(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111052181 A
(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201880055491.6

(22)申请日 2018.08.31

(30)优先权数据
17188683.1 2017.08.31 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.02.26

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/073547 2018.08.31

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/043203 EN 2019.03.07

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 C·比格尔 T·克林德
J·冯贝格 C·洛伦茨

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 李光颖

(51)Int.Cl.
G06T 7/12(2006.01)
G06T 15/04(2006.01)
G06T 17/00(2006.01)

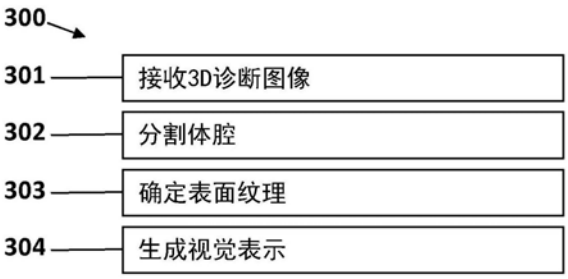
权利要求书2页 说明书13页 附图7页

(54)发明名称

用于评估扁平解剖结构的图像处理

(57)摘要

本发明涉及一种图像处理设备(10),其包括:数据输入部(11),其用于接收3D诊断图像;以及分割单元(12),其用于在3D诊断图像中分割胸腔、盆腔、腹盆腔或者胸腔与腹盆腔的组合并且用于确定其边界表面。所述设备还包括表面纹理处理器(13),所述表面纹理处理器用于通过将来自3D诊断图像中的边界表面的局部邻域的图像信息投影到边界表面上来确定针对所述边界表面的表面纹理。所述设备包括输出部(14),所述输出部用于通过在边界表面上应用和可视化表面纹理来输出邻近于体腔的至少一个扁平解剖结构的视觉表示,所述至少一个扁平解剖结构包括一根或多根肋骨、胸骨、一个或多个椎骨和/或骨盆骨复合体。



CN 111052181 A

1.一种图像处理设备(10),包括:

数据输入部(11),其用于接收表示三维诊断图像的数据;

分割单元(12),其用于在所述三维诊断图像中分割体腔的至少部分,并且用于确定所述体腔的边界表面的至少部分,其中,所述体腔是胸腔、盆腔、腹盆腔或者胸腔与腹盆腔的组合;

表面纹理处理器(13),其用于通过将来自所述三维诊断图像中的所述边界表面的局部邻域的图像信息投影到所述边界表面上来确定针对所述边界表面的表面纹理;以及

输出部(14),其用于通过在所述边界表面上应用和可视化所述表面纹理来输出邻近于所述体腔的至少一个扁平解剖结构的视觉表示,其中,所述至少一个扁平解剖结构包括一根或多根肋骨、胸骨、一个或多个椎骨和/或骨盆骨复合体。

2.根据权利要求1所述的图像处理设备,其中,所述表面纹理处理器(13)适于:针对所述边界表面的每个边界表面元素,收集来自在所述边界表面元素的位置处在垂直于所述边界表面的方向上延伸的局部邻域的体素值。

3.根据权利要求2所述的图像处理设备,其中,所述局部邻域邻近于所述边界表面元素的外侧,或者其中,所述局部邻域延伸到所述边界表面元素的任一侧。

4.根据权利要求2或权利要求3所述的图像处理设备,其中,所述局部邻域与相对于所述边界表面的距离的预定范围或动态学习的范围相对应。

5.根据权利要求2至4中的任一项所述的图像处理设备,其中,所述表面纹理处理器(13)适于:针对每个边界表面元素,将收集到的体素值汇总为至少一个值,以使得在多个边界表面元素上定义的多个所述值形成所述表面纹理,其中,所述表面纹理处理器(13)适于通过计算所述收集到的体素值的最大值来将所述体素值汇总为所述至少一个值。

6.根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备,其中,所述数据输入部(11)适于接收表示通过使用计算机断层摄影或磁共振成像对人体的被成像区域进行成像而获得的、以体素组织的体积图像数据的所述数据。

7.根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备,其中,所述分割单元(12)适于通过将所述体腔的体积和/或所述边界表面的模型适配到所述数据来应用基于模型的体积图像分割方法。

8.根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备,其中,所述输出部(14)适于输出所述视觉表示,所述视觉表示包括与所述边界表面相对应的三维模型的静态投影视图或动态投影视图。

9.根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备,包括用户界面(15),所述用户界面用于使得用户能够动态地操纵所述视觉表示。

10.根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备,其中,所述视觉表示包括被划分为两个部分的所述边界表面,所述两个部分被同时地可视化。

11.根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备,其中,所述视觉表示包括所述边界表面的平面表示。

12.根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备,包括标记单元,所述标记单元用于对所述视觉表示上的扁平骨和/或其他感兴趣解剖特征进行标记。

13.根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备,包括非刚性变形单元,所述非

刚性变形单元被配置为通过使所述表面纹理和所述边界表面非刚性地变形而使所述至少一个扁平解剖结构的所述视觉表示变形。

14.根据前述权利要求所述的图像处理设备，其中，所述至少一个扁平解剖结构包括一根或多根肋骨，并且其中，所述非刚性变形单元被配置为：通过对所述表面纹理和所述边界表面的非刚性变形和伸直而以伸直的方式来提供所述一根或多根肋骨的视觉表示。

15.一种包括根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备的工作站。

16.一种用于对邻近于体腔的至少一个扁平解剖结构进行可视化的方法(300)，所述方法包括：

接收(301)表示三维诊断图像的数据；

在所述三维诊断图像中分割(302)所述体腔的至少部分，并且确定所述体腔的边界表面的至少部分；

通过将来自所述三维诊断图像中的所述边界表面的局部邻域的图像信息投影到所述边界表面上来确定(303)针对所述边界表面的表面纹理；并且

通过在所述边界表面上应用和可视化所述表面纹理来生成(304)邻近于所述体腔的所述至少一个扁平解剖结构的视觉表示，

其中，所述体腔是胸腔、骨盆腔、腹盆腔或者胸腔与腹盆腔的组合，并且

其中，所述至少一个扁平解剖结构包括一根或多根肋骨、胸骨、一个或多个椎骨和/或骨盆骨复合体。

17.一种利用一条或多条计算机可执行指令编码的计算机可读存储介质，所述计算机可执行指令当由计算系统的处理器运行时使所述计算系统执行根据权利要求16所述的方法。

用于评估扁平解剖结构的图像处理

技术领域

[0001] 本发明涉及诊断断层摄影图像处理的领域。更具体而言，本发明涉及一种图像处理设备、一种工作站、一种用于对邻近于体腔的至少一个扁平骨进行可视化的方法以及一种计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 例如在计算机断层摄影(CT)中，基于诊断断层摄影图像对围绕体腔弯曲的扁平解剖结构(例如，包围体腔的扁平骨，诸如肋骨)的检查会非常耗时。例如，对于骨折分析和/或对于骨转移的检测或随访，可能需要对肋骨笼进行详细检查。然而，在肋骨笼分析中，疾病或感兴趣特征的出现会相当隐蔽，例如可能涉及细微的骨折或小的转移。此外，可能需要个体地检查24个个体对象，即十二对左右肋骨。肋骨是弯曲的细长结构，使得例如在轴向切面上对平面切片中的每根肋骨的检查自身是耗时的，例如，如通常所使用的那样，通过在轴向视图中对断层摄影数据集的检查可能难以有效地跟随肋骨。

[0003] 对于骨折评估，例如正如能够被应用在急诊室(ED)中的那样，肋骨骨折的数量会影响损伤严重度评分，例如特别是在要区分少于三根肋骨骨折以及三根或更多根肋骨骨折的情况下。此外，在肋骨骨折的情况下，也需要评估胸膜和肺的完整性。

[0004] 肋骨也可以形成重要的参考框架，用于定位身体中的其他感兴趣特征。例如用于引导对感兴趣特征的手动检查或者用于辅助自动分割或评估。例如，US 2015/0243026公开了在断层摄影图像集中对肋骨笼的自动分割。此外，使用了一种映射，所述映射将一根或多根肋骨映射到肺叶的边界的位置，以分割肺叶并且在功能图像数据中识别肺叶。

[0005] 在本领域中已知的是：通过使用弯曲平面重新格式化(CPR)或圆角视图来表示肋骨结构，其中，弯曲的结构是通过平坦化的视图来可视化的。尽管这样的圆角视图可以辅助对肋骨的快速评估，但是在预处理步骤中，可能需要对个体肋骨的分割。然而，这样的分割自身会是具有挑战性的，例如在涉及复杂和/或广泛的骨折的情况下，并且，当自动分割失败时，可能导致意外结果。此外，圆角视图可能提供非直观的失真视图，并且在一些情况下甚至可能导致伪影。

发明内容

[0006] 本发明的实施例的目的是提供用于处理诊断断层摄影图像数据(例如，三维体积图像)以直观地可视化和分析围绕体腔弯曲的扁平解剖结构(例如，包围体腔的扁平骨，诸如形成肋骨笼的肋骨)的良好并且有效的手段和方法。

[0007] 在下文中，对“扁平”解剖结构的引用可以指代人类(或动物)身体的具有主表面或主要表面(例如，弯曲的主表面)的结构，其表面积的平方根显著大于(例如，至少大5倍，例如至少大10倍，或者甚至至少大20倍)该结构在该表面的正交方向上的厚度。在“扁平”解剖结构是扁平骨的情况下，这可以特别地指代对扁平骨的解剖学定义。

