

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5073484号  
(P5073484)

(45) 発行日 平成24年11月14日(2012.11.14)

(24) 登録日 平成24年8月31日(2012.8.31)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>6/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/00	3 5 0 A
<b>G 0 6 T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/00	3 9 0 C
<b>G 0 6 T</b>	<b>7/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T	1/00	2 9 0 A
			G 0 6 T	7/00	U

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-514263 (P2007-514263)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年5月23日 (2005.5.23)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2008-500866 (P2008-500866A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成20年1月17日 (2008.1.17)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/051675		ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02005/116937		1
(87) 国際公開日	平成17年12月8日 (2005.12.8)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成20年5月22日 (2008.5.22)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	04102394.6	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成16年5月28日 (2004.5.28)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙
		(72) 発明者	ネイルンシング ルトヒェル
			オランダ国 5 6 5 6 アーアー アイン
			ドーフェン プロフ ホルストラーン 6
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理をするための方法、コンピュータプログラム、装置及びイメージングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像を処理する方法であり、

- 前記画像内にある細部に位置決め誤差の値を割り当てるステップ、
- 前記位置決め誤差の前記値を映像化するステップ、
- 前記値の対話形式の調節を可能にするステップ、及び
- 前記画像内にある前記細部の位置に対して前記位置決め誤差の前記値を記憶するステップ

を有し、

前記映像化するステップが、前記映像内にある細部に対応する図形として位置決め誤差インジケータを表示するステップであって、前記図形が、前記位置決め誤差の確率分布を示し、前記図形の大きさが、前記位置決め誤差の確率分布を特定するパラメタの大きさと関連する、ステップを含む、画像を処理する方法。

【請求項 2】

- 他の細部に位置決め誤差の他の値を対話形式で割り当てるステップ、及び

前記他の細部の位置に対して前記他の値を記憶するステップ

をさらに有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の方法において、

- 画像品質を示すパラメタを設定するステップ、及び

- 前記画像品質を示すパラメタに基づいて前記位置決め誤差の前記値を自動的に割り当てるステップ

をさらに有する方法。

【請求項 4】

前記画像内にある前記細部は、画像処理ツール内に規定されている図形テンプレートで重畳される請求項 1、2 又は 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記画像処理ツールに対し、幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロが選択される請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載の方法において、  
 - 前記位置決め誤差の値にリンクした少なくとも 1 つの細部に関する画像において計測を実行するステップ、及び  
 - 前記値に基づいて前記計測の精度を計算するステップ  
 をさらに有する方法。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の方法のステップをプロセッサに実行させるコンピュータプログラム。

【請求項 8】

- 画像内にある細部に位置決め誤差の値を割り当てる計算手段、及び  
 - 前記位置決め誤差の値を映像化する映像化手段、  
 を有する画像処理を行う装置において、

前記装置はさらにユーザによる前記値の調節を可能にする対話手段を有し、前記計算手段はさらに前記細部の位置に対して前記位置決め誤差の値を記憶し、前記映像化手段が、前記画像内にある細部に対応する図形として位置決め誤差インジケータを表示する手段であって、前記図形が、前記位置決め誤差の確率分布を示し、前記図形の大きさが、前記位置決め誤差の確率分布を特定するパラメタの大きさと関連する、手段を含む、装置。

【請求項 9】

前記対話手段はさらに、他の細部に位置決め誤差の他の値を割り当てることを可能にして、前記計算手段はさらに前記他の細部の位置に対して前記他の値を記憶する請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

画像品質を示すパラメタを設定する請求項 8 又は 9 に記載の装置において、前記計算手段はさらに前記画像品質を示すパラメタに基づいて自動的に位置決め誤差の値を割り当てる装置。

【請求項 11】

前記装置はさらに、少なくとも 1 つの細部の図形テンプレートを用いて前記画像に重畳し、前記図形テンプレートは画像処理ツール内に規定されている請求項 8、9 又は 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記画像処理ツールは、幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロ内に規定されている請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記装置はさらに、少なくとも 1 つの細部に対する計測を可能にして、前記計算手段は、前記細部に割り当てられた位置決め誤差の値に基づいて前記計測の精度を計算する請求項 8 乃至 12 の何れか一項に記載の装置。

【請求項 14】

請求項 8 乃至 13 の何れか一項に記載の装置及びディスプレイ手段を有するイメージングシステム。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

前記画像処理装置にリンクしたデータ取得システムをさらに有する請求項14に記載のイメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は画像を処理するための方法に関し、

