は、画像上のある線に沿ってすべての画素を横断的にスキャンし、既に同定されているそのスポットから始めてそれらのスポットを計数することができる。

#### 【0192】

従って、本実施形態は、一連のスポット 142 におけるすべてのスポットをインデックスするためのポインタとしてスポット 144 を使用する。そのようなインデックス機能は、スポットベースでのマッチングとは対照的に、一連的なレベルでのマッチングを可能にするため、マッチングステップの効率を大幅に増強する。それら一連のスポットは原理的にあらゆる長さのものであり得るため、単回の一連的なマッチングによってそれらの画像の大部分を包含することができる。

#### 【0193】

このマッチングは、典型的には三角測量法により、少なくとも幾つかのスポットに対するレンジデータの計算を可能にし、より好適には一連となったスポットにおけるそれぞれのスポットに対するレンジデータの計算を可能にする。この後、そのレンジデータを使用して、上述の 3D 空間表現または 3D サーモグラフィーモデルを構築することができる。

#### 【0194】

本発明の別の実施形態によれば、スポットの同定およびマッチングは、少数の照射されたスポット、例えば 5 個のスポット、より好適には 4 個のスポット、より好適には 3 個のスポット、より好適には 2 個のスポット、より好適には単一のスポットに対して実施される。この実施形態においては、各視点から複数の画像が取得され、ここで、それぞれのそのような取得に先立って、スポットでの身体表面上の異なる領域または異なる場所の照射が行われる。それらのスポットの同定およびマッチングは、それぞれのそのような領域または場所に対して別々に実施される。

#### 【0195】

上述のどの実施形態においても、それらのスポットの同定は減算により実現することができる。もっと具体的に説明すると、各画像が 2 回取得される：1 回は身体にスポットを照射することなく取得され、別の回にはスポットを伴って取得される。この後、スポットを伴うことなく取得された画像がスポットを伴って取得された画像から差し引かれ、その残りのデータは、バックグラウンドノイズをほんの僅かにしか伴わずに、またはそのようなノイズを全く伴わずに、それらのスポットに関するほとんどの情報を含んでいる。

#### 【0196】

上述のシステム 120 または以下でさらに開述される他のシステムなどのレンジ・イメージング・システムおよび熱空間イメージングシステムは、取得ステップの前に較正ステップが必要になり得ることが認識される。

#### 【0197】

本実施形態は、それが図形エントリおよびその図形エントリの視点に対応した角度エントリを有している複数のエントリを含む図形のデータベースを用いる較正手順を成功裏に提供する。このデータベースは、典型的には、前もって、複数の異なる視点から表面へ図形（例えば幾何学的な図形であってよい）を投射し、各視点に対してそれぞれの図形に引き起こされたひずみを決定することにより作成される。それぞれのひずんだ図形がそのデータベースの図形エントリとして記録され、また、各視点がそのデータベースの角度

10

20

30

40

50

エントリとして記録される。上述の較正は、好適には、以下のようにして実施される。ある図形が身体に照射され、その身体および図形の少なくとも2つの画像が少なくとも2つの異なる視点から取得される。各画像に対して、その取得された図形が同定される。上述のデータベースがアクセスされ、個々の画像の同定された図形に概して類似している図形エントリに関してそのデータベースでの検索が行われる。すべての画像に対して一旦それらの図形エントリが見出されると、三角測量法により、それらの個々の角度エントリを用いてレンジデータが算出される。これらの本実施形態の較正手順の利点は、そのデータベース上での検索の方が、原理的に、それらの角度の完全な計算よりも迅速に行えることである。

#### 【0198】

また、本発明の様々な例証的実施形態による熱空間イメージングシステムの較正は、身体に複数の波長におけるあるパターンを照射することによって行うこともでき、ここで、そのうちの少なくとも1つの波長は本システムのサーモグラフィーイメージング装置によって検出可能であり、また、少なくとも1つの波長は本システムの可視光イメージング装置によって検出可能である。そのような照射をもたらすことができる照射装置は当技術分野において公知である。例えば、赤外線ランプ、例えばScitec Instruments Ltd, UKから商業的に入手可能なIR-50シリーズの赤外線ランプなどを使用することができる。サーモグラフィーイメージング装置および可視光イメージング装置を用いて、身体のサーモグラフィー画像および可視光画像が取得される。上述の較正は、可視光イメージング装置により取得されたパターンとサーモグラフィーイメージング装置により取得されたパターンとを整列させることにより果たされる。本発明の1つの好適な実施形態によれば、較正操作の間その身体が本質的に静止した状態であるようにして上述のサーモグラフィー画像および可視光画像が実質的に同時に取得される。

#### 【0199】

そのパターンの同定は、場合によっては、かつ、好適には、図14を参照してこれまでの箇所でもっと詳しく説明されているようにインデックス技術を用いることにより果たすことができる。

#### 【0200】

次に、図15を参照しながら説明すると、図15は、本発明の様々な例証的実施形態による、身体の3D空間表現を構築するのに適した方法150のフローチャート式ダイアグラムである。本発明の様々な例証的実施形態においては、方法150は、好適には可視光画像を用いることなく、サーモグラフィー画像に基づいてその3D空間表現を構築する。

#### 【0201】

方法150はステップ152から始まって、ステップ154へと続き、ステップ154では、身体に、あるパターン、例えば赤外域におけるコード化されたパターンが照射される。そのパターンは、その同定を可能にするどのような形状であってもよい。例えば、1つの実施形態においては、そのパターンは1つ以上のバーコードを含んでおり、別の実施形態においては、そのパターンは上述の一連のスポット144などの一連のスポットを含んでおり、1つのさらなる実施形態においては、そのパターンはバーコードと一連のスポットとの組み合わせを含んでいる。

#### 【0202】

典型的には、そのパターンは、3~14マイクロメートルの波長を有するレーザー光を用いて照射される。本発明の1つの好適な実施形態によれば、10.6マイクロメートルの波長を有するCO<sub>2</sub>レーザーが使用される。あるいは、赤外線ランプ、例えばScitec Instruments Ltd, UKから商業的に入手可能なIR-50シリーズの赤外線ランプなどを使用することもできる。そのパターンは、上述の3次元空間表現を構築するために使用される望ましい技術に応じて選択される。従って、そのパターンは、時系列コーディングおよび/または空間コーディングを可能にするように選択することができる。

#### 【0203】

10

20

30

40

50

好適には、身体に投射されるそのパターンは時間とともに変動する。例えば、ある一連のパターンを、一度に1つのパターンを急速かつ周期的な態様で投射することができる。これは、数多くの方法のうちのどのような方法で行われてもよい。例えば、周期的に変動する透過係数を有しているプレートを照射装置の前で動かすことができる。あるいは、円周方向的に変動する透過係数を有しているディスクを照射装置の前で回転させることもできる。またあるいは、相互に位相がシフトされた一連の定常的なパターンを急速に投射するためにストロボ技術を使用することもできる。また、そのパターンを形成するために光学的な回折素子を使用することも想定されている。さらに、そのパターンは、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように(図14およびそれに伴う説明を参照のこと)、一連のスポットの形態であってもよい。あるパターンを提供するための1つの好適な照射装置が以下で説明されている。

10

#### 【0204】

本発明の様々な例証的実施形態においては、その照射は充分に短いパルス長により特性付けられる。好適には、20ミリ秒より短いパルス、例えば15ミリ秒未満、より好適には10ミリ秒未満のパルスが使用される。

#### 【0205】

方法150はステップ156へと続き、ステップ156では、上述の身体およびパターンの1つ以上のサーモグラフィー画像を取得するために1つ以上のサーモグラフィーイメージング装置が使用される。そのサーモグラフィーイメージング装置は、好適には、その身体およびパターンから赤外域におけるデータを取得するのに適した光学素子を備えている。そのような光学素子は、例えばHolo-Or Ltd, Israelから商業的に入手することができる。本発明の様々な例証的実施形態においては、本方法は、2つ以上の異なる視点からその身体およびパターンの2つ以上のサーモグラフィー画像を取得する。このサーモグラフィーによるイメージングは、選択されるパターンのタイプに応じて実施される。例えば、時系列コーディングが用いられるときには、サーモグラフィーイメージング装置は、照射のパルスと同期化される。

20

#### 【0206】

本発明の1つの好適な実施形態によれば、サーモグラフィーイメージング装置の露光時間は20ミリ秒未満である。好適には、そのサーモグラフィーイメージング装置の露光時間および読み出し時間は、各サイクルでぴったり20ミリ秒に合わせられる。例えば、1つの実施形態においては、露光時間は19ミリ秒であり、読み出しあり1ミリ秒の間に行われる。この実施形態が図16aに描かれている。

30

#### 【0207】

1つの代替的な実施形態においては、1回の露光で数回の読み出しが同時的に実行される。この実施形態においては、露光時間は20ミリ秒以下であってよい。この実施形態が図16bに描かれている。本発明の1つの好適な実施形態によれば、それらの読み出しあり蓄積的に実行される。これは、例えば、取得された信号を、先の信号を消去または上書きすることなく、イメージング装置のピクセル内に先に格納されている信号に累積することにより果たすことができる。数回の読み出し後、およそ20ミリ秒毎に、そのイメージング装置のピクセル内に格納されているデータを消去することができる。あるいは、この蓄積をデジタル方式で実施することもできる。

40

#### 【0208】

1つの代替的な実施形態においては、露光時間および読み出し時間の両方が20ミリ秒よりも短い。この実施形態が図16cに描かれている。

#### 【0209】

本発明の1つの好適な実施形態によれば、本方法はステップ158へと進み、ステップ158では、身体により発生された熱に由来する画像データがフィルターにかけられてそのサーモグラフィー画像から除去される。これは、例えばデジタル強度フィルターを用いて、その1つまたは複数のサーモグラフィー画像を処理することにより果たすことができる。あるいは、そのパターンを伴うことなく身体の1つ以上のサーモグラフィー画像を取

50

得し、パターンを伴って取得されたサーモグラフィー画像から前述のパターンを伴うことなく取得されたサーモグラフィー画像を差し引くことによりそのフィルター作用を成し遂げることができる。

#### 【0210】

本方法はステップ160へと続き、ステップ160では、パターンに対応したレンジデータが計算される。そのレンジデータは、飛行時間法、三角測量法またはこの目的を達成するために当技術分野において公知のあらゆる技術によって計算されてよく、例えば International Conference on Pattern Recognition の議事録、806 - 808 頁(1984年)における S. Inokuchi, K. Sato および F. Matsuda による「Range imaging system for 3D object recognition」: ならびに米国特許第 4488172 号、第 4979815 号、第 5110203 号、第 5703677 号、第 5838428 号、第 6349174 号、第 6421132 号、第 6456793 号、第 6507706 号、第 6584283 号、第 6823076 号、第 6856382 号、第 6925195 号および第 7194112 号;などを参照のこと。  
10

#### 【0211】

本方法はステップ162へと続き、ステップ162では、サーモグラフィー画像およびレンジデータが身体の3D空間表現を構築するために使用される。

#### 【0212】

一旦構築されると、その3D空間表現を、例えばディスプレイ装置もしくはプリンターを用いて、視覚可能な形態で表示させることができ、またはその3D空間表現をコンピュータ可読媒体にデジタル形式で記録することもできる。また、前述の3D空間表現は、その3D空間表現を受け入れてそれを分析および/または処理することができるよう構成されている別のシステムまたは装置へデジタル形式で出力することもできる。例えば、その3D空間表現は、熱空間画像を発生させるシステムまたは装置へ出力することができる。本方法はステップ164で終了する。  
20

#### 【0213】

図17は、身体の3次元空間表現を構築するためのシステム170の概略的な説明図である。システム170は、方法150またはそのうちの選定されたステップを実行するために使用することができる。システム170は照射装置172を含んでおり、照射装置172は、身体210に赤外域におけるあるパターン174を照射することができるよう設計され、かつ、そのように構成されている。パターン174はバーコードとして照射されているが、幾つかの用途ではそのパターンがバーコードの形態を成している必要性がないため、必ずしもこうである必要はない。従って、パターン174はあらゆる形状およびテクスチャのパターンであってよい。さらに、図17には単一のパターンが示されているが、装置172は1つより多くのパターンで身体210を照射すべく構成することができるため、必ずしもこうである必要はない。従って、本実施形態は一連のパターンも想定している。本発明の1つの好適な実施形態においては、パターン174は、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように、インデックス機能を可能にするため、少なくとも部分的に一連のスポット142を含んでいる。  
30

#### 【0214】

装置172は、レーザー装置、赤外線ランプ、または赤外域の光および場合によっては上述の如く可視域の光をも提供することができるあらゆる他の照射装置を含んでいてよい。システム170は、さらに、身体210およびパターン174の1つ以上のサーモグラフィー画像を取得する1つ以上のサーモグラフィーイメージング装置224を含んでいる。好適には、サーモグラフィーイメージング装置224は、少なくとも2つの異なる視点から少なくとも2つの画像を取得する。システム170は、さらに、データ処理装置230を含んでおり、そのデータ処理装置230は、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように、パターンに対応したレンジデータを算出し、かつ、身体210の3D空間表現を構築する。本発明の様々な例証的実施形態においては、処理装置230は、例えば  
40

10

20

30

40

50

、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように、パターン174を伴って取得されたサーモグラフィー画像からパターン174を伴わずに取得されたサーモグラフィー画像を差し引くことにより、その身体によって発生された熱に由来する画像データをフィルターにかけて除去する。

#### 【0215】

本実施形態の技術は、身体の内部器官部分だけでなく外部器官部分の熱空間画像の取得および／または分析に利用することができる。また、本実施形態の技術は、熱空間的に画像撮影されるべき器官へのアクセスが本熱空間システムを用いて果たすことができる場合には、観血療法の間に用いることもできる。本発明の好適な実施形態による観血療法用途に最も適した熱空間システムは、上で説明されているシステムと同様であるが、好適には、その内部器官へのアクセスを容易化することができるよう、イメージング装置が小型化されている。この実施形態は、観血療法中に外科医師によってアクセス可能であるとともに動かすこともできる内部器官を撮像するのに特に有用である。