[0008] 以上目的是通过根据本发明的方法和设备来实现的。

[0009] 本发明的实施例的优点在于:对包围体腔的扁平解剖结构(例如,诸如肋骨笼的扁平骨)的评估能够基于断层摄影图像集(例如,计算机断层摄影(CT)或磁共振成像(MRI)三维图像)来有效地执行。

[0010] 本发明的实施例的优点在于:仅仅示出了断层摄影图像集中的与用于对扁平解剖结构的评估有关的信息。

[0011] 本发明的实施例的优点在于:不需要对个体扁平解剖结构(诸如个体扁平骨)的分割。因此,本发明的实施例可以有利地比要求这样的分割的现有技术备选方案更鲁棒和/或计算效率更高。例如,体腔的形状以及其边界的形状可以比包围并且支撑这样的腔的一根扁平骨、多根扁平骨或其他扁平解剖结构基本上更规则并且更易于在三维图像中进行分割,例如,胸腔可以比支撑胸腔的个体肋骨在3D图像(诸如CT扫描)中可能显著更容易检测和分割。在复杂的骨折或解剖学偏差的情况下更是如此。

[0012] 本发明的实施例的优点在于:扁平骨,例如肋骨,或者其他扁平解剖结构,当被可视化时不会广泛失真,例如,在轴向方向和/或方位角方向上的特征可能不失真或者仅轻微失真。实施例的另外的优点在于:肋骨笼、骨盆骨复合体或者包围体腔的类似的扁平解剖结构(例如,包括肌肉组织、膜组织、骨结构和/或结缔组织的体腔壁)能够在能够被直观地解释的单幅平面图像中可视化。

[0013] 本发明的实施例的优点在于:能够容易地建立和参考单个平面图像可视化中的坐标与断层摄影图像集中的坐标之间的对应关系,例如以通过在根据本发明的实施例所生成的视觉表示上选择位置来显示对应的图像切片。

[0014] 本发明的实施例的另外的优点在于:能够通过标记感兴趣特征来容易地丰富视觉表示。

[0015] 在第一方面中,本发明涉及一种图像处理设备,所述图像处理设备包括:数据输入部,其用于接收(例如,被配置为接收)表示三维诊断图像的数据;以及分割单元,其用于在三维诊断图像中分割(例如,被配置和/或编程为分割)体腔的至少部分,并且用于确定(例如,被配置和/或编程为确定)体腔的边界表面的至少部分。所述设备还包括表面纹理处理器,所述表面纹理处理器用于通过将来自三维诊断图像中的边界表面的局部邻域的图像信息投影到边界表面上来确定(例如,被配置和/或编程为确定)针对边界表面的表面纹理。所述设备还包括输出部,所述输出部用于通过在边界表面上应用和可视化表面纹理来输出邻近于体腔的至少一个扁平解剖结构的视觉表示,例如邻近于体腔的至少一根扁平骨的视觉表示。体腔是胸腔、骨盆腔、腹腔或者胸腔与腹腔的组合。所述至少一个扁平解剖结构可以包括至少一根扁平骨,例如,所述至少一个扁平解剖结构包括一根或多根肋骨、胸骨、一个或多个椎骨和/或骨盆骨复合体。

[0016] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述表面纹理处理器可以适于针对边界表面的每个边界表面元素而收集来自局部邻域的体素值(在数据中,例如在3D诊断图像中),其中所述局部邻域在垂直于边界表面的方向上在该边界表面元素的位置处延伸。

[0017] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述局部邻域可以邻近于边界表面元素的外侧,或者可以延伸到边界表面元素的任一侧。例如,定义所述局部邻域以便在边界表面的任一侧上延伸的优点在于:当构建邻近于体腔的(一个或多个)扁平解剖结构时,在分割期间检测边界表面的不准确性可以仅具有有限的、或者甚至可忽略的影响。

[0018] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述局部邻域可以对应于相对于所述边界表面的距离的预定或动态学习的范围。

[0019] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，预定或动态学习的范围可以相对于边界表面元素而变化。

[0020] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述表面纹理处理器可以适于针对每个边界表面元素将所收集到的体素值汇总为至少一个值，以使得在多个边界表面元素上定义的多个这些值形成表面纹理。

[0021] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述表面纹理处理器可以适于通过计算所收集到的体素值的最大值来将体素值汇总为至少一个值。有利的是，被应用到腔壁的局部邻域的这样的最大强度投影能够准确地表示腔附近的骨结构。

[0022] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述数据输入部可以适于接收表示通过使用计算机断层摄影或磁共振成像对人体的被成像区域进行成像而获得的、以体素组织的体积图像数据，其中，所述成像区域包括体腔和至少一个扁平解剖结构，例如邻近于体腔的至少一根扁平骨。

[0023] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述分割单元可以适于通过将体腔的体积和/或边界表面的模型适配到所述数据来应用基于模型的体积图像分割方法。

[0024] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述模型可以包括所述边界表面的丝网模型。

[0025] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述输出部可以适于输出包括与所述边界表面相对应的三维模型的静态或动态投影视图的视觉表示。

[0026] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述输出部可以适于通过相应地对边界表面着色而应用表面纹理。

[0027] 根据本发明的实施例的图像处理设备可以包括用于使得用户能够动态地操纵所述视觉表示的用户界面。

[0028] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述视觉表示可以对应于所述边界表面的相对于体腔的外视图或内视图。

[0029] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述视觉表示可以包括被划分为两个部分的边界表面，所述两个部分被同时地可视化。

[0030] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述视觉表示可以包括所述边界表面的平面表示。

[0031] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中，所述输出部可以适于沿着至少一条线来切开所述边界表面，例如用于沿着所述线断开网格栅格以将网格栅格的球形拓扑或圆柱形拓扑(例如，具有两个穿孔的球形拓扑)更改为平面拓扑，并且用于将所述边界表面的网格展开和展平为平面配置。

[0032] 根据本发明的实施例的图像处理设备还可以包括用于在所述视觉表示上标记扁平骨和/或其他感兴趣解剖特征的标记单元。

[0033] 根据本发明的实施例的图像处理设备还可以包括非刚性变形单元，所述非刚性变形单元被配置为通过使所述表面纹理和所述边界表面非刚性地变形而使所述至少一个扁平解剖结构的所述视觉表示变形。

[0034] 这还可以提高效率并且直观地对扁平解剖结构进行，特别是当扁平解剖结构围绕体腔弯曲时。尽管已知刚性变形，诸如弯曲的平面重新格式化(CPR)或圆角视图，但是这具有不直观失真视图的问题。CPR确实变平了，或者，换言之，使弯曲的扁平解剖结构刚性地变形。然而，在不了解所使用的投影的情况下，难以解读所述视觉表示。

[0035] 通过以非刚性的方式使所述至少一个扁平解剖结构的视觉表示变形，允许以更直观的方式对用户进行视觉表示。因为通过使所述表面纹理和所述边界表面非刚性地变形来执行非刚性变形，所以即使在非刚性变形之后，有用的信息(在表面纹理中的)也被保留并且对于解读是有用的。

[0036] 优选地，所述至少一个扁平解剖结构包括一根或多根肋骨，优选是弯曲的(这将是正常的生理情况)。所述非刚性变形单元被配置为通过所述表面纹理和所述边界表面的非刚性变形和伸直而以伸直的方式提供一根或多根肋骨的视觉表示。

[0037] 伸直或者以伸直的方式将被理解为使弯曲的对象(在此为一根或多根弯曲的肋骨)变形或弯曲，使得其没有曲率。甚至换言之，所述一根或多根肋骨在视觉上被表示为相对于彼此平行的直的肋骨。

[0038] 出人意料的是，肋骨的直的表示改善了直观的可视化。对于多根或全部肋骨，在以伸直的方式进行非刚性变形之后的视觉表示导致标准化的直肋骨视图，从而允许对肋骨骨折的简单检查。

[0039] 在第二方面中，本发明还涉及一种工作站，例如一种计算机断层摄影工作站或磁共振成像工作站，其包括根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备。

[0040] 在第三方面中，本发明的实施例还涉及一种包括根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备的计算机断层摄影系统。

[0041] 在第四方面中，本发明还涉及一种用于对邻近于体腔的至少一个扁平解剖结构进行可视化的方法。所述方法包括：接收表示三维诊断图像的数据；在所述三维诊断图像中分割体腔的至少部分并且确定体腔的边界表面的至少部分；通过将来自所述三维诊断图像中的所述边界表面的局部邻域的图像信息投影到边界表面上来确定针对所述边界表面的表面纹理，并且通过应用和可视化所述边界表面上的所述表面纹理来生成邻近于体腔的至少一个扁平解剖结构的视觉表示。

[0042] 在第五方面中，本发明还涉及一种利用一条或多条计算机可执行指令编码的计算机可读存储介质，所述计算机可执行指令当由计算系统的处理器运行时使所述计算系统执行根据本发明的第四方面的实施例的方法。

