(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102497821 B
(45)授权公告日 2015.04.08

(21)申请号 201080040696.0

(22)申请日 2010.07.20

(30)优先权数据
12/509,705 2009.07.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2012.03.13

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/CN2010/075287 2010.07.20

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2011/012055 EN 2011.02.03

(73)专利权人 香港理工大学
地址 中国香港九龙红磡

(72)发明人 郑永平 詹姆士·忠伟·张

(74)专利代理机构 北京金思港知识产权代理有限公司 11349
代理人 邵毓琴

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
A61B 5/107(2006.01)

(56)对比文件
CN 1973776 A,2007.06.06, 说明书第8页第11行-第9页第25行,第15页第6-12行、附图1,2.
US 4489729 A,1984.12.25, 说明书第24栏第11行-第25栏第10行、附图1-3,11-15.
US 6193657 B1,2001.02.27, 全文.

审查员 薛松

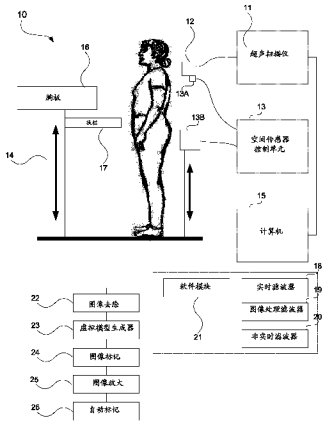
权利要求书1页 说明书8页 附图11页

(54)发明名称

用于评估脊柱侧凸的三维(3D)超声成像系统

(57)摘要

一种用于评估脊柱结构问题的三维(3D)超声成像系统(10),包括:捕获超声图像的超声扫描仪(11);记录被捕获的超声图像的位置和取向的空间传感器(13);以及在被捕获的超声图像中标记脊椎的特征的软件模块(21)。被标记特征(41)用线(42)连接,以便计算被标记特征(41)之间的夹角和距离,用于根据计算得到的夹角和距离计算Cobb角和脊柱旋转角,其中被标记特征(41)是脊椎表面的回波。



CN 102497821 B

1. 一种用于评估脊柱结构问题的三维 (3D) 超声成像系统，所述系统包括 ：

捕获一系列 B 模式图像的超声扫描仪 ；

记录被捕获的 B 模式图像的位置和取向的空间传感器 ；和

在被捕获的 B 模式图像中标记脊椎的特征的软件模块，并且被标记特征用线连接，以便计算被标记特征之间的夹角和距离，用于根据计算得到的夹角和距离计算 Cobb 角和脊柱旋转角，所述脊椎的特征包括边缘、棘突和横突的顶点 ；

其中被标记特征是脊椎表面的回波。

2. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述软件模块包括 B 模式图像增强模块来增强被捕获的 B 模式图像中的骨骼表面细节。

3. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述软件模块包括 B 模式图像标记模块，以识别包含被标记特征的被捕获的 B 模式图像。

4. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述软件模块包括 B 模式图像放大模块，以放大被捕获的 B 模式图像，用于识别脊椎的特征。

5. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述软件模块包括 B 模式图像去除模块，用于去除不包含被标记特征的被捕获的 B 模式图像。

6. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述软件模块包括虚拟模型生成器，以便用线连接被标记特征，以形成基于帧的脊柱骨架虚拟模型。

7. 如权利要求 6 所述的系统，其特征在于，所述虚拟模型生成器根据所述脊椎的特征在 3D 空间中缩放和放置对应的脊椎节段。

8. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述超声扫描仪具有扫略患者背部的探头。

9. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于，所述探头的宽度为 10 到 20 厘米，以允许在单次扫略中扫描全部棘突。

10. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于，所述空间传感器包括发射器和接收器，并且所述接收器可操作地连接到所述探头。

11. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于，所述空间传感器包括发射器和接收器，并且所述发射器可操作地连接到所述探头。

12. 如权利要求 1 所述的系统，进一步包括胸板。

13. 如权利要求 1 所述的系统，进一步包括高度可调的扶栏，以帮助患者保持稳定位置。

用于评估脊柱侧凸的三维（3D）超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于评估脊柱侧凸的三维（3D）超声成像系统。

背景技术

[0002] 脊柱侧凸是患者脊柱从一侧向另一侧弯曲并且还可能旋转的医学状态。X 射线评估通常用于确定脊柱侧凸。用来确定脊柱侧凸的其他技术包括莫尔条纹映射、基于光栅的系统、360° 躯干轮廓扫描和立体摄影测量系统。

[0003] 根据 X 射线图像测量 Cobb 角是用于脊柱侧凸评估的主要方法。在治疗或监控周期内，必须获取脊柱侧凸患者的许多射线照片，这导致患者高剂量暴露于放射线中。因此，这种技术并不适合儿童和青少年。

[0004] 而且，解读来自射线照片的结果也非常主观。可能难于识别扭曲的脊柱的倾斜投影，并且 Cobb 角根据 X 射线束与患者的夹角而变化巨大。此外，在计算 Cobb 角时，已经报道过评估者之间的变化量和评估中的变化量分别为 3 至 5° 和 6 至 7° 。此外，脊柱旋转可能影响 Cobb 角的大小，但是旋转角度无法得到考虑，因为通过标准胸部 X 射线无法获取旋转信息。X 射线检查要求专用房间以及受过训练的专业人员来操作 X 射线设备。这些因素限制了 X 射线在脊柱侧凸检查方面的应用。

[0005] 传统上，脊柱侧凸筛查依赖于 Adam 前向混合测试（FBT）。FBT 并没有对脊柱变形提供量化描述。因此，不同的方案已经研发出来，目标是实现更精确客观的筛查结果。

[0006] 脊柱侧凸测量计是类似尺子的手持工具。它是一种倾角计，来测量躯干非对称性或者轴向躯干旋转（ATR），这也称为肋骨突起变形。脊柱侧凸测量计为评估脊柱侧凸程度提供了量化测量。不同研究工作已经发现，脊柱侧凸测量计的测量结果在 ATR 值方面导致较高的评估者之间和评估者内变化以及较高的假阳性率。此外，脊柱侧凸测量计测量结果与 Cobb 方法的相关性并不好。更早期的研究已经建议，脊柱侧凸测量计不应当唯一地用作诊断工具。

[0007] 莫尔条纹映射用于获取患者背部的 3D 形状。通过投影在目标上的光栅产生莫尔条纹。条纹的图像被视频系统捕获。物体的轮廓线系统和截面形状然后利用计算机自动再现并显示在监视器上。莫尔条纹映射可以产生分辨度高达 10 微米的非常精确的数据。当条纹密度变得过于致密时，处于较大倾角处的表面无法测量。此外，患者位置、体格和脂肪折层是导致表面形貌不精确的其他因素。鉴于这种技术缺乏临床经验，所以被观测身体以及隐含的脊柱侧凸之间关联性较差。

[0008] 使用五维脊柱成像系统在英国很普遍。五维脊柱成像系统基于莫尔形貌学以及光栅立体摄影。这种系统使用光栅立体摄影来建立条纹图案的图像并且投影到患者背上。这种系统然后产生 Q 角，它是量化从患者图像反映的冠状非对称性的冠状平面测量结果。但是，这种系统复杂而且依赖作为误差影响因素的表面形貌。摄影测量方法系统建立在激光扫描或摄影技术的基础之上。激光扫描和视频系统提供脊柱侧凸变形的快速精确 3D 测量结果，该测量结果可以在一分钟内空间地记录。数字 3D 模型的输出提供了高达 1mm 的分辨

度。利用该 3D 模型，可以推算脊柱变形信息，诸如 Cobb 角。这些系统提供非侵入式和非接触式的测量结果。但是，所有这些技术都建立在表面形貌的基础上，并且它们都不是便携式的或者移动式的。

[0009] OrthoScan Technologies 研发的 Ortelius 系统是无辐射空间数据捕获系统，以诊断和监控脊柱变形。在检查过程中，检查者触诊患者背部，以定位每个脊椎的棘突 (spinous process) 并且利用 3D 空间传感器记录全部脊椎的棘突位置。数据然后再现为计算机模型，用于计算脊柱变形指标。但是，横突的位置无法获得。脊柱旋转无法考虑在内。此外，在检查过程中，患者需要被重复触诊，并且该过程可能导致一定程度的不适。即使利用 3D 空间传感器记录了横突的位置，它也是由操作者根据身体表面触诊来手动确定的，并且这是主观性质的。

