

(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2004-105731

(P2004-105731A)

(43) 公開日 平成16年4月8日(2004.4.8)

(51) Int.CI.<sup>7</sup>

F 1

テーマコード(参考)

**A61B 6/03**  
**A61B 5/00**  
**GO1T 1/161**  
**// A61B 5/055**  
**GO1R 33/32**

A61B 6/03  
A61B 5/00  
GO1T 1/161  
A61B 5/05  
GO1N 24/02

360D  
G  
C  
380  
520Y

2G088

4C093

4C096

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-320787(P2003-320787)  
(22) 出願日 平成15年9月12日(2003.9.12)  
(31) 優先権主張番号 10/243,057  
(32) 優先日 平成14年9月13日(2002.9.13)  
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 300019238  
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・7100  
(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

最終頁に続く

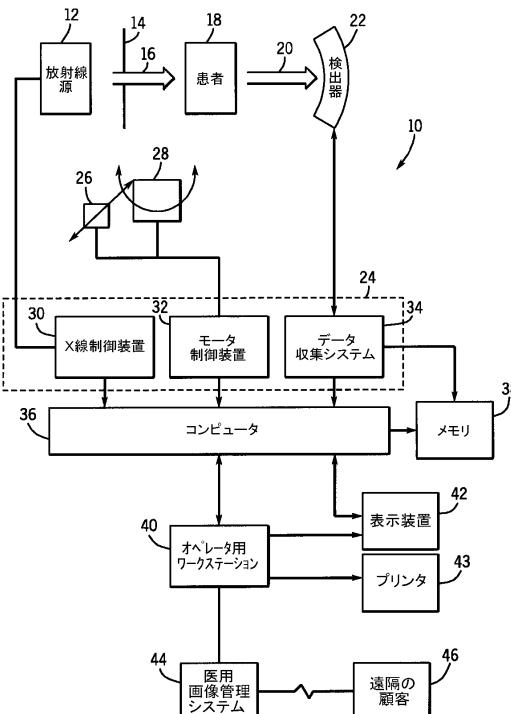
(54) 【発明の名称】コンピュータを利用した医療用画像の処理

## (57) 【要約】

【課題】 コンピュータ支援の診断(CAD)アルゴリズムによって最初の画像(82)の分析(72)に基づいて画像データを生成及び処理するための方法及びシステムを提供する。

【解決手段】 CADアルゴリズムは、セグメント化、エッジ識別及び構造識別を含む種々の種類の分析を実行することができる。前処理は、CAD分析によって識別されたような画像内の関心のある特徴(84、90)のビューを向上させることができる。更に、画像(88)を更に向上させるために画像データの処理を実行することができる。画像の向上は、関心のある特徴の強調、再構成された画像の空間解像度(すなわち、ズームイン又はズームアウト)の変更などを含むことができる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

撮像システムによって生成された画像を処理する方法であって、  
(a) 画像データ(68、108)にアクセスし、  
(b) コンピュータ支援の診断アルゴリズムによって前記画像データを処理し(72、  
112)て、前記画像データの関心のある特徴(84、90、144、148)を識別し  
(c) 前記段階(b)で実行された識別に基づいて、画像(84、118、92、14  
2、146)を自動的に生成する、  
段階を含むことを特徴とする方法。

**【請求項 2】**

前記画像(92、142、146)が、前記画像データの少なくとも一部の前処理によ  
って生成されることを特徴とする、請求項1に記載の方法。 10

**【請求項 3】**

前記画像(92、142、146)が、前記画像データの少なくとも一部を再構成する  
ことによって生成されることを特徴とする、請求項1に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記画像が、前記画像データに適用されたコンピュータ支援診断アルゴリズムによって  
識別された関心のある特徴(84、90、102)に基づいて前記画像データの少なくとも  
一部を前処理することによって生成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】**

関心被検体(18)に配向されるX線ビーム(16)を生成するための放射線源(12)  
と、

前記X線ビームを検出するように適合された検出器(22)と、

前記検出器によって検出された画像データにアクセスするよう構成され、前記検出された  
画像データから第1の画像(82)についての第1の画像データを生成(70)し、該  
第1の画像データに対してCADアルゴリズム(72)を実行して、該CADアルゴリズム  
に基づいて第2の画像(88)を自動的に生成するように適合されたコンピュータ・シ  
ステム(36)と、

を備えることを特徴とする撮像システム。

**【請求項 6】**

前記コンピュータ・システム(36)が、前記第1の画像データを前処理することによ  
って第2の画像(88)を生成するよう構成されたことを特徴とする、請求項5に記載の  
撮像システム。 30

**【請求項 7】**

前記コンピュータ・システム(36)が、前記第1の画像を含む前記第1の画像データ  
の少なくとも一部の再構成に基づいて前記第2の画像(88)を生成するよう構成された  
ことを特徴とする、請求項5に記載の撮像システム。

**【請求項 8】**

前記コンピュータ・システム(36)が、前記第1の画像データに適用された前記CAD  
アルゴリズムによって識別された関心のある特徴(84、90)に基づいて、前記第1  
の画像データの少なくとも一部を前処理することによって、前記第2の画像(88)を生  
成するよう構成されたことを特徴とする、請求項5に記載の撮像システム。 40

**【請求項 9】**

前記検出器が、前記関心被検体(18)の第1の画像(82)を再構成するため、ピク  
セルのデータを読み出すように適合されたことを特徴とする、請求項5に記載の撮像シ  
ステム。

**【請求項 10】**

前記CADアルゴリズムが、セグメント化、エッジ識別、又は構造識別によって関心の  
ある特徴(84、90)を識別することを特徴とする、請求項5に記載の撮像システム。

**【請求項 11】**

10

20

30

40

50

撮像システムによって生成された画像を処理するシステムであって、

(a) 第1の画像(82)を含む第1の画像データにアクセスする手段(36、40、44、46)と、

(b) コンピュータ支援の診断アルゴリズム(134)によって前記第1の画像データを処理(72)して、前記第1の画像の関心のある特徴(86、90)を識別する手段(36、134)と、

(c) 段階(b)において実行された識別に基づいて第2の画像(88)を自動的に生成する手段(36、78)と、

を備えるシステム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、医療用撮像手法に関する。具体的には、本発明は、望ましい画像処理手法を求めるためにコンピュータ支援の診断技法又は検出技法を利用することによって、病状の診断を改善する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