- 前記画像内にある細部に位置決め誤差の値を割り当てるステップ、及び  
- 前記位置決め誤差の前記値を映像化するステップ、  
を有する方法に関する。

【0002】

本発明はさらにコンピュータプログラムにも関する。

【0003】

本発明はさらに画像処理をするための装置にも関し、この装置は、

- 前記画像内にある細部に位置決め誤差の値を割り当てる計算手段、及び  
- 前記位置決め誤差の前記値を映像化する映像化手段  
を有する。

【0004】

本発明はさらにイメージングシステムにも関する。

【背景技術】

【0005】

冒頭の段落に述べたような方法の実施例は、K. Rohr他による「Incorporation of Land mark Error Ellipsoids for Image Registration Based on Approximating Thin-plate Splines」Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery(CAR '97), Berlin, Germany, June 25-28, 1997から既知である。この既知の方法は、三次元のトモグラフィック画像の伸縮性の位置合わせ(elastic registration)を可能にして、この位置合わせは、三次元の誤差楕円体型の異方性ランドマークの位置測定誤差を考慮している1組の対応する解剖学的ランドマークに基づいている。例えば、適当な細部を含む人間の脳の二次元スライス、磁気共鳴装置を使用して取得した容量データに基づいて生成される。この既知の方法はさらに、前記画像内にある適当な細部に位置決め誤差の夫々の値を割り当てる。既知の方法のこの特徴は、薄板スプラインの近似を使用して、それ自体は知られている医療画像の非単純適合(non-rigid matching)方法に基づいている。前記画像内にある細部に位置決め誤差の値を割り当てるために、前記既知の方法は、ランドマークにおける三次元の共分散行列を画像データから直接推定する。対応する誤差楕円体は、画像内において映像化され、考慮中の細部において局所的な強度変化を特徴付け、これにより、これら細部の夫々の位置決め誤差に対し対応する値を生じさせる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

既知の方法の欠点は、前記細部の位置決め推定される精度は、画像の位置合わせだけを目的として用いられ、他の画像処理ステップ中には考慮されないことである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の目的は画像処理を行う方法を提供することであり、これにより、他の画像処理ステップの精度の判断が可能になる。

【0008】

この目的のために、本発明による方法はさらに、

- 前記値の対話形式の調節を可能にするステップ、及び  
- 前記画像内にある細部の位置に対して位置決め誤差の値を記憶するステップ  
を有する。

【0009】

10

20

30

40

50

本発明の技術手法によれば、ユーザは、考慮中の細部に割り当てられた位置決め誤差の値を対話方式で、従って必要であればユーザの専門知識を取り入れて調節することを可能にする。この値の初期割り当てが手動又は自動的に実行されてもよい。前記（調節した）値は、細部の位置に対して記憶され、他の画像処理ステップ中に使用される。本発明の技術手法に従って、他の画像処理ステップの信頼性は向上する。一般的に、位置決め誤差の値は、イメージングモダリティに割り当てられるデフォルト値に等しくすることが可能である。この場合、画像内にある全ての細部はこのデフォルト値を割り当てられ、この値は画像内にある全ての細部の全ての位置に対して記憶されている。ユーザは次いで、このデフォルト値を変更する。この場合、この値はユーザにより与えられる値で上書きされる。

【0010】

本発明の技術手法は特に、生の画像データ、特に医療が起源である生の画像データに基づいて実行される計測及び計算は、画像内にある細部の夫々の位置決め精度を完全に無視しているという洞察に基づいている。「細部」という用語はここでは、撮像されるオブジェクトの構造を示すピクセル又はボクセルを指し、人体構造内に構造を有する適当な実施例を指していることに注意されるべきである。代わりに及び/又は加えて、「細部」という用語は、画像内にある他のオブジェクト例えば医療器具等を指してもよい。他の画像処理ステップの精度を決めるために、画像内にある細部の位置決め精度の知識が必要とされる。一般的に、この精度は、例えばある点の周りにおける正規分布のような確率分布である。代わりに、前記精度は、例えば回転に依存するような異方性でもよい。パラメタ化され得る分布は、簡単なやり方で相互に作用される。例えば正規分布はシグマを用いて通常はパラメタ化され、これは2Dポイントが考慮中の細部である場合、円で映像化されることができる。この円の半径はシグマに等しい。3Dポイントの場合、シグマを示すために球体を用いられる。他の実施例は、独立したx及びy成分を持つ2Dポイントを含み、映像は矩形となる。ここで、矩形の幅はx成分のシグマを示し、矩形の高さはy成分のシグマを示す。分布の映像は図形オブジェクトに制限されず、出力装置上のテキスト及び/又は数字が分布の描写を完全に行うことができ、例えばテキスト“3.05±0.45mm”は、2.60mmから3.50mmに及ぶ一様な分布を示す。細部の位置決め誤差の値を調節するために、ユーザは、映像が図形である場合、適当な図形手段を使用する。そうでなければ、ユーザは考慮中の細部の位置決め誤差の値を入力するための適切な入力手段を用いる。

【0011】

本発明による方法の実施例において、前記方法はさらに、  
- 位置決め誤差の他の値を他の細部に対話形式で割り当てるステップ、及び  
- 前記他の細部の位置に対して前記他の値を記憶するステップ  
を有する。

