

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-199057

(P2005-199057A)

(43) 公開日 平成17年7月28日(2005.7.28)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03	A 6 1 B 6/03 3 6 0 J	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/055	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	4 C 0 9 6
A 6 1 B 6/00	A 6 1 B 6/00 3 5 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	A 6 1 B 5/05 3 8 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-366148 (P2004-366148)  
 (22) 出願日 平成16年12月17日 (2004.12.17)  
 (31) 優先権主張番号 10/739,546  
 (32) 優先日 平成15年12月18日 (2003.12.18)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ  
 GENERAL ELECTRIC CO  
 MPANY  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタデイ、リバーロード、1番  
 (74) 代理人 100093908  
 弁理士 松本 研一  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

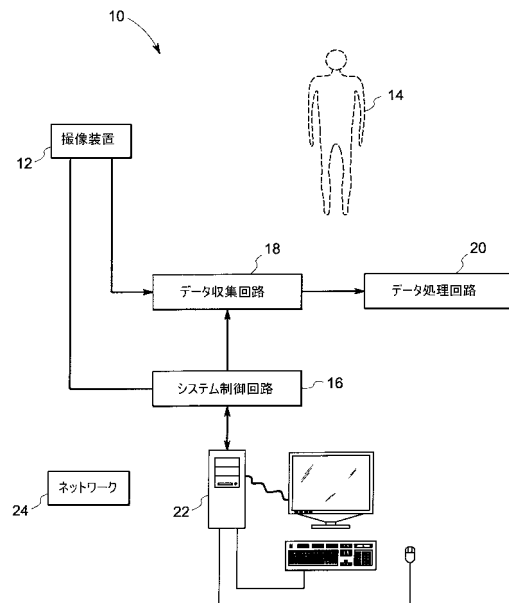
(54) 【発明の名称】 肺画像データの位置合わせのための方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 領域、特に異なる時点で撮られた種々の画像の肺の胸膜領域を位置合わせすることによって肺画像の特徴を分析する。

【解決手段】 画像データを位置合わせするための技法は、複数の画素を表す画像データを含む複数の画像データセットにアクセスする段階を含む。次に、肺胸膜関心領域(68)が、各データセットの画像データ内でセグメント化される。複数の画素の対応関係は、画像データセット間のセグメント化された関心領域内で識別される。複数の画素の対応関係は、次に、肺胸膜関心領域(68)が複数の画像データセット間の位置合わせされた位置合わせ画像データセットを作成するために、データセット間のセグメント化された関心領域内で位置合わせされる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

画像データを位置合わせするための方法であって、  
 複数の画素を表す画像データを含む複数の画像データセットにアクセスする段階と、  
 各データセットの前記画像データ内の肺胸膜関心領域をセグメント化する段階と、  
 前記画像データセット間で前記セグメント化された関心領域内の複数の画像の対応関係を識別する段階と、

前記肺胸膜関心領域が前記複数の画像データセット間で位置合わせされた位置合わせ画像データセットを生成するために、前記セグメント化された関心領域内で前記画像データセット間の前記複数の画素の対応関係を整列する段階と、  
 を含む方法。

10

## 【請求項 2】

前記画像データは、コンピュータ断層撮影 (CT) システム、磁気共鳴イメージング (MRI) システム、トモシンセシスシステム、及び X 線デバイスから成るグループから選択された画像収集デバイスにより収集されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記画像データは、前記肺胸膜関心領域 (68) 内の組織を表すデータを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 4】

前記肺胸膜関心領域 (68) は、前記肺胸膜関心領域 (68) の周辺境界を参照して各画像データセットにおいてセグメント化されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

20

## 【請求項 5】

複数の画素の対応関係を識別する段階は、アフィン反復最近傍点技法を使用する段階を含む請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 6】

前記複数の画素の対応関係を整列する段階は、前記関心領域内の画素を位置合わせする段階を含む請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 7】

前記画素は、前記肺胸膜関心領域 (68) の周囲の境界の近傍で位置合わせされることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

30

## 【請求項 8】

前記複数の画素の対応関係を整列する段階は、前記画像データセットの薄板スプラインモデル変換を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 9】

前記複数の画素の対応関係を整列する段階は、前記画像データセット間で前記関心領域内の関心特徴 (70) を整列する段階を含む請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 10】

前記複数の画素の対応関係を位置合わせする段階は、前記画像データセット間で前記関心特徴 (70) の位置を再配置する段階を更に含む請求項 9 に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

40

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、一般に、医用イメージングの分野に関する。更に具体的には、本発明は、領域、特に異なる時点で撮られた種々の画像の肺胸膜領域を位置合わせすることによって肺画像の特徴を分析するための技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

医用イメージング技術、特に病気の診断及び治療において多くの用途が存在する。医用イメージング分野では、更に、様々な組織及び生体組織の撮像に特に適合される画像収集並びに処理プロトコルの多くのイメージング診断装置及び種類が存在する。一般に、診断

50

装置は、結果として得られる画像で見ることができるとされる関心組織及び状態の種類に応じて選択されることになる。これらの技術の各々は、特に診断及び治療のための信頼できる基準としての機能を果たす、鮮明で有益な画像を取得するために特有の問題を抱えている。

#### 【0003】

医用イメージングの特に困難な用途は、肺イメージングの分野である。幾つかの病態が肺に影響を及ぼし、これらの初期の検出、監視、及び治療が患者の健康にとって重要である。肺イメージングのための従来の技術には、X線イメージング、コンピュータ断層撮影（CT）イメージング、磁気共鳴イメージング（MRI）、及びX線トモシンセシスが含まれる。これらの診断装置の各々は、優れた画像を提供するが、異なる画像の比較を可能にするような許容できるコントラスト及び分解能を提供する点において問題が生じる場合がある。すなわち、肺の胸膜領域は、周囲の構造よりも低いコントラストをもたらす空気及び組織から主に構成されるので、胸膜領域の内部の特徴は、再構成された画像で観察することが困難である。従って、比較が更に不確かなものとなる。

