

(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2013-500089

(P2013-500089A)

(43) 公表日 平成25年1月7日(2013.1.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
<b>A 6 1 B</b> 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 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) (85) 翻訳文提出日 平成24年3月26日 (2012.3.26) (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) (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)	(71) 出願人 512022664 香港ポリテクニク大学 THE HONG KONG POLYTECHNIC 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) 【要約】

【課題】高い安全性及び高い正確性をもつ脊椎構造異常評価システムを提供する。

【解決手段】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 (10) であって、超音波画像を取り込む超音波スキャナ (11) と、前記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 (13) と、前記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 (21) とを具備する。前記マーキングされた複数の特徴 (41) 同士の間角度及び距離を計算するため前記マーキングされた複数の特徴 (41) が複数の線 (42) で結ばれ、前記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が計算され、前記マーキングされた複数の特徴 (41) は、前記椎骨の表面の反射である。

【選択図】図1

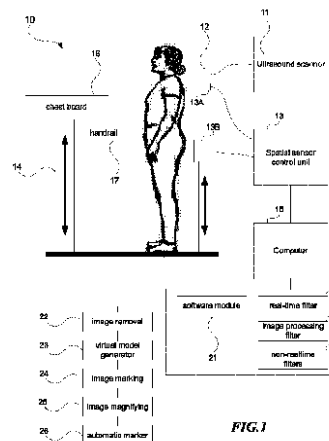


FIG.1

**【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、  
超音波画像を取り込む超音波スキャナと、  
前記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と、  
前記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、前記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前記マーキングされた複数の特徴が複数の線で結ばれ、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が計算され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】**

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。

**【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、骨組みに基づいた前記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。

**【請求項 10】**

前記プローブは、およそ 10 ～ 20 cm 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 12】**

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 13】**

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 14】**

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

10

20

30

40

50

ることを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 15】

超音波画像を取り込み、

前記取り込まれた超音波画像の位置及び向きを記録し、

前記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、前記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前記マーキングされた複数の特徴が複数の線で結ばれ、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が計算され、

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  
を特徴とする脊髄構造異常を評価する方法。

10

【請求項 16】

さらに、前記取り込まれた画像に含まれる骨質表面細部を強調することを特徴とする請求項 15 記載の方法。

【請求項 17】

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することを特徴とする請求項 15 記載の方法。

【請求項 18】

さらに、前記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ことを特徴とする請求項 15 記載の方法。

【請求項 19】

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することを特徴とする請求項 15 記載の方法。

20

【請求項 20】

さらに、前記マーキングされた複数の特徴を複数の線で結んで、骨組みに基づいた前記脊柱の骨格仮想モデルを生成することを特徴とする請求項 15 記載の方法。

【請求項 21】

さらに、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 15 記載の方法。

【請求項 22】

さらに、マーキングされた特徴の投影画像を前記超音波画像とともに3D空間に表示することを特徴とする請求項 15 記載の方法。

30

【請求項 23】

さらに、3D空間中でX線投影画像を前記超音波画像と結合することを特徴とする請求項 15 記載の方法。

【請求項 24】

前記脊髄構造異常は側弯症を含むことを特徴とする請求項 15 記載の方法。

【請求項 25】

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、前記骨反射以外の前記画像の全特徴を取り除き、

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し、

40

前記画像処理は、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つであることを

特徴とする、コンピュータにより実現され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方法。

【請求項 26】

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 25 記載の方法。

【請求項 27】

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、

50

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２５記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

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】

【０００２】

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】

【０００３】

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、大量の放射線被曝を招く。したがって、この技術は子どもや若者には向いていない。

【０００４】

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。

【０００５】

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。

【０００６】

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。

【０００７】

モアレ縞マッピングは、患者の背中の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得ることができる。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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 8 】

英国では、Q u a n t e c 脊髓画像システムが広く使用されている。Q u a n t e c 脊髓画像システムは、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、コブ角などの脊髓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。

10

## 【 0 0 0 9 】

O r t h o S c a n T e c h n o l o g i e s 社の開発したO r t e l i u s 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、脊髓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、脊髓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。