发明内容

[0010] 在第一优选方面，提供了一种用于评估脊柱结构问题的三维 (3D) 超声成像系统。该系统包括捕获超声图像的超声扫描仪。该系统还包括记录被捕获的超声图像的位置和取向的空间传感器。该系统还包括在被捕获的超声图像中标记脊椎的特征的软件模块，并且被标记特征用线连接，以便计算被标记特征之间的夹角和距离，用于根据计算得到的夹角和距离计算 Cobb 角和脊柱旋转角。被标记特征是脊椎表面的回波 (reflection)。

[0011] 软件模块可以包括图像增强模块来增强被捕获的图像中的骨骼表面细节。

[0012] 软件模块可以包括图像标记模块，以识别包含被标记特征的被捕获的图像。

[0013] 软件模块可以包括图像放大模块，以放大被捕获的图像，用于识别脊椎的特征。

[0014] 软件模块可以包括图像去除模块，用于去除不包含被标记特征的被捕获图像。

[0015] 脊椎的特征可以包括边缘、棘突和横突的顶点。

[0016] 软件模块可以包括虚拟模型生成器，以便用线连接被标记特征，以形成基于帧的脊柱骨架虚拟模型。

[0017] 虚拟模型生成器可以根据脊椎的特征在 3D 空间中缩放或者放置对应的脊椎节段。

[0018] 所述超声扫描仪可以具有扫略患者背部的探头。

[0019] 所述探头的宽度大约为 10 到 20 厘米，以允许在单次扫略中扫描全部棘突。

[0020] 空间传感器可以包括发射器和接收器，并且所述接收器可操作地连接到探头。

[0021] 所述空间传感器可以包括发射器和接收器，并且所述发射器可操作地连接到所述探头。

[0022] 所述系统可以进一步包括胸板。

[0023] 所述系统可以进一步包括高度可调的扶栏，以帮助患者保持稳定位置。

[0024] 在第二方面，提供了一种评估脊柱结构问题的方法。所述方法包括捕获超声图像。所述方法还包括记录被捕获超声图像的位置和取向。所述方法还包括在被捕获超声图像中标记脊椎特征，并且用线连接被标记特征，以便计算被标记特征之间的夹角和距离，用于根据所计算的夹角和距离计算 Cobb 角和脊柱旋转角。所述被标记特征是脊椎表面的回波。

[0025] 所述方法可以进一步包括增强被捕获的图像中的骨骼表面细节。

[0026] 所述方法可以进一步包括识别包含被标记特征的被捕获的图像。

[0027] 所述方法可以进一步包括放大被捕获的图像，用于识别脊椎的特征。

[0028] 所述方法可以进一步包括去除不包含被标记特征的被捕获的图像。

[0029] 所述方法可以进一步包括利用连接被标记特征的线形成基于帧的脊柱骨架虚拟模型。

[0030] 所述方法可以进一步包括根据脊椎的特征在 3D 空间内缩放和放置对应的脊椎节段。

[0031] 所述方法可以进一步包括在 3D 空间内显示被标记特征的投影图像和所述超声图像。

[0032] 所述方法可以进一步包括在 3D 空间中组合 X 射线投影图像和超声图像。

[0033] 脊柱结构问题可以包括脊柱侧凸。

[0034] 在第三方面，提供了一种计算机实施的方法，用于自动标记脊椎的特征，以评估脊柱侧凸，所述方法包括 ：

[0035] 从被捕获的超声图像提取骨骼回波或者通过应用图像处理而去除除了骨骼回波之外的图像的全部特征 ；和

[0036] 在图像中定位骨骼的位置并且用标识标记所述位置 ；

[0037] 其中所述图像处理包括从以下构成的组群中选择任一项 ：最大强度回波、最大梯度、活动轮廓或者图像对正。

[0038] 所述方法可以进一步包括如果没有检测到骨骼回波则抛弃所述图像。

[0039] 所述方法可以进一步包括针对相同的突起分析所述标记的位置，并根据由所述标识形成的 3D 轮廓检测所述突起的峰值。与组织深度最小的脊椎的特征对应的标识被认为是所述突起的峰值。

[0040] 具有优势的是，所述 3D 超声系统定位全部棘突并且提供与横突有关的信息。被定位的全部突起都处于精确的几何级别和维度。

[0041] 本发明具有优势地提供了在评估脊柱侧凸时不受限制的使用频率。针对儿童的现场筛查和大规模筛查也成为可能，因为不需要 X 射线。本发明对脊柱侧凸治疗提供了长期的监控。

[0042] 本发明较之传统评估脊柱侧凸的技术更安全更精确。本发明也节省成本，因为它不要求专门的辐射设备或者高技能和经验的操作者。本发明也紧凑并且可以配装在小型诊所内。

附图说明

[0043] 现在参照附图描述本发明的示例，在附图中 ：

[0044] 图 1 是根据本发明实施例的 3D 超声系统的方块图 ；

[0045] 图 2 是由图 1 所示系统捕获的一组超声图像，它们进行预处理以识别界标 ；

[0046] 图 3 是从图 2 所示识别出的界标形成的患者脊柱的虚拟模型 ；

[0047] 图 4 是图 1 所示系统产生的最终结果，示出了患者脊柱的 Cobb 角、脊柱旋转和角度和脊柱图像 ；

[0048] 图 5 是根据本发明实施例用于脊柱侧凸评估的方法的过程流程图 ；

[0049] 图 6 是一组两幅图像，左侧的图像是原始 B 模式图像，而右侧的图像是增强的图

像，其中骨骼表面利用骨骼表面提取滤波器进行增强；

[0050] 图 7 是从由图 1 所示系统捕获的原始图像集合中选择的全部候选图像；

[0051] 图 8 是 B 模式图像，示出了带有放置于顶点的标识的脊椎；

[0052] 图 9 是一系列带有界标的图像，所述界标标记在图像上；

[0053] 图 10 是带有连接一幅图像内的界标的线的一系列图像；

[0054] 图 11 是 3D 空间中一组带有被标记特征的投影图像；以及

[0055] 图 12 是横靠超声图像的一组投影图像。

具体实施方式

[0056] 参照图 1，提供了一种用于脊柱侧凸评估的 3D 超声系统 10。系统 10 一般包括带有超声亮度模式 (US B 模式）探头 12 的超声扫描仪 11、3D 空间传感器控制单元 13、框架 14 和计算机 15。

[0057] 框架 14 高度可调，并且能方便地拆解。胸板 16 可操作地连接到框架 14。胸板 16 是空间传感器 13 的基准，允许确定胸板 16 和空间传感器 13 的发射器 13B 之间的物理距离。该距离的值用于验证校准空间传感器 13 的内部参数。而且，胸板 16 为患者提供了倚靠的支靠表面。在利用探头 12 扫描的过程中，患者可以借助检查者的作用力而向前移动。如果发生这种情况，胸板 16 帮助防止患者过多地向前移动，并因此使获取的测量值误差最小。提供了扶栏 17，它可以可操作地连接到框架 14，以帮助患者在检查过程中保持稳定位置。

[0058] 超声扫描仪 11 具有宽型探头 12(10cm 或以上）。它允许检查者经由在患者脊柱上的单次扫略而获取一组脊柱图像。相反，检查者使用普通探头（宽度大约 5cm 或以下）需要扫略 2 至 3 次以捕获覆盖全部棘突和横突的一组完整图像。

[0059] 系统 10 利用空间传感器 13 测量脊柱角度和维度的真实值，而非从胸部或脊柱 X 射线底片的投影测量。这将更加精确，因为它们不是相对值。也可以在同一次检查中获取脊柱旋转的角度。空间传感器控制单元 13 能在任何时刻确定探头 12 的位置。单元 13 由小立方体形状的发射器 13B 和小花生米大小的接收器 13A 构成，接收器通常连接到探头 12。作为替代，发射器 13B 可以可操作地连接到探头 12 上。发射器 13B 在空间中产生磁场。接收器 13A 感知磁场强度以及磁场的幅值变化。结果由空间传感器控制单元 13 处理，以计算接收器 13A 的位置和取向。空间信息周期性地发送到计算机 15。利用专用计算方法和空间信息计算探头 12 的位置。执行获取探头 12 的位置和取向信息及其在真实世界里产生的 B 模式图像像素的计算方法、一系列刚性变换。在这样做之前，探头 12 必须校准，以获取探头 12 和接收器 13A 之间的空间和取向关系。这是第一刚性变换矩阵。而且，定义了第二刚性变换矩阵，该矩阵可以在任何位置和取向进行选择。该矩阵称为系统刚性变换。空间控制单元 13 提供最终刚性变换矩阵，该最终刚性变换矩阵定义发射器 13B 和接收器 13A 之间的当前位置和取向。通过相乘这些矩阵，获得探头 12 的位置和取向信息。它的 B 模式图像像素通过相对于 B 模式图像相乘像素的坐标来获得。