10

#### 【0004】

画像比較は、時間の経過による関心特徴の差異を比較するために幾つかの関連において所望される。例えば、同じ患者の複数の画像を比較すると、肺の胸膜領域にある腫瘍或いは病変の出現又は消失、或いはそのような組織の成長又は縮小を最も良好に監視することができる。従来、フィルムベースの画像を熟練の技師又は放射線専門医に表示し、彼らは撮像された構造間の変化についての推測を展開させるために各画像を頭の中で想起しながら画像間を移動する。一般には効率的であるが、このような方法は自動化できず、従って時間がかかり、個人間で効率が有意にばらつく傾向がある。

20

#### 【0005】

肺の胸膜領域の場合には、特に、画像及び生体組織の他の種類に適用可能な整列又は位置合わせ技術を適用することが困難であるか、或いは不可能である。特に、骨又は肺胸郭の整列に有益な位置合わせ技術は、特に隔膜近くの肋骨の動きよりも比較的大きな肺の動きなどにより、はるかに低密度の肺胸膜領域を位置合わせするには信頼性が不足する。従って、肺イメージングのための、特に異なる時点で撮られる画像などの異なる画像の整列又は位置合わせのための改良された方法に対する必要性が存在する。現在、肺の胸膜領域及び胸膜領域の目に見える関心特徴の画像の位置合わせを可能にする技術に対しての必要性が特にあるが、これは胸膜領域を構成する組織の性質により、従来手法を容易に適用することができない場合がある。

30

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

本発明は、このような必要性に対応するよう設計された肺胸膜領域の画像を処理し位置合わせするための技術を提供する。この技術は、比較の目的のために比較的短い時間又は非常に長い時間にわたって撮られた画像に対して使用することができる。更にこの技術は、種々のイメージング診断装置、特にX線、CT、トモシンセシス、及び患者の胸部画像を生成するのに通常使用される他のシステムからの画像に対して使用するのに適する。更に、この技術は、X線イメージング診断装置で取得されるような投影画像、CT及びトモシンセシス診断装置で生成されるようなスライスタイプの画像を比較し対比させるために用いることができ、更に単一の画像又は複数の画像（すなわちボリューム）の位置合わせに用途を見出すことができる。

40

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0007】

本技法の1つの態様によると、画像データを位置合わせするための技法が提供される。この技法は、肺画像データを含む複数の画像データセットにアクセスする段階を含む。画像データは複数の画素を含む。次に、肺胸膜領域が各データセットの画像データ内でセグメント化される。セグメント化された領域から、複数の画素の対応関係が画像データセッ

50

ト間の領域内で識別される。次に、複数の画素の対応関係が、位置合わせ画像データセットを作成するためにデータセット間のセグメント化された領域内で位置合わせされ、肺胸膜領域が複数の画像データセット間で位置合わせされる。

#### 【0008】

本技法の別の態様によると、肺画像データを位置合わせするためのイメージングシステムが提供される。このシステムは、関心のある被検体を透過する複数の位置からのX線ビームを投影するように構成されたX線源と、X線ビームに対応する複数の信号を発生するように構成された検出器とを含む。更にこのシステムは、肺画像データを生成するために複数の信号を処理するよう構成されたプロセッサを含み、ここで肺画像データは複数の画素を表す。プロセッサは更に、画像データを含む複数の画像データセットにアクセスし、各データセットの画像データ内で関心のある肺胸膜領域をセグメント化し、関心のあるセグメント化された領域内で画像データセット間の複数の画素の対応関係を識別し、関心のあるセグメント化された領域内で画像データセット間の複数の画素の対応関係を整理して、肺胸膜関心領域が複数の画像データセット間で位置合わせされた位置合わせ画像データセットを作成するように構成される。

10

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0009】

上述並びに本発明の他の利点及び特徴は、以下の詳細な説明を読み図面を参照すれば明らかになるであろう。

#### 【0010】

上述のように、肺胸膜領域画像を位置合わせするための本技法は、種々のイメージング診断装置及び画像形式に応用することができる。図1は、種々のイメージング診断装置を表すイメージングシステム10の概要である。システム10は、本技法に従って位置合わせのための画像を生成するのに用いることができる。イメージングシステム10は、一般に、信号を検出して該信号を有用なデータに変換する、ある形式の撮像装置12を含む。以下に更に詳しく説明されるように、撮像装置12は、画像データを生成するための種々の物理的原理に従って動作することができる。しかしながら、一般には、患者14の関心領域、特に周囲並びに組織を含む肺胸膜領域を示す画像データが、写真フィルムなどの従来のサポート或いはデジタル媒体に撮像装置によって生成される。

20

#### 【0011】

撮像装置12は、システム制御回路16の制御下で動作する。システム制御回路は、放射源制御回路、タイミング回路、データ収集を患者又はテーブルの移動と共に協働させる回路、放射線又は他の線源の位置及び検出器の位置を制御するための回路など、広範な回路を含むことができる。撮像装置12は、画像データ又は信号の収集に続いて、デジタル値への変換などの信号を処理することができる。更に画像データをデータ収集回路18に転送する。写真フィルムのようなアナログ媒体の場合、データ収集システムは一般に、フィルム用のサポート、並びにフィルムを現像して後でデジタル化することができるハードコピーを作成するための装置を含むことができる。デジタルシステムでは、データ収集回路18は、デジタルダイナミックレンジの調整、データの平滑化又は鮮鋭化、並びに所望の場合、データストリーム及びファイルの編集などの広範な初期処理機能を実行することができる。次にデータは、付加的な処理及び分析が行なわれるデータ処理回路20に転送される。写真フィルムのような従来の媒体では、データ処理システムは、フィルムに文字情報を加え、幾つかの注釈又は患者識別情報を添付することができる。利用可能な種々のデジタルイメージングシステムでは、データ処理回路20は、データの実質的な分析、データの順序付け、鮮鋭化、平滑化、特徴認識などを行なうことができる。

30

40

#### 【0012】

本明細書では幾つかの形式のX線ベースのイメージング診断装置を参照しており、本技法はこのような診断装置での使用に特に好適であるが、他の診断装置の画像もまた、本発明の位置合わせ方法の恩恵を受けることができる点に留意されたい。更に、フィルムベースのX線システムでも、以下に説明されるように整理又は位置合わせ可能な画像を生成す