スクリーニング・マンモグラフィ、及び他の病態或いは医療又は生理的事象の評価で利用されるようなコンピュータを利用した診断又は検出(CAD)は、典型的には、一連の収集された画像の様々な種類の分析に基づいている。収集された画像は、CADアルゴリズムによって強調表示された病理を利用することにより分析される。一般的に、最終診断のために放射線医がこの結果を見る。CADを代替的に利用することにより、放射線医が見なければならない画像の数が低減され、放射線医の作業負荷が軽減されることになる。当業者であれば理解できるように、データ量の管理を改善することで、これに続く特定の撮像手法が実行可能となるか、又は望ましいものとして認識することができる。

【0003】

CADは、コンピュータ断層撮影(CT)、磁気共鳴撮像(MRI)、X線システム、超音波システム(US)、陽電子放射断層撮影(PET)などのような、どのような画像診断装置にも利用することができるものである。これらの画像診断装置の一部のCADアルゴリズムは、画像診断装置の撮像能力、撮像される組織などにより、他の画像診断装置のものに優る利点を提供することができる。例えば、コンピュータ断層撮影は、一般に、X線システムによって断面画像すなわちスライスを作る診断手法である。CTスキャン手法は、コンピュータ・システムと回転するX線装置の使用を組み合わせて、患者の器官及び他の身体部位の詳細な断面画像すなわち「スライス」を生成する。同様に、MRI、超音波、PET及び他の画像診断装置は、組織又は生体組織上の生理学上の情報を撮像するように適合され、各画像診断装置の生成する画像と共に用いられる、異なるCADアルゴリズムについての利点を提供する。

【0004】

各画像診断装置は、特有の物理的特性及び画像処理技法に基づいている。例えば、CTシステムは、多くの角度から患者を透過したX線ビームの減衰を測定し、次にこの測定値に基づいて、放射線の減衰が生じた患者の身体の一部分の画像をコンピュータによって再構成することができる。当業者には理解されるように、これらの画像は、一連の連続した断面の個々の検査に基づいている。従って、CT検査によって仮想の3-D画像を生成することができる。CTシステムが、走査された被検体の線形の減衰係数の分布を示すデータを生成することは指摘されるべきである。次に、このデータは、典型的には、陰極線管上に表示され、及びこれを印刷することができ、或いはフィルム上に複写することができる画像を生成するために再構成される。

【0005】

CT撮像の例を続けると、CTスキャナは、コリメートされ、患者などの被検体を透過した後、1組の検出器素子によって検出されるX線源からの扇形状又は円錐状のX線ビーム

20

30

40

50

ムを放射することによって動作する。この検出器素子は、X線ビームの減衰に基づいた信号を生成し、データを処理して、線束経路に沿った被検体の減衰係数の線積分を表す信号を生成する。これらの信号は典型的には投影と呼ばれる。当該技術分野において良く知られた再構成技法（フィルタ処理された逆投影のような）を用いることによって、有用な画像が投影から形成される。次いで、病理の位置をCADアルゴリズムによって強調表示し、このようにして人間の観察者の注意を喚起することができる。最終的な診断のために、放射線医又は他の医師が、結果を再検討することができる。

#### 【0006】

各画像診断装置は、特定の種類の病気又は生理的状態の検出のために、他の画像診断装置に優る特有の利点を提供することができる。例えば、CTスキャンは、特に、身体の正確な生体組織情報を示すことから、病気を診断する際に他の種類の技法に優る利点を提供する。更に、CTスキャンは、医師が、単なる嚢胞と例えば中実の腫瘍とを見分けるのに役立ち、従って、異常をより正確に評価することができる。上述のように、他の画像診断装置は、同様に、他の関心のある生理的特徴の撮像及び対応するCADアルゴリズムに最も好適である。

#### 【0007】

既存の撮像技法及びCAD技法の欠点は、画像データの前処理及び撮像システムの既知の特性を完全に利用する最適化がなされていないことに関係して、自動化が比較的限定されていることがある。特に、既存のシステムは、対話式CADを組み込むことや、画像表示及び特徴評価の処理を提供しているが、システムによって実行されるCAD分析に基づいた高度な処理は一般的には可能ではない。対話式の処理制御は、有用である一方、極めて時間がかかるものであり、高機能の画像処理装置へのアクセスは高価なものとなり、またオペレータ側に特別な専門的知識が求められる可能性がある。しかしながら、収集されて処理された画像データのCAD分析に基づく画像データの前処理を少なくとも部分的に自動化する、改善された処理技法に関する必要性がある。

#### 【発明の開示】

##### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0008】

本技法は、コンピュータ支援の診断を用いて、患者の状態を診断するための方法及び装置が提供するものである。特に、本技法は、撮像システムによって生成された画像を処理するための方法及びシステムを提供するものである。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

本技法の一態様によると、撮像システムにより生成された画像を処理する方法が提供される。この方法は、第1の画像を備えるデータへのアクセスを含む。コンピュータ支援診断アルゴリズムによって第1の画像データを処理し、第1の画像内の関心のある特徴を識別する。次に、この識別に基づいて、自動的に第2の画像を生成する。第1の画像に基づいて、再構成で使用されるパラメータを変更することによって第2の画像を生成することができる。このプロセスにおいて、同じ走査データを使用して、第2の画像を生成することができる。

#### 【0010】

また、本技法は、X線ビームを検出するように適合された検出器と、関心被検体に配向されるX線ビームを生成するための放射線源とを含む撮像システムを提供するものである。コンピュータ・システムは、検出器によって検出された画像データにアクセスするよう構成されている。また、コンピュータは、検出されたデータから第1の画像についての第1の画像データを生成し、該第1の画像データに対してCADアルゴリズムを実行して、該CADアルゴリズムに基づいて第2の画像を自動的に生成するよう適合されている。

#### 【0011】

更に、本技法は、複数の画像を処理するための有形媒体を提供する。有形媒体に格納されたコードは、画像データに基づいて関心被検体の第1の画像を生成するためのルーチン

10

20

30

40

50

を含む。また、ルーチンは、第1の画像の特定の領域を識別するように適合されたC A Dアルゴリズムを使用して、画像データを処理するために媒体上に提供される。更に、ルーチンは、第1の画像に基づいて、及び該第1の画像内で識別された領域に基づいて第2の画像を生成するために提供される。

#### 【0012】

更に、本技法は、撮像システムによって生成された画像を処理するためのシステムが提供される。システムは、第1の画像を含む第1の画像データにアクセスする手段と、C A Dアルゴリズムによって第1の画像を処理して、第1の画像内の関心のある特徴を識別する手段とを含む。また、関心のある特徴の識別に基づいて第2の画像を自動的に生成するための手段が含まれる。