【0012】

この技術手法は、位置決め誤差の値が、画像において識別可能な各々関連する細部に割り当てられない状況に対し特に有利である。これにより、ユーザは位置決め誤差の値を新しく選択した細部に採用し、これにより、位置決め誤差の絶対値が隣接する細部からコピーされる、すなわちそれはユーザの専門知識に基づいている。本発明の技術手法によれば、画像内にある関連する他の細部の夫々の位置決め誤差の値を規定することを可能にするだけでなく、位置決め誤差の対応する値が考慮中の他の細部の夫々の位置に対して記憶されるので、他の画像処理ステップ中にこれら値を使用することも可能にする。

【0013】

本発明による方法の他の実施例において、前記方法は、  
- 画像品質を示すパラメタを設定するステップ、及び  
- 前記パラメタに基づいて前記位置決め誤差の値を自動的に割り当てるステップ  
をさらに有する。

【0014】

細部の位置決め誤差の初期値を自動化したやり方で計算することが有利なことが分かる。それ自体は知られている適切な画像処理を行うアルゴリズム、例えばエッジ検出アルゴ

10

20

30

40

50

リズムは、画像内のぼやけたエッジと画像内のシャープなエッジとを区別する適切なパラメタを自動的に割り当て、このパラメタは位置決め誤差の対応する値を自動的に計算するのに用いられている。ユーザはこの計算された値を引き続き編集してもよく、画像分析の信頼性をさらに向上させる。

【 0 0 1 5 】

本発明による方法のさらに他の実施例において、前記細部を位置決めするために、前記画像は細部の図形テンプレートで重畳される。前記図形テンプレートは画像処理ツール内に規定されている。

【 0 0 1 6 】

この技術手法は、細部を有する画像が複雑な他の処理にかけられる場合に特に有利である。上記他の処理は例えば、関心のある細部の描写を含んでいる。上記描写は、画像内にある構造物の描写、例えば適当な解剖学的部位の描写も含む。代わりに、前記描写は、手術用器具、カテーテル等のような画像内にある識別可能な他のオブジェクトの描写も含む。

【 0 0 1 7 】

本発明の方法の現在の実施例によれば、描写されるべき細部は適当な図形テンプレートで自動的に重畳され、これによりそれ自体は知られる適切な画像適合技術を用いて、テンプレートと細部との間の幾何学的適合が実行される。幾何学テンプレートは適当な画像処理ツール内に規定されているので、前記細部に割り当てられた位置決め誤差の値は、画像内における夫々の位置及び画像内における位置決め誤差の値を各々持つ複数のピクセル又はボクセルに基づいてエリアを描写するステップ中に自動的に考慮される。従って、描写されたエリア又は容積は適当なエラー伝搬アルゴリズムを使用して、その位置決め誤差により特徴付けられる。これにより、他の画像処理ステップの信頼性が向上する。

【 0 0 1 8 】

代わりに、画像内に規定される細部に対する計測を含む画像処理ステップに対し、前記細部にリンクした適当なランドマークは、より複雑な計測のための入力として使用されることができる。複雑な計測は、他の計測に加えて作られる計測である。例えば2本の線分間の角度は、ある線分とある線分とこれら線分間の角度とから築かれる。線分は、開始及び終了のランドマークにより設定される。複雑な計測を誤差を持つランドマークと組み合わせることは、精度を考慮する複雑な計測を生じさせる。例えば2つのランドマークは、その開始と終了とにより線分を決めることができる。このランドマークが位置誤差分布として楕円形を持ち、前記線分の角度に関心がある場合、結果生じる線分は、角度の誤差も付加した線分である。これら線分のうち不確定な角度を持つ2つの線分は、それら線分間にある角度を持ち、この新しい角度計測は、組み合わせられた2つの線分の誤差により決められる新しい誤差を持つ。この場合、細部の位置決めに関する初期誤差が考慮され、その計測結果への伝搬がそれに応じて考慮される。

【 0 0 1 9 】

本発明によるさらに他の実施例において、図形テンプレートは幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロ内に規定されている。

【 0 0 2 0 】

この技術手法は、図形リレーショナルアプリケーションのマクロが上記やり方で複数のオブジェクトを相互に関係付けるように構成されるので、1つのオブジェクトが再位置決めされる場合、それに関連する他のオブジェクトもそれに応じて再位置決めされることが利点である。これは、全自動の画像処理を提供することになるだけでなく、高い信頼性のある描写、計測及び画像処理も供給することになり、これにより画像内にある関連する細部の位置決め精度が考慮される。

【 0 0 2 1 】

幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロを使用する画像処理の実施例は、本出願人に付与されている国際出願公開番号WO/0063844号から既知である。この幾何学アプリケーションのフレームワークマクロは、画像内に規定される様々な幾何学

