



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103596501 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 19

(21) 申请号 201280021759. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 05. 04

A61B 6/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

1107385. 5 2011. 05. 04 GB

61/482, 276 2011. 05. 04 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 11. 04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2012/058242 2012. 05. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/150336 EN 2012. 11. 08

(71) 申请人 美特瑞公司

地址 比利时鲁汶

(72) 发明人 米歇尔·汉森斯

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 纪晓峰

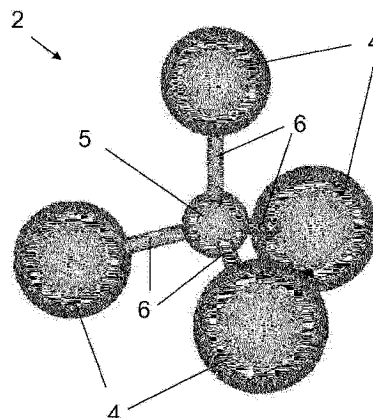
权利要求书2页 说明书21页 附图11页

(54) 发明名称

成像校准设备

(57) 摘要

本发明涉及校准设备、其用途以及用于从成像设备（例如 x 射线放射摄影仪）所获得的数据的在线几何和灰度值校正的方法。根据本发明的校准设备包括两个或更多个已互连的校准组件的组以及用于在身体上安装所述组的校准组件的装置。



1. 一种用于图像校正的方法,包括以下步骤:
 - i) 提供图像,其中,所述图像包括一组或多组两个或更多个不相同的已互连的校准组件的图像,其中,所述两个或更多个不相同的校准组件至少射线不透性不同;以及
 - ii) 基于从所述校准组件的所述图像的几何以及灰度值的测量所获得的信息来校正所述图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其包括:
 - 标识所述图像中的两个或更多个校准组件;
 - 确定所述图像中的所述两个或更多个组件的位置和灰度值;
 - 基于所确定的灰度值与所计算的灰度值之间的差来计算灰度值误差;以及
 - 对所述图像应用所述校正。
3. 根据权利要求1或2所述的用于图像校正的方法,其中,步骤i)包括:提供图像,其中,所述图像包括一组或多组三个或更多个不相同的校准组件的图像,其中,所述两个或更多个不相同的校准组件至少射线不透性不同并且互连以形成固定三维几何图。
4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其包括:
 - 标识所述图像中的至少三个校准组件;
 - 确定每个校准组件的3D位置;
 - 计算所述图像上的几何误差;以及
 - 对所述图像应用所述校正。
5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的方法,其中,所述图像包括患者的至少一部分的图像,并且所述校正包括:提供关于所述患者的所述部分的位置和形状的信息。
6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的方法,其中,所述校正还基于对所述图像中多于一个的区域中的误差的确定。
7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的方法,其中,所述校正是在线校正。
8. 一种用于成像例如用于医学成像的校准设备,包括两个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件的组,其中,所述校准组件中的至少两个具有在0与1之间并且不包括0和1的不同的射线不透性。
9. 根据权利要求8所述的校准设备,包括三个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件的组,其中,所述校准组件中的至少两个具有在0与1之间并且不包括0和1的不同的射线不透性,并且其中,所述组还包括用于互连所述校准组件以形成固定三维几何图的装置。
10. 根据权利要求8或9所述的校准设备,其还包括:用于在身体上定位和/或安装所述组的校准组件的分立部件。
11. 根据权利要求8至10中的任一项所述的校准设备,其中,所述已互连的校准组件具有固定相对位置。
12. 根据权利要求8至11中的任一项所述的校准设备,其中,所述校准组件包括选自球体和杆的一个或多个元件。
13. 根据权利要求8至12中的任一项所述的校准设备,其中,所述已互连的校准组件的中心或纵轴分别形成假想多面体的顶点或边。
14. 根据权利要求13所述的校准设备,其中,所述组的已互连的校准组件形成四面体。

15. 根据权利要求 13 或 14 所述的校准设备,其中,所述组的已互连的校准组件形成具有放置在多面体内的至少一个校准组件的多面体。

16. 根据权利要求 8 至 15 中的任一项所述的校准设备,其中,所述校准组件中的至少一个是空心体。

17. 根据权利要求 8 至 16 中的任一项所述的校准设备,还包括:壳体,所述壳体用于支撑两个或更多个所述校准组件。

18. 根据权利要求 17 所述的校准设备,其中,所述壳体包括:用于在身体上定位所述壳体的患者特异性接合表面。

19. 根据权利要求 8 至 18 中的任一项所述的校准设备,其中,所述校准组件中的至少一个的外径与另一校准组件的外径不同。

20. 根据权利要求 8 至 19 中的任一项所述的校准设备,包含至少两组校准组件。

21. 根据权利要求 8 至 20 中的任一项所述的校准设备,其中,所述用于定位和/或安装所述组的校准组件的专用部件是衣服。

22. 根据权利要求 8 至 21 中的任一项所述的校准设备,其中,所述校准组件适用于身体的感兴趣的特定组织或骨类型或特定区域。

23. 一种校准设备,包括具有 0 与 1 之间但不包括 0 和 1 的 x 射线射线不透性的至少五个不相同球体的组,其中,所述球体以这样的方式互连或可互连:所述球体中的至少四个的中心形成假想多面体的顶点,并且所述球体之一位于所述多面体内部。

24. 根据权利要求 8 至 22 中的任一项所述的校准设备用于对从 X 射线、超声、CT 和 MRI 所获得的数据的量化测量的用途。

25. 具有固定相对位置的三个或更多个不相同的几何物体用于通过医学成像方法所获得的图像的几何和灰度值校正的用途,所述几何物体中的至少两个具有在 0 与 1 之间的不同的射线不透性。

26. 根据权利要求 25 所述的用途,其中,所述几何物体选自球体和杆。

成像校准设备

技术领域

[0001] 本发明涉及校准设备、其用途以及用于从成像设备（例如 x 射线放射摄影仪、超声波检查仪、MRI 或 CT）所获得的数据的在线几何和灰度值校正的方法。

背景技术

[0002] 传统上，例如 x 射线放射摄影术的医学成像技术主要用于定量测量和诊断，例如，以查看骨是否损坏，或查看肿瘤是否存在。然而，用于定量测量的 x 射线成像的现代应用已经带来了涉及 x 射线成像的精度的新的要求。

[0003] 首先，几何精度在尺寸测量法中是一个普遍的问题。如果图像的几何精度优异，则可以例如通过将图像上的距离乘以特定比例因子而从物体的图像上的两个特征之间的距离无歧义地推导该物体上的这些特征之间的距离。然而，归因于机械和光学效应，放射摄影图像（例如 x 射线图像）可能失真。已知的效应是枕形效应以及各个身体部分相对于它们距成像表面的距离的放大或缩小。结果是：图像上的特定距离未给出真实距离（例如特定解剖部分的尺寸）的精确估计。因此，未校准的 x 射线图像仅提供定性信息，而不是定量信息。

[0004] 第二个问题是放射摄影图像的灰度值精度。例如归因于辐射源的不均匀性或放射摄像板或检测器的不稳定的灵敏度，灰度值可以在不同的测量之间并且甚至在单次测量内变化。

[0005] 作为有限精度的结果，当对在不同时间所拍摄的相同身体部分的两个 x 射线图像进行比较时，例如难以在肿瘤的大小的百分之五的增加或减少之间进行区分。另一方面，当测量骨质疏松症时，我们可以基于特定图像区域中的灰度值来发现骨密度，但不能对该图像中的灰度级别与在稍后时间所拍摄的图像中的级别进行比较。原理上，可以通过一致地使用校正过的 x 射线机器来解决该问题。实际上，这是如此棘手以至于其鲜有使用。

[0006] 过去，对于这些问题中的一些已经提出了解决方案。

[0007] 美国专利申请 2008/273665 (Rolle, Boots) 描述了一种利用附连到柔性部件的已知尺寸的球体来精确地测量经历放射摄影过程的患者的解剖的设备和方法。球体被操控到正确的位置中并且在该过程期间保持静止。美国专利 6459772 (Wiedenhoefer 等人) 描述了一种放射摄影基准标记器，包含可透射线的壳体中所包含的已知大小的球体。球体在与 x 射线的解剖靶标相同的平面上附连到患者。虽然这些发明可以用于确定图像的放大或缩小，但它们不允许图像中的几何失真的更严格的校正，并且标记器的高射线不透性不允许灰度值校正。此外，虽然这些设备提供用于相对于身体定位标记器的高自由度，但它们不提供以可再现方式来进行该操作的手段。此外，这些技术仅在图像的一个区域内提供基准标记器。

[0008] 美国专利 5951475 (Gueziec 等人) 描述了用于使用包括不透射线标记器的校准设备来几何地校准 x 射线投影图像的方法和系统，其中，所述校准设备可以由机器人操控。然而，该系统需要特殊并且昂贵的设备，并且还需要获得感兴趣区域的多个图像。此外，该系

统仅允许几何校准,而不是灰度值校正。

[0009] 相应地,需要用于图像校准的改进方法和工具。

发明内容

[0010] 本发明涉及成像校准设备以及用于通过成像技术所获得的数据的校准的方法。更具体地说,方法和工具包括通过成像技术(例如放射摄影术、超声、x 射线计算机断层扫描(CT)以及磁共振成像(MRI))所获得的数据的(在线)几何和/或灰度值校正。

[0011] 根据一方面,提供用于物体的图像的校正和/或校准的方法,其使用具有所指定的射线不透性以及几何位置的校准组件。在特定实施例中,所述方法可以包括以下步骤:

[0012] I) 提供图像,其中,所述图像包括一组或多组两个或更多个不相同的已互连的校准组件的图像;以及

[0013] II) 基于从所述校准组件的图像的测量所获得的信息来校正所述图像。

[0014] 更具体地说,所述图像包括物体的图像以及一组或多组两个或更多个不相同的已互连的校准组件的图像,并且物体的图像基于从所述校准组件的图像的测量所获得的信息而被校正。

[0015] 典型地,所述两个或更多个不相同的已互连的或校准组件至少射线不透性不同。

[0016] 在特定实施例中,校准组件的组中的至少一个包括三个或更多个不相同的校准组件,其中,两个或更多个至少射线不透性不同,并且所述三个校准组件互连以形成固定三维几何图。

[0017] 在特定实施例中,步骤 I) 可以包括:提供图像,其中,所述图像包括如本文所描述的一组或多组校准组件的图像。在特定实施例中,提供的方法是用于患者的感兴趣区域的至少一部分的图像的校正和/或校准的方法,并且步骤 I) 包括以下步骤:

[0018] a. 将如本文所描述的医学成像校准设备应用于感兴趣区域中的患者;以及

[0019] b. 获取包括所述医学成像校准设备的感兴趣区域的图像。

[0020] 在特定实施例中,用于如本文所提供的图像校正的方法包括图像的灰度值校正。在进一步的实施例中,所述方法可以包括以下步骤:

[0021] • 标识所述图像中的两个或更多个校准组件;

[0022] • 确定所述图像中所标识的校准组件的灰度值;

[0023] • 基于所确定的灰度值与所计算的灰度值之间的差来计算灰度值误差;

[0024] • 对所述图像应用所述校正。

[0025] 在特定实施例中,所述方法可以包括:使用包括一组或多组两个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件的成像校准设备,其中,所述不相同的已互连或可互连的校准组件射线不透性不同。

[0026] 在特定实施例中,根据本发明的用于图像校正的方法包括图像的几何校正。在进一步的实施例中,所述方法可以包括以下步骤:

[0027] • 标识所述图像中的至少三个校准组件;

[0028] • 确定每个校准组件的 3D 位置;

[0029] • 计算所述图像上的几何误差;以及

[0030] • 对所述图像应用所述校正。

[0031] 在特定实施例中,提供用于校正和 / 或校准图像的方法,所述方法包括:

[0032] I) 提供图像,其中,所述图像包括一组或多组两个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件的图像;以及

[0033] II) 基于从所述校准组件的所述图像的所述几何以及灰度值的测量所获得的信息来校正图像。

[0034] 在特定实施例中,提供用于图像校正的方法,其为用于校正患者(的至少一部分)的图像的方法,并且可以包括:提供关于患者(的有关部分)的位置和形状的信息。

[0035] 在特定实施例中,本文所提供的用于图像的校正和 / 或校准的方法进一步基于确定图像中的多于一个的区域中的误差。

[0036] 在特定实施例中,所提供的用于图像校正的方法可以还包括从图像移除所述校准组件的图像的步骤。在特定实施例中,所述校正是在线校正。

[0037] 在另一方面中,提供校准设备,其包括两个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件的组,其中,至少两个校准组件具有在 0 与 1 之间并且不包括 0 和 1 的射线不透性。更具体地说,所述设备的两个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件至少具有不同的射线不透性。在进一步的特定实施例中,所述组包括三个或更多个不相同的校准组件,并且还包括用于互连所述校准组件以形成固定三维几何图的装置。

[0038] 所述校准组件的组可以还包括用于在身体上安装和 / 或定位所述校准组件的组的装置,更具体地说,分立结构。在特定实施例中,所述已互连的校准组件具有固定相对位置。

[0039] 本文所要求保护的校准设备允许图像(例如医学图像)的几何和 / 或灰度值校正。更具体地说,它们允许图像的几何和灰度值校正的组合。在特定实施例中,本发明的设备允许校正物体中的局部不均一性。这明显地增强了图像的质量,这在医学图像的情况下是尤其感兴趣的。因此,在特定实施例中,本文所要求保护的医学成像校准设备的用途是增加医学图像的质量。

[0040] 在特定实施例中,本文所要求保护的校准设备可以用于图像(例如医学图像)的灰度值校正。在特定实施例中,所述组中的至少两个校准组件具有不同的射线不透性。在特定实施例中,所述校准组件是球形的。

[0041] 在特定实施例中,所述已互连的校准组件的中心或纵轴(即当互连时)分别形成假想多面体的顶点或边。在进一步的实施例中,所述已互连的校准组件的中心形成假想多面体的顶点。在特定实施例中,所述已互连的校准组件形成四面体。在特定实施例中,所述已互连的校准组件的组形成具有放置在多面体内部的至少一个校准组件的多面体。在进一步的实施例中,所述已互连的校准组件的组形成具有放置在多面体的中心中的至少一个校准组件的多面体。