50

ることができるが、一般に、上述のような処理及び分析をすることができるデジタルデータファイルを取得するために、結果として得られたフィルム画像のデジタル化（例えばスキヤニング）の後になる。

#### 【0013】

最終的に、画像データは、観察及び分析のためにある形式のオペレータインターフェース22に転送される。観察前の画像データに対して操作を行なうことができる場合には、オペレータインターフェース22は、収集された画像データに基づいて再構成された画像を観察するのにある時点では有用である。写真フィルムの場合には、放射線専門医及び担当医師が画像シーケンスの読影及び注釈付けをより容易に行い得るように、画像はライトボックス又は類似のディスプレイ上に通常貼り付けられる点に留意されたい。また画像は、一般に医用画像保管管理システム（PACS）などのインターフェース22内に含まれるべきものとして考えられる提示目的のために、短期或いは長期記憶デバイス内に格納することもできる。また画像データは、ネットワーク24を介してなどのように、遠隔位置に転送することができる。一般的な観点から見ると、オペレータインターフェース22は、通常はシステム制御回路16とのインターフェースを介してイメージングシステムの制御を提供する点に留意されたい。更に、1つより多いオペレータインターフェース22を備えることができる点にも留意されたい。従って、イメージングスキャナー又は端末は、画像データ収集手順に必要なパラメータ調整を可能にするインターフェースを含むことができ、結果として得られる再構成画像の処理、強調、及び観察のために、別のオペレータインターフェースを備えることができる。

10

20

#### 【0014】

図2は、画像データを収集し処理するためのイメージングシステム26の具体的な診断装置を概略的に示している。図示された実施形態において、システム26は、元の画像データを収集すること、及び本技法に従って表示及び分析のための画像データを処理することの両方の目的で設計されたコンピュータ断層撮影（CT）システムである。図2に示された実施形態において、イメージングシステム26は、コリメーター30に隣接して位置付けられたX線放射源28を含む。この例示的な実施形態において、X線放射源28の線源は一般にX線管である。

#### 【0015】

コリメーター30によって、放射の流れ32が、患者14などの対象物が配置されている領域を透過可能となる。放射の一部34が被検体14及びその周囲を透過し、全体が参照符号36で表される検出器アレイに衝突する。アレイの検出器素子は、入射X線ビームの強度を表す電気信号を生成する。これらの信号は収集及び処理されて、被検体14内の特徴画像を再構成する。

30

#### 【0016】

線源28は、CT検査シーケンスのための電力及び制御信号の両方を供給するシステムコントローラ38によって制御される。更に検出器36は、システムコントローラ38に結合され、該システムコントローラ38が検出器36内に発生した信号の収集を命令する。また、システムコントローラ38は、ダイナミックレンジの初期調整、デジタル画像データのインターリーピングなどの種々の信号処理及びフィルタ機能を実行することができる。一般に、システムコントローラ38は、検査プロトコルを実行し、収集されたデータを処理するようにイメージングシステムの動作を命令する。本明細書では、システムコントローラ38はまた、通常は汎用又は特定用途向けデジタルコンピュータに基づく信号処理回路、コンピュータによって実行されるプログラム及びルーチン並びに構成パラメータ及び画像データを記憶するための関連メモリ回路、インターフェース回路などを含む。

40

#### 【0017】

図2に示された実施形態において、システムコントローラ38は、回転サブシステム40と線形位置決めサブシステム42とに結合される。回転サブシステム40は、X線源28、コリメーター30、及び検出器36が被検体14の周りで1回又は複数回回転するのを可能にする。回転サブシステム40はガントリを含むことができる点に留意されたい。

50

従って、システムコントローラ 38 は、ガントリを動作するために利用することができる。線形位置決めサブシステム 42 は、被検体 14、又はより具体的にはテーブルが直線上を移動することを可能にする。従って、被検体 14 の特定のエリアの画像を生成するためにテーブルをガントリ内で直線的に移動させることができる。

【0018】

更に、当業者には理解されるように、放射源は、システムコントローラ 38 内に配置された X 線コントローラ 44 によって制御することができる。特に、X 線コントローラ 44 は、X 線源 28 に電力及びタイミング信号を供給するよう構成される。モータコントローラ 46 を用いて、回転サブシステム 40 と線形位置決めサブシステム 42 の移動を制御することができる。

10

【0019】

更に、システムコントローラ 38 はまた、データ収集システム 48 を含むものとして示されている。この例示的な実施形態において、検出器 36 がシステムコントローラ 38 に結合され、更に具体的には、データ収集システム 48 に結合される。データ収集システム 48 は、検出器 36 の読み取り電子回路によって収集されたデータを受け取る。データ収集システム 48 は、一般に、検出器 36 からサンプリングされたアナログ信号を受け取り、そのデータをプロセッサ 50 による後続の処理のためにデジタル信号に変換する。

【0020】

プロセッサ 50 は、一般に、システムコントローラ 38 に結合される。データ収集システム 48 によって収集されたデータは、プロセッサ 50、及び更にメモリ 52 に送信することができる。例示的なシステム 26 は大量のデータを格納するための任意の形式のメモリを利用できる点を理解されたい。更に、メモリ 52 は、この収集システムに配置することができる、又はデータ、処理パラメータ、及び以下に説明されるルーチンを記憶するための遠隔の構成要素を含むことができる。またプロセッサ 50 は、キーボード及び他の入力デバイスを通常備えるオペレータワークステーション 54 によって、オペレータからのコマンド及びスキニングパラメータを受け取るように構成される。オペレータは入力デバイスによってシステム 26 を制御することができる。従って、オペレータはプロセッサ 50 からの再構成画像及びシステムに関連する他のデータを観察し、撮像を開始する、などを行なうことができる。

