



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101951853 A

(43) 申请公布日 2011. 01. 19

(21) 申请号 200980106040. 1

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理
有限责任公司 11204

(22) 申请日 2009. 02. 20

代理人 余滕 王艳春

(30) 优先权数据

61/030, 914 2008. 02. 22 US

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 08. 23

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2009/034766 2009. 02. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02009/105703 EN 2009. 08. 27

(71) 申请人 洛马林达大学医学中心

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 罗伯特·D·波尔斯坦恩

大卫·斯科特·吉特勒

芭芭拉·安·霍尔斯特侯瑟尔

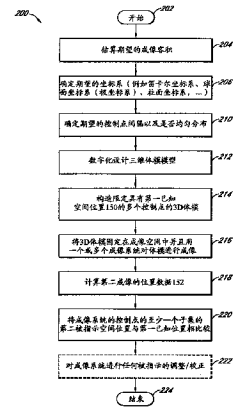
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 4 页

(54) 发明名称

用于在 3D 成像系统内将空间失真特征化的
系统和方法

(57) 摘要

用于将由成像系统 (102) 确定的位置数据中的空间失真特征化的系统和方法 (200), 例如在图像指导治疗中所利用的。三维体模 (104) 是为给定成像系统 (102) 的期望成像空间形成 (204、206、210、212、214) 的定制品。体模 (104) 包括大量控制点 (105), 以已知的高精度刚性地固定在空间中。体模 (104) 被固定至限定已知校准参考点或零点的立体定位框架 (108) 并被成像 (216)。为体模 (104) 定制的算法确定控制点 (105) 的空间位置。对控制点 (105) 的至少一子集的已知和确定的空间位置之间进行对比 (220)。该对比 (220) 产生标记以用于观察到的任何确定的空间失真。



1. 一种用于将医疗成像系统的空间失真特征化的方法,所述方法包括:
 - 估算期望的目标容积的轮廓和尺寸;
 - 确定期望的坐标系;
 - 确定多个控制点的期望的布置和间隔,其中,所述期望的布置和间隔与所确定的轮廓、尺寸、以及坐标系相匹配;
 - 构建与所述多个控制点的所确定的布置和间隔相匹配的并且配置为在基本刚性的结构中限定所述控制点的三维体模;
 - 相对于立体定位框架固定所述体模,使得所述多个控制点限定相对应的多个第一已知空间位置;
 - 对所述体模成像;
 - 根据成像确定第二测量的空间位置;
 - 将所述第一已知空间位置的至少一选择的子集与相应的第二测量的空间位置相比较;以及
 - 计算在所述第一已知空间位置和所述相应的第二测量空间位置之间的任何指示空间失真的标记。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,执行对所述期望的目标容积的所述轮廓和尺寸的估算以匹配生命体的一部分。
3. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述三维体模至少部分地由快速成型工艺构建。
4. 如权利要求 3 所述的方法,其中,所述快速成型工艺包括选择性激光烧结。
5. 如权利要求 1 所述的方法,其中,还包括对所述第二测量的空间位置的操作,以创建相对于所述第一已知空间位置具有减少的空间失真的测量的空间位置的校正集。
6. 如权利要求 1 所述的方法,包括构建所述体模,使得所述多个控制点以基本一致的间隔分布。
7. 一种将医疗成像系统中的空间误差特征化的系统,所述系统包括:
 - 体模,限定多个控制点,其中,所述控制点分布在三维空间中,并且相对于彼此基本是固定的;
 - 固定装置,能够牢固地连接到所述体模并且连接到医疗成像系统的立体定位框架,使得所述控制点能够被定位以占据所述成像系统的成像空间内的第一已知空间位置;以及
 - 分析模块,与所述成像系统通信,以获得指示由所述成像系统确定的所述多个控制点的至少一子集的第二被测量的空间位置的数据,其中,所述分析模块将所述第一已知空间位置与相应的第二测量的空间位置相比较,并且对于所述多个控制点的至少所述子集,计算在所述第一已知空间位置和所述相应的第二测量的空间位置之间的任何确定的变化的标记。
8. 如权利要求 7 所述的系统,还包括被配置以封闭所述体模的腔。
9. 如权利要求 8 所述的系统,其中,所述腔被配置以基本上流体密封的方式封闭所述体模,并且所述腔还设置有对比材料。
10. 如权利要求 7 所述的系统,其中,所述分析模块还操作所述第二测量的空间位置,以创建相对于所述第一已知空间位置具有减少的空间失真的测量的空间位置的校正集。
11. 如权利要求 7 所述的系统,其中,所述多个控制点以基本一致的间隔分布。

12. 如权利要求 7 所述的系统,其中,所述体模是定制的以与所述成像系统相匹配。

13. 如权利要求 12 所述的系统,其中,所述体模是定制的以与所述成像系统的至少一个具体成像容积相匹配。

14. 设置有机可执行指令的存储介质,所述机器可执行指令被配置为使得计算机系统执行以下处理:

将三维低通滤波器应用到由三维结构的成像操作产生的原始图像容积;

确定与所述三维结构匹配的选择的核;

将所滤波的图像容积与所述选择的核相卷积;以及

对所卷积的图像查找局部极大值。

15. 如权利要求 14 所述的存储介质,还包括使得所述计算机系统执行以多种维度对图像亮度曲线进行重采样的处理的指令。

16. 如权利要求 15 所述的存储介质,还包括使得所述计算机系统执行做出是否对前面执行的处理进行迭代的决定的处理的指令,如果迭代,则迭代以下处理:

将所滤波的图像容积与所述选择的核相卷积;

对所卷积的图像查找局部极大值;以及

以多种维度对图像亮度曲线进行重采样,如果不迭代,则执行使用重采样的图像亮度曲线最后的集合的重心作为对空间坐标估算的处理。

17. 如权利要求 14 所述的存储介质,还包括使得所述计算机系统执行以下处理的指令:

