

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5849048号
(P5849048)

(45) 発行日 平成28年1月27日 (2016. 1. 27)

(24) 登録日 平成27年12月4日 (2015. 12. 4)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006. 01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 16 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-521946 (P2012-521946)
 (86) (22) 出願日 平成22年7月20日 (2010. 7. 20)
 (65) 公表番号 特表2013-500089 (P2013-500089A)
 (43) 公表日 平成25年1月7日 (2013. 1. 7)
 (86) 国際出願番号 PCT/CN2010/075287
 (87) 国際公開番号 W02011/012055
 (87) 国際公開日 平成23年2月3日 (2011. 2. 3)
 審査請求日 平成25年7月16日 (2013. 7. 16)
 (31) 優先権主張番号 12/509, 705
 (32) 優先日 平成21年7月27日 (2009. 7. 27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 512022664
 香港ポリテクニク大学
 THE HONG KONG POLYT
 ECHNIC UNIVERSITY
 中華人民共和国、香港、九龍、ハンホーム
 Hung Hom, Kowloon,
 Hong Kong, China
 (74) 代理人 110001092
 特許業務法人サクラ国際特許事務所
 (72) 発明者 ツェン、ヨンピン
 中華人民共和国、香港、香港ポリテクニ
 ク大学、ヘルステクノロジー アンド イ
 ンフォマティックス部内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 側弯症評価のための三次元 (3D) 超音波撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脊髄構造異常を評価するための三次元 (3D) 超音波撮像システムであって、
 超音波輝度モードプローブを備えて B モード超音波画像を取り込む超音波スキャナと、
 前記取り込まれた B モード超音波画像の位置及び向きを記録する空間センサと、
 前記取り込まれた B モード超音波画像に含まれる椎骨の複数の特徴をマーキングし、該
 マーキングされた複数の特徴を複数の線で結んで前記マーキングされた複数の特徴同士
 の間の角度及び距離を計算し、前記計算された角度及び距離に基づいてコブ角及び脊髄ねじ
 れ角を計算するソフトウェアモジュールと、を具備し、
 前記マーキングされた複数の特徴は、前記椎骨の表面の反射であること
 を特徴とするシステム。

【請求項 2】

前記ソフトウェアモジュールは、前記取り込まれた B モード超音波画像に含まれる骨質
 表面細部を強調する画像強調モジュールを有することを特徴とする請求項 1 記載のシステ
 ム。

【請求項 3】

前記ソフトウェアモジュールは、マーキングされた特徴を含む取り込まれた B モード超
 音波画像を識別する画像マーキングモジュールを有することを特徴とする請求項 1 記載の
 システム。

【請求項 4】

10

20

前記ソフトウェアモジュールは、前記椎骨の特徴を識別するために取り込まれたＢモード超音波画像を拡大する画像拡大モジュールを有することを特徴とする請求項１記載のシステム。

【請求項５】

前記ソフトウェアモジュールは、マーキングされた特徴を含まない取り込まれたＢモード超音波画像を削除する画像削除モジュールを有することを特徴とする請求項１記載のシステム。

【請求項６】

前記椎骨の前記特徴は、棘突起及び横突起の稜、先端を含むことを特徴とする請求項１記載のシステム。

10

【請求項７】

前記ソフトウェアモジュールは、前記マーキングされた複数の特徴を複数の線で結んで、骨組みに基づいた脊柱の骨格仮想モデルを生成する仮想モデル生成部を有することを特徴とする請求項１記載のシステム。

【請求項８】

前記仮想モデル生成部は、前記椎骨の前記特徴に応じて、３Ｄ空間中で、対応する椎骨節をサイズ変更し配置することを特徴とする請求項７記載のシステム。

【請求項９】

前記超音波スキャナは、患者の背中を読み取るプローブを有することを特徴とする請求項１記載のシステム。

20

【請求項１０】

前記空間センサは送信機及び受信機を有し、前記受信機は前記プローブに動作可能に取り付けられることを特徴とする請求項９記載のシステム。

【請求項１１】

前記空間センサは送信機及び受信機を有し、前記送信機は前記プローブに動作可能に取り付けられることを特徴とする請求項９記載のシステム。

【請求項１２】

胸台をさらに具備することを特徴とする請求項１記載のシステム。

【請求項１３】

患者が定位置を保持するのを支援するための、高さを調整可能な手すりをさらに具備することを特徴とする請求項１記載のシステム。

30

【請求項１４】

前記ソフトウェアモジュールは、

前記取り込まれたＢモード超音波画像から骨反射を抽出し、あるいは、前記骨反射以外の前記画像の全特徴を取り除くため、最大強度反射、最大諧調度、能動輪郭又は画像登録のいずれか１つの画像処理を行う画像処理部をさらに備えて、

前記画像中の骨の位置を特定し、前記位置をマーカでマーキングすること、
を特徴とする請求項１ないし１３のいずれか１項に記載のシステム。

【請求項１５】

前記画像処理部は、さらに、骨反射が検出されない前記画像を破棄することを特徴とする請求項１４記載のシステム。

40

【請求項１６】

前記ソフトウェアモジュールは、さらに、

同一の突起に対する複数のマーカの位置を分析し、

前記複数のマーカにより形成された３Ｄ起伏に基づき、前記突起の先端を検出し、

最小組織深度をもつ椎骨の特徴に対応する前記マーカを、前記突起の前記先端とみなすこと

を特徴とする請求項１４記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、側弯症評価のための三次元（３Ｄ）超音波撮像システムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

側弯症とは、人間の脊柱が左右に湾曲する症状であり、それにねじれが加わることもある。側弯症は、一般にＸ線評価により測定される。側弯症を測定するその他の技術として、モアレ縞マッピング、ラスタ型システム、３６０度胴側面スキャン、立体写真測量システムなどがある。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

10

【 0 0 0 3 】

Ｘ線画像に基づくコブ角測定は、側弯症評価のための主要な方法である。側弯症患者のレントゲン写真が治療中あるいは測定期間に亘って多数必要となるため、大量の放射線曝露を招く。したがって、この技術は子どもや若者には向いていない。

【 0 0 0 4 】

また、レントゲン写真結果の分析は、極めて主観的なものである。湾曲する脊柱斜投影を識別するのは困難であると考えられるし、患者に対するＸ線ビームの角度によってコブ角は大きく変わる。また、コブ角の計算においてそれぞれ３～５度及び６～７度の検者内及び検者間変動性が報告されている。さらに、脊柱のねじれはコブ角の程度に影響を及ぼし得るが、通常の胸部Ｘ線からはねじれ情報を得ることができないため、ねじれの程度を考慮することができなかった。Ｘ線検査には、特殊な部屋やＸ線設備を動作させるのに訓練を受けた専門家が必要とされる。これらの要因により、側弯症検査でのＸ線の使用には制約がある。