[0060] 新型超声扫描流程、图像处理技术（诸如高斯）、索贝尔滤波、3D 可视化方法（诸如 OpenGL 和 Visualization Toolkit)，以及角度计算方案一起用于计算脊柱在真实距离和角度方面的变形程度，而非从标准胸部 X 射线底片进行近似或预测。B 模式图像中的全部

像素可以变换到真实世界的位置和取向。如果在任何 B 模式图像中测量两个像素之间的距离，则获得了由这些像素所表示的物体之间的真实距离。同样，获得了两条选定的线 42 之间的角度，这两条线每一条可以由两个像素来限定。

[0061] 参照图 5，通过将框架 14 部署在一个位置，并且将超声扫描仪 11、空间传感器 13 和计算机 15 定位，将系统 10 建立起来 (50)。请患者站在正确的位置并且由检查者给出指令。超声耦合凝胶或液体涂覆在患者身上，覆盖待扫描的身体区域。凝胶盘或液体包也可以用来覆盖身体区域，并且超声扫描可以在凝胶盘或液体包的表面上方进行。当覆盖骨骼的软组织层很薄时，这样做特别有用。调整超声扫描仪 13 的设置，诸如观察深度、亮度、对焦、增益、发射功率等。将空间传感器 13 激活。捕获 B 模式图像以及对应的空间数据，然后发送给计算机 14。

[0062] 利用扫描仪 11 的 B 模式探头 12 扫描患者的脊柱 (51)，以捕获超声图像。扫描从脊柱的 L5 开始进行到 T1，或者脊柱上任何选定的部分。根据弯曲的区域，扫描长度可以缩短。扫描图像的总数大约为 500 到 1500。在扫描过程中，请患者站立不动，并屏住呼吸。

[0063] 被捕获的图像经由视频或 USB 接口由运行在计算机 15 上的软件模块 21 实时处理。在捕获图像时，图像实时显示在计算机 14 屏幕上的 3D 空间中 (52)。在图 2 中描绘被捕获的图像的显示。这些图像形成长的图像叠层。检查者对图像连贯性进行预先检查。如果图像良好，则患者可以离开。否则，患者必须再次站立，进行再次扫描。

[0064] 可以利用各种图像处理滤波器 19 对被捕获的这一组超声图像进行预处理。为了增强超声图像中脊椎的骨骼表面，在图像上应用实时滤波器 18。实时滤波器 18 增强图像中的骨骼表面并且增强的图像引导检查者方便地移动探头 12 以使脊椎在图像上定位于正确的位置。图 6 中左侧图像是原始超声图像，而图 6 中右侧图像是经过实时滤波器 18 增强后的左侧图像。实时滤波器 18 通过增强垂直方向 (A 模式方向) 上像素的最大或梯度变化来提取有用的骨骼形状。进而，可以使用伪色编码来增强脊椎的显象，使得骨骼界面被选定的颜色突出出来，而其他区域用灰度表示。这种增强使得在图像捕获过程中更容易识别界标。例如，图 6 中的脊椎形状可以利用手动或自动标记过程来识别，以发现个别图像中棘突和横突的顶点。

[0065] 可以利用计算机 14 经由软件模块 21 的自动标记模块 26 来实施自动标记过程。自动标记模块 26 从图像中提取骨骼 (脊椎表面) 回波，或者利用图像处理技术去除图像上除了骨骼回波之外的全部特征。这些图像处理技术包括最大强度回波、最大梯度、活性轮廓或者图像对正。自动标记模块 26 然后定位骨骼位置并且自动标记它们。如果在图像中未检测到骨骼回波，则抛弃该图像，因为该图像中不存在有用信息。在抛弃没有界标的图像之后，一个棘突仍将对应一系列图像。分析同一个棘突的不同图像中的界标的位置，并且根据所述界标形成的 3D 轮廓自动检测棘突的顶点。一种方案是使用界标的深度作为标准。具有最小组织深度的界标为该棘突的顶点。在获取全部脊椎的棘突后，自动计算 Cobb 角和旋转角，如下所述。

[0066] 选择包含界标的被捕获的图像 (53)。它们称为候选图像，因为它们是包含至少一个界标的图像。通过观察图像叠层选择可能包含界标的候选图像。使用者可以使用计算机鼠标在计算机屏幕上自由地操纵图像叠层。选择的候选图像被检查者放大以更好地观察，其可以在图像所在的地方显示或者在由图像 30 所描绘的一个单独的位置显示，如图 2 中右

下角所示。如果检查者发现候选图像，则他可以通过点击它而从图像叠层中选择。所选的候选图像被高亮。使用者可以重复这一过程，直到在图像叠层中发现全部候选图像为止。但是，如果使用者在单独操纵图像叠层来定位候选图像时遇到困难，则工具设计成帮助观察图像叠层，诸如体积切片、再次切片和预览平面。虽然如此，使用者仍可以抛弃图像叠层中未选择的图像。

[0067] 被捕获的不带界标的图像被抛弃 (54) 以节省存储空间。可能包含脊椎顶点或界标的候选图像存储到磁盘。因此，有用数据的尺寸被最小化，并且提高了系统 10 的操作速度。由扫描仪 11 最初捕获的这一组图像尺寸非常大，因为它们是高分辨率图像。不带界标的图像被软件模块 21 的图像去除模块 22 去除。剩下的是包含界标的图像，如图 7 所示。

[0068] 选择每一个候选图像 (55)。识别图像中的界标并用标识 41 来标记，如图 3 所示。界标代表脊椎的重要特征，包括边缘、棘突和横突。每个脊椎诸如 c1、c2、c3 等，可以包含多个界标，通常 2 至 5 个界标。系统 10 要求来自每个脊椎的大约 2 或 3 个界标，目的是产生虚拟模型 44。在系统 10 中标记的界标与实际骨骼表面关联。界标的实际物理位置从空间传感器 13 提供的信息中可以获知。知晓实际物理位置，允许对脊椎几何结构构建精确的虚拟模型 44。与此同时，基于虚拟模型 44，精确测量脊柱的 Cobb 角和旋转角。

[0069] 检查者必须确定被标记的界标是否视觉清晰 (56)。如果它们不清晰，则使用不同的成像方法来增强图像质量并凸显界标。可以进一步使用各种非实时滤波器 20 来增强图像中的顶点。参照图 8，在一些图像中，所述顶点非常明显，它们让进行任何的非实时滤波 20 不再必要。如果应用滤波器 (57)，则计算机 14 增强图像和界标。滤波器（诸如亮度滤波器、对比度滤波器和边缘滤波器）可以用于增强个别图像或者全部候选图像的质量。滤波过程重复进行，直到获得期望的图像为止。

[0070] 通过检查者在计算机 14 上选择图像界标指示来标记界标 (58)。然后，球体或者任何形状的标识 41 放置在界标的 3D 位置上。该步骤重复进行，直到发现图像中的全部界标为止。球体 41 指示图像中存在界标以及界标的位置。参照图 9，以界标标记了全部候选图像。在一些情况下，可以在一系列图像中观察到一个棘突。在这些情况下，可以选择有代表性的图像，诸如该系列中位于中部的一幅图像，或者可以形成局部体积图像，并且可以在该局部体积图像中识别所述突起的峰值。软件模块 21 的图像标记模块 24 允许检查者识别包含标识 41 的图像。软件模块 21 还包括图像放大模块 25，以协助检查者在图像标记过程中识别界标。

[0071] 在标记所选择的全部图像中的全部界标之后 (59)，将它们显示在计算机的屏幕上。这样保证了能发现来自脊柱的全部突起。

[0072] 将图像叠层隐藏 (60)，以便仅显示标识 41。图中的标识 41 以线条 42 连接，以便利用软件模块 21 的虚拟模型生成器 23 形成基于帧的骨架虚拟模型 44，如图 3、4 和 10 所示。通过隐藏 B 模式图像，全部界标暴露在虚拟 3D 空间内，并且可以被检查者方便地看到。来自同一幅 B 模式图像的界标依次以线条 42 连接。线条 42 和标识 41 变成患者脊柱基于帧的骨架虚拟模型 44。因为，利用空间传感器和计算获得了实际维度和角度。全部标识摆正到它们的精确位置。界标之间的距离以及由界标形成的线条 42 之间的夹角则可以根据每个选定的界标的空间信息进行测量。然后可以手动或自动计算 Cobb 角度。此外，界标 41 的信息可以用于在 3D 空间内缩放和放置对应的虚拟脊椎节段，以增强视觉效果。虚拟模型

