



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104586417 B

(45)授权公告日 2019.08.30

(21)申请号 201410602285.6

(22)申请日 2014.10.31

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104586417 A

(43)申请公布日 2015.05.06

(30)优先权数据
B02013A000599 2013.10.31 IT

(73)专利权人 塞弗拉合作社
地址 意大利伊莫拉

(72)发明人 G·梅内加兹 R·莫尔夏尼
B·里瓦尔塔 C·山德里
F·西蒙内蒂

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
代理人 吕俊刚 刘久亮

(51)Int.Cl.
A61B 6/03(2006.01)

(56)对比文件
CN 101427924 A,2009.05.13,
CN 101427924 A,2009.05.13,
CN 1839760 A,2006.10.04,
US 2013/0010920 A1,2013.01.10,
CN 101883523 A,2010.11.10,全文.
CN 1894577 A,2007.01.10,全文.
CN 102362292 A,2012.02.22,全文.
WO 2012/139031 A1,2012.10.11,全文.

审查员 洪虹

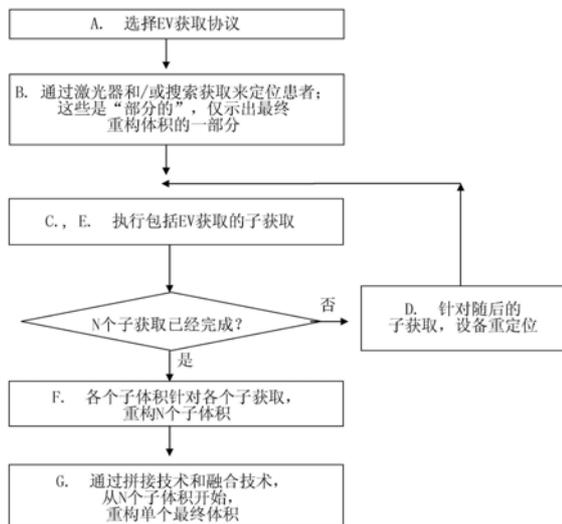
权利要求书3页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

增大锥束计算机层析成像获取中的视场的方法和成像设备

(57)摘要

本发明涉及增大锥束计算机层析成像获取中的视场的方法和成像设备。该方法包括以下步骤:A、选择图像数据获取协议;B、定位患者;C、执行第一子获取步骤;D、重定位设备;E、执行接下来的子获取步骤;F、产生与子体积有关的体积图像;G、重构单个全局体积图像,该方法的特征在于,通过图像配准技术和融合技术来进行单个全局体积图像的重构。该计算机层析成像CBCT设备包括:射线组;患者定位组;移动射线组和/或患者定位组的机构;电子系统;计算机或者类似物,该CBCT设备的特征在于,通过对射线组或者患者进行重定位,在步骤D期间设备的重定位自动进行。



1. 一种用于增大锥束计算机层析成像获取中的视场 (FOV) 尺寸的方法, 该方法包括以下步骤:

A. 选择图像数据获取协议, 该图像数据获取协议包括子获取步骤的序列, 各个子获取步骤包括获取分别覆盖至少两个相邻的部分地交叠的解剖学区域中的一个的子体积的原始图像数据;

B. 定位要被获取的患者;

C. 执行对所述患者的所述至少两个相邻的部分地交叠的解剖学区域中的第一解剖学区域的第一子获取步骤;

D. 针对所述子获取步骤的序列的接下来的子获取步骤来重定位锥束计算机层析成像设备;

E. 执行对所述患者的所述至少两个相邻的部分地交叠的解剖学区域中的至少另一个解剖学区域的所述接下来的子获取步骤, 所述至少另一个解剖学区域与在步骤C期间已经获取了图像数据的第一解剖学区域相邻, 并且所述第一解剖学区域与所述至少另一个解剖学区域部分地交叠;

F. 从在所述第一子获取步骤和所述接下来的子获取步骤中的每个期间获取的对应的原始图像数据开始, 产生与覆盖若干个解剖学区域的子体积有关的体积图像;

G. 从所述子体积的所述体积图像重构单个全局体积图像;

其中,

通过各覆盖所述至少两个相邻的部分地交叠的解剖学区域中的相应一个的所述子体积的所述体积图像的至少一部分的图像配准技术, 即拼接技术和融合技术, 来进行所述单个全局体积图像的重构, 并且

其中, 提供配准处理的预测步骤, 所述预测步骤包括以下步骤:

限定参数质量标准, 该参数质量标准代表针对与所述子体积有关的体积图像中的像素/体素的灰阶分布的度量;

限定针对与体积图像中的灰阶分布相对应的参数质量标准的阈值或者样本值, 对于正确进行配准处理该阈值或者样本值是许可的;

计算针对获取的体积图像的参数质量标准的值;

将体积图像的参数质量标准的计算出的值与所述阈值或者样本值进行比较; 以及

当该计算出的值与所述阈值或者样本值之间具有大于预定幅度的差异时, 产生告警。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 两个相邻解剖学区域的交叠区域的大小是覆盖所述两个相邻解剖学区域的子体积的大小的5-40%。

3. 根据权利要求1或者2所述的方法, 其中, 在用于重构全局体积图像的像素/体素的、与相邻子体积有关的体积图像的融合步骤中, 与各个子体积有关的体积图像的像素/体素的灰阶维持两个相邻子体积的非交叠区域中的对应子体积中的像素/体素的原始值。

4. 根据权利要求3所述的方法, 其中, 在用于重构全局体积图像的像素/体素的、与相邻子体积有关的体积图像的融合步骤中, 通过对所述像素/体素中的每个的各个灰阶值应用权重, 而将两个相邻子体积的体积图像的像素/体素的灰阶组合到一起, 该权重是对应像素/体素在体积图像中的位置的函数, 并且通过对每个单个像素/体素赋予如下的灰阶值来确定位于两个相邻子体积的交叠区域中的全局体积图像的像素/体素的灰阶, 所述灰阶值

被确定为与所述两个相邻子体积的交叠区域相对应的体积图像的所述交叠区域中的对应像素/体素的灰阶的加权平均。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,在包括拼接步骤和融合步骤的配准处理中,体积的周边区域的子区域被排除,在所述周边区域的子区域中噪声最大。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,执行边界平滑步骤,该边界平滑步骤包括从全局体积图像切除从与子体积有关的体积图像的拼接步骤和融合步骤得到的全局体积图像的周边外部切片。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,提供两个相邻子体积的体积图像的配准步骤的验证步骤,所述验证步骤包括以下步骤:

限定所述两个相邻子体积的体积图像的相对位移的种类;

设置针对所述相对位移的种类的每个的许可幅度的范围;

测量在所述两个相邻子体积的体积图像的配准中进行的相对位移的各个种类的幅度;

将在配准处理中进行的各个相对位移的测量到的幅度与许可幅度的对应范围进行比较;以及

当所测量到的幅度中的至少一个落在许可幅度的对应范围之外时,产生告警。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,

所述参数质量标准能够是以下函数中的一个或者多个:表示图像的像素/体素的灰阶的矩阵的特征值、图像中的各个像素/体素的周围像素/体素之间的灰阶的梯度的矩阵的特征值、根据均值函数或者度量的图像中的像素/体素的灰阶的函数;

所述比较通过分类算法或者预测算法来进行,或者通过该差异的估计函数来进行。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,在除了第一个子获取步骤之外的每个子获取步骤之后,进行配准处理的验证步骤或者预测步骤。

10. 一种锥束计算机层析成像设备,其执行根据权利要求1-9中任意一项所述的增大锥束计算机层析成像获取中的视场(FOV)尺寸的方法,该锥束计算机层析成像设备包括:

射线组(4、14),该射线组(4、14)包括以刚性方式彼此固定的X射线源(2、12)和二维X射线检测器(3、13),所述射线组(4、14)能够围绕患者绕着旋转轴线(R)旋转,以获取二维放射原始图像;

用于定位患者(8、18)的患者定位组(6、16);

移动所述射线组(4、14)和/或所述患者定位组(6、16)的机构,该机构在一个子获取步骤和随后的子获取步骤之间,能够沿着所述旋转轴线(R)平移获取平面,和/或在由两个笛卡尔坐标轴X轴和Y轴限定的平面内平移所述旋转轴线(R),以获取不同的邻近解剖学区域;

电子系统,其调整和同步所述锥束计算机层析成像设备的各个部件的功能作用;