[0043] 在第六方面中，本发明还涉及一种计算机程序产品，所述计算机程序产品在处理单元上实施的情况下执行根据本发明的第四方面的实施例的方法。

[0044] 在第七方面中，本发明还涉及根据本发明的第六方面的实施例的计算机程序产品通过网络的传输。

[0045] 在第八方面中，本发明还涉及图像数据，例如与通过根据本发明的第四方面的实施例的方法获得的所生成的视觉表示相对应的图像数据。

[0046] 在所附的独立权利要求和从属权利要求中阐述了本发明的特定方面和优选方面。来自从属权利要求的特征可以适当地与独立权利要求的特征以及其他从属权利要求的特征相组合，而不仅仅是在权利要求中所明确阐述的。

[0047] 参考下文所描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得显而易见并得以阐述。

附图说明

[0048] 图1图示了根据本发明的实施例的示例性图像处理设备。

[0049] 图2示出了根据本发明的实施例的系统和工作站。

[0050] 图3图示了根据本发明的实施例的方法。

[0051] 图4图示了根据本发明的实施例的分割。

[0052] 图5图示了根据本发明的实施例的边界表面。

[0053] 图6示出了包围和/或支撑胸腔的骨结构的第一示例性视觉表示,用于图示本发明的实施例。

[0054] 图7至图10示出了包围和/或支撑胸腔的骨结构的第二示例性平面视觉表示,用于图示本发明的实施例。

[0055] 图11图示了根据本发明的另外的实施例的示例性图像处理设备。

[0056] 图12图示了根据本发明的另外的实施例的方法。

[0057] 图13至图14示出了用于非刚性肋骨变形的肋骨边界的检测的图示,用于图示本发明的实施例。

[0058] 图15至图16示出了非刚性变形的肋骨的第三示例性平面视觉表示,用于图示本发明的实施例。

[0059] 附图仅仅是示意性的而非限制性的。在附图中,出于图示说明的目的,一些元件的尺寸可能被放大而并未按比例绘制。

[0060] 权利要求中的任何附图标记都不应当被解读为限制范围。

[0061] 在不同的附图中,相同的附图标记指代相同或相似的元件。

具体实施方式

[0062] 将相对于特定实施例并且参考特定附图来描述本发明,但是本发明并不限于此,而是仅由权利要求书来限定。所描述的附图仅仅是示意性的而非限制性的。在附图中,出于图示说明的目的,一些元件的尺寸可能被放大而并未按比例绘制。尺寸和相对尺寸并不对应于实践本发明的实际减小。

[0063] 此外,说明书和权利要求书中的术语第一、第二等被用于在相似元件之间进行区分,而不必用于在时间、空间、等级上或者以任何其他方式来描述序列。应当理解,如此使用的术语在适当的情况下是可互换的,并且在本文中所描述的本发明的实施例能够以不同于在本文中所描述或图示的其他顺序来操作。

[0064] 此外,说明书和权利要求书中的术语顶部、下方等被用于描述性的目的,而不必用于描述相对位置。应当理解,如此使用的术语在适当的情况下是可互换的,并且在本文中所描述的本发明的实施例能够以不同于在本文中所描述或图示的其他取向来操作。

[0065] 应当注意,权利要求书中所使用的术语“包括”不应当被解读为限于之后所列出的单元。其不排除其他元件或步骤。因此,应当将其解读为指定所提及的特征、整数、步骤或部件的存在,但是并不排除一个或多个其他特征、整数、步骤或部件或者其组合的存在或添

加。因此，表述“包括单元A和B的设备”的范围不应当限于仅包括部件A和B的设备。这意味着，相对于本发明，设备的仅相关的部件是A和B。

[0066] 贯穿整个说明书，对“一个实施例”或“实施例”的引用意指结合实施例所描述的特定特征、结构或特性被包括在本发明的至少一个实施例中。因此，贯穿整个说明书，在各处出现的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”并不一定全部指代相同的实施例，而是可以指代相同的实施例。此外，在一个或多个实施例中，特定特征、结构或特性可以以任何适当的方式来组合，这对于本领域普通技术人员而言根据本公开将是显而易见的。

[0067] 类似地，应当意识到，在本发明的示例性实施例的描述中，有时将本发明的各种特征分组在单个实施例、附图或者其描述中，以简化公开并且辅助对各个发明方面中的一个或多个发明方面的理解。然而，本公开的该方法不应当被解读为反映了这样的意图，即：所要求保护的发明需要比在每个权利要求中明确叙述的特征更多的特征。相反，如所附权利要求所反映的，各发明方面在于少于单个前述公开的实施例的所有特征。因此，详细说明之后的权利要求由此被明确地并入到该详细说明中，其中，每个权利要求独立地作为本发明的独立实施例。

[0068] 此外，尽管在本文中所描述的一些实施例包括其他实施例中所包括的一些特征而不包括其他特征，但是不同实施例的特征的组合意在处于本发明的范围之内，并且形成不同的实施例，如本领域技术人员将理解的那样。例如，在下面的权利要求中，任何要求保护的实施例能够以任何组合来使用。

[0069] 在本文中所提供的描述中，阐述了许多具体细节。然而，应当理解，可以在没有这些具体细节的情况下实践本发明的实施例。在其他情况下，未详细示出公知的方法、结构和技术，以免混淆对本说明书的理解。

[0070] 在第一方面中，本发明的实施例涉及一种图像处理设备，所述图像处理设备包括数据输入部，所述数据输入部用于接收表示三维诊断图像的数据，例如，诸如通过CT、MRI、核成像或其他断层摄影诊断和/或医学成像模态获得的、以体素组织的体积图像数据。

[0071] 所述图像处理设备还包括分割单元，所述分割单元用于在三维诊断图像中分割体腔的至少部分并且确定所述体腔的边界表面的至少部分。

[0072] 所述图像处理设备还包括表面纹理处理器，所述表面纹理处理器用于通过将来自3D诊断图像中的边界表面的局部邻域的图像信息投影到边界表面上来确定针对边界表面的表面纹理。所述图像处理设备还包括输出部，所述输出部用于通过在边界表面上应用和可视化表面纹理来输出邻近于体腔的至少一个扁平解剖结构(例如，至少一根扁平骨)的视觉表示。

[0073] 图1图示了根据本发明的实施例的示例性图像处理设备10。所述图像处理设备可以包括计算设备，诸如被编程用于提供如下文所描述的功能的计算机。所述计算设备可以包括可配置的硬件设备，例如现场可编程门阵列，其被配置用于提供预期的功能；或者可以包括专门设计用于提供预期的功能的专用电路。所述计算设备可以包括设计的硬件、配置的硬件和/或用于在通用硬件上运行的软件的任意组合。

[0074] 因此，根据本发明的实施例的图像处理设备10的部件，诸如数据输入部、分割单元、表面纹理处理器和/或输出部，不一定与这样的设备的物理上分离的实体(例如，物理上可分离的部件)相对应，而是可以指代以计算机代码实施以用于在通用计算机上运行的软

件结构和/或包括软件元素和硬件元素两者的混合结构。

[0075] 图像处理设备10包括数据输入部11，数据输入部11用于接收表示三维(3D)诊断图像的数据，例如，诸如通过计算机断层摄影(CT)、磁共振成像(MRI)、核成像或其他断层摄影诊断和/或医学成像模态获得的、以体素组织的体积图像数据。例如，所述数据可以表示诸如从常规CT系统、锥束CT系统、双能量或波谱CT系统、MRI扫描器、PET或SPECT扫描器、图像引导放射治疗系统的断层成像器或断层摄影超声成像器获得的、以体素组织的图像数据。

[0076] 特别地，所述数据输入部可以包括数字通信电路，诸如计算机网络接口、无线传输接口或数字数据总线接口，其用于从诸如诊断扫描器(例如，CT或MRI扫描器)的外部源或者用于重建通过这样的诊断扫描器(例如CT或MRI扫描器)提供的图像的重建器接收数据。所述数据输入部可以包括虚拟接口，所述虚拟接口用于从在共享硬件平台上实施的另一软件部件接收数据，例如从在相同计算机上运行的另一个软件部件接收数据，诸如从用于重建CT图像数据的软件部件接收数据。这样的虚拟接口可以例如包括应用编程接口、共享存储器资源或者使用文件系统标准存储在数据载体上的文件。所述数据输入部可以包括用于访问数据载体的接口，诸如光盘读取器、用于访问USB数据存储介质的通用串行总线(USB)连接、磁盘读取器或者便携式闪存驱动器读取器。所述数据输入部可以包括上文所提及的单元和/或本领域中已知的适合于接收数字体积图像数据的其他设备的任意组合。

[0077] 所述数据可以以体素来组织，例如，包括被链接到被扫描目标中的对应体素位置的多个数据值，所述被扫描目标例如是被扫描对象，例如人类对象的身体。所述数据因此可以包括以体素组织的、例如表示被扫描对象中的相对于三维坐标系的不同位置的重建的图像数据。每个体素可以具有与其相关联的值，例如，灰度值，诸如以亨氏(Hounsfield)单位表示的值，其指示在与体素相对应的位置处的被扫描目标的衰减特性，例如指示辐射密度，例如指示相对辐射密度。每个体素可以具有与其相关联的值，该值指示在与体素相对应的位置处的被扫描对象的另一物理特性，诸如与磁共振弛豫属性或弹性属性有关。可以使用本领域已知的诊断扫描技术来获取(例如，预先记录)图像数据。