将第一已知空间位置的至少一选择的子集与相应的查找的局部最大值相比较;以及

计算在所述第一已知空间位置和所述相应的查找的局部最大值之间的任何指示空间失真的标记。

18. 如权利要求 17 所述的存储介质,还包括使得所述计算机系统执行以下处理的指令:

操作所述查找的局部极大值,以创建相对于所述第一已知空间位置具有减少的空间失真的已查找的局部极大值的校正集合。

用于在 3D 成像系统内将空间失真特征化的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2008 年 2 月 22 日提交的美国临时申请第 61/030914 号的利益。

背景技术

技术领域

[0003] 本发明涉及图像引导治疗领域,并且涉及创建和利用用于将成像误差特征化的体模以便于校正这种误差的系统和方法。

[0004] 相关领域的描述

[0005] 图像引导治疗 (IGT) 涉及大范围的现有的和开发中的利用一种或多种成像技术来帮助相关治疗更有效地传送的处理形式。IGT 能够包括但是不限于如图像引导手术、放射手术、放射治疗、以及其他现有的和开发中的治疗类型等的处理形式。通常, IGT 利用一种或多种成像技术来收集可表示感兴趣的组织的内部结构和 / 或健康状况的信息。获取的图像数据通常由计算机系统以及相关的应用软件来操作, 以便产生并显示成像区域的三维虚拟模型或图像。图像数据能够用于在空间上更加准确地定位感兴趣的区域, 以便于向感兴趣的区域进行更为准确的和集中的治疗传送。

[0006] 在很多应用中, 使用的 IGT 的安全性和有效性依赖于 3D 成像系统的空间准确性。例如, 某些 IGT 用于定位具体治疗区域或容积, 并且准确地将适当的治疗传送给识别的目标。在准确地识别所期望目标区域的空间位置中的误差将损害准确地传递适当治疗的能力。治疗的错误导向将最大的损害预期治疗的有效性, 而且在某些应用中可能存在安全性顾虑, 例如无意识地将治疗传送给非目标区域。

[0007] 多种成像技术能够用于 IGT, 然而, 所有已知的成像技术都面临一定的空间失真度。磁共振成像 (MRI) 利用强大的磁场, 该磁场被施加到成像空间以优先地对准核磁化矢量, 通常是存在于组织中的水中的氢原子。应用射频场来改变该磁化的对准, 从而在磁场中产生 MRI 系统可检测的扰乱。然而, 由 MRI 系统获得的位置数据具有来自磁场失真的空间失真和可能存在于成像容积之中的化学移位。

[0008] 计算机断层扫描 (CT) 是另一种成像技术, 其利用计算机处理、通过分析通常很多个从不同视角获取的二维 x 射线图像来产生虚拟的三维图像。然而, CT 成像也具有来自被称为射束硬化的现象的失真。

[0009] 单光子发射计算机断层扫描 (SPECT) 和正电子发射断层扫描 (PET) 是核医疗成像技术, 其利用放射性的示踪剂材料和伽马射线检测来产生三维图像, 可频繁地指示生命体内的功能过程。通常, 选择用在 SPECT 系统中的示踪剂发射被直接检测的伽玛射线, 而选择用于 PET 系统中的示踪剂发射正电子, 正电子使得通常在几毫米范围内的电子湮灭, 导致两个伽马光子将被发射并随后被检测到。SPECT 和 PET 系统具有来自如伽马射线或伽马光子的衰减和 / 或散射等因素的空间失真。

[0010] 如上所述, IGT 的有效性和安全性依赖于所使用的成像技术的准确性。因此应该

理解,一直存在着对更准确地成像图像容积的改进的系统和方法的需要。也存在着将现有的、或尚待开发的成像系统中存在的空间失真特征化的需要。

发明内容

[0011] 实施方式包括一种用于将医疗成像系统的空间失真特征化的方法,所述方法包括:估算期望的目标容积的轮廓和尺寸;确定期望的坐标系;确定多个控制点的期望的布置和间隔,其中,所述期望的布置和间隔与所确定的轮廓、尺寸、以及坐标系相匹配;构建与所述多个控制点的所确定的布置和间隔相匹配的并且配置为在基本刚性的结构中限定所述控制点的三维体模;相对于立体定位框架固定所述体模,使得所述多个控制点限定相对应的多个第一已知空间位置;对所述体模成像;根据成像确定第二测量的空间位置;将所述第一已知空间位置的至少一选择的子集与相应的第二测量的空间位置相比较;以及计算在所述第一已知空间位置和所述相应的第二测量空间位置之间的任何指示空间失真的标记。

[0012] 实施方式包括,执行对所述期望的目标容积的轮廓和尺寸的估算以匹配生命体的一部分。

[0013] 实施方式还包括,其中,三维体模至少部分地由快速成型工艺构建。

[0014] 实施方式还包括,其中,快速成型工艺包括选择性激光烧结。

[0015] 实施方式还包括对第二测量的空间位置的操作,以创建相对于第一已知空间位置具有减少的空间失真的测量的空间位置的校正集。

[0016] 实施方式还包括构建体模,使得多个控制点以基本一致的间隔分布。

[0017] 实施方式包括将医疗成像系统中的空间误差特征化的系统,所述系统包括:体模,限定多个控制点,其中,所述控制点分布在三维空间中,并且相对于彼此基本是固定的;固定装置,能够牢固地连接到所述体模并且连接到医疗成像系统的立体定位框架,使得所述控制点能够被定位以占据所述成像系统的成像空间内的第一已知空间位置;以及分析模块,与所述成像系统通信,以获得指示由所述成像系统确定的所述多个控制点的至少一子集的第二被测量的空间位置的数据,其中,所述分析模块将所述第一已知空间位置与相应的第二测量的空间位置相比较,并且对于所述多个控制点的至少所述子集,计算在所述第一已知空间位置和所述相应的第二测量的空间位置之间的任何确定的变化的标记。