计算机,其允许操作员控制所述锥束计算机层析成像设备并且将结果可视化,

其中,

通过根据与产生覆盖期望的整个目标区域的全局体积图像所需的解剖学区域相对应的子体积的数量和相对位置,对所述射线组(4、14)或者所述患者(8、18)进行重定位,自动进行在步骤D期间所述锥束计算机层析成像设备的重定位。

11. 根据权利要求10所述的锥束计算机层析成像设备,其中,在获取期间所述患者(8)处于竖直位置,坐着或者站立,所述锥束计算机层析成像设备包括竖直可调节杆(7)和颞

托,其中,在步骤D期间所述锥束计算机层析成像设备的重定位使得所述杆和所述颞托这两个元件的运动在相反方向上、以在绝对值上相同速度进行,并且使得它们的运动适当地同步。

12. 根据权利要求11所述的锥束计算机层析成像设备,其中,所述颞托和所述杆的运动由不同的马达致动,具体地分别由固有地以位置反馈的步进马达和由以速度电子地反馈的异步马达致动,同时以通过提供可调节的延迟补偿不同反应性和惯性的方式来控制这些马达。

13. 根据权利要求10所述的锥束计算机层析成像设备,其中,所述患者(18)在获取期间水平躺卧,并且在步骤D期间所述锥束计算机层析成像设备的重定位通过根据空间的三个轴线(21、22、23)移动患者台子(16)来进行。

14. 根据权利要求10所述的锥束计算机层析成像设备,其中,在前一子获取步骤和随后的子获取步骤之间,所述射线组(4、14)的旋转方向能够改变,并且能够是顺时针或者逆时针,使得所述随后的子获取步骤的开始位置更接近于该前一子获取步骤的最终位置,并且扩展视野(EV)获取过程整体上较短。

增大锥束计算机层析成像获取中的视场的方法和成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及如下的方法和设备,该方法和设备用于锥束计算机层析成像(CBCT),基于与部分交叠的不同解剖学(anatomic)区域有关的多个体积的获取和重构,并且基于随后的所述体积的拼接,通过复合扫描协议而能够增大最大视场(FOV),以获得具有比获取系统的几何允许的尺寸大的尺寸的单个最终体积作为最终结果。

背景技术

[0002] CBCT设备是本领域已知的,并且允许通过在包括X射线源和X射线检测器的系统绕着要获取的解剖学部分的旋转期间获取二维放射图像的序列,来获得解剖学部分的层析图像。

[0003] CBCT设备大致包括:X射线源,其投射通过要获取的对象的锥面X射线束(除非其随后被准直);二维X射线检测器,其定位成测量透过该对象之后的辐射强度;机械支撑件,其上面固定有所述X射线源和检测器;机械系统,其允许所述支撑件绕着该对象旋转和平移,以从不同位置获取放射图像;电子系统,其能够调整和同步该设备的各个部件的功能作用;计算机或者类似物,其能够允许操作者控制该设备的功能,并且能够重构并且可视化所获取的图像。市场上大致有两种这种设备:第一种是患者在获取期间竖直站立或者坐着,例如在Sirona的专利EP2018121B1中描述;以及第二种是患者躺卧在台子上,例如在QR的专利IT1277796中描述。

[0004] 在给定的CBCT设备中,要重构的体积的最大尺寸(或者最大FOV)基本上由系统的几何决定,即在以下方面决定:被X射线击中的检测器的灵敏区域的尺寸,X射线源和检测器之间的距离以及系统的旋转轴线。

[0005] 获得CBCT设备的目的在于获取和重构越来越大的体积的目的,最直接的解决方案将导致更大的X射线检测器、具有充分束孔径角的X射线源、和/或X射线源和对象之间的距离的增加。一般而言,这些解决方案中的每个都涉及明显的缺点:例如,经济缺点,因为部件更昂贵;或者人体工学缺点,涉及增加设备的整体尺寸的需要。

[0006] 在不修改系统的物理部件的情况下增加最大FOV的尺寸的技术问题已经被解决,并且以不同方式解决,例如:

[0007] -偏移X射线传感器,如在Carestream Health/Trophy的US8363780B2中描述;

[0008] -执行复合轨迹,如在Morita的US8300762B2中描述;

[0009] -在医院二维射线成像的略微不同领域中,通过将长骨的不同部分的两个随后获取结果相加,以获得完整骨的图像,如在Carestream Health, Inc.的US7555100B2中描述。

[0010] 以上解决方案均受到若干缺陷的影响。

[0011] 关于US8363780,如从说明书和附图中明显可见,通过进行传感器有效区域的偏移,在所述有效区域上的辐射的强度分布上问题开始出现,因而使得必须进行补偿动作,其中一个补偿动作包括调节产生器的方位,如在所述文件中参照所述文件的图3c描述的那样。如所例示的,补偿的效果不完全恢复辐射的分布沿着传感器的有效区域的不均匀性。此

外,在传感器的有效区域的偏移和产生器的阳极的最佳方位之间存在一关系,使得在每次选择特定偏移值时都必须进行这个调节步骤。

[0012] 在将传统CBCT构造的扫描处理与使用偏移传感器 (US8363780的图2和图3a) 的扫描处理比较时可以看到另一个缺陷。在传统构造中,180°的旋转允许针对成像区的各个部分沿着所述弧线收集2D图像的完整集合。利图3a到图3c的偏移构造沿着180°的轨迹进行相同扫描处理,减少了周边区域的所获取的2D图像的数量,使得与图2的传统构造相比,获得较少的信息用于这个区域中的体积重构。

[0013] 与根据US 8363780的解决方案的成像FOV的可能扩展有关,尽管允许从更大的FOV获得体积图像,但是维持了FOV尺寸的限制,该限制依赖于传感器的有效区域的尺寸和可能的最大偏移。因而在通过传感器的偏移获得的已扩展FOV还是不足以覆盖整个关注区域的情况下,US 8363780没有提出用于进一步扩展FOV使得其覆盖期望的关注区域的解决方案。

[0014] 公开Out-of-core Cone Beam Reconstruction Using Multiple GPUS仅仅提出:如何在几个图形处理器上划分从CBCT扫描期间获取的2D图像的集合的重构体积图像的计算负担,以使得由两个或者更多个处理单元中的每一个同时在获取的图像数据的不同部分上进行的重构处理并行化。这是在传统CBCT体积成像中使用的传统处理方法,用于减少体积图像的重构中使用的的时间。在该文件中没有公开FOV尺寸和放大。

[0015] W02012/139031公开通过拼接两维投影来产生大的FOV的体积图像。在这个文件中,通过传感器获得的与不同传感器位置中的每一个有关的两维图像组合成更大的2D图像。通过使用由拼接获得的图像来进行体积重构。这个方法对由患者运动或者患者定位的其他变化引入的伪像 (artefact) 很敏感。这些变化可以针对各个2D图像发生,使得针对整个体积,体积图像受到运动伪像的影响。

发明内容

[0016] 根据以上所述,本发明的目的在于提供如下的方法和设备,该方法和设备克服了已知技术的问题,使用随后的部分获取而获取的不同体积的拼接,能够提供比可通过正常获取协议获得的重构体积大的重构体积。另外,本发明的目的在于,找到在不需要修改系统的物理部件的情况下扩展最大FOV的尺寸的另选技术。

[0017] 这个目的通过具有本发明的一方面的特征的方法和设备来实现。其中具体指出了有利实施方式和细化。

[0018] 通过能够经由复合获取协议 (composite acquisition protocol) (在下文称为“扩展视野”或者EV) 来扩展其最大FOV的CBCT设备来解决该问题;在下文,正常获取协议定义成“普通”,也就是,非EV协议。

[0019] EV协议基本上包括N (N>1) 个普通获取,其将在此称为“子获取”,各个子获取包括相关数量的投影 (例如,360个),其中夹杂有重定位步骤,在重定位步骤期间机器运动修改包括X射线源-检测器-机械支撑件 (在下文定义为“射线组”) 的块相对于患者的相对位置,目的在于利用随后的子获取来获取相邻解剖学部分。在与患者集成的空间坐标系中,从这些子获取的重构得到的N个体积 (将在此称为“子体积”) 可以具有相等或者不同的尺寸,并且可以在不同位置,以覆盖比通过普通 (非EV) 获取协议可获取的设备的最大FOV大的整个尺寸。N个体积的位置是使得这些体积的合成体示出比利用普通 (非EV) 协议可获得的解剖

学区域大的连续的解剖学区域。

[0020] 用于在两个随后的子获取之间对系统进行重定位的运动是平移,并且可以沿着任何空间竖直或者水平轴线发生。该运动可以涉及患者支撑(例如,患者躺卧在其上的工作台上的平移)、射线组或者这两者。至少两个子获取的执行实际上延长原始数据的获取时间,并且因此延长患者在获取期间运动的风险。由于患者运动可以引起两个不同问题:

[0021] -在第一种情况下,患者在子获取期间运动,产生运动伪像;

[0022] -在第二种情况下,患者在各个子获取期间保持静止,但是在两个子获取之间运动,导致两个图像的配准(registration)中的问题。

[0023] 为了获得最可能好的最终结果的目的,重定位运动必须是使得整体平移患者通过支撑他/她的支撑件,或者将患者维持在静止位置。这样,在整个EV获取协议的持续时间期间患者保持在舒适位置(其中他/她被初始定位)中,减少了由如下两者引起的运动的可能性:即,第二种情况引起的运动的可能性,因为从一子获取到随后的子获取的过渡是平滑的并且不诱导患者修改他/她的姿态;以及由于第一种情况引起的运动的可能性,因为在子获取期间将不由于不同于初始位置的不舒适的位置而诱导患者运动。另外,因为子获取自动彼此链接并且一个接着一个执行,所以EV协议的总获取时间被最小化。这些因素两者(患者的静止或者舒适运动和整体时间的最小化)贡献于减少由于患者的运动引起的问题,并且因此提高最终结果的质量,防止配准中的可能问题。

[0024] 在本发明的第一实施方式中(具有C形臂的竖直机器),通过使用咬嘴和颅支持器,患者仅被部分地固定于设备,但是他/她站在或者坐在与设备不是一体的表面上;咬嘴和颅支持器是“患者定位组”(设备的一部分)的一部分,但是可以通过滑动件而竖直地滑动。通过整个射线组相对于患者的竖直平移运动、同时定位组的滑动件的相对的竖直滑动运动来进行中间重定位,以将患者保持在静止位置。在第二实施方式中(具有O型门架的水平机器),患者躺卧在台子上,台子通过由设备控制的马达来平移。

[0025] 本发明的第一个优点在于,提供一种设备,其中其部件与利用没有EV协议的相同X射线检测器的部件的成本相等、能够提供比利用没有EV协议的相同X射线检测器可获得的重构体积大的重构体积。

[0026] 第二个优点在于,通过执行两个或者更多个连续子获取,将患者的运动最小化,来缩短获取时间。射线组相对于患者的重定位自动进行,保持患者静止。这样,使运动伪像和配准体积最小化。

[0027] 第三个优点在于,利用本发明不需要不透射线的标记物,原因在于基于要配准的体积中的解剖学元素来执行配准。

[0028] 第四个优点在于,体积被直接配准,而不需要体积预处理。

[0029] 第五个优点在于,配准算法的并行化,其允许减少计算时间。

附图说明

[0030] 本发明的其他优点和属性在以下描述中公开,其中基于如下附图详细描述了本发明的示例性实施方式:

[0031] 图1已知的竖直设备的示例;

[0032] 图2包括本发明的竖直设备的细节;

- [0033] 图3在两个子获取之间的竖直设备的重定位运动的细节；
- [0034] 图4已知的水平设备的示例；
- [0035] 图5包括本发明的水平设备的细节；
- [0036] 图6由两个单独的竖直平移的子获取构成的获取的示例(上颌骨+下颌骨)；
- [0037] 图7由三个单独的水平平移的子获取构成的获取的示例(完整的牙弓+颞下颌关节)；
- [0038] 图8该方法的流程图；
- [0039] 图9图形地示出与竖直对准的部分区域有关的部分体积的拼接的结果,以及用于避免与所述部分区域有关的体积图像的周边边界的错位的步骤。
- [0040] 附图标记列表
- | | | |
|--------|-------------|--------------------|
| [0041] | 1 | 竖直CBCT设备 |
| [0042] | 2 | X射线源 |
| [0043] | 3 | X射线检测器 |
| [0044] | 4 | 射线组 |
| [0045] | 5 | 用于移动C形臂的机械系统 |
| [0046] | 6 | 患者定位组 |
| [0047] | 7 | 移动杆 |
| [0048] | 8 | 患者 |
| [0049] | 10 | 水平CBCT设备 |
| [0050] | 12 | X射线源 |
| [0051] | 13 | X射线检测器 |
| [0052] | 14 | 圆柱形门架 |
| [0053] | 16 | 台子 |
| [0054] | 18 | 患者 |
| [0055] | 19 | 台子末端 |
| [0056] | 20 | 台子长轴线 |
| [0057] | 22 | 台子左右轴线 |
| [0058] | 23 | 台子上下轴线 |
| [0059] | V1、V2、V3、V4 | 与子体积有关的体积图像 |
| [0060] | SV | 根据本发明的方法获得的全局子体积图像 |

具体实施方式

[0061] 图1示出已知技术的通常的竖直设备1,其包括:X射线源2,其透过患者8投射X射线锥束(除非其随后被准直);二维X射线检测器3,其定位成测量透过对象之后的辐射强度;C形臂,其上固定有所述X射线源2和检测器3;机械系统5,其允许所述支撑件绕着患者8旋转和平移,以从不同位置获取放射图像;电子系统(未示出),其能够控制和同步该设备的各个部件的工作;计算机或者类似物(未示出),其能够允许该设备由其用户来控制。如上所述,块X射线源-X射线检测器-将它们连接到一起的旋转臂整体上称为射线组4。射线组44提供有三个运动轴线:X、Y和R,即,沿着水平面上的两个轴线的平移运动,加上绕着射线组轴线

的旋转运动。该设备还包括用于定位和固定患者8的组6,组6继而包括例如颞托和太阳穴保持柱。该设备还包括竖直移动杆7,其用于使设备的整体高度适应于患者尺寸。上述设备的结构是本领域公知的。

[0062] 在下文,将描述第一实施方式,其中本发明被集成在图2所示的竖直设备中。

[0063] 在第一实施方式中,患者8定位在患者定位组6中,并且执行第一体积的第一子获取(例如,对患者的下颌骨(mandible))。在该第一子获取的末尾,射线组4或者患者定位组6被重定位,并且执行第二子获取(例如,对患者的下颌骨)。在已经获取两个子体积时,可以对它们进行配准,以获得比通过单个获取可获得的重构FOV大的重构FOV,如在图8的流程图中描述的。

[0064] 根据期望结果,竖直附加(例如,下颌骨+上颌骨)或者水平附加(例如齿弓(arch)的右半部+齿弓的左半部)可以是必要的。

[0065] 如果期望竖直体积附加,则利用抬升杆和颞托在相反方向的同步运动,进行子获取之间的重定位,以使得患者的头部静止(固定到颞托的运动部分)。竖直体积附加的结果的示例在图6中示出。

[0066] 图3示出杆7(以速度 V_c 运动)、颞托6(相对于该杆以速度 V_m 运动)以及患者8(保持静止,即以 $V_p = V_m - V_c = 0$ 运动)。

[0067] 为了使患者按照期望在空间中保持静止($V_p = 0$),两个结构(杆和颞托)的运动必须在相反方向上以在绝对值上相同的速度进行,该运动彼此适当地同步。

[0068] 为了维持恒定速度,单个运动必须用速度控制来反馈。两个运动之间的同步可以直接方式实现,用另一个运动的速度的信息来补偿每个运动的反馈。或者以间接方式进行,通过经校准的初始延迟(运动自身的)以补偿结构的不同的反应性和惯性,而不需要实时的交互补偿。

[0069] 在优选实施方式中,第一运动(颞托)由步进马达致动,该步进马达固有地以位置反馈,而第二运动(杆)由异步马达致动,该异步马达以速度电子地反馈(速度可通过霍尔效应传感器、编码器、电位计或者无传感器地测量)。为了将两个结构的不可避免的不同反应性和惯性考虑在内,它们的运动不同时开始,而是优选地以经校准的延迟而不同。

[0070] 如果期望水平体积附加,则使用射线组4的XY运动的概率,即,本质上旋转轴线在垂直平面上的平移的可能性。重定位的步骤通过射线组4相对于患者(患者保持静止)的XY平移进行,以较好地聚焦于解剖学关注区域。这种水平体积附加的结果的示例在图7中示出。

