



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109223032 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201710563513.7

(22)申请日 2017.07.11

(71)申请人 中慧医学成像有限公司

地址 中国香港新界沙田香港科学园科技大道西2号生物资讯中心6楼609-610室

(72)发明人 郑永平

(74)专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理有限公司 44217

代理人 郭伟刚

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

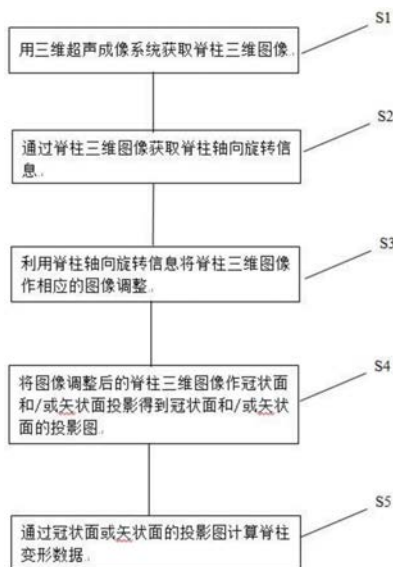
权利要求书2页 说明书6页 附图17页

(54)发明名称

一种三维超声成像检测脊柱变形的的方法

(57)摘要

本发明涉及用于评估脊柱侧凸的三维超声成像方法。一种三维超声成像检测脊柱变形的的方法,包括以下步骤:S1、用三维超声成像系统获取脊柱三维图像;S2、通过脊柱三维图像获取脊柱轴向旋转信息;S3、利用脊柱轴向旋转信息将脊柱三维图像作相应的图像调整;S4、将调整调整后的脊柱三维图像作冠状面和/或矢状面投影得到冠状面和/或矢状面的投影图;S5、通过冠状面或矢状面的投影图计算脊柱变形数据。本发明通过三维超声成像系统得到三维影像,通过分析每张二维超声图的旋转信息以及图像信息获取三维图像的数据中脊椎主体的转动,另外通过脊柱统计信息估算每张二维图像的旋转中心。此方法可以更准确地测量脊柱在各个平面变形角度。



1. 一种三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于,包括以下步骤:
  - S1、用三维超声成像系统获取脊柱三维图像;
  - S2、通过脊柱三维图像获取脊柱轴向旋转信息;
  - S3、利用脊柱在轴向的旋转信息将脊柱三维图像作相应的图像调整;
  - S4、将图像调整后的脊柱三维图像作冠状面和/或矢状面投影得到冠状面和/或矢状面的投影图;
  - S5、通过冠状面或矢状面的投影图计算脊柱变形数据。
2. 根据权利要求1所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述脊柱轴向旋转信息是由构成所述脊柱三维图像的每一张超声二维图像在脊柱轴向的旋转数据得到。
3. 根据权利要求2所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述超声二维图像是由超声探头垂直紧贴人体背部皮肤扫描获得。
4. 根据权利要求1所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述脊柱轴向旋转信息是由构成所述脊柱三维图像的超声二维图像中每一个脊柱骨的左右两边的对称特征区域的三维空间信息获得,包括左右棘突、左右关节突、左右椎弓、左右椎板。
5. 根据权利要求1所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述图像调整是指将每张二维超声图像以一个选定的旋转轴在脊柱的轴向根据所述脊柱轴向旋转信息作一个特定角度的转动来修正每一个脊柱骨在轴向的旋转,即使得每一节脊柱骨在轴向相对于一个参考位置的旋转为零。
6. 根据权利要求5所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述选定的旋转轴指脊柱在轴向旋转时的转轴。
7. 根据权利要求5所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述选定的旋转轴指脊柱椎体的轴向中心线。
8. 根据权利要求5所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述选定的旋转轴在二维超声图像中离体表的距离是通过分析被检测者在同一时期的脊柱X光成像、CT成像、或磁共振成像得到。
9. 根据权利要求5所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述选定的旋转轴在二维超声图像中横向的位置是根据脊突超声反射信号的位置或脊突形成的超声阴影区的位置来决定。
10. 根据权利要求5所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述特定角度的转动的大小是由在超声图像中脊突超声反射的位置和椎体表面超声反射的位置的相对距离及其它们在冠状面上的投影的相互距离计算得到,其中所述椎体表面超声反射是由超声波经过脊柱在后方的孔洞传播到椎体表面形成。
11. 根据权利要求5所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述选定的旋转轴是由被检测者年龄、脊柱总长度、和/或每节脊柱骨的大小与脊突与旋转轴之间距离按预先设定的关系式获得。
12. 根据权利要求11所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述脊柱骨的大小是指脊柱的左右对称的特征点之间的距离,或脊突与其它脊柱特征点或特征面之间的距离。
13. 根据权利要求11所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述预先设

定的关系式是统计大量人群脊柱以获得所述每节脊柱的大小、每节脊柱占脊柱总长度的百分比、特征点之间的距离与身高及年龄之间的相关性。

14. 根据权利要求1所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述步骤S3和S4之间还包括以下步骤

S3-1、将所述选定的旋转轴位置标记在相应的超声二维图像中,即以点、圈、线、和/或区别性标志来标记。

15. 根据权利要求1所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述步骤S5后还进一步包括以下步骤

S6、将在所有超声二维图像中所述选定的旋转轴位置连起来形成一条三维曲线,所述三维曲线包含了脊柱在冠状面和矢状面上的形变信息。

16. 根据权利要求1所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述步骤S5后还进一步包括以下步骤

S7、将在所有超声二维图像中所述选定的旋转轴位置连起来形成一条三维曲线并用一系列与所述三维曲线垂直的线来表示脊柱轴向旋转量。

17. 根据权利要求1所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述步骤S5后还进一步包括以下步骤:

S8、判断所述脊柱轴向旋转是否已经到达设定的修正要求,如果没有则重复所述步骤S2到S5。

18. 根据权利要求17所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:所述修正要求是指所述三维超声图像中脊突超声反射的位置和椎体表面超声反射的位置在冠状面上的投影要达到在一条线上的相互距离计算得到,其中所述椎体表面超声反射是由超声波经过脊柱在后方的孔洞传播到椎体表面形成。

19. 根据权利要求1所述三维超声成像检测脊柱变形的的方法,其特征在于:在所述步骤S1和S2之间还包括步骤:

S1-1、获取轴向旋转参考面,所述轴向旋转参考面为人体相对不容易发生旋转变形的部位。

## 一种三维超声成像检测脊柱变形的的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于评估脊柱侧凸的三维超声成像方法。

### 背景技术

[0002] 最近几年三维超声成像技术被广泛应用于人体脊柱变形的测量,比如脊柱侧弯的评估,并且取得了相当好的效果。但是由于超声波只能在脊柱的后部(即从背部)得到图像,所以得到的图像主要是有关脊突和棘突或其他在后部的脊柱骨的信息,由于脊柱骨的解剖结构,当脊柱骨主体有旋转时,由超声图像获取的有关脊柱骨后面的结构会有比较大的转动距离,从而大大影响了脊柱侧弯程度的测量,同时在矢状面,脊柱前后弯曲的角度也会受到影响。这也是目前超声成像测量脊柱弯曲度相比X-ray图像检测之间的一个不足。X光图像上检测的是脊柱骨主体的信息,所以受到旋转的影响相对比较小,尽管X-光图像本身也不能提供旋转量的测量。

### 发明内容

[0003] 为实现解决上述问题,本发明公开了一种新的三维超声成像测量脊柱变形的的方法,它利用了三维超声扫描中获得的有关脊柱旋转的信息来对脊柱三维超声图像作修正,从而大大减少了在冠状面及矢状面进行形变测量的误差,而且可以有效地计算脊柱的旋转角度。

[0004] 为实现上述目的,本发明采用的技术方案是:

[0005] 一种三维超声成像检测脊柱变形的的方法,包括以下步骤:

[0006] S1、用三维超声成像系统获取脊柱三维图像;

[0007] S2、通过脊柱三维图像获取脊柱轴向旋转信息;

[0008] S3、利用脊柱在轴向的旋转信息将脊柱三维图像作相应的图像调整;

[0009] S4、将图像调整后的脊柱三维图像作冠状面和/或矢状面投影得到冠状面和/或矢状面的投影图;

[0010] S5、通过冠状面或矢状面的投影图计算脊柱变形数据。

[0011] 作为优选的,所述脊柱轴向旋转信息是由构成所述脊柱三维图像的每一张超声二维图像在脊柱轴向的旋转数据得到。

[0012] 作为优选的,所述超声二维图像是由超声探头垂直紧贴人体背部皮肤扫描获得。

[0013] 作为优选的,所述脊柱轴向旋转信息是由构成所述脊柱三维图像的超声二维图像中每一个脊柱骨的左右两边的对称特征区域的三维空间信息获得,包括左右棘突、左右关节突、左右椎弓、左右椎板。

[0014] 作为优选的,所述图像调整是指将每张二维超声图像以一个选定的旋转轴在脊柱的轴向根据所述脊柱轴向旋转信息作一个特定角度的转动来修正每一个脊柱骨在轴向的旋转,即使得每一节脊柱骨在轴向相对于一个参考位置的旋转为零。

[0015] 作为优选的,所述选定的旋转轴指脊柱在轴向旋转时的转轴。

- [0016] 作为优选的,所述选定的旋转轴指脊柱椎体的轴向中心线。
- [0017] 作为优选的,所述选定的旋转轴在二维超声图像中离体表的距离是通过分析被检测者在同一时期的脊柱X光成像、CT成像或磁共振成像得到。
- [0018] 作为优选的,所述选定的旋转轴在二维超声图像中横向的位置是根据脊突超声反射信号的位置或脊突形成的超声阴影区的位置来决定。
- [0019] 作为优选的,所述特定角度的转动的大小是由在超声图像中脊突超声反射的位置和椎体表面超声反射的位置的相对距离及其它们在冠状面上的投影的相互距离计算得到,其中所述椎体表面超声反射是由超声波经过脊柱在后方的孔洞传播到椎体表面形成。
- [0020] 作为优选的,所述选定的旋转轴是由被检测者年龄、脊柱总长度、和/或每节脊柱骨的大小与脊突与旋转轴之间距离按预先设定的关系式获得,
- [0021] 作为优选的,所述脊柱骨的大小是指脊柱的左右对称的特征点之间的距离,或脊突与其它脊柱特征点或特征面之间的距离。
- [0022] 作为优选的,所述预先设定的关系式是统计大量人群脊柱以获得所述每节脊柱的大小、每节脊柱占脊柱总长度的百分比、特征点之间的距离与身高及年龄之间的相关性。
- [0023] 作为优选的,所述步骤S3和S4之间还包括以下步骤
- [0024] S3-1、将所述选定的旋转轴位置标记在相应的超声二维图像中,即以点、圈、线、和、或其它标志来标记。
- [0025] 作为优选的,所述步骤S5后还进一步包括以下步骤
- [0026] S6、将在所有超声二维图像中所述选定的旋转轴位置连起来形成一条三维曲线,所述三维曲线包含了脊柱在冠状面和矢状面上的形变信息。
- [0027] 作为优选的,所述步骤S5后还进一步包括以下步骤
- [0028] S7、将在所有超声二维图像中所述选定的旋转轴位置连起来形成一条三维曲线并用一系列与所述三维曲线垂直的线来表示脊柱轴向旋转量。
- [0029] 作为优选的,所述步骤S5后还进一步包括以下步骤:
- [0030] S8、判断所述脊柱轴向旋转是否已经到达设定的修正要求,如果没有则重复所述步骤S2到S5。
- [0031] 作为优选的,所述修正要求是指所述三维超声图像中脊突超声反射的位置和椎体表面超声反射的位置在冠状面上的投影要达到在一条线上的相互距离计算得到,其中所述椎体表面超声反射是由超声波经过脊柱在后方的孔洞传播到椎体表面形成。
- [0032] 作为优选的,在所述步骤S1和S2之间还包括步骤:
- [0033] S1-1、获取轴向旋转参考面,所述轴向旋转参考面为人体相对不容易发生旋转变形的部位。
- [0034] 使用本发明的有益效果是:
- [0035] 本发明通过三维超声成像系统得到三维影像,通过获取三维图像的数据中脊椎主体和棘突脊突的位置,利用脊柱在轴向的旋转信息将脊柱三维图像作相应的图像调整,并在图像调整后座预定面的投影图,通过预定面的投影图可判定和计算脊柱转动的角度。此方法可以更准确地测量脊柱在各个平面变形角度。

## 附图说明

- [0036] 图1为本发明三维超声成像检测脊柱变形的的方法步骤方块图。
- [0037] 图2为脊柱骨的示意图。
- [0038] 图3为脊柱的超声二维图像。
- [0039] 图4为超声三维成像在矢状面方向的扫描轮廓演示图。
- [0040] 图5为超声三维成像在轴向从下网上看的扫描轮廓图,能清晰见到超声 图像在不同位置的旋转。
- [0041] 图6a为本发明采用超声成像装置获取的脊柱超声图像。
- [0042] 图6b为本发明三维超声成像冠状面的投影示意图。
- [0043] 图6c为本发明三维超声成像矢状面的投影示意图。
- [0044] 图7为本发明中多节脊柱获取脊突和棘突图像特性获取后的连续点状 图。
- [0045] 图8为本发明中脊突和棘突图像特性获取后的连续点状图附着在脊柱三 维仿真模型上的效果图。
- [0046] 图9为本发明中一种脊柱旋转角度计算方法原理图。
- [0047] 图10为本发明中将脊柱主体的三维图像特性脊突/棘突的三维图像特性 投射到同一平面内的效果图。
- [0048] 图11为脊柱孔洞位置示意图。
- [0049] 图12为脊柱在竖直状态下脊突和投影相邻两节脊椎骨之间的孔洞的投 影示意图。
- [0050] 图13为脊柱在弯曲状态下脊突和投影相邻两节脊椎骨之间的孔洞的投 影示意图。
- [0051] 图14为脊柱在旋转且弯曲的状态下脊突和投影相邻两节脊椎骨之间的 孔洞的投影示意图。
- [0052] 图15为有每个位置的旋转轴组成的三维曲线再加上用直线表示每个位 置的旋转量。

## 具体实施方式

- [0053] 以下结合附图对本发明进行详细的描述。
- [0054] 如图1所示,本发明提供一种三维超声成像检测脊柱变形的的方法,包括 以下步骤:  
S1、用三维超声成像系统获取脊柱三维图像;S2、通过脊柱三维 图像获取脊柱轴向旋转信息;S3、利用脊柱在轴向的旋转信息将脊柱三维图 像作相应的图像调整;S4、将图像调整后的脊柱三维图像作冠状面和/或矢状 面投影得到冠状面和/或矢状面的投影图;S5、通过冠 状面或矢状面的投影图 计算脊柱变形数据。
- [0055] 图2为脊椎骨的很截面示意图,图中显示脊突和脊突的位置以及旋转轴 所在轴线的位置。本实施例中,旋转轴所在轴线的位置为椎体的中心。图3 为超声脊椎骨的二维图 像,该图像中可以看到黑色阴影部分的顶部尖端位置 为脊突位置,椎体为黑色阴影部分中 类圆形区域,旋转轴即在椎体对应位置。在图3的超声二维图像中,横向的线条为一个没有 旋转的参考面,即所示超 声二维图像是有旋转的。

[0056] 如图4所示,超声三维图像在矢状面方向的扫描轮廓演示图。在超声三维图像中,矢状面方向的三维扫描图像有多个二维扫描图像连续顺序排列组成,二维图像按照脊柱自然弧度方向排列,图中二维图像垂直于脊柱自然弧度。