[0018] 实施方式还包括被配置以封闭体模的腔。

[0019] 实施方式还包括,其中,腔被配置以基本上流体密封的方式封闭所述体模,并且所述腔还设置有对比材料。

[0020] 实施方式还包括,其中,分析模块还操作第二测量的空间位置以创建相对于第一已知空间位置具有减少的空间失真的测量的空间位置的校正集。

[0021] 实施方式还包括,其中,多个控制点以基本一致的间隔分布。

[0022] 实施方式还包括,其中,体模是定制的以与成像系统相匹配。

[0023] 实施方式还包括,其中,体模是定制的以与成像系统的至少一个具体成像容积相匹配。

[0024] 实施方式还包括设置有机可执行指令的存储介质,所述机器可执行指令被配置为使得计算机系统执行以下处理:将三维低通滤波器应用到由三维结构的成像操作产生的

原始图像容积；确定与所述三维结构匹配的选择的核；将所滤波的图像容积与所述选择的核相卷积；以及对所卷积的图像查找局部极大值。

[0025] 实施方式还包括使得所述计算机系统执行以多种维度对图像亮度曲线进行重采样的处理的指令。

[0026] 实施方式还包括使得所述计算机系统执行做出是否对前面执行的处理进行迭代的决定的处理的指令，如果迭代，则迭代以下处理：将所滤波的图像容积与所述选择的核相卷积；对所卷积的图像查找局部极大值；以及以多种维度对图像亮度曲线进行重采样，如果不迭代，则执行使用重采样的图像亮度曲线最后的集合的重心作为对空间坐标估算的处理。

[0027] 实施方式还包括使得计算机系统执行以下处理的指令：将第一已知空间位置的至少一选择的子集与相应的查找的局部最大值相比较；并且计算在第一已知空间位置和相应的查找的局部最大值之间的任何指示空间失真的标记。

[0028] 实施方式还包括使得所述计算机系统执行以下处理的指令：操作所述查找的局部极大值，以创建相对于所述第一已知空间位置具有减少的空间失真的已查找的局部极大值的校正集合。

[0029] 实施方式包括用于将成像系统的空间失真特征化的方法，所述方法包括：估算期望的目标容积的轮廓和尺寸；确定期望的坐标系；确定多个控制点的期望的布置和间隔，其中，所述期望的布置和间隔与所确定的轮廓、尺寸、以及坐标系相匹配；构建与所述多个控制点的所确定的布置和间隔相匹配的并且配置为在基本刚性的结构中限定所述控制点的三维体模；相对于立体定位框架固定所述体模，使得所述多个控制点限定相对应的多个第一已知空间位置；对所述体模成像；根据成像确定第二测量的空间位置；将所述第一已知空间位置的至少一选择的子集与相应的第二测量的空间位置相比较；以及计算在所述第一已知空间位置和所述相应的第二测量空间位置之间的任何指示空间失真的标记。

[0030] 实施方式包括将成像系统中的空间误差特征化的系统，所述系统包括：体模，限定多个控制点，其中，所述控制点分布在三维空间中，并且相对于彼此基本是固定的；固定装置，能够牢固地连接到所述体模并且连接到所述成像系统的立体定位框架，使得所述控制点能够被定位以占据所述成像系统的成像空间内的第一已知空间位置；以及分析模块，与所述成像系统通信，以获得指示由所述成像系统确定的所述多个控制点的至少一子集的第二被测量的空间位置的数据，其中，所述分析模块将所述第一已知空间位置与相应的第二测量的空间位置相比较，并且对于所述多个控制点的至少所述子集，计算在所述第一已知空间位置和所述相应的第二测量的空间位置之间的任何确定的变化的标记。通过下面的结合附图描述，本发明的这些和其他目的以及优点将变得更加明显。

附图说明

[0031] 图 1 是使成像系统（例如用于图像指导治疗的成像系统）的空间失真误差特征化的系统的一个实施方式的示意图。

[0032] 图 2 是在成像系统中使空间失真特征化的实施方式的流程图。

[0033] 图 3 是成像空间或容积的一个实施方式的详细示意图，例如在具有期望目标区域或容积和多个治疗路径的图像指导治疗系统中。

[0034] 图 4 是固定在立体定位框架上的高密度网格体模的一个实施方式的立体图。

[0035] 图 5 是在图像空间内识别控制点的空间位置的计算机实施算法的实施方式的流程图。

具体实施方式

[0036] 图 1 示意性地示出了一种系统的实施方式,该系统用于使可能在由成像系统 102 获取的图像数据中的出现的空间失真特征化。成像系统 102 可由众多成像技术中一种或多种组成,所述成像技术包括但不限于 MRI、CT、SPECT 和 PET。成像系统 102 可无源地监控一种或多种类型的来自成像容积或空间的放射。成像系统 102 还可产生或发射场、能量和 / 或粒子并对这些用成像容积发射或产生的能量和 / 或粒子的交互作用进行监控。

[0037] 如前所述,已知的成像系统 102 至少存在某些空间失真度。至少在某些应用中,通常空间失真至少是部分可重复的并且可称为依赖机器的失真。通常这样的失真依赖于给定成像系统 102 的设计和结构以及成像形态的性质。在某些应用中,空间失真还可能至少部分地依赖于被成像材料的物理特性。在一些已知的成像系统 102 中,空间失真可能导致给定点的实际位置与被测出的如由成像系统 102 所确定的空间位置之间的差异。虽然空间失真通常根据各个成像系统 102 变化,但空间失真通常能够在大约几毫米至几厘米的量级的误差范围内变化。本文描述的实施方式便于对成像容积中的大量控制点的这类误差进行精确识别和特征化,并便于校正任何失真或误差,以便有助于更精确地传输用于指导治疗的图像。