10

#### 【0013】

また、本技法は、関心被検体に配向されたX線ビームを生成するための放射線源と、X線ビームを検出するように適合された検出器とを含む撮像システムが提供される。コンピュータ・システムは、検出器に結合されている。コンピュータ・システムは、検出器によって検出されたデータにアクセスするように適合されている。また、コンピュータは、検出されたデータから第1の画像を生成するように適合されている。更に、コンピュータ・システムは、C A Dアルゴリズムによって求められたようなデータ内で識別された関心のある特徴に基づいて、データを自動的に後処理するように適合されている。或いは、第2の画像は、C A Dアルゴリズムによって識別された関心のある特徴に基づいて、再構成で使用されたパラメータを変更することによって生成される。

20

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0014】

本発明の前述並びに他の利点及び特徴は、以下の詳細な説明を読み、図面を参照することによって明らかになるであろう。

#### 【0015】

図1は、画像データを収集し処理するための撮像システム10を概略的に示す。図示された実施形態において、システム10は、本技法に従って原画像を収集し、且つ表示及び分析のために該画像データを処理するように設計されたコンピュータ断層撮影(CT)システムである。図1に示す実施形態において、撮像システム10は、コリメータ14に隣接して配置されたX線放射源12を含む。この例示的な実施形態において、X線放射源12の線源は、典型的にはX線管である。

30

#### 【0016】

コリメータ14により、放射線の流れ16が、患者18などの被検体が配置された領域内を透過することができる。放射線の一部分20は、被検体又は被検体の周囲を透過し、全体を参照符号22で表す検出器アレイに衝突する。アレイの検出器素子は、入射X線ビームの強さを表す電気信号を生成する。これらの信号を収集及び処理して、被検体内の特徴に関する画像を再構成する。

#### 【0017】

放射線源12は、CT検査シーケンスのために電源信号と制御信号の両方を供給するシステム制御装置24によって制御される。更に、検出器22は、該検出器22において生成される信号の収集を指令するシステム制御装置24に接続される。システム制御装置24はまた、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プなどのために、様々な信号処理及びフィルタリング処理機能を実行することができる。一般に、システム制御装置24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、撮像システムの動作を指令する。本明細書においては、システム制御装置24はまた、一般に汎用又は特定用途のデジタル・コンピュータに基づいた信号処理回路、該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格納するための関連するメモリ回路、インターフェース回路などを含む。

40

#### 【0018】

図1に示す実施形態において、システム制御装置24は、回転サブシステム26及び線

50

形位置決めサブシステム 28 に接続される。回転サブシステム 26 は、X 線源 12、コリメータ 14、及び検出器 22 を、患者 18 の周りで回転させることができる。回転サブシステム 26 はガントリを含むことができる点に留意されたい。従って、システム制御装置 24 を用いて、ガントリを操作することができる。線形位置決めサブシステム 28 は、患者 18、又はより具体的には患者用テーブルを直線的に移動させることができる。従って、患者用テーブルをガントリ内で直線的に移動させて、患者 18 の特定領域の画像を生成することができる。

#### 【 0 0 1 9 】

更に、当業者には理解されるように、放射線源は、システム制御装置 24 内に配置された X 線制御装置 30 によって制御可能である。特に、X 線制御装置 30 は、電源信号及びタイミング信号を X 線源 12 に供給するように構成される。モータ制御装置 32 を用いて、回転サブシステム 26 及び線形位置決めサブシステム 28 の移動を制御することができる。

10

#### 【 0 0 2 0 】

更に、システム制御装置 24 はまた、データ収集システム 34 を備えた状態で示される。この例示的な実施形態において、検出器 22 は、システム制御装置 24 に、より具体的にはデータ収集システム 34 に接続される。データ収集システム 34 は、検出器 22 の読み出し電子回路によって収集されたデータを受け取る。一般に、データ収集システム 34 は、検出器 22 からサンプリングされたアナログ信号を受け取り、コンピュータ 36 による後続の処理のために、データをデジタル信号に変換する。

20

#### 【 0 0 2 1 】

コンピュータ 36 は、典型的には、システム制御装置 24 に接続される。データ収集システム 34 によって収集されたデータを、コンピュータ 36 に、更にメモリ 38 に送ることができる。このような例示的なシステム 10 では、大量のデータを格納するために任意の形式のメモリを使用することができる点を理解されたい。また、コンピュータ 36 は、典型的には、キーボード及び他の入力装置を備えたオペレータ用ワークステーション 40 を介して、オペレータからコマンド及び走査パラメータを受け取るように構成される。オペレータは、入力装置を介してシステム 10 を制御することができる。このように、オペレータは、コンピュータ 36 からの再構成された画像データ及びシステムに関連する他のデータを観察し、撮像の開始などを行うことができる。

30

#### 【 0 0 2 2 】

オペレータ用ワークステーション 40 に接続された表示装置 42 を用いて、再構成された画像を観察し、撮像を制御することができる。更に、走査した画像を、コンピュータ 36 及びオペレータ用ワークステーション 40 に接続されるプリンタで印刷することができる。更に、オペレータ用ワークステーション 40 を、医用画像管理システム (PACS) 44 に接続することができる。異なる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、PACS 44 は、放射線情報システム (RIS)、病院情報システム (HIS) のような遠隔システム 46、或いは内部ネットワーク又は外部ネットワークに接続することができる点に留意されたい。

40

#### 【 0 0 2 3 】

更に、コンピュータ 36 及びオペレータ用ワークステーション 40 は、標準用途又は特殊用途のコンピュータ・モニタ及び関連する処理回路を含む他の出力装置に接続することができる点にも留意されたい。更に、システム・パラメータの出力、検査の要求、画像の観察などのために、1つ又はそれ以上のオペレータ用ワークステーション 40 がシステム内に接続されていてもよい。一般に、表示装置、プリンタ、ワークステーション、及びシステム内に提供されている同様の装置は、データ収集構成要素に対して構内にあってもよく、或いは、インターネット、仮想私設ネットワークなどのような一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せ、施設又は病院内の他の場所、又は全く別の場所など、これらの構成要素から離れた位置にあってもよい。

#### 【 0 0 2 4 】

50

図2を全体的に参照すると、本実施形態において用いられる例示的な撮像システムは、CTスキャンシステム50とすることができる。CTスキャンシステム50は、フレーム52及び開口部56を有するガントリ54を備えた状態で示される。開口部56の直径は、一般に、60cmから70cmまでとすることができる。更に、フレーム52及びガントリ54の開口部6内に配置された患者用テーブル58が示されている。患者用テーブル58は、患者18が検査プロセスの間快適に横になることができるよう適合されている。更に、患者用テーブル58は、線形位置決めサブシステム28によって直線的に移動するように構成される(図1参照)。ガントリ54は、一般的に焦点62からX線照射を出力するX線管である放射線源12を備えた状態で示される。放射線流は、患者18の特定領域に配向される。患者18の特定領域は、一般的に、ある領域の最も有用な走査を画像化できるように、オペレータによって選択されることに留意されたい。