10

#### 【0216】

肝臓内における腫瘍（アデノーマ、肝細胞癌など）の場合においては、例えば、観血療法の間に、外科医師はイメージング装置を肝臓の近くに位置付け、その内部の腫瘍などの病変の所在位置を決定するため、その肝臓の熱空間画像を取得する。一旦1つまたは複数のそれらの所在位置が決定されると、外科医師は、例えばアブレーションまたはキャビテーションにより、その腫瘍を破壊することができる。肝臓は極めて流血性の高い器官であるため、肝臓の組織を侵襲することなく肝臓内の腫瘍を破壊する能力が最重要性課題であることが認識される。尚その上に、極端な場合には、肝臓のうちの治療不可能な量の腫瘍を含有している部分を除去することができ、一方では、ごく僅かの腫瘍（例えば転移）を含んでいる残りの部分を熱空間的に撮像することができ、かつ、その内部の腫瘍をアブレーションまたはキャビテーションによって破壊することができる。また、上で説明されている手順を、腎臓、結腸、胃または脾臓などの他の器官に対して実施することもできる。

20

#### 【0217】

本発明の様々な例証的実施形態において撮像され得る他の器官は脳である。脳は、本実施形態の教示によって所在位置を特定することができ、かつ、場合によっては診断することができる多くのタイプの腫瘍を含み得る。そのような腫瘍の代表的な例は、に限定するものではないが、髄膜腫などの原発性の良性腫瘍、膠芽細胞腫または星状細胞腫などの原発性の悪性腫瘍、ならびに結腸、胸部および睾丸などのいずれかの器官から脳への何らかの悪性転移を含む。

30

#### 【0218】

これは、例えば、観血的な脳外科手術の間に果たすことができる。この実施形態においては、頭蓋の一部が除去され、熱空間画像を取得するためのイメージング装置が、脳と頭蓋の残りの部分との間に、予め定められた配列で挿入される。この後、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように脳の熱空間画像を発生させることができる。もし脳が腫瘍などの病変を含んでいる場合には、例えばアブレーションまたはキャビテーションにより、それらの病変を破壊することができ、または、少なくとも部分的にそれらの病変にダメージを与えることができる。

40

#### 【0219】

また、本実施形態の技術は、極めて侵襲性の低い手順において使用することもできる。この目的を達成するために、本発明者らは、一般的に本明細書ではシステム180として表されており、かつ、図18a～cに概略的に描かれている、熱空間イメージングシステムを想定している。

#### 【0220】

図18a～cを参照しながら説明すると、システム180は、その最も簡単な構成において、その内部に生体の前部の少なくとも1つのサーモグラフィー画像を取得するための1つ以上のサーモグラフィーイメージング装置184を有する体内プローブシステム182を含んでいる。

50

**【0221】**

体内プローブシステム 182 は、好適には、限定するものではないが、内視鏡プローブまたはカテーテルなどの適切な移送機構にその装置を取り付けることにより、内視鏡的に挿入される。体内プローブシステム 182 は、好適には、その内視鏡的挿入を容易化するため、可撓性を有している。付加的に、かつ、好適には、体内プローブシステム 182 は、非侵襲的な生体内検査の間に被検者に及ぼす不快感を最小化するため、サイズ的に、かつ、幾何学的に、その被検者の内部空洞に適合するように成されている。従って、体内プローブシステム 182 は、好適には、経直腸的、経尿道的、経腔的または経食道的な検査に適合している。

**【0222】**

イメージング装置 184 は、好適には、プローブシステム 182 に取り付けることができるような小型のイメージング装置である。システム 180 は、さらに、データ処理装置 230 を含んでおり、このデータ処理装置 230 は、例えばプローブシステム 182 上に設けられた第 1 送信機 / 受信機 186 および処理装置 230 上に設けられた第 2 送信機 / 受信機 188 を有する無線通信システムを介してプローブシステム 182 と通信する。あるいは、通信ライン 190 を介して通信機能を確立することができる。イメージング装置 184 により取得された画像データはプローブシステム 182 を介して処理装置 230 へ送信され、処理装置 230 は、その画像データを受信し、かつ分析することで、上述の生体の前部の合成熱空間画像を提供し、かつ、表示する。熱空間画像の生成は、これまでに述べられているように、3D 空間表現 206 の表面 205 上に 1 つ以上のサーモグラフィー画像をマッピングすることにより行われる。

10

20

**【0223】**

本発明の様々な例証的実施形態においては、プローブシステム 182 は、さらに、1 つ以上の可視光イメージング装置 192 を含んでおり、これらの可視光イメージング装置 192 は、前述の生体の前部の少なくとも 1 つの可視光画像を取得し、プローブシステム 182 を介してその可視光画像に関する画像データを処理装置 230 へ送信する。この実施形態においては、処理装置 230 は、3D 空間表現を構築するために前述の可視光画像データを使用する。

**【0224】**

あるいは、図 18b に描かれているように、システム 180 は、「182」および「182'」で表されている 2 つの体内プローブシステムを含んでおり、ここでは、1 つまたは複数のサーモグラフィーイメージング装置 184 がプローブシステム 182 に取り付けられており、1 つまたは複数の可視光イメージング装置 192 がプローブシステム 182' に取り付けられている。この実施形態においては、プローブシステム 182 および 182' は、好適には、例えば同期化を可能にするため、送信機 / 受信機 186 または通信ライン 190 を介してそれらの間で相互に通信している。

30

**【0225】**

尚も別の代替的な形態においては、図 18c に描かれているように、システム 180 は 2 つの体内プローブシステム 182 および 182' を含んでおり、これらの各プローブシステムはサーモグラフィーイメージング装置 184 と可視光イメージング装置 192 との両方を有している。図 18b における実施形態の場合と同様に、プローブシステム 182 および 182' は、好適には、それらの間で相互に通信している。

40

**【0226】**

本発明の様々な例証的実施形態においては、システム 180 は、さらに、あるパターンを身体の前部に照射するための照射装置 194 を含んでいる。このパターンは、本明細書のこれまでの箇所でもっと詳しく説明されているように、レンジデータを算出するのに役立つ。照射装置 194 は、好適には、プローブシステム 182 に取り付けられている。

**【0227】**

一般的に、システム 180 は、侵襲性が極めて低い多くの手順において使用することができ、そのような手順は、限定するものではないが、関節鏡検査、気管支鏡検査、結腸鏡

50

検査、腔鏡検査、膀胱鏡検査、内視鏡生検、胃鏡検査、腹腔鏡検査、喉頭鏡検査、直腸鏡検査、胸腔鏡検査、食道 - 胃 - 十二指腸内視鏡検査、および内視鏡的逆行性胆道膵管造影を含む。

#### 【0228】

次に、図19aを参照しながら説明すると、図19aは、本体内プローブシステムが胃の熱空間画像を撮像するために使用される実施形態の概略的な説明図である。図19aには、食道360および胃361が示されている（これらの画像のソース：National Library of Medicine（NLM）のウェブサイト）。また、カテーテル363により食道360を通じて挿入され、胃361内に位置付けられた、体内プローブシステム182も示されている。この実施形態は、平滑筋腫などの良性腫瘍、または癌腫もしくはリンパ腫などの悪性腫瘍を撮像するために使用することができる。10

#### 【0229】

食道を通じて本体内プローブシステム182を挿入することによって、オペレータは、食道自体の熱空間画像を取得することが可能になり、これにより、そこに存在する食道の癌腫などの病変の所在位置を特定することが可能になる。

#### 【0230】

次に、図19bを参照しながら説明すると、図19bは、体内プローブシステム182が前立腺または膀胱の熱空間画像を撮像するために使用される実施形態の概略的な説明図である。図19bには、直腸367、膀胱366、前立腺370および尿道369が示されている。本実施形態においては、体内プローブシステム182は、肛門368を通じて直腸367へ、または尿道369を通じて挿入することができる。本装置のプローブシステム182が尿道を通じて挿入されるときには、本装置は前立腺を撮像するために使用することができ、この場合には、プローブシステム182が前立腺の近くに位置付けられ、また別の場合においては膀胱を撮像するために使用することができ、この場合には、プローブシステム182が、図19bに示されているように、膀胱内に挿入される。20

#### 【0231】

次に、図19cを参照しながら説明すると、図19cは、プローブシステム182が子宮、膀胱または卵巣の熱空間画像を撮像するために使用される実施形態の概略的な説明図である。図19cには、直腸367、膀胱366、子宮372および卵巣373が示されている。本実施形態においては、プローブシステム182は腔374を通じて挿入することができる。あるいは、プローブシステム182をカテーテルに取り付けて、子宮内に挿入することもできる。この実施形態の熱空間イメージングは、子宮または膀胱内に存在するポリープの所在位置の特定または診断のために使用することができる。付加的に、この実施形態は、子宮内に存在する良性腫瘍（例えば子宮筋腫）またはそこに存在する何らかの悪性腫瘍の所在位置を特定するため、および場合によってはそれらを診断するために使用することもできる。また、この実施形態は、卵巣に対して、そこに存在する原発性または二次性の何らかの悪性腫瘍の熱空間画像を撮像するために使用することができる。30

#### 【0232】

本発明の様々な例証的実施形態においては、異なる空間表現が被検者の異なる姿勢に対応するようにして、2つ以上の3D空間表現が構築される。これらの実施形態は、これまでの箇所で説明されているどのタイプの熱空間イメージングにも適用可能である。40

#### 【0233】

これらの3D空間表現のうちの少なくとも数個は、場合によっては、かつ、好適には、個々の姿勢に対する1つ以上のサーモグラフィー画像の取得、および複数の熱空間画像を提供するためなどの個々のサーモグラフィー画像の個々の3D空間表現上へのマッピングを伴っていてよい。

#### 【0234】

幾つかの3D空間表現を用いることの1つのメリットは、それが本実施形態の方法により一貫性試験として使用され得ることである。これが図20に描かれており、図20は、身体内において熱的に区別された内部領域の決定に関する正確度を評価するのに適した方50

法 4 0 0 のフロー チャート式ダイアグラムである。

【 0 2 3 5 】

方法 4 0 0 はステップ 4 0 2 から始まって、ステップ 4 0 4 へと続き、ステップ 4 0 4 では合成熱空間画像が取得される。その熱空間画像は方法 4 0 0 により生成されたものであってよく、または方法 4 0 0 によりその画像を読み取ることができる別の方法もしくはシステムにより生成されたものであってもよい。本方法はステップ 4 0 6 へと続き、ステップ 4 0 6 では、生体内における 1 つ以上の 3 次元の熱的に区別可能な内部領域の位置および場合によってはサイズが決定される。これは、方法 1 0 、方法 5 0 または異なる方法の間での組み合わせ（例えば方法 1 0 と方法 5 0 の組み合わせ）を含めた何らかの他の方法を用いて果たすことができる。場合によっては、かつ、好適には、本方法は、これまでの箇所で説明されているように、1 つ以上の発源領域も決定する。

10

【 0 2 3 6 】

方法 4 0 0 はステップ 4 0 8 へと続き、ステップ 4 0 8 では、生体の 1 つ以上の付加的な 3 D 空間表現が取得され、ここで、各 3 D 空間表現はその生体に関する 1 つの異なる視点および／またはその生体の 1 つの異なる姿勢に対応している。方法 4 0 0 がそれらの付加的な 3 D 空間表現を構築してよく、または方法 4 0 0 によってそれらの 3 D 空間表現を読み取ることができる別の方法もしくはシステムにより 3 D 空間表現が構築されてもよい。

20

【 0 2 3 7 】

方法 4 0 0 はステップ 4 1 0 へと続き、ステップ 4 1 0 では、上述の 3 次元の熱的に区別可能な内部領域に基づいて、3 D 空間表現のうちの少なくとも数個に対して、その付加的な 3 D 空間表現の表面における等温曲線の予想されるトポロジーが構築される。その予想されたトポロジーは、好適には、その等温曲線の一般的な形状（閉じた曲線、開いた曲線）に関する情報を含んでいるが、もっと多くの情報、例えば表面の温度データなどに関する情報も含んでいてよい。この予想されるトポロジーは、身体内における上述の内部領域の位置およびその 3 D 空間表現の形状を使用し、かつ、等方性または異方性のどちらの場合もあり得るその身体の熱伝導率をモデル化することにより、数値的に算出することができる。例えば、本方法は、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように（図 1 0 a ~ e およびそれらに伴う説明を参照のこと）、熱的距離関数 D を考慮することにより、その予想されるトポロジーを構築することができる。

30

【 0 2 3 8 】

方法 4 0 0 はステップ 4 1 2 へと続き、ステップ 4 1 2 では、1 つ以上の付加的な熱空間画像が取得され、ここで、各熱空間画像は生体に関する 1 つの異なる視点および／またはその生体の 1 つの異なる姿勢に対応している。これらの熱空間画像は方法 4 0 0 により生成されてよく、または方法 4 0 0 によってその画像を読み取ることができる別の方法もしくはシステムによりそれらの熱空間画像が生成されてもよい。本方法はステップ 4 1 4 へと続き、ステップ 4 1 4 では、上述の 1 つまたは複数の付加的な熱空間画像が前述の予想されたトポロジーと比較される。もし 1 つの付加的な熱空間画像における等温曲線のトポロジーが上述の予想されたトポロジーに類似している場合には、本方法は、その内部領域の位置および場合によってはサイズが正確であるという決定を下すことができる。そうでない場合には、本方法は、エラーの存在を認め、エラーが生じているという決定を下す。従って、方法 4 0 0 は、一貫性チェックとしての機能を果たし、身体内における熱的に区別された対象物の所在位置に関して一貫性が存在するか否かの決定を下すことができる。