[0038] 该系统包括三维或 3D 体模 (phantom) 104。该体模 104 包括特别选择的材料,使得通过相关成像系统 102 区别于周围的材料。3D 体模 104 可包括在三维方向延伸的网格或框架结构,该结构包括多个相互连接的固体伸长部件。邻接的伸长部件的连接或交叉限定了多个三维地空间分布的控制点 105。单个伸长部件可被看作桩或柱。单个伸长部件可以基本笔直或可限定弯曲结构。还可以是基本笔直的部件和弯曲部件的组合。

[0039] 在某些实施方式中,3D 体模 104 由中空元件构成,中空元件可以填充液体,该流体包含可由相关成像系统 102 方便地区别于周围材料的造影剂或放射性材料。这些流体圆柱的连接或交叉限定多个三维地空间分布的控制点 105。单个中空伸长部件可以基本笔直或限定弯曲结构。还可以是基本笔直部件和弯曲部件的组合。

[0040] 3D 体模 104 基本具有刚性结构,因此控制点 105 相对于彼此基本保持在固定的时间不变的空间位置。这允许 3D 体模 104 以高精度保持大量三维分布并具有可知空间位置的控制点 105。在某些实施方式中,给定控制点 105 的空间位置具有约 0.1mm 或 100 μ 或更佳的已知精度。在某些实施方式中,3D 体模 104 将控制点 105 保持在 0.06mm 或 60 μ 或更佳的已知精度。通常,虽然优选更高精度的已知空间位置,但可以基于给定 IGT 的速度和成本考虑和需要精度指示多种水平的精度。

[0041] 在某些实施方式中,形成 3D 体模 104 以通常符合期望的图像空间或容积 120 (见图 3) 的轮廓和尺寸。图像空间或容积 120 通常符合这样的空间容积,成像系统 102 将从该空间容积中获取测量值并从该空间容积创造虚拟图像。在许多应用中,图像空间或容积 120 将相对于立体定位框架 108 固定。3D 体模 104 的配置和尺寸可与所关心的图像空间或容积 120 相匹配。

[0042] 在某些实施方式中,3D 体模 104 可包括在三维地延伸的网格,该网格围绕合并的内部容积形成,该内部容积模拟或复制已知的解剖结构和 / 或移植物以生成主一从成像失真。例如,容纳有空气的鼻窦在基于 MR 的大脑成像中可以产生失真。对于单个病人来说,通过对解剖结构和 / 或移植物的失真进行评估,可以显著提升图像指导治疗的精度。

[0043] 例如,图像指导治疗经常用于活体具体部位的局部处理,例如病人头部内的所关心的区域。因此,至少在某些应用中,成像系统 102 不需要并可以不对整个活体的图像数据进行显影。因此,3D 体模 104 的配置和大小可通常与所关心的区域相适应。虽然图 1 示出了通常具有圆柱形轮廓或形状的 3D 体模 104 的实施方式,但这只是一个实施方式的简单说明。在其他实施方式中,3D 体模 104 可具有其他形状或轮廓,包括但不限于球体、立方体、长方体、三角体和其他几何体形状。在又一些实施方式中,3D 体模 104 可以描述不规则几何体,例如类似人体的轮廓。其他形状和轮廓是可能的。

[0044] 在多种实施方式中,给定成像系统 102 可以使用或能够使用一个或多个坐标系对成像系统产生的虚拟图像进行显影。例如,给定成像系统 102 可使用笛卡尔坐标、球面坐标或极坐标和 / 或柱面坐标。因此,至少在某些实施方式中,优选地构造 3D 体模 104,从而以这样的方式对控制点 105 进行空间定向和匹配,使其配合相关成像系统 102 所使用的具体坐标系。因此,在多种实施方式中,3D 体模 104 可具有通常沿直角坐标轴或笛卡尔坐标轴、极坐标轴或球面坐标轴、或柱面坐标轴定位的控制点 (105)。

[0045] 根据给定应用的需要,单个控制点 105 通常可均匀分布在 3D 体模 104 中或分布在大量非均匀分布区域中。在一个非限制性实施方式中,3D 体模 104 包括多个控制点 105,控制点 105 以基本均匀的分布排列并具有约 8mm 的点到点间隔。该实施方式可包括由聚酰胺形成的 3D 体模 104。已经发现这种实施方式在具有 MRI 技术的成像系统 102 中对空间失真特征化时特别有效。

[0046] 如前所述,成像系统 102 经常与立体定位框架 108 组合使用。立体定位框架 108 通常保持基本固定的精确的空间参考点或原点,在成像过程和处理过程中,该空间参考点或原点可被保持。例如,在某些实施方式中,立体定位框架 108 可包括立体定位环,该立体定位环被配置以使病人头部保持在相对固定的稳定位置。在一个实施方式中,包括固定装置 106,固定装置 106 刚性地连接至体模 104 与立体定位框架 108。在某些实施方式中,固定装置 106 与体模 104 的连接是基本上永久性的,在其它实施方式中,该连接可以移除或拆卸。至少在某些应用中,通常固定装置 106 和立体定位框架 108 之间的刚性连接优选为可移除的。这方面提供了相对于立体定位框架 108 刚性地固定 3D 体模 104 的优点,但是在临时性或可移除方式中。这便于利用相同的立体定位框架 108,用来对 3D 体模 104 进行成像以及进行传送治疗,例如来自治疗源 109。

[0047] 如前所述,当对来自图像空间或容积 120 的图像数据进行显影时,通常给定成像系统 102 至少存在某些空间失真度。通过对 3D 体模 104 的一个或多个实施方式进行成像,成像系统 102 可以对被测量的位置数据 (例如多个控制点 105) 进行显影。该被测量位置数据可以与控制点 105 的已知位置相比较,由于 3D 体模 104 包括基本刚性的结构,该结构刚性地连接至限定已知空间参考点或零点的立体定位框架 108。

[0048] 在一个实施方式中,由成像系统 102 获取的图像数据可以传送至分析模块 110。分析模块 110 可包括存储在计算机可读存储媒介上的机器可执行代码,其中配置该代码以使