[0078] 所述图像处理设备还包括分割单元12，分割单元12用于分割体腔的至少部分，例如用于在三维诊断图像中分割体腔。例如，作为输入而接收到的数据可以涉及对象的身体的图像数据，其中，身体的被成像区域包括待分割的体腔。所述体腔可以是内脏腔。所述体腔可以是背侧体腔，例如颅腔，或者可以是腹部体腔，例如胸腔、盆腔、腹腔、腹盆腔或者胸腔与腹盆腔的组合。

[0079] 分割单元12还适于确定体腔的边界表面的至少部分，例如，用于确定体腔的边界表面。

[0080] 例如，分割单元12可以适于例如被配置和/或编程用于分割所述数据，例如将所述数据划分为体腔内部的部分和体腔外部的部分。

[0081] 所述分割单元可以应用本领域中已知的分割方法，例如，基于模型的体积图像分割方法。例如，分割单元12可以适于将体腔的体积和/或表面的模型适配到数据。例如，所述模型可以是体腔的边界表面的模型，例如丝网模型。所述分割单元可以适于对模型进行初始化，例如，通过根据所述数据来缩放、定位、旋转和/或倾斜所述模型。所述分割单元还可以适于例如通过优化模型的丝网表示的节点位置根据所述数据来调整、调节、变形和/或重新配置所述模型。模型的初始化和/或调整可以考虑成本函数，例如可以包括对成本函数的

优化。例如，本发明的实施例并不限于此，这样的成本函数可以包括与以下中各项的任意一项或者以下各项的任意组合有关的术语和/或因素：

[0082] 沿着边界表面的图像数据的边缘和/或“表面度”度量；

[0083] 边界表面曲率的正则化或者模型的其他的与形状相关的正则化；

[0084] 平均体素值、方差度量、另一统计矩或度量，例如在边界内部的区域上和/或优选单独在边界外部的区域上进行或统计汇总；

[0085] 与任意值的参考的偏差，如上文所指出的；

[0086] 如上文所指出的，分别针对边界内部的区域和边界外部的区域的相似收集值之间的差异；

[0087] 本领域技术人员已知的用于执行数字图像分割的一个或多个任何其他优化标准。

[0088] 本发明的实施例不必限于基于模型的分割。例如，基于图像的分割可以例如通过应用以下各项的任意一项或者其任意组合被应用于检测体腔：图像滤波、形态学滤波、分水岭操作、基于阈值或直方图的方法、聚类、边缘检测以及本领域中已知的其他分割技术。例如，所述分割单元可以向每个体素分配标记，所述标记指示该体素被分配给体腔或者在体腔的外部。所述分割单元可以确定属于边界表面的体素，或者可以构造边界表面的参数模型，例如丝网模型。

[0089] 备选地(或者额外地)，所述分割单元可以适于实施机器学习，例如，深度学习、用于分割体腔和/或边界表面的算法。例如，这样的算法可以应用有监督的、无监督的或半监督的学习方法。所述算法可以包括支持向量机(SVM)方法、贝叶斯学习方法、聚类方法、人工神经网络或自组织图(SOM)方法、最小绝对收缩和选择算子(LASSO)或弹性网方法、集成算法、降维算法和/或丰富的计算方法，诸如深度Boltzmann机、深度置信网络、卷积神经网络或堆叠式自动编码器。例如，所述分割单元可以基于概率图来分割所述数据。例如，这样的概率图可以由可以有利地提供鲁棒的结果的卷积神经网络来提供，或者可以通过计算适合于分割目的的概率图的不同方法来提供，如本领域已知的(诸如上文所提供的示例)。

[0090] 所述图像处理设备还包括表面纹理处理器13，表面纹理处理器13用于通过将来自3D诊断图像中的边界表面的局部邻域的图像信息投影到边界表面上来确定针对边界表面的表面纹理。

[0091] 例如，针对边界表面的每个元素、体素值，例如图像强度或灰度值，可以从局部邻域(例如，邻近于边界表面元素的外侧或者备选地扩展到边界表面元素的任一侧)收集，其在该元素的位置处沿着垂直于边界表面的方向延伸。所述体素值可以被汇总为至少一个值，例如，被汇总为与边界表面元素关联的单个值。在多个边界表面元素上定义的多个这样的值可以形成表面纹理。

[0092] 例如，所述边界表面上的每个体素可以对应于边界表面元素，或者所述边界表面的每个网格元素可以对应于边界表面元素，例如，三角表面网格模型中的每个三角形。

[0093] 例如，在本发明的实施例中，对于形成由分割单元所确定的边界表面的表面网格的每个三角形，可以在预定范围内沿着表面法线来收集图像强度。例如，该预定范围可以从表面朝向表面的外部延伸，或者可以延伸到表面的内部和外部两者。

[0094] 所述局部邻域可以对应于预定范围，例如，一定数量体素或距离。所述预定范围在边界表面元素上可以是均匀的，或者在各边界表面元素之间可以是不同的。例如，在基于模

型的分割中，体腔的初始模型可以例如基于先验的解剖学知识来预定义针对初始模型的每个元素的范围。例如全局地或者针对每个特定边界表面元素，例如根据正在被处理的单个数据集或者根据针对局部邻域的先前范围设置的历史记录，还可以动态地确定或获知局部邻域。所述局部邻域还可以对应于可配置范围，例如，可以由用户调节以(接近)实时地重新计算视觉表示。

[0095] 所收集到的体素值可以由统计汇总算子例如通过计算所收集到的体素值的平均值、中值、最小值、最大值或预定分位数来汇总为至少一个值。可以通过考虑数据的图像模态和(一个或多个)感兴趣平坦解剖结构来确定统计汇总算子。例如，对于骨结构和X射线成像模态，可以以Houndsfield单位表示的所收集到的体素值的最大值可以是创建解剖学上相关的纹理图的合适的操作。然而，对于本领域技术人员将清楚的是：对于其他成像模态和/或其他感兴趣组织，本领域已知的另一种算子可能是更适合的。

[0096] 例如，在其中数据与图像数据相关的示例中，其中，骨骼通常由较高的图像值来展现，例如，在计算机断层摄影中，对于每个边界表面元素，所收集到的体素值的最大值可以与该边界表面元素相关联，以在多个边界表面元素上共同地形成表面纹理。

[0097] 所述图像处理设备还包括输出部14，输出部14用于输出被应用到所述边界表面上的表面纹理的视觉表示。例如，所述视觉表示可以包括与边界表面相对应的三维模型的静态投影视图或动态投影视图。可以通过根据表面纹理(例如，针对边界表面元素而确定的值)对边界表面进行着色(例如更改颜色，例如色调、饱和度和/或亮度)来应用所述表面纹理。可以通过改变三维模型的模拟材料属性(例如，发光属性、光泽属性、光扩散属性、半透明属性、透明属性和/或镜面反射属性)来应用表面纹理。

[0098] 所述图像处理设备可以包括用户界面15，用户界面15用于使得用户能够操纵所述视觉表示，例如以更改三维模型的投影视图和/或在不同的显示模式(例如，相同边界表面的不同视觉表示)之间切换，和/或调节参数以重新计算分割和/或纹理，例如用于分割腔的正则化参数或者用于定义收集体素值以计算纹理的范围的深度参数。

[0099] 然而，本发明的实施例不一定需要这样的用户界面。例如，所述输出部可以生成数字图像存储格式(例如，2D或3D图像格式)的图像以导出到另一系统用于评估和/或存储。

[0100] 所述视觉表示可以对应于边界表面的外视图。所述视觉表示可以对应于边界表面的内视图。

[0101] 所述视觉表示可以包括被分为两个部分(例如两半)并且被同时地可视化的边界表面。例如，这允许用户在单幅视图中评估体腔的包围性，而无需旋转所显示的投影。例如，可以以单幅视图(包括前部和后部)来显示整个胸部以有效地评估肋骨笼。

[0102] 例如，可以同时地呈现边界表面的前视图和后视图。所述前视图和后视图可以从腔外部的视点生成，或者可以从腔内部的视点生成，例如，可以对应于外视图或内视图。

[0103] 所述视觉表示可以包括所述边界表面的平面表示，例如，通过将所述边界表面的网格展平为平面配置而获得的。例如，可以沿着线切开所述边界表面以便展开和展平所述边界表面。例如，可以将所述边界表面切成两部分，例如，前部和后部，并且每个部分可以被分别地展平并且同时地呈现。所述纹理信息可以被应用于平面表示，如上文已经论述的。展平可以包括优化所述表面(或者其部分)以同时地满足平坦度约束(例如，将成本最小化以协调沿着矢状轴的变化，)并且使与原始边界表面的偏差最小化。展平还可以包括通过将三

维边界表面的坐标的预定义映射应用于平面(例如,投影,诸如平面投影或圆柱投影)的启发式展开和/或展平方法。

[0104] 所述图像处理设备还可以包括用于在视觉表示上标记扁平骨和/或其他感兴趣解剖特征的标记单元16。例如,不同的扁平骨和/或单个扁平骨上的感兴趣特征可以被分别地标记。例如,每根肋骨可以被相应地标记。例如,骨盆骨复合体上的界标,例如髋臼、骶骨、髂骨、坐骨、耻骨、耻骨联合、髋臼、闭孔和/或尾骨。然而,这仅仅是示例性的,例如,每根肋骨的各个方面可以被分别地标记,或者可以以更多或更少的细节对骨盆骨复合体进行标记,例如,骨的各个部分可以单独地标记,例如耻骨体、耻骨支和耻骨结节。在下文中参考与扁平骨或扁平骨的分割相关的标记时,应当理解,这也可能涉及单个扁平骨和/或其他感兴趣解剖特征或结构(诸如结缔组织、膜、肌肉和/或其部分)的更详细的方面,例如其界标特征。