20

【0021】

オペレータワークステーション 54 に結合されたディスプレイ 56 は、再構成された画像の観察及び撮像制御のために利用することができる。更に、スキャンされた画像はまた、オペレータワークステーション 54 に結合可能なプリンタ 58 によって印刷することもできる。ディスプレイ 56 及びプリンタ 58 はまた、直接或いはオペレータワークステーション 54 を介したいずれかによりプロセッサ 50 に接続することができる。更にオペレータワークステーション 54 はまた、医用画像保管管理システム (PACS) 60 に結合することができる。PACS 60 は、遠隔システム 62、放射線医学情報システム (RIS)、病院情報システム (HIS)、或いは内部又は外部ネットワークに結合ことができ、その結果、別の場所にいる他者が画像及び画像データにアクセスすることができるようになる点に留意されたい。

30

【0022】

更に、プロセッサ 50 及びオペレータワークステーション 54 は、標準又は専用コンピュータモニター及び関連する処理回路を含むことができる、他の出力デバイスに結合してもよい点に留意されたい。1つ又はそれ以上のオペレータワークステーション 54 は更に、システムパラメータを出力し、検査を要求し、画像を表示するなどのためのシステム内でリンクすることができる。一般に、システム内に供給されるディスプレイ、プリンタ、ワークステーション、及び類似のデバイスは、データ収集構成要素に構内接続ことができ、或いは、インターネット、仮想私設ネットワークなどの 1つ又はそれ以上の構成可能なネットワークを介して画像収集システムにリンクされた、研究機関又は病院内の他の任意の場所、或いは全く別の場所のような、これらの構成要素から遠隔接続であってもよ

40

50

い。

【0023】

図2のシステムは、単に例示的なシステムとして本明細書で説明されていることに留意されたい。勿論、以下に説明されるように、位置合わせすることができる肺画像を生成するための他のシステム構成及び動作原理を想定することもできる。

【0024】

図3は、図1に示される形式のイメージングシステム10によって収集された関心のある被検体の肺胸膜領域のデジタルX線画像の概略図であり、この場合、これはX線システム投影画像、或いはトモシンセシスシステム再構成スライスである。図1に関して、システム10は、画像データを収集してこれを処理し、画像データの付加的な処理及び分析が行なわれるデータ処理回路20に転送する。画像は、通常、異常の存在、又は1つ又はそれ以上の医学的病変の兆候、或いはより一般的には、関心のある特定の特徴又は構造に関して分析される。本技法の特定の実施形態において、画像データは関心のある肺胸膜領域内の組織を表す。

10

【0025】

再び図3を参照すると、参照符号66及び67は、患者14の左肺と右肺を表す。肺胸膜領域は、参照符号68によって示され、参照符号70は、患者14の肺胸膜領域68にある異常又は病変などの関心特徴の位置を表す。参照符号72及び74は、別々の時間又はより早い時間 $T(N-1)$ 及び $T(N-2)$ でそれぞれ収集されて生成された患者14の肺胸膜画像を示す。別々の時間に生成された患者14のより早く収集された画像は、時間の経過による異常の進行を分析するために内科医などの臨床医による画像の比較を可能にする。当業者によって理解されるように、図3に示される肺胸膜領域は、説明の目的に過ぎず、例えば心臓、結腸、四肢、乳房、又は脳などのイメージングシステム10による他の種類の画像の撮像を制限することを意味するものではない。

20

【0026】

図3に示される種類の画像は、肺胸膜領域の位置合わせにおいて特定の問題を提起する。当業者によって理解されるように、X線ベースの技術は、フィルム又はデジタル検出器に衝突する異なる数又は強度の光子をもたらす被検体の種々の組織の減弱又は吸収によるものである。これらの種々の強度に応じて、結果として得られる画像データが、再構成画像において種々の空間的位置で受信された放射の対応する強度を符号化することになる。従って強度は、図3に示されるように組み合わせられたときに全体的に有益な画像を定義するように画像要素又は画素のコントラストをもたらす。しかしながら、肺胸膜領域に見られる種類の組織は、従来の位置合わせ技術が適用できる程十分に高いコントラストを通常は提供しない。これは、主に、ほぼ空気で充填されている組織がはるかに低密度の性質であるためである。以下に詳しく説明されるように、本技法は、肺胸膜領域の画像の位置合わせ及び比較を可能にする、このような画像データの分析に対する効率的な方法を提供する。

30

【0027】

図4は、図2に示される形式のCTシステム26によって、図3に示される関心特徴の位置70で撮られた患者の断面画像スライスである。参照符号72及び74は、別々の又はより早い時間 $T(N-1)$ 及び $T(N-2)$ にそれぞれ収集及び生成された患者14の肺胸膜画像を表す。当業者によって理解されるように、従来の投影X線技術とは異なる方法で動作する場合、CTシステムは被検体を横断する放射から生じるデータの収集に依存する。種々の再構成技術は、デジタル検出器の特定の画素位置でビーム減衰を引き起こす構造のスライス又はボリュームでの位置の識別を可能にする。従って、ここでも同様に、肺胸膜領域は、これらの領域の低密度組織によってもたらされる比較的低いコントラストに起因して、異なる時点で撮られた画像間での分析、位置合わせ、及び比較を行なうことが困難である。更に、当業者によって理解されるように、特に、他の種類の画像及び生体組織に比べて肺画像位置合わせの場合には、画素の対応関係の識別及び整列は、一般に複雑である。しかしながら、本技法は、セグメント化された肺画像データにおいて識別可能

40

50

な組織を参照することにより、この問題に対する有効な解決策を提案する。

【0028】

図5は、時間T1で収集された図4に示される肺組織の左肺66と右肺67の肺胸膜領域のセグメント化された関心領域を表す概略図である。本技法の特定の実施形態において、関心のある肺胸膜領域は、関心のある肺胸膜領域の周囲境界を参照することによりセグメント化される。本技法の実施形態によれば、セグメント化技法は、関心のある肺胸膜領域の周囲の境界を識別するのに用いられる。特に、本技法のセグメント化技法は、画像データから胸膜空間の境界を自動的に識別する。本明細書で使用される用語「境界」は、スライス平面或いは胸膜空間のボリューム全体をカバーする3次元(3D)表面内の2次元(2D)輪郭のセットを意味する。抽出された境界は、肺胸膜領域に対するコンピュータ支援検出(CAD)技法の適用を可能にするために後で使用される。