计算机系统完成本文描述的一个或多个实施方式所述的动作。分析模块 110 可具有 3D 体模 104 的多个控制点 105 的已知位置数据。因此,给定控制点 105 的已知位置可包括第一已知空间位置 150(图 2)。如成像系统 102 所确定的相同控制点 105 的被测量空间位置可包括第二被测量或被成像空间位置 152(图 2)。可以配置分析模块 110 以使多个控制点 105 的每个第一已知空间位置 150 与第二被测量空间位置 152 相比较,并且使用该比较来使任何由该比较指示的空间失真特征化。

[0049] 通过使用计算机处理和相关应用软件和存储器,分析模块 110 可快速地将分布在图像空间 120 中的大量控制点 150 的第一和第二空间位置 150、152 之间的任何空间失真特征化。根据给定应用的需求,分析模块 110 可分析全部或基本上全部的包括 3D 体模 104 的控制点 105。在某些应用中,分析模块 110 可仅分析全部多个控制点 105 中的一个选定子集。可以理解,可基于具体应用的需要和需求来选择控制点 105 的选定子集的具体边界/参数。

[0050] 在某些实施方式中,成像系统 102 和分析模块 110 之间的通讯是双向的。在这些实施方式中,可进一步配置分析模块 110 以提供校正信息,从而对任何被识别的空间失真进行调整和校正。因此,在某些实施方式中,分析/校正模块 110 可从成像系统 120 中获取图像数据,对于任何已指示的空间失真分析该数据,并且将返回数据和/或命令提供至成像系统 102。因此,在某些实施方式中,成像系统 102 可配合分析/校正模块 110 提供已校正的数据 112。

[0051] 可以理解,在某些实施方式中,分析/校正模块 110 与成像系统 102 在物理上可以是结合为一体的。在某些实施方式中,分析/校正模块 110 与成像系统 102 可以是物质上分离但可以相互通讯的。还可以理解,分析/校正模块 110 的操作不需要与来自成像系统 102 的图像数据的产生或通讯同时发生。因此,相对于成像系统 102 的操作,通过如本文所述的多个实施方式实施的分析和校正过程可在线下进行,或可至少部分地与其同时发生。在某些实施方式中,空间失真的分析与图像数据的产生基本同时或同时发生。

[0052] 在某些实施方式中,成像系统 102 和分析/校正模块 110 之间的通讯可以从成像系统 102 至分析/校正模块 110 单向的通讯。因此,在某些实施方式中,已校正数据 112 可从分析/校正模块 110 获取,但不一定提供至成像系统 102 本身。因此,当成像系统 102 仅提供“原始数据”或具有空间失真的数据时,已校正数据 112 可以被提供给临床医生或其它用户使用。

[0053] 在其他实施方式中,分析模块 110 可以仅为给定成像系统 102 中出现的任何空间失真提供分析。例如,在某些实施方式中,分析模块 110 可产生并传输校正因子 114,该校正因子 114 指明了一个或多个控制点 105 的第一已知空间位置 150 和第二被测量或被成像空间位置 152 之间的任何差异的量级和方向。基于给定的应用需要,校正因子 114 可被临床医生或其它用户或其它以计算机为基础的系统利用。因此,至少在某些实施方式中,成像系统 102 和分析模块 110 都不需要必须提供图像空间 120 的最终已校正的图像数据 112。

[0054] 图 2 示出了在成像系统中使空间失真特征化的方法的实施方式的流程图。方法 200 开始于起始方框 202,起始方框 202 通常描述成像系统 102 和立体定位框架 108 的安装和初始校准。起始方框 202 可包括立体定位框架 108 进行校准和定位以便精确限定空间参考点或零点。

[0055] 在方框 204 中,对期望的成像容积 120 进行估算。方框 204 可包括建立期望的成像容积 120 的总体轮廓和尺寸。在方框 206 中,期望的坐标系被确定。方框 206 中的期望坐标系经常基于相关成像系统 102 的特征和设计来确定。在许多应用中,虽然笛卡尔坐标被临床医生和其他用户广泛应用和理解,但也可以使用球面和柱面坐标系。

[0056] 在方框 210 中,期望的控制点间隔被确定。各个控制点 105 之间的期望间隔可基于相关成像系统 102 的成像技术以及其具体的操作参数变化。期望的控制点 105 间隔还可以依靠随后被成像的病人组织的材料性质而变化。方框 210 还包括确定控制点是否被期望的基本均匀或非均匀地间隔。例如,在某些应用中,由成像系统 102 限定的图像空间 120 可基本大于所关心的实际区域或容积,例如处理容积或区域 122(图 3)。因此,至少在某些应用中,可以更加及时有效地以非均匀方式分配控制点 105。例如,可以在全部图像空间 120 的一部分内更加紧密的对控制点 105 进行间隔,以获取在较大图像空间 120 内的所关心的较小区域 122 中的空间失真的更多精确特征。这可以简化 3D 体模 104 的构建并且减少在不太关心的区域内特征化空间失真所需的处理开支。

[0057] 在方框 212 中,3D 体模 104 的三维模型被创造。方框 212 可包括使用数字设计工具,例如计算机辅助设计 (CAD)/ 计算机辅助制造 (CAM)。

[0058] 在方框 212 中,基于方框 212 中显影的三维模型构建 3D 体模 104,以便对选定的具有第一已知空间位置和其相关位置的多个控制点 105 进行限定。在一个实施方式中,方框 214 使用一种或多种快速原型技术,例如选择性激光烧结 (SLS)。

[0059] 在一个实施方式中,方框 214 使用附加的制造技术,其利用高能量激光通过空间高精度控制方式选择性地熔化聚酰胺塑料的相对小的颗粒或粉末。在一个实施方式中,通过随后根据方框 212 中显影的 3D 体模模型的轮廓和尺寸扫描粉末状聚酰胺的床体的横截面,方框 214 选择性地熔化粉末化聚酰胺。由于扫描每个横截面,因而粉末聚酰胺熔化以形成 3D 体模 104 的层或面。可额外的聚酰胺粉末至每个扫描的横截面并且以自下向上或端到端的方式构造 3D 体模 104。