40

【 0 2 3 9 】

方法 4 0 0 は、上述の比較に関するレポートが発行されるステップ 4 1 8 へと続き、ステップ 4 1 9 で終了する。

【 0 2 4 0 】

幾つかの 3 D 空間表現を用いることの 1 つの付加的なメリットは、それらが、予備試験において、撮像するための適切な視点および／または身体の適切な姿勢を選択するのに役

50

立ち得ることである。具体的に言うと、少なくとも数個の3D空間表現に対して、表面上における等温曲線の上述の予想されるトポロジーが好適に構築される。一旦2つ以上のそのような予想されるトポロジーが分かると、オペレータまたは医師は、その検査に最も適した撮像のための視点および／または身体の姿勢を選択することができる。

#### 【0241】

例えれば、生体が女性の胸部であり、かつ、1つの3D空間表現はその女性が立っている状態のときに取得され、第2の3D空間表現は女性が前屈みになっている状態のときに取得されるものとしよう。さらに、上述の第1の3D空間表現ではその予想されるトポロジーが開いたタイプの等温曲線であり、また、上述の第2の3D空間表現ではその予想されるトポロジーが閉じたタイプの等温曲線であるとしよう。この場合においては、オペレータまたは医師は、熱的なデータが閉じたタイプの等温曲線によって特性付けられているときには、熱的に区別可能な対象物の位置の決定が一層正確であるため、第2の姿勢（前屈姿勢）を選ぶように決定することができる。10

#### 【0242】

それらのサーモグラフィー画像の取得中に生じる被検者の身体内における熱的な変化が極めて僅かであるときに熱空間画像の撮像が実施されることが好適である。

#### 【0243】

次に、図21を参照しながら説明すると、図21は、本発明の様々な例証的実施形態により、生体が概して安定した熱的状態にあることを確認するのに適した方法420のフローチャート式のダイアグラムである。本方法はステップ422から始まって、ステップ424へと続き、ステップ424では、予め定められた視点から、その生体の一連のサーモグラフィー画像が取得される。方法420はステップ426へと続き、ステップ426では、それらの画像内における熱的な変化を抽出するため、サーモグラフィー画像が比較される。本発明の様々な例証的実施形態においては、ステップ424およびステップ426は実質的に同時に実施される。20

#### 【0244】

上述の比較は1つより多くの方法で果たすことができる。1つの実施形態においては、それぞれのサーモグラフィー画像が先に取得されている単一のサーモグラフィー画像と比較される。あるいは、少なくとも数個のサーモグラフィー画像が、複数のサーモグラフィー画像、例えはすべてが先に取得されている複数のサーモグラフィー画像と比較される。場合によっては、かつ、好適には、本方法はステップ427へと続き、ステップ427では、熱的な変化がディスプレイ装置に表示される。30

#### 【0245】

本方法は決定ステップ428へと続き、ステップ428において、本方法は、その熱的な変化が予め定められている閾値以下であるかどうかを決定する。もしそれらの変化が前述の閾値以下でない場合には、本方法はステップ424へとループバックする。もしそれらの変化が閾値以下である場合には、本方法はステップ430へと続き、ステップ430では、その生体が概して安定した熱的状態にあることを示すレポートが発行される。上述の閾値の値はサーマルイメージング装置に依存し、典型的には、そのイメージング装置の熱的分解能に設定される。0.1以下分解能を有するサーマルイメージング装置が当技術分野において知られている。例えば、Photon OEM Cameraコアは、FLIRから商業的に入手可能であって、摂氏0.085度未満の熱的分解能を提供しており、TH9100PMVは、NECから商業的に入手可能であって、摂氏0.06度未満の熱的分解能を提供しており、IVN3200-HSはIMPACから商業的に入手可能であって、摂氏0.08度未満の熱的分解能を提供している。従って、本発明の1つの好適な実施形態によれば、上述の閾値の値は約摂氏0.1度である。40

#### 【0246】

また、本実施形態は、生体内における生検針またはカテーテルなどの医療装置の位置をモニタリングするために使用することもできる。例えは、腫瘍内に生検針を導入する必要があるときに、生検を実施する上で針の経路が適切であることを保証するために熱空間イ50

メージングを使用することができる。さらに、熱空間イメージングは、これまでに述べられているように、腫瘍の位置および場合によってはサイズを決定するために使用することができるため、複合手順を用いることが可能であり、これにより、その腫瘍の存在、位置および場合によってはサイズを決定するため、ならびに既にその身体内に導入されている生検針の経路をモニタリングするために、同一の熱空間イメージングシステムを用いることができる。

#### 【0247】

本発明の様々な例証的実施形態においては、その医療装置（針、カテーテルなど）の温度は、その身体の平均温度とは充分に異なる温度に設定される。これにより、その医療装置が本熱空間イメージングシステムによって検出可能であることが保証される。一旦その医療装置の温度が設定されると、その医療装置が身体内に導入される。この後、その身体および医療装置の1つ以上の合成熱空間画像を生成し、その装置の位置または経路をモニタリングするために使用することができる。10

#### 【0248】

次に、図22を参照しながら説明すると、図22は、身体内に挿入可能な医療装置440の概略的な説明図である。装置440は、例えば生検装置として、例えば標準的な乳房生検手順を実施するための生検装置として使用されてよい。装置440の特別な利点は、本装置が、身体内に挿入されている間に、温度の感知または測定を可能にすることである。装置440は、好適には、比較的のサイズが小さく、かつ、それによって感知機能に影響を及ぼすようなレベルの熱伝導率をもたらさない。好適には、装置440は、腫瘍のサイズが小さいときに早期に癌の診断を行えるようにするために、高い正確度でその腫瘍および周囲組織の温度プロファイルを検出し、かつ、そのような温度プロファイルを提供することができる。20

#### 【0249】

装置440は、好適には、近位側端部444、遠位側端部446および端部444から端部446まで伸びているオプティカルファイバ448を有する中空構造物442を含んでいる。遠位側端部446は、装置440を身体内に容易に挿入することができるようになるために、尖端部として成形することができる。ファイバ448は、熱放射を遠位側端部446から近位側端部444まで伝えることができるよう設計され、かつ、そのように構成されている。その熱放射は、適切な装置、例えば、限定するものではないが、ファイバ448と光学的にやりとりを行うサーマルイメージング装置450などにより測定または記録されてよい。ファイバ448は、赤外域における電磁放射線を誘導するのに適した材料でできている。また、ファイバ448は、構造物442の材料とは異なる材料でできている。この実施形態においては、ファイバ448は、構造物442内の通路452内へ導入される。あるいは、構造物442が赤外域における電磁放射線を誘導するのに適した材料でできてもよく、この場合には、上述の通路自体がオプティカルファイバとして機能することができる。30

#### 【0250】

図22に描かれている実施形態においては、構造物442内において温度の測定または感知が行われないことが認識される。もっと正確に言えば、熱的なエネルギーがそのオプティカルファイバを通じる放射によって誘導される。これは、公知の温度測定用プローブ、例えば米国特許第6419635号に開示されているプローブなどとは実質的に異なっており、前述の特許の場合、そのプローブは測定を実施し、データを外部の場所へ伝送する。装置440は、それ故、製造プロセスの観点からも、また、コストおよび入手可能性の観点からも、どちらの観点からも有利である。40

#### 【0251】

次に、図23a～bを参照しながら説明すると、図23a～bは、本発明の様々な例証的実施形態による、照射装置460の概略的な説明図である。装置460は、例えば撮像されるべき表面にあるパターンを照射するための、レンジ・イメージング・システムにおいて使用することができる。50

## 【0252】

装置460は、光ビーム464を発生させる光源462、ダイナミックビーム偏向器466および画像形成エレメント468を含んでいる。光源462は、好適には、レーザー ビームを放射するレーザー装置を含む。光ビーム464は、装置460が使用される適用形態に依存して、可視域または赤外域のどちらであってもよい。また、例えばS c i t e c Instruments Ltd, UKから商業的に入手可能なIR-50シリーズの光源などのように可視域および赤外域の両方の光ビームを発生させる光源も想定されている。

## 【0253】

ビーム偏向器466は、画像形成エレメント468の表面をスキャンするために、光ビーム464を動的に偏向させる働きをし、例えはそこを横断するラスター パターンを定める。ビーム偏向器466は、例えは、限定するものではないが、Texas Instruments Inc., USAから商業的に入手可能なDigital Micro mirror Device<sup>TM</sup>などの、可動ミラーまたは可動ミラーのアレイを含むことができる。また、ビーム偏向器466は、電気光学素子、好適にはそこに加えられた電気的なバイアスに応答してその光ビームを偏向させる電気光学結晶も含むことができる。

10

## 【0254】

画像形成エレメント468が図23bでもっと分かりやすく描かれており、図23bは視点Aからのエレメント468を示している。図示されているように、エレメント468は、参照記号470-1、470-2、...470-M、...470-Nで表されている複数の区別された領域を含んでいる。の区別された領域のうちの少なくとも数個は、好適には、異なる画像を形成すべく設計されている。それらの領域470は、例えはホログラフィック素子および回折格子などであってよい。いずれにしても、領域470は、領域470を通過した光が画像を構成するような態様で、光の選択的な透過を許容する。

20

## 【0255】

作動中には、ビーム464がエレメント468の表面をスキャンしているときに、異なる時間で異なる画像が形成される。従って、装置460は、周期的な態様で表面に一連のパターンを照射することができる。エレメント468上におけるビーム464のスキャニング速度は、好適には、形成される画像の急速な変化が可能なように選択される。これは、迅速なレンジイーディングを促進するため、有利である。例えは、その表面を單一フレーム（例えは20ミリ秒）の持続時間内に一連の10個以上のパターンで照射することができ、従って、レンジイーディングの速度の大きさを1桁増大させることができる。

30

## 【0256】

本実施形態は、身体の3次元空間表現を構築するための技術を成功裏に提供する。その技術は、「構造光技術」または「符号化光技術」として一般的に知られている技術を改良したものである。この技術は、非平面表面に投射されたストライプが曲線でその表面と交わり、前述の曲線がその表面の特性を反映したものであり得るという観察結果に基づいている。その曲線の画像は、イメージング平面と呼ばれるイメージング装置の平面上に複数の測定されたポイントを形成すべく撮像されるイメージング装置により取得することができる。その曲線および上述のストライプを生成する光源は、光平面と呼ばれる別の平面を定めている。その光平面上のポイントと前述のイメージング平面上のポイントとの間には、予測される対応が存在する。この予測される対応に基づいて、非平面表面上に存在するポイントの3D座標を決定することができる。表面全体の画像を取得するために、單一のストライプの代わりにコード化されたパターンが投射され、従って「構造光」または「符号化光」という用語が使用されるようになった。

40

## 【0257】

公知の構造光技術に関する1つの大きな問題は、取得された画像の方位分解能を符号化されたパターンを生成するために使用したプロジェクタの固有分解能以上に高めることができないということである。多くのタイプのイメージング装置が小さめのピクセルサイズ（数十ミクロンのオーダー）における画像を取得することができるものの、高分解能のプ

50

ロジェクタはほとんど入手することができない。例えば、S V G A プロジェクタは 8 0 0 本のストライプを生成する。約 4 0 c m の投射領域の場合、単一のストライプ（または隣接したストライプ間のギャップ）の幅は約 1 ミリメートルの半分である。もっと高性能で高価なプロジェクタを使用しても、その分解能を辛うじて改善する程度にすぎない。例えば X G A プロジェクタは 1 0 2 4 本のストライプを生成し、従って、割合として 3 0 % 未満だけその分解能を小さくすることができるにすぎない。しかしながら、どちらの場合にも、単一の投射されたエレメントの幅はイメージング装置の数個のピクセルにわたって広がり、達成可能な分解能はそのプロジェクタの分解能によって決定づけられることが認識される。

【 0 2 5 8 】

本実施形態は、身体の 3 次元空間表現を構築するための方法 5 0 0 およびシステム 6 0 0 を提供することにより、上述の分解能に関する限界を成功裏に克服している。

【 0 2 5 9 】

本発明の好適な実施形態による方法 5 0 0 の方法ステップを開述しているフローチャート式のダイアグラムが図 2 4 に与えられており、また、本発明の好適な実施形態によるシステム 6 0 0 の概略的な説明図が図 2 5 に与えられている。

【 0 2 6 0 】

図 2 4 および図 2 5 を共同的に参照しながら説明すると、方法 5 0 0 はステップ 5 0 2 から始まって、ステップ 5 0 4 へと続き、ステップ 5 0 4 では、身体 6 1 0 がパターンプロジェクト 6 0 2 を用いて照射される。本発明の様々な例証的実施形態においては、プロジェクト 6 0 2 は、異なる色のコード化されたパターンが相互にシフトされるような態様で、身体 6 1 0 に 2 つ以上の異なる色のコード化されたパターン 6 0 4 を投射する。図 2 5 には相互にシフトされた 3 つのコード化されたパターン 6 0 4 a 、 6 0 4 b および 6 0 4 c が示されており、それら 3 つのパターンは、例えば赤色光、緑色光および青色光のコード化されたパターンに対応するものであってよい。

20 【 0 2 6 1 】

プロジェクト 6 0 2 は、当技術分野において公知のどのようなテクノロジーに基づくものであってもよく、例えば、限定するものではないが、L C D 、 D L P またはそれらの組み合わせなどであってよい。プロジェクト 6 0 2 は多くのタイプのパターンを提供することができる。例えば、あるパターンは幾つかのストライプを含むことができる。それらのストライプは一様であってよく、または線形勾配の光強度プロファイルを有することができる。そのようなパターンは、ストライプ上に存在する数個のポイントの同定を可能にする。別のタイプおよび形状のパターンも本発明の範囲から除外されるものではない。

