



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111403017 B

(45) 授权公告日 2023. 08. 18

(21) 申请号 202010000584.8

(22) 申请日 2020.01.02

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111403017 A

(43) 申请公布日 2020.07.10

(30) 优先权数据
19150246.7 2019.01.03 EP

(73) 专利权人 西门子医疗有限公司
地址 德国埃朗根

(72) 发明人 J. 马格拉吉亚 G. 克莱因齐格
M. 斯特卢米亚 A. 雷根斯伯格

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105
专利代理师 孙宛晨

(51) Int. Cl.
G16H 40/60 (2018.01)

G16H 30/20 (2018.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2015073765 A1, 2015.03.12

US 2014276937 A1, 2014.09.18

US 2016217560 A1, 2016.07.28

CN 102247114 A, 2011.11.23

EP 2277441 A1, 2011.01.26

WO 2018108640 A1, 2018.06.21

CN 108492693 A, 2018.09.04

US 2012226145 A1, 2012.09.06

WO 2017009572 A1, 2017.01.19

US 2017209071 A1, 2017.07.27

AU 2013206620 A1, 2013.07.18

审查员 肖横洋

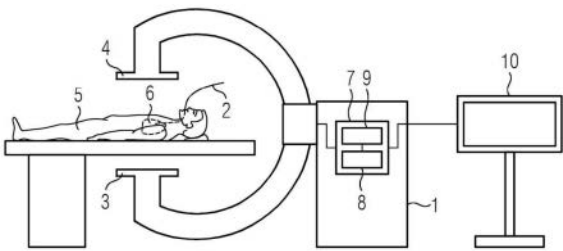
权利要求书2页 说明书11页 附图1页

(54) 发明名称

医学辅助设备、系统、和用于确定对象的变形的方

(57) 摘要

本发明涉及一种医学辅助设备(1)、系统(1、2)、用于确定对象(5、6)的变形的方(11)、对应的计算机程序(11)和对应的计算机可读存储介(8)。对于本发明,获取了对象(5、6)的未扰动图像数据和机器人仪器(2)的姿态数据。医学辅助设备(1)被配置为基于生物力学模型确定由于对象(5、6)和机器人仪器(2)之间的物理接触而导致的对象(5、6)的变形。提供未扰动图像数据和机器人仪器(2)的姿态和/或运动作为生物力学模型的输入。基于由传感器测量的应变和/或刚度来预先确定或生成和/或更新生物力学模型。



1. 一种医学辅助设备(1), 包括

- 数据获取单元(3、4), 被配置为获取对象(5、6)的未扰动图像数据和相对于所述未扰动图像数据的坐标系的机器人仪器(2)的姿态数据, 其中, 所述未扰动图像数据示出没有被所述机器人仪器(2)变形时的所述对象(5、6),

- 数据处理单元(7), 连接到所述数据获取单元(3、4), 并被配置为基于所述对象(5、6)的生物力学模型以及基于作为所述生物力学模型的输入提供的所述未扰动图像数据和由姿态数据所指定的机器人仪器(2)的姿态和/或运动, 来确定由于所述机器人仪器(2)与所述对象(5、6)之间的物理接触而导致的所述对象(5、6)的变形, 其中, 所述生物力学模型是

- 预先确定的, 或者

- 基于由所述机器人仪器(2)的传感器系统测量并由所述数据获取单元(3、4)从中获取的应变和/或刚度来生成和/或更新的。

2. 根据权利要求1所述的医学辅助设备(1), 其特征在于, 所述生物力学模型是所述对象(5、6)的有限元模型和/或实现尽可能严格的形状操纵的计算机图形模型。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的医学辅助设备(1), 其特征在于, 所述生物力学模型是从所述对象(5、6)的超声数据生成的。

4. 根据权利要求1所述的医学辅助设备(1), 其特征在于, 所述数据处理单元(7)被配置为取决于所述姿态数据自动地执行对于从所述对象(5、6)的图像和包含虚拟模型的重叠图像生成的组合图像的运动补偿。

5. 根据权利要求4所述的医学辅助设备(1), 其特征在于, 所述医学辅助设备(1)包括荧光透视, 用于在机器人仪器(2)与所述对象(5、6)接触时, 捕获对象(5、6)的实时荧光透视图像作为所述图像, 并且为了执行运动补偿, 所述数据处理单元(7)被配置为相对于所述荧光透视图像连续地调整所述重叠图像的位置。

6. 根据权利要求4或5所述的医学辅助设备(1), 其特征在于, 所述医学辅助设备(1)包括数据存储器(8), 所述数据存储器包含所述对象(5、6)的介入前图像数据集作为所述图像, 所述介入前图像数据集包括未扰动图像数据, 以及包含基于介入前图像数据集的所述对象(5、6)的分割作为所述重叠图像, 并且为了执行运动补偿, 所述数据处理单元(7)被配置为相对于介入前图像数据集连续地调整所述分割的轮廓或区域。