生成器 23 可以利用这些信息在 3D 空间内缩放和放置相应的脊椎节段。

[0073] 通过检查者点击来自斜度差最大的不同脊椎的成对界标，测量界标之间的角度(61)。根据需要，该过程可以由计算机 14 自动执行。

[0074] Cobb 角是平行于骨缝上方的一个脊椎的上端板画出的直线与平行于骨缝下一个级别的脊椎的下端板画出的直线之间形成的角度。在成对界标中，从最大倾斜角计算 Cobb 角 (62)。因为 Cobb 角定义为脊柱从矢状平面的弯曲角度的投影，所以在可以计算 Cobb 角度之前，该角度仍然需要计算并投影到固定平面上。来自同一个脊椎的横突的界标相连以形成 3D 矢量线，该同一个脊椎是来自脊柱不同端部的两个最倾斜的脊椎。类似地，该矢量通过连接来自脊柱另一端的另一个最倾斜的脊椎的横突的界标而获得。这种情况在图 4 示出。这些 3D 矢量线 42 然后投影到矢状平面上。新形成的投影矢量线 42 则可以用于通过向量点积计算它们之间的夹角。如果是从胸部 X 射线获得的，获得的夹角等同于 Cobb 角。在计算得出 Cobb 角时，将其连同脊柱旋转和夹角以及患者脊柱的虚拟模型 44 一起显示给检查者，如图 4 所示。

[0075] 由于系统 10 不需要有害辐射来操作，所以它可以用于任何患者而不需限制时间或频率。系统 10 是无辐射系统，这意味着它不需要防辐射室、昂贵的 X 射线设备或者认证过的 X 射线技术人员。用于脊柱侧凸评估的初始成本和操作成本显著下降。

[0076] 系统 10 不受使用场地和时间的限制。因此，使用率上升，并且允许现场大规模筛查。系统 10 在小型非防辐射室内的操作利用系统 10 而变得可以看见。这是因为超声扫描仪 11 和空间传感器 13 足够小，能到处移动或者用手携带。框架 14 也可以组装和拆解，从而移动到小型房间内。由任何受过训练的工作人员在任何地方操作都是安全的。

[0077] 为了处理大量的超声图像，更快速的图像卡、更快速且基于多核的处理器以及容量更大的存储器在性能方面提供了改进。

[0078] 参照图 11 和 12，连同 3D 空间内被捕获的原始超声图像的界标一起观察投影 X 射线图像，可能非常有用。因为传统 X 射线评估仅提供投影图像，而系统 10 可以获得有经验的检查者的更大的接受度（如果它还可以提供投影图像的话）。X 射线评估和系统 10 可以一起使用，其中系统 10 常常用于长期研究。因此，系统 10 有能力随同超声图像一起观察被标记特征的投影图像。此外，系统 10 有能力将 X 射线图像与超声测量融合或组合在一起。

[0079] 虽然描述了脊柱侧凸，但是本发明也适用于评估由传统中医从业者提供的按摩 / 正骨或理疗的结果。3D 超声成像系统 10 提供了一种工具，以潜在地测量不同类型的肌肉骨骼结构和脊柱结构问题，诸如驼背、过度后弯、脊柱后侧凸和脊柱前弯。

[0080] 虽然描述了电磁空间传感器，但是预见到也可以使用其他类型的空间感测技术。这些技术包括 :利用光学可见光或红外线相机进行标识跟踪、声学定位和利用多关节接头进行机械空间定位等等。

[0081] 虽然附图是黑白图，但是计算机屏幕上的实际图像包括更容易识别界标和计算出的信息的颜色。

[0082] 每月、每周或者每天评估脊柱侧凸将成为可能。在治疗脊柱侧凸的过程中，连续监控结果非常重要。相反，标准 X 射线评估将连续评估之间的时间限制到 3 至 9 个月，原因在于辐射危害。

[0083] 本领域技术人员应该理解，在不背离如这里宽泛地描述的本发明的范围或精神的

前提下，可以对具体实施例中所示的本发明进行许多变化和 / 或修改。因此，目前的实施例在各个方面都应该认为是示例性的，而非限制性的。

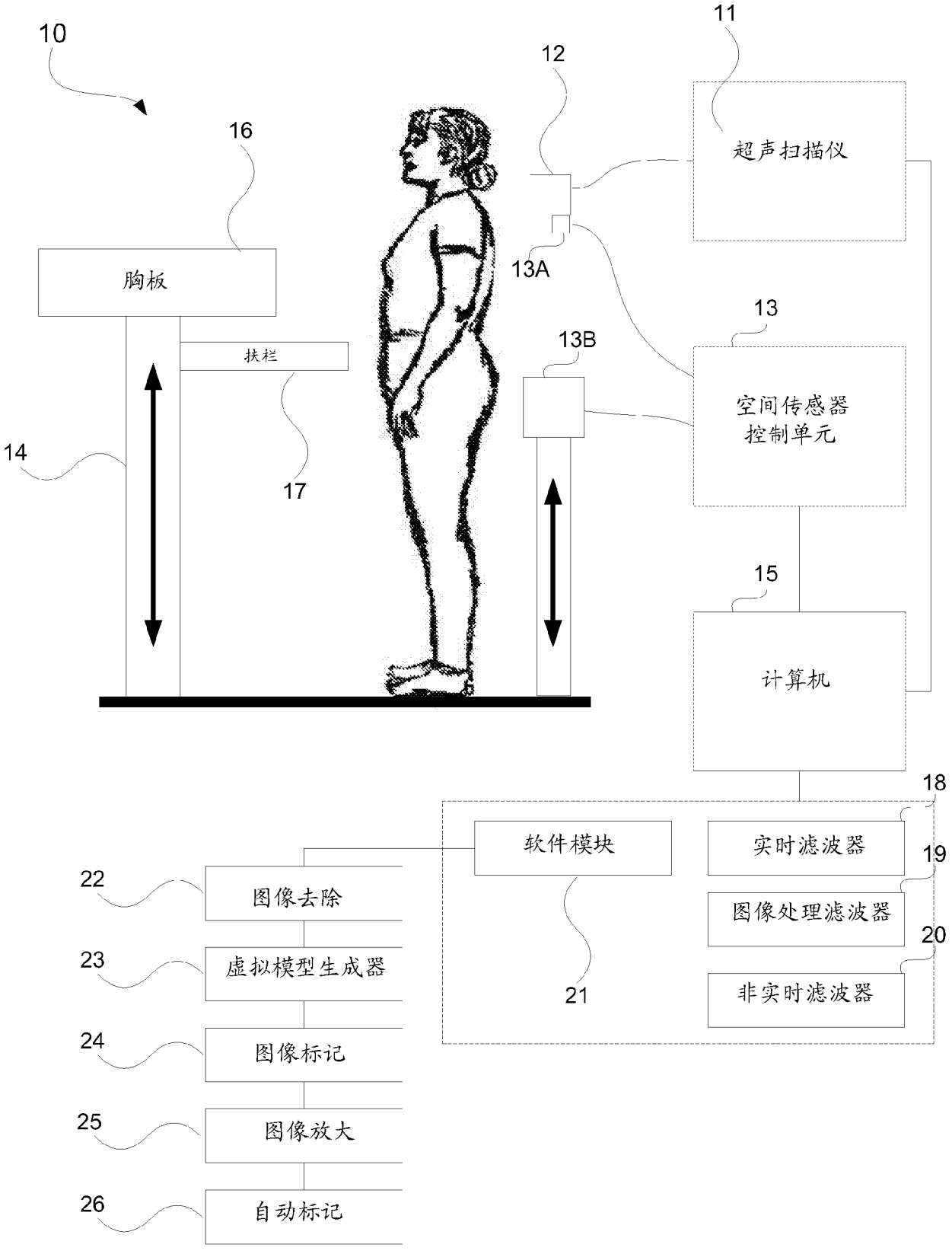

10
11
12
超声扫描仪
16
胸板
13A
13
13B
空间传感器
控制单元
扶栏
14
17
15
计算机
18
软件模块
实时滤波器
19
图像处理滤波器
20
非实时滤波器
21
22
图像去除
23
虚拟模型生成器
24
图像标记
25
图像放大
26
自动标记