20

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 0 】

第1の好適な側面によれば、脊髓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髓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。

30

## 【 0 0 1 1 】

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。

## 【 0 0 1 2 】

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。

## 【 0 0 1 3 】

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。

40

## 【 0 0 1 4 】

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。

## 【 0 0 1 5 】

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。

## 【 0 0 1 6 】

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。

50

## 【 0 0 1 7 】

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。

## 【 0 0 1 8 】

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。

## 【 0 0 1 9 】

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。

## 【 0 0 2 0 】

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。

10

## 【 0 0 2 1 】

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。

## 【 0 0 2 2 】

このシステムは、胸台をさらに有してもよい。

## 【 0 0 2 3 】

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。

## 【 0 0 2 4 】

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

## 【 0 0 2 5 】

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。

## 【 0 0 2 6 】

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。

30

## 【 0 0 2 7 】

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。

## 【 0 0 2 8 】

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。

## 【 0 0 2 9 】

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。

40

## 【 0 0 3 0 】

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。

## 【 0 0 3 1 】

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。

## 【 0 0 3 2 】

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。

## 【 0 0 3 3 】

脊髄構造異常は側弯症を含んでもよい。

50

## 【 0 0 3 4 】

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、

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。

## 【 0 0 3 5 】

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。

10

## 【 0 0 3 6 】

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 3 D 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 】

## 【 0 0 3 7 】

この 3 D 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。

## 【 0 0 3 8 】

20

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。

## 【 0 0 3 9 】

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 】

## 【 0 0 4 0 】

【 図 1 】本発明の実施形態に係る 3 D 超音波システムのブロック図である。

30

【 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。

40

【 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 1 0 】 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 1 1 】 3 D 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 1 2 】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 】

## 【 0 0 4 1 】

以下、添付図面を参照して本発明の実施例を説明する。

## 【 0 0 4 2 】

図 1 は、側弯症評価のための 3 D 超音波システム 1 0 を示す。システム 1 0 は、一般に

50

、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。この距離値は、空間センサ13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16は患者がもたれるためのもたれ面を有する。プローブ12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16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17はフレーム構造体14に動作可能に取り付けられればよく、手すり17により患者は検査中に定位置を保つことができる。

10

【0044】

超音波スキャナ11は、ワイドプローブ12（10cm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5cm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。

【0045】

システム10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13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13は、いつでもプローブ12の位置を決定することができる。ユニット13は、小型の立方体型送信機13Bと、通常はプローブ12に取り付けられる極めて小型のピーナツ大の受信機13Aとからなる。あるいは、送信機13Bがプローブ12に動作可能に取り付けられてもよい。送信機13Bは、空間に磁界を発生させる。受信機13A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13によって処理され、受信機13Aの位置及び向きが算出される。空間情報はコンピュータ15に周期的に送信される。プローブ12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12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12を調整する必要がある、それはプローブ12と受信機13A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13は最終剛体変換マトリクスを提供し、送信機13Bと受信機13A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12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

【0046】

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3D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42の間の角度が得られる。

40

【0047】

図5に示すように、フレーム構造体14をある位置に配置し、超音波スキャナ11、空間センサ13及びコンピュータ15の位置を決めて、システム10をセットアップする（50）。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

50



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 13 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 13 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

10

20

30

40

50

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を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。

#### 【0053】

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。

#### 【0054】

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。

#### 【0055】

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。

#### 【0056】

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。

#### 【0057】

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。

10

20

30

40

50

## 【 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空間中に表示され、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42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。

10

## 【 0 0 5 9 】

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。

## 【 0 0 6 0 】

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る。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。

20

30

## 【 0 0 6 1 】

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。

## 【 0 0 6 2 】

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、出張や集団検診で実施することができる。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。

40

## 【 0 0 6 3 】

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。

## 【 0 0 6 4 】

50

図 1 1 及び 1 2 に示すように、3 D 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 1 0 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 1 0 が支持されると考えられる。システム 1 0 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 1 0 の両者は一緒に使用され得る。したがって、システム 1 0 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機能を持つ。さらに、システム 1 0 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。