10

20

30

40

50

テンプレートの詳細な描写を提供する、特に画像の幾何学的形状内において前記テンプレートを構造的に相互に関係付け、これによりテンプレート間のある既定の幾何学的一貫性が維持されるように、様々な幾何学テンプレートの構造的処理を提供する。幾何学アプリケーションのフレームワークマクロはさらに、解剖学的構造が適切なランドマークを備えている場合、前記構造の幾何学的特徴の分析及び/又は計測を可能にする。円、線分、球形等のような既定の幾何学テンプレート間における多様な起こり得る幾何学的関係が可能であり、幾何学アプリケーションのフレームワークマクロ内に規定されている。この幾何学テンプレートは、ランドマーク又は幾何学テンプレートに関連するランドマークの組を使用して、幾何学アプリケーションのフレームワークマクロにより動作可能である。

【0022】

本発明によるコンピュータプログラムは、上述したような方法のステップをプロセッサに実行させる。

【0023】

本発明による装置はさらに、ユーザによる前記値の調節を可能にする対話手段を有し、前記計算手段はさらに前記細部の位置に対して位置決め誤差の値を記憶する。

【0024】

前記対話手段を提供することにより、ユーザは、前記画像内において識別される関連する細部を、この細部の位置決め of 適切な精度で編集及び/又は追加することを可能にする。これによりこの精度はさらに他の画像処理ステップ中に考慮される。好ましくは、この精度は、適当な図形手段を使用して、例えば位置決めの不確定性に対応する幾何学形状を描く及び/又は代わりに位置決め誤差の値をユーザにフィードバックする対話形式のテキストボックスをリンクすることにより映像化される。本発明による装置のさらに有利な実施例は請求項9から13を参照して述べられる。

【0025】

本発明によるイメージングシステムは、ディスプレイ手段及び前述したような装置を有する。有利なことに、本発明によるイメージングシステムはさらに、前記画像処理装置に接続可能であるデータ取得ユニットを有する。このようにして、データ取得及び処理システムの動作の容易さが提供され、これによりユーザは必要な画像処理ステップを高い信頼性で実行することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

本発明のこれら及び他の態様は、図を参照してさらに詳細に説明される。

【0027】

図1は、本発明による方法の実施例を概略的に示し、これにより位置決め誤差の識別を供給する画像細部に対して計測が実行される。しかしながら、本実施例において、画像1は診断用医療画像を有しているが、他の画像も同様に考えられる。本発明による方法は、2つの連続するステップ1a及び1bを用いて説明される。ステップ1aにおいて、画像1は人体構造のエリアを有し、ここに2つの細部2a及び2bが識別されている。これら細部は大腿骨3の外表面と重なるように位置決めされる。これら細部2a、2bは例えばエッジ検出アルゴリズムを用いて手動又は自動的に位置決めされてもよい。大腿骨3の画像がエッジ5を有するという事実により、これら細部が画像内に散布される(seeded)方法に関係なく、細部2a、2bの位置決めに不確定性が存在する。本発明の方法によれば、各細部は、例えば適当な楕円4a及び4bを用いて、ユーザに視覚化される位置決め誤差の値を割り当てられる。位置決め誤差の夫々の値は、適切な入力手段を使用してユーザにより手動で採用される。代わりに、この位置決め誤差の値が画像品質を示すパラメタに基づいて細部に割り当てられることも可能である。例えば、エッジ検出アルゴリズムは、大腿骨のエッジに沿った傾斜を測定するために適切に構成され、位置決め誤差の値はこの傾斜から得られる。さらに代わりに、画像内にある全ピクセルが位置決め誤差の初期デフォルト値を割り当てられることが可能であり、これは画像1が取得したイメージングモダリティ(imaging modality)に対応している。本発明の方法によれば、ユーザは位置決め誤差

10

20

30

40

50

の値を対話形式で調節する手段を備えている。この目的のために、例えばユーザはカーソル 8 を用いて前記楕円の夫々の境界をドラッグし、これにより位置決め誤差の対応する値を変更する。そうでなければ、ユーザはキーボードのような適切な入力手段を用いて、位置決め誤差の絶対値を直接入力してもよい。この位置決め誤差の値は、画像内にある細部の座標と一緒に記憶される。これにより、前記位置決め誤差にリンクした細部の何れかに関する計測が実行される場合、この計測結果は、位置決め誤差の値から得られた不確定性の値を備える。これはウィンドウ 9 に概略的に説明され、画像細部 2 a と 2 b との間の距離の測定結果をフィードバックする。

【 0 0 2 8 】

本発明の方法によれば、ユーザの専門知識がそうすることを要求する場合、ユーザは位置決め誤差の前記割り当てられた値を調節してもよい。これはステップ 1 b に概略的に説明されている。ここで、ユーザは、細部 2 a 及び 2 b に対する位置決め誤差のエリアを再規定し、これらを 4 a ' 及び 4 b ' に拡大する。ウィンドウ 9 b に示される計測の不確定性の対応する読み取り値がそれに応じて変化する。