30 【 0 2 6 2 】

大まかに言うと、プロジェクト 6 0 2 は、光源 6 0 6 および光学素子 6 0 8 を含んでいる。光源 6 0 6 は、典型的には、それぞれが幾つかの主要な色（例えば赤、緑および青）の光出力が可能な、多色照射ユニットのマトリクスまたは多色照射セルのマトリクスを含んでいる。また、それぞれの照射ユニットを 2 つ以上の単色サブユニットに小分けすることもできる。従って、例えば、多色照射ユニットは、当技術分野において公知なように赤色サブユニット、緑色サブユニットおよび青色サブユニットを含むことができる。あるいは、その多色照射ユニットを、例えば D L P プロジェクタの場合のように、そのような小分けを伴うことなく作動することもできる。上述のマトリクスは、パッシブマトリクスであってもよいし、またはアクティブマトリクスであってもよい。

【 0 2 6 3 】

光源 6 0 6 がパッシブマトリクスから成っているときには、そのユニット内では何ら光は発生されず、そのユニットは、その光源のバックライトアセンブリにより発生された光の透過をロックすることができるだけか、またはその光源のフロント・イルミネーション・アセンブリにより発生された光の反射を可能にすることができますだけである。この実施形態においては、それぞれの照射ユニットは、異なる色の光出力をもたらすための、カラー ホイールまたは赤色、緑色および青色（ R G B ）フィルターの配列などのカラーフィ

ルターを含んでいる。光源 606 がアクティブマトリクスから成っているときには、それぞれの照射ユニットが独立して光を放射する。この実施形態においては、各ユニットが白色光を生成し、その後、その白色光がサブユニットレベルにおいてカラーフィルターによりフィルターにかけられてもよい。あるいは、各サブユニットが発光ダイオードまたは有機発光ダイオードなどの単色発光素子を含んでいてもよい。

#### 【0264】

光源 606 の多色照射ユニットの個数がプロジェクタ 602 の分解能と呼ばれている。当業者であれば認識されるものと思われるが、ピクセルの個数が多ければ多いほど、それだけ分解能は良好になる。これまでに、 $640 \times 480$  ユニットの分解能を有するプロジェクタ（VGA プロジェクタとしても知られている）、 $800 \times 600$  ユニットの分解能を有するプロジェクタ（S VGA プロジェクタとしても知られている）、 $1024 \times 768$  ユニットの分解能を有するプロジェクタ（XGA プロジェクタとしても知られている）、 $1366 \times 768$  ユニットの分解能を有するプロジェクタ（ワイド XGA または WXGA プロジェクタとしても知られている）、 $1280 \times 1024$  ユニットの分解能を有するプロジェクタ（SXGA プロジェクタとしても知られている）、 $1400 \times 1050$  ユニットの分解能を有するプロジェクタ（SXGA+ または SXGA プラスプロジェクタとしても知られている）、および $1600 \times 1200$  ユニットの分解能を有するプロジェクタ（UXGA プロジェクタとしても知られている）などが知られている。

10

#### 【0265】

それぞれの多色照射ユニットが照射表面上における単位領域の照射に関与し、その単位領域は文献中において「ドット」または「投影ピクセル」としても知られている。その投影ピクセルは（それに対応している照射ユニットの物理的な面積というよりむしろ）表面上の面積に対応しているため、その投影ピクセルのサイズは、プロジェクタとその照射表面との間の距離およびその照射ユニットから発せられる光ビームの発散性に依存している。それにもかかわらず、ある与えられたプロジェクタおよびある与えられた投射距離に対しては、投影ピクセルを直径または面積などのサイズによって特性付けすることができる。プロジェクタ 602 の分解能がその照射表面上に投影されるピクセルの最大個数を決定づける。同様に、プロジェクタ 602 のある与えられたカバーエリアに対しては、その分解能がプロジェクタ 602 の隣接している投影ピクセルの中心間の横方向距離を決定づける。

20

#### 【0266】

光学素子 608 は、上述のコード化されたパターンをもたらすべく、光源 606 によって発生された光ビームを光学的にコントロールする。光学素子 608 は、例えば集束化または平行化素子、2 色性光学系、回折格子、ホログラフィック素子およびデジタル・マイクロミラー・デバイス・チップなどを含むことができる。また、そのような光学素子および同様な光学素子の様々な組み合わせも想定されている。異なる色のコード化されたパターン間における相互的なシフトは、好適には、光学素子 608 により達成される。本発明の様々な例証的実施形態においては、光学素子 608 は、異なる転向角度で異なる波長を転向する。これは、例えば光学素子 608 が可視域における予め定められた波長（例えば、緑色または緑色がかった色の光に相当する波長）を有する光を光学的にコントロールするように設計することによって達成することができる。光学素子 608 は特定の波長用に設計されるため、異なる波長に対して異なる光学的なコントロールが得られる。

30

#### 【0267】

プロジェクタ 602 は、好適には、但し必ずという訳ではないが、逐次モードで作動する。この好適な実施形態においては、表面は、異なる色の 2 つの隣接したパターンが異なるタイミングで投射されるような態様で照射される。ある与えられた色のパターンは、好適には、収集ステップにおける各ユニットが同じ波長として光を放射するような態様で照射ユニットの収集ステップを起動させることにより発生される。隣接するパターンは、異なる波長として光を放射させるべく照射ユニットの同じ収集ステップを起動させることにより発生させることができる。従って、本発明の 1 つの好適な実施形態によれば、少なく

40

50

とも2つの隣接しているパターンが、照射ユニットの同一の収集ステップを用いて発生される。

**【0268】**

これらのパターンの波長は、それらのユニットの主要な色に対応するものであってよく、あるいは、予め定められたそれら主要な色の混ぜ合わせに対応するものであってもよい。ある主要な色のパターン、例えば赤色のパターンが発生されるときには、収集ステップにおける各ユニットが赤い色の光を放射する。隣接する1つのパターンは、同じ収集ステップを、例えば緑色の光を放射するようにして起動させることにより発生させることができ、また、別の隣接するパターンは、青色の光を放射するようにして同じ収集ステップを起動させることにより発生させることができる。好適には、上述のプロジェクタ602の逐次的な作動は、ユニットの収集ステップが第1の色のパターンを放射させるべく起動され、次いで、同じ収集ステップが第2の色のパターンを放射させるべく起動され、その他、というような作動の様態である。その後、ユニットの別の収集ステップが、一連の単一の色のパターンなどを放射させるべく起動される。

10

**【0269】**

本発明の1つの好適な実施形態によれば、プロジェクタ602は、異なる色のコード化されたパターンが隣接している投影ピクセルの中心間の特性距離よりも少ない量だけ相互にシフトされるように設計され、かつ、そのように構成されている。好適には、異なる色のコード化されたパターンは、隣接している投影ピクセルの中心間の特性距離の半分、より好適にはそのような特性距離の3分の1相互にシフトされる。

20

**【0270】**

本実施形態は、異なる波長に対して光学素子608の異なる応答を引き出し、投影ピクセルのサイズに満たない量だけシフトされた隣接パターンを発生させる。本発明の様々な例証的実施形態においては、プロジェクタ602は、たとえパターン間の距離が单一の投影ピクセルのサイズよりも小さいとしても、隣接しているパターンの間での混ざり合いを避けるため、プロジェクタ602の逐次モードで作動する。しかしながら、プロジェクタ602は同時モードで作動することもできる。この実施形態においては、その取得は（以降の、ステップ506および装置612を参照のこと）、好適には、隣接しているストライプの同定を可能にするため、カラーフィルターの配列を使用する。いずれにしても、プロジェクタ602の有効分解能が有意に高められる。好適には、プロジェクタ602の有効分解能はその照射ユニットの個数よりも3倍大きい。

30

**【0271】**

より好適には、プロジェクタ602の有効分解能はその照射ユニットの個数の9倍である。これは、それぞれの横方向寸法においてその分解能を3倍高めることにより達成することができる。

**【0272】**

例えば、ある表面にストライプを生成するRGBプロジェクタについて考えてみよう。その表面には、ストライプによって照射され得る特定量の異なる場所が存在する。この数は、一般的に、投影ピクセルのユニット数で表現された表面の幅または長さに等しい。そのプロジェクタが逐次モードで作動しているときには、上述の異なる場所の個数は3倍増大し得る。これは、照射ユニットの特定の線形収集が、表面の第1の横方向の場所に赤色のストライプを投射し、表面の第2の横方向の場所に緑色のストライプを投射し、そして、表面の第3の横方向の場所に青色のストライプを投射することができるためであり、ここで、第1、第2および第3の横方向の場所は相互に関して僅かにシフトされている。しかしながら、これら3つすべての場所の横方向の広がりは単一の投影ピクセルの直径にほぼ等しい。従って、これらの照射ユニットの収集ステップが表面に白色のストライプ（RGBカラーすべてのブレンドとして形成される）を投射したとすれば、その幅は、それぞれの主要な色のストライプの幅よりも約3倍広くなるであろう。

40

**【0273】**

この状況が図26a～dに描かれており、これらの図は、横方向の場所712における

50

第1のストライプ702(図26a)、横方向の場所714における第2のストライプ704(図26b)、横方向の場所716における第3のストライプ706(図26a)を示しており、これら3つすべてのストライプが横方向の場所712～716にわたって広がっている。

#### 【0274】

水平方向のストライプに対してだけでなく、垂直方向のストライプに対しても同様な考察を行うことができ、この場合においては、分解能が $3 \times 3 = 9$ 倍高められる。

#### 【0275】

本発明の様々な例証的実施形態においては、異なる色の2つの隣接しているストライプ間のシフトは、単一のストライプの幅よりも小さい。正式には、ストライプの幅がwであるとき、異なる色の2つの隣接しているストライプ間の相互のシフトはXwであり、ここで、Xは $0 < X < 1$ であり、より好適には $0 < X < 0.5$ 、さらに一層好適には $0.3 < X < 0.5$ であり、例えば約 $1/3$ である。例えば、ストライプの幅が0.4mmであり、かつ、プロジェクタ602が3つの主要な色を生成するときには、上述の相互シフトは約0.15mmである。

10

#### 【0276】

方法500はステップ506へと続き、ステップ506では、画像データをもたらすべく、コード化されたパターンの1つ以上の画像が取得される。その取得は、CCDなどのイメージング装置612を用いて果たすことができる。イメージング装置612の設計および基本機能は当技術分野において周知であり、ここでは詳しく説明しない。画像取得の基本機能(例えば、限定するものではないが、CCDチップの読み出しおよび同期化、バックグラウンドの減算、自動露光、オートフォーカスなど)を行うことに加え、装置612の電子回路は、好適には、較正データを保存するための記憶媒体を含んでいる。

20

#### 【0277】

本発明の1つの好適な実施形態によれば、その取得は、異なる色のコード化されたパターン間での区別が可能であるようにして果たされる。従って、イメージング装置612の分解能は、少なくともプロジェクタ602の有効分解能と同程度の高さを有している。これに加え、それらのコード化されたパターンは逐次的な態様で発生されるため、画像の取得ステップは、単一の露光時間の間に行われる多数回の読み出しを含む。例えば、3つの主要な色が存在しているときには、その画像の取得ステップは、例えば発生されたそれぞれのパターンに対して1回の読み出しを行うなど、単一の露光時間の間に行われる3回の読み出しを含む。また、これまでの箇所でもっと詳しく説明されているように、短い露光時間の使用も想定されている(図16a～cおよびそれに付随する説明を参照のこと)。

30

#### 【0278】

方法500はステップ508へと進み、ステップ508では、上述の画像データに基づいて、それらのコード化されたパターンの3D位置が算出される。その計算は、当技術分野において公知の適切な3D位置計算アルゴリズムによって補完されている画像データ処理装置614を用いて実施される。

#### 【0279】

大まかに言うと、そのアルゴリズムは、好適には、画像上のコード化されたパターンの位置を用いて所在位置を特定する。場合によっては、取得されたパターンの強度が相互間で比較される。一旦それらのパターンが同定されると、そのパターンの3D座標を、当技術分野において公知の態様で、例えば三角測量法により決定することができる。システムの幾何学的なパラメータ、例えば光源とイメージング装置との間の距離およびそれらのパターンが放射される角度などは、一般的に、そのシステムの設計から知ることができ、または当技術分野において公知のように適切な較正プロセスで決定することができる。較正データの代表的な例は、限定するものではないが、三角測量による距離、焦点距離、ピクセルのサイズ、角度的な位置およびコード化されたパターンの強度プロファイルなどを含む。3D座標の計算は、典型的には、但し排他的にということではないが、2つの段階に分けて使用される：それらのパターンの一部のみの3D座標が決定される低分解能段階、

40

50

およびそれらの3D座標がすべてのパターンに対して算出される高分解能段階。その3D座標の計算は、好適には、異なる色の隣接しているパターンの決定が可能になるような正確度で実行される。言い換えれば、その計算の正確度は、好適には、隣接している投影ピクセル間の距離よりも小さい量だけ横方向にシフトされた対象物間における区別を可能にするような正確度である。例えば、それらのパターンがストライプを含んでいるときには、その計算の正確度は、2つの隣接しているストライプ間の距離に適合する。

#### 【0280】

典型的には、それが約10～50本のストライプから成っている約10～20個のパターンで充分に表面の幾何学的形状を見積もることができる。その表面の3次元表現は、三角メッシュをもたらすべく、当技術分野において公知のメッシングアルゴリズム用いて近似することができる。  
10