[0042] 在特定实施例中,所述校准组件中的至少一个是空心体。在进一步的实施例中,至少一个校准组件的外径与内径的比率与另一校准组件的外径与内径的比率不同。

[0043] 在特定实施例中,至少一个校准的外径与另一校准组件的外径不同。

[0044] 有利地,本文所要求保护的校准设备可以用于(独立地)校正一个图像中的不同区域。以此方式,图像的一个区域中的局部不均一性不影响图像的另一部分中的校正。为了确保该效果,在特定实施例中,根据本发明的校准设备包括至少两组校准组件。

[0045] 在特定实施例中,所述校准组件由包含金属、金属氧化物或金属硫酸盐颗粒的聚合物制成。

[0046] 在特定实施例中,所要求保护的校准设备还包括:壳体,其覆盖所述校准组件的至少一部分。在特定实施例中,所述壳体可以包括促进所述设备在感兴趣物体(例如人身体部分)上的定位的部件。在特定实施例中,所述壳体包括(患者特异性)接合表面。

[0047] 在特定实施例中,用于安装一组或多组校准组件的装置是衣服。

[0048] 在具体实施例中,根据本发明的校准设备中的校准组件适用于身体的感兴趣的特定组织类型或特定区域。

[0049] 在特定实施例中,根据本发明的校准设备包括具有 0 与 1 之间但不包括 0 与 1 的 x 射线不透性的至少五个不同的球体的组,其中,所述球体以这样的方式互连或可互连:所述球体中的至少四个的中心形成假想多面体的顶点,并且一个球体位于所述多面体内部。

[0050] 提供本文所描述的医学成像校准组件的用途的另一方面,用于对 x 射线、超声、CT 和 MRI 所获得的数据的定量测量。

附图说明

[0051] 对本发明具体实施例的附图的以下描述在本质上仅仅是示例性的,并且不意图限制本发明的教导、它们的应用或用途。贯穿附图,相应的附图标记指示相同或对应的部分和特征。

[0052] 图 1 放射摄影成像的图示,示出辐射源(7)、x 射线辐射束(8)、感兴趣区域(9)以及检测器(10)。

[0053] 图 2 根据本发明特定实施例的医学成像校准设备(1),包括若干组(2)校准组件,以及用于在身体上安装所述组的校准组件的装置(3)。

[0054] 图 3 根据本发明特定实施例的已互连的校准组件(4,5)的组(2),包括四个外部校准组件(4)、内部校准组件(5)以及内部校准组件(5)与外部校准组件(4)之间的连接(6)。四个外部校准组件(4)的中心点形成假想多面体(即四面体)的顶点。内部校准组件(5)位于四面体的中心中。

[0055] 图 4 根据本发明特定实施例的已互连的校准组件(4,5)的组(2),包括五个外部校准组件(4)、内部校准组件(5)以及内部校准组件(5)与外部校准组件(4)之间的连接(6)。五个外部校准组件(4)的中心点形成假想多面体(即(正方形)棱锥体)的顶点。内部校准组件(5)位于棱锥体的中心中。

[0056] 图 5 用于放射摄影图像的在线校正的根据本发明特定实施例的方法中的示例性步骤的流程图。

[0057] 图 6A-G:壳体(11)中所设置的根据本发明特定实施例的 4 个已互连的校准组件(4,5)的组(2)。

[0058] 图 7A-D:壳体(11)中所设置的根据本发明特定实施例的 4 个已互连的校准组件(4,5)的组(2)。

[0059] 图 8A-D:壳体(11)中所设置的根据本发明特定实施例的 4 个已互连的校准组件(4,5)的组(2)。

[0060] 图 9A、B:根据本发明特定实施例的已互连的校准组件(4,5)的多个组(2)的配

置。

[0061] 图 10A-C :壳体 (11) 中所设置的根据本发明特定实施例的已互连的校准组件 (4, 5) 的组 (2)。

[0062] 在附图中,使用以下编号:

[0063] 1- 校准设备;2- 校准组件的组;3- 用于安装的装置;4,5- 校准组件;6- 连接;7- 辐射源;8- 辐射束;9- 感兴趣区域;10- 检测器;11- 壳体;12- 接合表面;13- 盖子。

具体实施方式

[0064] 将关于特定实施例来描述本发明,但本发明不限于此,而是仅由权利要求限定。权利要求中的任何附图标记不应理解为限制其范围。

[0065] 当在本文中使用时,单数形式“一个”、“某个”以及“所述”包括单数和复数指代物,除非上下文另外清楚指明。

[0066] 当在本文中使用时术语“包括”以及“由... 构成 (comprised of)”与“包含”或“含有”同义,并且是包括性或开放式的,并且不排除附加的、未陈述的成员、要素或方法步骤。术语“包括”、“包含”和“由... 构成”还包括术语“由... 组成”。

[0067] 此外,说明书和权利要求书中的术语第一、第二、第三等用于在相似要素之间进行区分,并不一定用于描述相继或按时间的顺序,除非指定。应理解,如此使用的术语在适当的情况下是可互换的,并且在此所描述的本发明实施例能够以除了在此所描述或示出的之外的顺序而操作。

[0068] 当在本文中使用时术语“大约”当指可测量值(例如参数、量、时间持续时间等)时表示涵盖 $\pm 10\%$ 或更少,优选地 $\pm 5\%$ 或更少,更优选地 $\pm 1\%$ 或更少,并且再更优选地 $\pm 0.1\%$ 或更少的和距所指定的值的变化,以至这些变化在公开的本发明中适于实施的程度。应理解,修饰语“大约”所指的值自身也是具体地并且优选地公开的。

[0069] 由端点所述及的数值范围包括各个范围内归入的所有数字和小数以及所述及的端点。

[0070] 本说明书中所引用的所有文献的全部内容通过引用而合并于本文中。

[0071] 除非另外定义,在公开本发明中所使用的所有术语,包括技术和科学术语,具有如本发明所属领域的普通技术人员所普遍理解的意义。通过进一步的指导,包括用于说明书中所使用的术语的定义以更好地理解本发明的教导。本文使用的术语或定义仅提供用于辅助理解本发明。

[0072] 贯穿说明书对“一个实施例”或“实施例”的提及表示本发明至少一个实施例中包括结合实施例描述的特定特征、结构或特性。因此,贯穿本说明书在各个地方出现短语“在一个实施例中”或“在实施例中”不一定但可以全部指同一实施例。此外,在一个或多个实施例中,如本领域技术人员从本公开显而易见的那样,以任何合适的方式可以组合特定特征、结构或特性。此外,如本领域技术人员应理解的那样,虽然在此描述的一些实施例包括其它实施例中包括的一些但非其它特征,但不同实施例的特征的组合意味着包含在本发明的范围内,并且形成不同实施例。例如,在权利要求中,可以通过任何组合来使用任一所要求保护的实施例。

[0073] 当在本文中使用时术语“灰度值”是指用于图像中的强度或强度变化的任何度量。

该强度可以表示为从白色到黑色的特定灰度等级或例如如在伪色图像中的特定色调。强度也可以表示为特定数字。

[0074] 当在本文中使用时术语“组”当指校准组件的组时包括两个或更多个已互连或可互连的组件。

[0075] 当在本文中使用时术语“不透性”指物体或材料对于特定类型辐射的不透过性的度量。术语“射线不透性”尽管原则上特指 x 射线以及类似的辐射,但在本文中通常与“不透性”可互换地使用。不透性取决于所考虑的光的频率。不透性可以以包括质量衰减系数或吸收率的不同方式被量化。

[0076] 当在本文中使用时术语“比吸收率”是指当暴露于电磁辐射、声音、粒子或其它能量或物质时物体或解剖部分吸收能量的速率的度量。其被定义为每质量所吸收的功率,并且具有瓦特每千克的单位。比吸收率的值根据电磁辐射或声音的频率,或粒子或其它能量或物质的类型而变化。每当在此情况下提及比吸收率时,相应电磁辐射、声音、粒子或其它能量或物质就是医学成像技术中所使用的辐射、声音、粒子或其它能量或物质的类型。例如,在 x 射线放射摄影术中,电磁辐射是特定频率范围中的 x 辐射。

[0077] 当在本文中使用时术语“衰减系数”指表征光束、声音、粒子或其它能量或物质可以穿透材料或介质的容易程度的量。大衰减系数意味着波束随着其通过介质而快速地“衰减”(变弱),小衰减系数意味着介质对于波束是相对透明的。使用互易长度的单位来测量衰减系数。每当在此情况下提及衰减系数时,相应电磁辐射、声音、粒子或其它能量或物质就是成像技术中所使用的辐射、声音、粒子或其它能量或物质的类型。例如,在 x 射线放射摄影术中,电磁辐射是特定频率范围中的 x 射线辐射。

[0078] 对于本发明的应用可想象得到的成像技术包括例如放射摄影、超声、x 射线计算机断层扫描(CT)、温度记录法、磁共振成像(MRI)以及核医学(例如正电子发射断层扫描(PET))的技术。

[0079] 当在本文中使用时术语“医学成像”指用于创建人或动物身体(或其部分和功能)的技术和过程,典型地用于临床的目的(寻求揭示、诊断或检查疾病的医疗操作)或医学科学(包括正常解剖和生理学的研究)。

[0080] 当在本文中使用时术语“(医学)图像”指通过(医学)成像技术所获得的图像。术语“图像”还包括还当用于非医疗目的时通过放射摄影、超声、CT、温度记录法、MRI 和核医学所获得的图像。

[0081] 在一个方面中,提供成像校准设备。更具体地说,提供校准设备,其使得可以获得更具体地身体的感兴趣区域的 x 射线、超声、x 射线计算机断层扫描(CT)和/或磁共振成像(MRI)图像的改进的几何精度和灰度值精度。在特定实施例,所提供的成像校准设备是放射摄影校准设备。

[0082] 图 1 示出示例性放射摄影成像的示意性图示。(x 射线)辐射源(7)产生(x 射线)辐射束(8)。感兴趣区域(9)(例如身体部分)位于辐射源与检测器(10)之间。由于波束发散,因此检测器上的感兴趣区域的图像失真。例如,波束的边缘附近的感兴趣区域中的区域比波束的中心中的区域被放大得更多。此外,更靠近检测器的感兴趣区域中的区域比远离检测器的区域被放大得更少。波束源的不稳定性和不均一性可能导致图像中的进一步失真。因此,对于定量测量,需要校准图像。优选地,基于图像的不同区域中的误差(失真)

的测量来校准图像。

[0083] 本文所要求保护的校准设备包含两个或更多个（更具体地，三个或更多个）不相同的可互连或已互连的校准组件的组。更具体地说，在此可预期的校准设备包括至少一组两个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件，其中，两个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件具有不同的射线不透性。更具体地说，校准组件的射线不透性在 0 与 1 之间，并且不包括 0 和 1。可以通过不同方式（诸如但不限于材料的光密度、大小等）来确保射线不透性的差异，如以下将详述的那样。使用具有不同的射线不透性的至少两个校准组件进一步改进了灰度值校正。

[0084] 预期在使用校准设备期间，校准组件的位置相对于彼此是固定的。相应地，在校准组件被设置为单独可互连组件的情况下，所述组还包括用于互连所述校准组件以形成固定三维几何图的装置或部件。

[0085] 预期互连校准组件的不同实现方式。因此，组中的每个校准组件可以直接或间接地连接到组中的其它校准组件。例如，每个校准组件可以直接链接到组中的每个其它校准组件。在特定实施例中，组中的一些校准组件仅链接到该组中的一个另外的校准组件。因此，组中的一些校准组件可以间接地连接或可连接。例如，在三个校准组件的组中，第一组件可以直接连接到第二组件，第三组件也可以直接连接到第二组件，但不直接连接到第一组件。在该实施例中，在第一组件与第三组件之间存在间接连接。以此方式，连接的数量最小化，从而减少了归因于连接而导致的医学图像中的伪像的量。此外，所有组件可以直接连接或可连接到彼此。

[0086] 如上所述，在此预期的校准设备可以包括一个或多个校准组件。组件的数量将在某种程度上取决于校准设备的应用。包括 1 个或 2 个校准组件的组允许校准图像中的灰度级别，并且允许计算图像中的放大或缩小的程度（2 维（2D）校正）。对于 3D 几何校正，需要至少 3 个校准组件。因此，在特定实施例中，已互连的校准组件的组包括至少两个，更具体地，至少三个校准组件。根据本发明的设备中存在四个校准组件允许灰度值和几何校正，并且允许评估医学成像设备的校准。因此，在特定实施例中，已互连的校准组件的组包括至少四个校准组件。五个校准组件的组允许完全空间、3D 和灰度值校正，无需关于医学成像设备的校准的进一步信息。因此，在特定实施例中，已互连的校准组件的组包括至少五个校准组件。除了上述情况之外，还应注意，空间伪像的校正精度随着在图像中的不同位置处所提供的校准组件的数量而进一步增加。因此，还预期在特定实施例中，在根据本发明的设备中提供 6、7、8、9、10 或更多个校准组件的组。

[0087] 在每个组内，提供校准组件，使得它们可以相对于彼此而设置在一个或多个固定位置中。在特定实施例中，当互连时，校准组件不触碰彼此。实际上，图像中的校准组件的重叠应最小化，并且如果可能，应避免。优选但并不要求的是（如以下所示）各校准组件或至少其部分之间的距离是医学图像上的至少 10 个像素。此外，校准组件的大小优选地是这样的：每个校准组件的大小是图像中的若干像素，优选地 10 个或更多个像素。典型地，如果校准组件在图像中的更多像素上伸展，则几何和 / 或灰度值校准的精度增加。

[0088] 各校准组件之间的连接的性质不是关键。例如，校准组件可以由连接元件（例如，但不限于直的或弯曲的销（pin）或杆）连接。另外地或备选地，可以经由各校准组件之间的直接接触来获得组中的两个或更多个校准组件的连接。当校准组件中的至少一个是杆状