图 1

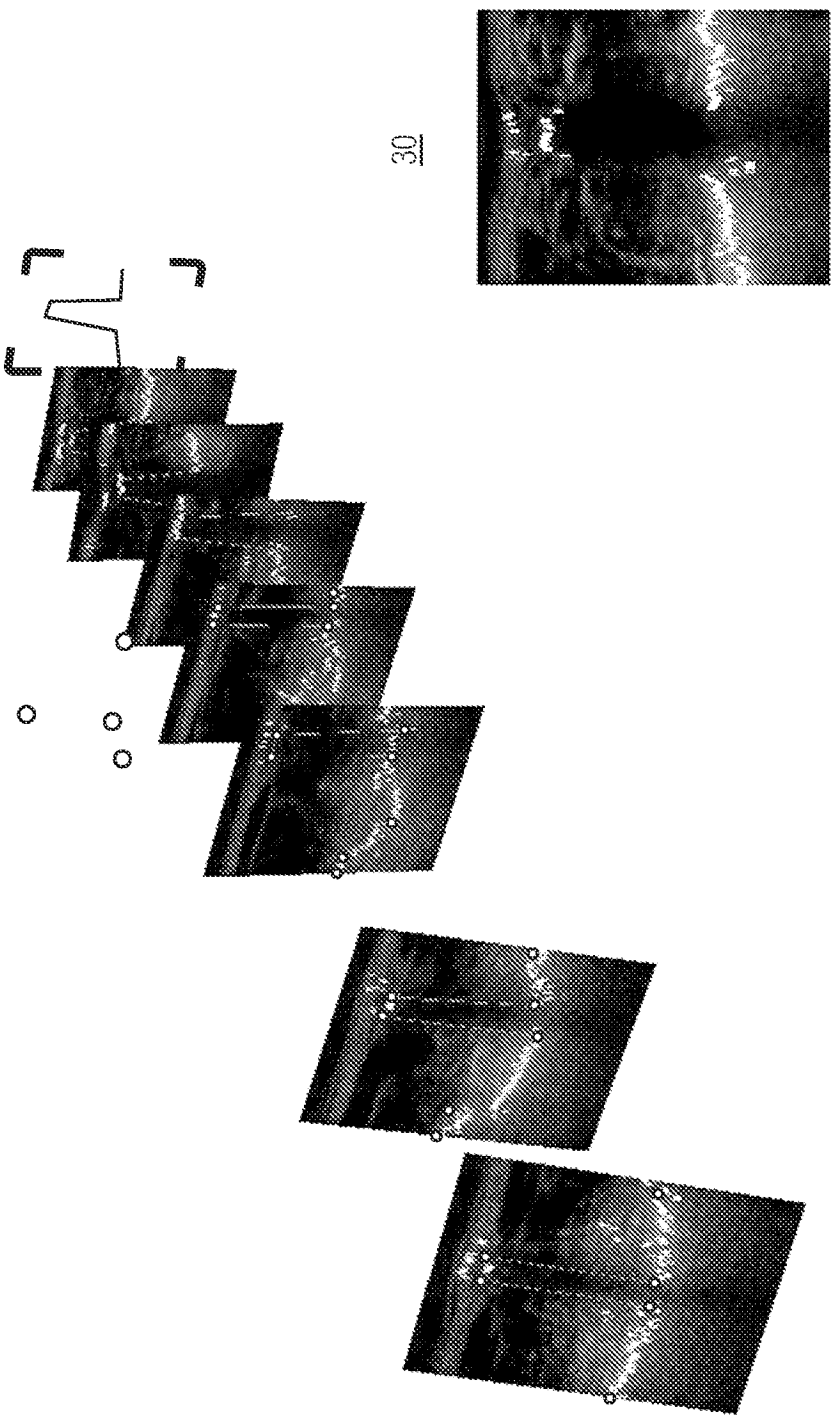


图 2

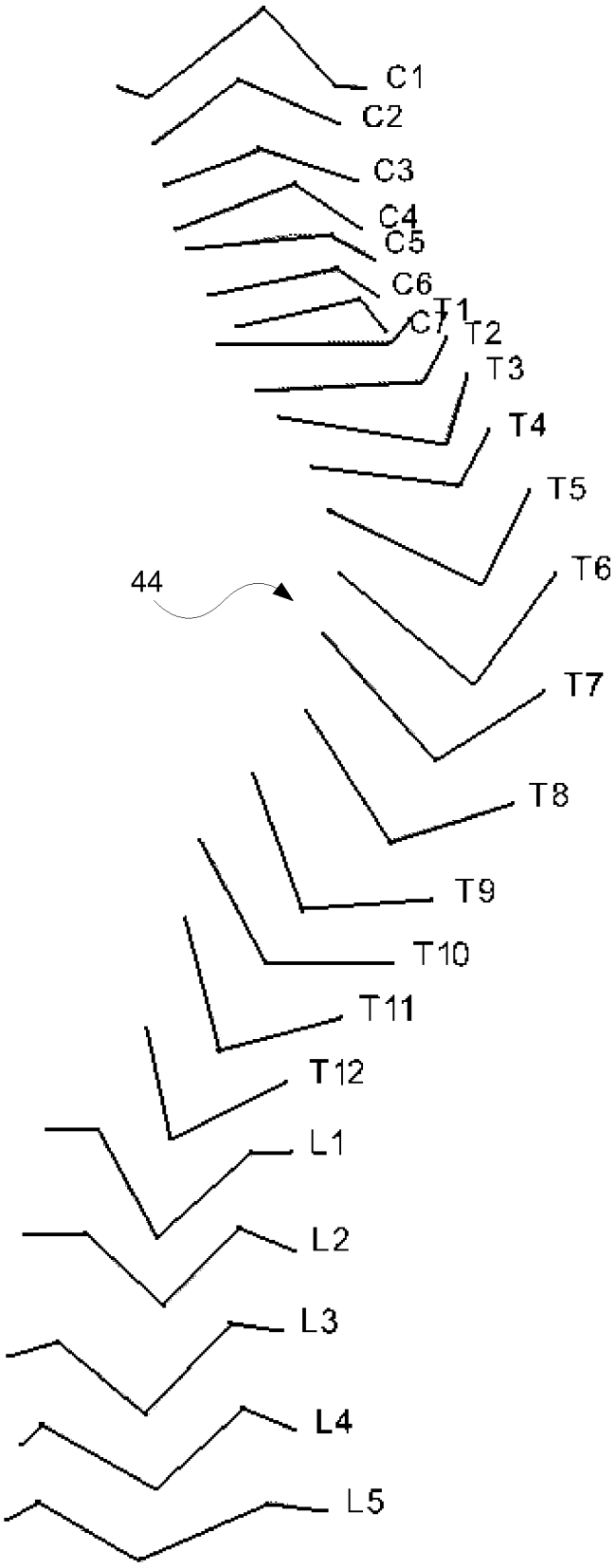

C1
C2
C3
C4
C5
C6
C7
T1
T2
T3
T4
T5
T6
44
T7
T8
T9
T10
T11
T12
L1
L2
L3
L4
L5

图 3

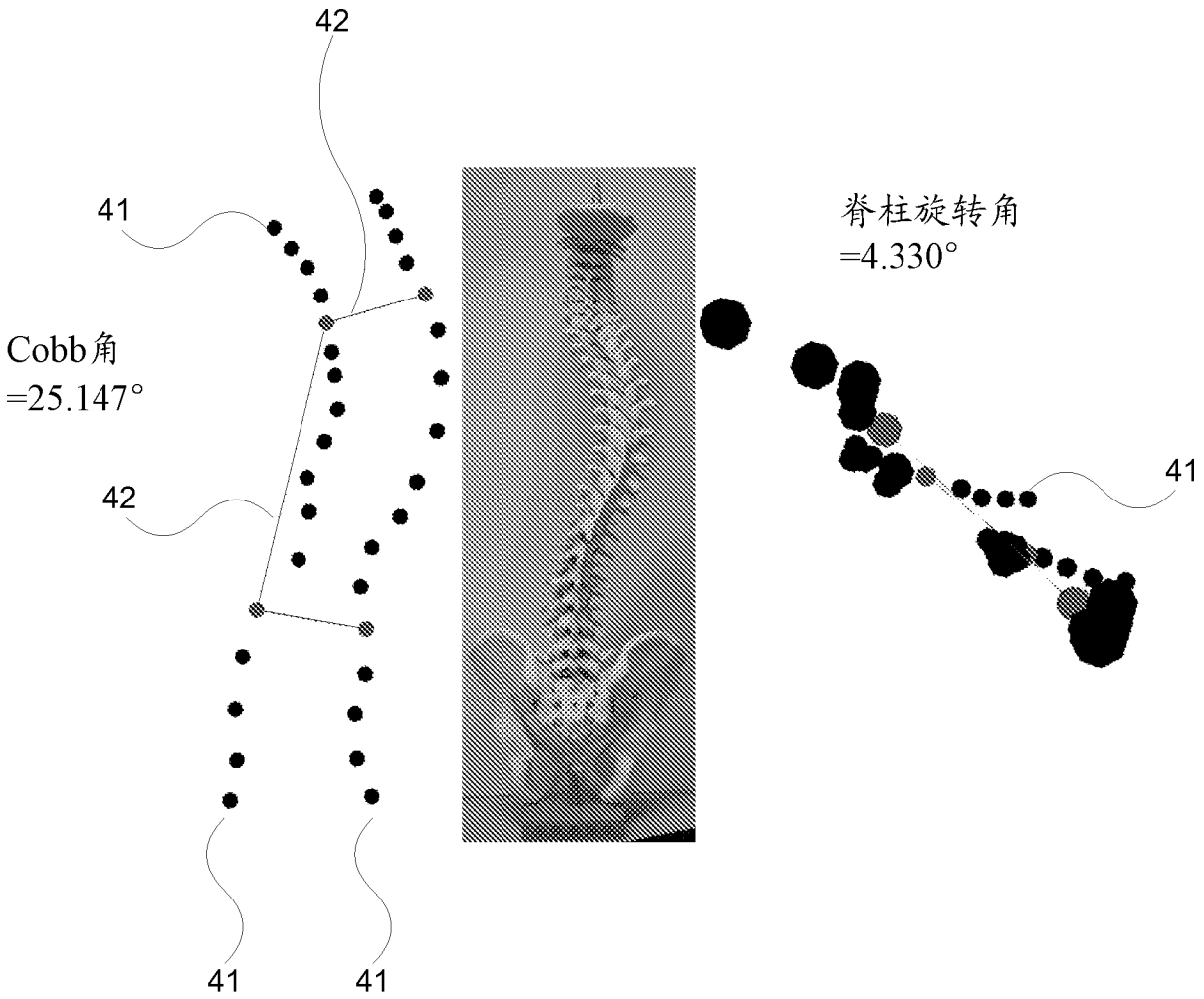