#### 【0281】

本方法はステップ510で終了する。

#### 【0282】

本発明はその特定の実施態様によって説明してきたが、多くの別法、変更および変形があることは当業者には明らかであることは明白である。従って、本発明は、本願の請求項の精神と広い範囲の中に入るこのような別法、変更および変形すべてを包含するものである。本明細書で挙げた刊行物、特許および特許出願はすべて、個々の刊行物、特許および特許出願が各々あたかも具体的にかつ個々に引用提示されているのと同程度に、全体を本明細書に援用するものである。さらに、本願で引用または確認したことは本発明の先行技術として利用できるという自白とみなすべきではない。節の見出しが使用されている程度まで、それらは必ずしも限定であると解釈されるべきではない。  
20

【図1】

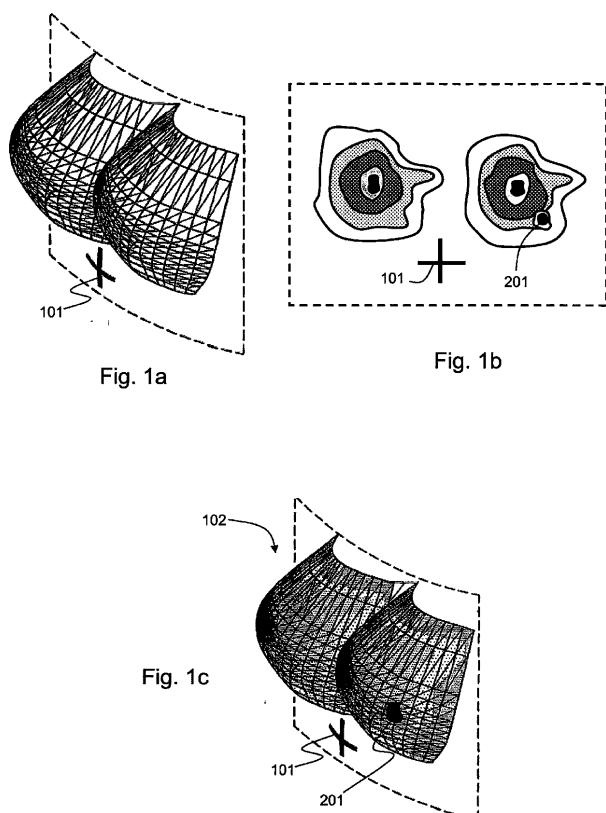


Fig. 1b

【図2】

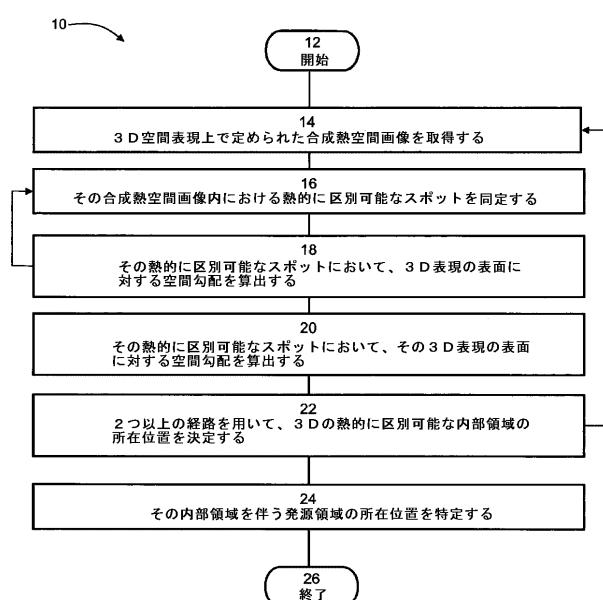
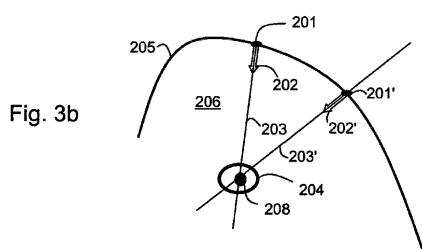
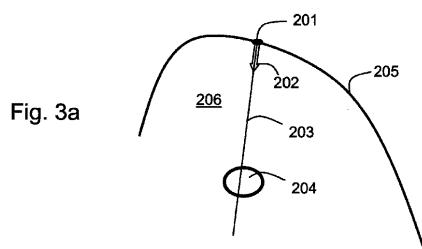


Fig. 2

【図3】



【図4】

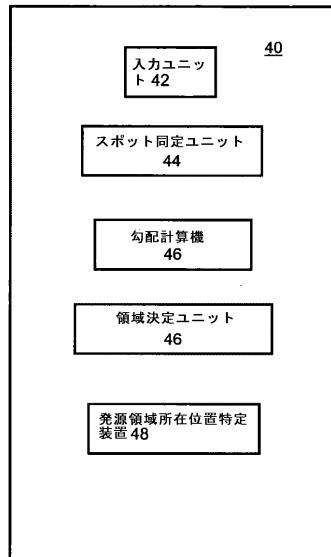


Fig. 4

【図5】

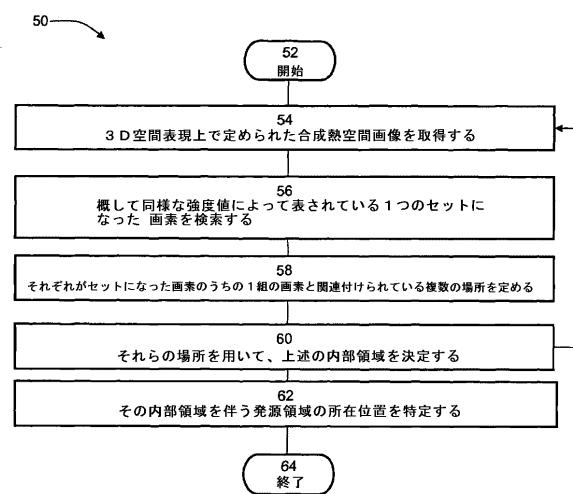
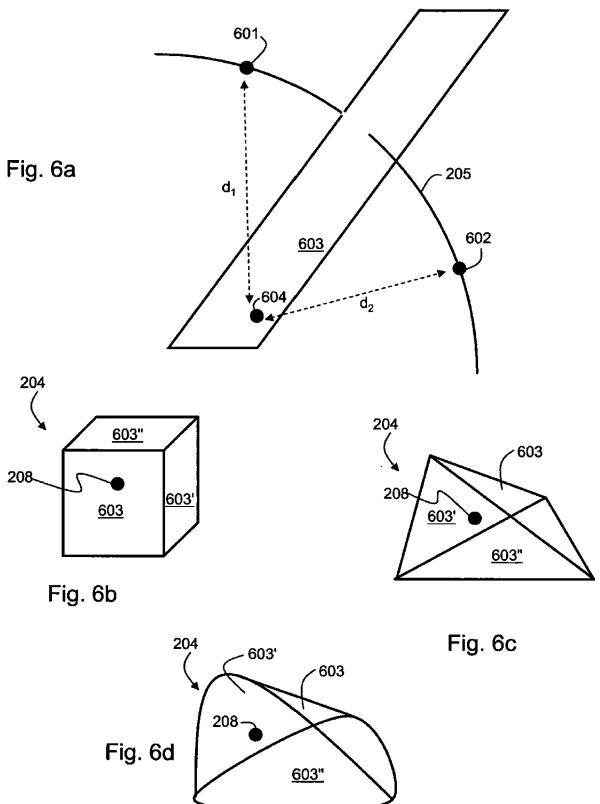
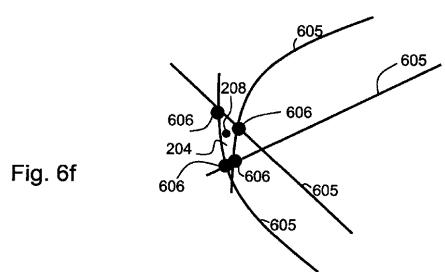
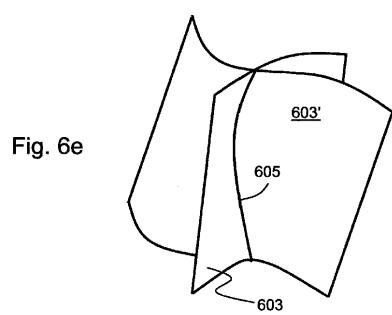


Fig. 5

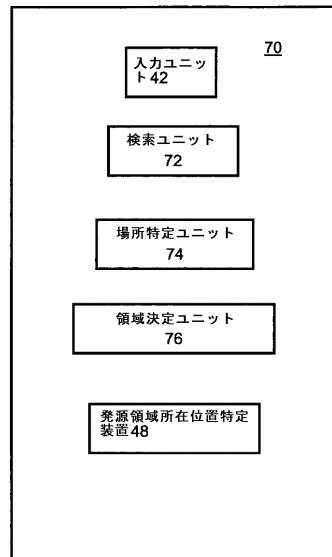
【図6a - d】



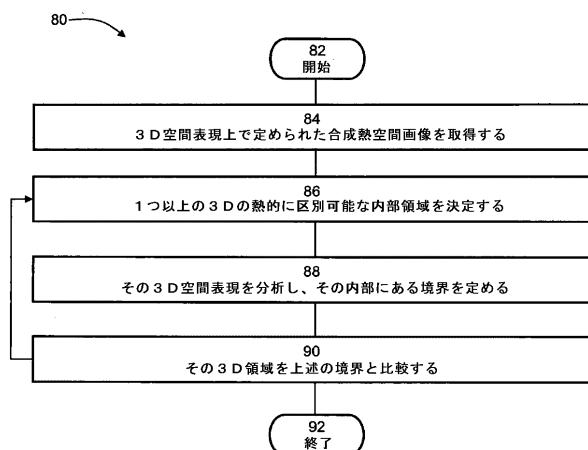
【図 6 e - f】



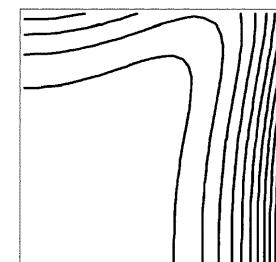
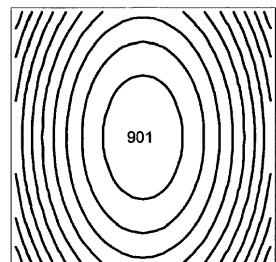
【図 7】



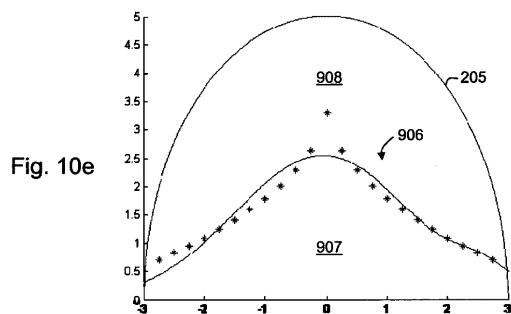
【図 8】



【図 9】



【図 10 e】



【図 11】

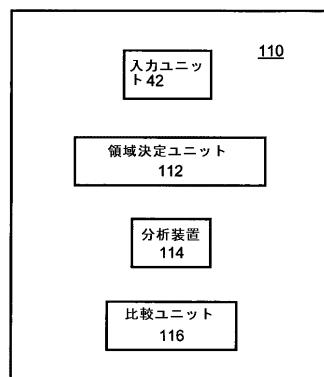
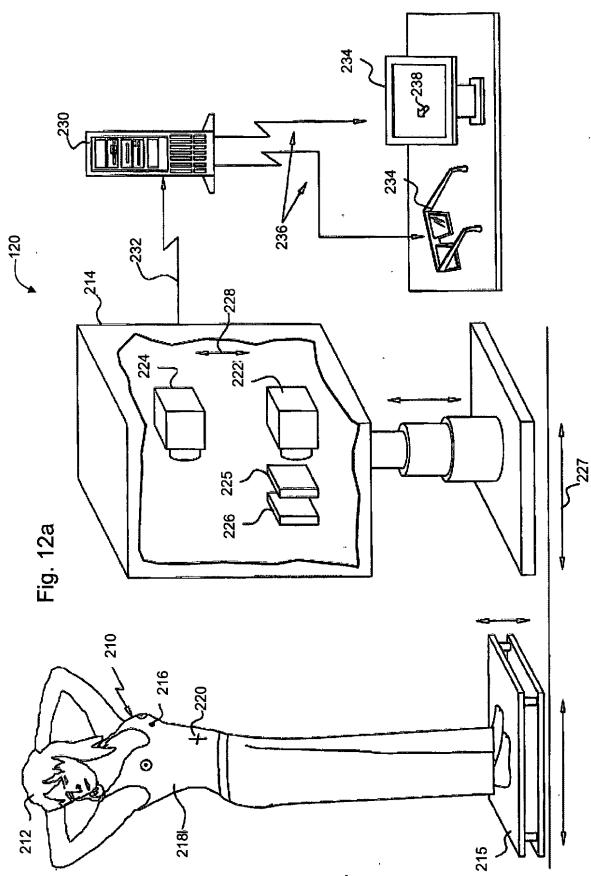
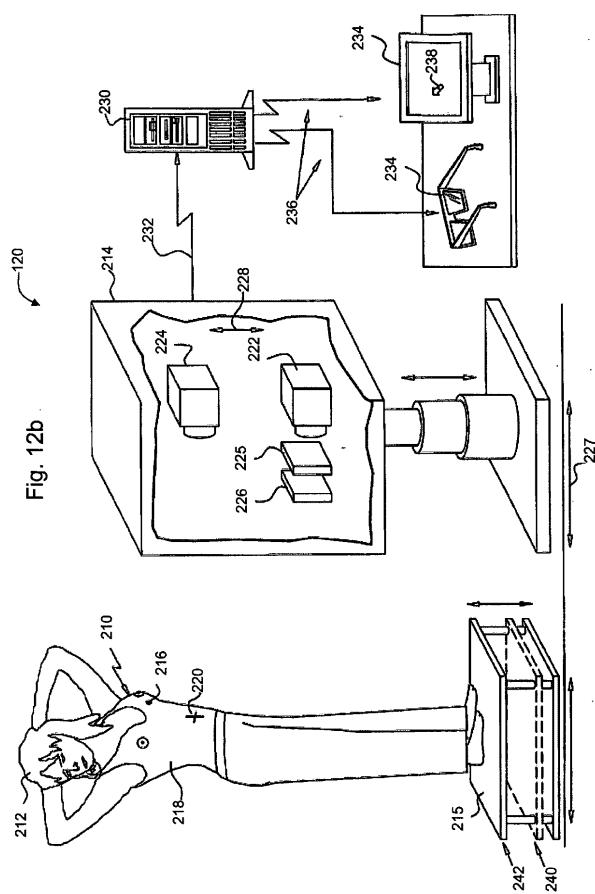