[0071] 图4示出代替已知技术的通常的水平设备1,其也包括:X射线源12,其透过患者18投射X射线锥束(除非其随后被准直);二维X射线检测器13,其定位成测量透过对象之后的辐射强度;圆柱形门架(O形门架),其上固定有所述X射线源12和检测器13;机械系统,其能够允许所述门架绕着对象旋转,以从不同位置获取放射图像;电子系统(未示出),其能够控制和同步该设备的各个部件的工作;计算机或者类似物(未示出),其能够允许该设备由其用户控制。在这个实施方式中,患者18躺卧在台子16上,并且他/她的头部通过由台子自身的末端部分19支撑的头部保持器头盔(未示出)而保持静止。利用这种设备,可以执行其他解剖学部分(例如,四肢)的获取,该其他解剖学部分被支撑并且固定到台子16的末端部分19。

[0072] 在下文描述第二实施方式,使用图5所示的水平设备。

[0073] 如果必须执行垂直体积附加(相对于患者的长轴的纵向),患者适当地定位在台子16上,并且执行对第一子体积(例如,患者的下颌骨)的第一子获取。在该第一子获取的末尾,台子16被重定位并且执行第二子获取以获取第二子体积(例如,患者的上颌骨的)。在已经被获取这两个子体积时,可以对它们进行配准以获得比通过单个获取可获得的重构FOV大的重构FOV,如在图8的流程图中描述的。具体地,在此情况下,台子16垂直于门架14平面沿着轴线21以适当距离平移。这种垂直体积附加的结果的示例在图6中示出。

[0074] 如果要求水平体积附加(垂直于患者的长轴),则利用台子16沿着右/左轴线23和上/下轴线23的运动的的可能性,轴线22和23这两者平行于获取平面。重定位步骤通过台子16相对于门架14的平移来进行,该平移被适当地选择以最佳聚焦解剖学关注区域。这种水平体积附加的结果的示例在图7中示出。

[0075] 图8示出本发明的方法的操作流程图。

[0076] 该方法包括以下步骤:

[0077] A. 选择EV获取协议

[0078] 操作员选择要获取的体积的特征;基于这个选择,系统被针对水平或者垂直体积附加来构造。

[0079] B. 患者定位

[0080] 操作员使用定位装置适当定位患者以便获取。在预获取阶段期间获得的搜索图像(scout image)通常是指单个子获取。

[0081] C. 执行第一子获取

[0082] 针对要获取的第一解剖学部分执行原始数据的获取。

[0083] D. 针对随后的子获取,对设备进行重定位

[0084] 根据在步骤A中选择的构造,设备进行自动重定位。

[0085] E. 执行随后的子获取

[0086] 针对要获取的接下来的解剖学部分执行原始数据的获取。接着,针对需要数量的子获取,重复步骤D和E。在执行了最终子获取时,获取循环停止。

[0087] F. 产生N个子体积,各个子体积针对各个子获取

[0088] 对各个子获取中获取的原始数据的处理产生子体积。

[0089] G. 对得到的单个体积进行重构

[0090] 对总和体积的重构通过拼接和融合技术进行,从该N个子体积开始。

[0091] 为了加速该过程,在组成EV获取的N个子获取期间,系统的旋转方向可以改变:例如,如果在第一子获取期间系统的旋转方向是顺时针,则在第二子获取期间该方向相对于同一基准将是逆时针,使得第二子获取的开始位置较接近于第一子获取的最终位置,并且EV获取过程整体上较短,结果是相等的。

[0092] 在获取过程的结束,从各个子获取获得的N个子体积必须加和以形成单个整体体积,作为EV获取的结果。由于很多原因,这个操作不能够作为图像的通常并置(banal juxtaposition)来执行,特别是由于患者在子获取之间的主动或者非主动运动,其将导致最终体积的解剖学错位。

[0093] 为了清楚地指出根据本发明的方法和已知技术之间的差异,应注意的是,与其中

全局目标区域被划分的各个不同解剖学区域有关的各个子获取是常规的CBCT获取,其最终产生原始图像数据,从该原始图像数据获得与覆盖对应的解剖学区域的子体积有关的体积图像。

[0094] 通过使用拼接和融合的已知技术来进行三维图像的配准操作。具体地,子体积被获取成部分地交叠,以在交叠区域中执行配准。交叠区域的尺寸的通常值是在子体积的尺寸的5-40%的范围内。用于本发明的技术不是基于图像中的“特征点”的个体化(individuation),而是基于相互信息度量,其基于图像的熵之间的信息依存性的比较,其在数值优化处理中搜索使交叠错误最小化的几何变换。优化的处理从链接到获取的空间几何的初始条件开始,并且执行迭代以改进两个子体积的交叠,从信息性的观点使图像的匹配最大化。

[0095] 提高最终重构的质量的一个方式在于,在排除了体积的周边区域(其中图像噪声较多)之外的子区域中进行配准。(“剪除”)

[0096] 提高交叠区域中的融合的质量的一个方式在于,根据依赖于像素位置的权重组合开始子体积的灰阶。在经重构的图像的交叠区域中,像素假定具有开始子体积的基于加权平均的值。基于各个像素在交叠区域中的位置,相对于两个涉及的子体积的位置来计算权重。换句话说,像素越在子体积的周边区域,其权重将越小。

[0097] 更详细地,给出两个图像作为输入,分别称为固定的和运动的。固定的图像保持在空间中固定,而运动的图像利用先前通过配准计算的变换来变换。

[0098] 新融合的图像在非交叠区域中保持输入图像的原始颜色,而在交叠区域中像素的颜色分别从开始图像I1和I2的像素p1和p2的加权和得到。基于p1和p2在预定的梯度方向(在竖直情况下为z,并且在水平情况下为xy)上相对于交叠区域的空间位置来计算权重。因此,在结果图像的边缘中,根据占优的位置,p1的颜色将占优于p2的颜色,或者相反,而在交叠区域的中心,结果颜色是p1和p2之间的平均。

[0099] 具体地在竖直拼接的情况下:

[0100] 1-找到交叠区域的边界框B,由界限该区域的顶点来描述;

[0101] 2-计算B的高度h,作为B的顶点z_{min}和max之间的差;

[0102] 3-针对交叠区域中并且属于固定图像的各个像素P:

[0103] a. 找到其几何位置P(x,y,z)

[0104] b. 测量P相对于交叠区域的高度,找到P和B的具有最小值z的顶点之间的距离hr

[0105] c. 找到 $w=hr/h$,其指示颜色相对于其空间位置的权重

[0106] d. 分别针对固定的图像和运动的图像,对应于P(x,y,z)像素的颜色为 c_F e c_M ,通过算式 $c=w*c_F+(1-w)*c_M$ 来计算融合图像中的像素的颜色c。

[0107] 通过竖直拼接,希望通过以下方式获得具有特定竖直尺寸的对象体积图像:根据本发明的方法将至少两个图像拼接到一起以覆盖整个对象,各个图像与所述对象的在竖直方向上彼此偏移并且相邻的两部分中的一个部分有关。

[0108] 根据本发明的进一步特征,提供步骤来平滑或者消除各个子体积相对于相邻子体积的边界偏移。特别地这与所谓的竖直拼接有关。该偏移确定:被拼接的子体积的边界形成小的台阶,并且该偏移是由于如下而导致的,即由于根据各个子获取之间的轻微患者运动,或者在成像设备的操作单元的容限内的轻微位移的子体积的轻微错位而导致的。

[0109] 简单且优选的解决方案在于,沿着边界切除体积的周边切片。

[0110] 图9示意地例示这些步骤。在此情况下,通过竖直偏移并且由V1、V2、V3、V4指示的四个子体积的子获取来获取该区域的体积图像。周边层的剥离确定总和体积图像具有圆柱形边界,如由虚线圆柱SV指示的部分。剥离的周边层或者切片是由总和体积图像SV的体积与拼接的子体积V1、V2、V3和V4相减来限定的部分。

[0111] 本发明的进一步改进具有如下效果,即当子体积或者相邻子体积的至少交叠区域具有高度均匀的灰阶分布时防止进行处理的效果。这是当成像区域仅包括软组织、脂肪等时的情况。

[0112] 在此情况下,由于在图像中或者至少在交叠区域中不存在可识别的图案,所以图像在结构细节上差,并且配准和拼接可能不能适当进行。

[0113] 可以选择多种操作方式。

[0114] 根据进行的第一方式,当执行拼接算法时,对要被配准和拼接的相邻图像的相对位移进行比较以使得阈值最大化,并且如果这些阈值被超过,则设置告警以通知用户结果可能不正确。告警可以仅仅是在屏幕上显示的消息,或者可以还伴随着有声音信号或者其他信号通知手段。

[0115] 根据进一步操作方式,在两个相邻图像匹配的情况下,本发明提供如下告警,该告警基于解剖学区域的选择以及所述区域包括可能导致至少在交叠区域中的高均匀性的情形组织的可能性。