20

【 0 0 0 5 】

従来より、側弯症の画像化はアダム前屈テスト（ＦＢＴ）に基づくものだった。ＦＢＴは、脊柱変形を定量的に記述するものではない。したがって、より正確かつ客観的な画像化の結果を得るに当たり、様々なアプローチが開発されてきた。

【 0 0 0 6 】

側弯計は、定規のような手持ち式の道具である。側弯計は、胴体の非対称又は胴体の軸回転（ＡＴＲ）（肋骨隆起変形ともいわれる）を測定するための傾斜計である。側弯計により、側弯症の程度を評価するための定量的測定をすることができる。側弯計での測定においてＡＴＲ値の検者内及び検者間変動性並びに高い偽陽性率が生じると、様々な研究で明らかになってきている。加えて、側弯計測定はコブ法と強い相関があるわけでもない。側弯計だけを専ら診断用ツールとして使用するべきでないと、これまでの研究で示唆されている。

30

【 0 0 0 7 】

モアレ縞マッピングは、患者の背中中の３Ｄ形状を得るのに用いられる。モアレ縞は、対象に格子を投射することで生じる。縞の画像はビデオシステムに取り込まれる。そうすると、被写体の等高線システム及び断面形状が自動的に再現され、コンピュータのモニタに表示される。モアレ縞マッピングでは、最大１０ミクロンの分解能において極めて正確なデータを取得することができる。縞の密集度が極めて高くなると、大きい角度をもつ面を測定することができない。加えて、患者の位置、体質及び脂肪による皮膚のひだによっても、表面トポグラフィが不正確になる。本技術の臨床経験不足により、観察対象の身体と潜在的な側弯症との相関が低くなっている。

40

【 0 0 0 8 】

英国では、Ｑｕａｎｔｅｃ 脊髄画像システムが広く使用されている。Ｑｕａｎｔｅｃ 脊髄画像システムは、モアレトポグラフィ及びラスタ立体写真に基づくものである。このシステムは、ラスタ立体画法を用いて縞パターンの画像を生成し、患者の背中に投射される。そして、このシステムによりＱ角（患者の画像から反射される冠状面の非対称を定量化する冠状面測定値）が求められる。しかしながら、このシステムは複雑で表面トポグラフ

50

ィに依拠しており、これが不正確性の要因となる。写真測量法システムは、レーザスキャン又は写真技術に基づくものである。レーザスキャン及びビデオシステムによれば、高速かつ正確な側弯変形の３Ｄ測定が可能となり、すぐに空間的に記録される。デジタル３Ｄモデルの出力により、最大１ｍｍの分解能が可能となる。この３Ｄモデルを用いて、コブ角などの脊椎の歪み情報が得られる。これらのシステムによれば、非侵襲かつ非接触に測定を行うことが可能となる。しかしながら、これらの技術はすべて表面トポグラフィに基づくものであり、携帯可能又は移動可能なものは無い。

【０００９】

OrthoScan Technologies社の開発したOrteliusシステムは、放射線を使用せずに空間的データを取り込み、脊椎変形を診断及び検出するシステムである。検査中、検査者は患者の背中を触診して各椎骨の棘突起の位置を特定し、３Ｄ空間センサを用いて全椎骨の棘突起の位置を記録する。そして、脊椎の歪みの指標を算出するためのコンピュータモデルにデータが再構築される。しかしながら、横突起の位置を得ることはできない。脊柱のねじれを考慮することができない。さらに、検査中に患者は何度も触診を受ける必要があり、突起のためにある程度の不快感を催す可能性がある。３Ｄ空間センサにより横突起の位置が記録されるとしても、技師が体表面の触診に基づいてマニュアルに決定するものであり、主観的なものとなる。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

第１の好適な側面によれば、脊椎構造異常を評価するための三次元（３Ｄ）超音波撮像システムが提供される。このシステムは、超音波画像を取り込む超音波スキャナを有する。このシステムは、取り込まれた超音波画像の位置及び向きを記録する空間センサを有する。このシステムは、取り込まれた超音波画像に含まれる椎骨の複数の特徴をマーキングするソフトウェアモジュールであって、マーキングされた複数の特徴同士の間角度及び距離を計算するためマーキングされた複数の特徴が複数の線で結ばれ、計算された角度及び距離に基づいてコブ角及び脊椎ねじれ角を計算するソフトウェアモジュールを有する。マーキングされた複数の特徴は、椎骨の表面の反射である。

【００１１】

ソフトウェアモジュールは、取り込まれた画像に含まれる骨質表面細部を強調する画像強調モジュールを有してもよい。

【００１２】

ソフトウェアモジュールは、マーキングされた特徴を含む取り込まれた画像を識別する画像マーキングモジュールを有してもよい。

【００１３】

ソフトウェアモジュールは、椎骨の特徴を識別するために取り込まれた画像を拡大する画像拡大モジュールを有してもよい。

【００１４】

ソフトウェアモジュールは、マーキングされた特徴を含まない取り込まれた画像を削除する画像削除モジュールを有してもよい。

【００１５】

椎骨の特徴は、棘突起及び横突起の稜、先端を含んでもよい。

【００１６】

ソフトウェアモジュールは、マーキングされた複数の特徴を複数の線で結んで、骨組みに基づいた脊柱の骨格仮想モデルを生成する仮想モデル生成部を有してもよい。

【００１７】

仮想モデル生成部は、椎骨の特徴に応じて、３Ｄ空間中で、対応する椎骨節をサイズ変更し配置してもよい。

【００１８】

超音波スキャナは、患者の背中を読み取るプローブを有してもよい。

【００１９】

10

20

30

40

50

プローブは、およそ10～20cmの幅をもち、全ての脊髄突起を1回の読み取りでスキャン可能であってもよい。

【0020】

空間センサは送信機及び受信機を有し、受信機はプローブに動作可能に取り付けられてもよい。

【0021】

空間センサは送信機及び受信機を有し、送信機はプローブに動作可能に取り付けられてもよい。

【0022】

このシステムは、胸台をさらに有してもよい。

10

【0023】

このシステムは、患者が定位置を保持するのを支援するための、高さを調整可能な手すりをさらに有してもよい。

【0024】

第2の側面によれば、脊髄構造異常を評価するための方法が提供される。この方法は、超音波画像を取り込む。この方法では、取り込まれた超音波画像の位置及び向きを記録する。この方法は、取り込まれた超音波画像に含まれる椎骨の複数の特徴をマーキングし、マーキングされた複数の特徴同士の間角度及び距離を計算するためマーキングされた複数の特徴が複数の線で結ばれ、計算された角度及び距離に基づいてコブ角及び脊髄ねじれ角が計算される。マーキングされた複数の特徴は、椎骨の表面の反射である。