时,各校准组件之间的直接接触是特别合适的。

[0089] 在特定实施例中,校准设备的组被设置为不可逆固定的互连结构,由此可以通过任何方式(例如胶合或一件式制造)来确保互连。在其它实施例中,校准组件是可逆互连的,并且所述组可以包括用于允许校准组件的连接从而形成固定的二维以及更特别地三维结构的装置或部件。在特定实施例中,优选的是,在使用设备时的连接是稳定并且强的,并且不干扰校准组件的成像。在特定实施例中,一个或多个专用连接部件和/或连接元件确保所述组中的各校准组件之间的连接。在进一步的特定实施例中,连接可以确保校准组件的固定相对位置。更特别地,连接部件和/或连接元件的性质确保校准组件可以定位在至少等于连接元件的最小直径的距一个或多个其它校准组件的距离处。

[0090] 连接部件可以合并在校准组件自身中。例如,连接元件可以是例如带螺纹的柱体,其纳入到一个或多个校准组件上存在的带螺纹开口中(作为连接部件)。另外地或备选地,连接部件可以是外部组件(例如确保不同组件相对于彼此放置在固定位置中的壳体)。组可以还包括刚性互连和可互连的校准组件的组合(例如,以减少封装尺寸)。在任何情况下,重要的是,校准组件或可以在使用之前相对于每个刚性地固定在所指定的位置中,使得例如当在身体部分上固定所述组时,组件的相对位置不改变。

[0091] 在特定实施例中,专用连接部件和/或连接元件确保组中的校准组件中的一个或多个可以通过以下方式通过不同方式连接到其它校准组件:校准组件的相对位置是可调整的,但可以此后在使用之前稳固地固定。

[0092] 因此,组中的校准组件具有固定的相对位置,或可以互连以呈现固定相对位置。在特定实施例中,已互连的校准组件的组被设置为校准组件的固定组。更特别地,校准设备被提供并且任选地被制造为单件。

[0093] 如本文所预期的校准设备可以任选地包括用于在身体或身体部分上安装或定位一组或多组校准组件的装置。在该上下文中的“定位”意味着对校准组件的组的正确放置的强调的同时,在该上下文中的“安装”更多是指用于在感兴趣物体(例如身体部分)上保持固定位置的能力。更特别地,用于将校准组件的组安装或定位在身体或身体部分上的装置是这样的结构:其并非故此是校准组件的部分,而是可以(可拆卸地)与其附接。在特定实施例中,用于安装或定位的装置通过以下方式来促进校准组件的组在身体或身体部分上的定位和安装:校准组件靠近任选地在预定位置中的身体上的特定感兴趣区域。在特定实施例中,部件是这样的:其允许安装多个校准组件靠近感兴趣区域。在特定实施例中,用于定位和/或安装的部件进一步确保校准组件的组对感兴趣区域的相对位置在图像获取期间不变化。感兴趣区域可以是骨、组织的区域、已知或期望包括肿瘤的区域等。以下在此详述对于定位和/或安装所预期的部件的示例。

[0094] 另外地或备选地,可以通过壳体紧固组中的两个或更多个校准组件的相对位置。该壳体典型地是这样的结构:其保护校准组件中的至少一个,和/或相对于彼此而紧固校准组件中的至少两个或更多个。该壳体可以进一步有助于保护例如当以易碎材料制成时的校准组件的形状和完整性。在这些实施例中,壳体优选地覆盖校准组件的至少一部分。在特定实施例中,壳体覆盖校准组件中的一个或多个的至少30%。在特定实施例中,壳体覆盖校准组件的表面上形成校准组件的组的外表面的校准组件的至少30%。在特定实施例中,壳体由单个部分组成,并且可以经由搭扣配合(snap-fit)或夹式(clip-on)机构连接到一

个或多个（组）的校准组件。在其它实施例中，壳体可以包括两个或更多个可拆卸地可连接的部分，用于促进校准组件的组到壳体的插入和移除。在特定实施例中，壳体的两个或更多个部分是经由搭扣配合系统可拆卸地可连接的。

[0095] 典型地，壳体以具有可忽略的衰减系数和 / 或射线不透性的材料制成，使得其不干扰校准组件的图像。合适的材料包括但不限于聚合物（例如聚苯乙烯、聚氯乙烯、聚酯、聚丙烯、聚碳酸酯、聚（甲基丙烯酸甲酯）、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚酰胺或其共混物）。这些材料在仍提供必要强度以用于紧固校准组件的位置的同时具有低射线不透性。在特定实施例中，在此所描述的校准设备的每组校准组件配备有分立壳体。在其它实施例中，校准设备的两组或更多组校准组件可以被包括在同一壳体中。

[0096] 壳体可以进一步适于作为用于在感兴趣物体（例如身体）上定位和 / 或安装校准组件的组的装置。因此，在特定实施例中，用于定位和 / 或安装的装置集成在壳体中。然而，设备可以还包括专用壳体以及定位或安装部件。将在本文中进一步解释该情况。

[0097] 在特定实施例中，组中的各校准组件通过包埋在射线可透材料（即具有 0 或接近 0 的射线不透性的材料）中而连接。

[0098] 根据本发明的校准设备的校准组件的形状和大小并非关键。在特定实施例中，校准组件是球体、半球体、椭圆体、立方体、四面体、棱锥体、杆、盘、垫圈、丝线或其任意组合。

[0099] 在特定实施例中，校准组件中的一些是球体。在特定实施例中，所有校准组件是球形或基本上球形的。球体在度量上对于测量是十分稳定的，通过图像处理软件容易在图像中检测到，并且容易精确地制造。

[0100] 在特定实施例中，校准组件中的一个或多个是杆。典型地，杆是圆柱形的，并且具有范围在 2 至 10 之间的宽高比（即长度除以宽度）。在特定实施例中，所有校准组件是杆。

[0101] 在特定实施例中，校准组件包括一个或多个球体和一个或多个杆的组合。除了充当校准组件之外，杆可以还充当用于连接球体的连接元件。在特定实施例中，一个或多个校准组件包括连接到球体的杆。

[0102] 组中的每个校准组件可以经由该校准组件的唯一特征或经由其相对于可标识校准组件的相对位置而在图像中被标识。相应地，组中的多数或所有校准组件是不相同的，以确保图像中的校准组件的明确标识。组中的校准组件可以因此具有不同的形状、大小、内径、外径、标记、标识码、射线不透性或其组合。以下将在此更详细地解释这些特征。

[0103] 如果校准组件是空心体，则可以促进并且改进校准组件的标识。因此，在特定实施例中，组中的校准组件中的一个或多个是空心体。在其它特定实施例中，组中的一个校准组件是实心的，并且组中的一个或多个，更特别地，所有其它校准组件是空心体。在备选特定实施例中，组中的所有校准组件是空心体。更特别地，提供校准设备，其中，组中的校准组件中的一个或多个是空心球体。在特别预期的实施例中，组中的一个校准组件是实心球体，并且组中的所有其它校准组件是空心球体。在备选特定实施例中，组中的所有校准组件是空心球体。空心球体的大半径与小半径（即外半径与内半径）之间的比率在投影下是不变的，这促进了对图像中校准组件的标识。在其它实施例中，校准组件都不是空心体。

[0104] 如果组中的校准组件具有不同的（外部）直径或大小，则对图像中的校准组件的标识也得以促进。因此，在特定实施例中，一个组中的校准组件具有不同的外径或大小。如果在此所描述的校准设备包括两个或更多个杆形校准组件，则杆可以具有不同的宽度和 /

或长度。在特定实施例中,校准设备包括两个或更多个杆形校准组件,全都具有不同的宽度。

[0105] 在本发明的校准设备的特定实施例中,至少一个校准组件的(最大)外径与组中的另一校准组件的外径不同。

[0106] 注意,在预期包括空心体校准组件的校准设备的情况下,外径与内径之间的比率可以变化。在特定实施例中,空心体校准组件中的至少一个的外径与内径的比率与另一校准组件的外径与内径的比率不同。在特定实施例中,已互连的校准组件的组中的每个校准组件具有与该组中的所有其它校准组件的外径与内径的比率不同的外径与内径的比率。如果每个校准组件具有唯一的外径与内径的比率,则这促进了对图像中不同校准组件的标识。在本发明设备的更特定实施例中,校准组件是空心球体,且用于每个球体的内径与外径之间的比率是不同的。

[0107] 例如,作为空心球体或圆柱体杆的校准组件的内径典型地在 9.9 至 0.1cm 之间,优选地在 2.9 至 0.2cm 之间,更优选地在 0.9 至 0.2cm 之间,甚至更优选地在 0.6 至 0.3cm 之间。倘若外径大于内径,那么作为空心球体或圆柱体杆的校准组件的外径典型地在 10 至 0.4cm 之间,优选地在 3 至 0.4cm 之间,更优选地在 1 至 0.4cm 之间,甚至更优选地在 0.7 至 0.5cm 之间。作为实心球体的校准组件的直径典型地在 10 至 0.1cm 之间,优选地在 3 至 0.3cm 之间,更优选地在 1 至 0.3cm 之间,甚至更优选地在 0.7 至 0.3cm 之间。

[0108] 在特定实施例中,可以通过不同的方式(例如通过标记校准组件)来另外地或可备选地标识校准组件。校准组件可以配备有允许其在图像中的标识的标识标签或代码。用于标记物体使得该标记在所拍摄的图像上可见的合适方法取决于成像设备的性质,并且是本领域技术人员公知的。此外或备选地,校准组件可以具有不同的大小和/或形状。

[0109] 所预期的对本发明的校准设备和方法的使用在特定实施例中基于提供用于图像的灰度值的基准值。实际上,在特定实施例中,本发明的校准设备用于校准医学成像中的灰度值。为此,校准组件中的至少两个必须确保吸收医学成像中所使用的一些但并非全部辐射。这意味着,根据本发明的设备的组中存在的校准组件中的至少两个应具有在 0 与 1 之间但不包括 0 和 1 的射线不透性。具有射线不透性 0 的材料或物体允许用于医学成像的辐射的全部透过。具有射线不透性 1 的材料或物体完全阻挡从辐射源到薄膜或检测器的用于医学成像的辐射。如果校准组件具有 0 与 1 之间的射线不透性,则这说明校准组件的图像将包括最小灰度值与最大灰度值之间的灰度值。由于射线不透性取决于所使用的频率,因此校准组件的射线不透性由它们的预期用途来确定。因此,在目的是校准 x 射线图像的情况下,组件的射线不透性对于 X 射线等应在 0 与 1 之间。然而,可以预期提供包括至少一组组件的设备,其中,组中存在的校准组件中的至少两个针对所预期的不同成像方法具有 0 与 1 之间的不透性。

[0110] 因此,在优选实施例中,本发明的校准设备的校准组件中的至少两个具有 0 与 1 之间的射线不透性。更特别地,这些校准组件以具有 0 与 1 之间但不包括 0 和 1 的射线不透性的材料制成。在更特定实施例中,组中的所有校准组件具有 0 与 1 之间的射线不透性。

[0111] 还应注意,当校准组件的不透性在感兴趣区域的不透性值的范围中时,校正的质量将改进。因此,在进一步的特定实施例中,每个校准组件的射线不透性或比吸收率(SAR)具有预定值,更具体地,基于感兴趣区域的不透性所选择的值。此外,为了确保灰度值的最

适校正,还感兴趣的是提供具有不同的不透性的校准组件。因此,在特定实施例中,具有 0 与 1 之间的射线不透性的根据本发明的设备的组内的两个或更多个校准组件具有彼此不同的射线不透性。在特定实施例中,组中的所有校准组件具有不同的射线不透性。

[0112] 当校准感兴趣区域的灰度值时,尤其感兴趣的是,具有处于感兴趣区域的图像上存在的最小灰度值与最大灰度值之间的范围内的灰度值的基准。在特定实施例中,组中的一个校准组件的所得灰度值小于身体的感兴趣区域的平均灰度值,而组中的另一校准组件的所得灰度值大于感兴趣区域的平均灰度值。实际上,在特定实施例中,这意味着,一个校准组件的 SAR 小于感兴趣区域中的平均 SAR,并且另一校准组件的 SAR 大于感兴趣区域中的平均 SAR。关于射线不透性,这意味着,一个校准组件的射线不透性小于感兴趣区域中的平均射线不透性,并且另一校准组件的射线不透性大于感兴趣区域中的平均射线不透性。

[0113] 更特别地,预期对于本发明设备中的校准组件的组,一个校准组件的所得灰度值等于或小于身体的感兴趣区域的最低灰度值,而另一校准组件的所得灰度值等于或大于感兴趣区域的最高灰度值。实际上,这说明,在特定实施例中,一个校准组件的 SAR 等于或小于感兴趣区域中的最低 SAR,且另一校准组件的 SAR 等于或大于感兴趣区域中的最高 SAR。关于射线不透性,这说明,一个校准组件的射线不透性等于或小于感兴趣区域中的最低射线不透性,且另一校准组件的射线不透性等于或大于感兴趣区域中的最高射线不透性。

[0114] 本领域技术人员应理解,校准组件和感兴趣区域的射线不透性和 SAR 以及对应灰度值取决于校准组件和感兴趣区域的组成材料的衰减系数。具体地说,介质的射线不透性和 SAR 取决于该介质的组成材料的衰减系数以及该介质中存在的这些材料的量。因此,通过改变校准组件的尺寸,改变空心校准组件的内径与外径之间的比率,改变校准组件的组成材料或其任意组合,可以改变校准组件的射线不透性和 SAR。为了标识用于校准组件的最适材料、尺寸和 / 或内径和外径,校准组件的潜在组成材料的衰减系数可以与感兴趣区域中所期望的骨和组织的衰减系数相比较。多种材料、组织等的衰减系数可从文献获得(例如 J. H. Hubbell 和 S. M. Seltzer, Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1keV to 20MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest(用于剂量测定的元素 Z = 1 至 92 和 48 种其他物质的 X-射线质量衰减系数和 1keV-20MeV 的质量能量-吸收系数的列表), National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD)。