[0116] 在优选实施方式中,依赖于对对应于获取的一个子体积或者多个子体积的图像中的灰阶分布的自动质量分析的结果,执行产生告警信号和/或类似于停止扫描处理的其他动作。

[0117] 优选地在进行针对随后的子体积的图像数据的获取之前进行这个分析,以避免在配准处理的结果不可靠时使患者不必要地暴露于辐射。

[0118] 多个不同标准可以相互组合或者代替地使用,以确定图像的质量值。

[0119] 由于图像像素或者体素(voxel)由表示灰阶的值以及它们在二维或者三维矩阵中的位置来标识,所以能够使用各种算法来计算表示在图像中或者其一部分中的灰阶分布的值。

[0120] 经验确定的灰阶分布质量值可以与获取的子体积进行比较,以确定在获取的图像中的灰阶分布是否在允许正确进行拼接处理的范围内。

[0121] 例如,可以使用灰阶的简单平均值,或者体积平均值,或者较复杂的函数,诸如像素或者体素矩阵的特征值、梯度和作为矩阵的特征的估量的其他参数。

[0122] 类似地,可以使用专家算法(诸如分类算法、预测算法或者类似算法)以确定与灰阶分布有关的图像的质量。

[0123] 自动评估图像中的灰阶的分布质量的另一个另选方式是,实验地产生在对应于各种条件和/或组织和/或解剖学区域的目标区域中或者对象的图像中灰阶分布的样本的直方图,并且产生针对所述样本灰阶分布的查找表。通过以下方式来评估获取的图像是否具有需要的质量以被拼接算法正确处理,即,通过将获取的图像的灰阶分布的直方图与表示所述样本灰阶分布的直方图进行简单比较,并且确定所述样本灰阶分布中的哪个是最接近所获取的图像的灰阶分布。因而如果最接近的样本灰阶分布是使得处理不可靠的分布,则

发出告警信号和/或进行类似于停止扫描处理的任何其他动作。

[0124] 总体而言,该方法的以上改进在于:

[0125] 限定当由拼接算法处理时相邻子体积的两个图像会经受的相对位移的可能种类;

[0126] 确定拼接算法被认为已经正确执行的、所述可能种类的相对位移的每个的幅度的范围;

[0127] 产生所述种类的位移以及拼接算法被认为已经正确执行的、可能幅度的对应的范围的表格;

[0128] 确定相邻子体积的获取的图像的相对位移的种类,并且测量所述相对位移的幅度;

[0129] 确定针对各个种类的位移的所述测量到的幅度是否在对应的范围内;

[0130] 当至少一个种类的位移的测量到的幅度具有在对应的幅度范围之外的值时,产生告警信号。

[0131] 这些方法步骤可以由软件进行,其由执行拼接处理的同一计算机来执行。

[0132] 可选地建议或者停止相对于针对随后的子体积的图像的获取的扫描处理。

[0133] 根据变形例,其中用于确定拼接是否能够正确进行的标准是图像中的灰阶分布的非均匀性的级别,该方法包括以下步骤:

[0134] 实验性地确定图像中的许可灰阶分布,以允许正确地进行拼接处理;

[0135] 设定用于估计两个灰阶分布的相似性的容限;

[0136] 测量至少一个第一子体积的图像的灰阶分布,或者该第一子体积与随后的子体积的交叠部分的至少一部分的灰阶分布;

[0137] 将测量到的灰阶分布与实验确定的灰阶分布进行比较;

[0138] 如果测量到的灰阶分布与最类似的许可灰阶分布之间的差异大于用于评估两个灰阶分布的相似性的容限,则产生告警信号;

[0139] 可选地建议或者停止相对于针对随后的子体积的图像的获取的扫描处理。

[0140] 可以根据很多不同算法来计算用于评估两个灰阶分布的相似性的容限,这些算法的示例可以是标准差或最小平方函数或其他度量。

[0141] 代替使用用于确定两个直方图的相似性的度量,还可以使用分类算法或者预测算法。

[0142] 数值地表示灰阶分布的方式是直方图,其中表示了具有落入特定灰阶范围的灰阶的像素的总数。

[0143] 根据以上公开的进一步变形例,该方法包括以下步骤:

[0144] 确定图像的唯一的质量值作为所述图像的各个像素或者体素的灰阶的函数;

[0145] 针对拼接算法正确工作的图像,实验地确定许可质量值的范围;

[0146] 计算针对第一子体积的图像的质量值;

[0147] 将所述计算质量值与实验地确定的针对质量值的许可值的范围进行比较;

[0148] 当针对所获取的第一子体积的图像计算的质量值落在所述实验地确定的许可质量值的范围之外时,产生告警信号;

[0149] 可选地获取建议或者停止相对于针对随后的子体积的图像的扫描处理。

[0150] 如上面已经讨论的,很多不同种类的函数可以用于计算质量值。

[0151] 还可以使用表示图像的像素或者体素的灰阶分布的直方图的数据来计算质量值。在此情况下,函数可以是简单平均函数或者其他非线性平均函数。

[0152] 并且对于以上另选方法,执行该方法的方式可以是由计算机执行的软件的形式,并且优选地由执行拼接和融合软件的、并且可选地还控制成像设备的同一计算机来执行。

[0153] 作为另选,可以由能够执行该方法步骤的硬件架构来代替硬件/软件构造。

[0154] 重要的是,注意可以使用所述不同方法的组合。此外,当考虑质量标准和用于它们的评估的函数的选择时,多种不同标准可以组合,并且多种不同评估函数也可以组合,并且根据例如各个不同评估函数或者方法的数值结果的加权和,这个评估的结果被总结在最终值中。

[0155] 类似地,当考虑用于通过确定相邻子体积的图像的不同种类的可能相对位移的幅度来验证配准处理的方法时,各个种类的位移的测量到的幅度与对应范围或者阈值值的比较结果可以组合到最终全局值,其也可以通过各个种类的位移的结果的加权组合来获得。此外,可以进行选择使得为了将错误或者不可靠的配准处理结果考虑在内,不同种类的位移中的至少两个或者多于一个应当示出非许可幅度,并且应当对该数据与根据特定度量计算的参数值的绝对值进行组合,使得针对验证处理两种标准被考虑在内,即,来自许可幅度的范围的差异,并且针对多少不同种类的位移,已经测量到了非许可的幅度的值。