20

【0025】

この方法は、さらに、取り込まれた画像に含まれる骨質表面細部を強調してもよい。

【0026】

この方法は、さらに、マーキングされた特徴を含む取り込まれた画像を識別してもよい。

【0027】

この方法は、さらに、椎骨の特徴を識別するために取り込まれた画像を拡大してもよい。

【0028】

この方法は、さらに、マーキングされた特徴を含まない取り込まれた画像を削除してもよい。

30

【0029】

この方法は、さらに、マーキングされた複数の特徴を結ぶ複数の線を用いて、骨組みに基づいた脊柱の骨格仮想モデルを生成してもよい。

【0030】

この方法は、さらに、椎骨の特徴に応じて、3D空間中で、対応する椎骨節をサイズ変更し配置してもよい。

【0031】

この方法は、さらに、マーキングされた特徴の投影画像を超音波画像とともに3D空間に表示してもよい。

40

【0032】

この方法は、さらに、3D空間中でX線投影画像を超音波画像と結合してもよい。

【0033】

脊髄構造異常は側弯症を含んでもよい。

【0034】

第3の側面によれば、側弯症を評価するため椎骨の特徴を自動的にマーキングする、コンピュータにより実現される方法であって、

画像処理により、取り込まれた超音波画像から骨反射を抽出し、あるいは、骨反射以外の画像の全特徴を取り除き、

画像中の骨の位置を特定し、当該位置をマーカでマーキングし、

50

画像処理は、最大強度反射、最大諧調度、能動輪郭又は画像登録のいずれか１つを含む方法が提供される。

【００３５】

この方法は、さらに、骨反射が検出されない画像を破棄してもよい。

【００３６】

この方法は、さらに、同一の突起に対する複数のマーカの位置を分析し、複数のマーカにより形成された３Ｄ起伏に基づき、突起の先端を検出してもよい。最小組織深度をもつ椎骨の特徴に対応するマーカを、突起の先端とみなす。

【発明の効果】

【００３７】

この３Ｄ超音波システムの利点として、全ての棘突起の位置を特定し、横突起に関する情報をも提供することが挙げられる。位置が特定された全ての突起について、正確な幾何学的順序及び寸法が得られる。

【００３８】

本発明の利点として、側弯症評価に関する使用頻度の上限がないことが挙げられる。Ｘ線が不要であるため、現場での検診や子どもの集団検診も可能となる。本発明により、側弯症治療において長期間に亘り定期的に検査を行うことができる。

【００３９】

本発明は、従来の側弯症評価技術に比べて高い安全性及び高い正確性をもつ。本発明はまた、放射線に特有の設備や、高度な技能をもち経験のある技師を必要としないため、費用対効果が高い。本発明はまた、小型であり小さな診療所にも適している。

【図面の簡単な説明】

【００４０】

【図１】本発明の実施形態に係る３Ｄ超音波システムのブロック図である。

【図２】図１のシステムにより取り込まれ、標識を特定する前処理がされた超音波画像のセットである。

【図３】図２の特定された標識から生成された患者の脊柱の仮想モデルである。

【図４】図１のシステムにより生成された最終結果であり、コブ角、脊柱のねじれ及び角度並びに患者の脊柱の画像を示す。

【図５】本発明の実施形態に係る側弯症評価方法の工程フロー図である。

【図６】一組の２つの画像であり、左の画像はオリジナルのＢモード画像であり、右の画像は骨表面抽出フィルタを用いて骨表面が強調された強調画像である。

【図７】図１のシステムにより取り込まれたオリジナルの画像のセットから選択された全候補画像である。

【図８】先端にマーカが付加された椎骨を示すＢモード画像である。

【図９】画像にマーキングされた標識が付加された一連の画像である。

【図１０】１つの画像内の複数の標識を結ぶ線が付加された一連の画像である。

【図１１】３Ｄ空間内でマーキングされた特徴が付加された投影画像のセットである。

【図１２】側面超音波画像に沿った投影画像のセットである。

【発明を実施するための形態】

【００４１】

以下、添付図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【００４２】

図１は、側弯症評価のための３Ｄ超音波システム１０を示す。システム１０は、一般に、超音波輝度モード（ＵＳ　Ｂモード）プローブ１２を有する超音波スキャナ１１、３Ｄ空間センサ制御ユニット１３、フレーム構造体１４及びコンピュータ１５を有する。

【００４３】

フレーム構造体１４は、高さを調整可能であり、簡便に分解可能である。胸台１６は、フレーム構造体１４に動作可能に取り付けられる。胸台１６は空間センサ１３に参照され、胸台１６と空間センサ１３の送信機１３Ｂとの間の物理的距離が測定される。この距離

10

20

30

40

50

値は、空間センサ 1 3 のキャリブレーションのための内的パラメータを照合するのに用いられる。また、胸台 1 6 は患者がもたれるためのもたれ面を有する。プローブ 1 2 でのスキャン中、患者は検査者からの力で前方に動くことが考えられる。そのような場合に、胸台 1 6 により患者が前方に動きすぎるのを防止し、これにより、実施中の測定における誤差を最小に抑える。手すり 1 7 はフレーム構造体 1 4 に動作可能に取り付けられればよく、手すり 1 7 により患者は検査中に定位置を保つことができる。

【 0 0 4 4 】

超音波スキャナ 1 1 は、ワイドプローブ 1 2 (1 0 c m 以上) を有する。これにより、検査者は、患者の脊柱を 1 回読み取ることで脊柱画像のセットを取得することができる。これに対して通常のプローブ (およそ 5 c m 以下の幅) では、検査者は 2 ~ 3 回読み取らなければ、全ての棘突起及び横突起を含む完全な画像のセットを得ることができない。