10

#### 【0025】

典型的な動作において、X線源12は、焦点62から検出器アレイ22に向けてX線ビームを投射する。検出器22は、通常、例えば肝臓、すい臓などの特定の身体部位のような関心被検体内及びその周りを透過するX線を検知する複数の検出器素子で形成される。各検出器素子は、X線ビームが検出器に衝突する時の該素子の位置におけるX線ビームの強さを表す電気信号を生成する。更に、コンピュータ36が複数のX線写真像を収集することができるよう、ガントリ54を関心被検体の周りで回転させる。このように、画像形成のために特定のモードにおいて360度より小さいか又は大きい投射を組み込むことができる画像すなわちスライスが収集される。画像は、X線源12の前方にある鉛シャッタ又は異なる検出器開口部22のいずれかを用いて、典型的には0.5mmから10mmまでの所望の厚さまでコリメートされる。コリメータ14(図1を参照)は、典型的にはX線源12から出るX線ビームの寸法及び形状を定める。

20

#### 【0026】

従って、X線源12及び検出器22が回転するにつれて、該検出器22は、減衰されたX線ビームのデータを収集する。次に、走査された被検体の減衰係数の線積分を表すよう、検出器22から収集されたデータを前処理及び較正して該データを調整する。次に、通常投影と呼ばれるこの処理されたデータを、フィルタリング処理及び逆投影して、走査された領域の画像を形成する。上述のように、コンピュータ36は、典型的にはCTシステム10全体を制御するために用いられる。システムの動作を制御するメイン・コンピュータを、システム制御装置24により可能となった特徴を制御するよう適合させることができる。更に、オペレータ用ワークステーション40は、再構成された画像を見る能够るように、コンピュータ36及び表示装置に接続される。

30

#### 【0027】

再構成されると、図1及び図2のシステムによって生成された画像は、患者の内部の特徴を明らかにする。図2に全体的に示されるように、画像64を表示して、図2の参照符号66で示されるような、これらの特徴を示すことができる。病態のような病状、より一般的には医学的事象を診断する従来の手法においては、放射線医又は医師が画像64の表示のハードコピーを検討し、関心のある特定の特徴を識別する。このような特徴は、特定の生体組織又は器官の病変、寸法、及び形状、並びに個々の開業医の技能と知識に基づいて画像において識別可能な他の特徴を含むことができる。

40

#### 【0028】

本技法は、CADアルゴリズムによるこれらの能力の一部を実行するものである。当業者には理解されるように、CADアルゴリズムは、生体組織の異常のような関心のある特定の特徴を識別し、又は少なくとも該特徴を局所化する可能性を提供することができる。通常、特定のCADアルゴリズムは、識別されることになる特徴の種類、及び画像データを生成するのに用いられる画像診断法に基づいて選択される。CAD技法は、エッジ、識別可能な構造、境界、色又は強度の変化又は遷移、分光情報の変化又は遷移などの周知の画像特性或いは予測される画像特性を参照することによって、関心のある特徴を識別するセグメント化アルゴリズムを用いることができる。一般に、現在のCADアルゴ

50

リズムは、これらの特徴を識別する可能性を提供するにすぎない。後続の処理及びデータ収集は、完全に開業医の判断時になされ、また開業医の専門的知識に基づいている。

#### 【0029】

CADアルゴリズムは、幾つかの部品又はモジュールを含むものとみなすことができ、これらの全てを本技法において実施することができる。一般に、CADアルゴリズムは、画像データへのアクセス、データ又は画像のセグメント化、特徴の選択又は抽出、分類、訓練、視覚化といったモジュールを含むことができる。更に、再構成前の収集投影データ集合、二次元の再構成されたデータ（軸方向モード及びスカウト・モードの両方において）、三次元の再構成されたデータ（体積データ又は多平面の再フォーマット）、又はこのようなフォーマットの適切な組み合わせに基づいて、CAD処理を実行することができる。収集された投影データ集合は、二次元の走査に対する多数の一次元の投影、又は三次元の走査に対する多数の二次元の投影を有するものとすることができます。収集されたデータ又は再構成されたデータを用いて、セグメント化、特徴の選択、視覚化前の分類を行うことができる。これらの基本的プロセスは、並行して又は様々に組み合わせて行うことができる。10

#### 【0030】

CADアルゴリズムを実行するデータは、生の画像収集システム情報であってもよく、或いは部分的又は完全に処理されたデータであってもよい。このデータは、断層撮影データ源から生じたものであってもよく、又は診断用断層撮影データ（CT撮像における投影像又はラドン範囲の生データ、單一又は複数の再構成された二次元画像、又は三次元の再構成された体積画像データのような）であってもよい。20

#### 【0031】

CADアルゴリズムのセグメント化部分は、断層撮影データ内の計算された特徴に基づいて、特定の関心領域を識別することができる。特定の範囲における候補集団領域のようなデータ集合の全体又は一部を用いて、関心領域を多数の手法で求めることができる。特定のセグメント化技法は、識別されることになる生体組織によって決まり、典型的には、反復しきい値化、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、曲線の平滑化、二次元又は三次元の形態的フィルタリング、領域の増大、ファジィ・クラスター化、画像／体積の測定、経験則、知識ベース則、判断樹、神経ネットワーク等に基づくものとすることができます。或いは、セグメント化は少なくとも部分的に手作業とすることができます。また、自動セグメント化は、集団の形状及び寸法といった予備知識を用いて関心領域を自動的に描くことができる。30

#### 【0032】

CADアルゴリズムの特徴抽出の態様は、所望の画像を含むデータで計算を実行する段階を含む。形状、寸法、密度、及び曲率といった関心領域の統計値を用いて、画像ベースのデータから多数の特徴の基準を抽出することができる。投影空間データについては、あるビュー（view）又は位置における特徴投影の位置、形状、又は寸法のような特徴を用いて、例えば、ビュー間に一貫性を与えることができる。