[0060] 基于方框 212 中开发的精确的三维模型的选择性激光烧结过程的组合生成具有以高精度布置的大量控制点 105 的 3D 体模 104。如前所述,在某些实施方式中,控制点 105 的定位精度为 $100\ \mu$ 或以上。在某些实施方式中,控制点 105 的定位精度为 $60\ \mu$ 或以下。在其他实施方式中,可以利用其它快速原型技术,包括但不限于熔化沉积建模 (FDM) 和 / 或连续平板印刷 (SLA)。还可以理解,包括聚酰胺的 3D 体模 104 仅仅是一个非限制性实例并且其他实施方式可依靠给定应用的需求使用除前述的聚酰胺之外的其它材料或替代物。

[0061] 在方框 216 中,3D 体模 104 固定在成像空间 120 中,例如通过固定装置 106 至 3D 体模 104 和立体定位框架 108 的连接。因为立体定位框架 108 限定已知和已校准的空间参考点或零点,并且因为控制点 105 的相对位置也是固定和已知的,所以每个单个控制点 105 的真实的空间位置是在高精度下是已知的。方框 216 还包括用一个或多个成像系统 102 对 3D 体模 104 的成像以获取第二被测量或被成像的位置数据 152。

[0062] 在方框 218 中,利用计算机执行的算法在图像空间 120 内自动探测体模控制点 105。如前所述,采用方法 200 的实施方式的装置可包括:机器可执行代码,存储在计算机可读存储媒介中并被配置以使计算机执行本文描述的过程。

[0063] 在方框 218 中,3D 低通滤波器被应用至原始图像容积。确定和使用具体设计以匹

配形成控制点 105 的网格交叉点的结构的卷积核。因此对每个体模 104 的几何形状和尺寸来说,卷积核是定制的。对于包括由直线排列的桩或柱形成的矩形网格阵列的实施方式,优选地被使用的核通常具有三维加号的形状。可以为控制点 105 的其他构造选择和使用其他核。卷积的目的是增加图像交叉点中的像素的亮度。卷积后的交叉点比周围网格更加明亮约 50%。

[0064] 随后找到卷积图像集合在 x、y 和 z 方向上的控制点 105 的局部最大值。找到这些最大值可以为网格交叉(例如,各个控制点 105 的空间位置)的坐标提供 ± 0.5 像素或更大精度的初始估算。为了改善估算,用补零法对 x-y, x-z 和 y-z 平面中的穿过每个局部最大值的图像亮度曲线进行重新取样。用三条重新取样的曲线的重心作为网格交叉的坐标的新估算值。

[0065] 通过将本文描述的自动探测程序的实施方式的获取的间距和用高精度卡尺获取的测量值进行比较,可以用实验的方法确定这些用于识别多个控制点 105 的被测量第二坐标的实施方式的精度。获取的精度是意想不到的确定结果。

[0066] 在方框 220 中,对成像系统的第二已指示或被测量空间位置与控制点 105 的至少一个子集的第一已知空间位置进行了比较。方框 220 可返回在适当坐标系中被分解为三维中每一个的任何被探测失真的量级和方向。方框 220 还可以返回任何被探测失真的量级和方向作为在适当坐标系中的失真矢量。方框 220 可返回结果作为多个单个空间失真的标记。方框 220 还可以返回结果作为多个单个空间失真的一个或多个复合或广义的失真标记。

[0067] 在方框 222 中,可对来自图像系统 102 的原始图像数据进行任何已指示的调整或校正,以获得已校正或已标准化的图像数据 112。如前所述,方框 222 的该校正可由分析/校正模块 110、成像系统 102 或单独的组件或步骤执行。由于大量控制点 105 和相应的大量可能的空间失真数据,通常本文所述的计算和校正强烈地优选由计算机执行的处理来进行。

[0068] 图 3 示意性地示出了图像空间或容积 120 的一个实施方式的更多细节。如前所述,立体定位框架 108 为形成于图像空间 120 中的位置测量值限定空间参考点和零点。在该实施方式中,用户对图像空间 120 内的子集或较小区域 122 愈发感兴趣。在一个实施方式中,子集或较小区域 122 对应于形成较大全部图像空间 120 的子集或较小区域的处理空间 122。处理空间 122 可空间地对应于用于来自治疗源 109 的任何多种治疗形式的未来目标位置。处理可包括一个或多个加速质子治疗、电离辐射、红外线照射、激光等等。图 3 还示出了使处理空间 122 交叉并对治疗经由不同的空间途径的传送进行示意性指示的第一和第二处理路径 124a、124b。因此,实施方式不但可提供图像空间 120 中所关心的处理空间或容积 122 的空间失真的特征化,还可以提供穿过图像空间 120 的一个或多个处理路径 124。

[0069] 图 4 示出了刚性连接至固定装置 106 并因此连接至固定的立体定位框架 108 的 3D 体模 104 的一个实施方式的更多细节。在某些实施方式中,包括体模 104 的材料至少对于成像系统 102 的一些实施是不可见的。例如,通常聚酰胺材料对基于 MRI、SPECT 和 PET 的成像系统 102 是不可见的。

[0070] 因此,一个实施方式还包括被配置以封闭体模 104 的腔 130。图 4 中的腔 130 示出为透明的以便于观察体模 104,然而腔 130 被配置以流体密封的方式封闭体模 104。优选

地,由图像系统 102 可见的对比材料 132 填满腔 130。对比材料 132 可包括:硫酸铜溶液或矿物油,用于基于 MRI 的成像系统 102。对比材料 132 可包括:伽马射线或正电子发射物质,用于基于 SPECT 或 PET 的成像系统 102。对比材料 132 允许成像系统 102 “看见”体模 104 和可见对比材料 132 的边界并因此在图像空间 120 中识别控制点 105 的位置。