7. 根据权利要求4或5所述的医学辅助设备(1), 其特征在于, 所述医学辅助设备(1)包括数据存储器(8), 所述数据存储器包含所述对象(5、6)的介入前图像数据集作为所述图像, 所述介入前图像数据集包括未扰动图像数据, 并且为了执行运动补偿, 所述数据处理单元(7)被配置为相对于介入前图像数据集连续地调整所述对象(5、6)的预先确定的感兴趣区域的位置和/或轮廓。

8. 根据权利要求4或5所述的医学辅助设备(1), 其特征在于, 所述医学辅助设备(1)中的所述数据处理单元(7)被配置为自动地生成用于所述机器人仪器(2)的控制信号, 所述控制信号包含指令, 该指令用于使机器人仪器(2)相对于所述对象(5、6)自动移动以自动确定对象(5、6)的作为生物力学模型的参数的特性, 所述特性包括刚度或弹性。

9. 一种系统, 包括根据前述权利要求中任一项所述的医学辅助设备(1)和经由数据连接而连接到所述医学辅助设备(1)的机器人仪器(2), 所述机器人仪器(2)包括定位传感器系统, 所述定位传感器系统被配置为自动地确定姿态数据并且通过所述数据连接将所述姿

态数据提供给所述医学辅助设备(1)。

10. 一种用于确定对象(5、6)的变形的方方法(11),包括以下步骤:

- 获取对象(5、6)的未扰动图像数据和相对于所述未扰动图像数据的坐标系的机器人仪器(2)的姿态数据,其中,所述未扰动图像数据示出没有被所述机器人仪器(2)变形时的所述对象(5、6),

- 基于对象(5、6)的生物力学模型处理所述姿态数据以确定由于机器人仪器(2)与所述对象(5、6)之间的物理接触而导致的所述对象(5、6)的变形,其中,提供未扰动图像数据和由所述姿态数据所指定的机器人仪器(2)的姿态和/或运动作为生物力学模型的输入,并且其中,所述生物力学模型为

- 预先确定的,或者

- 基于由所述机器人仪器(2)的传感器系统测量并由数据获取单元(3、4)从中获取的应变和/或刚度来生成和/或更新的。

11. 根据权利要求10所述的方法(11),其特征在于,基于所述未扰动图像数据来预先确定所述生物力学模型。

12. 根据权利要求10或11所述的方法(11),其特征在于,执行未扰动图像数据的坐标系与其中确定姿态数据的坐标系之间的配准,其中确定姿态数据的所述坐标系包括被配置为确定姿态数据的机器人仪器(2)的传感器系统的坐标系。

13. 根据权利要求10或11所述的方法(11),其特征在于,在所述机器人仪器(2)与所述对象(5、6)接触时,借助于能够描绘所述机器人仪器(2)的成像模态来捕获所述机器人仪器(2)和所述对象(5、6)的实时图像数据,所述实时图像数据是通过所述数据获取单元(3、4)获取的,并且所述姿态数据是从所述实时图像数据推断的。

14. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,当通过计算机执行所述计算机程序时,使得所述计算机进行根据权利要求10至13中任一项所述的方法(11)的步骤,其中所述计算机是根据权利要求1至8中任一项所述的医学辅助设备(1)和/或根据权利要求9所述的系统。

医学辅助设备、系统、和用于确定对象的变形的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学辅助设备、系统和用于确定对象的变形的方法。本发明还涉及对应的计算机程序和对应的计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 在体内流程或介入的情况下，需要外科医生或医师能够到达并清楚地看见感兴趣区域与最小化各个对象或患者的创伤的期望常常矛盾。相比于全侵入型开放外科手术，利用微创外科手术、支气管镜检查、血管内或胃肠道内窥镜检查等，可以将患者的创伤降到最低。然而，这些技术确实面临这样的问题，即必须将各个仪器或医学工具导航到通常不能由外科医生直接观察到的感兴趣区域。对于该问题的过去的解决方案包括获取各个患者的操作前或术前的数据集，作为规划各个仪器或者医学工具路径的基础，和/或利用实时成像技术(例如，荧光透视引导)在流程期间监视仪器或者医学工具的进程。

[0003] 但是，这些解决方案确实仍然面临多个问题。例如，例如由于呼吸运动、心跳、和/或由于患者与仪器或者医学工具本身之间的接触，可以存在解剖结构变形以及部分解剖结构的移位或错位。因此，接触意味着患者的身体和仪器或工具可能会彼此物理相互作用。结果，基于操作前数据的仪器的体内路径(例如，到达肺部病变以进行活检)可能是非常不准确的，并且可能会导致无法到达各个感兴趣区域的多次失败的尝试，和/或导致整个流程的失败。之所以如此，是因为在任何时刻，当执行该流程或介入时，除了由于呼吸运动和/或心跳引起的变形之外，插入仪器和引导仪器穿过患者导致组织变形或者错位，这未被考虑在操作前数据集(例如，操作前CT图像)中。因此，仪器的计划或预先计算的路径可能无法反映流程中患者的解剖结构。特别地，各个感兴趣区域的位置可能改变，例如，病变的位置或地点。