10

【0029】

当業者であれば理解されるように、肺胸膜領域の周囲の境界を識別するために、任意の好適なセグメント化技法を用いることができる。このような技法は、一般に、領域の限界を定義するために、コントラスト、勾配、及び他の分析画像特性によって識別される組織を探索する。幾つかの技法は、シードポイント、線、図形、又は構造から始めて、ある一定の数値的な限界(例えばコントラスト、強度、勾配など、或いはこのような画像パラメータから導かれた値)に達するまで候補境界を内方又は外方に数値的に拡張することができる。次に、境界を定義する画素又はボクセルが位置で示され、この場合のような肺の胸膜領域の境界付けられた領域を更に処理することが可能になる。

20

【0030】

特に、当業者により理解されるように、例えば、反復強度勾配しきい値化、K平均セグメント化、エッジ検出、エッジ連結、曲線の当てはめ、曲線平滑化、2次元及び3次元の形態的フィルタリング、領域拡張、ファジィ・クラスタ化、画像/ボリューム測定、経験則、知識ベース則、判断樹、神経ネットワークなどの、セグメント化の種々の他の形式又は特定の形式を本技法の実施形態に適用することができる。更にセグメント化の前に、画像データは、ボックスカー技術による画像データの平滑化の場合などのように、セグメント化のための画像データを良好に作成するよう処理して、該画像を雑音に対してより堅牢で影響されなくすることができる。

【0031】

図6は、異なる時間T2で収集された同じ患者の左肺66と右肺67の胸膜領域のセグメント化された関心領域を表す概略図である。以下に述べるように、関心のある特徴の大きさ70は、時間の経過と共に増大し、画像の有益な比較の可能性を提供する。従来の撮像においては、このような比較は、画像を別々に観察し、画像間の変化又は差異の頭の中での概念化を発展させることによって行なわれていた。以下に説明されるように、本技法においては、胸膜領域は、手動、半自動、又は全自動のいずれかの画像分析手法において、このような比較及び分析を容易にするために互いに位置合わせされる。

30

【0032】

図5及び図6に示されるように、左肺66及び右肺67のそれぞれのセグメント化された肺胸膜画像は、同じ撮像診断装置による異なる時間設定又は異なるセッションで収集された同じ患者の肺画像を表している。異なる時間設定で取得された画像は、現在の画像と医師による履歴画像との比較、或いはより一般的には2つの異なる画像の比較を可能にする。特に、時間の経過と共に収集された画像の分析によって、医師は、異なる時間設定で収集された患者の画像を比較して位置合わせすることができ、ここで画像データの収集は、患者の動き、画像の拡大率によって生じる変化、或いは観察中の患者の生理機能によって生じる変化の影響を受けやすい。臨床設定における特定の関心には、新しい特徴(例えば潜在的な状態又は病態を示す)の存在の有無、又はこのような特徴の進行又は成長、或いは治療の結果などによるこのような特徴の後退がある。

40

【0033】

図7は、異なる時点で収集された図5及び図6に示された患者の左肺66の胸膜領域を

50

重ね合わせたデジタル合成画像を表す概略図である。この例示的な実施形態において、画素は、肺胸膜関心領域の周辺境界を参照して位置合わせされる。参照符号76は、異なる時点で収集された患者の左肺を含む境界領域間の画素の対応関係を表す。次いで、左肺66を含む境界領域間の関心領域内の画素の対応関係76は、位置合わせされた画像データセットを生成するために整列される。本技法による位置合わせされた画像データセットの生成は、以下に更に詳細に説明する。

#### 【0034】

図8は、本技法の実施形態による画像データを位置合わせするための例示的なステップを示すフローチャートである。ステップ80で、複数の画素を表す画像データを含む複数の画像データセットにアクセスする。本技法の特定の実施形態において、画像データは、患者の肺胸膜領域内の組織を表す。ステップ82で、各データセットの画像データ内の肺胸膜関心領域をセグメント化する。本技法の特定の実施形態によれば、肺胸膜関心領域は、図5で説明されたような技法を使用して、肺胸膜関心領域の周辺境界を参照して各画像データセットにおいてセグメント化される。しかしながら、本技法の実施形態はまた、分離された気道、分岐構造、血管、又は肺葉の境界を参照して肺胸膜関心領域をセグメント化するのにも使用することができる。上記に説明されたように、任意の適切なセグメント化方法を胸膜領域周辺境界の識別に用いることができる。

10

#### 【0035】

ステップ84で、複数の画素の対応関係を画像データセット間の関心領域内で識別する。特定の実施形態において、複数の画素の対応関係の識別は、アフィン反復最近傍点位置合わせ(AICP)による位置合わせ技術を使用する段階を含む。当業者には理解されるように、AICP位置合わせ技術は、一般に、変換パラメータのセットを使用して画素を位置合わせする段階を含む。次に、AICP技術は、画像データセット間の複数の画素の対応関係を求め、一致した画素の対応関係のセットを得る。次いで、データセット間の画素の対応関係のセットを補間又は近似する変換を行なう。本明細書で使用される用語「画素の対応関係」は、撮像される関心特徴又は対象物上の同一の位置を参照する各画像データセットからの1つの画像データセットの2つの位置の関連性を意味する。更に本技法では、対応関係は、セグメント化された画像データセットから識別される。

20

#### 【0036】

再び図8を参照すると、ステップ86で、複数の画素の対応関係が、位置合わせデータセットを生成するために関心領域に対して画像データセット間で整列され、ここで肺胸膜関心領域は複数の画像データセット間で位置合わせされる。本技法の実施形態によれば、複数の画素の対応関係を整列する段階は、関心領域内で画素を位置合わせする段階を含み、画素は、画像データセットの薄板スプラインモデル変換を使用して、肺胸膜関心領域の周辺境界の周りで位置合わせされる。更に本技法によれば、複数の画素の対応関係を整列する段階は、画像データセット間で関心領域内の病変又は腫瘍などの関心特徴を整列する段階を含む。画像データセットの薄板スプラインモデル変換は、肺胸膜領域の境界の周りなどのように、画素の位置合わせに基づいて関心特徴の変形を行なう。上記で検討されたように、時間の経過における肺画像の比較は、肺領域の比較的拡散する組織の出現に起因して複雑である。上述の整列技術は、肺胸膜領域内の画素の対応関係と関心特徴の比較を可能にする。更に、上記の技術は、上述のAICP技術を使用して取得された画素の対応関係間のエラーを低減する。