[0057] 如图5所示,超声三维成像在轴向从下往上看扫描的扫描轮廓图,能清晰见到超声图像在不同位置的旋转。图像调整是指将每张二维超声图像以一个选定的旋转轴在脊柱的轴向根据所述脊柱轴向旋转信息作一个特定角度的转动来修正每一个脊柱骨在轴向的旋转,即使得每一节脊柱骨在轴向相对于一个参考位置的旋转为零。修正的其中一个目的是将有旋转的位置的图像旋转回来,即所有的图像都没有旋转。

[0058] 选定的旋转轴可以有多个参考轴线,在每一次测量中,只能选定一个旋转轴。在一个实施例中,选定的旋转轴指脊柱在轴向旋转时的转轴。在一个实施例中,选定的旋转轴指脊柱椎体的轴向中心线。

[0059] 可以理解的,选定的旋转轴在二维超声图像中离体表的距离是通过分析被检测者在同一时期的脊柱X光成像、CT成像、或磁共振成像得到。选定的旋转轴具有周期性,以确保测量数据准确,获取的二维超声图像对应。

[0060] 在本实施例中,选定的旋转轴在二维超声图像中横向的位置是根据脊突超声反射信号的位置或脊突形成的超声阴影区的位置来决定。

[0061] 脊柱轴向旋转信息是由构成所述脊柱三维图像的每一张超声二维图像在脊柱轴向的旋转数据得到。在本实施例中,通过图4和图5的二维图像在脊柱轴向的旋转数据即可判定每张二维图像的旋转信息,即脊柱的旋转信息。其中,超声二维图像是由超声探头垂直紧贴人体背部皮肤扫描获得,以最大程度上减小获取超声二维图像的误差,并确保超声二维图像的清晰度,并保证超声图像在轴向的转动即为脊柱的轴向旋转。

[0062] 在每张超声二维图像中,脊柱轴向旋转信息是由构成所述脊柱三维图像的超声二维图像中每一个脊柱骨的左右两边的对称特征区域的三维空间信息获得,包括左右棘突、左右关节突、左右椎弓、左右椎板。在超声二维图像中,参考图2是脊椎骨截面结构和超声二维图像对应,以得到脊柱轴向旋转信息。

[0063] 具体的,如图6A所示,本实施例提供的三维超声成像检测脊柱变形的的方法,首先通过三维超声成像系统获取三维图像,如图6A所示,如图像中灰度的不同,通过软件自动获取三维图像特性,即在中间灰度变化较大的竖直条状区域即为脊柱所在的区域,图像中间竖直方向黑色原点即为脊柱脊突图像位置,在图像脊突图像位置两侧白色翼状端部位置即为棘突位置。图6C为矢状面上脊柱图像特征获取后的连续点状图,即三维超声成像检测脊柱变形的的方法获取图像特性示意图。

[0064] 如图6B所示,然后将三维图像特性投射到冠状面和/或矢状面。本实施例中,通过冠状面的投射二维图像详细说明。三维图像特性投射到冠状面后形成由点、线绘成的图像特征,如图7所示。

[0065] 最后通过脊柱三维图像特性在冠状面和/或矢状面的位置差和投射面的位置差计算脊柱变形数据。本实施例中的脊柱变形数据的计算方法在下文中详细说明。

[0066] 作为优选的,将脊柱三维图像特性导入预先保存的数据库中,数据库中预存三维图像模型通过脊柱三维图像特性数据形成脊柱三维仿真图、并显示。如图7所示,获取的脊柱的三维图像特性显示为原点状,图7中X指向的原点为脊突,Y指向的原点为棘突。本实施

例中的脊柱三维图像模型如图8中所示,将图7中三维图像特性中X部分脊突附着在模型的脊突位置,将图7中三维图像特性中Y部分棘突附着在模型的棘突位置,三维模型即形成可直观观察的三维仿真图。此三维仿真图可放大、缩小画面,并可旋转观察视角,以便患者或医生观察脊柱状态。本实施例中的数据库预存的脊柱模型根据患者性别、身高、年龄等分多个种类,在调取脊柱模型前可预输入患者实际性别、身高、年龄等参数,调出对应的脊柱模型。

[0067] 旋转轴是由被检测者年龄、脊柱总长度、和/或每节脊柱骨的大小与脊突与旋转轴之间距离按预先设定的关系式获得。脊柱骨的大小是指脊柱的左右对称的特征点之间的距离,或脊突与其它脊柱特征点或特征面之间的距离。预先设定的关系式是统计大量人群脊柱以获得所述每节脊柱的大小、每节脊柱占脊柱总长度的百分比、特征点之间的距离与身高及年龄之间的相关性。

[0068] 旋转轴的确定方案,即预先设定的关系式可尽可能的将旋转轴的位置和被检查者的不同生理特征相对应。

[0069] 作为优选的,脊柱三维图像特性包括脊柱主体、以及脊突/棘突的三维图像特性。脊柱三维图像特性包括三维空间位置数据和角度数据。如图7所示,在获取脊柱主体和脊突的三维图像特性后,通过图像特性计算出棘突与脊突位置相对位置关系的角度数据。

[0070] 本实施例中脊柱骨主体表面反射信号还可以与其他部位的超声反射信号融合,比如脊突、棘突等部位,以测量脊柱在各个平面的形变和旋转。

[0071] 如果脊柱骨没有旋转,两者会重合同样的形状,但在不同的深度。在脊柱骨有旋转的情况下,由各个脊突反射信号构成的曲面与由脊柱骨主体表面反射信号构成的曲线有不同的角度。因为由于旋转而造成的脊突移位抵消了一部分侧弯造成的移动,所以由脊突形成的曲线角度变小了。

[0072] 特定角度的转动的大小是由在超声图像中脊突超声反射的位置和椎体表面超声反射的位置的相对距离及其它们在冠状面上的投影的相互距离计算得到,其中所述椎体表面超声反射是由超声波经过脊柱在后方的孔洞传播到椎体表面形成。

[0073] 将脊柱主体的三维图像特性脊突/棘突的三维图像特性投射到同一平面内,如脊柱主体投影的连线和脊突/棘突投影的连线不重合,则判定脊柱有旋转。如图9所示,空心圆是棘突;实心圆是脊突;空心三角形是脊柱骨主体表面反角。如果由实心圆脊突构成的曲线和由空心三角形脊柱骨主体表面反射构成的曲线不重合就表示脊柱骨有旋转,而每一节脊柱骨的旋转程度则可以根据前述的方法计算得到。即脊突三维图像特性投影在一个平面,脊柱骨主体表面反角特性投射在另一个表面,根据两平面具体以及投影水平位置关系计算出每一节脊柱骨的旋转程度。通过a、b长度计算出角 $\alpha$ 的大小。

[0074] 如图10-图12所示,脊柱三维图像特性还包括相邻两个脊柱骨之间孔洞的三维图像特性;将脊柱主体三维图像特性和孔洞三维图像特性投射到同一平面内,如果脊柱主体投影的连线和孔洞投影的连线不重合,则判定脊柱有旋转。

[0075] 在图11中展示了相邻两节脊椎骨之间的孔洞的位置,在一般状态下孔洞、脊突、脊柱主体投影在同一个直线内。图12-图14示意出脊柱在冠状面上脊突和投影相邻两节脊椎骨之间的孔洞的投影示意图,图中K1表示脊突, K2表示相邻两节脊椎骨之间的孔洞。如图13所示,脊椎骨无旋转和弯曲的状态下,脊突和孔洞在同一直线上。如图14所示,在脊突