10

【 0 0 4 5 】

システム 1 0 は、胸又は脊柱の X 線フィルムの投影から測定する代わりに、空間センサ 1 3 を用いて脊柱の角度及び寸法の真値を測定する。これらの値は相対値でないため、より正確性の高い値となる。同じ検査で脊柱のねじれの程度を得ることもできる。空間センサ制御ユニット 1 3 は、いつでもプローブ 1 2 の位置を決定することができる。ユニット 1 3 は、小型の立方体型送信機 1 3 B と、通常はプローブ 1 2 に取り付けられる極めて小型のピーナツ大の受信機 1 3 A とからなる。あるいは、送信機 1 3 B がプローブ 1 2 に動作可能に取り付けられてもよい。送信機 1 3 B は、空間に磁界を発生させる。受信機 1 3 A は、磁界の強度及び磁界の規模の変化を検出する。結果は空間センサ制御ユニット 1 3 によって処理され、受信機 1 3 A の位置及び向きが算出される。空間情報はコンピュータ 1 5 に周期的に送信される。プローブ 1 2 の位置は、特定の計算方法及び空間情報を用いて算出される。プローブ 1 2 の位置及び向き情報と、物理的世界で生成された B モード画像の画素とを得るための計算方法、一連の剛体変換が行われる。これが行われる前にプローブ 1 2 を調整する必要がある、それはプローブ 1 2 と受信機 1 3 A との間の空間的及び向きの関係を取得する。これが第 1 の剛体変換マトリクスである。また、第 2 の剛体変換マトリクスは、あらゆる位置及び向きで選択され得ると定義される。このマトリクスはシステム剛体変換として知られる。空間制御部 1 3 は最終剛体変換マトリクスを提供し、送信機 1 3 B と受信機 1 3 A との間の現在の位置及び向きを定める。これらのマトリクスを乗算することで、プローブ 1 2 の位置及び向き情報が得られる。その B モード画像の画素は、B モード画像に対して画素の座標を乗算することにより得られる。

20

30

【 0 0 4 6 】

新規な超音波スキャン手順、ガウス分布のような画像処理技術、ソーベルフィルタ、OpenGL 及び可視化 Toolkit のような 3 D 仮想化方法並びに角度計算アプローチは一緒に使用される。これは、標準的な胸部 X 線フィルムに基づく概算又は見積もりの代わりに、真距離及び角度という意味での脊柱の歪みの程度を計算する。B モード画像の全画素は、物理的世界の位置及び向きに変換され得る。任意の B モード画像の 2 画素間の距離が測定されるとすると、対象同士の間物理的距離は、これら画素により表される距離として得られる。同様に、2 つの画素により定まる選択された 2 本の線 4 2 の間の角度が得られる。

40

【 0 0 4 7 】

図 5 に示すように、フレーム構造体 1 4 をある位置に配置し、超音波スキャナ 1 1、空間センサ 1 3 及びコンピュータ 1 5 の位置を決めて、システム 1 0 をセットアップする (5 0)。患者は適当な位置に立つよう要求され、検査者からの指示を受ける。患者の身体のスキャンされる領域全体に、超音波カップリングゲル又はリキッドが塗布される。ゲルパッド又はリキッドバッグを体の領域を覆うように使用することもでき、ゲルパッド又はリキッドバッグの表面の上方から超音波スキャンを行うこともできる。これは特に、骨を覆う柔らかい組織層が極めて薄いときに有益である。超音波スキャナ 1 3 の設定は、例えば、視深度 (Viewing Depth)、輝度、焦点、ゲイン及び送信電力などが調整される。空間センサ 1 3 が起動される。B モード画像及び対応する空間的データが取り込まれ、そし

50

てコンピュータ 14 に送信される。

【0048】

スキャナ 11 の B モードプローブ 12 により患者の脊柱がスキャンされ (51)、超音波画像が取り込まれる。スキャンは脊柱の L5 ~ T1 から開始するか、あるいは脊柱の選択された任意の位置から開始する。スキャンの長さは湾曲の領域に応じて短縮してもよい。スキャン画像の総数はおよそ 500 から 1500 である。患者はスキャン工程の間、立位で静止し、息を止めるよう要求される。

【0049】

これら取り込まれた画像は、ビデオ又は USB インタフェースを通して、コンピュータ 15 上で実行されるソフトウェアモジュール 21 によりリアルタイムに処理される。画像は取り込まれると、リアルタイムにコンピュータ 14 の画面の 3D 空間に表示される (52)。取り込まれた画像の表示を図 2 に示す。複数の画像は長い画像スタックを構成する。検査者は、予備的に画像の整合性を検査する。画像に問題が無ければ、患者は解放され得る。そうでなければ、患者は再スキャンのため立位に戻る。

【0050】

取り込まれた超音波画像のセットは、多様な種類の画像処理フィルタ 19 により予備的に処理され得る。超音波画像の椎骨の骨質表面を強調するには、画像にリアルタイムフィルタ 18 が用いられる。リアルタイムフィルタ 18 は画像の骨質表面を強調する。画像が強調されることにより、検査者はプローブ 12 を動かして容易に画像の適当な位置に椎骨を位置させることができる。図 6 の左の画像は、オリジナルの超音波画像であり、図 6 の右の画像は、左の画像がリアルタイムフィルタ 18 により強調されたものである。リアルタイムフィルタ 18 は、垂直方向 (A モード方向) における画素の最大又は諧調度変化を強調することにより、有用な骨形状を抽出する。さらに、疑似カラーコーディングは、骨界面を選択された色でハイライトしてその他の領域をグレー諧調で表すことで、椎骨の可視化を強調するのに用いられ得る。このように強調することで、画像取込中に容易に標識を識別できる。例えば、図 6 の椎骨の形状は、マニュアル又は自動マーキング工程により個々の画像の棘突起及び横突起の先端を見つけることで特定され得る。

【0051】

自動マーキング手順は、ソフトウェアモジュール 21 の自動マーカモジュール 26 を通してコンピュータ 14 により実行され得る。自動マーカモジュール 26 は、画像処理技術を用いて、画像から骨 (椎骨表面) 反射を抽出するか、あるいは、骨反射以外の画像の特徴を取り除く。このような画像処理技術として、最大強度反射、最大諧調度、能動輪郭又は画像登録が挙げられる。そして自動マーカモジュール 26 は、骨の位置を特定することができ、自動的にそれらをマークする。画像中に骨反射が検出されないと、この画像には有用な情報が無いとして、画像が破棄される。標識のない画像が破棄された後も、一連の画像に 1 つの脊椎の突起が対応し得る。同一突起の異なる画像中の標識の位置が分析され、標識により形成された 3D の起伏をもとに突起の先端が自動的に検出される。1 つのアプローチとして、標識の深度を基準として用いることが挙げられる。最小組織深度の標識は、突起の先端である。全椎骨の突起が得られた後、後述のように、コブ角及びねじれ角が自動的に計算される。