[0071] 在一个实施方式中,腔 130 还包括一个或多个访问端口 134。访问端口 134 提供通道以引导对比材料 132。访问端口还便于从腔 130 中清除收集的空气和气泡。当需要相对于立体定位框架 108 改变网格控制点 105 的位置时,访问端口 134 还提供向体模 104 的访问。

[0072] 例如,在基于框架的图像引导处理(是图像引导治疗的最精确形式)中,图像和处理空间均参考立体定位框架 108。可优选地参考相同立体定位框架 108 来表示已通过体模 104 识别的任何空间失真的位置。在实践中,一旦将体模 104 放置于腔 130 中,腔 130 就被牢固地连接至立体定位框架 108。该系统可以访问计量实验室以精确测量控制点 105 相对于立体定位框架 108 的基准点的网格位置。虽然上述基准点可根据立体定位框架 108 的具体实施进行变化,但仍可被看作是立体定位框架 108 的坐标系。

[0073] 根据本文描述的实施方式的以可获得的空间精度形成 3D 体模 104 的合适的材料和加工方法以前还没有被利用过。对依靠相应的大量参考数据获取的作为结果的大量数据进行分析的合适的方法也没有被利用过。空间失真的问题已经存在,但适合的解决方案早先已证明是难懂的。早先的尝试已经没有能力为给定应用(如所公开的实施方式)提供精度和专属性。参考图像指导治疗背景中的成像系统 102 可以理解,本文所述和所示的实施方式可以有利地用于各种各样的成像系统。

[0074] 尽管本发明优选的实施方案显示、描述和指出了本发明的如应用到这些特殊的实施方案中的新颖特征,但应该理解以被描述的设备的各种细节的形式进行的省略、替换和改变可由本领域的普通技术人员在不背离本发明的范围的情况下做出。因此,本发明的范围不局限于上面的描述,而是由附加的权利要求书来限定。