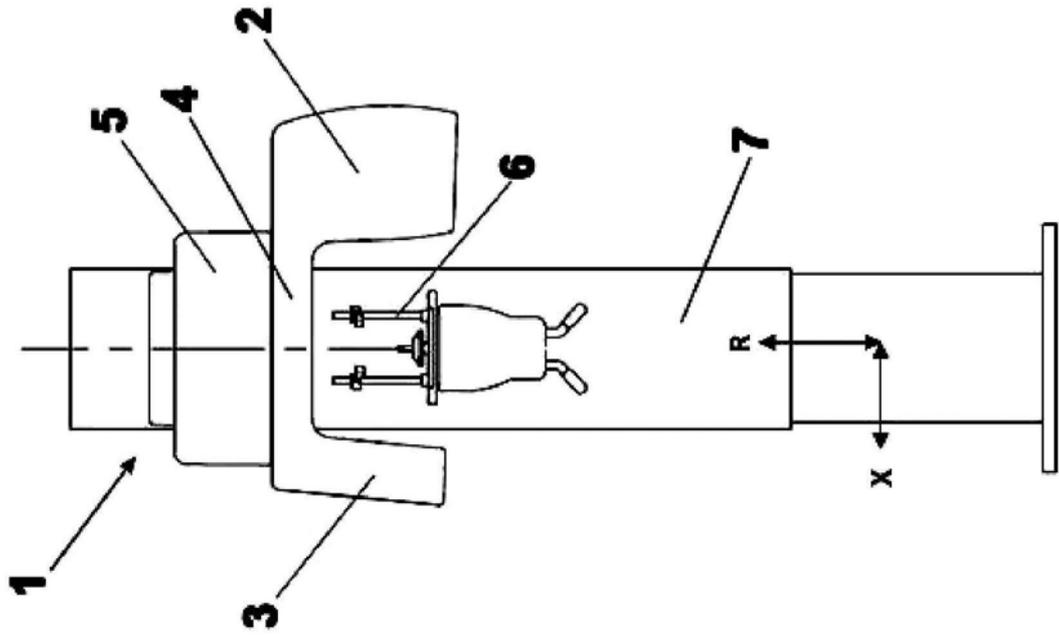


图1

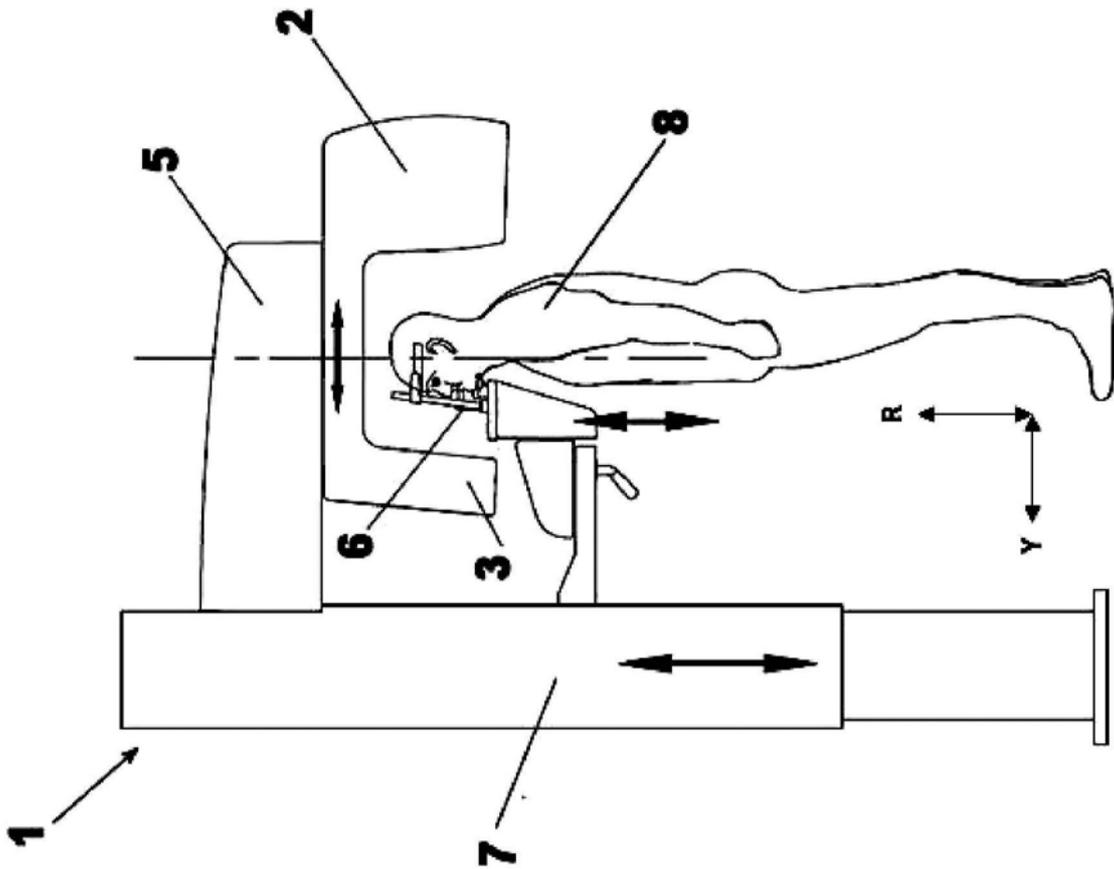


图2

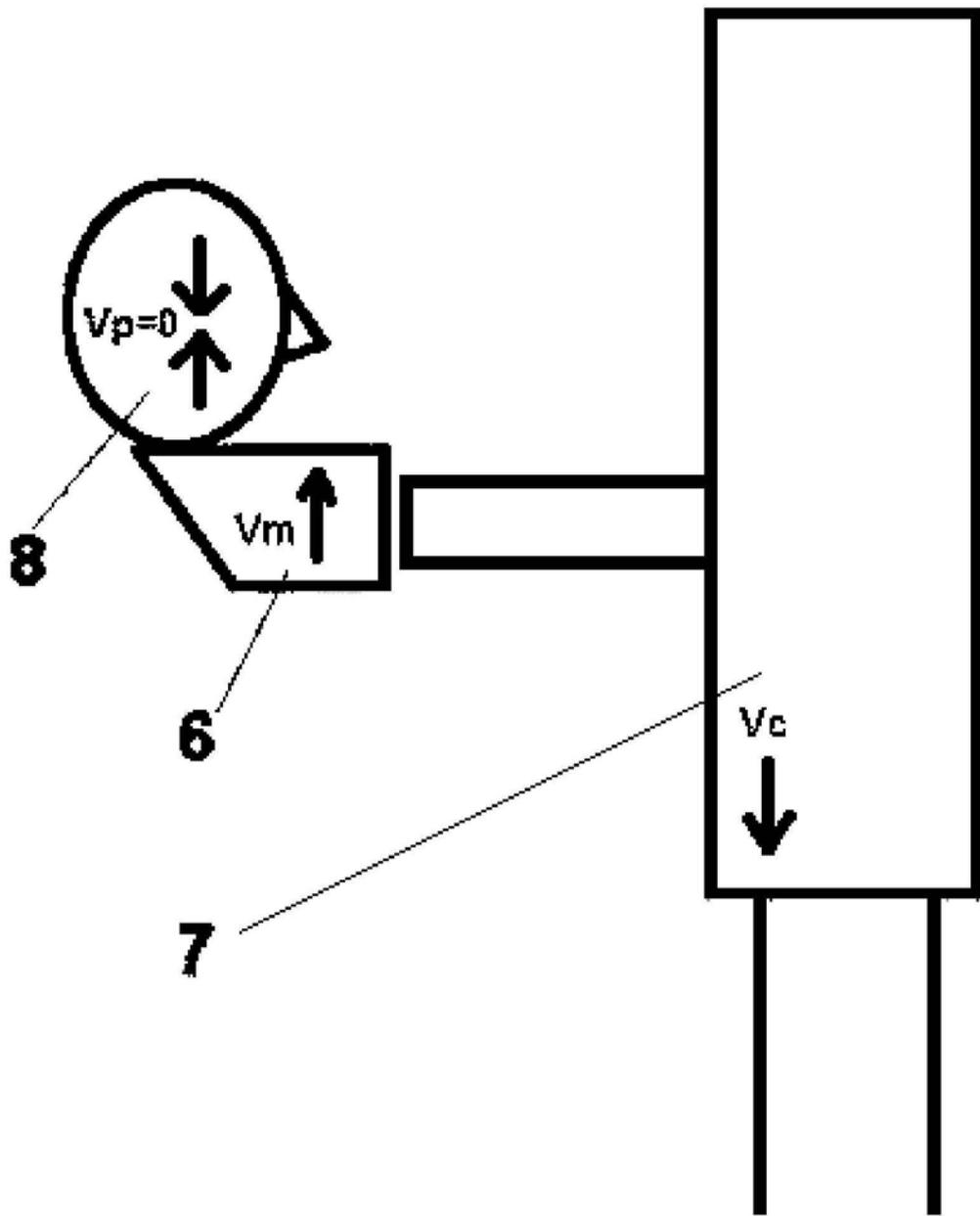


图3