图 4

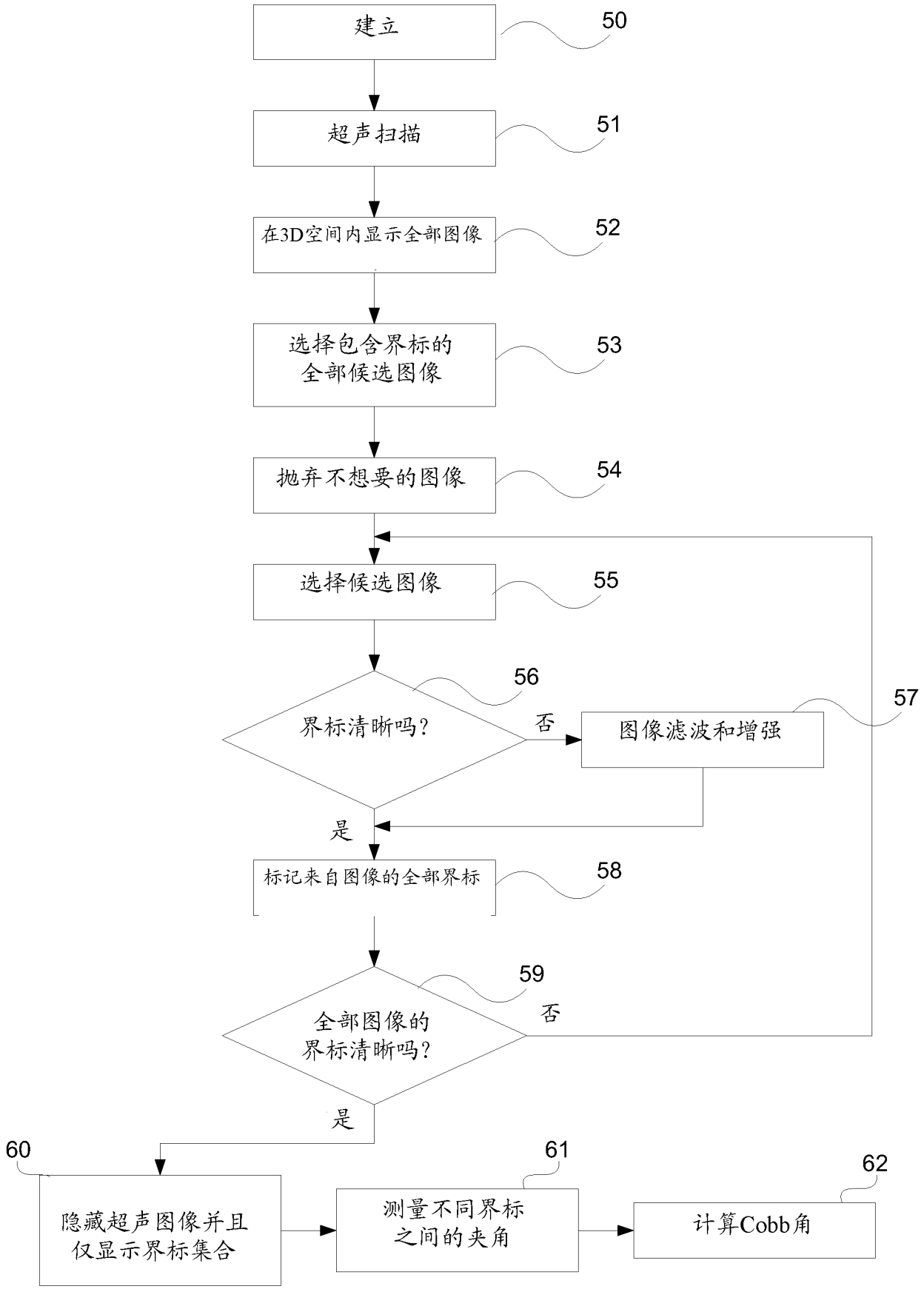

建立
50
超声扫描
51
在3D空间内显示全部图像
52
选择包含界标的
全部候选图像
53
抛弃不想要的图像
54
选择候选图像
55
界标清晰吗?
56
否
图像滤波和增强
57
是
标记来自图像的全部界标
58
全部图像的
界标清晰吗?
59
否
是
隐藏超声图像并且
仅显示界标集合
60
测量不同界标
之间的夹角
61
计算Cobb角
62