Fig. 11

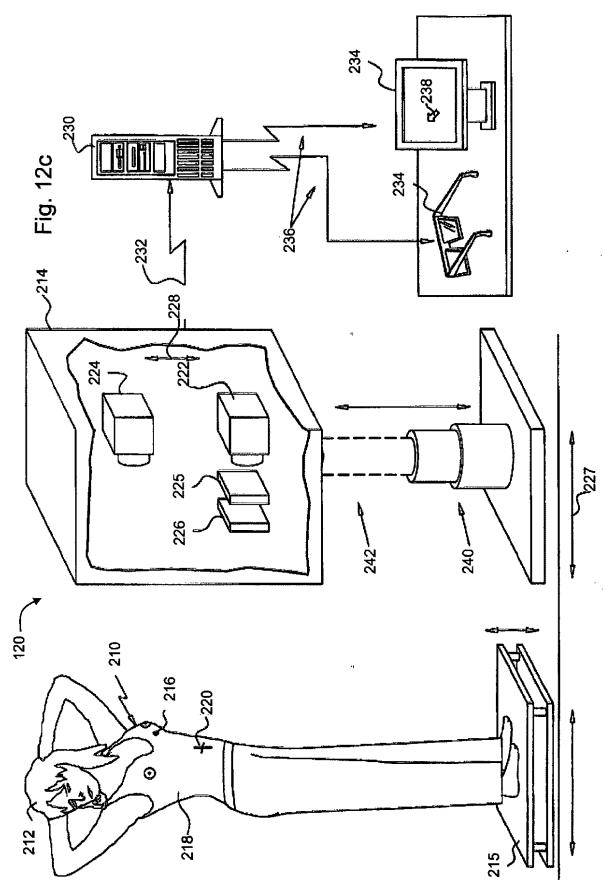
【図 12 a】



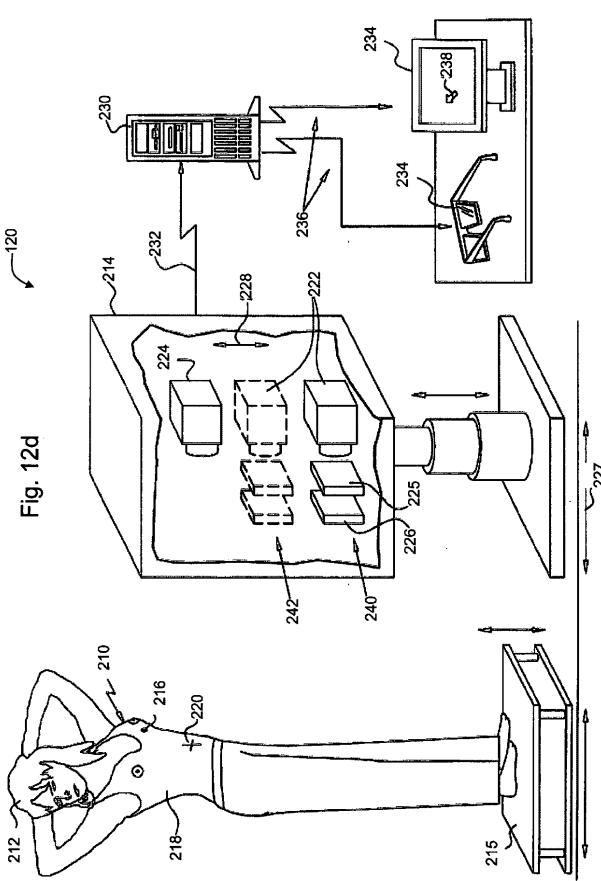
【図 12 b】



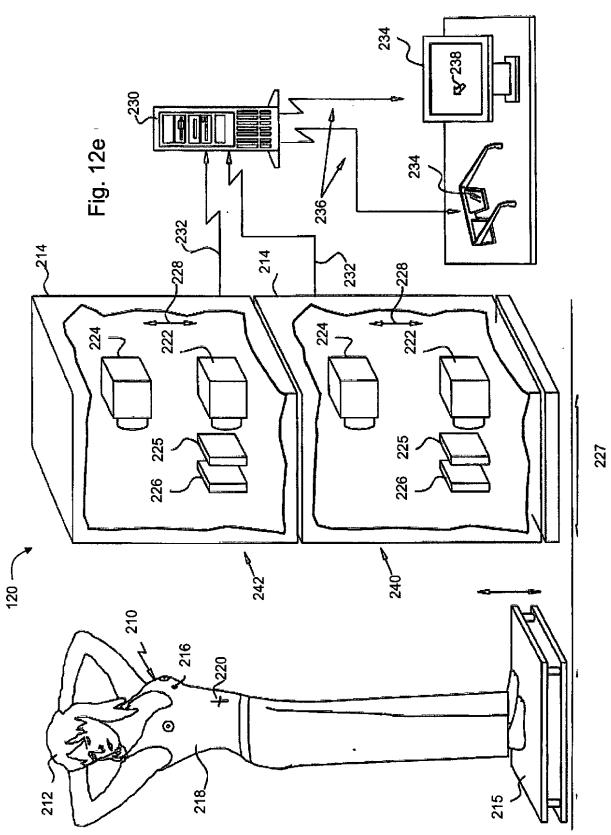
【図 12c】



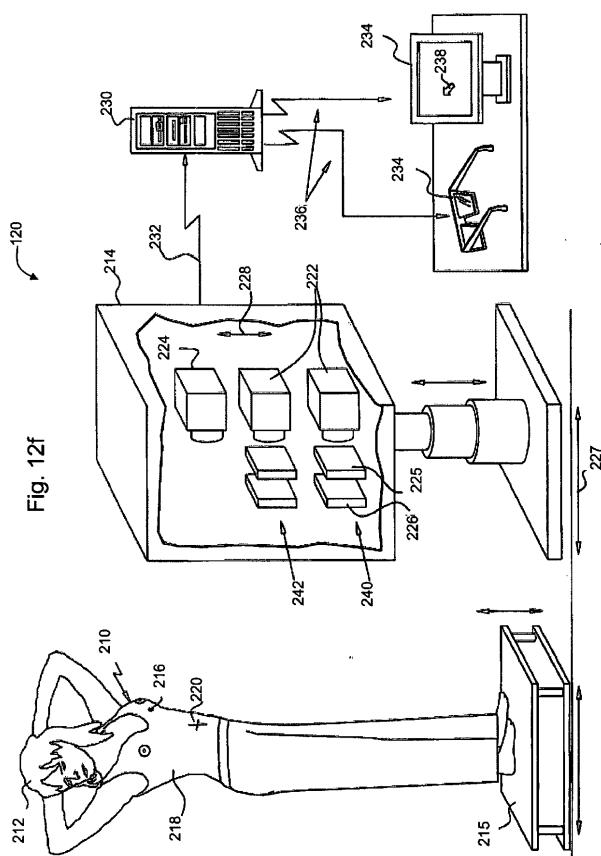
【図 12d】



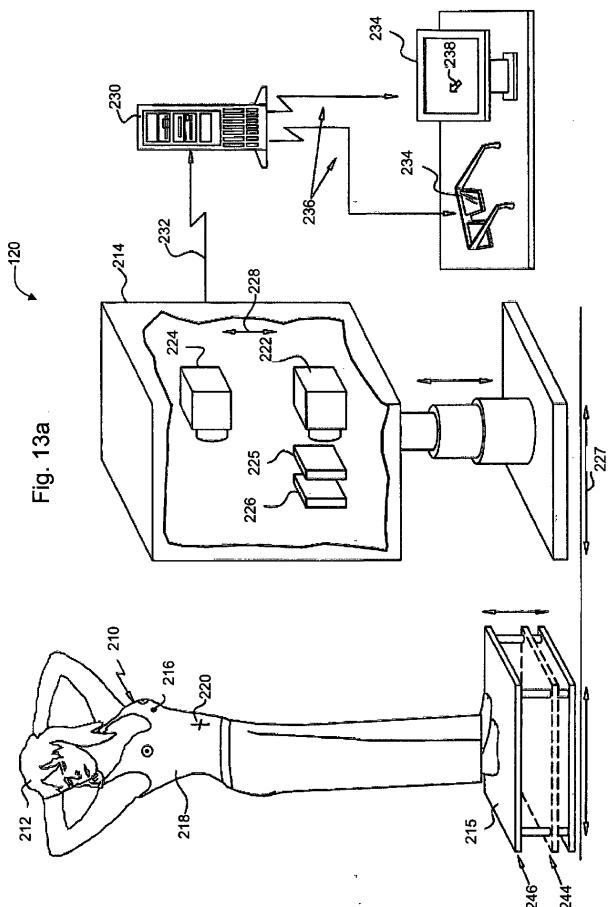
【図 12e】



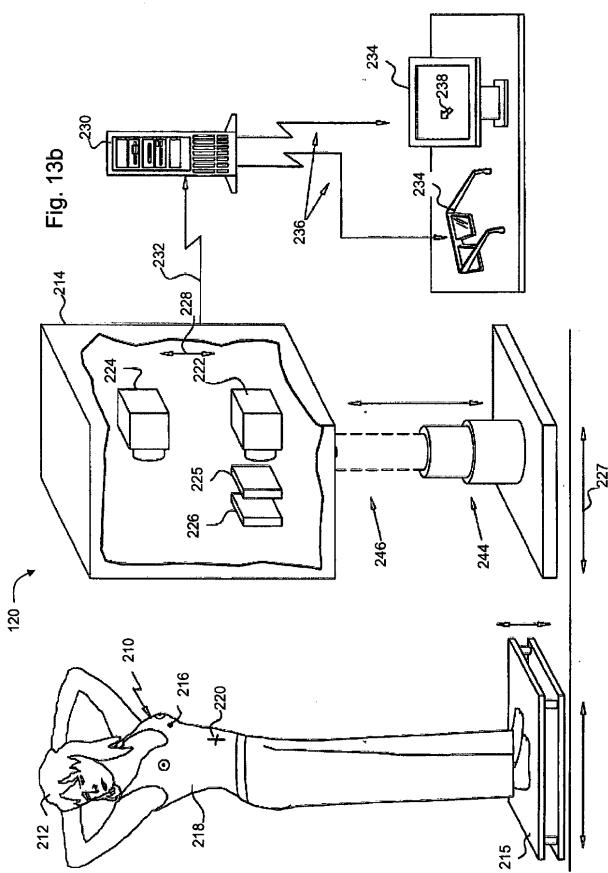
【図 12f】



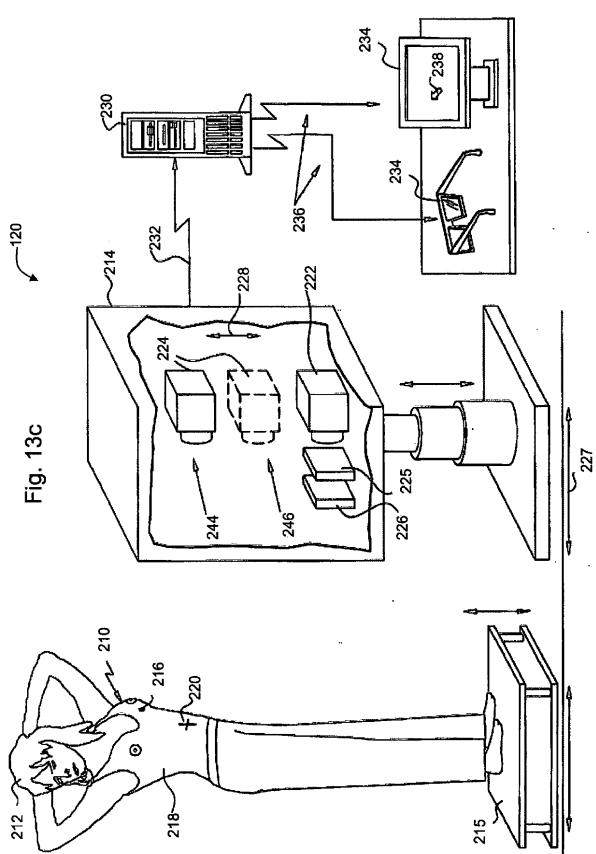
【図 13 a】



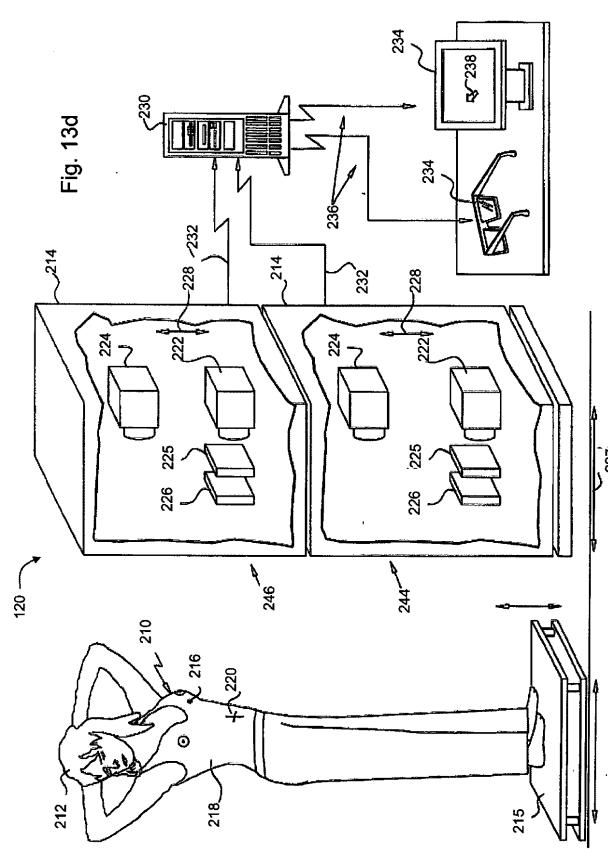
【図 13 b】



【図 13 c】



【図 13 d】



【図 13e】

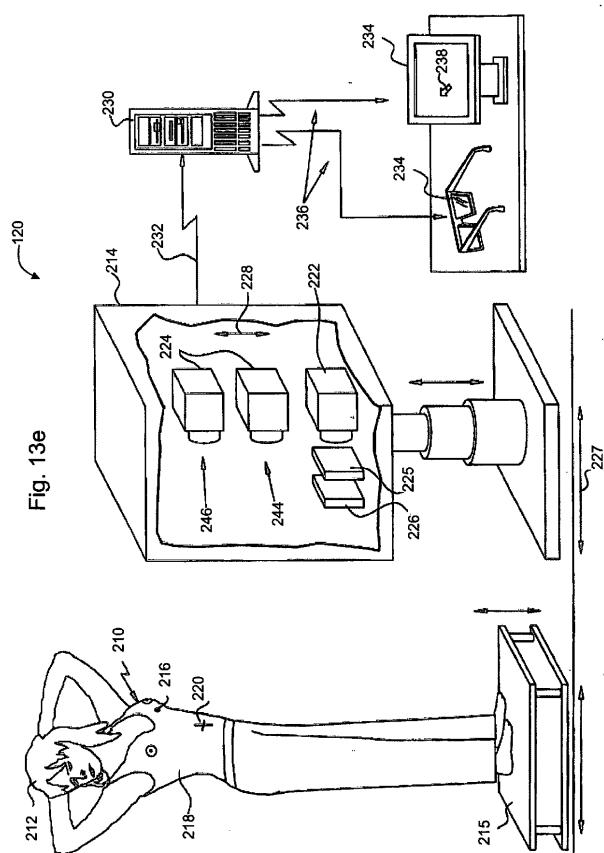


Fig. 13e

【図 14】



Fig. 14

【図 15】

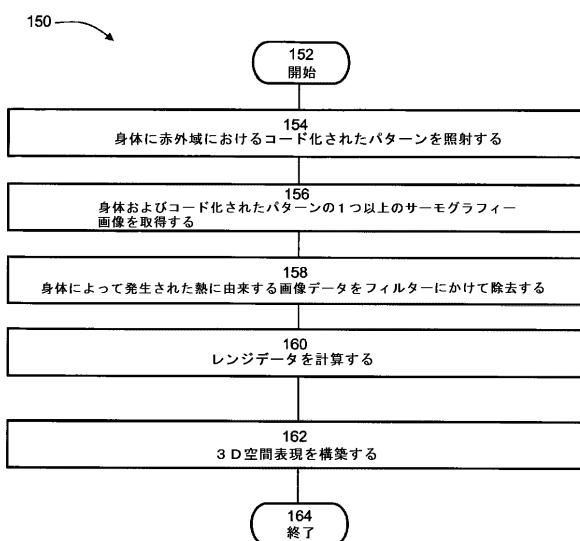


Fig. 15

【図 16】

Fig. 16a

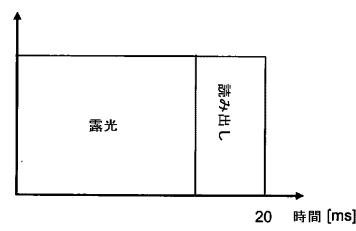


Fig. 16b

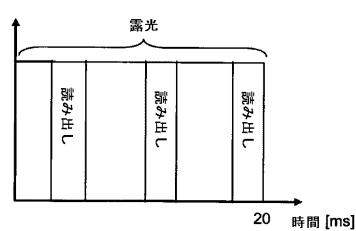
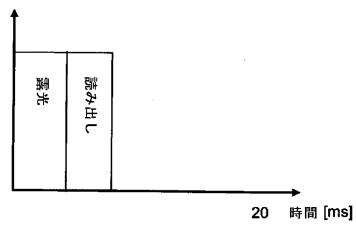


Fig. 16c



【図 17】

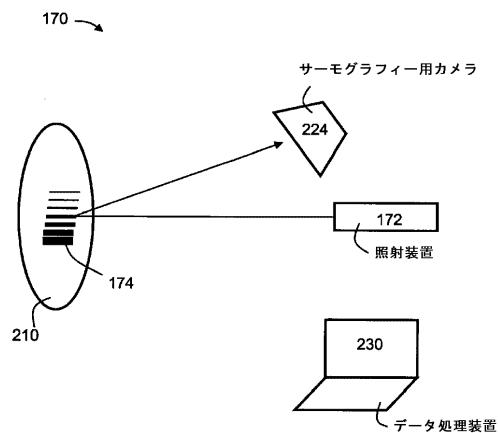


Fig. 17