#### 【0033】

CADアルゴリズムの分類の態様も同様に、部分的又は完全に手作業又は自動化とすることができます。特に、分類を用いて、正常又は異常な生体組織或いは病変に分類することなどによって、関心領域を具体的に識別することができる。分類のために、とりわけ、ベイズ分類器、神経ネットワーク、規則ベースの方法、又はファジィ論理技法を用いることができる。1つより多いCADアルゴリズムを並行して用いることができる点に留意されたい。該並行動作は、画像データの一部分に対してCAD演算を個別に実行する段階と、全てのCAD演算の結果を組み合わせる（論理的に「and」又は「or」演算、或いは両方）段階とを含むことができる。更に、多数の病態又は関心のある生体組織の特徴を検出するCAD演算を、連続して又は並行に実行することができる。40

#### 【0034】

CADアルゴリズムを用いて生体組織の集団を分類する前に、訓練で得た予備知識を組

50

み込むことができる。訓練段階は、正常及び異常病変、又は関心のある他の特徴の既知のサンプルについての幾つかの候補特徴の計算を含むことができる。次に、特徴選択アルゴリズムを用いて、候補特徴を仕分けて、有用なものだけを選択し、情報を提供しないもの又は冗長な情報を取り除くことができる。この決定は、候補特徴の様々な組み合わせを用いた分類結果に基づくものである。また、実際的な理由から、特徴選択アルゴリズムを用いて、処理、格納、及びデータ伝送の次元の数を下げることができる。従って、C A Dアルゴリズムにより識別された特徴又は生体組織の間で最適な差別化を行うことができる。

#### 【 0 0 3 5 】

C A D アルゴリズムの視覚化の態様は、人間又は機械の観察者が再検査を行うために有用な画像を再構成することを可能にする。このように、C A D アルゴリズムによって実行された処理及びモジュールのいずれか又は全てに基づいて、様々な種類の画像を、主治医又はこのような情報を必要とする他の誰にでも提示することができる。視覚化は、二次元又は三次元のレンダリング、マーカーの重ね合わせ、色又は強度の変化などを含むことができる。

#### 【 0 0 3 6 】

本技法は、画像データを更に処理するか、又は該画像データを更に収集するかのいずれかを可能にすることによって、C A D 技術が提供する自動化を更に強化する可能性を提供するものである。処理については、再構成された画像が、生理的状態の識別、局所化、及び診断においてより明らかに又は有用になるように、収集された画像データの後処理に用いられる種々のパラメータを変更することができる。特に、該パラメータは、コントラスト、空間解像度（例えばズーム）、色などを含むことができる。更に、最初のC A D 評価の結果に基づいた後処理は、面積又は体積のセグメント化、重ね合わせ、計算などのような数学的評価を含むことができる。また、「後処理」は、画像を生成するために異なる再構成アルゴリズム、又は異なる再構成パラメータの使用を含むこともできる。例えば、最初のC A D 結果に基づいて、異なるフィルタ・カーネル（柔らかいもの、標準、詳細、骨、エッジ、肺等）を用いて、原走査から付加的な画像を生成することができる。異なるフィルタ・カーネルは、画像内の様々な所望の特徴を強調する。再構成の視野、マトリクスの寸法、対象とする位置等のような他の再構成パラメータを修正して、最初のC A D 結果に基づいた付加的な画像を生成することもできる。

#### 【 0 0 3 7 】

また、最初のC A D 評価により、単一の患者のセッションの間、有用な情報の集合全体を集めることができるように、後続の画像の自動収集が可能になる。例えば、最初に収集された画像内に現れるが十分に示されない特定の特徴のために、後続の処理を実行可能にすることができる。このように、後続の収集は、関心のある組織に対して異なる配向で、及び異なる解像度レベルなどで、患者の身体の他の領域からデータを収集することを含むことができる。更に、最初のC A D 評価に基づいて、完全に異なる画像診断装置システムを介して収集されたデータのような、完全に異なる収集データを求める 것도できる。

#### 【 0 0 3 8 】

図3は、C A D 分析に基づいた処理ルーチンを実行する際の例示的な段階のフローチャートを示す。図3にまとめられた技法は、最初のデータ収集を行う段階68で開始する。上述のように、このデータ収集は一般に画像化されることになる特定の生体組織及び実行されることになる分析に従って選択される、何らかの適切な画像診断装置に基づくことができる。例として、特定の画像診断装置は、その物理的制約により、骨又は他のより高密度の組織又は被検体ではなく軟組織の撮像に対してより適切なものとなることを当業者は理解するであろう。更に、この画像診断装置を、一般にシステムの物理的特性によっても定められる特定の設定と結合させて、高いコントラスト画像又は低いコントラスト画像、体積のレンダリング、特定の組織又は構成要素に対する感知又は無感知等を提供することができる。最後に、画像の収集を、特定の特徴又は関心領域を対象にするか又は強調表示するために用いられる造影剤又は他のマーカーの使用と結合させることができる。例えばC Tシステムにおいて、段階68の画像データ収集は、一般にオペレータ用ワークステー

10

20

30

40

50

ション40(図2を参照)を介してシステムと接続するオペレータによって開始される。読み出し電子回路が、スキヤナ検出器に衝突する放射線によって生成された信号を検出し、システムがこれらの信号を処理して、有用な画像データを生成する。

#### 【0039】

図3の段階70において、最初の画像が形成される。段階70における画像の形成は、画像の再構成及び表示、或いは単に画像データの処理を含むことができる。一般に、再構成された画像は、後続の処理段階又は画像データ収集段階において、医師又はシステムのオペレータが案内するのに有用なものとすることができる。他の状況においては、画像を実際に再構成し表示することが望ましいが、それにもかかわらず、画像データは、以下に説明するように分析される。段階70はまた、一般に後続の処理のために画像データを格納することも含む。10

#### 【0040】

段階72において、収集されたデータに対してCADアルゴリズムが実行される。上述のように、一般にCADアルゴリズムは、画像診断装置、及び特定のデータ形式並びに画像内に表される生体組織に基づいて選択されることになる。CAD分析は、病態、病变、又は他のあらゆる関心のある生理的特徴を含む、様々な関心のある特徴を識別することができる。分析に基づいて、図3の段階74においてまとめられたように、対象領域が選択される。対象領域は、最初の画像の同じ領域より大きくしても、又は小さくしてもよく、或いは異なる領域、又は隣接する領域としてもよい。例として、段階74で選択される対象領域は、可能性のある病变部について、より大きな空間的解像度(例えば、ズームイン)を提供することができる。対象領域は、段階72で実行されたCAD分析の出力に基づいて、自動的に選択されることが好ましい。例えば、後続の処理が画像内の付加的な詳細を明らかにすることがCAD分析により示される場合には、段階74においてそのような詳細の位置に対応する対象領域が選択される。20