图 5

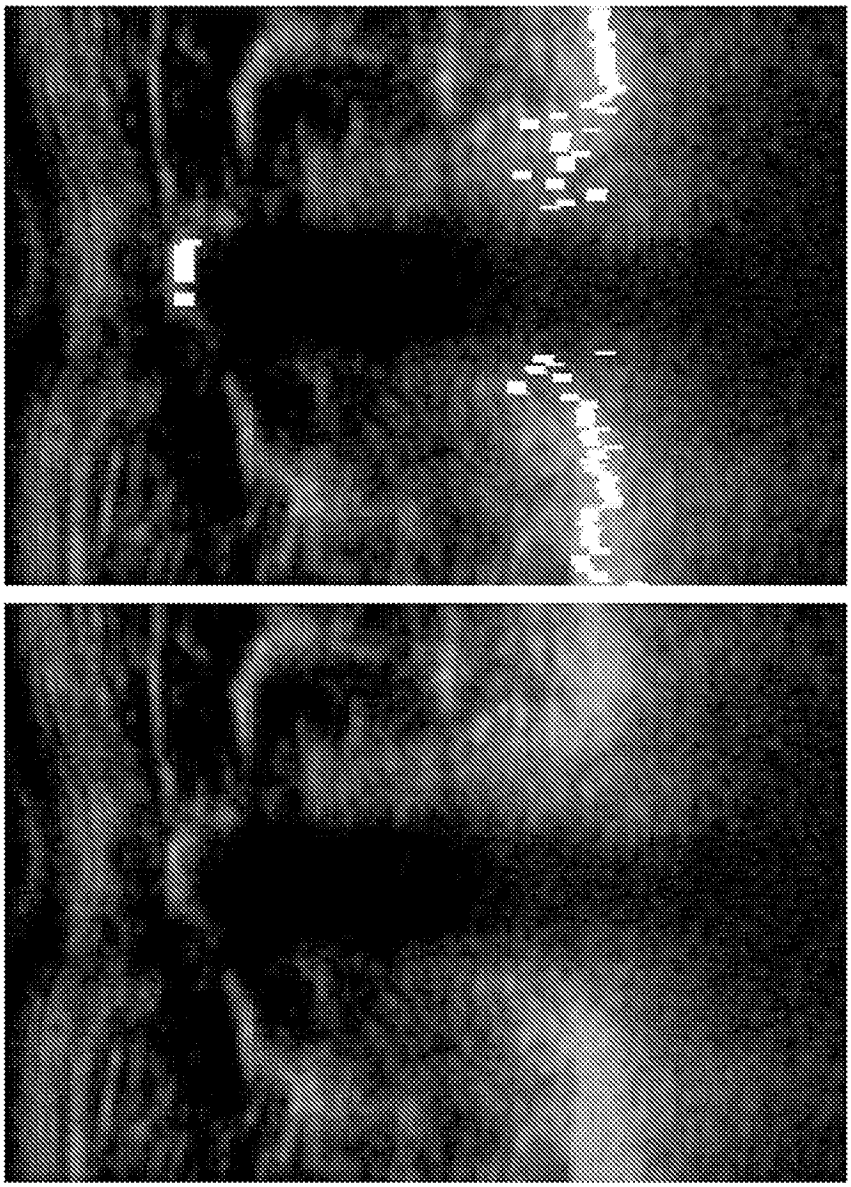


图 6

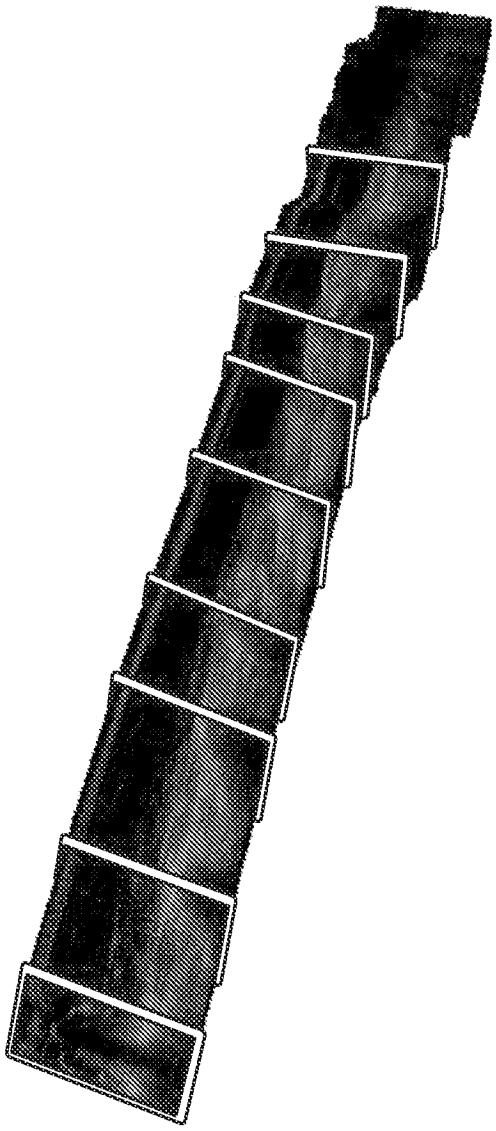


图 7

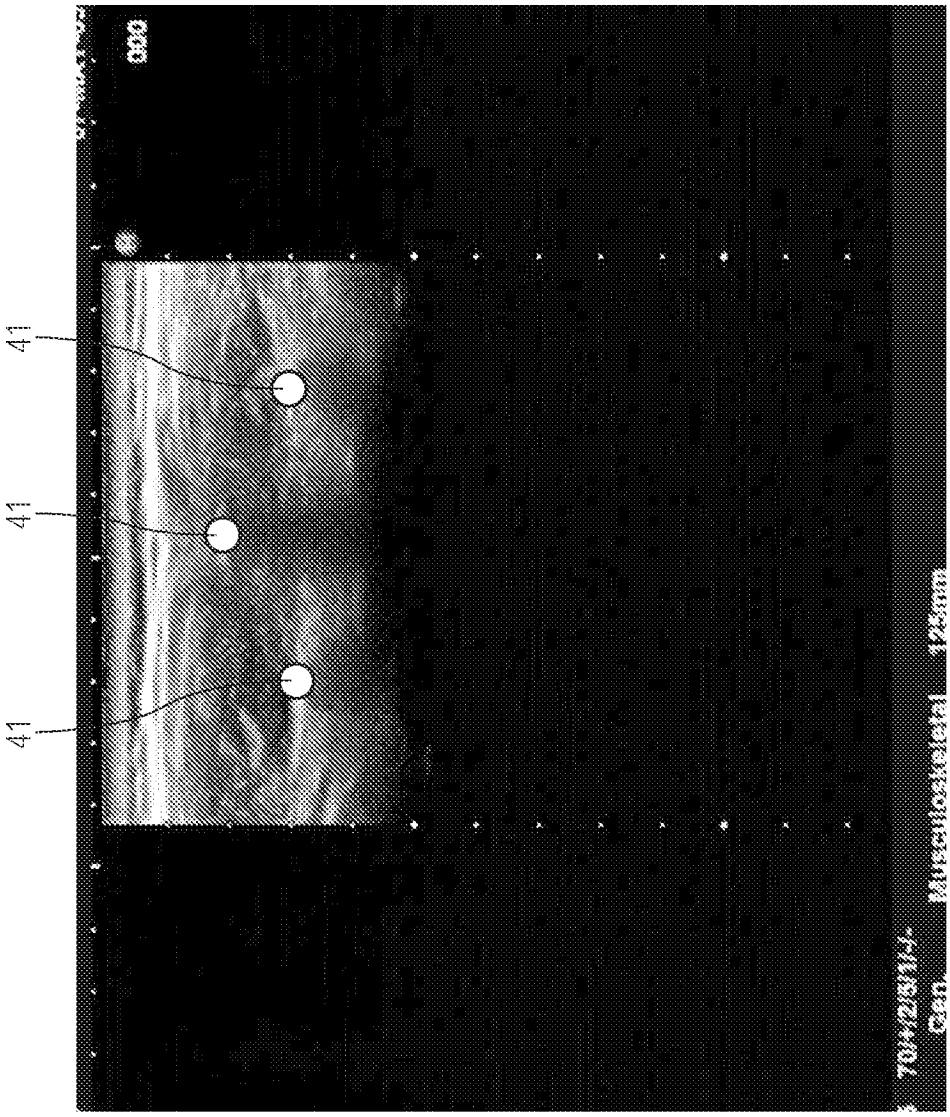


图 8

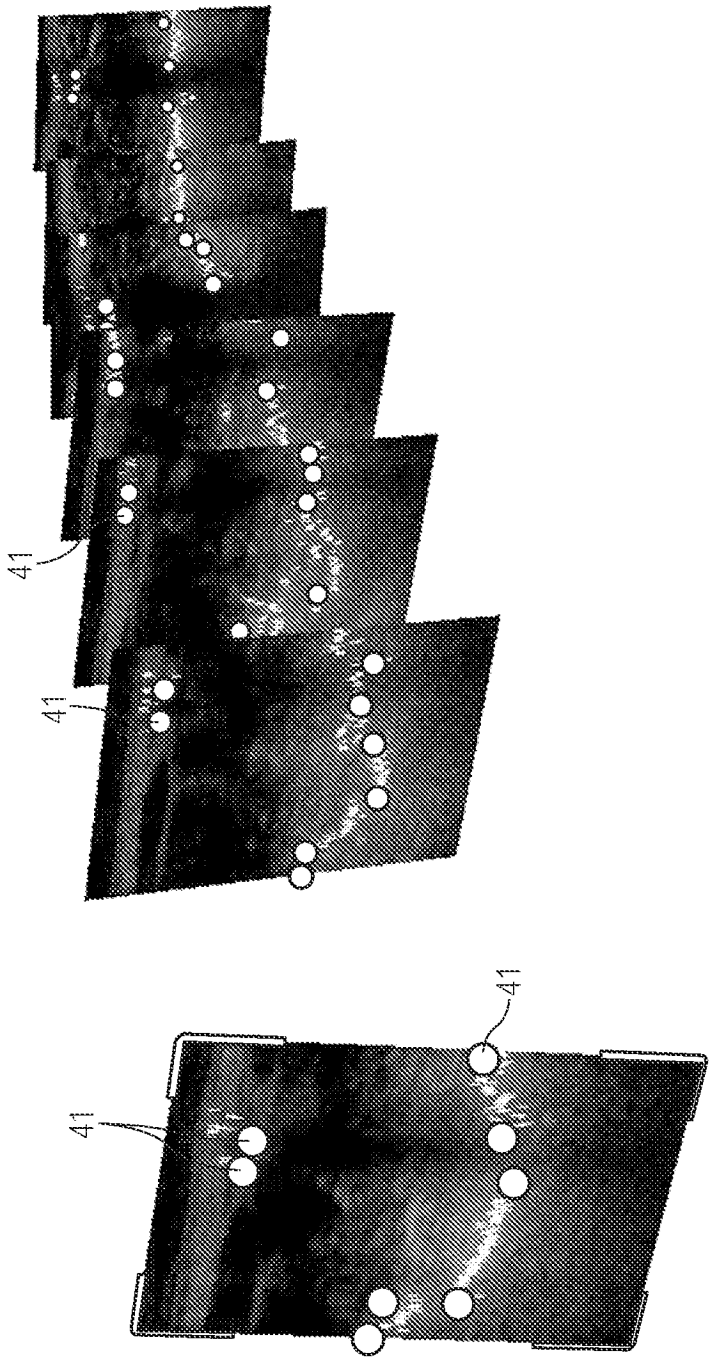