[0105] 例如,可以在视觉表示上的覆盖层中提供注释文本。例如,所述分割单元可以适于也分割邻近于体腔(例如,胸腔)的扁平感兴趣解剖结构,例如扁平骨,诸如肋骨,例如个体地分割扁平骨,并且适于向所述视觉表示上与每个扁平解剖结构相对应的点或区域注册标记。

[0106] 备选地,所述标记可以被链接到所述边界表面的丝网表示的预定节点,例如,被链接到初始模型中的预定节点,所述初始模型被重新配置为适配图像数据,例如使得在调整所述模型以适配图像数据的同时使标记与模型一起进化。例如,腔模型可以保留解剖学上的对应关系,使得网格模型的分别标记的表面部分能够指示扁平骨(例如,肋骨)和/或与扁平骨(例如,肋骨)相关联的概率区域。

[0107] 备选地,所述图像处理设备可以适于执行对表面纹理的二维分割以检测感兴趣特征,例如以检测邻近于体腔的扁平骨,例如以检测和辨别肋骨笼的各个肋骨。有利的是,与在3D图像数据上对扁平解剖结构的直接分割相比,对表面纹理的2D分割可能是更有效和/或更鲁棒的。因此,所述标记还可以考虑对表面纹理的2D分割。

[0108] 所述用户界面还可以适于:当使用指针设备悬停在结构上时,在视觉表示中突出显示所述结构,例如扁平骨,例如肋骨。所述用户界面还可以适于通过用户交互来选择扁平骨或各扁平骨的组合,并且在视觉表示中显示孤立的选择,和/或从视觉表示中删除选择。

[0109] 在第二方面中,本发明的实施例还涉及一种包括根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备的工作站,例如计算机断层摄影工作站或磁共振成像工作站。例如,本发明的实施例可以涉及诸如下文相对于图2进一步描述的计算系统116的工作站。

[0110] 在第三方面中,本发明的实施例还涉及一种包括根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备的计算机断层摄影系统。例如,本发明的实施例可以涉及一种计算机断层摄影系统,诸如下文相对于图2所描述的成像系统100。

[0111] 图2图示了包括计算机断层摄影(CT)扫描器的成像系统100。成像系统100可以包括大体静止的机架102和旋转机架104。旋转机架104可以由固定机架102可旋转地支撑,并且可以围绕检查区域106关于纵轴Z旋转。

[0112] 诸如X射线管的辐射源108可以由旋转机架104可旋转地支撑,例如,从而与该旋转机架104一起旋转,并且可以适于发射贯穿检查区域106的多能辐射。辐射源108可以包括单个宽谱X射线管或者由单个宽谱X射线管组成。备选地,所述辐射源可以适于在扫描期间在至少两个不同的光子发射谱之间可控地切换,例如在至少两个不同的峰值发射电压(诸如

80kVp、140kVp等)之间切换。在另一变型中,辐射源108可以包括两个或更多个X射线管,其被配置为发射具有不同平均谱的辐射。在另一变体中,辐射源108可以包括以上各项的组合。备选地或额外地,在下文中进一步讨论的辐射敏感探测器阵列110可以适用于以空间和以谱来分辨辐射,例如用于区分不同的能量,例如用于区分不同的能量范围。

[0113] 辐射敏感探测器阵列110可以跨检查区域106与辐射源108相对地形成一角度弧。阵列110可以包括沿着Z轴方向相对于彼此布置的一排或多排探测器。阵列110可以适于检测贯穿检查区域106的辐射,并且生成指示其的信号。阵列110可以包括辐射探测器。

[0114] 所述系统可以包括用于重建由探测器阵列110输出的信号的重建器112。重建器112可以适于重建所述信号并且生成一幅或多幅断层摄影图像。

[0115] 所述系统可以包括用于在检查区域中支撑目标或对象的对象支撑体113,诸如卧榻。所述系统还可以包括操作员控制台114,例如通用计算机,其被编程用于控制或监视系统100和/或用于为操作员提供用户界面。控制台114可以包括诸如监视器或显示器的人类可读输出设备以及诸如键盘和鼠标的输入设备。驻留在控制台114上的软件可以允许操作员经由图形用户界面(GUI)或者以其他方式与扫描器100进行交互。所述交互可以包括选择成像协议、启动扫描等。

[0116] 成像系统100可以被可操作地连接到工作站,例如计算系统116,诸如计算机,其可以包括用于促进与CT扫描器的通信的输入/输出(I/O)接口118。成像系统100可以包括计算系统116作为系统级集成部件,或者成像系统100可以适于与独立的计算系统116通信,例如以将图像数据传输到计算系统116。

[0117] 计算系统116还可以包括输出设备120。一个或多个输出设备可以包括例如显示监视器、胶片打印机、纸打印机和/或用于音频反馈的音频输出。所述计算系统还可以包括输入设备122或者诸如鼠标、键盘、触摸界面和/或语音识别界面的输入设备。计算系统116还可以包括至少一个处理器124,诸如中央处理单元(CPU)、微处理器、用于处理的专用集成电路(ASIC)和/或经适当配置的可编程硬件处理器(诸如现场可编程门阵列)。所述计算系统可以包括计算机可读存储介质126,例如非瞬态存储器,诸如物理数字存储器。计算机可读存储介质126可以存储计算机可读指令128和数据130。至少一个处理器124可以适于运行计算机可读指令128。至少一个处理器126还适于运行由信号、载波或其他瞬态介质承载的计算机可读指令。备选地或额外地,所述至少一个处理器可以被物理地配置为体现指令128(例如,完全地或部分地),而不一定需要对这些指令的存储器存储,例如通过配置现场可编程门阵列或专门设计用于执行至少一部分指令的ASIC来实现。

[0118] 所述计算系统可以被编程,例如,根据上文所指的计算机可读指令,以实施根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备。

[0119] 指令128可以包括用于执行根据本发明的第四方面的实施例的方法的图像处理算法132。

[0120] 在第四方面中,本发明的实施例还涉及一种用于对邻近于体腔的至少一个扁平解剖结构(诸如邻近于体腔的至少一个扁平骨)进行可视化的方法。

[0121] 关于上文所提供的与本发明的第一方面的实施例相关的描述,根据本发明的实施例的方法的细节应当是清楚的。特别地,由根据本发明的实施例的设备执行的功能应当被理解为构成根据本发明的实施例的方法的对应步骤和/或特征。

[0122] 图3图示了根据本发明的实施例的示例性方法300。

[0123] 方法300包括接收301表示三维诊断图像的数据的步骤。

[0124] 方法300还包括在三维诊断图像中分割302体腔的至少部分，并且确定体腔的边界表面的至少部分。

[0125] 方法300还包括通过将来自三维诊断图像中的边界表面的局部邻域的图像信息投影到边界表面上来确定303针对边界表面的表面纹理。

[0126] 方法300还包括通过在边界表面上应用和可视化所述表面纹理来生成304邻近于体腔的至少一个扁平解剖结构的视觉表示。

[0127] 在第五方面中，本发明的实施例还涉及一种利用一条或多条计算机可执行指令编码的计算机可读存储介质，所述计算机可读指令当由计算系统的处理器运行时使所述计算系统执行根据本发明的第四方面的实施例的方法。

[0128] 在第一示例中，图4至图6图示了本发明的实施例的应用。图4示出了3D诊断CT扫描的正面图像切片，在其上指示了腹腔内脏腔的分割的边界表面401。图5示出了视觉表示，例如，所述边界表面的三维边界表面的投影视图。

[0129] 图6示出了包括两半分别并且同时地可视化的边界表面的视觉表示。通过在从腔内部的边界表面离开10mm延伸到从腔外部的边界表面离开10mm的范围内在边界表面上沿着法线方向应用最大强度投影来获得纹理。箭头指示符601指示了折断的肋骨。在本发明的实施例中，所述用户界面能够被用于指向视觉表示上的位置，例如，如由箭头指示器601所指示的。所述用户界面可以适合于例如通过计算与(2D)视图上的指示位置相对应的视线与边界表面的交点来查找与所指示的位置相对应的3D坐标。所述用户界面可以适于示出与该3D坐标相对应的3D体积数据的图像切片，例如在图6中所示的轴向切片

[0130] 图7至图10示出了包围和/或支撑胸腔的骨结构的示例性平面视觉表示(例如，展平的视觉表示)。这样的可视化可以有利地允许例如一目了然地示出对支撑腔的骨的快速并且全面地概览。例如，能够检测到异常而无需任何交互。图7示出了没有可区分异常的视图。图8示出了多处肋骨和椎体骨折。图9示出了肋骨损伤，可能指示骨折愈合或骨癌。图10示出了可能指示囊肿的另一肋骨病变。