【0052】

取り込まれ、標識の付された画像が選択される (53)。これらは少なくとも 1 つの標識が付された画像であるので、候補画像と称される。潜在的に標識を含む候補画像は、画像スタックを見て選択される。ユーザはコンピュータマウスを使用して、コンピュータ画面上で画像スタックを自由に移動して見ることができる。選択された候補画像は検査者が見やすいように拡大され、拡大された画像は、当該画像が表示されている場所か、図 2 の右下隅に示す画像 30 として別の位置に描画される。検査者が候補画像を見つけると、当該候補画像をクリックすることで画像スタックから抜き出される。選択された候補画像はハイライトされる。ユーザは、全候補画像を画像スタックから見つけるまでこの工程を繰り返すことができる。しかしながら、ユーザが画像スタックだけを移動して見て候補画像

10

20

30

40

50

を見つけるのが困難であれば、ボリュームスライス、再スライス及びプレビュープレーンのような、画像スタックのビューを支援するツールが設計される。なお、ユーザは、画像スタック中の選択されていない画像を破棄し得る。

【 0 0 5 3 】

ストレージ空間を確保するため、取り込まれた画像であって標識のないものは破棄される(54)。潜在的に椎骨先端又は標識を含む候補画像は、ディスクに保存される。このため、有用なデータのサイズを最小化し、システム10のオペレーション速度が高速化する。スキャナ11により最初に取り込まれた画像のセットは、高解像度画像であるためサイズが極めて大きい。標識のない画像は、ソフトウェアモジュール21の画像削除モジュール22により削除される。図7に示すように、標識の付された画像が残る。

10

【 0 0 5 4 】

各候補画像が選択される(55)。図3に示すように、画像中の標識は識別され、マーカ41によりマーキングされる。標識は、稜、棘突起及び横突起などの椎骨の重要な特徴を表す。各椎骨c1、c2、c3等には複数の標識、通常2～5個の標識が付される。システム10が仮想モデル44を生成するためには、各椎骨に約2～3個の標識が必要となる。システム10にてマーキングされた標識は、実際の骨表面と相関がある。空間センサ13より供給された情報により、実際の標識の物理的位置が得られる。実際の物理的位置を知ること、脊柱幾何構造のための精密仮想モデル44を構築することができる。脊柱のコブ角及びねじれ角の両者が、仮想モデル44に基づき同時に正確に測定される。

【 0 0 5 5 】

20

検査者は、マーキングされた標識が視覚的に鮮明かどうか判断する必要がある(56)。もし鮮明でなければ、画質を向上させて標識を明示するために、別の撮像方法が用いられる。画像のエッジをさらに強調するために、各種ノンリアルタイムフィルタ20も用いることができる。図8に示すように、エッジが極めて明白で、ノンリアルタイムフィルタ20を実行する必要の無い画像もある。フィルタが実行されると(57)、コンピュータ14は画像及び標識を強調する。輝度フィルタ、コントラストフィルタ及びエッジフィルタなどのフィルタにより、個々の画像又は全候補画像の画質を向上することができる。このフィルタリング工程は、所望の画像が得られるまで繰り返される。

【 0 0 5 6 】

コンピュータ14上で検査者が画像標識指標を選択することにより、標識がマーキングされる(58)。そして、丸又は任意形状のマーカ41が、3D位置中の標識上に配置される。このステップは、画像中の全標識に対して繰り返される。丸印41は、画像中に標識が存在することを位置とともに示す。図9に示すように、全ての候補画像に標識がマーキングされている。1つの脊椎突起が一連の画像に表示される場合もある。そのような場合、当該一連の画像の中間に位置する画像などを代表画像として選択することができる。あるいは、局所容積画像を生成し、局所容積画像中の突起の先端を識別することができる。ソフトウェアモジュール21の画像マーキングモジュール24により、検査者はマーカ41が付された画像を識別することができる。ソフトウェアモジュール21はさらに、画像マーキング中に検査者が標識を識別するのを支援する画像拡大モジュール25を有する。

30

40

【 0 0 5 7 】

全ての選択画像から全ての標識がマーキングされると(59)、これらはコンピュータの画面に表示される。これにより、脊柱から全ての突起が確実に見つけれられたことになる。

【 0 0 5 8 】

画像スタックの表示が消され(60)、その結果、マーカ41のみが表示される。ソフトウェアモジュール21の仮想モデル生成部23により、画像中のマーカ41は線42で結ばれ、図3、4及び10に示すように、骨組みに基づいた脊柱の骨格仮想モデル44が生成される。Bモード画像の表示を消すことで、全ての標識が仮想3D空間中表示され、検査者が容易に視認することができる。同一のBモード画像中の複数の標識が順に線4

50

2で結ばれる。線42及びマーカ41により、骨組みに基づいた患者の脊柱の骨格仮想モデル44が構成される。よって、空間センサ及び計算により実際の寸法及び角度を得ることができる。全ての標識は、正しい位置に位置する。これにより、複数の標識同士の距離及び標識から作成された複数の線42同士の間の角度を、各選択された標識の空間情報に基づき測定することができる。よって、コブ角を手動又は自動的に計算することができる。さらに、マーカ41に関する情報を、3D空間中で、対応する仮想椎骨節をサイズ変更及び配置して可視化を向上させるのに用いることができる。仮想モデル生成部23は、この情報を、3D空間中で、対応する椎骨節をサイズ変更し配置するのに用いることができる。

【0059】

最大傾斜差をもつ異なる椎骨に含まれる2つの標識を検査者がクリックすることで、標識間の角度が測定される(61)。この工程は、必要に応じて、コンピュータ14により自動的に行うことができる。

【0060】

コブ角とは、ゆがみ(fracture)の上方の1つの椎骨の上側端板と平行に引かれた直線と、ゆがみの一段階下方の椎骨の下側端板と平行に引かれた直線との間に形成される角度である。2つの標識間の最大傾斜角からコブ角が算出される(62)。コブ角は矢状面からの脊柱湾曲角度の投影と定義されるので、さらに角度を算出する必要があり、コブ角が算出され得る前に固定面に投影する必要がある。脊柱の上下端から最も傾斜した2つの椎骨である複数の椎骨において、1つの椎骨からの複数の横突起に付された複数の標識が結ばれて、3Dベクトル線が生成される。同様に、脊柱の他端から最も傾斜した他の椎骨からの複数の横突起に付された複数の標識を結ぶことで、ベクトルが得られる。これは図4に示される。続いて、これらの3Dベクトル線42は矢状面に投影される。そして、新たに生成された投影後のベクトル線42は、ベクトルドット積によりこれらの間の角度を算出するのに用いることができる。得られた角度は、胸部X線から得られたものであれば、コブ角と等価である。コブ角が算出されると、図4に示すように、脊柱のねじれ及び角度並びに患者の脊柱の仮想モデル44とともにコブ角が検査者に表示される。