和孔洞在同一弧线上时,表示脊柱弯曲。如图14所示,在脊突的连线和孔洞的连线不在同一条弧线上时,表示脊柱即弯曲又旋转。

[0076] 根据脊柱间孔洞距离体表的深度对孔洞三维图像特性进行修正。另外,计算旋转角度的方法也可以做一些修正,即要以空洞所在的深度来计算,而不是脊柱骨主体表面,因为脊柱骨主体表面反射区域的移动其实是来自于空间的移动。

[0077] 在步骤S3和S4之间还包括以下步骤S3-1、将所述选定的旋转轴位置标记在相应的超声二维图像中,即以点、圈、线、和/或区别性标志来标记,以显著的标记出特征点的位置。

[0078] 步骤S5后还进一步包括以下步骤S6、将在所有超声二维图像中选定的旋转轴位置连起来形成一条三维曲线,所述三维曲线包含了脊柱在冠状面和矢状面上的形变信息,例如获取模拟脊柱骨脊突、棘突、椎体中心位置的连线。步骤S5后还进一步包括以下步骤S7、将在所有超声二维图像中所述选定的旋转轴位置连起来形成一条三维曲线并用一系列与所述三维曲线垂直的线来表示脊柱轴向旋转量。对应上述连线侧向位置关系和距离,以确定脊柱轴向旋转量,如图15所示。

[0079] 步骤S5后还进一步包括以下步骤:S8、判断所述脊柱轴向旋转是否已经到达设定的修正要求,如果没有则重复所述步骤S2到S5,以确保测量的准确性,如不符合修正要求,则需要重复获取超声图像。修正要求是指所述三维超声图像中脊突超声反射的位置和椎体表面超声反射的位置在冠状面上的投影要达到在一条线上的相互距离计算得到,其中所述椎体表面超声反射是由超声波经过脊柱在后方的孔洞传播到椎体表面形成。

[0080] 步骤S1和S2之间还包括步骤S1-1:获取轴向旋转参考面,轴向旋转参考面为人体相对不容易发生旋转变形的部位,例如背部底端、靠近臀部的部位,臀部部位不易旋转。

[0081] 以上内容仅为本发明的较佳实施例,对于本领域的普通技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上可以作出许多变化,只要这些变化未脱离本发明的构思,均属于本发明的保护范围。