图 9

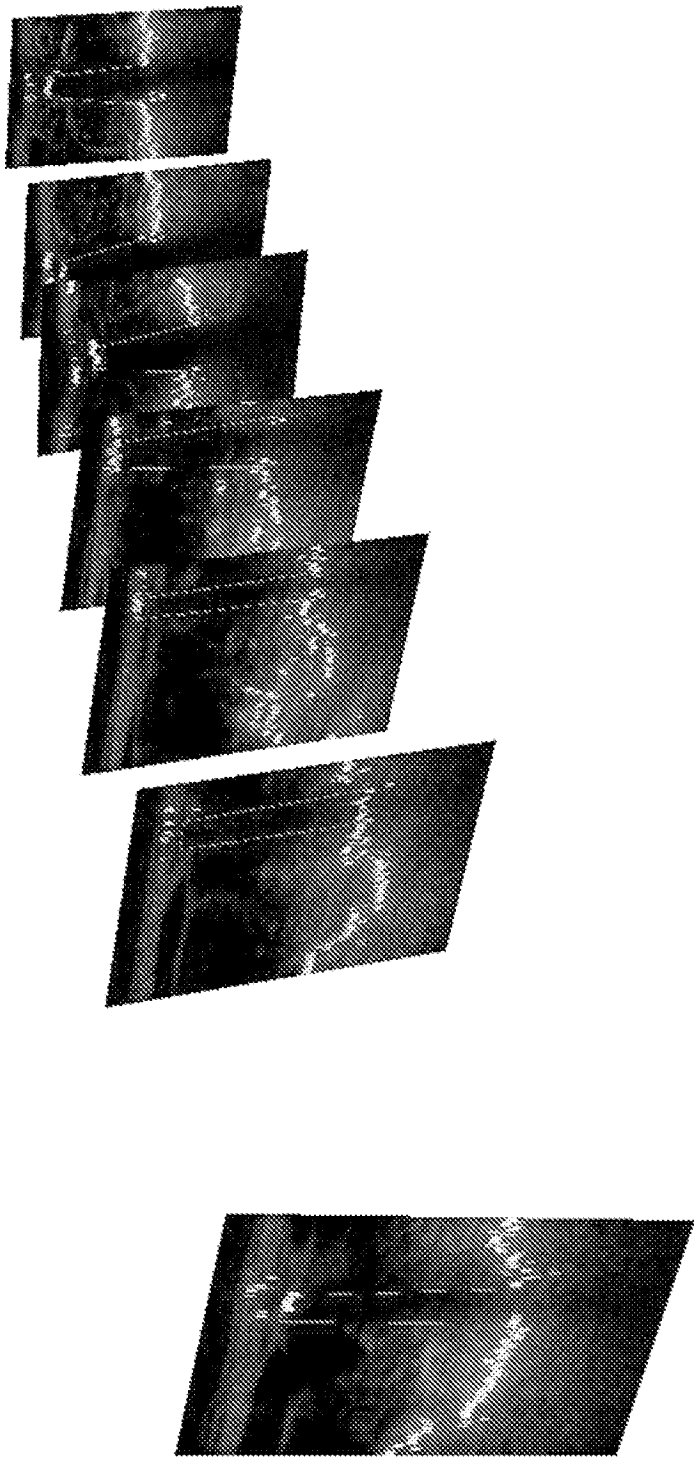


图 10

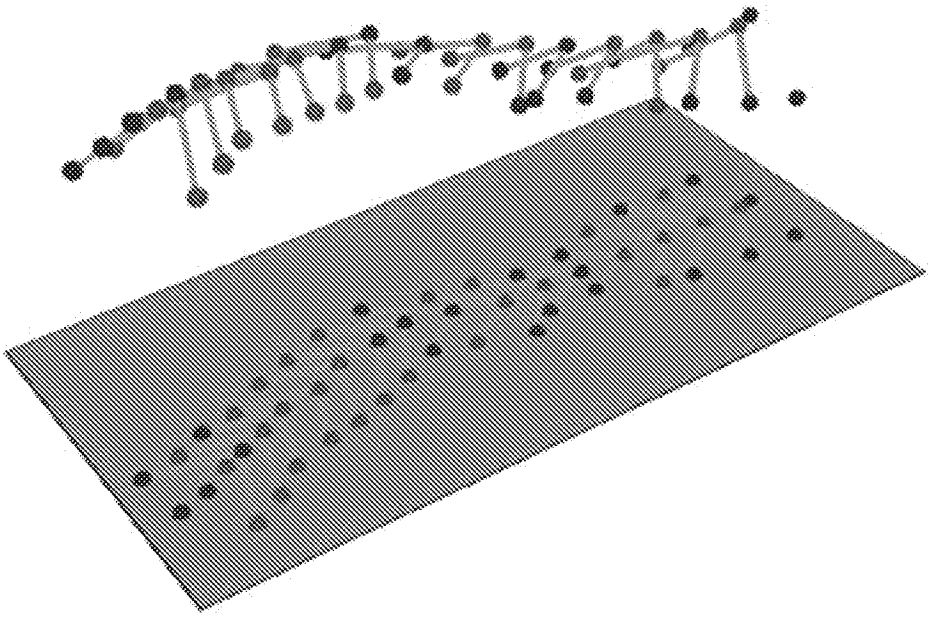


图 11

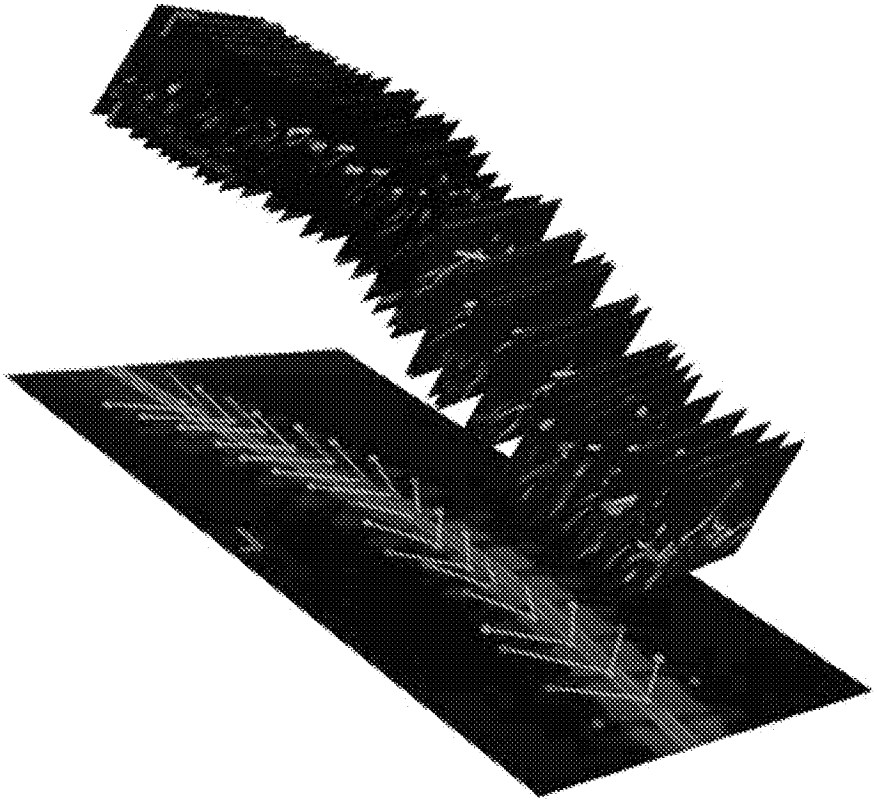


图 12