【0061】

システム10は作動するのに有害な放射線を必要としないため、時間的又は頻度的制約のある患者にも使用することができる。システム10は放射線を使用しないシステムであり、すなわち、放射線安全室、高価なX線設備や有資格のX線技師も必要ない。側弯症評価のための初期費用及び運用コストが劇的に削減される。

【0062】

システム10は、場所的又は時間的制約なく使用することができる。したがって、使用率が上がり、出張や集団検診で使用することができる。システム10を使用すれば、放射線安全室でない狭い部屋で、システム10の稼働を実施することができる。これは、超音波スキャナ11及び空間センサ13が、場所を移動したり手で持ち運んだりできるほどに小さいためである。フレーム14も、組み立て及び分解が可能なので、小さな部屋に運び入れることができる。訓練を受けたスタッフによって如何なる場所でも安全にシステム10を稼働することができる。

【0063】

大量の超音波画像を取り扱うにあたり、高速グラフィックカード、高速マルチコアプロセッサ及び大容量メモリを使用することでパフォーマンスが向上する。

【0064】

図11及び12に示すように、3D空間内の最初に取り込まれた超音波画像の標識とともに投影X線画像を示すことは、極めて有用である。従来のX線評価では投影画像しか得られなかったので、システム10が投影画像をも提供することができれば、経験を積んだ検査者からシステム10が支持されると考えられる。システム10が長期的な研究のために頻繁に使用されれば、X線評価及びシステム10の両者は一緒に使用され得る。したがって、システム10は、マーキングされた特徴の投影画像を超音波画像とともに表示する

10

20

30

40

50

機能を持つ。さらに、システム 10 は、X 線画像を超音波測定に融合又は結合する機能をもつ。

【0065】

これまで側弯症について説明したが、本発明は、伝統的な漢方医学専門医による押掌 / 接骨又は理学療法の効果を評価するのに応用できる。3D 超音波撮像システム 10 は、後弯症、過度の後弯症、後側弯症及び前弯症などの様々な種類の筋骨格構造及び脊髓構造の異常を潜在的に測定するツールとして使用できる。

【0066】

これまで電磁空間センサについて説明したが、様々な種類の空間センサ技術が用いられ得ると考えられる。空間センサ技術として、光学可視光又は赤外カメラを用いたマーカ追跡、音響位置特定及び複数の関節を用いた機械的空間的位置特定等が挙げられる。

10

【0067】

図面はモノクロだが、標識及び計算情報を容易に識別するため、コンピュータ画面上の実際の画像はカラーを含んでいる。

【0068】

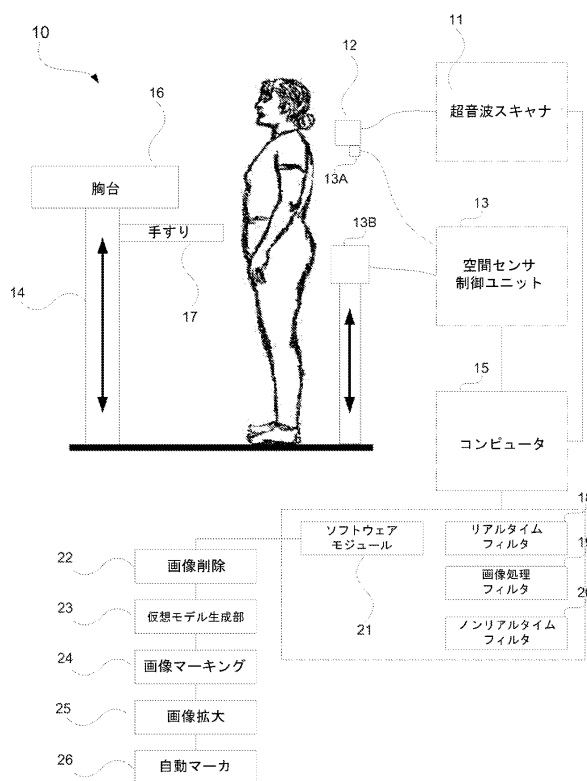
1 カ月毎、1 週間毎又は毎日側弯症評価を行うことが可能である。側弯症治療中は、継続的な結果観察をすることが極めて重要である。これに対して、通常の X 線評価は、放射線の有害性のため、次の評価まで 3 ~ 9 カ月間隔を空けるという期間的制約がある。

【0069】

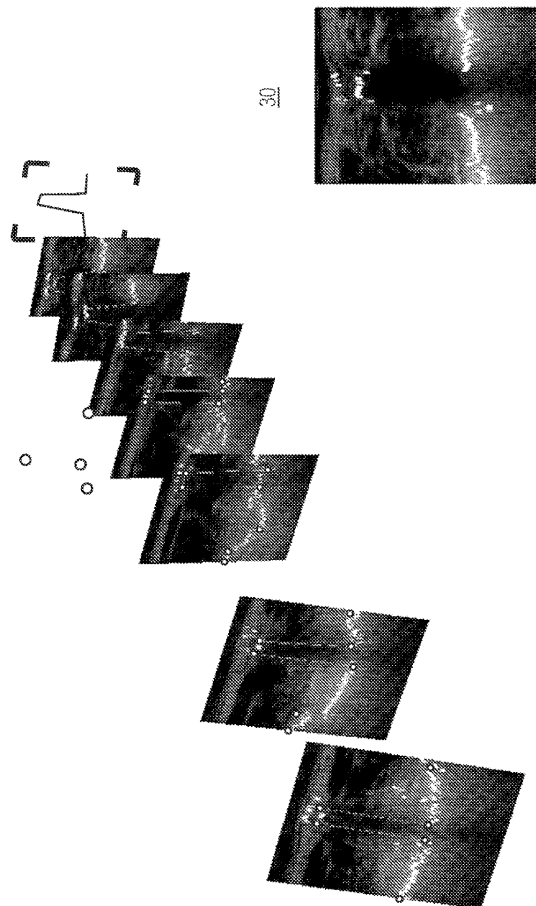
当業者は、広範に述べられた本発明の思想範囲を逸脱しない限り、本実施形態に記載された本発明に対して多数の変形及び / 又は変更を加えることができる。したがって、本実施形態はあらゆる点において実例に過ぎず、限定的に解釈されるべきものでない。