【 0 0 6 5 】

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の評価するのに応用できる。3 D 超音波撮像システム 1 0 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。

10

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

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。

20

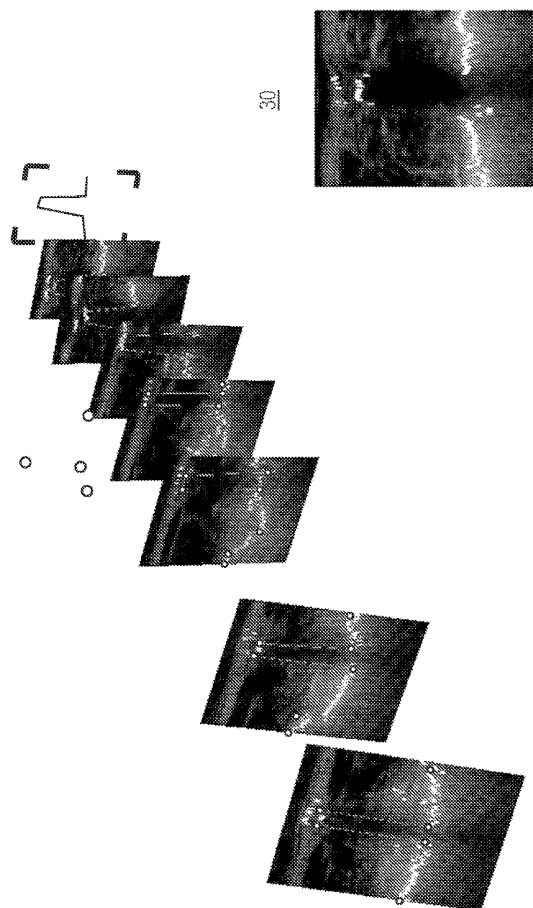
【 0 0 6 8 】

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。

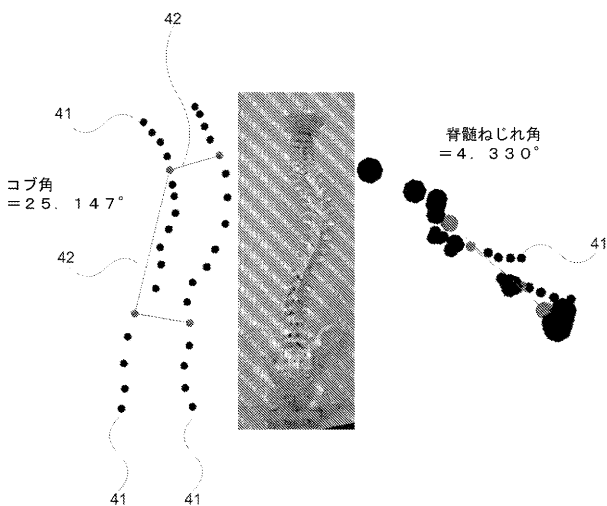
【 0 0 6 9 】

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事例に過ぎず、限定的に解釈されるべきものでない。

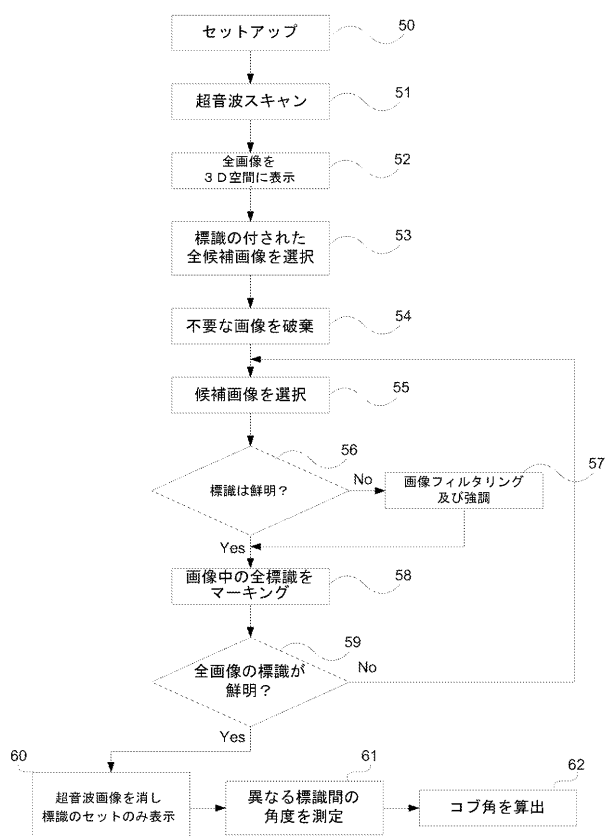
【 図 2 】



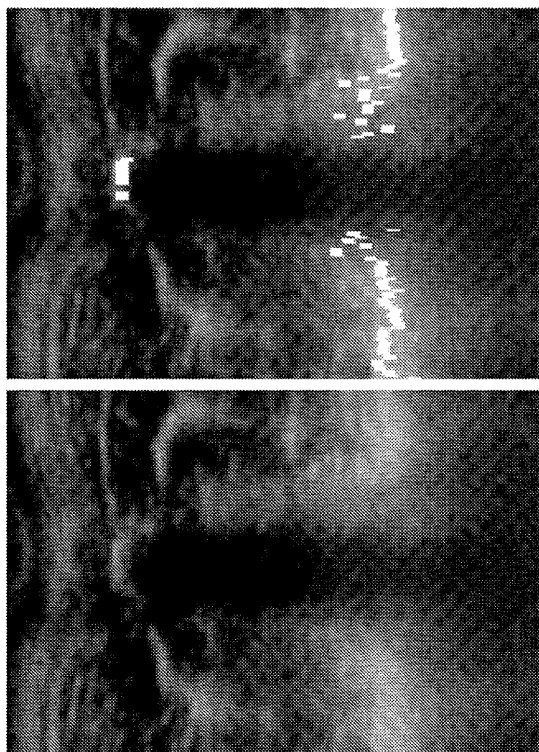
【 图 4 】



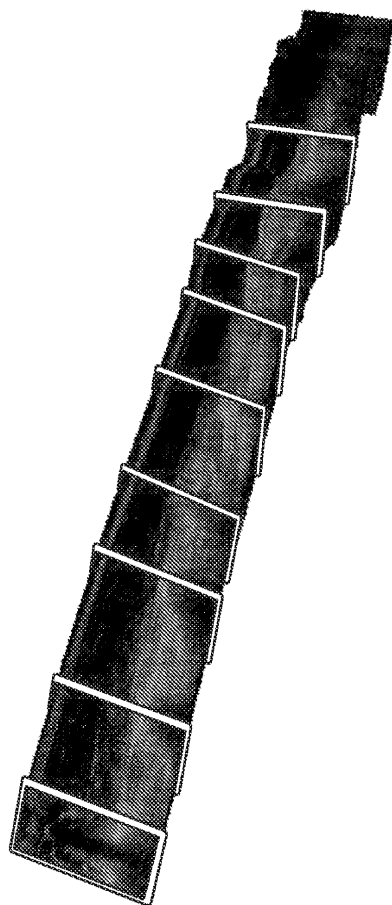
【 図 5 】



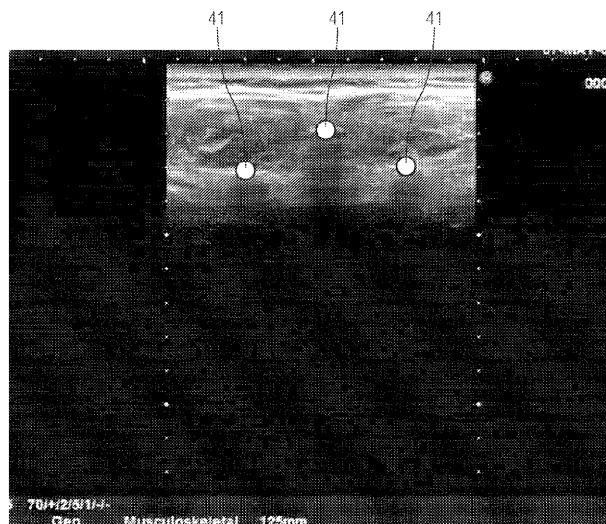
【圖 6】



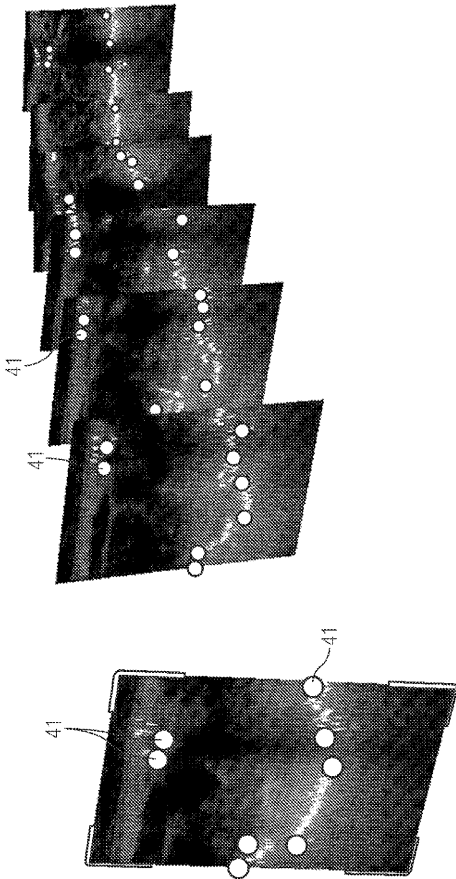
【图 7】



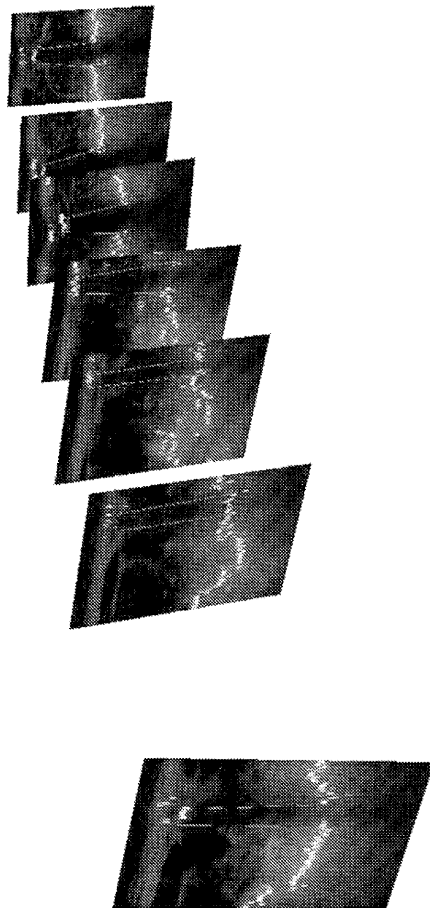
【 图 8 】



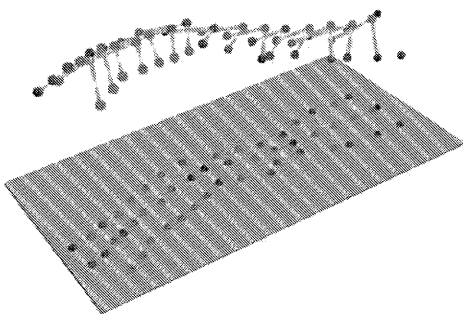
【図 9】



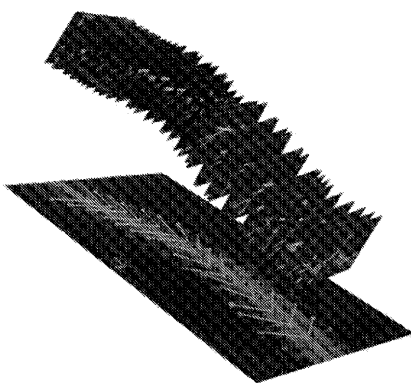
【図 10】



【図 11】



【図 12】



## 【 国际調查報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/CN2010/075287
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
See extra sheet		
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)		
IPC: A61B8, A61B5		