【図 18 a - b】

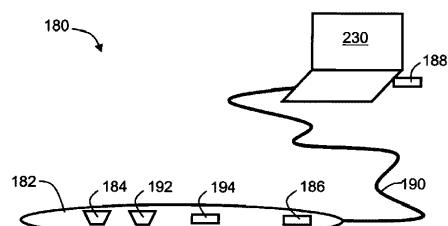


Fig. 18a

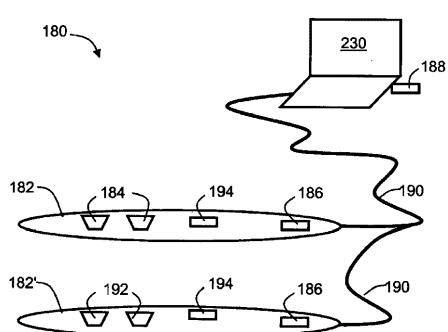


Fig. 18b

【図 18 c】

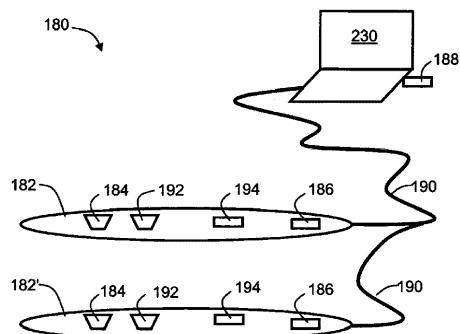


Fig. 18c

【図 19 c】

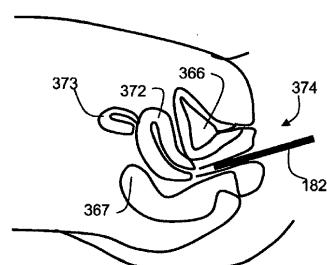


Fig. 19c

【図 20】

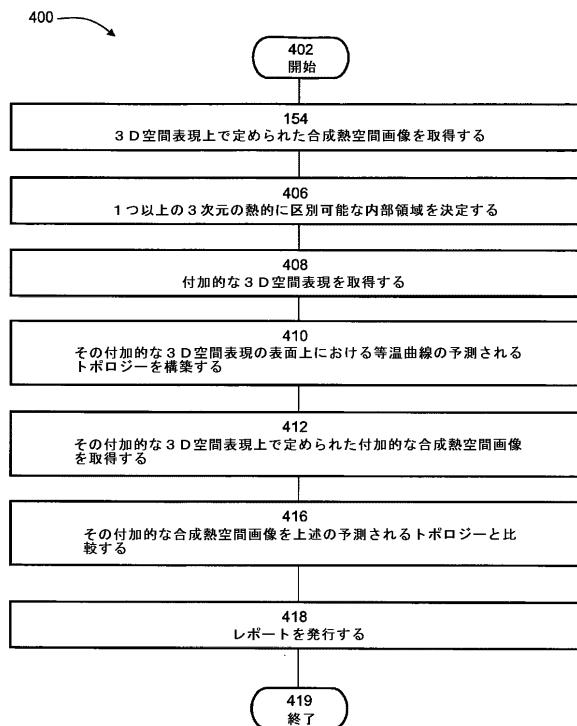


Fig. 20

【図 21】

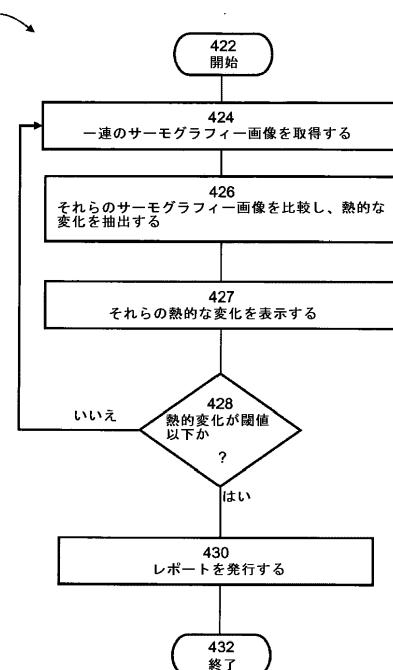


Fig. 21

【図 22】

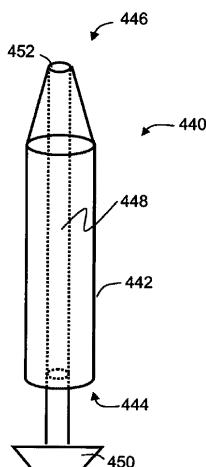


Fig. 22

【図 23】

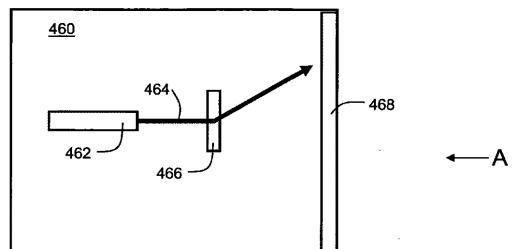


Fig. 23a

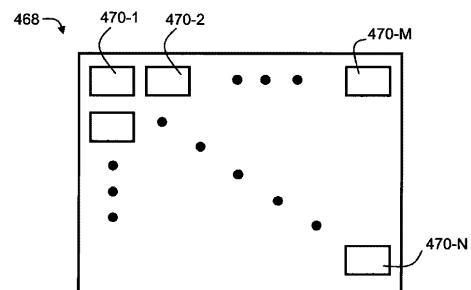
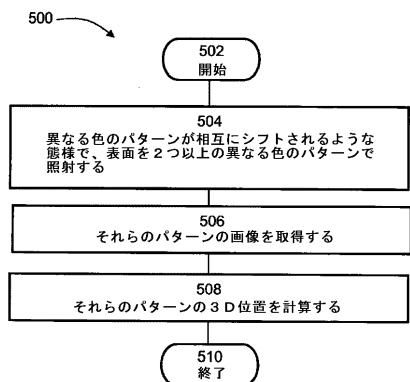


Fig. 23b

【図24】



【図26】

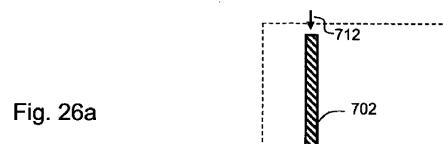


Fig. 26b

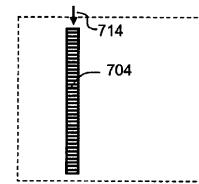


Fig. 26c

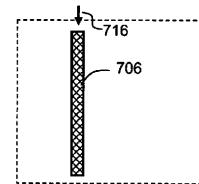
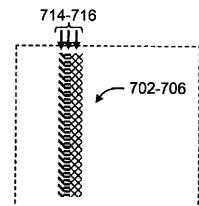
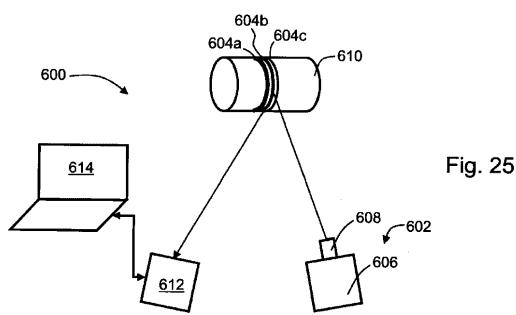