20

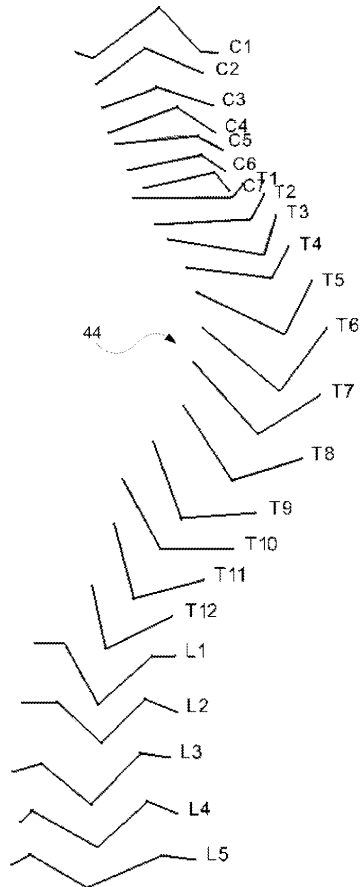
【図 1】



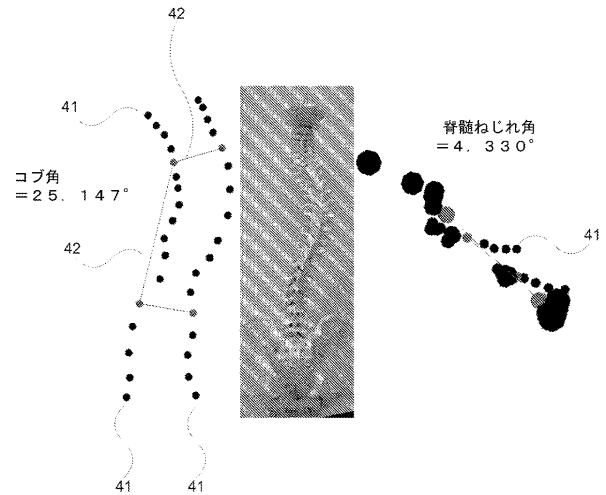
【図 2】



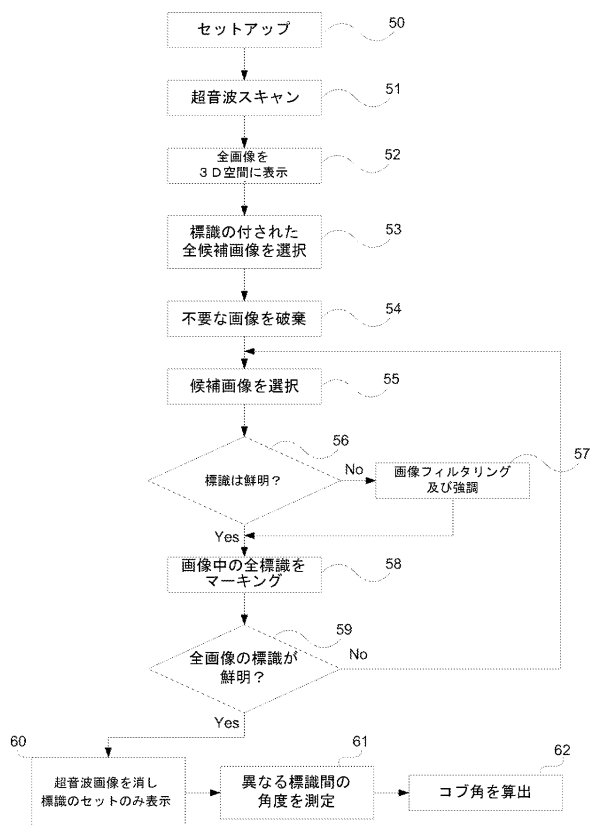
【図 3】



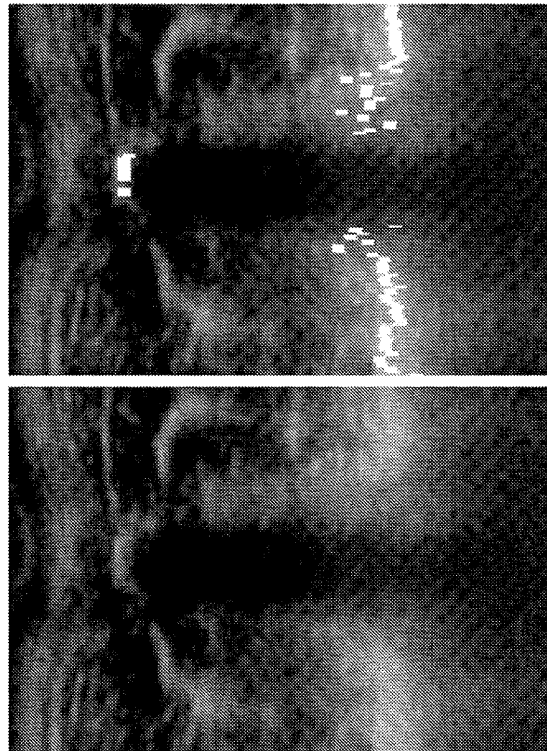
【図 4】



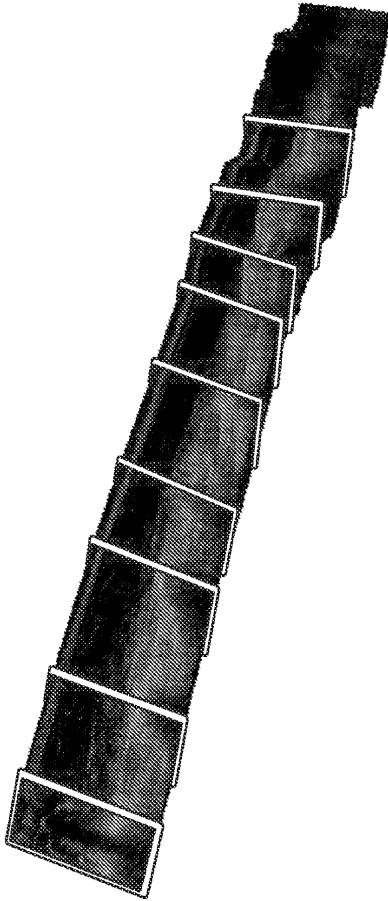
【図 5】



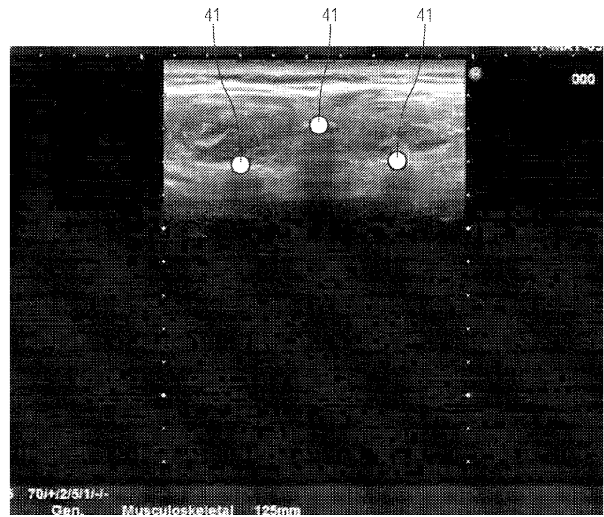
【図 6】



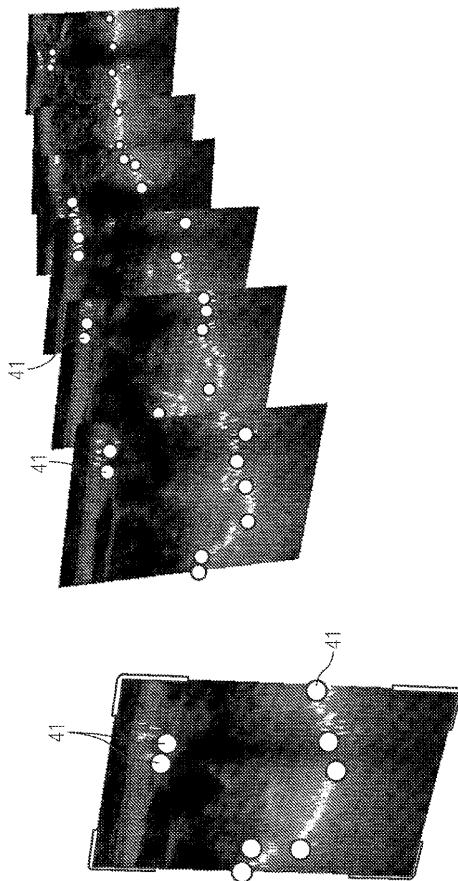
【図 7】



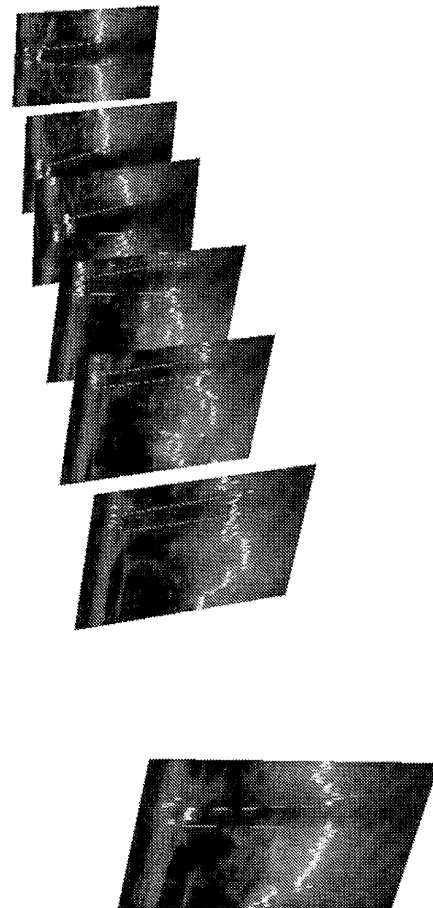
【図 8】



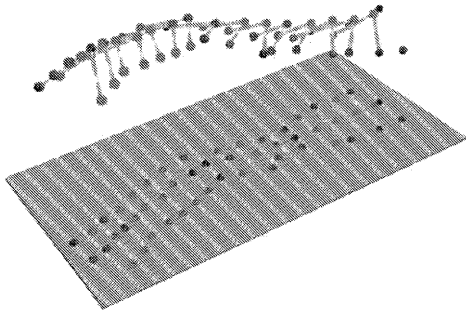
【図 9】



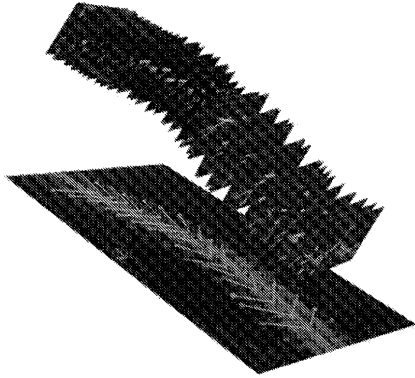
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(72)発明者 チョウン、ジェームス チュン ウェ
中華人民共和国、香港、香港ポリテクニック大学、ヘルステクノロジー アンド インフォマティ
ックス部内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 米国特許第04489729(US,A)
特表2002-527833(JP,A)
米国特許出願公開第2005/0213849(US,A1)
特開2005-103055(JP,A)
特開2000-102538(JP,A)
米国特許第05709206(US,A)
特表2007-515242(JP,A)
特表2005-525842(JP,A)
特表2005-526539(JP,A)
Shigeo Suzuki et al, Ultrasound measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis, The Journal of bone and joint surgery, 1989年 3月, vol.71, no.2, pp.252-255

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/14

专利名称(译)	用于脊柱侧凸评估的三维 (3D) 超声成像系统		
公开(公告)号	JP5849048B2	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	JP2012521946	申请日	2010-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