【 0 0 2 9 】

本発明による方法は、位置決めの不確定性をエラー伝搬計算に組み込むための手段を提供するので有利である。これは、例えば放射線療法の治療プランを作成することを目的として、関心領域又は容積が描写される場合に特に適当である。図 1 に示される実施例を用いると、大腿骨の一部に対応する容積が照射されると仮定する。この場合、ユーザは関心容積を手動で描写してもよいし又はピクセル又はボクセル値に基づいて自動的に描写されてもよい。両方の場合において、本発明の方法に従い、結果生じる容積は、関心容積を構成する細部の位置決め誤差に基づいて計算された描写誤差に関する情報を追加される。好ましくは、描写された関心容積は、最大偏差を補うマージンだけ拡張され、これにより起こり得る画像処理の不確定性を正確に補う前記放射線療法のプランが実行されることを保証する。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、本発明による方法の他の実施例を概略的に示し、これにより位置決め誤差の識別を提供する画像細部に対して画像処理が実行される。画像 1 0 は人間の骨の一部を示す診断用 X 線画像を有する。この画像は外科、特に整形外科の診療を計画するために使用される。この目的のために、この画像は大腿骨の頭部の第 1 の中心線 1 2 と、この大腿骨の頭部の第 2 の中心線 1 4 との間の交点を決めるのに有用である。画像 1 0 は自動的に描写される細部 1 2 a 及び 1 2 b を具備し、それらが第 1 の中心線 1 2 を規定することが可能である。細部 1 2 a 及び 1 2 b は夫々の映像化された位置決め誤差 1 2 c 、 1 2 d を具備する。ユーザは他の細部 1 4 a 、 1 4 b を識別すると共に、対応する位置決め誤差 1 4 b 、 1 4 c を夫々識別することにより第 2 の中心線 1 4 を規定する。線分 1 2 、 1 4 の交点はポイント 1 6 により説明され、これは適当な楕円により与えられる位置決め誤差インジケータ 1 6 a を具備する。この位置決め誤差インジケータ 1 6 a の値及び形状は、これら細部の 4 つの夫々の位置決め誤差の絶対値及びそれらの分布に依存している。通常、同じ画像に対し分布は、一様な分布、すなわち正規分布のように同じである。同じ型の分布に対し、前記インジケータ 1 6 a は通常、前記細部の位置決め誤差のインジケータと同じ形状を持つ。代わりに、画像 1 0 の異なる部分が異なる分布を（自動的に又は手動で）割り当てられることも可能であり、これは画像の異なる部分が異なる自由度を持つ状況を可能にする。この場合、インジケータ 1 6 a は不規則な形状でもよく、それは異なる分布の畳み込み(convolution)により決められる。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、本発明による方法の実施例を概略的に示し、これにより細部は図形テンプレートにより重畳される。本実施例において、図形テンプレートが幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロ内に配される計測ツールを有していたとしても、他の適切な図形テンプレートは可能である。本実施例では、人間の大腿骨の自動的な直径計測が示されている。実線 3 2 、 3 4 は、幾何学リレーショナルアプリケーションのフレー

10

20

30

40

50

ムワークマクロ内にある図形テンプレートを示し、線分32は大腿骨の軸をモデリングし、第2の垂線34は直径の計測35の方向をモデリングしている。この幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロの構造それ自体は、国際特許出願公開番号WO/0063844号から知られている。垂線34は2つの図形テンプレート、すなわち関連する距離計測値を持つ2つのポイントオブジェクト33a、33bを含むように配され、これら全ては幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロ内に規定されている。本実施例において、開いている外形(contour)31は、ポイント33a、33bと関連している。これら外形は、適切な画像分割技術を用いて大腿骨のエッジに沿って自動的に外形自身を位置決めする。線分34、線分32及び外形31の間の関係を特に規定することにより、2つのポイントオブジェクト33a、33bの位置は垂線34と各図形オブジェクト31との交点に自動的に適合する。本実施例は、これらポイント33a、33b間の距離を規定する。これらポイント33a、33bは対応する位置決め誤差インジケータ33a'、33b'を備える。これら値はウィンドウ37aにおける対話形式のテキストエディタを用いて、ユーザにより入力されてもよい。ここで第1の方向における位置決め誤差が第2の方向における位置決め誤差とは等しくないと判断されるので、本実施例は位置決め誤差を映像化している矩形を示す。そこでの距離及び不確定性の対応する値がウィンドウ36に示されている。ポイント33a、33bの位置及び/又は決め誤差の絶対値が変更される場合、ウィンドウ36における読み取り値は、幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロの機能と本発明の方法との有利な組み合わせにより、自動的に更新される。さらに、距離36の読み取り値は、線分31、32、34の何れかの位置が変更される場合に自動的に更新され、新しいポイント33aと33bとの間の経路35に対する異なる長さの読み取り値となる。これにより、ユーザが垂線34を持ち上げ、その垂線を大腿骨の軸に沿って移動させる場合、直径計測35は、この垂線34の新しい場所での現在の大腿骨の直径に依存して適合する。この技術手法によれば、画像処理手段を動作させる汎用性及び容易さが提供され、これにより幾何学リレーショナルアプリケーションのフレームワークマクロにある図形オブジェクト間における結合により、これらオブジェクトの如何なる再位置決めも自動的に、対応する精度値を付加した、関心のあるオブジェクトの計測35の更新となる。