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 practicable, search terms used)		
WPI, EPODOC, CNPAT, CNKI		
Ultrasound, mark+, dimension+, vertebra, spine, spinal, bone, skeleton?, angle, cobb		
<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	US4489729 (MEDTRONIC INC), 25 Dec. 1984(25.12.1984), column 24 lines 11 to 64 in specification, figures 11-15.	25, 26
Y	column 24 line 11 to column 25 line 10 in specification, figures 1-3, 11-15.	1-24
Y	CN1973776A (HONG KONG POLYTECHNIC UNIV), 06 Jun. 2007(06.06.2007), page 8 line 11 to page 9 line 25, page 15 lines 6 to 12 in specification, figures 1, 2.	1-24
A	WO0063719A1 (SYNTHES AG et al), 26 Oct. 2000(26.10.2000), the whole document.	1-27
A	US6193657B1 (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC), 27 Feb. 2001(27.02.2001), the whole document.	1-27
A	CN100998511A (CHINESE ACAD INST AUTOMATION), 18 Jul. 2007(18.07.2007), the whole document.	1-27
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "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) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 Oct. 2010(15.10.2010)		Date of mailing of the international search report <b>04 Nov. 2010 (04.11.2010)</b>
Name and mailing address of the ISA/CN The State Intellectual Property Office, the P.R.China 6 Xitucheng Rd., Jimen Bridge, Haidian District, Beijing, China 100088 Facsimile No. 86-10-62019451		Authorized officer <b>ZHANG,Hongmei</b> Telephone No. (86-10)62085626



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2010/075287

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
US4489729A	25.12.1984	none	
CN1973776A	06.06.2007	CN100469321C	18.03.2009
WO0063719A1	26.10.2000	CA2370960A1	26.10.2000
		US2002120192A1	29.08.2002
		US6585651B2	01.07.2003
		EP1171780A1	16.01.2002
		JP2002541949T	10.12.2002
		AU3927799A	02.11.2000
		AU766981B2	30.10.2003
		NZ514288 A	30.01.2004
		ZA200107544 A	31.07.2002
US6193657B1	27.02.2001	none	
CN100998511A	18.07.2007	CN100450445C	14.01.2009

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/CN2010/075287

**CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER** (second sheet)

A61B8/08 (2006.01) i

A61B5/107 (2006.01) i

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), 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, CL, 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, KG, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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 インフォマティクス部内