[0131] 图11图示了根据本发明的实施例的第二示例性图像处理设备200。第二图像处理设备200可以包括与图1的(第一)图像处理设备10中所描述的类似的部件。

[0132] 另外，第二图像处理设备200包括非刚性变形单元214，非刚性变形单元214被配置为通过使表面纹理和所述边界表面非刚性地变形而使至少一个扁平解剖结构的视觉表示变形。

[0133] 换言之，变形单元214被配置为以非刚性的方式使表面纹理和对应的边界表面变形，以允许至少一个扁平解剖结构的非刚性变形的视觉表示。

[0134] 优选地，所述至少一个扁平解剖结构包括身体的一根、多根或者甚至所有肋骨。

[0135] 进一步优选地，所述表面纹理和所述边界表面的非刚性变形是以伸直的方式的。这允许对拉直或伸直的一根或多根肋骨的视觉呈现。在所述多根或所有肋骨的视觉表示的情况下，伸直的肋骨彼此平行。

[0136] 图12图示了根据本发明的实施例的第二示例性方法400。

[0137] 第二方法400通常包括在图3中所图示的方法300，然而，还包括非刚性地(即，以非

刚性的方式)变形404的步骤。

[0138] 第二方法400包括:接收401 3D诊断图像,分割402体腔,确定403表面纹理,以非刚性的方式进行所述变形404,并且生成405经变形的扁平解剖结构(优选包括肋骨)的视觉表示。

[0139] 例如,所述方法包括从初始2D投影图像开始伸直一根或多根肋骨的步骤。所述初始2D投影图像优选源自表面纹理和边界表面,因此,其导致具有未变形的平坦解剖结构的初始2D投影。

[0140] 为了能够使得肋骨变直,从初始的2D投影图像中检测肋骨。这在图13中被图示出,指示针对一根肋骨的弯曲的下肋骨边界500。尽管仅示出了针对仅一根肋骨的一个弯曲的下肋骨边界500,但是能够预见的是,检测更多或者甚至所有肋骨的弯曲的下肋骨边界。

[0141] 备选地,可以使用弯曲的上肋骨边界或者任何其他弯曲的肋骨检测,诸如确定弯曲肋骨的中心线的中心线检测。

[0142] 例如,可以通过使用下降的图像梯度体素并且基于每个候选者的大小,长度和位置排除假阳性候选者来检测下肋骨边界。

[0143] 图14图示了由虚线指示的直肋骨延伸501。换言之,图13的弯曲的下肋骨边界500被伸直并且变形为图14中所示的直肋骨延伸501。

[0144] 就2D初始投影图像而言,弯曲的下肋骨边界500的长度与直肋骨延伸部501的长度相同,仅导致相对于2D初始投影图像的垂直变形。

[0145] 备选地,可以包括另外的水平变形。换言之,肋骨也可以在垂直于2D初始投影图像的平面中弯曲。包括此曲率将导致肋骨的正确3D长度,从而导致较长的直肋骨延伸。下肋骨边界可能变形为更长的直肋骨延伸。

[0146] 优选地,每根肋骨被变形到与其直肋骨延伸(虚线)相对应的目标位置。在变形到目标位置的过程中,从2D透视图(仅垂直变形)或3D透视图(垂直和水平变形)保留长度,这实际上对应于伸直每根肋骨。

[0147] 由于初始的2D投影图像基于肋骨的表面纹理和边界表面,因此该表面纹理和边界表面根据以上步骤有效地变形,即下肋骨边界500被变形到作为直肋骨延伸的目标位置。501。