30

40

#### 【0037】

当業者によって理解されるように、薄板スプラインモデル変換技術は、その結果として変形変換が画像データセット間の位置合わせを定義する最小のエネルギー状態を定める段階を含む。次に、位置合わせされたデータセットを、分析のために医師に表示する。既に検討されたように、一般に、内科医又は放射線専門医などの臨床医は、位置合わせされた画像を分析し、画像内で異常などの診断上有意な特徴の成長又は該成長の方向を検出することができる。

#### 【0038】

50

上記に示された実施形態は、病態などの種々の状態の検出及び診断において使用するための画像データを位置合わせする技術を説明している。位置合わせされると、画像は、上述のように別々に或いは合わせて表示することができる。更に、胸膜領域に存在する特徴又は組織の自動又は半自動分類、或いはこのような特徴の特性の計算といった種々の追加の分析を行なうことができる。これらの計算は、2次元及び3次元の両方において、時間的に別個の画像の対応する特徴の大きさの成長又は縮小の分析を含むことができる。

#### 【0039】

本技法は、対応関係が識別されなかった領域又は構造を含む、複数の処理画像からのセグメント化された胸膜領域全体の位置合わせを可能にする点に留意されたい。従って、画素の対応関係の整列はまた、画像データセット間の関心特徴の位置を再配置する段階を含む。すなわち、病変又は成長などのような特徴が1つの画像内で確認できる場合には、同じ関心特徴又は位置を、その構造があまり明らかでない第2の画像に自動的に「再配置」することができる。この「再配置」又は「再定義」は、医師がデータセットを検査するときに、例えば、画像にマーカー又は指標を付けることによって医師に提示することができる。また1つの画像からの所見リストと共に提示される画像を通じて、医師をナビゲートすることができ、医師が項目を選択すると、他の画像上での特定の「再配置」された領域が表示される。

10

#### 【0040】

図示された実施形態において説明された位置合わせ技術は、計算上効率が良く、肺の胸膜領域の画像の良好な整列及び位置合わせを提供する。更にこの技術はまた、例えば、磁気共鳴イメージング(MRI)スキャナー、超音波スキャナー、トモシンセシスシステム、及びX線デバイスなどのCT以外の診断装置を用いて収集される画像に適用することができる。本技法の別の利点は、最後の薄板スプライン位置合わせが、対応関係をベースとする構造に加えて、病変及び成長などの内部構造の整列を結果的にもたらす点である。

20

#### 【0041】

上記に示された実施形態は、論理機能を実装するための実行可能命令のリスティングを含む。リスティングは、命令を読み出し、処理し、且つ実行することができるコンピュータベースのシステムによって、又はこれに接続して使用するための任意のコンピュータ可読媒体において具現化することができる。或いは、この処理の一部又は全てを、未処理或いは部分的に処理された画像データに基づく付加的な計算資源によって遠隔位置で実行することができる。

30

#### 【0042】

本技法の関連において、コンピュータ可読媒体は、命令を包含、記憶、伝達、伝播、送信、或いは移送することのできる任意の手段である。コンピュータ可読媒体は、電子、磁気、光学、電磁気、又は赤外線システム、装置、或いはデバイスとすることができる。コンピュータ可読媒体の例証であり網羅的ではないリストは、1つ又はそれ以上の電線を有する電気接続(電子)、ポータブルコンピュータディスク(磁気)、ランダムアクセスメモリ(RAM)(磁気)、読出し専用メモリ(ROM)(磁気)、消去可能プログラム可能読出し専用メモリ(EPROM又はフラッシュメモリ)(磁気)、光ファイバー(光)、及びポータブルコンパクトディスク読出し専用メモリ(CDROM)(光)を含むことができる。コンピュータ可読媒体は、命令が印刷される紙或いは別の適切な媒体を含むことができる点に留意されたい。例えば、命令は、紙又は他の媒体の光学スキャニングによって電子的に取り込み、次にコンパイルし、解釈するか、或いは必要であれば適切な方法で他の処理をすることができ、次いでコンピュータメモリ内に記憶することができる。

40

#### 【0043】

本発明は種々の修正及び別の形態も可能であるが、特定の実施形態を各図面の実施例を用いて示し、且つ本明細書で詳細に説明してきた。しかしながら、本発明は、開示された特定の形態に限定されることを意図するものではない点を理解されたい。逆に、本発明は、添付の請求項によって定義される本発明の精神及び範囲内に含まれる全ての修正形態、

50

均等物、及び代替物を包含すべきである。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】本技法に従って位置合わせのための肺画像を生成するのに使用される医学診断用イメージングシステムの形態での例示的な画像データ生成システムの幾つかの機能的な構成要素を表す全体概略図。

【図2】肺領域位置合わせのための本技法の1つの実施形態に従って処理された画像を生成するのに使用するCTイメージングシステムの形態での例示的なイメージングシステムの概略図。

【図3】X線システムからのような投影画像の場合において図1に示される形式のイメージングシステムによって収集された関心のある被検体の肺胸膜領域のデジタルX線画像を表す概略図。