#### 【0041】

段階74の対象の選択、及び段階72で実行されたCAD分析に基づいて、図3の段階76でまとめられたように、付加的な処理を実行可能とすることができる。このような付加的な処理は、画像内の特定の特徴の強調、特定の特徴のコントラスト、エッジ又は構造検出、空間解像度の再処理(例えば、ズームイン又はズームアウト)、或いは収集された画像データによって実行することができる如何なる他の適切な処理段階を含むこともできる。また、段階76における付加的な処理は、自動セグメント化、関心のある特徴の寸法又は体積の計算などを含むことができる。更に段階76における付加的な処理は、再構成において用いられる最適なパラメータの自動選択を含むことができ、この最適なパラメータに基づいて付加的な画像を生成することができる。このような付加的な処理が望まれる場合には、段階78に示すような処理が実行され、後続の画像データ又は付加的な画像データ集合を生成することができる。この画像データ集合は、表示又は再検討のために、別個に格納することができる。この画像データ集合は、段階76においてプログラムされた後続の処理による元の処理データと異なるものとなる。段階78における付加的な画像の生成に続いて、或いは、段階76において付加的な処理が実行可能でない場合には、手法は段階80に進み、ここで再構成された画像の一部又は全てを、医師又は放射線医に提示することができる。30

#### 【0042】

上述のように、最初の画像を再構成し、ここで説明されたようにCADアルゴリズムを画像データに適用することができるが、このような最初の視覚化を行うこと無く、部分的に又は完全に分析を実行することができる点に留意されたい。従って、CT画像データの場合には、CADアルゴリズム分析の一部又は全てをラドン空間において行うことができる。最終的な有用な画像の再構成は、最初の画像の視覚化、強調された画像の視覚化、又はその両方を含むことができる。CAD分析の結果は、必要とされる場合には、CT撮像の例におけるラドン空間からのように、実行された画像再構成の種類を案内することさえできる。40

**【 0 0 4 3 】**

前述のプロセスが、図4に概略的にまとめられる。図4に示すように、関心のある可能性のある特徴84を示す最初の画像82が収集される。特に、この特徴は、特定の関心領域又は関心のある対象86を含むことができる。次に、上でまとめられたような後続の処理を実行して、より詳細な又はより分析的なレンダリングなどのための、対象86が再処理される後続の画像88を示す。このような領域内でさえも、同様の段階によって付加的な処理を実行して、関心のある特徴についての付加的な情報を得ることができる。例として、図4において特定の特徴90は、セグメント化などを通じて再処理されて、コア被検体96の限界94が識別される後続の画像92を示す。参考符号98で示されるような、更に別の処理を実行して、関心のある特徴102を含む領域100の空間解像度を更に増加させるといった、付加的な画像又は画像データを示すことができる。連続的なCAD分析に基づいた種々の処理段階を、互いに異なるものとすることができる点に留意されたい。従って、図4に示される一連の画像82、88、92、及び98によって、画像データの幾つかの異なる種類の後処理を行うことができる。また、これらのプロセスは、収集された画像データに関して行われたCAD分析の結果として指示される。

**【 0 0 4 4 】**

上述のように、本技法は、CAD分析に基づいた画像データの処理及び収集の両方を可能にするものである。図5は、付加的な後処理及び/又は更なるデータ収集を実行することができるプロセスの例示的な段階をまとめている。図5の方法は、段階104で開始し、ここでコンピュータ処理及び収集アルゴリズム(CAPA)が、所望の画像診断装置からの情報を要求する。例えば、前述のCTシステムの例において、アルゴリズムを開始し、関心のある特定の生体組織のCTスキャンを指示することができる。次に、全体を参考符号106で示すCAPA処理が始まる。段階104は、図3に関して上にまとめられた段階の全てを含むことができることに留意されたい。つまり、CT撮像システムのような撮像システム診断装置Aを用いて情報を収集し、最初のCAD分析を実行し、画像データを再処理又は分析することなどができる。関心のある特定の生体組織、最初の情報を収集するために用いられる診断装置システムの撮像能力及び限界等に起因して、後続のデータ収集が実行可能であると思われる場合には、図5にまとめられた後続の画像データ収集のために、別の診断装置システムを呼び出して使用することができる。一般的な事項として、図5は、後続の画像データ収集シーケンスが同じ一般的な画像診断装置であるが異なる設定を有する撮像システム上で実行される、より一般的な場合をまとめものとみなすことができる点に留意されたい。つまり、プロセス106は、同じ一般的な形式の撮像システム上で実行することができ、或いは同じ撮像システムでも最初のCAD分析の結果として望ましいと判断されたような異なる設定状態で実行することができる。

**【 0 0 4 5 】**

例として、X線システムから画像データを収集し、該データを分析し、関心となる可能性のある特徴を識別することができる。X線画像データに基づいて、画像を再構成することができる。次に、CTシステムを介して後続の画像収集を命令し、識別された特定の特徴のより良好な視野を得ることができる。次に、CT画像データに基づいて、1つ又はそれ以上の画像を再構成することができる。上述のように、最初のデータに基づいた実際の画像の再構成を随意的なものとすることができます、或いは、CADアルゴリズムにより実行された分析及び後続の第2の画像データの収集とは少なくとも区別することができる。

**【 0 0 4 6 】**

この手法は、図5に全体的に示される。図5にまとめられるように、後続のデータ収集は、新たな最初のデータが収集される段階108で開始する。上述のように、このデータ収集は、診断装置Bシステムの性質、関心のある特徴を画像化するために望まれるパラメータ設定、及び組織によって示される他のパラメータなどによって決まることがある。段階110において、画像は、表示のために再構築することができ、或いは単に格納し分析することができる収集されたデータから形成される。段階112において、CADルーチンが、新たに収集された画像データに関して実行される。また、段階112において実行

10

20

30

40

50

される C A D ルーチンは、典型的には診断装置 B 、その設定、及び画像化される又は識別されることになる特徴に特有のものとなる。段階 114において、図 3 に関して上にまとめられた段階 74 における対象領域の識別と同様に、予備的対象が識別される。この段階からの結果を最初の C A D 結果と比較して、補完的な情報を提供することができる。段階 116において、付加的な処理が望まれるかどうかが判断され、望まれる場合には、段階 118 に示されるような処理に基づいて、付加的な後続の画像データ集合が生成される。図 4 に関連して上述されたように、このプロセスにより、後続の画像の更なる C A D 分析を続けることができる。