[0148] 现在,能够建立针对每个下肋骨边界(图13中的实线)到其目标位置(图14中的虚线)的变形,能够使用例如多级B样条来生成非刚性变形场。

[0149] 图15图示了弯曲肋骨的初始2D投影图像。将非刚性变形场被应用于初始2D投影图像,从而得到具有伸直肋骨的新投影图像,如在图16中所图示的。

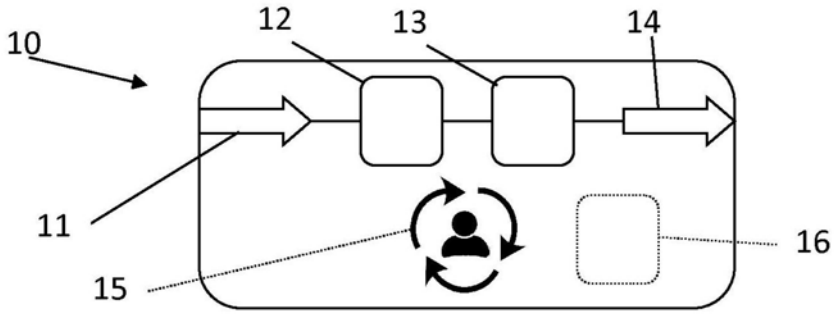

10
12
13
14
11
15
16

图1

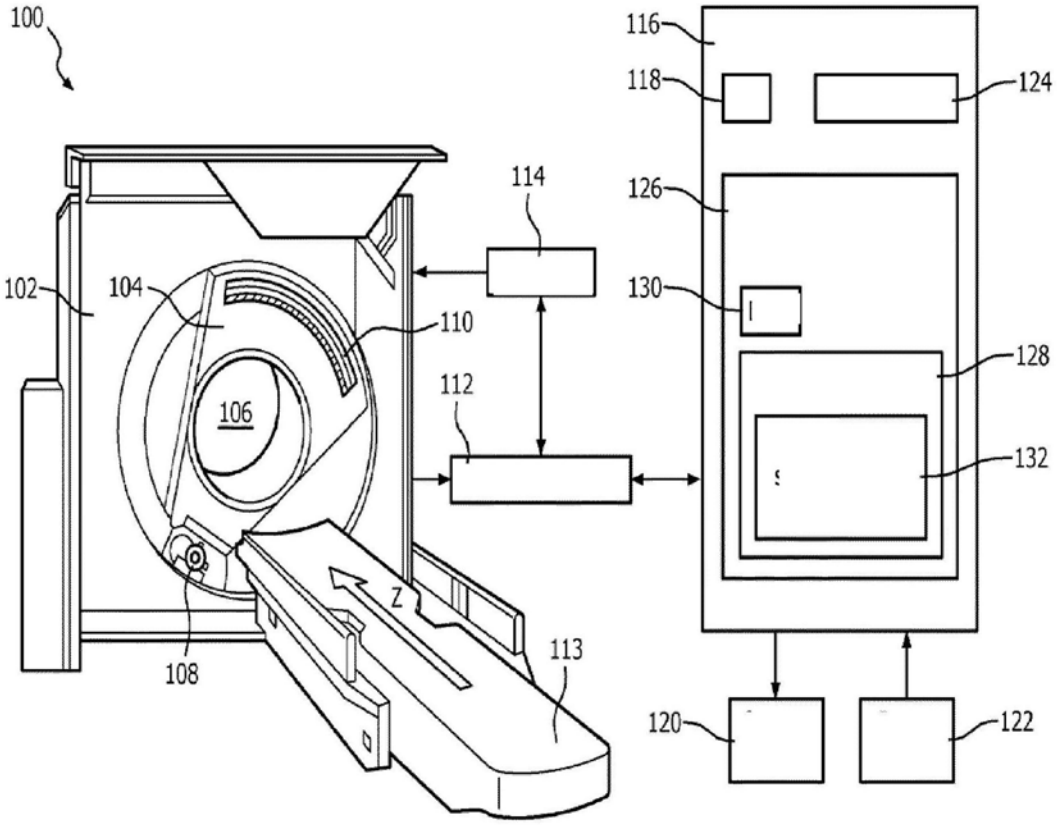

100
116
118
124
114
126
102
104
110
130
112
128
106
132
Z
108
113
120
122

图2

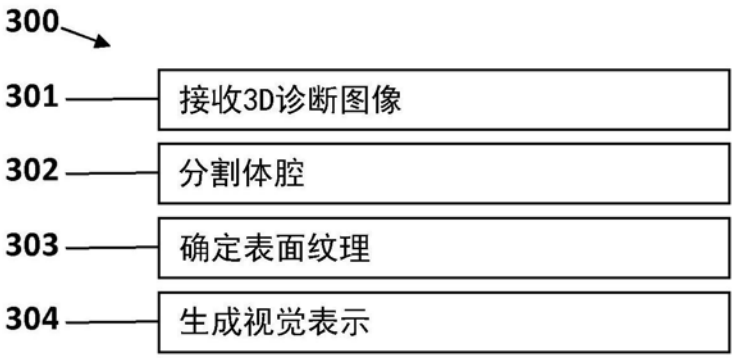


图3

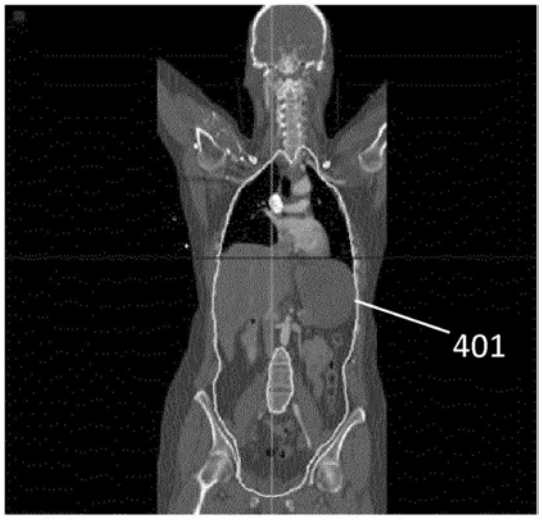


图4

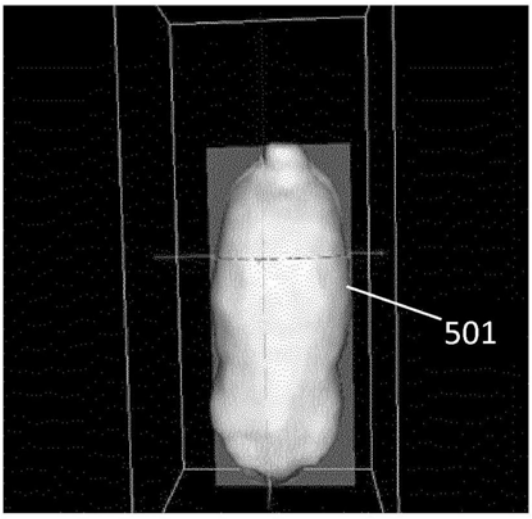


图5

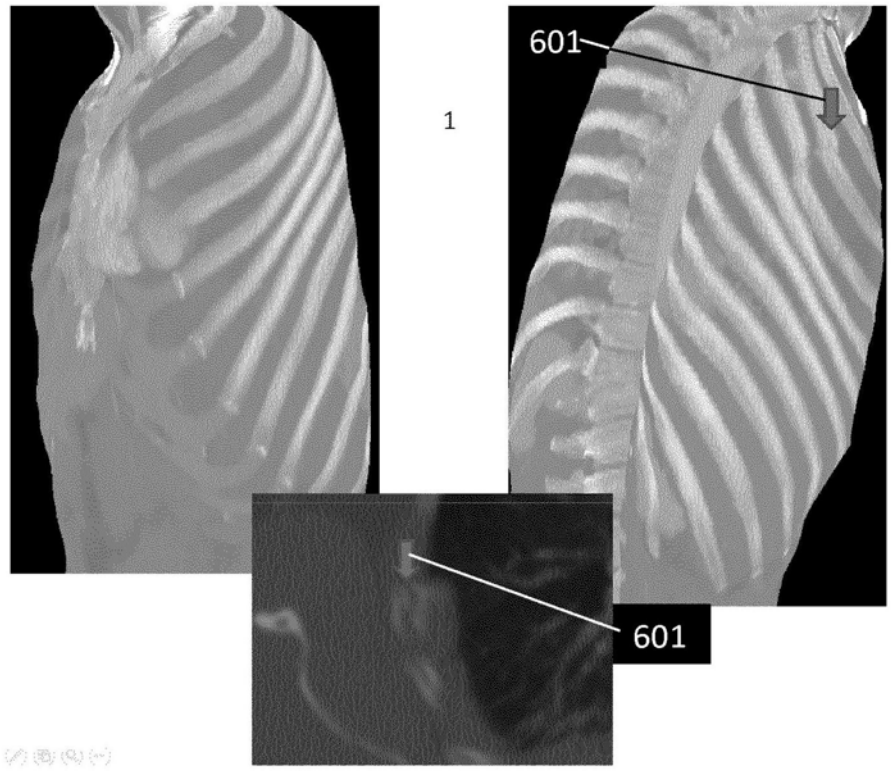