#### 【0032】

図4は本発明による装置の実施例を概略的に示す。画像処理装置40は、画像データを何らかの適切な形式で入力するための入力部42を有する。例えば、この装置40は画像データの取得を含んでもよい。この場合、画像データはアナログ形式で取得され、適切なA/D変換器を用いて、その後の処理のためのデジタル形式に変換されてもよい。この画像データは、例えばデジタル形式で直接取得することにより、又は他のコンピュータ/医療器具により取得した後、コンピュータネットワークを介してデジタル形式で入力されてもよい。この画像処理装置のコア部分は、入力手段42から画像データを読み込み、これらデータをその後の処理に利用可能させるプロセッサ44により形成される。適切なプロセッサ44の実施例は、従来のマイクロプロセッサ又は信号プロセッサ、(通例はハードディスクに配置される)バックグラウンド記憶装置48及び(通例はRAMに配置される)作業メモリ46である。バックグラウンド記憶装置48は、処理を行っていない場合、画像データ(又はその一部)を記憶するのに使用され、(プロセッサによる実施がされていない場合)図形テンプレート及び適切な形状モデルの動作を記憶するのに使用されることができる。メインメモリ46は通例、処理されている画像データ(の一部)、画像データのこれら部分を処理するのに使用されるモデル及び幾何学テンプレートの命令を保持する。本発明による装置40は、位置決め誤差の値を画像内にある細部に割り当てる計算手段45を有する。この計算手段は、例えば全体として画像に応用可能であるデフォルト値に基づいて、自動的に前記位置決め誤差の値を割り当てる、又はこの位置決め誤差の値が導き出されるパラメタを計算する。この装置はさらに、位置決め誤差の値を映像化する映像化手段47を有する。例えば、この映像化手段47は、ユーザが細部を選択したとき、夫々の位置決め誤差のテキストのフィードバックを連続して又は要求に応じて提供する。

10

20

30

40

50

好ましくは、映像化手段は、適切な幾何学形状を用いて画像内において位置決め誤差を図形で映像化する。装置40はさらに、ユーザによる位置決め誤差の値の調節を可能にする対話手段47aを有する。この対話手段47aの様々な実施例が考察される。例えば、ユーザにより提供されるファイルからデフォルト値を読み取るファイルリード、ユーザが位置決め誤差の夫々のインジケータを描くことを可能にするグラフィックユーザインタフェース、テキストエディタ、対話ウィンドウ等である。好ましくは計算手段45、映像化手段47及び対話手段47aは、好ましくはメモリ48に記憶されるコンピュータプログラム43により動作可能である。出力部49は、計測結果、関心エリア又は容積の描写等のような適切なデータ処理の結果を出力するのに使用される。例えば、プロセッサ44が記憶装置48から取得される分割プログラムを読み込んだ場合、このとき、出力部は関心容積を構成する細部の位置決め誤差に基づいて計算される位置決めマージンを備える関心容積を備える分割された構造でもよい。

10

#### 【0033】

図5は本発明によるイメージングシステムの実施例を概略的に示す。本発明によるイメージングシステム50は、画像データ59に基づいて画像処理を行う前記装置40を有する。この装置40の出力は好ましくは、画像内にある細部の位置に対して記憶される位置決め誤差の値を具備する少なくとも1つの細部を持つ画像を有する。この装置40の出力は、ビューワ51の他の入力手段55に利用可能となる。好ましくは、この他の入力手段55は、その位置決め誤差53aに関連する適切な細部53bを有する画像53が映像化されるように、ユーザインタフェース54を制御するプログラム56を用いて適切なインタフェースを動作させる他の適切な処理手段を有する。好ましくは、ユーザの便宜のために、ビューワ51は高解像度のディスプレイ手段52を備え、ユーザインタフェースは、適当な対話手段57、例えばマウス、キーボード又は他の何らかの適切なユーザ入力装置を用いて操作可能である。好ましくは、画像分析システム50はさらにデータ取得ユニット61も有する。しかしながら、本実施例ではX線装置が示されているが、CT、磁気共鳴装置又は超音波装置のような他のデータ取得モダリティも同様に考えられる。装置61は、この装置61の取得容積V内に位置決めされるオブジェクト、例えば患者から画像データを取得する。この目的のために、X線のビーム(図示せず)がX線源63から放射される。伝播する放射線(図示せず)は、適当な検出器65により記録される。斜めのイメージングを可能にするために、X線源63及びX線検出器65は、スタンド67に回転可能な状態で接続されているガントリ64に搭載されている。X線検出器65の出力部における信号Sは画像データ59を表す。