#### 【 0 0 4 7 】

図 5 にまとめられる一般的な場合を完了させるために、もしあれば段階 116 で行われる付加的な処理に続いて決定ブロック 120 でまとめられるように、更に別の画像データの収集を実行することさえもできる。このような付加的なデータ収集が実行可能である場合には、段階 122 に示すようにこれを実行することができ、プロセス全体は、更なる画像データの収集及び分析のために、段階 108 又は段階 112 に戻る。段階 124 にまとめられるように、診断装置 B についての画像データ収集及び分析が終了した場合には、画像を再構成し、主治医、臨床医、又は放射線医に提示することができる。また、図 5 のより一般的な場合によると、段階 122 で指示された付加的なデータの収集は、同一の診断装置システムか、又は段階 126 において示された診断装置 C のような更に別の診断装置システムでさえも実行することができる。

#### 【 0 0 4 8 】

図 5 にまとめられた処理によって可能になったシステム及びシステム間のスキームが、図 6 に概略的に示される。図 6 に示すように、幾つかの診断装置システム 128 、 130 、及び 132 を用いて、画像データを収集し、処理することができる。当業者には理解されるように、それぞれの特定の物理的性質及び撮像原理に基づいて、診断装置システムを互いに類似したものにすることができ、或いは完全に異なる別個のものとしてもよい。従って、画像診断装置は、 C T 撮像システム、 M R I システム、 P E T システム、超音波システム、核医学システム等のようなシステムを含むことができる。次に、第 1 の画像診断装置からの入力は、全体を図 6 の参照符号 134 で示す C A D 処理システムにおいて、 C A D 分析の基礎として用いられる。 C A D 処理システムは、画像診断装置システムの構成要素とすることができます、或いは該画像システムから分離及び区別され、更に遠隔的なものとすることができます。このシステムにより実行された C A D 分析に基づいて、同じ画像データ集合により後続の処理を行うことができ、或いは、同じ画像診断装置から、又は関心のある特徴の撮像又は分析に更に好適な他の画像診断装置システムから付加的な画像データを収集することができる。 C A D 分析及び撮像シーケンスの結果を、スクリーン表示装置、プリンタ、写真複写装置等のような種々の出力装置 136 を介して、表示するか又はまとめることができます。

#### 【 0 0 4 9 】

図 7 に全体的にまとめられるように、このシステム構造全体により、広範な種類の画像収集、処理及び分析技法を実施することが可能になる。図 7 の表示において、関心のある特徴 140 を含む最初の画像 138 が収集され分析される。しかしながら、異なるシステム設定又は異なる診断装置システムによって収集された画像データによって画像が補完される場合には、後続の画像 142 及び 146 を収集し分析して、処理、画像収集、及び分析並びに所望の表示により同様の方法、又は全く異なる方法のいずれかで提示された、関心のある特徴 144 及び 148 を示すことができる。

#### 【 0 0 5 0 】

本発明は、種々の変形態及び代替形態をとる余地があるが、具体的な実施形態を例示として図面に示すと共に、本明細書に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していないことを理解されたい。むしろ、本発明は、特許請求の範囲により定義される本発明の精神及び範囲内に属する全ての変形態、均等形態、及び代替形態を含む。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

## 【0051】

【図1】本技法の態様に従った、処理された画像を生成するのに用いるCT撮像システムの形態の例示的な撮像システムの概略図。

【図2】図1のCTシステムの物理的実施の別の概略図。

【図3】収集された画像データのCAD分析に基づいて後続の画像データ処理を実行するための論理における例示的な段階を示すフロー・チャート。

【図4】CAD分析に基づいて、後処理から結果として生じた一連の処理画像を示す概略図。

【図5】CAD分析の結果に基づいて、異なる画像診断装置の撮像システムからのデータを含む後続の画像データを収集し処理するための論理における例示的な段階を示すフロー・チャート。 10