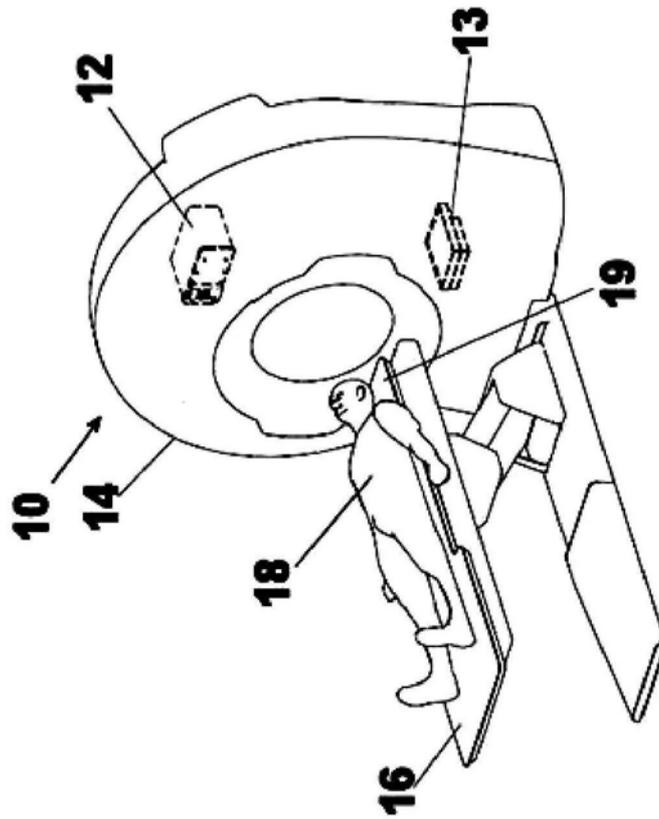


图4

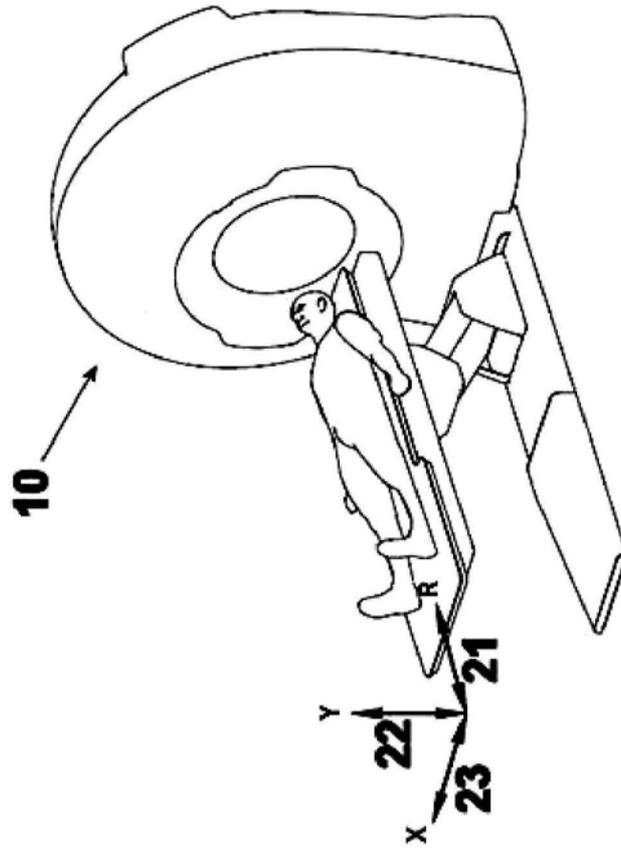


图5

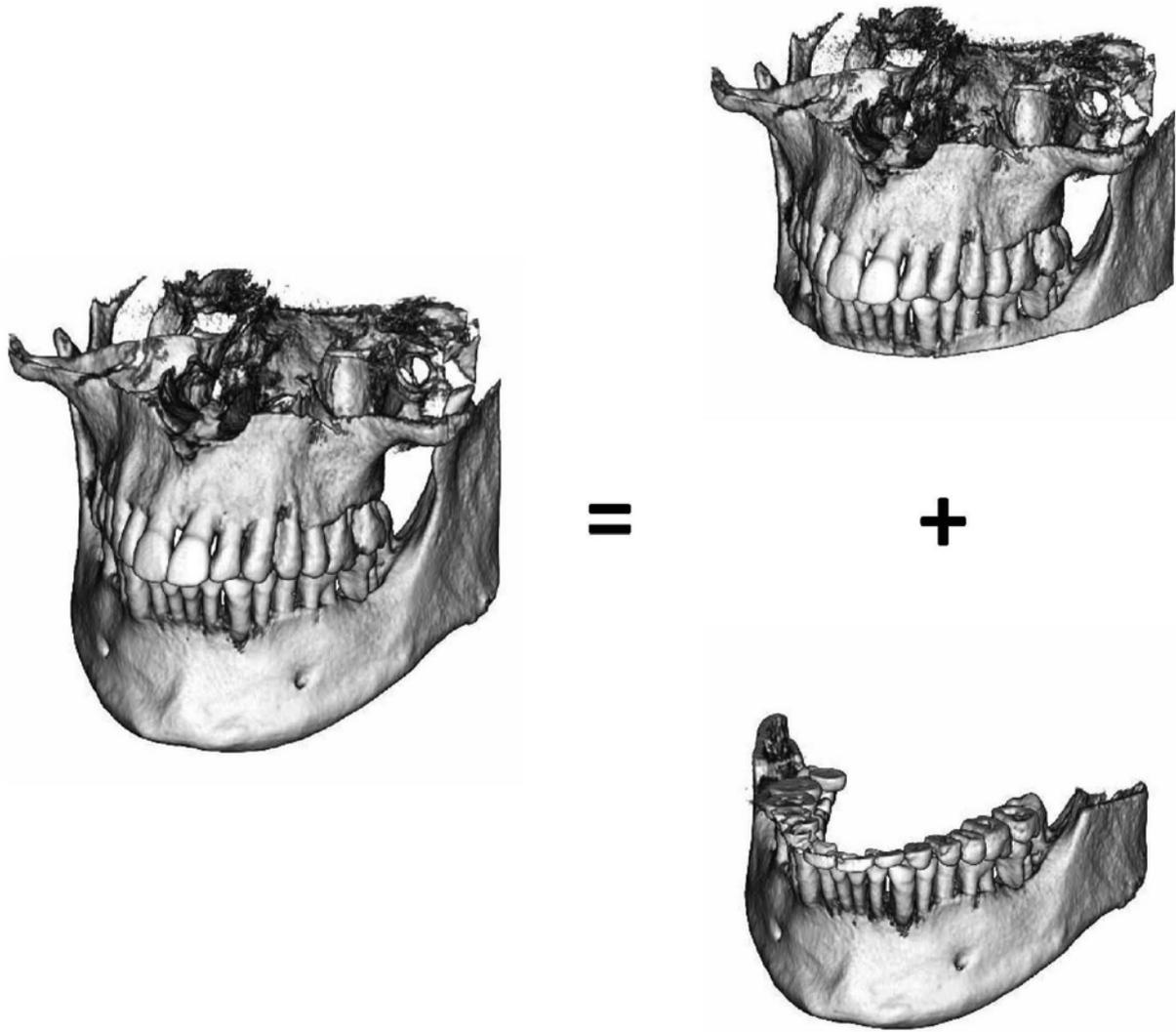


图6