10

【図4】図2に示される形式のCTシステムによって図3に示される関心特徴の位置で撮られた患者の断面画像スライス。

【図5】第1の時間T1で収集された図4に示される画像で見ることのできる左右の肺の胸膜領域のセグメント化された関心領域を表す概略図。

【図6】異なる時間T2で収集された同じ患者の画像で見ることのできる左右の肺の胸膜領域のセグメント化された関心領域を表す概略図。

【図7】異なる時点で収集された図5及び図6に示される患者の左肺の胸膜領域の重なりデジタル合成画像を表す概略図。

20

【図8】前図に示された種類の画像の比較を可能にする本技法の実施形態に従って画像データを位置合わせするための例示的なステップを示すフローチャート。

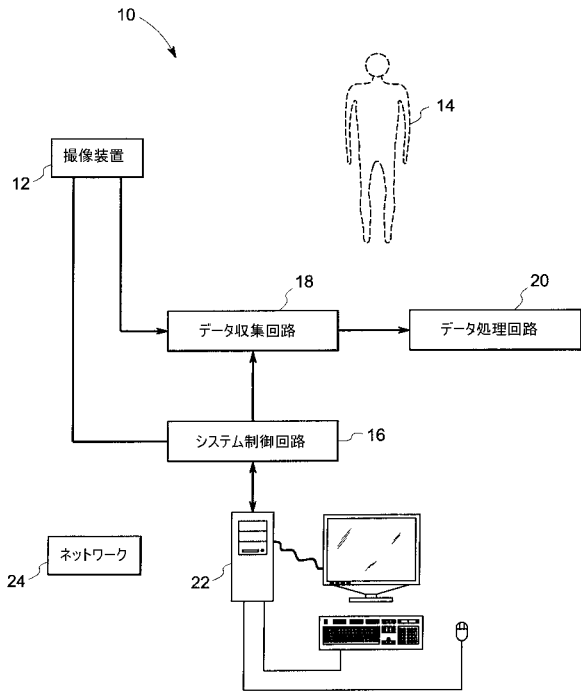
【符号の説明】

【0045】

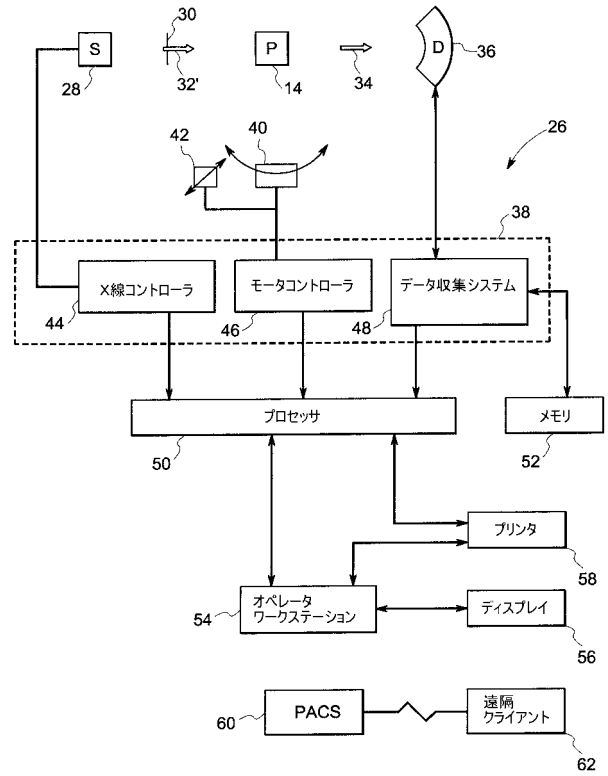
- 10 イメージングシステム
- 12 撮像装置
- 14 患者
- 16 システム制御回路
- 18 データ収集回路
- 20 データ処理回路
- 22 オペレータインターフェース
- 24 ネットワーク