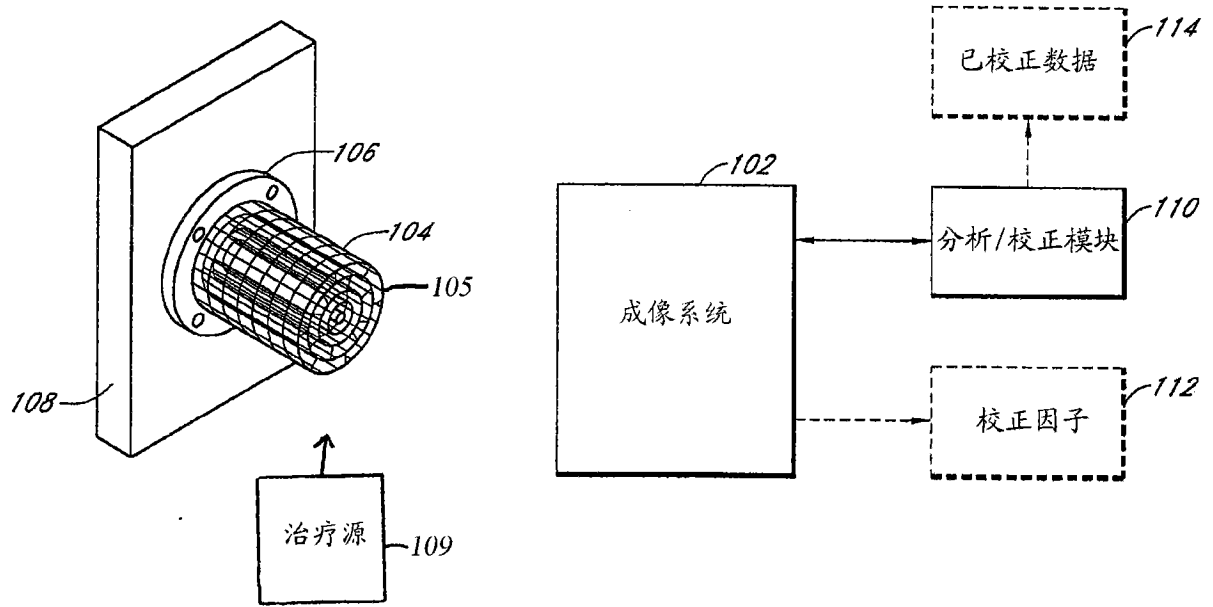


图 1



图 2

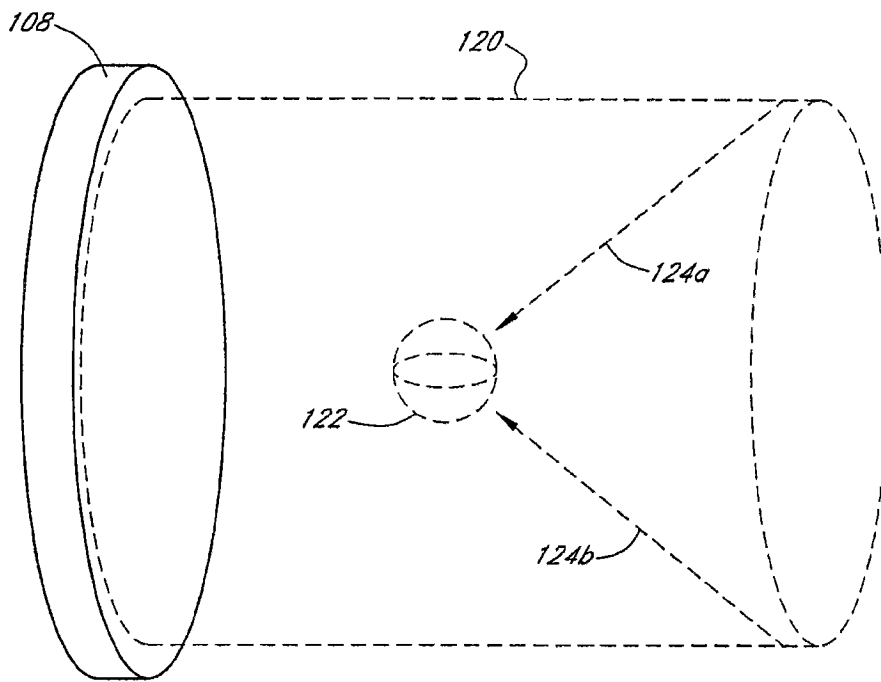


图 3

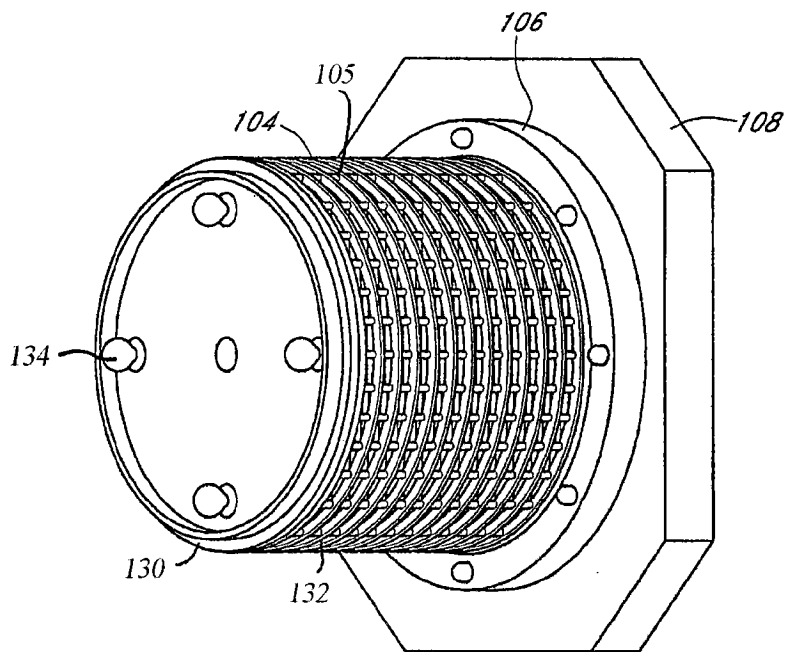


图 4

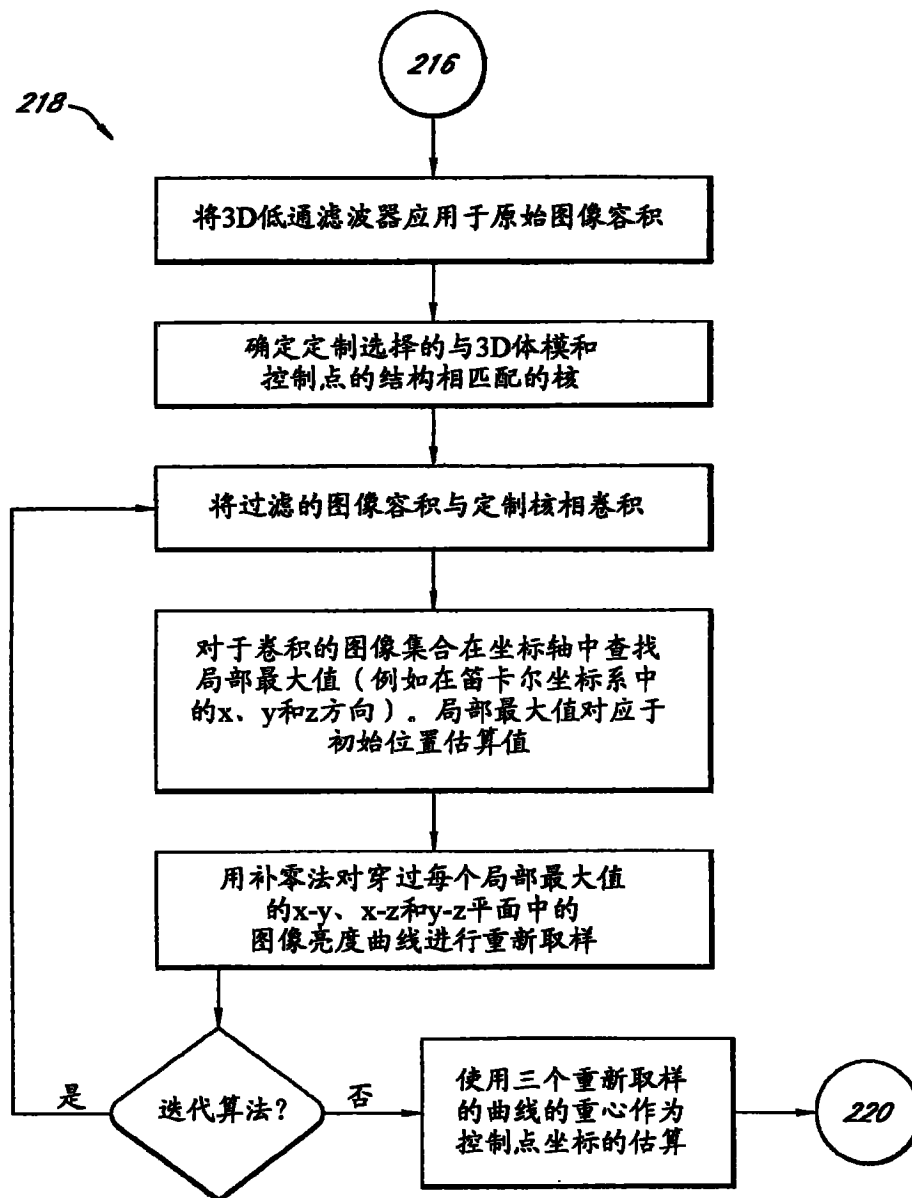


图 5