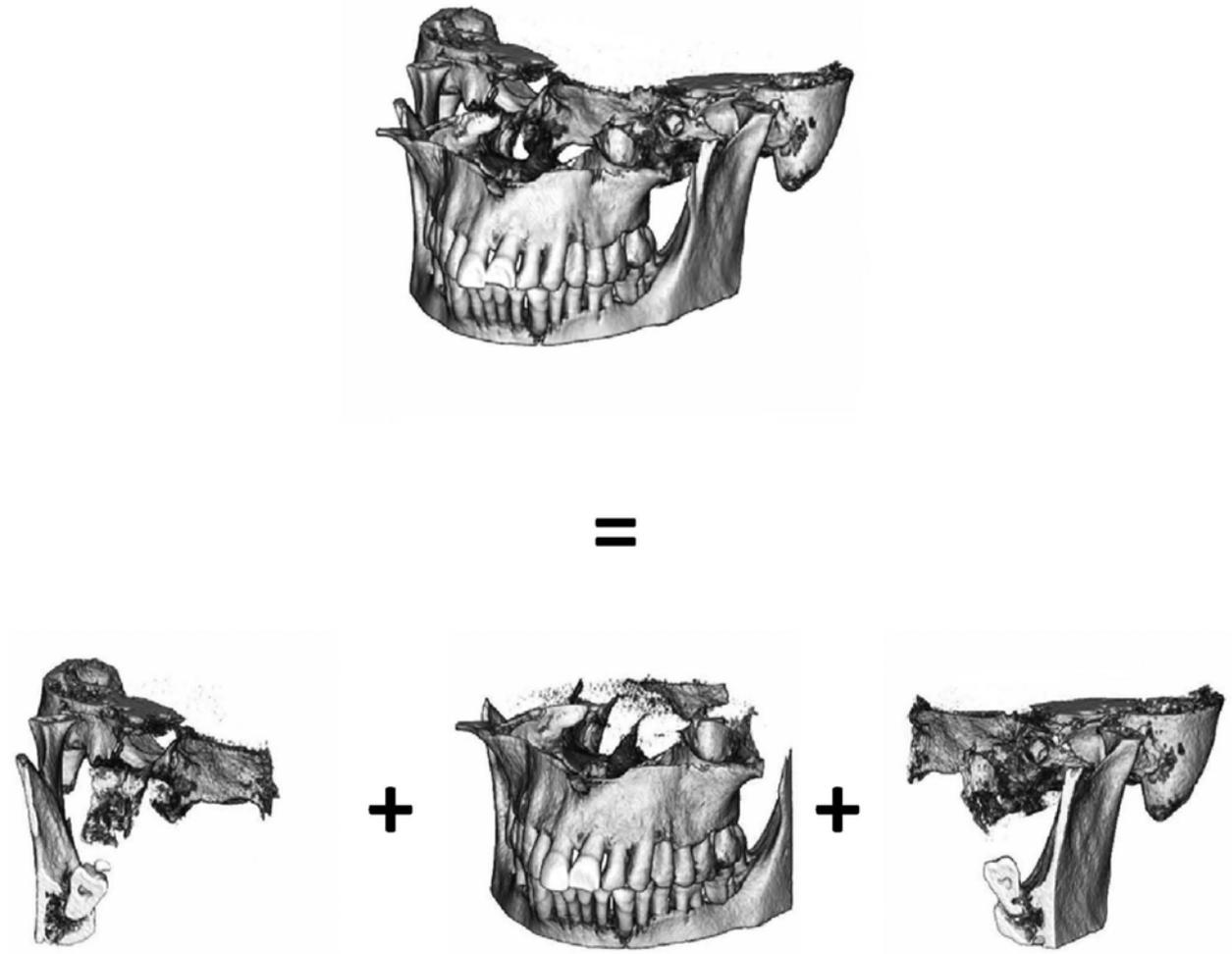


图7

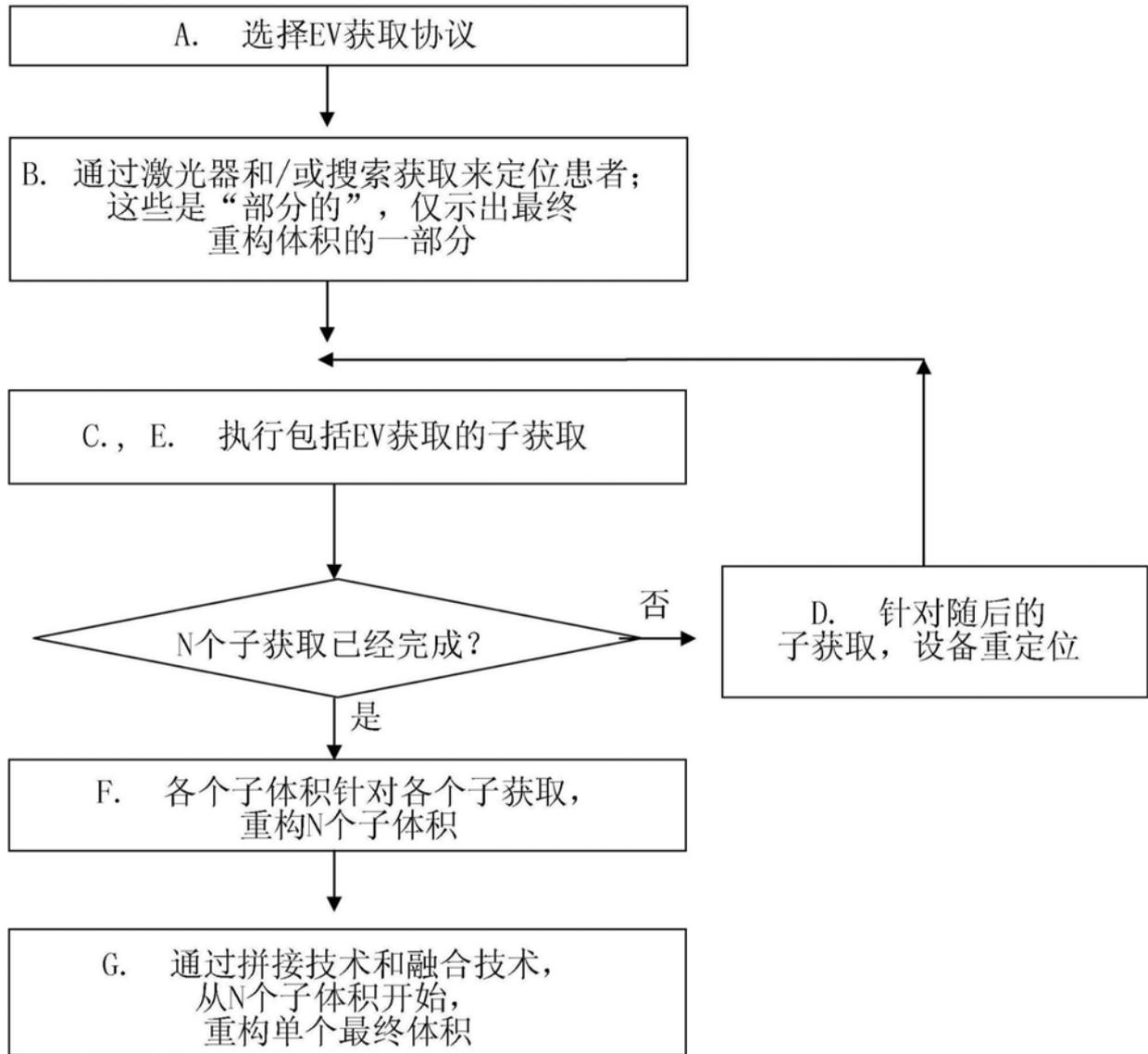


图8

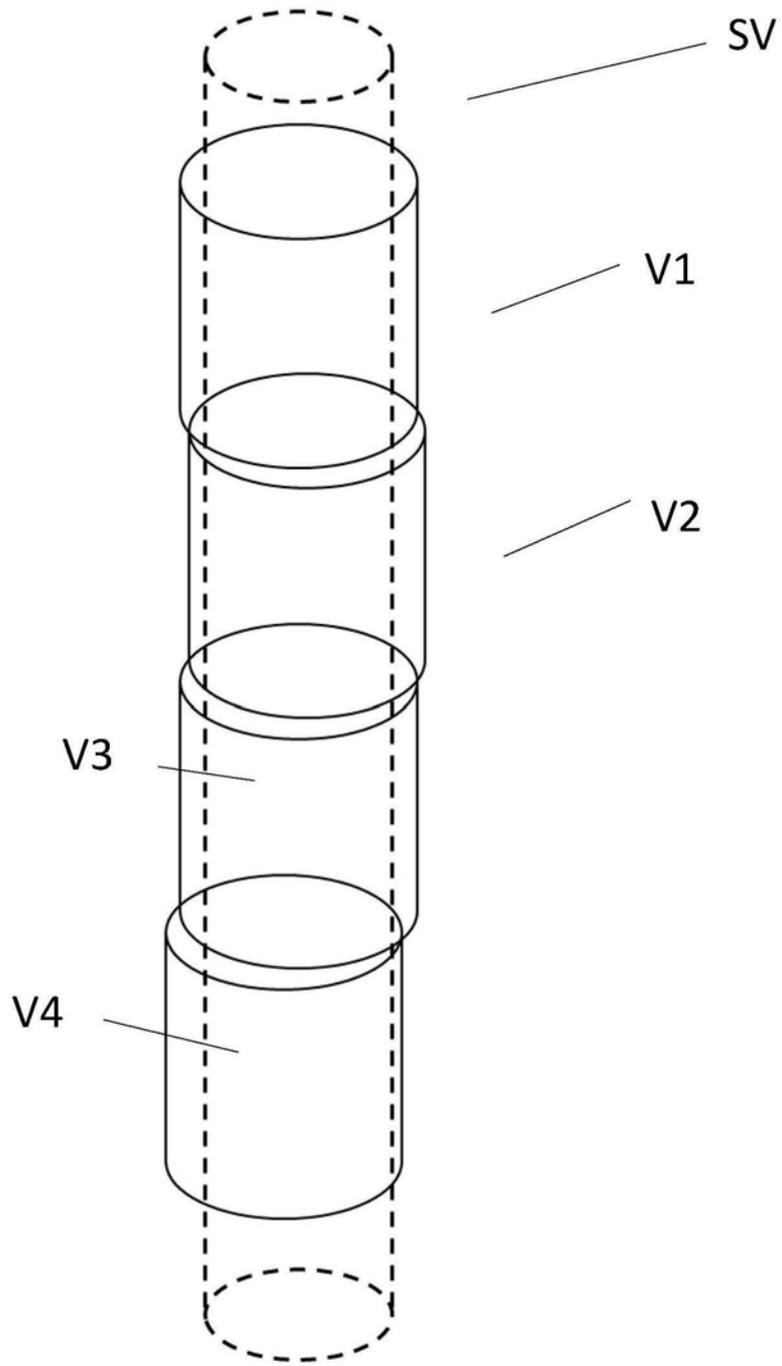


图9