图6

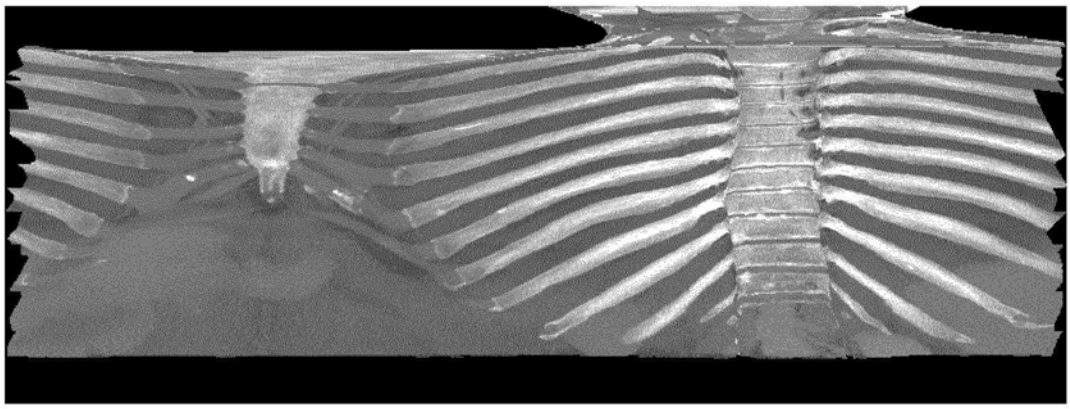


图7

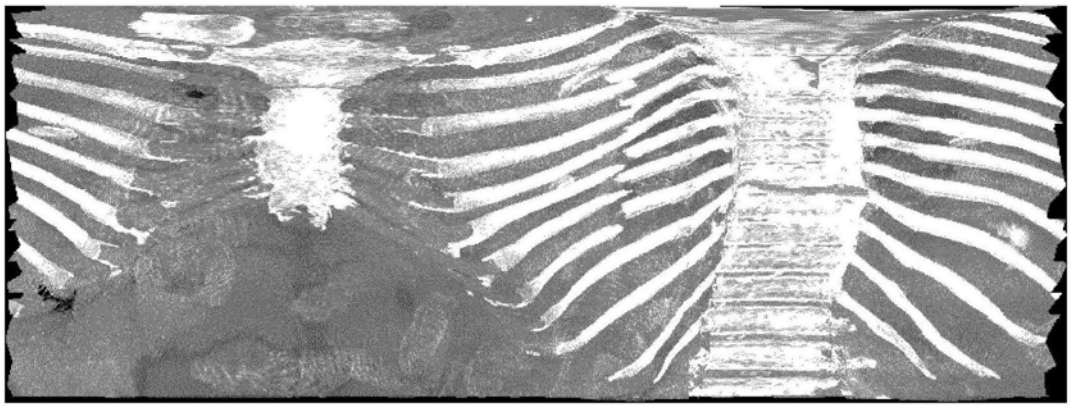


图8

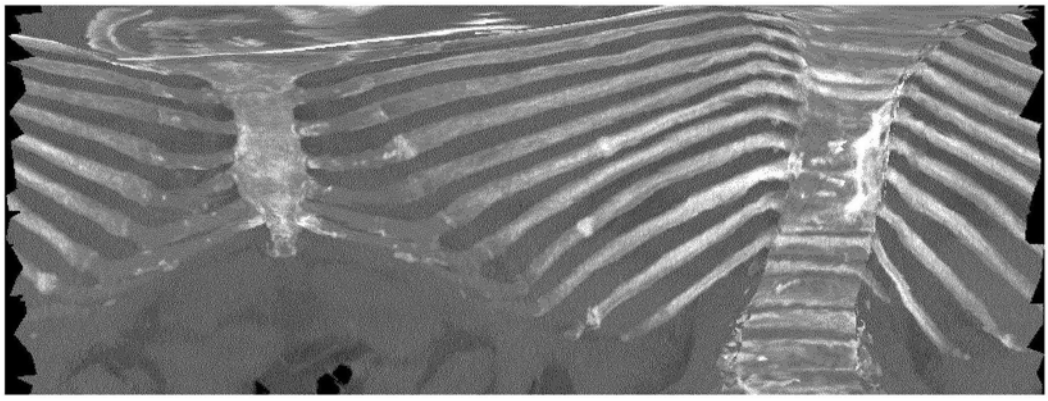


图9

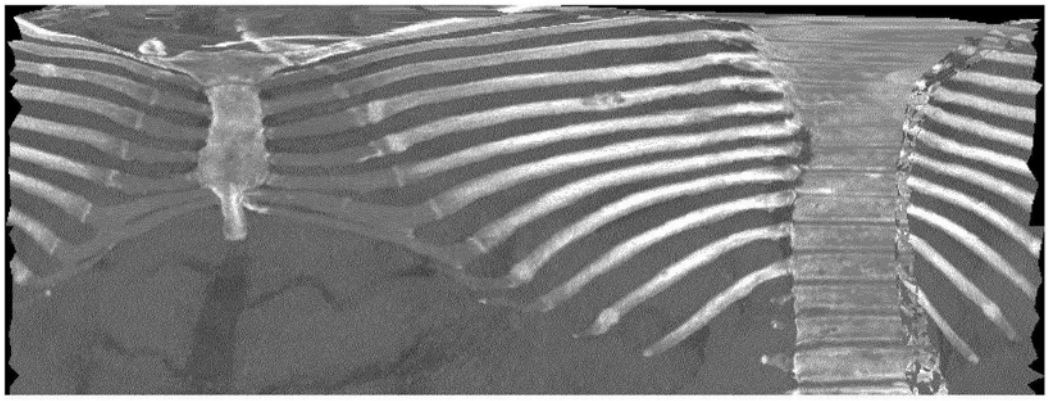


图10

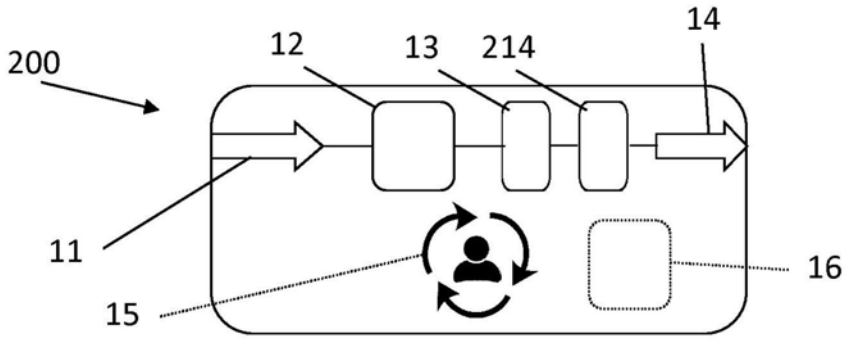

200
12
13
214
14
11
15
16

图11


400
401
接收3D诊断图像
402
分割体腔
403
确定表面纹理
404
非刚性地变形
405
生成视觉表示

图12

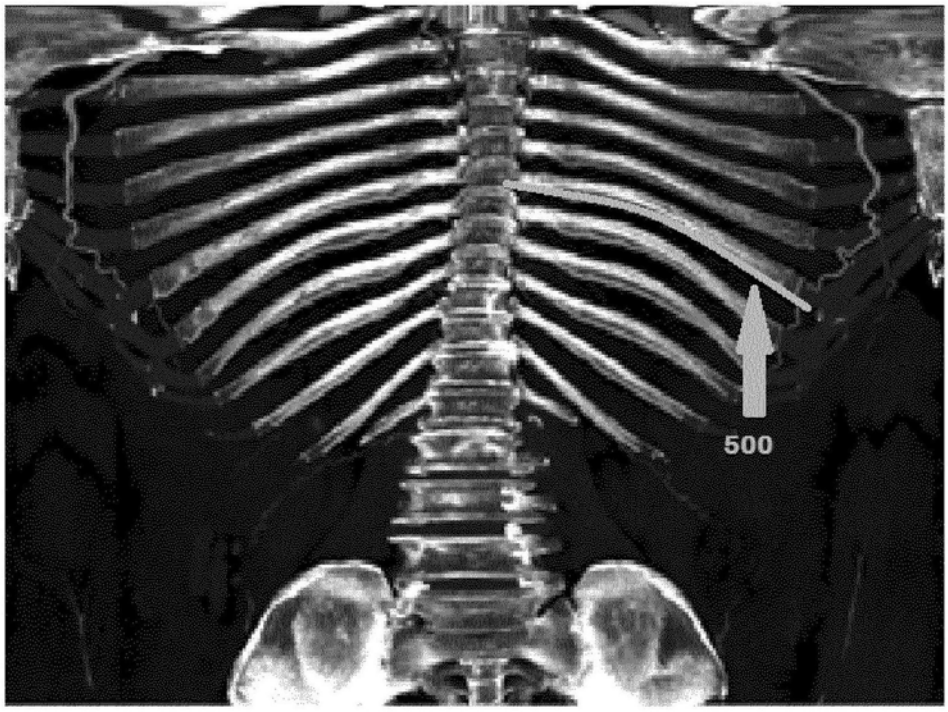


图13

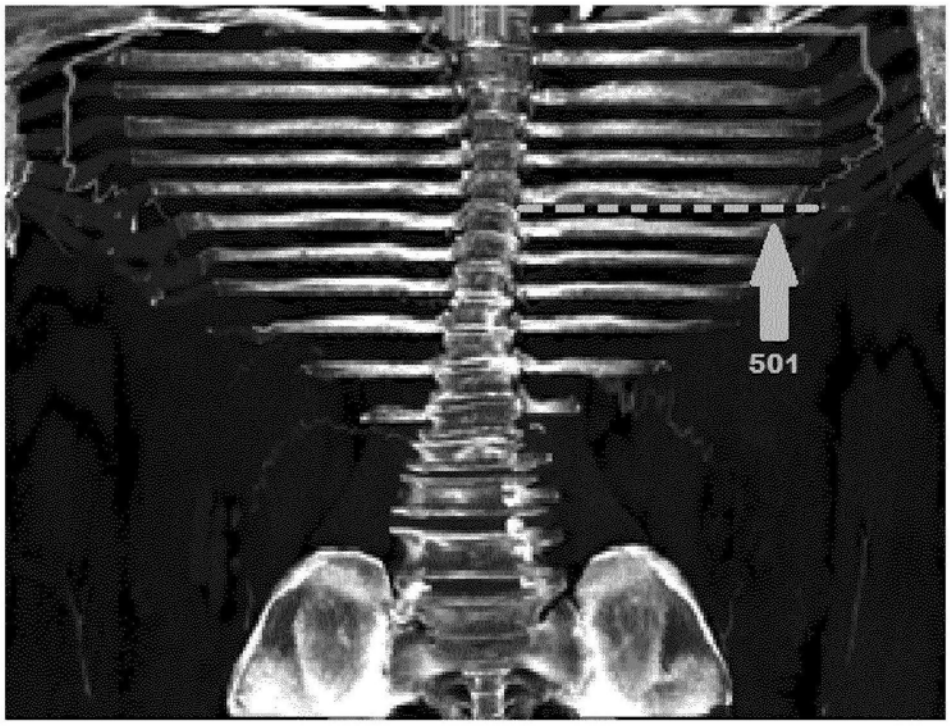


图14

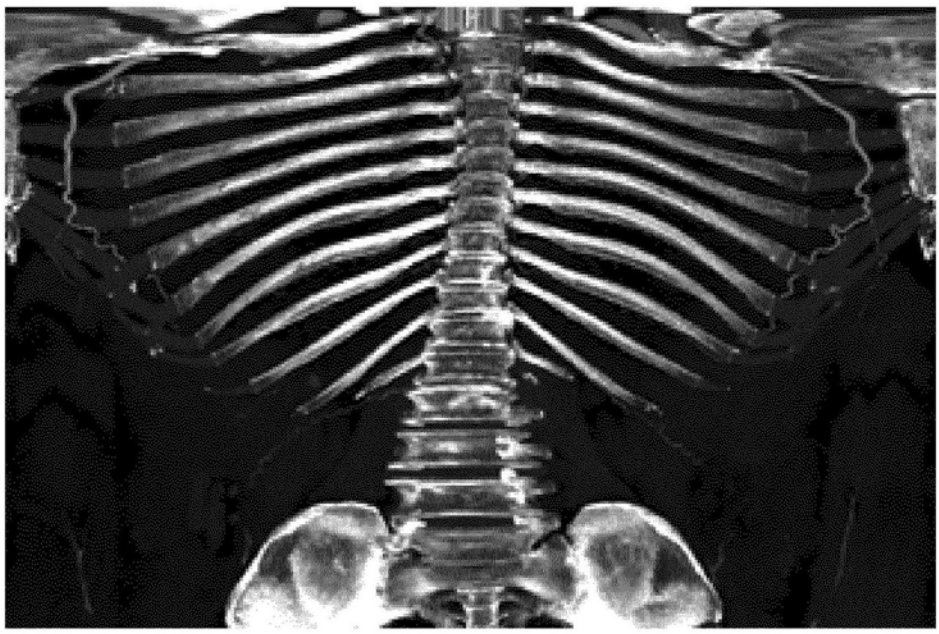


图15

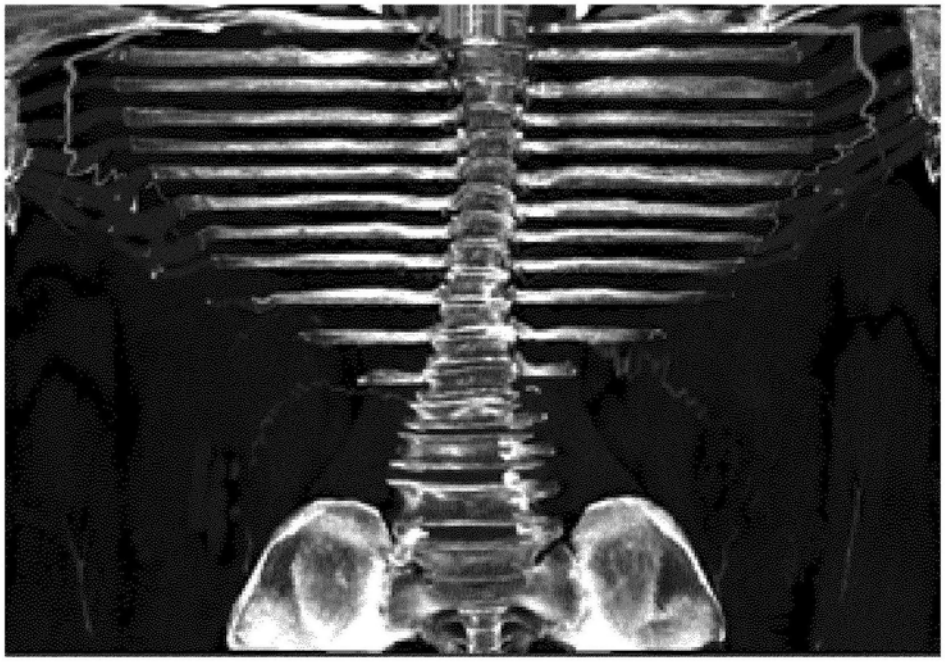


图16