Fig. 26d



【図25】



【図 10 a - b】

Fig. 10a

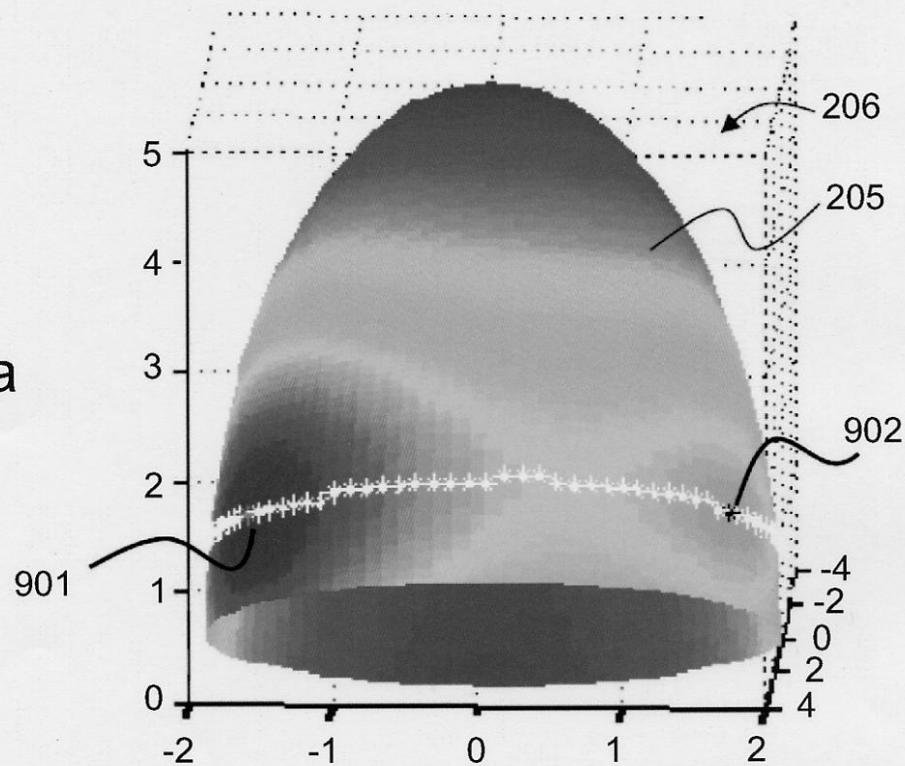
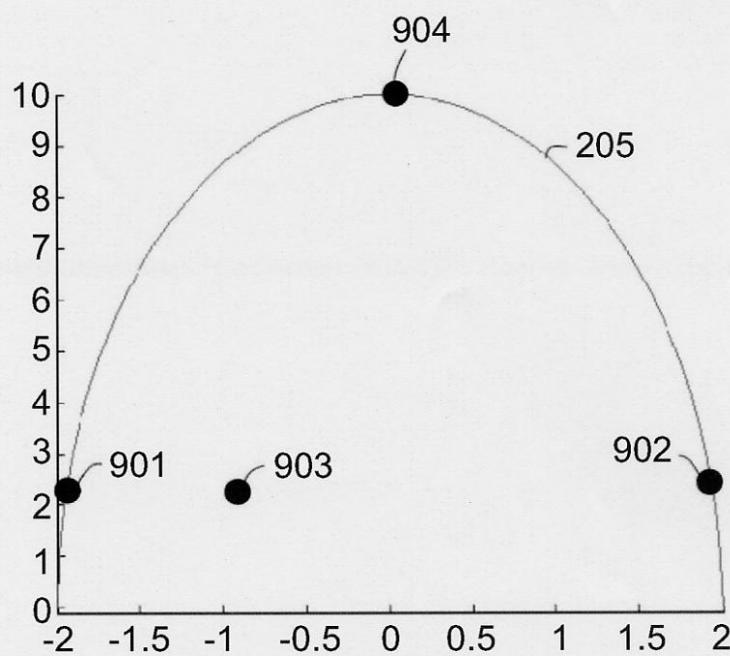


Fig. 10b



【図 10c - d】

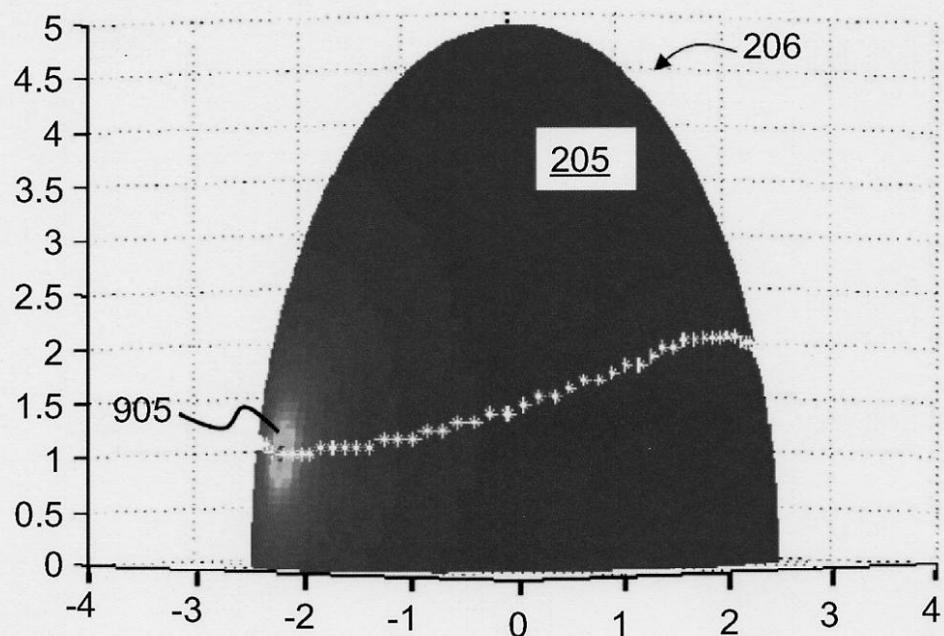


Fig. 10c

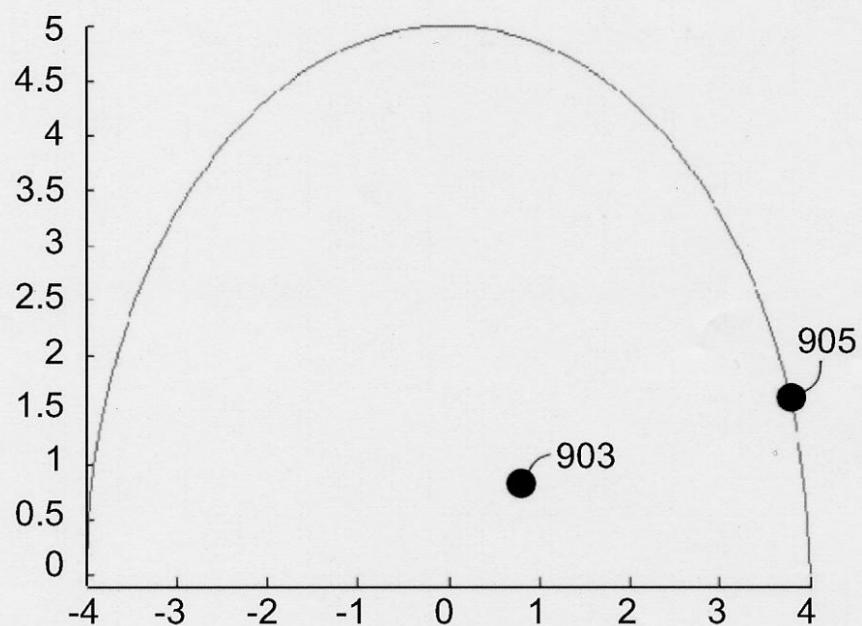


Fig. 10d

【図 19 a - b】

Fig. 19a

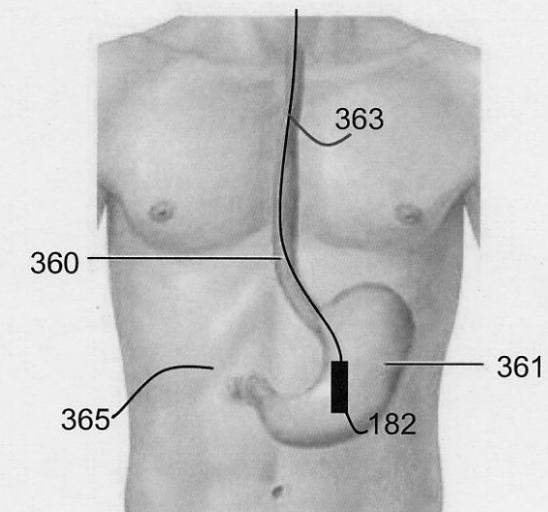
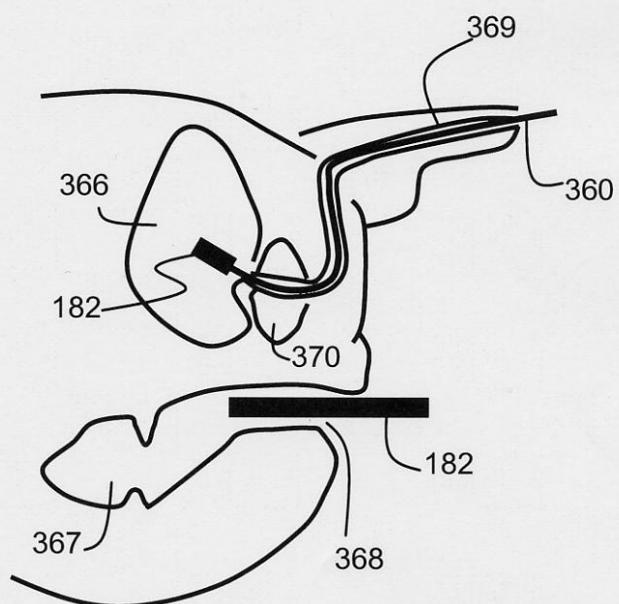


Fig. 19b



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IL2008/000871

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <b>A61B</b>		
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) <b>EPO-Internal</b>		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 023 637 A (LIU ZHONG QI [CN] ET AL) 8 February 2000 (2000-02-08) abstract column 1, line 16 - line 18 column 2, line 6 - line 31 column 3, line 15 - line 38 column 4, line 45 - column 5, line 5 column 6, line 67 - column 7, line 14 -----	1-6, 81-84
X	WO 2006/003658 A (REAL IMAGING LTD [IL]; ARNON BOAZ [IL]) 12 January 2006 (2006-01-12) page 2 - page 5 page 11 - page 12 -----	1-6, 81-84
A	US 2001/046316 A1 (MIYANO NAOKI [JP] ET AL) 29 November 2001 (2001-11-29) -----	1-6, 81-84
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
<p>* Special categories of cited documents :</p> <p>*'A' document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>*'E' earlier document but published on or after the International filing date</p> <p>*'L' document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>*'O' document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>*'P' document published prior to the International filing date but later than the priority date claimed</p> <p>*'T' later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>*'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</p> <p>*'Y' document of particular relevance; the claimed Invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>*&amp;* document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search  <b>12 November 2008</b>	Date of mailing of the International search report  <b>25/02/2009</b>	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer  <b>Koprinarov, Ivaylo</b>	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/IL2008/000871

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
  
  
2.  Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
  
  
3.  Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this International application, as follows:

**see additional sheet**

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
  
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
  
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
  
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**see annex**

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/IL2008/000871

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claim: 1 to 6 and 81 to 84

A method and apparatus for calculating a thermal path in a body  
---

2. claim: 7 to 14

A method and apparatus for determining an internal three-dimensional thermally distinguishable region  
---

3. claim: 15 to 29

A method and apparatus for determining a number of thermally distinguishable objects in the living body  
---

4. claim: 30 to 38

A system for thermospatial imaging of an anterior of a living body  
---

5. claim: 39 to 43

A method for thermographic imaging  
---

6. claim: 44

A method of monitoring a position of a medical device in a living body  
---

7. claim: 45 to 47

A medical device insertable into a living body  
---

8. claim: 48 to 51

An illumination device for a range imaging system  
---

9. claim: 52 to 68

A method and system of constructing a three-dimensional spatial representation of a body by using a pattern in the infrared range  
---

International Application No. PCT/IL2008/000871

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

10. claim: 69

A method of constructing a three-dimensional spatial representation of a body by using a series of spots  
---

11. claim: 70

A method for calibrating a range imaging system  
---

12. claim: 71 to 72

A method for calibrating a thermospatial imaging system  
---

13. claim: 73 to 80

A method and system of constructing a three-dimensional spatial representation of a body by using a different colors  
---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No  
PCT/IL2008/000871

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6023637	A	08-02-2000	NONE	
WO 2006003658	A	12-01-2006	CA 2573246 A1 CN 101040288 A EP 1766551 A2 JP 2008505684 T KR 20070061783 A	12-01-2006 19-09-2007 28-03-2007 28-02-2008 14-06-2007
US 2001046316	A1	29-11-2001	JP 3807721 B2 JP 2001312718 A	09-08-2006 09-11-2001

---

## フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,SK,T  
R),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,  
BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,K  
G,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT  
,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

F ターム(参考) 4C117 XB01 XB09 XB12 XD05 XD22 XD29 XE43 XE48 XG13 XG14  
XG39 XG40

专利名称(译)	用于热成像的方法，设备和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010531198A</a>	公开(公告)日	2010-09-24
申请号	JP2010514247	申请日	2008-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	真实成像有限公司		
申请(专利权)人(译)	现实影像有限公司		
[标]发明人	アルノンイスラエルボアズ		
发明人	アルノン, イスラエル ボアズ		
IPC分类号	A61B5/01		
CPC分类号	G01J5/0022 A61B5/015 G01J5/0025 G01J2005/0077 G01J2005/0081 G06K9/00 G06K9/3233 G06K2209/05		
FI分类号	A61B5/00.101.K		
F-TERM分类号	4C117/XB01 4C117/XB09 4C117/XB12 4C117/XD05 4C117/XD22 4C117/XD29 4C117/XE43 4C117/ /XE48 4C117/XG13 4C117/XG14 4C117/XG39 4C117/XG40		
代理人(译)	Kazehaya信明 浅野纪子		
优先权	60/929386 2007-06-25 US		
其他公开文献	JP2010531198A5 JP5773645B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

公开了一种确定活体内部三维热可区分区域的方法。该方法包括获得在活体的三维空间表示上定义的合成热空间图像，并且具有在多个图像元素中的三维空间表示的表面上网格排列的热数据，每个图像元素由强度值表示。网格。该方法还包括在网格上搜索由大致相似的强度值表示的至少一组图像元素。对于至少几组图像元素，该方法定义多个基因座，每个基因座与该组的至少一对图像元素相关联并且被定义为使得基因座的每个点与所述基因座的每个点具有相等的热距离。这对中的个别图片元素。多个基因座用于确定内部三维热可区分区域。