[0115] 本领域技术人员还应理解,Beer-Lambert 定律给定医学成像技术中所使用的辐射的衰减与衰减系数之间的关系。

[0116] 如上所述,本发明的设备的校准组件的射线不透性至少部分地由制成它们的材料来确定。在特定实施例中,以一种单一材料制成校准组件。在其它特定实施例中,以包括聚合物的材料制成校准组件。聚合物一般是容易模制和 / 或烧结的,这促进了校准组件的制造。为了改变校准组件的射线不透性,具有不同射线不透性的粒子可以添加到聚合物。因此,在特定实施例中,以包含粒子的聚合物制成校准组件。在进一步的特定实施例中,以具有比聚合物更高的衰减系数,优选地具有比聚合物更高的 x 射线衰减系数的材料制成粒子。

[0117] 合适的聚合物包括但不限于天然或合成橡胶或胶乳、聚氯乙烯、聚乙烯、聚丙烯、聚苯乙烯、聚酰胺、聚酯、芳酰胺、聚对苯二甲酸乙二酯、聚甲基丙烯酸甲酯或其混合物。在

特定实施例中,聚合物是聚酰胺(例如尼龙)。在特定实施例中,聚合物是古塔胶。粒子可以包括金属、金属氧化物、金属硫酸盐或包含金属的任何化合物。合适的金属包括但不限于钡、铁、铅、钛、铜、铂、银、金、镍、锌或其合金。另外或备选地,粒子可以包括碘或含碘化合物。在特定实施例中,校准组件和/或各校准组件之间的连接包括含有硫酸钡粒子的聚合物。在特定实施例中,校准组件和/或各校准组件之间的连接包含尼龙(聚酰胺)与硫酸钡粒子的共混物。

[0118] 优选地,各校准组件之间的连接在医学图像不可见。因此,预期在两个或更多个校准组件经由连接元件连接的情况下,连接元件可以包括与校准组件相同或不同的材料。在特定实施例中,连接元件可以包括具有比校准组件更低衰减系数和/或射线不透性的材料。在更特别的实施例中,连接元件具有零或接近于零的射线不透性。

[0119] 对于最适图像校正,一个图像中的不同的感兴趣区域可能需要不同规格的校准组件。在特定实施例中,例如在表中列出用于特定感兴趣区域的校准组件的规格。在进一步的特定实施例中,基于可以包括一个图像内的不同区域的指示哪些校准设备用于特定感兴趣区域的列表或表来选取、设计或制造校准组件。

[0120] 例如,如上所述,所需的校准组件的射线不透性或校准组件的最适组合可以取决于感兴趣区域中预期的骨和组织。各种组织类型和骨的衰减系数是已知的,因此可以设计和/或使用用于特定感兴趣区域或甚至用于感兴趣区域中的特定区域的校准组件。例如,可以制作指示待用于特定感兴趣区域的校准组件的类型(形状、大小、材料等)的表。该表或列表可以指身体(的部分)的图,其中,指示(例如编号)不同的感兴趣区域,或特定感兴趣区域内的不同区域。

[0121] 因此,在特定实施例中,组中的校准组件中的至少两个适用于身体的特定组织类型或特定感兴趣区域。在进一步的实施例中,所有校准组件适用于身体的感兴趣的特定组织类型或特定区域。

[0122] 可以通过不同方式来确保校准组件的制造和/或形成单件的已互连的校准组件的组的制造。在特定实施例,通过增材制造(Additive Manufacturing, AM)技术来制作根据本发明的校准组件的组。增材制造(AM)可以定义为用于典型地使用物体的3D计算机辅助设计(CAD)数据来制造物体的有形模型的一组技术。当前,大量增材制造技术是可用的,包括立体光刻、选择性激光烧结、熔融沉积成形、基于箔的技术等。

[0123] 选择性激光烧结使用高功率激光或另一聚焦的热源来将小塑料粒子、金属或陶瓷粉烧结或焊接成表示待形成的3D物体的大块。

[0124] 熔融沉积成形和有关的技术利用从固体材料到液体状态的临时转变,通常由加热引起。材料以受控方式通过喷嘴而受驱动,并且沉积在所需的地方,如尤其在美国专利No. 5,141,680中所描述的那样。

[0125] 基于箔的技术通过胶合或光子聚合或其它技术将涂层彼此固定,并且从这些涂层切割物体或聚合物体。在美国专利No. 5,192,539中描述了该技术。

[0126] 典型地,AM技术从待形成的3D物体的数字表示开始。通常,数字表示被切成可以被覆盖的一系列截面层,从而整体地形成物体。AM装置使用该数据,以用于逐层地构建物体。可以使用计算机系统和计算机辅助设计和制造(CAD/CAM)软件来生成表示3D物体的层数据的截面数据。

[0127] (例如经由增材制造)所制造的校准设备的尺寸和形状可以与所设计的校准设备的尺寸和形状稍微不同。为了考虑这些制造容限,可以在制造这些设备之后收集关于设备的实际形状和尺寸的信息。在特定实施例中,在此所描述的校准设备的一组或多组校准组件与在制造校准设备之后的(数字)标识符关联。标识符可以包含关于校准组件的组的形状和尺寸的信息,并且可以基于对设备的(数字)扫描。这样确保了可以对于图像校准考虑校准设备的实际尺寸和形状,这增加了所校准的图像的可靠性。

[0128] 在根据本发明的校准设备中,组内的校准组件被固定并且可以被设置在不同的位置处,所述位置确保不同的校准组件的吸收生成用于几何和灰度值校准的最适信息。这更特别地通过确保连接校准组件的中心点(例如在球体、半球体、椭圆体、立方体、四面体、棱锥体、盘形和/或垫圈形校准组件的情况下)和或校准组件的纵轴(例如在杆形或丝线形校准组件的情况下)的线形成3D结构的固定位置来实现。

[0129] 在特定实施例中,校准组件的组形成多面体;取决于校准组件的性质,这可以通过不同方式来实现。在特定实施例中,这通过这样的事实来确保:校准组件中的至少一些的中心点形成假想多面体的顶点(例如在球体、半球体、椭圆体、立方体、四面体、棱锥体、盘形和/或垫圈形校准组件的情况下)。另外地或备选地,一个或多个校准组件的纵轴可以被定位,从而形成假想多面体的边(例如在杆形或丝线形校准组件的情况下)。在此情况下,由于组可以包括位于假想多面体的中心处的一个或多个校准组件,因此典型地仅考虑外部校准组件。校准组件的这种布置允许校准组件的3D位置的稳定计算。在特定实施例中,校准组件的组形成假想四面体。在特定实施例中,校准组件中的至少一个位于假想多面体内。在特定实施例中,校准组件之一位于假想多面体的中心中。在特定实施例中,位于假想多面体的内部或中心中的校准组件是实心的,更优选的是实心球体。内部校准组件的存在促进了确定图像中的空间误差,此外,确保已互连的校准组件的组形成稳固和紧凑的结构。在特定实施例中,中心中的校准组件是直接或间接连接到其它校准组件(例如更小球体和/或杆)的大球体。

[0130] 在特定实施例中,形成假想多面体的校准组件中的每一个直接连接到位于假想多面体的内部或中心中的校准组件。

[0131] 包括一组校准组件的在此所公开的校准设备可以用于图像的完全几何和灰度值校正。然而,图像中的不同区域可能展现出不同的失真。因此,基于图像的仅一个区域(即,校准组件的组所位于其中的区域)中的失真的图像校正可能导致在图像的某些其它区域中的不正确的校正。因此,为了允许图像中的更多区域的改进的校正,优选的是,根据本发明的校准设备包括多于一组的校准组件。因此,在特定实施例中,根据本发明的医学成像校准设备包括多于一组的上述已互连(或可互连)校准组件。已互连的校准组件的组中的一些或全部可以彼此相同。在特定实施例中,校准设备不包括相同组的已互连的校准组件。在特定实施例中,校准设备的一组或每组已互连的校准组件包括唯一标识符,以对该组与校准设备的其它组进行区分。例如,其校准组件的组或其校准组件中的一个或多个可以配备有允许标识图像中的组的标识标签或码。

[0132] 在此所预期的校准设备包括一组或多组校准组件,所述校准组件位于设备中的特定位置中,从而在使用设备时,在感兴趣区域附近提供组件。更特别地,这样确保了从感兴趣区域所拍摄的图像包括一组或多组校准组件的图像。

[0133] 在特定实施例中,除了一组或多组校准组件之外,根据本发明的校准设备还包括用于在感兴趣物体(例如身体或身体部分)上定位和/或安装一组或多组校准组件的装置。典型地,该部件并不集成在校准组件中,而是分立部件。在特定实施例中,校准设备包括多于一个的可以用于在感兴趣物体上定位和/或安装一组或多组校准组件的部件。

[0134] 在特定实施例中,适合于定位和/或安装一组或多组已互连的校准组件的部件是下文中又称为“用于安装的装置”(例如衣服)的部件。在特定实施例中,用于安装的装置是弹性衣服(例如长袜或短袜)。

[0135] 在特定实施例中,在此所描述的校准设备的至少一组校准组件配备有如上所述的壳体,其中,所述壳体可以用作用于定位的装置或部件。实际上,例如,壳体可以包括适合于在身体或身体部分上安装壳体(支撑校准组件的组)的接合表面。在特定实施例中,接合表面是患者特异性的,即,接合表面与人或动物患者的解剖的至少一部分对应。这允许以预定方式在患者的解剖上定位校准设备,并且可以因此增加患者的解剖的校正的图像的可靠性。典型地基于患者的解剖的部分的3D模型来设计患者特异性接合表面。可以基于解剖的2D或3D图像来获得该模型。在特定实施例中,壳体可以包括配合解剖表面的至少一部分的一个或多个自由结构。当在本文中使用术语“自由结构”指具有不规则和/或不对称流动形状或轮廓,更特别地,配合解剖的轮廓的至少一部分的结构。因此,在特定实施例中,自由结构是自由表面。自由表面指3D几何空间中所包含的(实质上)2D形状。实际上,如以下将详述的那样,该表面可以被看作实质上2D的,但可以具有变化的厚度。典型地,与规则表面(例如平面、柱体和圆锥表面)不同,通过缺少刚性径向维度来表征自由结构或表面。自由表面对于本领域技术人员是公知的,并且广泛地用在工程设计学科中。典型地,非均匀有理B样条(NURBS)数学用于描述表面形式;然而,存在其它方法,例如Gorden表面或Coons表面。自由表面的形式不是关于多项式方程而是通过它们的极、度和块(具有样条曲线的区段)的数量而被表征和定义的。自由表面也可以定义为三角表面,其中,三角形用于近似3D表面。三角形表面用在CAD设计中本领域技术人员公知的STL(标准三角语言)文件中。在此所描述的自由结构被构造成使得它们特异性地配合身体部分的表面,由此对所述结构赋予它们的自由特性。

[0136] 因此,在此所描述的校准设备中所提供的一个或多个用于定位和/或安装的装置典型地被分开地提供,或包括附连至其上或容纳于其中的校准组件组中的一组或多组。在特定实施例中,一组或多组校准组件可以是固定的,或通过固定装置而固定到用于定位和/或安装的装置。固定装置可以是在用于安装的装置和/或校准组件的组或其部分上存在的互锁部件。例如,校准组件或连接元件可以包含孔,其匹配于用于安装的装置上的销。所述组也可以经由搭扣配合系统安装到用于安装的装置上。在特定实施例中,校准设备配备有用于安装的装置,其为被设计成使其包含可以容纳校准组件的组的“开口”或“口袋”的衣服。另外地或备选地,校准组件的组或特定校准组件或其连接可以缝合、钉在或胶合到用于安装的装置上。

[0137] 在特定实施例中,可以在感兴趣物体上的预定和/或固定位置中提供一组或多组校准组件。用于通过用于定位的装置在预定位置(例如壳体的接合表面)中定位一组或多组校准组件的能力确保校准组件可以相对于患者的解剖以可再现的方式在身体上定位。另外地或备选地,用于通过用于安装的装置在一个位置中固定一组或多组校准组件的能力确

保证了校准组件可以紧固到身体上。用于定位和安装的两方面可以由不同的部件来确保,但也可以组合在一个部件中。例如,如果感兴趣区域位于患者的足部或腿部区域中,则用于安装的装置可以是一组或多组校准组件处于特定位置或可以固定在特定位置中的长袜,从而在患者上重复放置短袜时,每次以相同方式在相对于感兴趣区域的位置中提供一组或多组校准组件。用于定位和 / 或安装的装置可以是标准的或患者特异性的。在特定实施例,用于定位和 / 或安装的装置(例如,比如壳体或衣服)可以包括一个或多个对准部件,其可以用作视觉辅助,以确保在患者上以相同方式重新定位用于安装的装置。然而,鉴于校准组件的存在允许无论它们的确切位置如何都校准图像这样的事实,意味着校准组件的位置的确切再现性并非关键。然而,感兴趣的是,确保在感兴趣区域附近的校准组件的最大数量。

[0138] 在特定实施例中,用于安装的装置包括具有优选地 0 或接近 0 的低射线不透性的材料。对于用于安装的装置,尤其是衣服,所预期的材料的典型实例包括但不限于棉、聚酯、尼龙、羊毛、丝绸、亚麻及其组合。在特定实施例中,用于安装的装置以弹性材料(例如但不限于橡胶、胶乳、弹力棉、Spandex™、Lycra™ 或尼龙)制成。

[0139] 在另一方面中,提供两个或更多个不相同的具有在 0 与 1 之间的射线不透性的几何物体用于医学图像的灰度值校正的用途。在进一步的实施例中,提供三个或更多个不相同的具有固定相对位置的几何物体用于医学图像(例如用于经由放射摄影、超声、CT、温度记录法、MRI 或 PET 所获得的图像)的几何和灰度值校正的用途,所述校准组件中的至少两个具有在 0 与 1 之间的射线不透性。优选地,几何物体是在此所描述的校准组件,更特别地,校准组件是在此所描述的校准设备的部分。

[0140] 另一方面提供用于获取并且校正物体的图像(例如医学图像)的方法。更特别地,提供用于校正和 / 或校准图像的方法,包括以下步骤:

[0141] i) 提供图像,其中,除了所述物体的图像之外,所述图像还包括一组或多组两个或更多个不相同的已互连或可互连的校准组件的图像;以及

[0142] ii) 基于从所述校准组件的所述图像的所述几何以及灰度值的测量所获得的信息来校正所述物体的图像。

[0143] 在特定实施例中,物体是身体部分或其区域。在特定实施例中,提供用于获取医学图像的方法,包括以下步骤:

[0144] (I) 将上述不相同的几何物体或医学成像校准设备应用于所述感兴趣区域中的患者,以及

[0145] (II) 获取所述感兴趣区域的医学图像。

[0146] 可以校正通过这些方法所获得的图像,以用于感兴趣区域的空间定位、灰度值等。这允许感兴趣区域的更精确的估计,并且还允许在不同时间点、或甚至不同患者或不同感兴趣区域所拍摄的图像的更精确的比较。相应地,在另一方面中,提供用于校准和 / 或校正图像(例如医学图像)的方法。实际上,在此所描述的方法和工具允许校准医学图像,从而可以比较不同图像上的特定特征。更特别地,提供用于校正医学图像以改进其几何和 / 或灰度值精度的方法。基于此,可以基于特征的几何数据(例如反映大小、形状)和 / 或灰度值(反映例如密度)来比较不同的图像。在特定实施例中,本发明提供用于校正放射摄影图像的方法。

[0147] 在特定实施例中,用于获取和 / 或校正医学图像的方法对于人或动物身体是无创

的。

[0148] 在特定实施例中,感兴趣的是,对来自在不同时间点所拍摄的同一患者的同一解剖特征的不同图像进行比较。另外地或备选地,感兴趣的是,对不同患者中的相同解剖特征的不同图像进行比较。其它应用对于本领域技术人员将是明显的。根据本发明该方面的方法典型地包括图像的校正。可以“现场地 (live)”或“在线地 (in-line)”执行校正。

[0149] 用于通过根据本发明的校准来校正和 / 或校准 (医学) 图像的方法典型地需要可以“离线”确定的以下输入数据中的一个或多个:

[0150] a) 不同几何物体或校准组件的相对固定位置。这些是每个组中的几何物体或校准组件的相对位置。

[0151] b) 几何物体或校准组件的相对变化位置。这是几何物体或已互连的校准组件的组相对于彼此和相对于患者的解剖的位置。例如,归因于对患者的解剖的改变,由于每次获取图像时距平均相对位置的可能出现某种偏离,因此该相对位置是可变的。

[0152] c) 几何物体或校准组件的形状参数。这包括形状、内部尺寸和外部尺寸等。对于作为空心球体的几何物体或校准组件,参数包括外径、内径,以及几何物体或校准组件为球体的信息。

[0153] d) 几何物体或校准组件的比吸收率。备选地,校准组件的组成材料的衰减系数可以给出为输入数据。可以使用上述衰减系数和形状参数来计算几何物体或校准组件的比吸收率。

[0154] 本发明的方法包括:每次拍摄医学图像,就在特定位置中应用包括感兴趣身体部分附近的校准组件的本发明的几何物体或设备。虽然这并非关键,但根据本发明的医学成像校准设备可以进一步促进相同位置中身体上的校准组件的重复定位。

[0155] 在特定实施例中,根据本发明的用于校正医学图像的方法包括以下步骤:

[0156] (I) 提供感兴趣区域的图像,其中,所述图像包括一组或多组两个或更多个不相同的几何物体或不不同的已互连或可互连的校准组件的图像;以及

[0157] (II) 基于从所述几何物体或校准组件的图像的测量所获得的信息来校正所述图像。

[0158] 因此,本发明的方法基于从患者所获得的图像,由此几何物体或校准设备靠近感兴趣区域定位。在特定实施例中,步骤 (I) 包括:提供图像,其中,所述图像包括一组或多组几何物体或校准组件的图像。

[0159] 在本发明的进一步特定实施例中,所述方法还包括:获取图像。更特别地,所述方法包括以下步骤:

[0160] (I) 将在此所描述的医学成像校准设备应用于感兴趣区域中的患者;

[0161] (II) 获取所述感兴趣区域的医学图像;以及

[0162] (III) 基于从校准组件所获得的信息来校正所述医学图像。

[0163] 在特定实施例中,优选地使用在此所描述的校准设备来提供用于校正和 / 或校准图像的方法。当利用校准设备 (例如在此所描述的设备) 时,获得图像,每当这被认为必需时所述图像可以被校正。

[0164] 在本文所预期的用于校正和 / 或校准的方法的特定实施例中,校正包括图像的灰度值校正。实际上,校准组件或几何物体的图像可以用于校正感兴趣区域的灰度值。校准

组件或几何物体具有已知的吸收率,并且可以计算理论灰度值。它们可以然后与所测量的灰度值进行比较,以确定误差。然后可以通过将误差应用于 x 射线而在 x 射线上校正灰度值。在特定实施例中,这使用提供用于图像中的不同区域的误差的误差校正表来执行。

[0165] 另外地或备选地,本发明的用于校正的方法包括图像的几何校正。实际上,几何精度在尺寸测量法中是普遍的问题。归因于各种机械和光学效应,图像可能失真。基于不同组件或几何物体的 3D 位置来进行几何校正。这可以包括:确定组中的每个组件或物体的 2D 位置,并且基于组件的已知形状来推导 3D 位置。然而,其中,组件或物体具有已知固定相对位置,并且可能的位置可以被计算并且与所获得的图像进行比较。组件或物体的已知相对位置与所测量的位置的比较提供几何误差。再次,误差可以使用误差表而应用于图像。

[0166] 在特定实施例中,本发明的方法包括:图像的灰度值与几何校正的组合。

[0167] 另外地或备选地,校正医学图像可以包括:对准患者。为此,使用在设备中的固定位置上所提供的不同组的校准组件或几何物体。关于校准组件或几何物体的信息可以提供关于患者或患者的身体部分(即感兴趣区域)的位置和/或形状(部分)的信息。

[0168] 在特定实施例中,用于校正和/或校准图像的方法包括以下步骤:

[0169] (I) 将在此所描述的三个或更多个不相同的几何物体应用于感兴趣区域中的患者;

[0170] (II) 获取所述感兴趣区域的医学图像;以及

[0171] (III) 基于从几何物体所获得的信息来对所述医学图像进行灰度值和几何校正。

[0172] 在特定实施例中,在此所预期的用于校正医学图像校准的方法包括以下步骤中的一个或多个或全部:

[0173] (i) 将上述几何物体或医学成像校准设备应用于所述感兴趣区域处的患者。在特定实施例中,患者穿戴包含一组或多组已互连的校准组件的衣服,或包括校准组件的一个或多个壳体被定位在患者上,使得已互连的校准组件的组靠近感兴趣区域,并且在成像技术的视野中。在进一步的实施例中,衣服或壳体包含若干组校准组件。这允许图像的若干区域中的可靠校正。

[0174] (ii) 获取所述感兴趣区域的医学图像。在继续进行步骤(ii)之前,必须完成步骤(i)。除了感兴趣区域之外,还有至少一个,并且优选地,所有组的几何物体或已互连的校准组件应在医学图像上可见。在该步骤期间可以获取多于一个的图像。

[0175] 本发明的方法也可以被看作包括从在步骤(i)和(ii)中如上所述而获得的图像开始的仅校正步骤。

[0176] (iii) 标识医学图像(即在步骤(ii)中所获得的一个或多个医学图像)中的几何物体或校准组件。在组内几何物体或校准组件彼此不同的情况下,标识不同物体或组件将是必要的,以允许校准。在特定实施例中,标识至少两个几何物体或校准组件,以用于灰度值校正。相似地,预期在特定实施例中,对于几何校正,标识在所需的一个组中的至少三个几何物体或校准组件。优选地,标识一个组中的所有几何物体或校准组件。在感兴趣的情况下,标识所有组的所有校准组件。可以使用计算机来使得该步骤自动化。例如,该步骤可以包括:在医学图像上搜索空心球体,即几何物体或校准组件,(的图像)。由此,确定图像上的每个球体的 2D 位置。然后,例如经由球体的外半径和内半径的比率来标识每个几何物体或校准组件。在特定实施例中,组件被标记或标贴,以允许图像中的立即标识。

[0177] (iv) 确定每个几何物体或校准组件的 3D 位置。该步骤是可选的。在特定实施例中,校准组件的组和在每个组中具有固定的已知相对位置。例如,每个组可以包括在四面体的中心形成具有空心或实心球体的四面体的四个空心球体。然后,四面体的每个可能位置与医学图像上的不同投影轮廓对应,因此可以从图像标识校准组件的每个可能位置。

[0178] 如上所述,取决于所预期的校正的性质,所述方法可以包括以下步骤中的一个或多个:

[0179] 1. 计算医学图像上的几何误差。可以从在步骤 (iv) 中所获得的信息、每个组中的中心校准组件的位置以及医学图像上的中心校准组件的 2D 位置确定几何误差。通过使用多组校准组件来获得几何误差的更精确的计算。

[0180] 2. 对医学图像进行几何校正。在特定实施例中,基于在步骤 (v) 中所计算的几何误差来构建误差表,并且该误差表应用于图像。

[0181] 3. 校正几何物体或校准组件组位置。在特定实施例中,基于步骤 2 中所构建的误差表来校正一组或多组校准组件的位置。

[0182] 4. 确定患者的位置和一些形状参数。从先前步骤获知几何物体或校准组件的位置。通过以下方式来设计用于在身体上安装一组或多组几何物体或校准组件的装置:其总是相对于患者的解剖以相同方式定位所述一组或多组校准组件。然后,从医学图像获得患者的位置。虽然校准组件的相对位置可以偏离到某种程度,但在配准(registration)的优化时,偏离达到平均。距平均值的偏离于是还给出关于解剖的基本信息,并且因此关于患者的一些形状参数的信息。

[0183] 5. 计算图像中的灰度值误差。几何物体或校准组件的比吸收率是已知的并且输入的部分,因此对于未被患者的解剖阻挡的所有几何物体或校准组件,可以确定理论灰度值。与所测量的灰度值的差于是成为误差。

[0184] 6. 校正医学图像上的灰度值。在特定实施例中,基于在步骤 5 中所计算的灰度值误差来构建误差表,并且该误差表应用于图像。优选地,该误差表是可以空间上插值的局部灰度值误差表的组。可以通过在图像中的不同区域中放置校准组件的组来获得不同的局部灰度值误差表。

[0185] 在特定实施例中,在此所预期的用于校正医学图像的方法还包括从医学图像移除几何物体或医学成像校准组件的步骤。由于校准组件的位置是已知的,并且此外,它们对医学图像的作用经由它们的已知比吸收率是已知的,因此校准组件的作用可以从医学图像移除。这样产生不再显示源于校准组件的伪像的医学图像。

[0186] 图 5 示出根据本发明的用于校正医学图像的方法中的示例性步骤的流程图。该图连同用于每个步骤(平行四边形和具有虚线的箭头)的输入和输出一一起示出该方法的可能步骤(矩形和具有实线的箭头)。

[0187] 根据本发明的校准设备和方法可以用于 x 射线放射摄影仪、超声成像仪、MRI 或 CT 所获得的图像的校准。相应地,本发明的另一方法提供如上所述的医学成像校准设备用于对从 x 射线放射摄影仪、超声成像仪、MRI 或 CT 所获得的数据的定量测量的用途。

[0188] 在另一方面中,提供用于如上所述对医学成像所获得的图像执行几何和/或灰度值校正的计算机程序产品,包括:

[0189] • 计算机可读介质;和

[0190] • 所述计算机可读介质上的软件指令,用于使得所述计算机能够执行以下操作中的一些或全部:

[0191] - 标识医学图像中的校准组件(或几何物体);

[0192] - 基于校准组件(或几何物体)的图像来计算医学图像上的几何误差,并且对医学图像进行几何校正;

[0193] - 校正校准组件(或几何物体)组位置;

[0194] - 基于校准组件(或几何物体)的图像来确定患者的位置和形状参数;

[0195] - 基于校准组件(或几何物体)的图像来计算医学图像上的灰度值误差,并且校正医学图像中的灰度值;

[0196] - 从医学图像移除医学成像校准伪像。

[0197] 将通过以下非限制性实施方案举例说明本发明。

[0198] 实施例

[0199] 实施例 1- 校准设备的开发和使用

[0200] a) 校准设备的开发

[0201] 校准设备(1)包括若干组(2)校准组件,如图2所示。

[0202] 图3示出根据本发明的特定实施方案的组(2)的实施例。组(2)包括五个校准组件(4,5),其可以是具有变化直径的实心球体和/或具有变化的大半径与小半径之间的比率空心球体(未示出)。变化的直径和/或比率促进对球体的标识。此外,外壳的整个直径和/或厚度的差确保各球体之间的吸收率的差。外部校准组件(4)互连,从而连接它们的中心的线形成在中心中具有一个校准组件(5)的四面体的边。因此,存在四个外部校准组件(4)和一个内部校准组件(5)。所有外部校准组件经由连接(6)直接连接到内部校准组件。

[0203] 图4示出本发明的另一实施方案的组(2)的实施例。组(2)包括六个校准组件(4,5),其可以是实心或空心球体、四面体或棱锥体。四面体和棱锥体可以是规则或不规则的。外部校准组件(4)互连,从而连接它们的中心的线形成在中心中具有一个校准组件(5)的棱锥体的边。因此,存在五个外部校准组件(4)和一个内部校准组件(5)。所有外部校准组件经由连接(6)直接连接到内部校准组件。

[0204] 如图2所示,校准设备(1)还包括用于安装校准组件的组的装置(3)。用于安装的装置(3)是通过如下方式所设计的衣服:其相对于患者的解剖总是以相同方式来定位所述校准组件的组。此外,校准组件的组通过以下方式定位在感兴趣区域附近或其上,并且在长袜上的不同地方上:图像中的不同区域各自包含一组或多组校准组件。

[0205] b) 应用设备并且扫描患者

[0206] 在特定位置中的患者上应用包括校准组件的组的长袜,并且拍摄一张或多张x射线图像。

[0207] c) 标识长袜组件

[0208] 计算机程序用于(基于内半径/外半径的比率)标识空心球体,并且确定球体在2D图像中的位置。

[0209] d) 确定每个组件的3D位置

[0210] 理论上可能的是,基于其投影轮廓的2D位置和形状参数来确定球体的3D位置。

空心球体的投影轮廓是 2 个“同轴”椭圆体。这两个椭圆体的偏心率指示距垂直投影轴的（投影）距离。所测量的（小）半径与已知 3D 半径之间的比率给出球体的 Z 位置（比例因子）。