[标]发明人	ツェンヨンピン チョウンジェームスチュンウェ		
发明人	ツェン、ヨンピン チョウン、ジェームス チュン ウェ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/103 A61B5/1071 A61B5/4561 A61B8/0875 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/483 G06K2209 /055 G06T7/0012 G06T2200/04 G06T2207/10016 G06T2207/10136 G06T2207/20096 G06T2207 /30012		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	12/509705 2009-07-27 US		
其他公开文献	JP2013500089A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)			(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (65) 公表番号 (43) 公表日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 審査請求日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2012-521946 (P2012-521946) 平成22年7月20日 (2010. 7. 20) 特表2013-500089 (P2013-500089A) 平成25年1月7日 (2013. 1. 7) PCT/CN2010/075287 WO2011/012055 平成23年2月3日 (2011. 2. 3) 平成25年7月16日 (2013. 7. 16) 12/509, 705 平成21年7月27日 (2009. 7. 27) 米国 (US)	(73) 特許権者 512022664 香港ポリテクニック大学 THE HONG KONG POLYTECHNIC UNIVERSITY 中華人民共和国、香港、九龍、ハンホン Hung Hom, Kowloon, Hong Kong, China (74) 代理人 110001092 特許業務法人サクラ国際特許事務所 (72) 発明者 ツェン、ヨンピン 中華人民共和国、香港、香港ポリテクニック大学、ヘルステクノロジー アンド インフォマティクス部内
-------	--	--	---	---	---

最終頁に続く