【図6】CADベースの画像データ収集及び処理スキームの特定の機能構成要素を示す概略図。

【図7】最初の画像データのCAD分析の結果に基づいた、連続して収集された一連の処理画像を示す概略図。

## 【符号の説明】

## 【0052】

1 2 放射線源

1 6 放射線の流れ

1 8 患者

2 2 検出器アレイ

2 4 システム制御装置

2 6 回転サブシステム

2 8 線形位置決めサブシステム

3 0 X線制御装置

3 2 モータ制御装置

3 4 データ収集システム

3 6 コンピュータ

3 8 メモリ

4 0 オペレータ用ワークステーション

4 2 表示装置

4 3 プリンタ

6 8 画像データ

8 4 関心のある特徴

9 0 関心のある特徴

1 0 8 画像データ

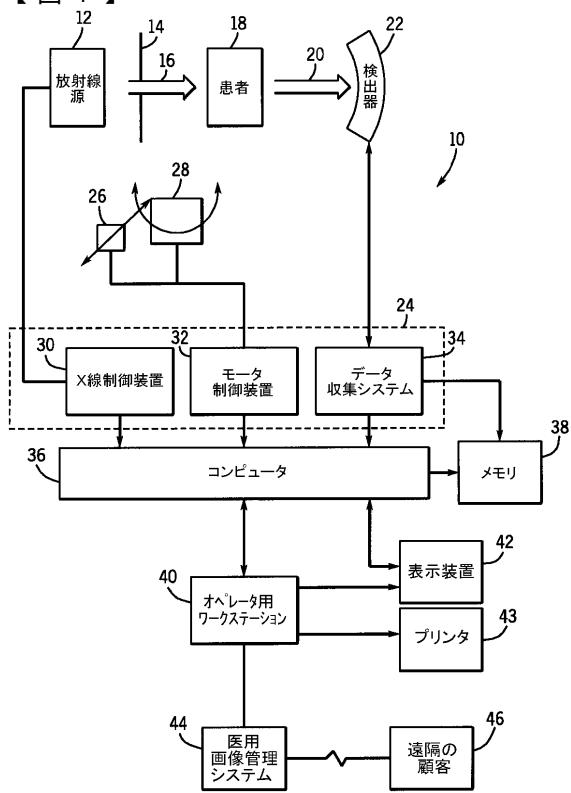
1 4 4 関心のある特徴

10

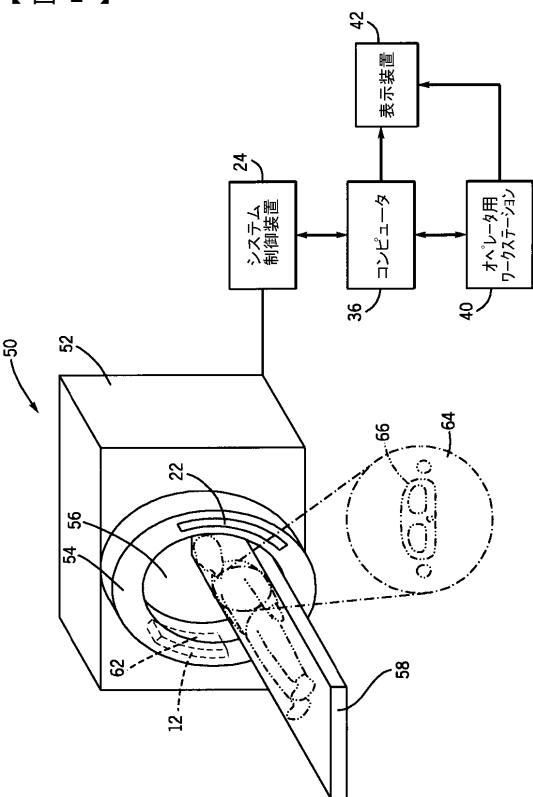
20

30

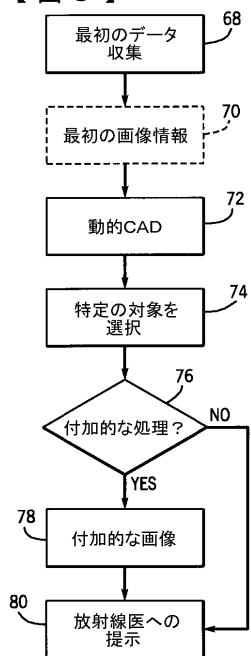
【図1】



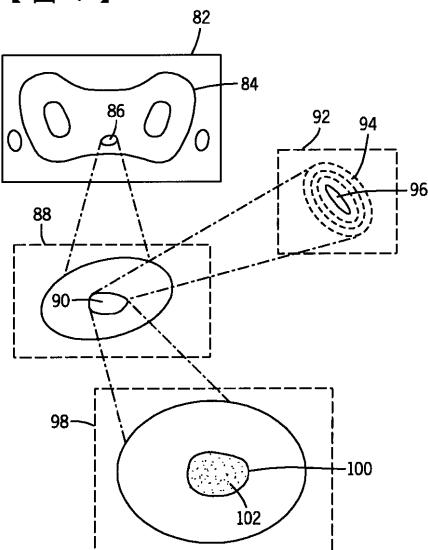
【図2】



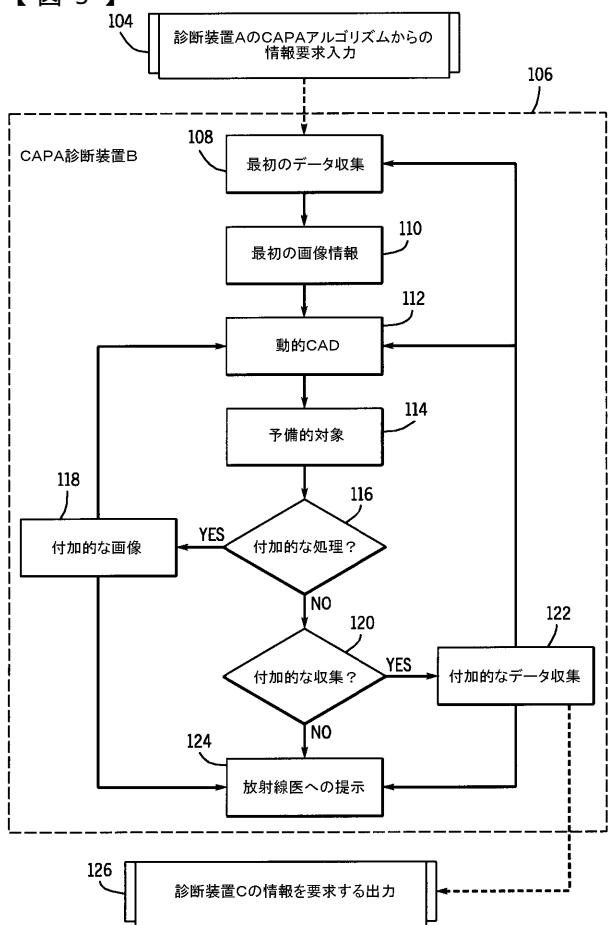
【図3】



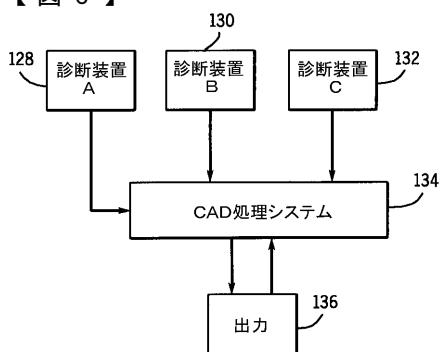
【図4】



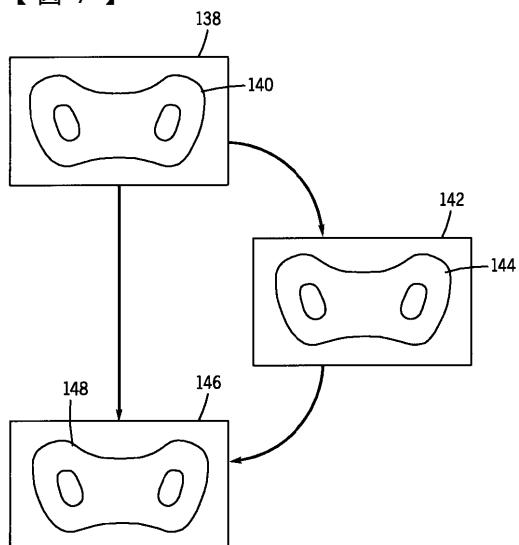
【図5】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 チアン・シェー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ウエスト・ケズウィック・コート、1  
9970番

(72)発明者 ゴパール・ビー・アヴィナシュ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、サウス・ラディソン・コート、4915  
番

(72)発明者 シェリク・ブルケス

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、サセックス、サウス・リッジビュー・サークル、エヌ74ダ  
ブリュ23201番

(72)発明者 ジョン・エム・サボル

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、サセックス、カーディナル・コート、エヌ58・ダブリュ2  
4838番

F ターム(参考) 2G088 EE01 EE02 FF02 FF04 FF07 KK32 KK33

4C093 AA22 AA26 CA17 CA18 FF07 FF17 FF18 FF28

4C096 AB38 AB39 AB42 AD14 DC11 DC20 DC21 DC28