[0211] 然而，由于组中的球体具有固定的已知相对位置，在四面体的中心中形成四面体和空心球体，因此使用度量上更稳定的解决方案。实际上，四面体的每个可能位置与不同的投影轮廓对应，并且可以因此从 x 射线被标识。

[0212] e) 计算 x 射线上的几何误差

[0213] 已经使用 4 个外部球体来标识每组校准组件的 3D 位置并且获知中心球体的标称位置，我们将其与其所测量的位置进行比较，为我们提供局部误差。由于校准设备包括多于一组的校准组件，因此可以计算多于一个的局部误差。然后，局部误差可以在空间上被插值。

[0214] f) x 射线图像的几何校正

[0215] 这是标准程序。制作误差表并且将其简单地应用于 x 射线。基于误差表来校正所述组的校准组件的位置。

[0216] g) 确定患者的位置和形状参数（的部分）

[0217] 长袜可以现在还用于确定患者的对准。我们已经计算了球体组的不同位置。这些组附连到长袜。由于以其相对于患者的解剖总是以相同方式来定位球体组的方式来设计长袜，因此距球体的位置的偏离指示患者的解剖的改变。因为患者是不同的，所以将明显地存在偏离。但如果使用对配准的优化，则这些差可以达到平均值。对平均值的变化给出关于患者的解剖的一些基本信息。该信息也是输出的部分。

[0218] h) 计算 x 射线的灰度值误差和灰度值校正

[0219] 空心球体现在用于计算灰度值误差。我们获知吸收率应该是什么，并且其可以被测量。对于未被患者阻挡的所有球体，可以计算理论灰度值。与所测量的灰度值的差是误差。通过应用误差校正表来执行 x 射线的灰度值校正。该误差校正表是可以在空间上插值的局部灰度值误差表的组。

[0220] 实施例 2- 已互连的校准组件的特定实施方案

[0221] 图 6(A-G) 示出根据本发明特定实施方案的已互连的校准组件 (4,5) 的组 (2)。该组包括一个球形校准组件 (4)，其连接到各自由实心柱体杆和球体组成的三个校准组件 (4')。杆形成四面体的边，而球形成四面体的顶点。球体和杆的组合允许医学图像（例如放射摄影图像）的完全 3D 几何和灰度值校正。球体是相同的，但因为校准组件的杆中的每一个具有唯一宽度，所以可以在 x 射线图像中被标识。

[0222] 球体的相对位置经由杆被固定，并且经由支撑球体的壳体 (11) 被进一步紧固。壳体还封装球体，由此保护它们的结构完整性。壳体包括两个可移除可拆卸部分，从而组 (2) 可以容易地插入到壳体中并且从其移除。壳体以具有低射线不透性的材料（例如聚合物）制成。壳体还包括患者特异性接合表面 (12)，用于在患者的身体部分上定位壳体。这样确保校准组件在身体部分上的精确定位。

[0223] 图 7(A-D) 示出在不同壳体 (11) 中的与图 6 所示的已互连的校准组件 (4,5) 的相似组 (2)。壳体 (11) 具有三角形状并且夹住校准组件的两个最长杆，由此紧固它们的相对位置。最短杆的刚度和强度同样是足够的，并且无需来自壳体的进一步支撑。壳体还包括

接合表面 (12), 用于在患者的身体部分上定位壳体。

[0224] 图 8(A-D) 示出在不同壳体 (11) 中的与图 6 所示的已互连的校准组件 (4, 5) 的相似组 (2)。壳体 (11) 包括四个空心半球体, 并且被设计成其夹住校准设备的球体之一而支撑其他三个球体, 由此紧固它们的相对位置。

[0225] 实施例 3- 已互连的校准组件的特定实施方案

[0226] 图 9A 和图 9B 示出根据本发明特定实施方案的已互连的校准组件 (4, 5) 的三个组 (2) 的配置。每个组 (2) 包括一个球形校准组件 (4) 和三个杆状校准组件 (5)。杆形成四面体的边, 而球形成四面体的顶点。

[0227] 来自三个组的球形校准组件具有不同的直径, 这促进了对组的标识。此外, 球体的不同直径产生用于每个球体的不同射线不透性。

[0228] 每个组的杆状校准组件彼此不同。更特别地, 杆具有不同的直径和 / 或长度。这促进了对杆的标识, 并且产生各种射线不透性。组中的每个杆垂直于该组中的其它杆而被定位。这促进了图像校正。

[0229] 对于图像校正的进一步促进, 组 (2) 可以被布置成使得不同组的两个或更多个杆彼此平行。这些组可以进一步相对于可以属于或可以不属于已互连的校准组件的组的一个或多个校准组件 (4') 以特定方式被布置。

[0230] 实施例 4- 已互连的校准组件的特定实施方案

[0231] 图 10(A-C) 示出根据本发明特定实施方案的已互连的校准组件 (4, 5) 的组 (2)。所述组包括五个球形校准组件 (4, 5)。外部球形校准组件 (5) 的中心形成四面体的顶点。外部校准组件 (5) 经由杆状连接元件 (6) 连接到内部球形校准组件 (4)。各校准组件之间的杆 (6) 也可以用作校准组件。

[0232] 球形校准组件 (4, 5) 具有不同的直径和不同的射线不透性。因此, 球体 (以及任选地, 杆) 的组合允许医学图像 (例如放射摄影图像) 的完全 3D 几何和灰度值校正。

[0233] 球体的相对位置经由杆被固定, 并且经由夹住杆 (6) 的壳体 (11) 被进一步紧固。壳体可以在运输期间保护所述组的已互连的校准组件。另外地或备选地, 壳体可以由射线可透材料制成, 并且可以用于在获取医学图像期间保护所述组。壳体可以包括盖 (13), 用于进一步保护所述组 (2)。