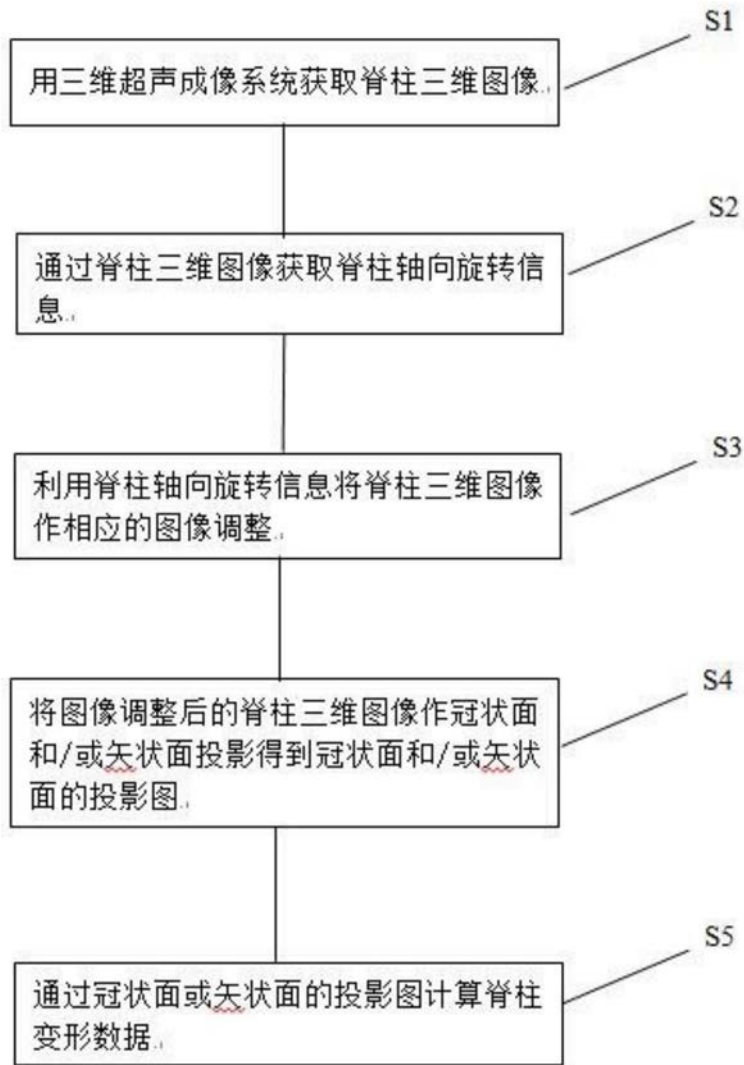


图1

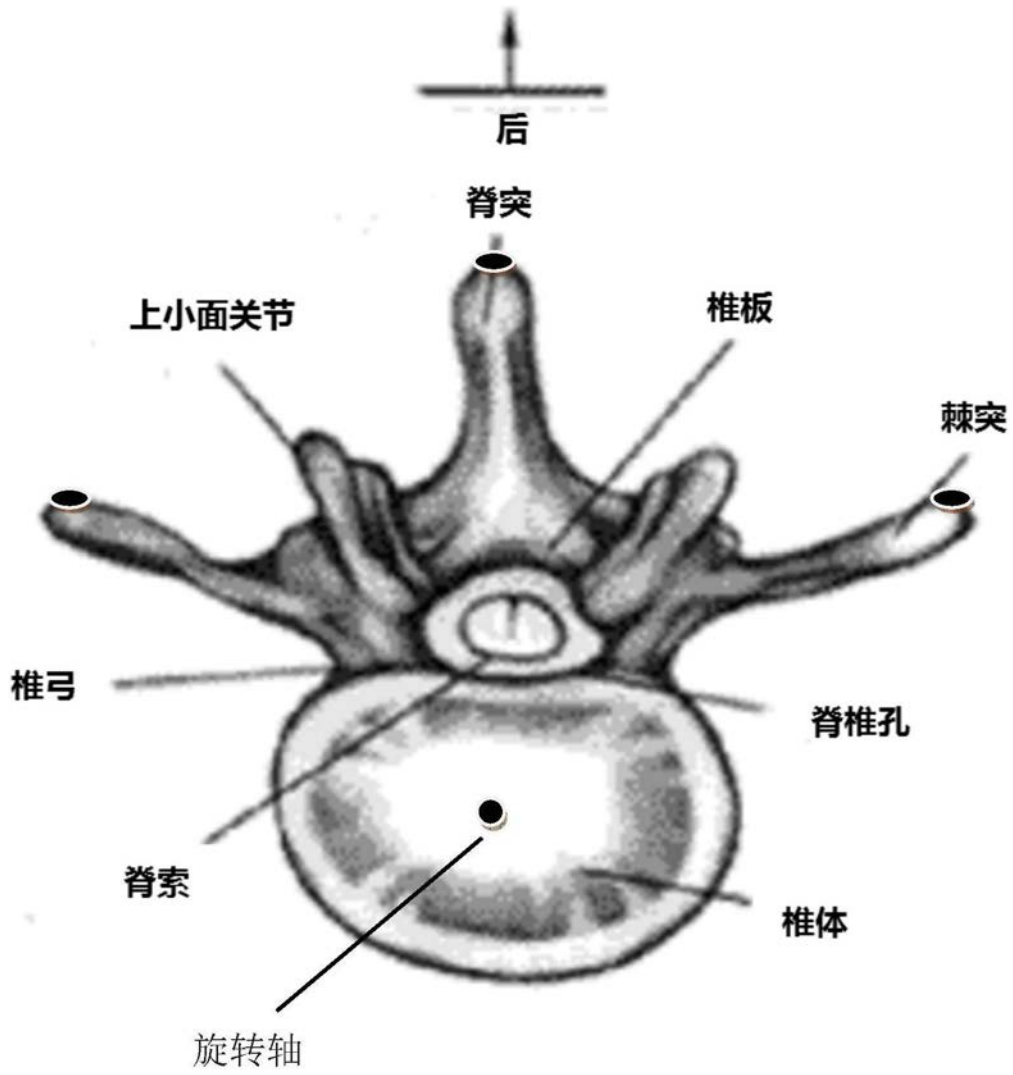


图2

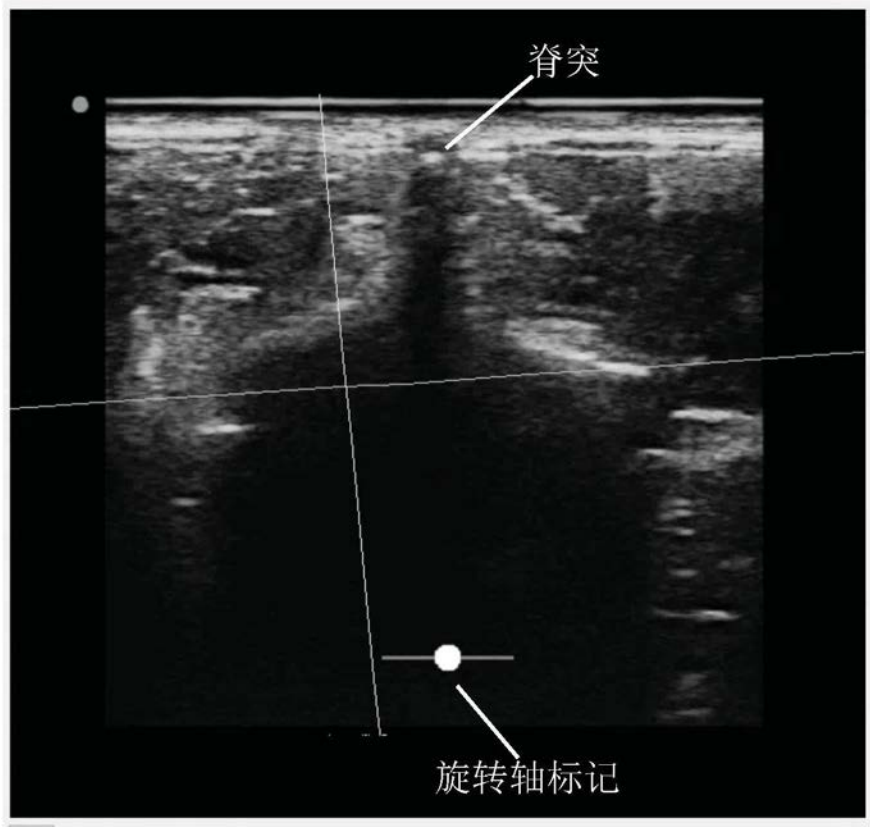


图3

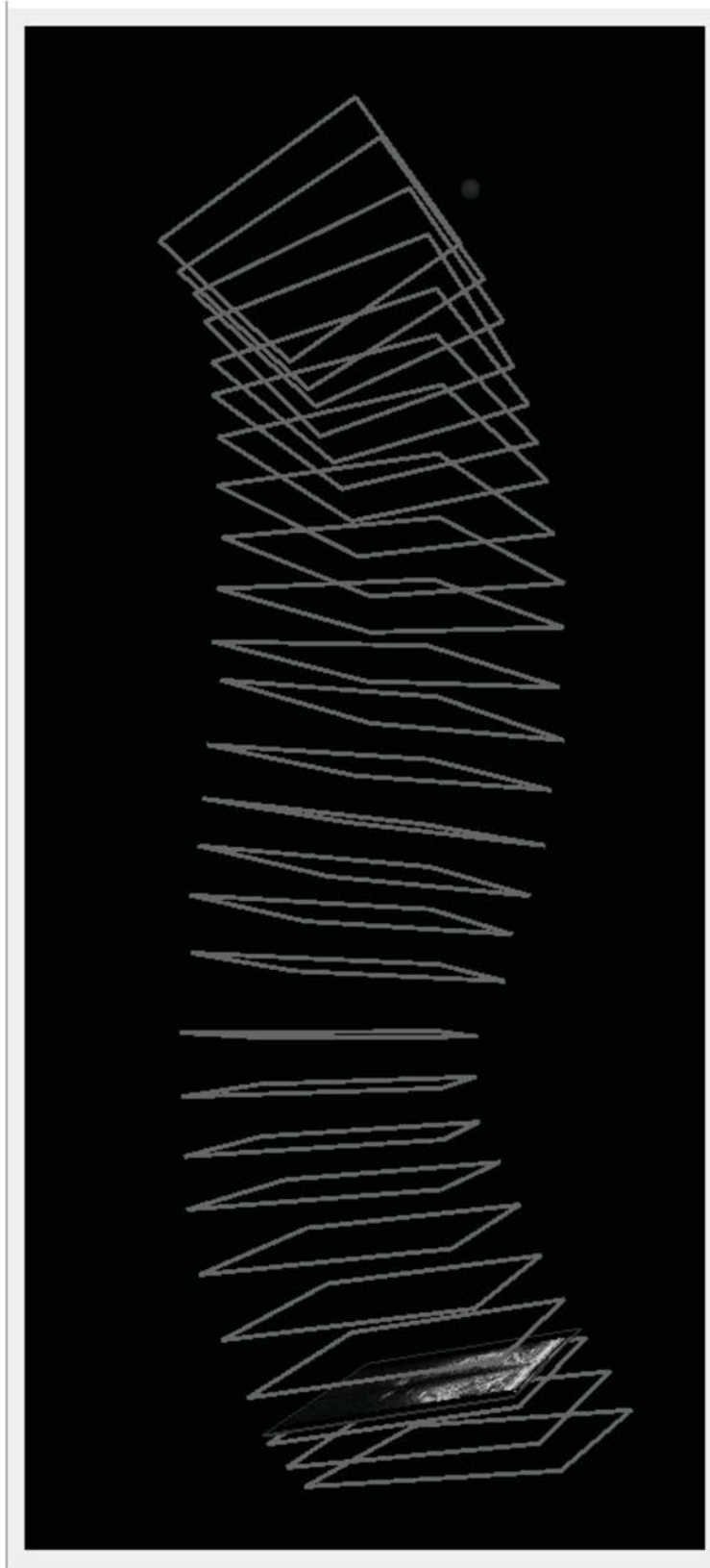


图4

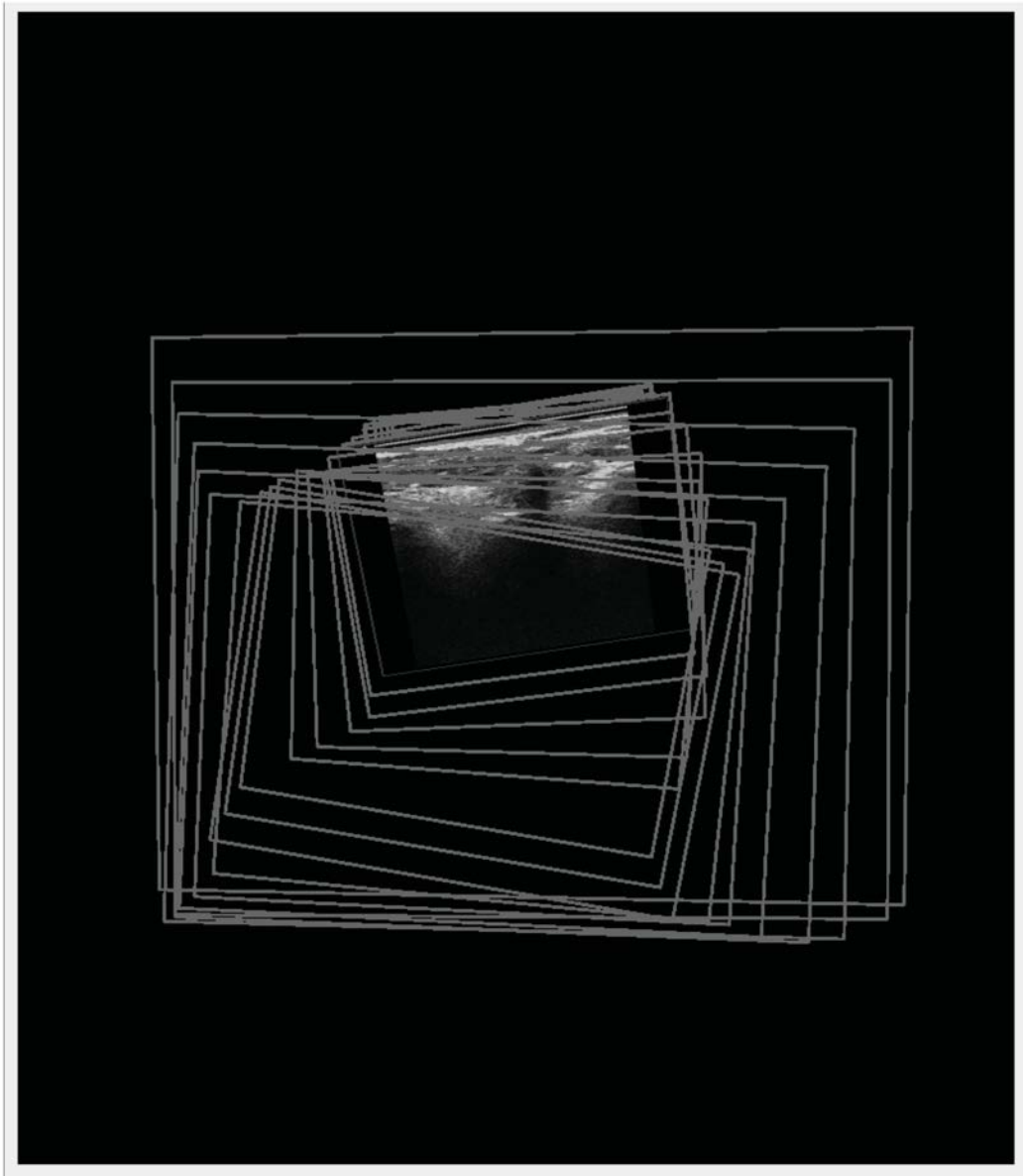


图5

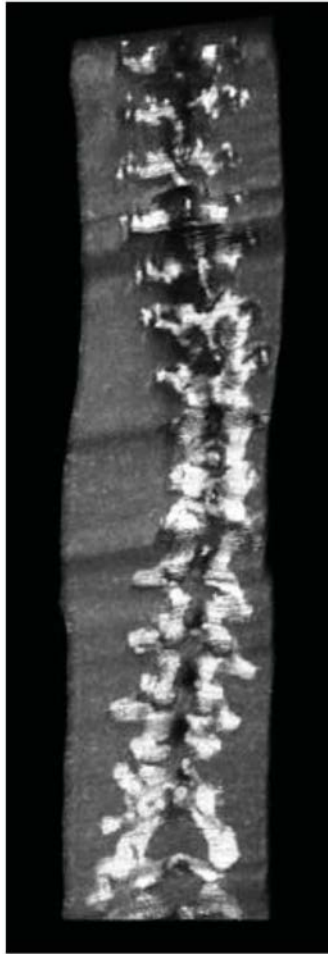


图6A



图6B



图6C

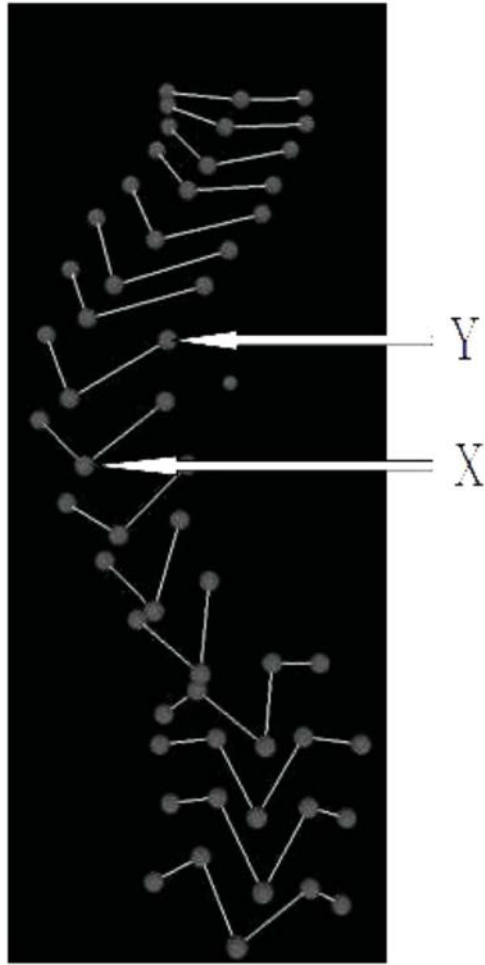


图7



图8