Fターム(参考) 4C093 AA26 CA15 EA02 FA53 FA55 FF32 FF33 FF42 FG13  
4C601 BB03 DD10 DD26 EE09 EE11 EE13 GA18 JC08 JC22 KK10  
KK25 KK31 LL33

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	<a href="#">JP2013500089A</a>	公开(公告)日	2013-01-07
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		
[标]发明人	ツェンヨンピン チョウンジエームスチュンウエ		
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	A61B8/00 A61B6/00		
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	A61B8/00 A61B6/00.360.B		
F-TERM分类号	4C093/AA26 4C093/CA15 4C093/EA02 4C093/FA53 4C093/FA55 4C093/FF32 4C093/FF33 4C093/FF42 4C093/FG13 4C601/BB03 4C601/DD10 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/GA18 4C601/JC08 4C601/JC22 4C601/KK10 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33		
优先权	12/509705 2009-07-27 US		
其他公开文献	JP5849048B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

一种用于评估脊柱侧凸的三维 ( 3D ) 超声成像系统 ( 10 ) , 该系统 ( 10 ) 包括: 超声扫描仪 ( 11 ) , 用于捕获超声图像;空间传感器 ( 13 ) , 用于记录捕获的超声图像的位置和方向;以及用于在捕获的超声图像中标记椎骨的特征的软件模块 ( 21 ) , 并且标记的特征 ( 41 ) 与线 ( 42 ) 连接, 以便计算标记的特征 ( 41 ) 之间的角度和距离, 用于计算基于计算的角度和距离的Cobb角和脊柱旋转角;其中标记的特征 ( 41 ) 是椎骨表面的反射。