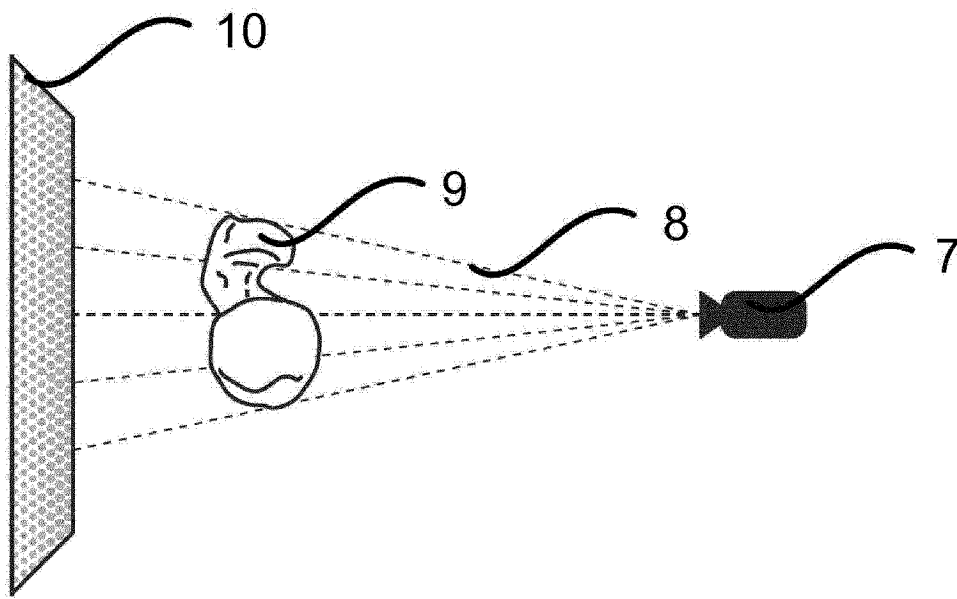


图 1

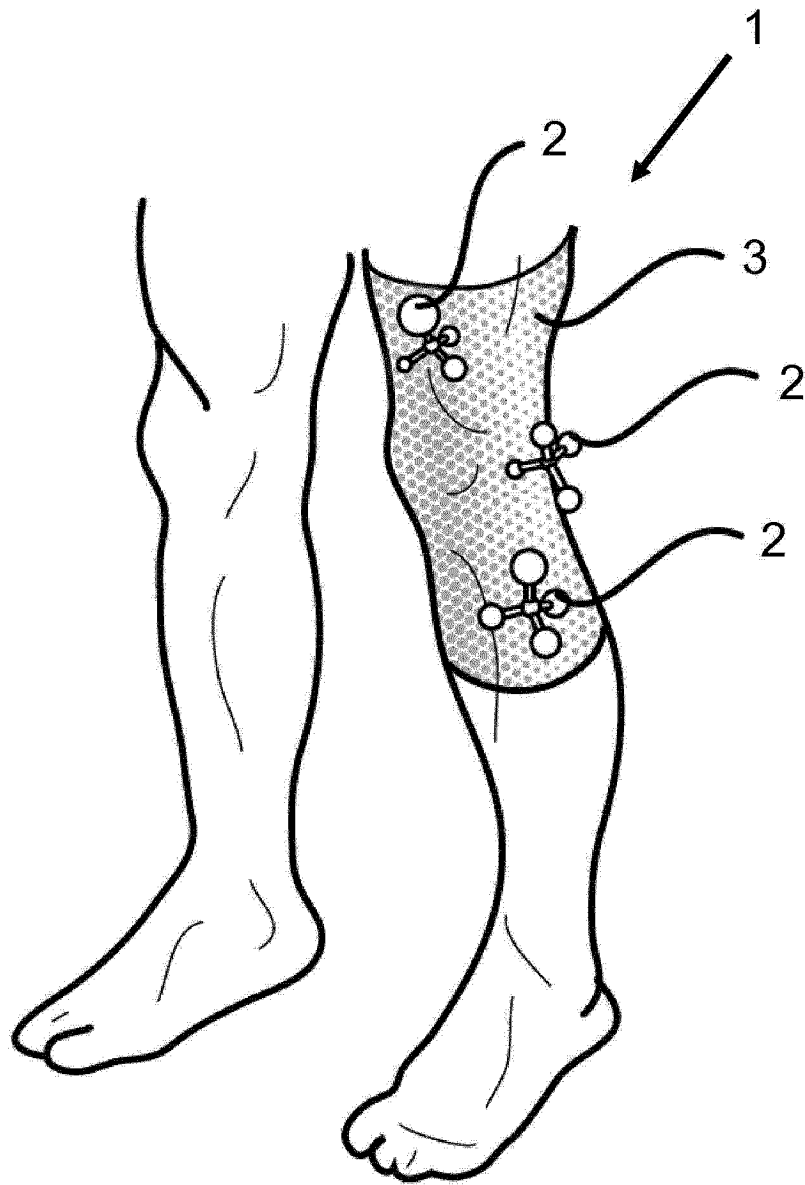


图 2

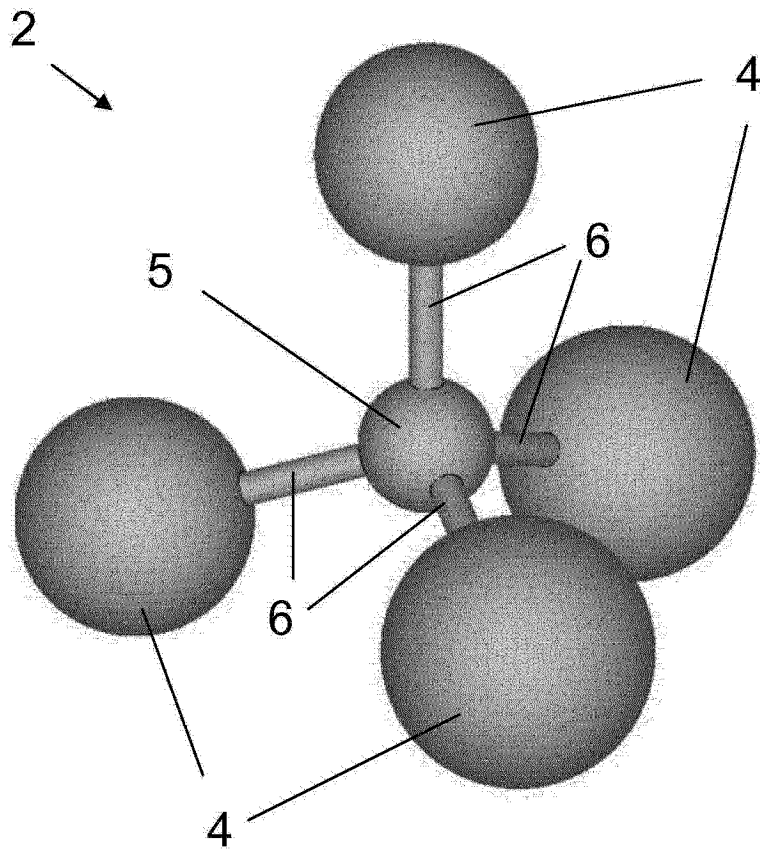


图 3

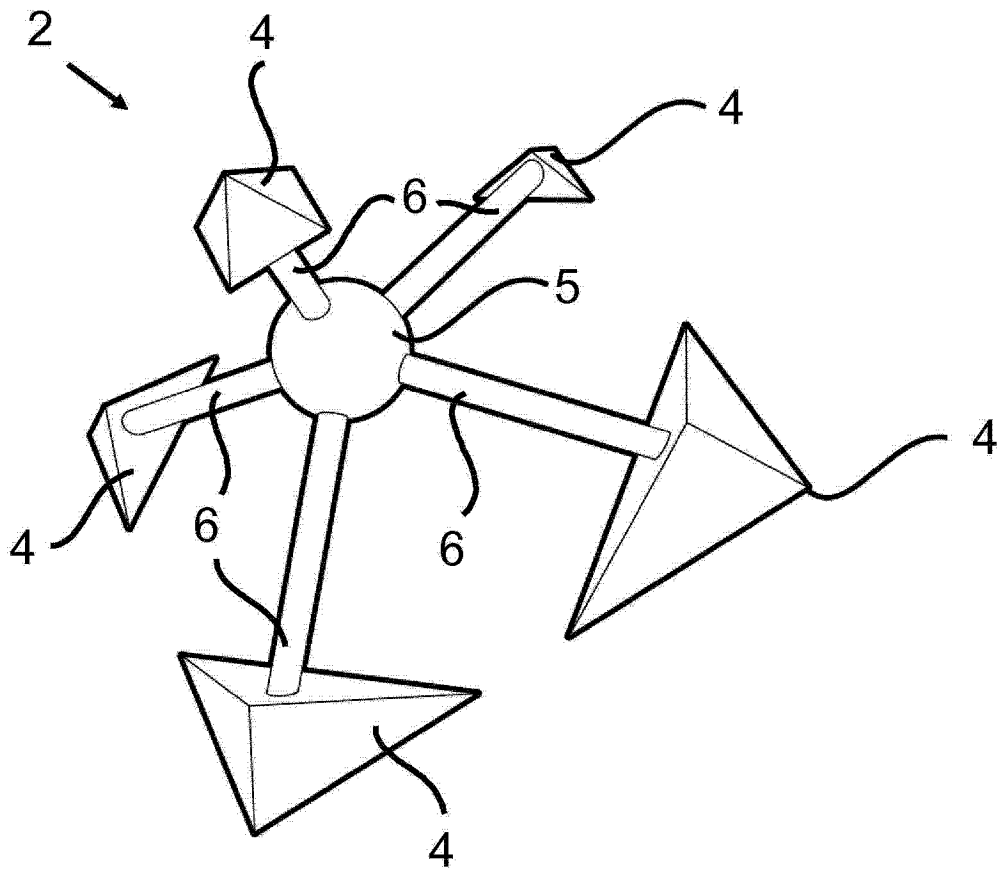


图 4

校准数据

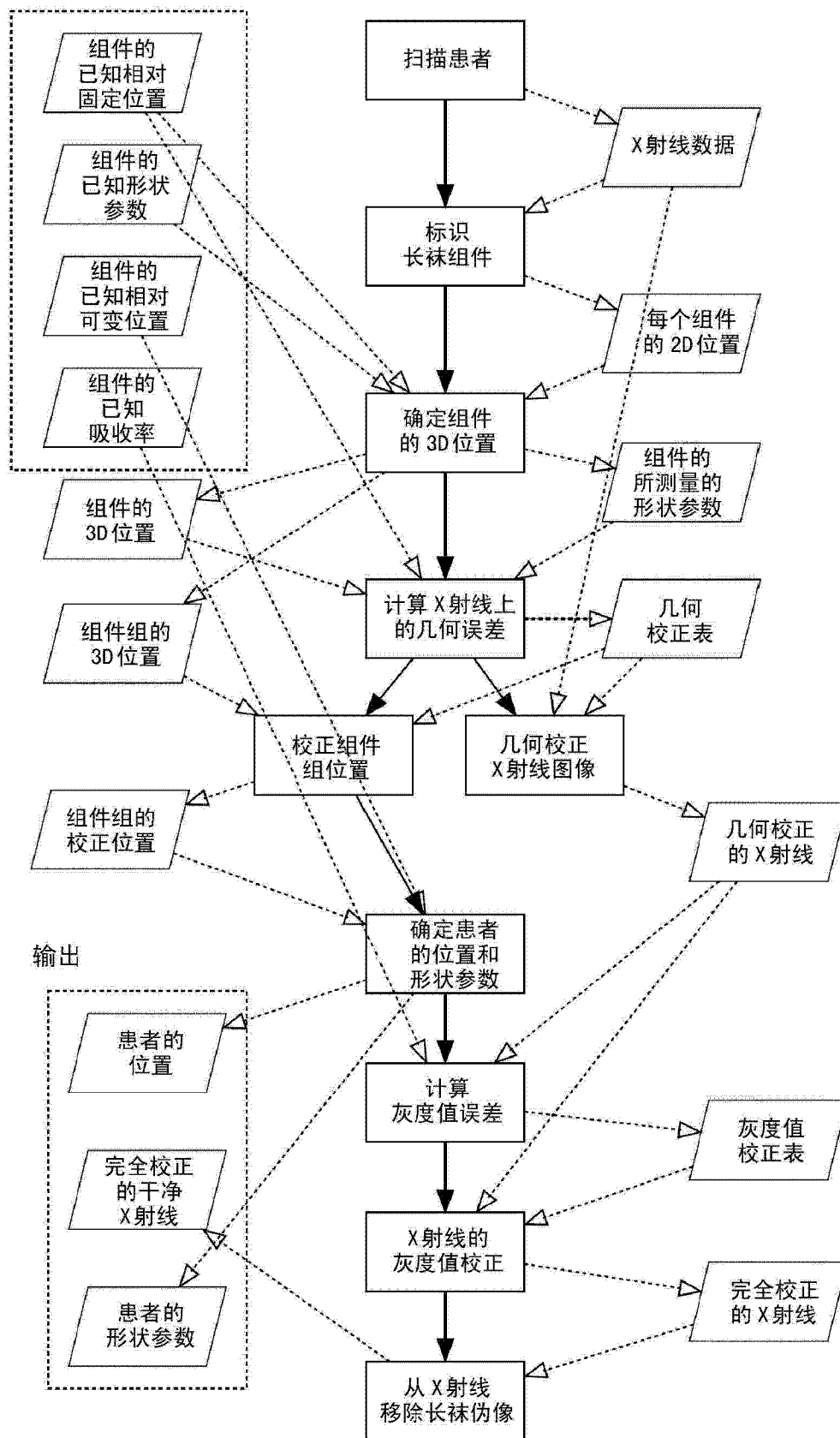


图 5