20

30

#### 【0034】

図6は、本発明による方法のワークフローの実施例を概略的に示す。本発明による方法のステップ74では、適切な細部74aが画像72a内において位置決め誤差の値を割り当てられる。ステップ74の前に、ステップ72が実施されることも可能であり、ここで適切な画像データ72aが適切な画像処理手段に読み込まれる。好ましくは、例えばあるイメージングモダリティの位置的誤差に対応して、位置決め誤差の値が適当なファイル75から読み込まれる。代わりに、位置決め誤差の値74aは、画像の品質を特徴付ける適切なパラメタを割り当てることにより、画像データ72aに基づいてオンラインで計算される。この動作は、それ自体は知られている画像処理技術、例えばエッジ検出アルゴリズムを用いて上手く実施されることができ、ステップ76において、位置決め誤差の値は適当なテキスト又は図形手段を用いて映像化される。ステップ74において複数の細部が識別される場合、ユーザは、望んでいる細部を他の画像処理ステップに基づいて選択してもよい。加えて、ステップ78において、ユーザは他の細部を識別し、他の位置決め誤差をこの細部に割り当ててもよい。適当な対話手段を使用して、位置決め誤差の値を前記細部に調節することも可能である。必要な細部の全てが識別され、必要な位置決め誤差の全てが割り当てられ及び/又は調節される場合、ユーザは、前記細部に基づいて他の画像処理ステップを行うことを可能にして、それにより、細部の位置決めに関する不確定性は、エラー伝搬の計算を考慮する。この動作は、ステップ79に概略的に説明される。ここで

40

50

、適当な画像処理動作 80 が選択される。この動作は例えば、細部 83、84 に対する計測を含んでもよく、これら細部各々は位置決め誤差 81、82 の夫々の値を備えている。この計測結果、例えば細部 83 と 84 との間の長さは、前記位置決め誤差 81、82 に基づく不確実性が付加される。この結果はステップ 86 においてユーザにフィードバックする。ユーザがこの結果を承認する場合、ステップ 89 において画像処理を終了し、そうでなければ、ステップ 87 に戻され、前記細部の位置及び/又は夫々の位置決め誤差を編集する。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図 1】本発明による方法の実施例を概略的に示し、これにより位置決め誤差の識別を提供する画像細部に対する計測が実行される。