30

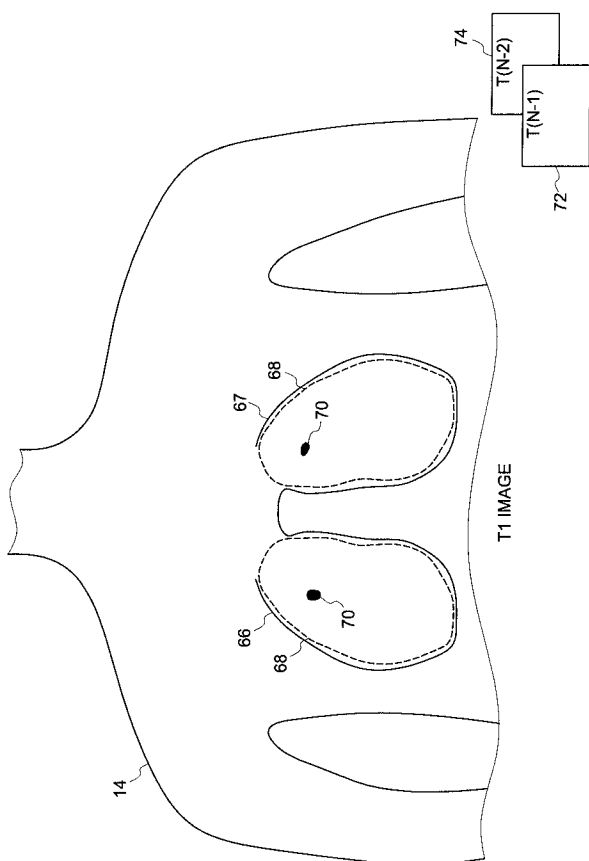
【図1】



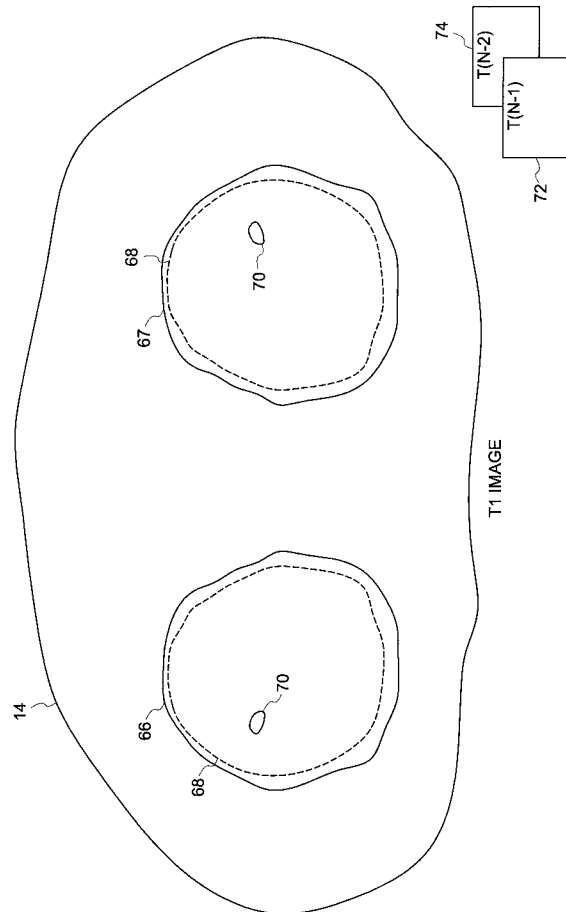
【図2】



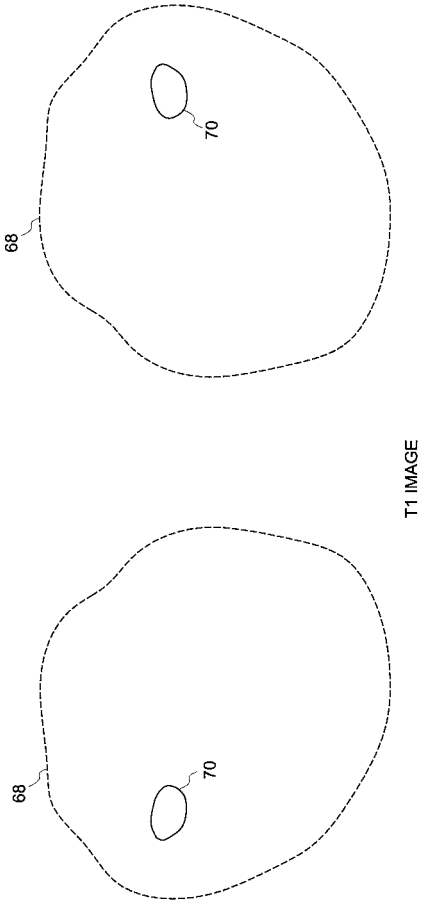
【図3】



【図4】

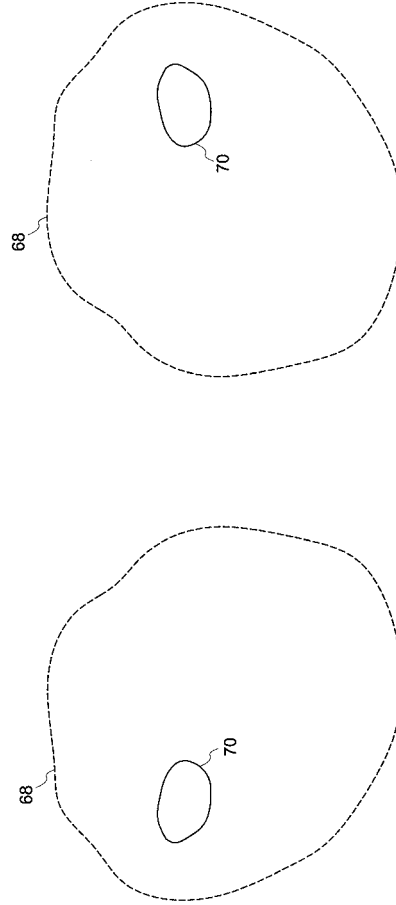


【 図 5 】



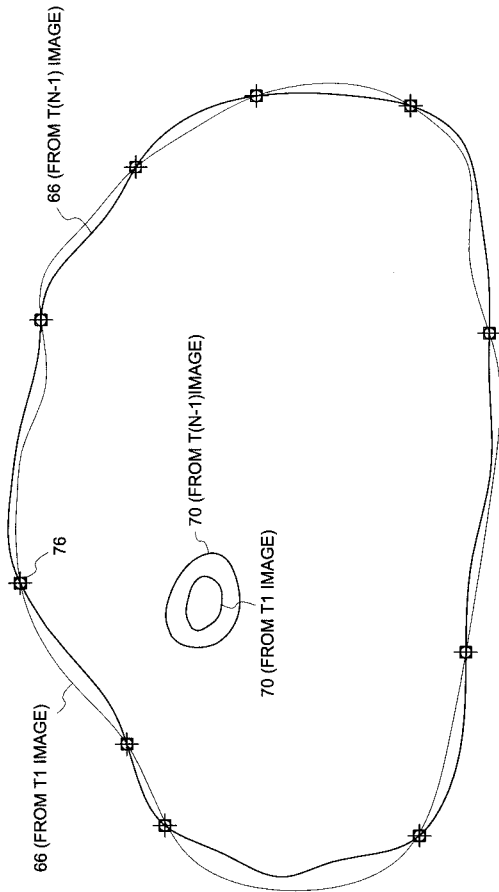
T1 IMAGE

【 図 6 】

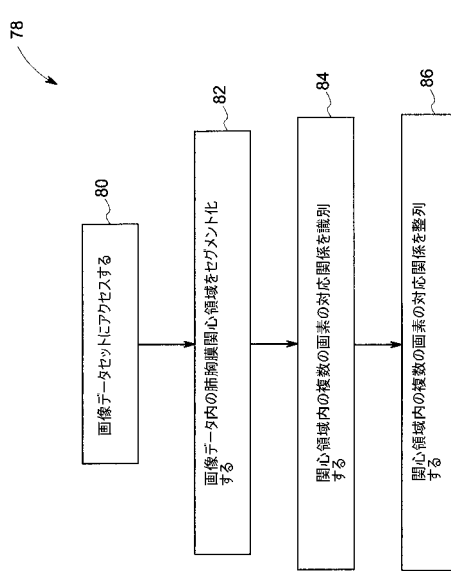


T(N-1) IMAGE

【 図 7 】



【 図 8 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 マシュー・ウィリアム・テューレック  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・レイク、サマーウインド・レーン、1 C 番
- (72)発明者 ウィリアム・エドワード・ローレンセン  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・レイク、ハースサイド・ドライブ、1 4 番
- (72)発明者 ジェームズ・ブレードンブルク・ミラー  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ボノー・ロード、8 番
- F ターム(参考) 4C093 CA21 DA03 FF12 FF13 FF28 FF37 FH06 FH08  
4C096 AB36 AB44 AC04 AD14 DC15 DC21 DC28 DC33  
5B057 AA09 BA03 BA06 DA07 DB02 DB03 DB05 DB09 DC22

【外国語明細書】

2005199057000001.pdf