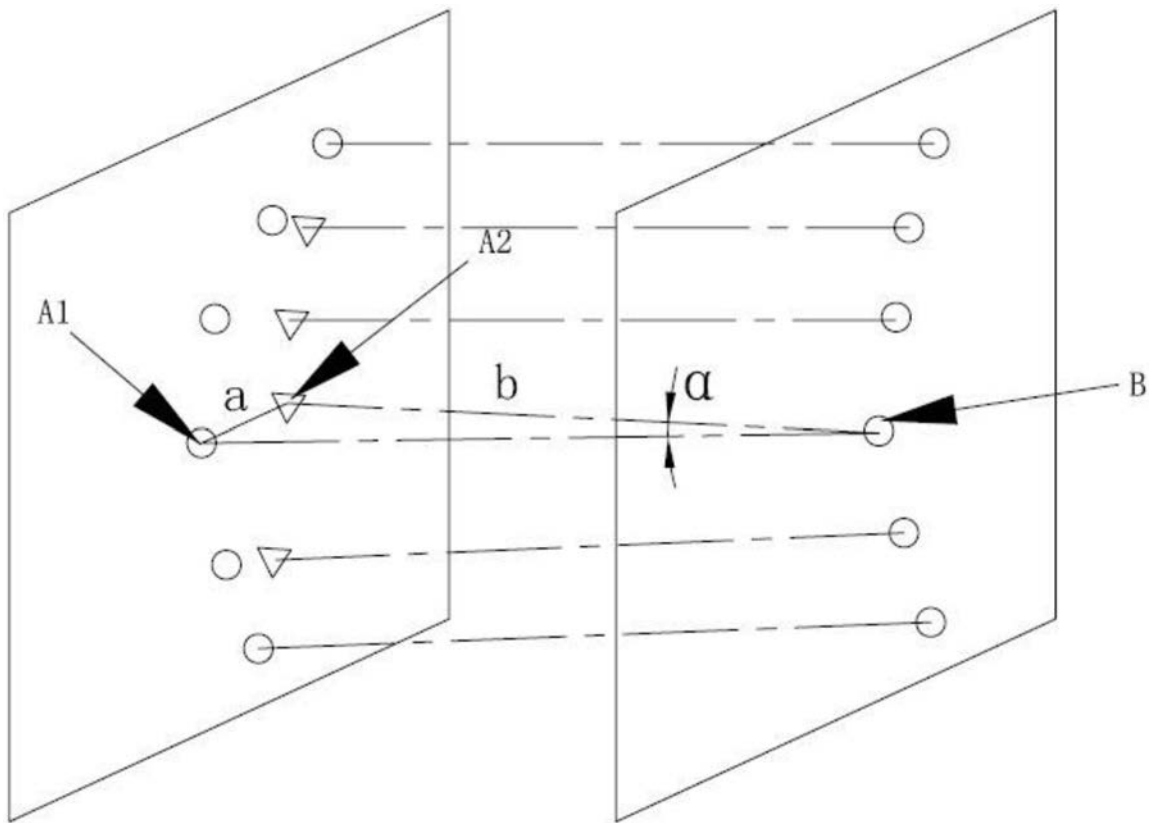


图9

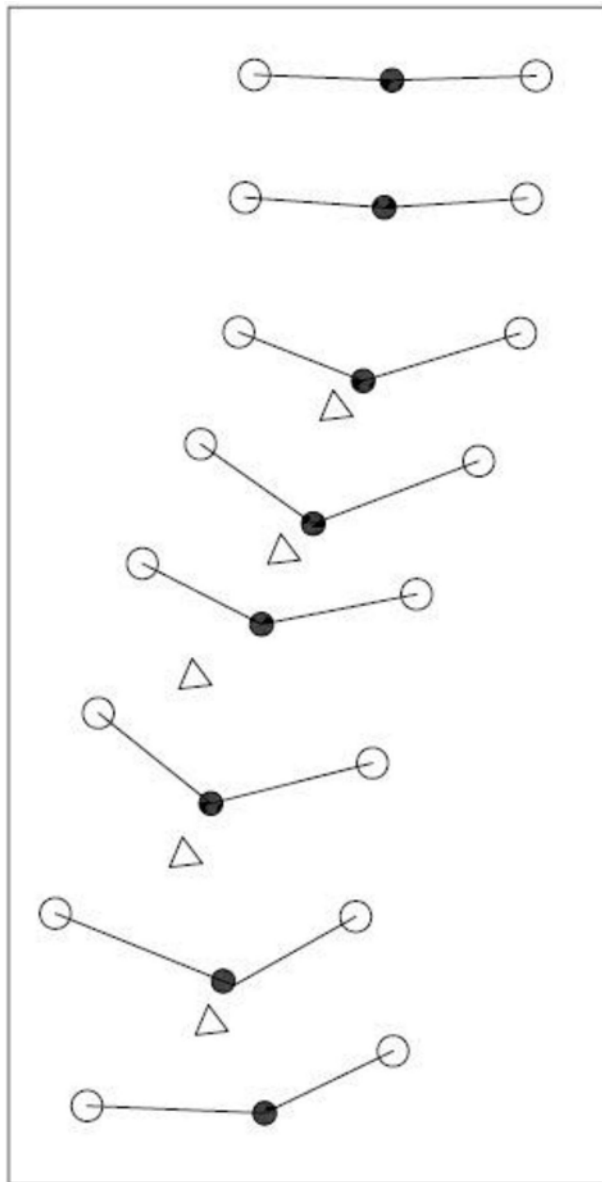


图10

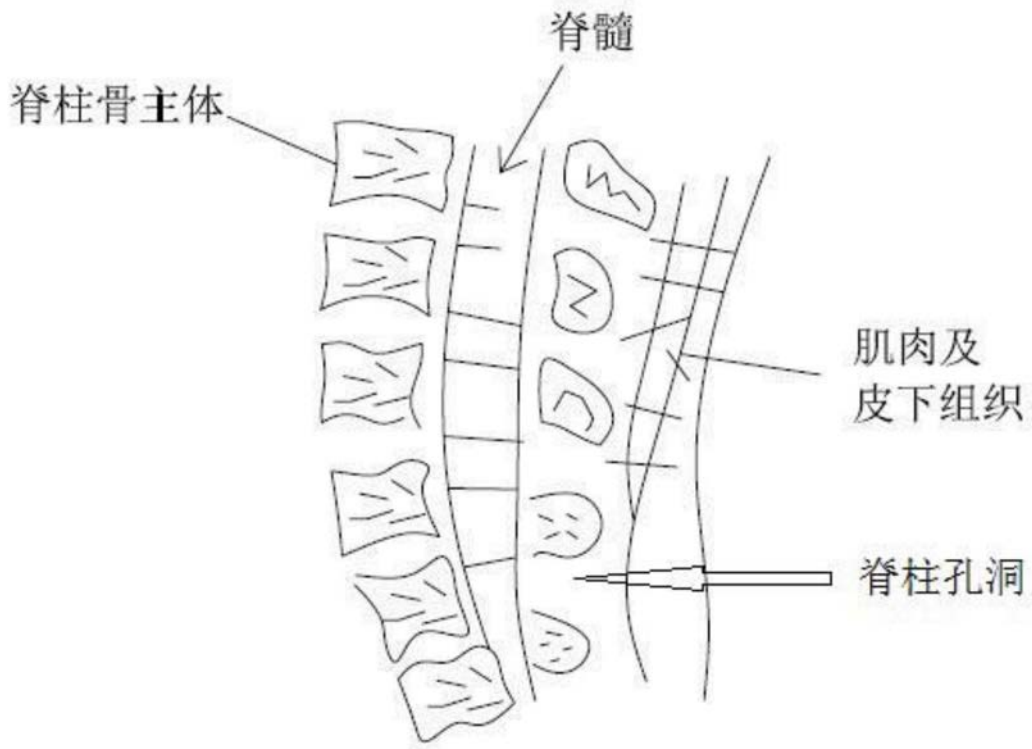


图11

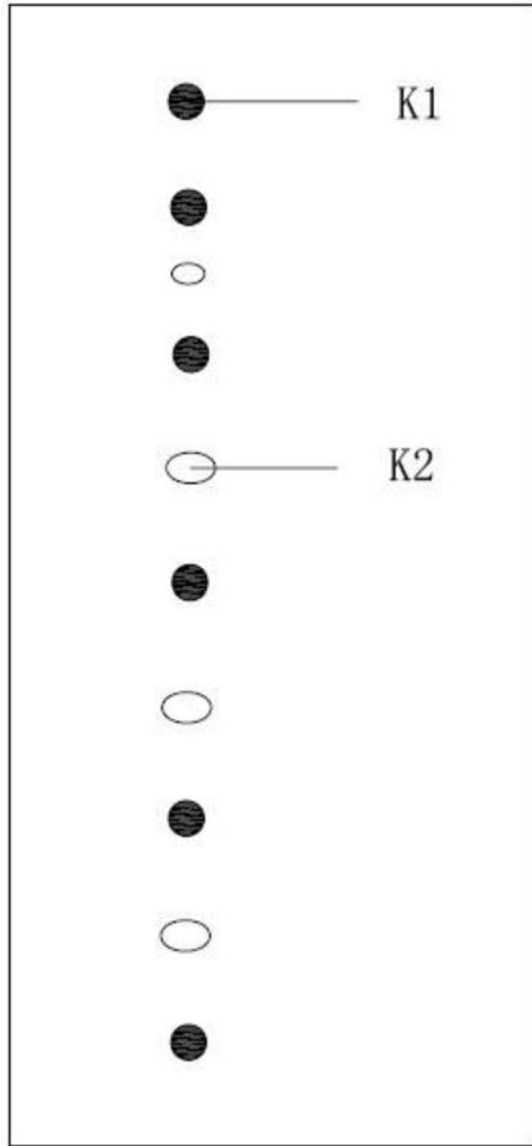


图12

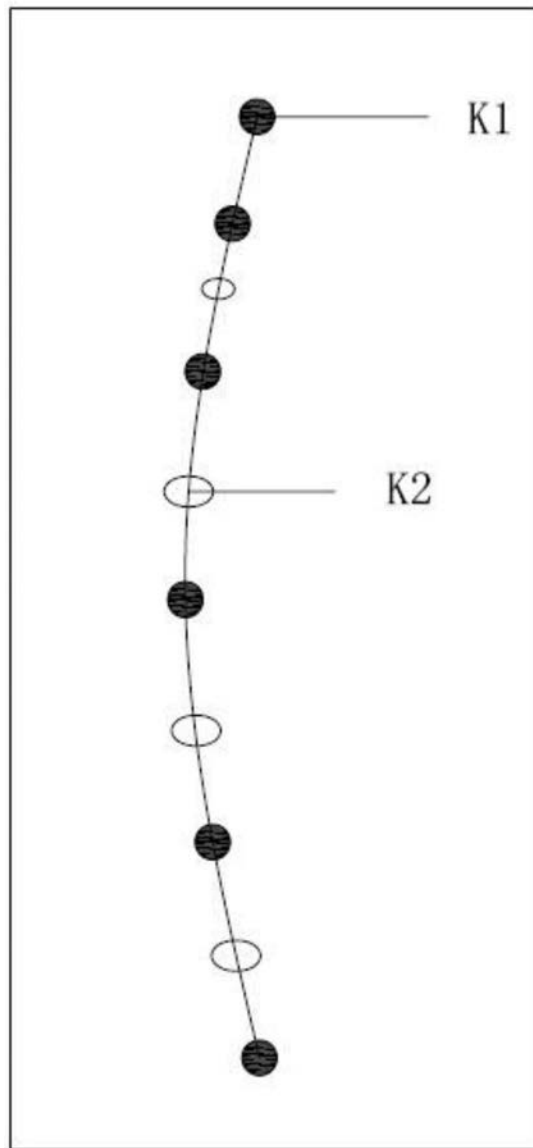


图13

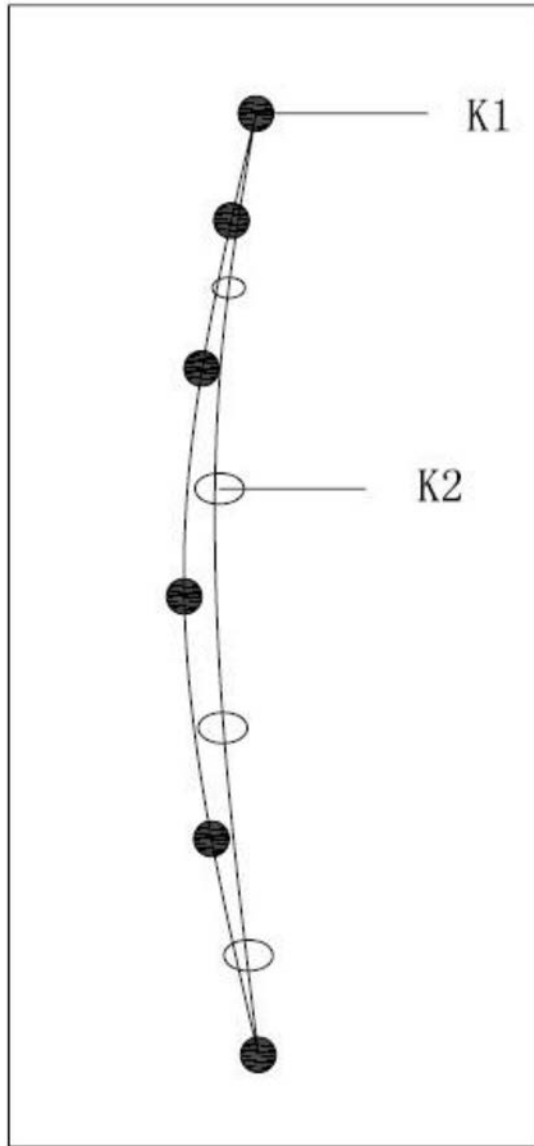


图14

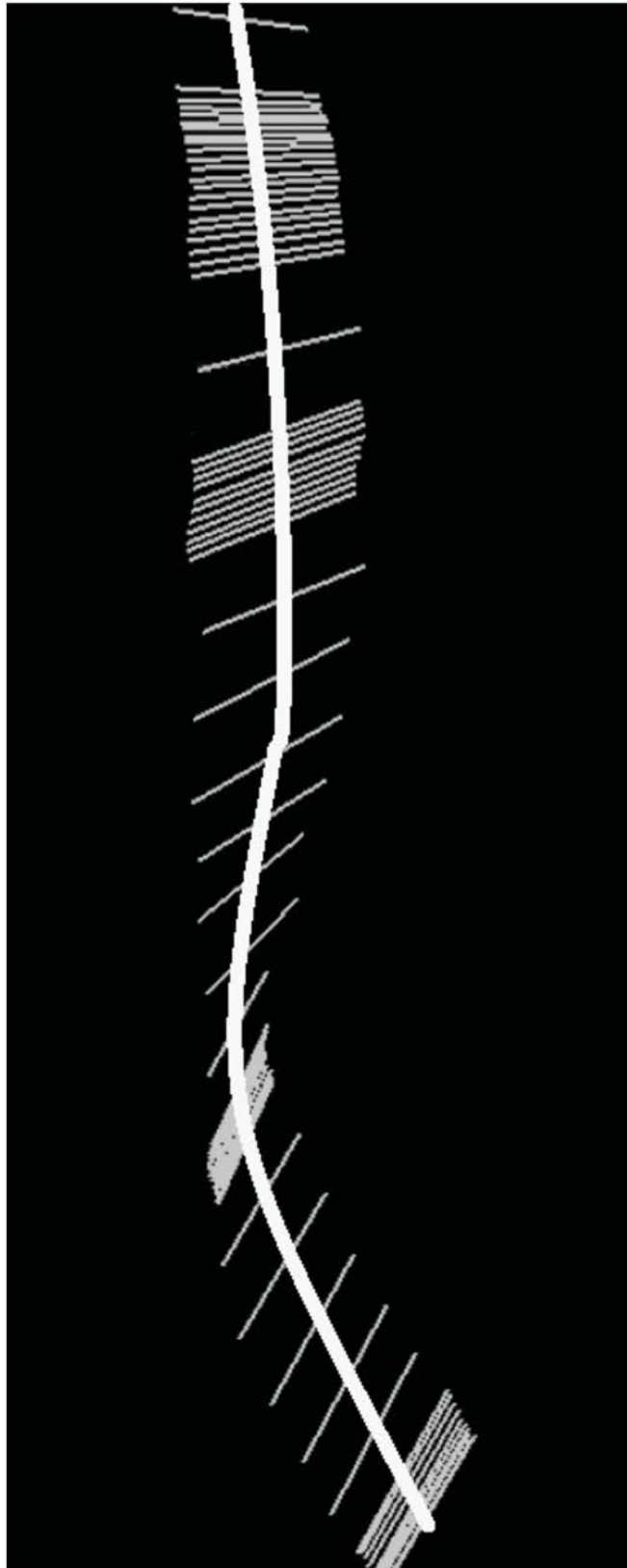


图15

专利名称(译)	一种三维超声成像检测脊柱变形的的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109223032A</a>	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN2017110563513.7	申请日	2017-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	中慧医学成像有限公司		
申请(专利权)人(译)	中慧医学成像有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	中慧医学成像有限公司		
[标]发明人	郑永平		
发明人	郑永平		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/00 A61B8/08		
代理人(译)	郭伟刚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及用于评估脊柱侧凸的三维超声成像方法。一种三维超声成像检测脊柱变形的的方法，包括以下步骤：S1、用三维超声成像系统获取脊柱三维图像；S2、通过脊柱三维图像获取脊柱轴向旋转信息；S3、利用脊柱轴向旋转信息将脊柱三维图像作相应的图像调整；S4、将调整调整后的脊柱三维图像作冠状面和/或矢状面投影得到冠状面和/或矢状面的投影图；S5、通过冠状面或矢状面的投影图计算脊柱变形数据。本发明通过三维超声成像系统得到三维影像，通过分析每张二维超声图的旋转信息以及图像信息获取三维图像的数据中脊椎主体的转动，另外通过脊柱统计信息估算每张二维图像的旋转中心。此方法可以更准确地测量脊柱在各个平面变形角度。