10

【図 2】本発明による方法の他の実施例を概略的に示し、これにより位置決め誤差の識別を提供する画像細部に対する画像処理が実行される。

【図 3】本発明による方法の実施例を概略的に示し、これにより細部は図形テンプレートにより重畳される。

【図 4】本発明による装置の実施例を概略的に示す。

【図 5】本発明によるイメージングシステムの実施例を概略的に示す。

【図 6】本発明による方法のワークフローの実施例を概略的に示す。

【図 1】

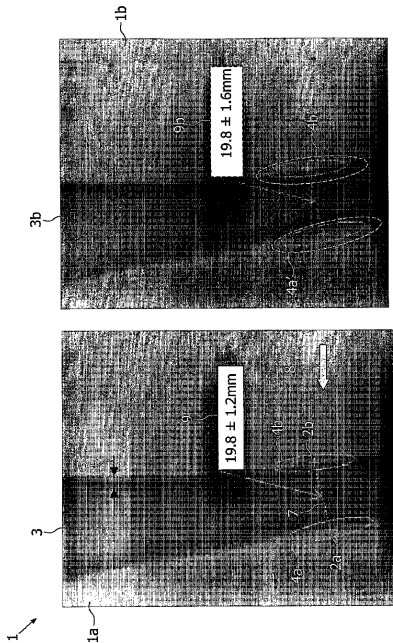


FIG.1

【図 2】

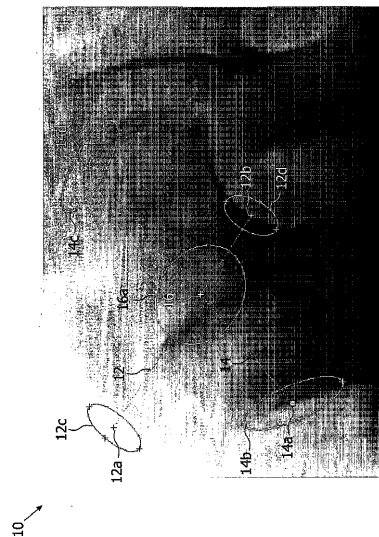


FIG.2

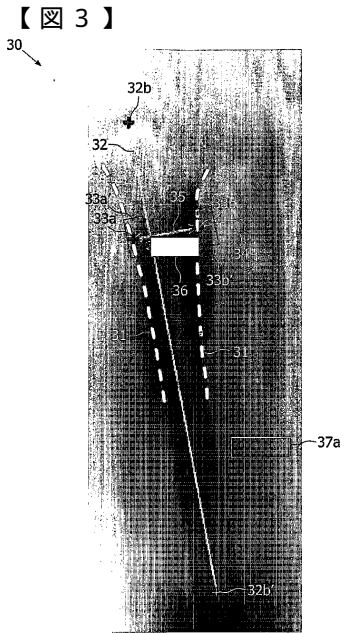


FIG.3

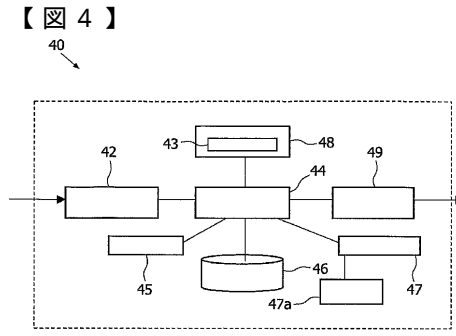


FIG.4

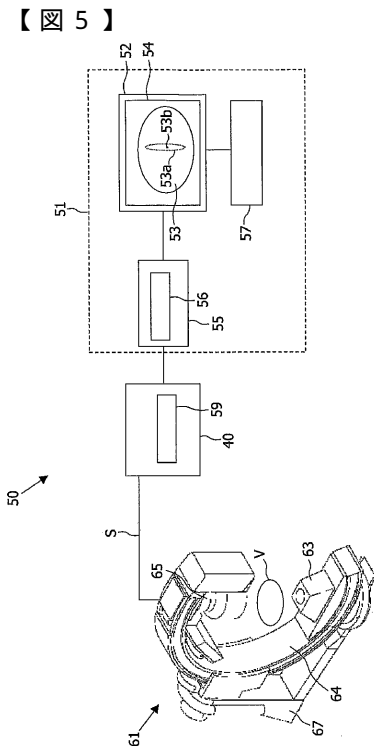


FIG.5

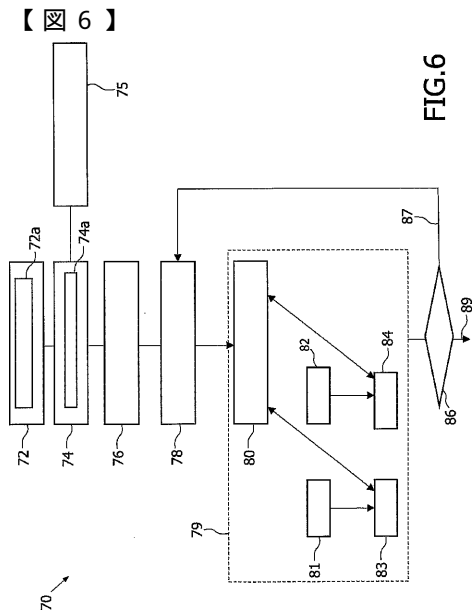


FIG.6

フロントページの続き

(72)発明者 エルメス ジャン - ピエール エフ エイ エム  
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 1 7 5 1 2 5 ( J P , A )  
特表 2 0 0 2 - 5 4 1 9 5 0 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 6 3 5 6 4 ( J P , A )  
特開 2 0 0 3 - 2 9 9 6 3 9 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 0 2 / 0 0 0 6 2 3 1 ( U S , A 1 )  
特開平 1 1 - 3 1 6 7 7 5 ( J P , A )  
特表 2 0 0 3 - 5 2 0 6 5 8 ( J P , A )  
特開平 7 - 2 3 4 9 3 0 ( J P , A )  
特許第 3 1 2 9 7 0 0 ( J P , B 2 )  
特許第 2 9 2 3 0 6 3 ( J P , B 2 )  
特開 2 0 0 4 - 3 8 8 8 4 ( J P , A )  
A. Cavallo, I. Solovei, L. Schermeleh, R. Heintzmann, T. Cremer and C. Cremer , "A Hybrid Approach to the 3D High Precision Position Measurement and Particle Tracking in Human Cell Nuclei" , Real-Time Imaging , 英国 , Elsevier Science Ltd. , 2 0 0 2 年 1 2 月 , 第 8 卷、第 6 号 , p . 4 6 7 - 4 7 3  
K. Rohr, R. Sprengel, H. S. Stiehl , "Incorporation of Landmark Error Ellipsoids for Image Registration Based on Approximating Thin-Plate Splines" , Computer Assisted Radiology and Surgery , Elsevier Science B. V. , 1 9 9 7 年 , p . 2 3 4 - 2 3 9

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/00 - 6/14  
G06T 1/00 - 1/40  
G06T 7/00 - 7/60  
A61B 5/00  
A61B 5/055