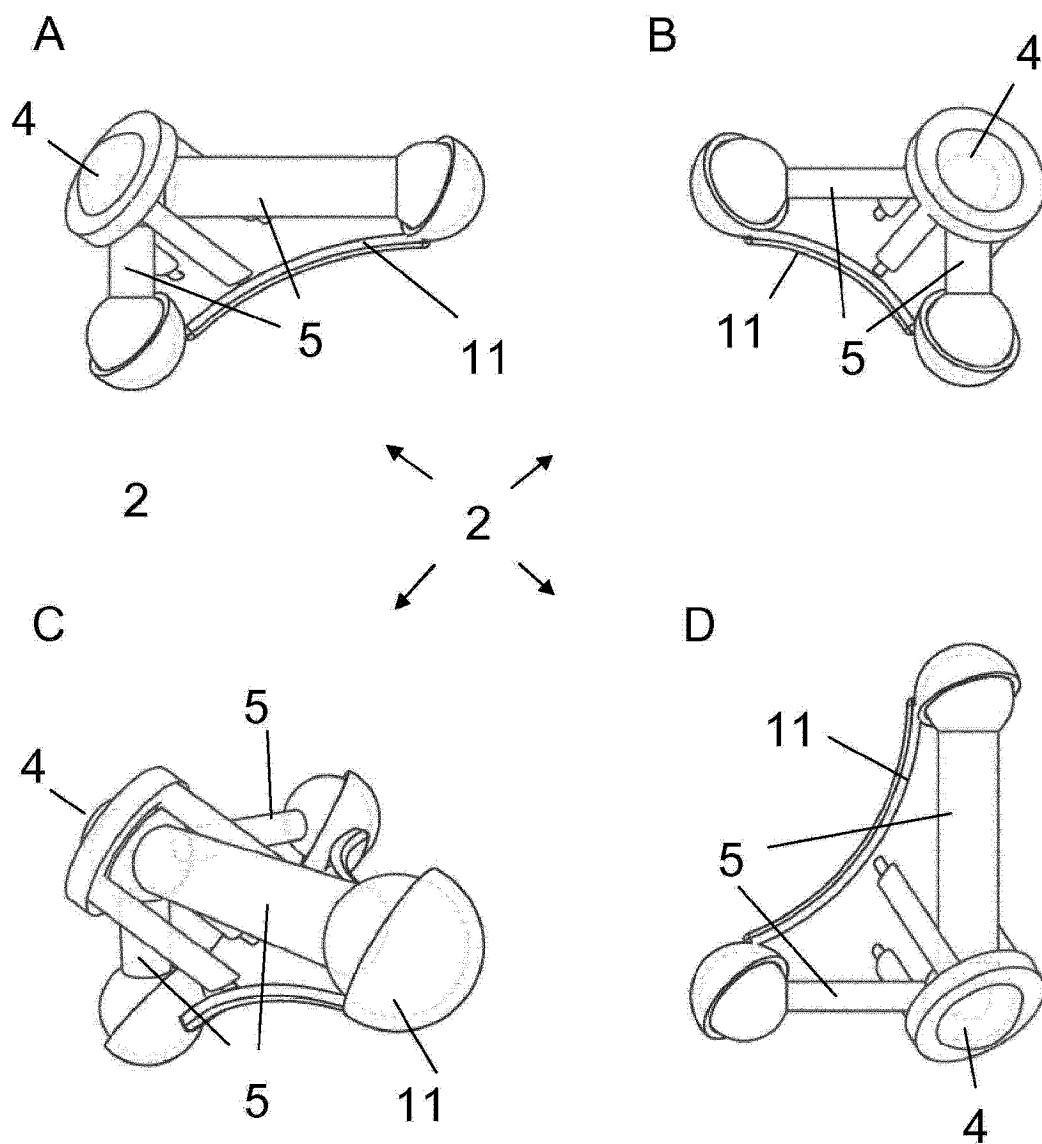


图 6

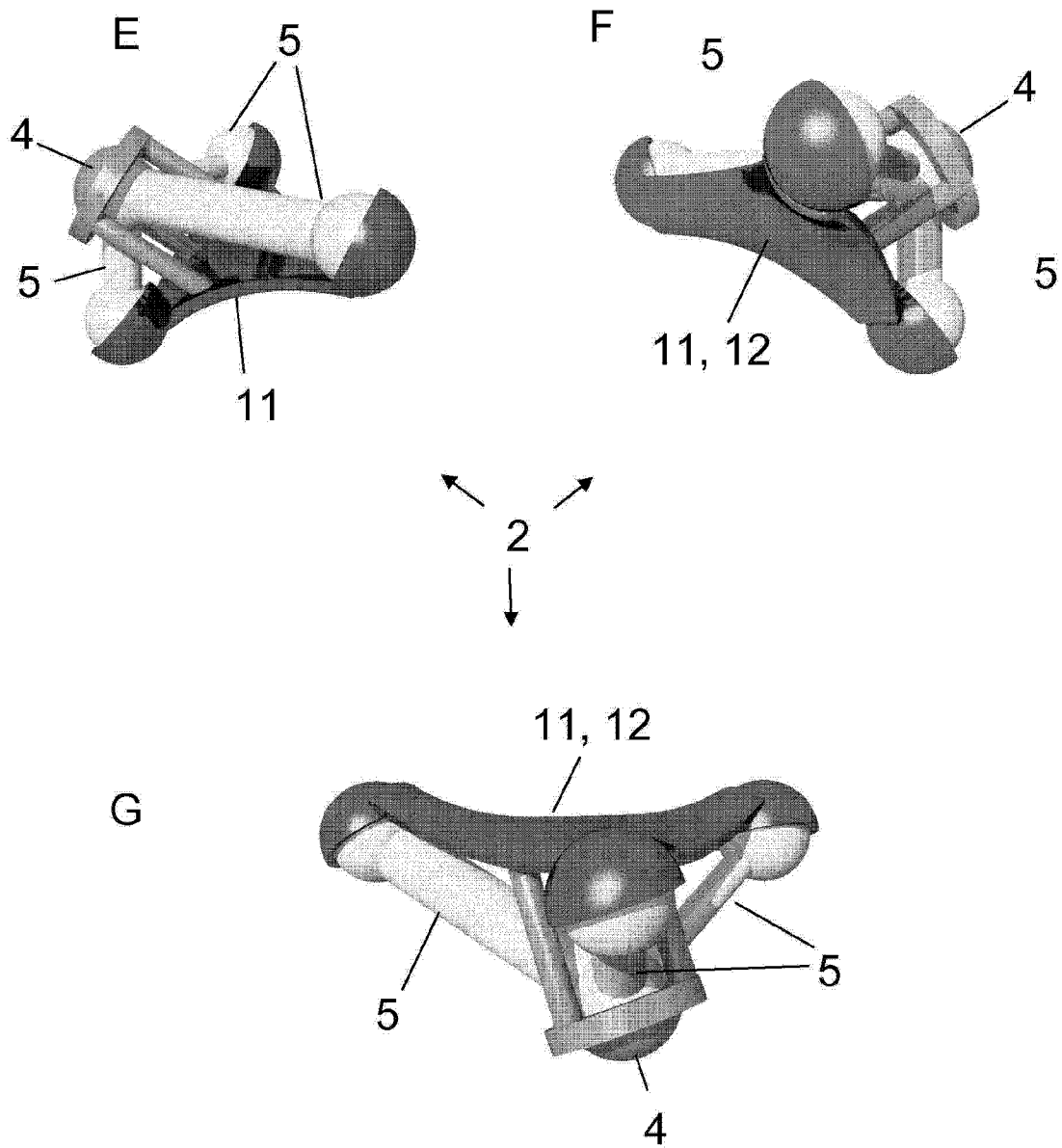


图 6

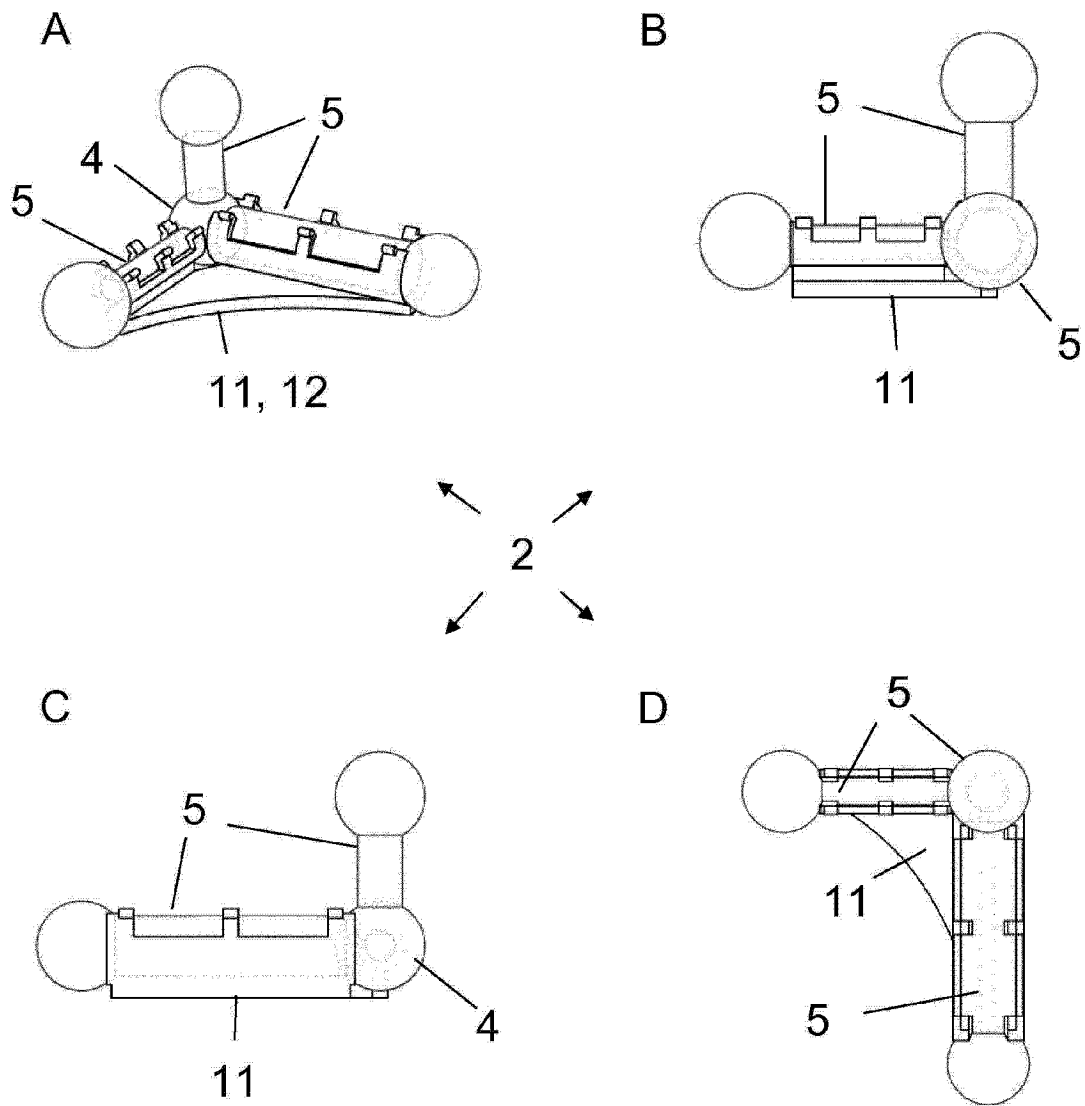


图 7

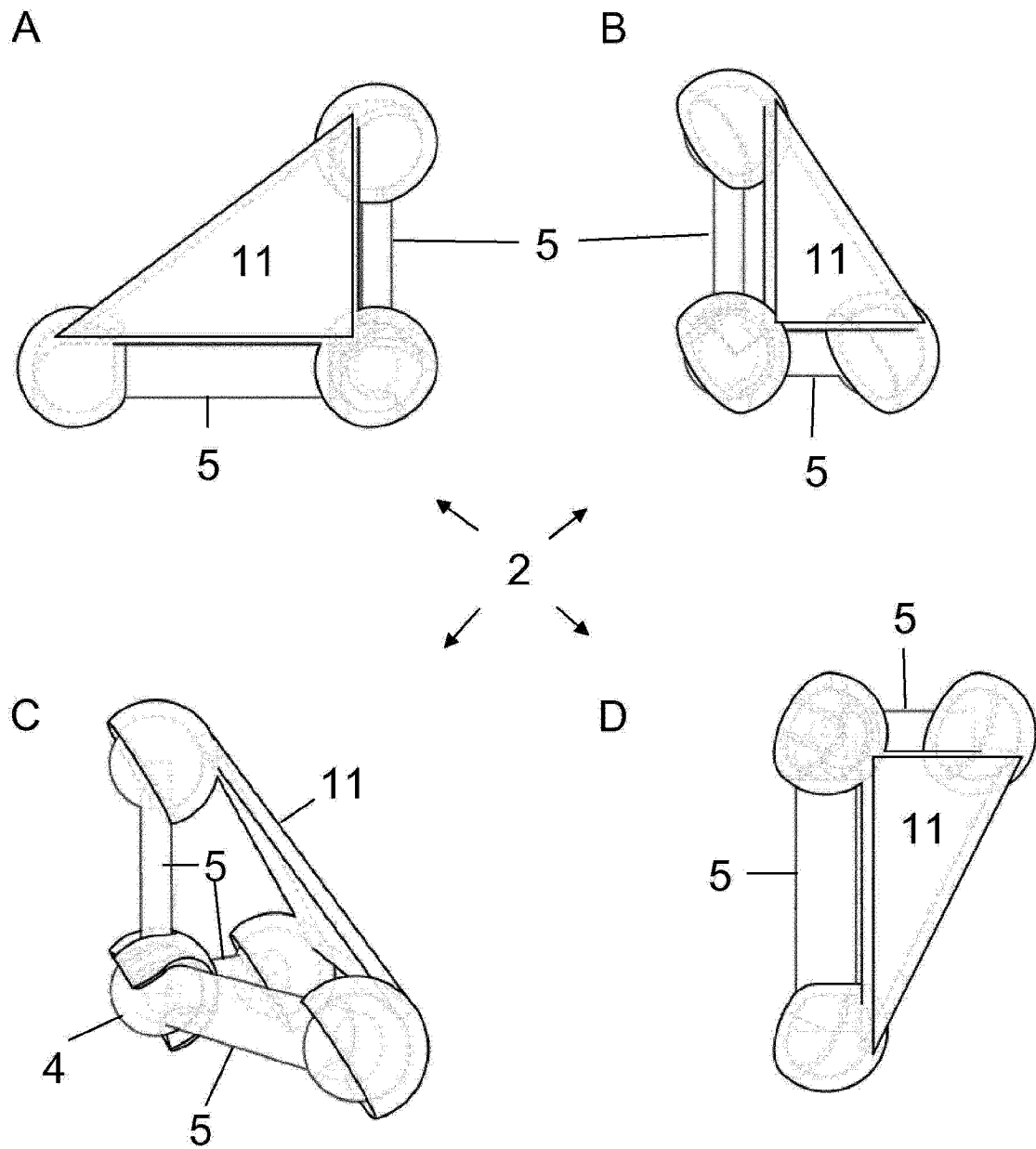


图 8

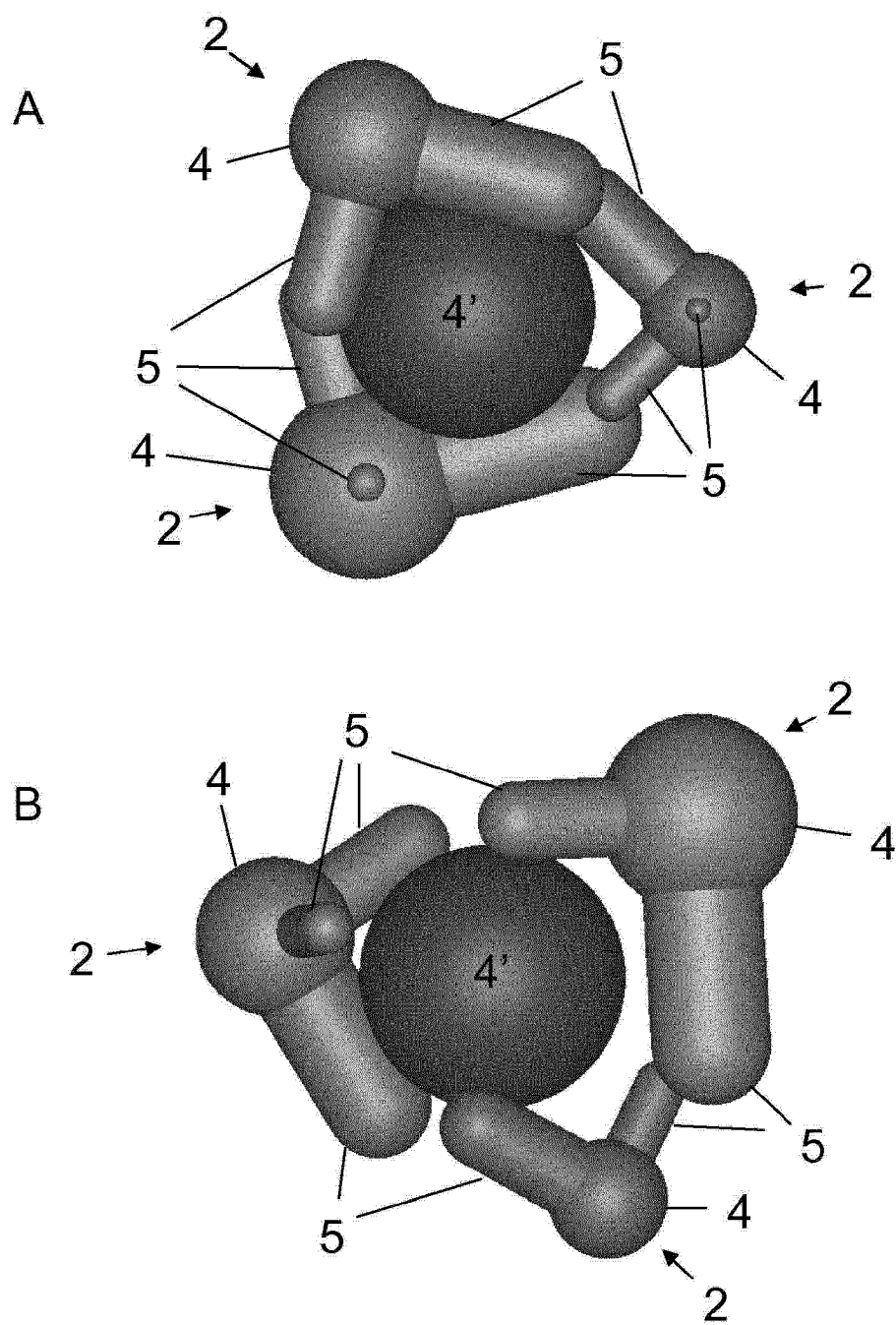


图 9

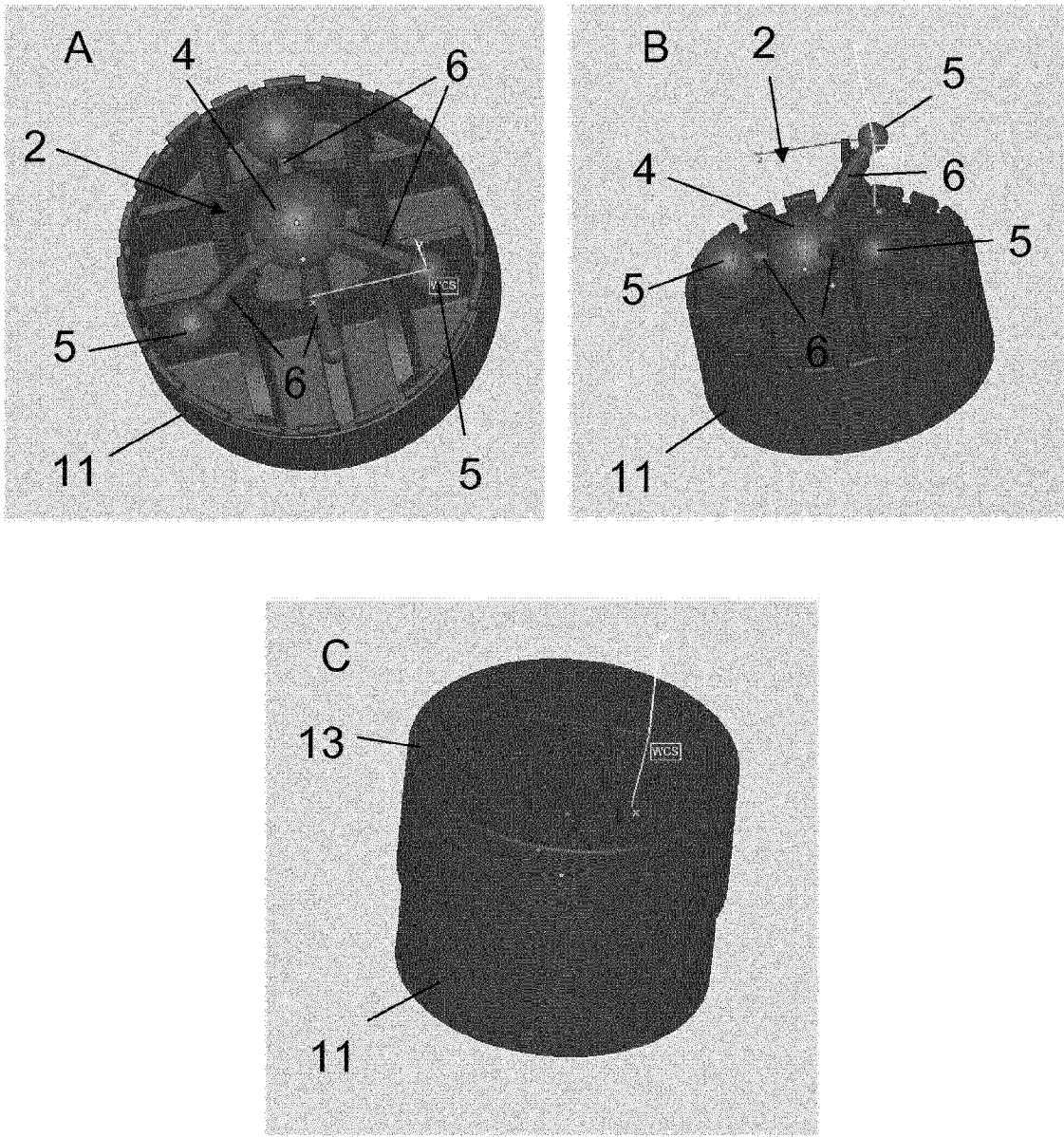


图 10