[0004] 仪器经过气道的导航特别具有挑战性，因为通常在各个流程或介入期间不使用造影剂，这使得气道在荧光透视下基本不可见。由于在经过气道的导航期间没有实时参考，诸如高对比度的血管树，因此，诸如提供解剖结构或感兴趣区域的重叠图的传统方法可能很难利用正确的相对定位来实现。过时的或不准确的重叠图或者重叠图的定位也可能导致在例如支气管镜的插入或导航期间的多次试验性的导航尝试，并且总体上不支持外科医生或医师或医务人员有效而高效地到达或导航到诸如周围性病变的感兴趣区域，。

[0005] Peter Fisher等人在出版物DOI:10.1007/978-3-319-24553-9_35中发布的出版物“x射线透视的层中由替代驱动的呼吸运动和估计”(Surrogate-Driven Estimation of Respiratory Motion and Layers in X-Ray Fluoroscopy)中详细介绍了另一种解决方案。其中，为了获得合理的运动，以替代信号的形式包括每个运动层的先验信息。具体地，使用多种多样的学习从图像中提取呼吸信号。然后，该呼吸信号用来定义替代驱动的运动模型，在使能运动估计之前，该模型被并入到具有平滑度的能量最小化框架中。然而，这种解决方案确实需要根据呼吸周期来估计运动模型，并且不考虑由于插入的仪器或工具而引起的任何变形或解剖结构移位，并且依赖于呼吸的规律性，然而并不能在大多数病人中可靠

地保证这种规律性。

发明内容

[0006] 本发明的目的是在涉及机器人仪器的流程期间向医务人员提供技术辅助。此目的通过独立权利要求的主题实现。在从属权利要求以及说明书和附图中指示了具有本发明的有利改进的有利实施例。

[0007] 根据本发明的医学辅助设备至少包括数据获取单元和数据处理单元。医学辅助设备例如可以是计算机或者包括计算机。然后,数据获取单元可以包括接口,通过该接口可以从一个或多个不同的外部源(诸如,医学成像设备或数据存储单元)获取数据。医学辅助设备还可能包括被配置为对对象(诸如,患者或者患者的一部分)进行成像的成像设备或者成像模态,诸如例如X射线设备或MRI设备(MRI:磁共振成像)或超声设备等。在这种情形下,获取对应的图像数据可以包括直接地从各个对象来测量或捕获这样的图像数据。

[0008] 作为本发明的一部分,数据获取单元被配置为获取对象的未扰动图像数据和相对于未扰动图像的坐标系(即,用于捕获未扰动图像数据的成像设备或成像模态的坐标系)的机器人仪器的姿态数据。其中,未扰动图像数据显示了没有被机器人仪器变形、错位或影响时的对象。由此,未扰动应当具有不被机器人仪器变形、错位或者影响的含义。例如,对象的未扰动图像数据可以是或者包括操作前图像或者图像数据集,诸如,CT或MR图像,特别是3D图像。优选地,未扰动图像数据可以是或者包括对象的分割或者对象的图像或图像数据集。

[0009] 特别地,机器人仪器的姿态数据可以包括或定义或表征机器人仪器的姿态和/或运动,以及其几何形状或形状和/或几何形状或形状的变化。特别地,姿态数据可以是空间分辨的和/或时间分辨的,这意味着可以跟踪机器人仪器以获取或确定姿态数据。可以通过不同的手段和通过不同的方法来实现对机器人仪器的跟踪和/或获取或确定姿态数据,例如借助于可以跟踪机器人仪器本身的跟踪系统(诸如,电磁跟踪系统)和/或布置在机器人仪器上或作为机器人仪器一部分的一个或多个定位标记器,其他的可能性将在下文描述。例如,机器人仪器可以是或者包括机器人可控制的导管或内窥镜,例如,具有“蛇机器人”、探针、活检仪器和/或类似物的形式。

[0010] 数据处理单元连接到数据获取单元,并且被配置为确定由于机器人仪器与对象之间的物理或力学接触而导致的对象的变形。数据处理单元被配置为基于对象的生物力学模型、未扰动图像数据以及由姿态数据所指定的机器人仪器的姿态和/或运动来确定该变形。其中,姿态数据,特别是机器人仪器的姿态和/或运动,作为生物力学模型的输入而提供。还可以提供未扰动图像数据作为生物力学模型的进一步的输入,例如,用作确定或定义变形的空间参考点,即,对象的任何移动、错位、和/或形式或形状的改变,或者由于机器人仪器而引起的上述的一部分。

[0011] 生物力学模型可以是预先确定的,这意味着可以对其进行预先组装或预定义,并将其存储在医学辅助设备(特别是数据处理单元)的数据存储器、存储设备或存储介质中。优选地,可以基于未扰动图像数据预先确定或由未扰动图像数据生成生物力学模型。可替代地,生物力学模型可以是,特别是自动地基于由机器人仪器的传感器系统测量并由数据获取单元从其中获取的应变和/或刚度生成和/或更新。这可以表示为对象和/或机器人仪器的应变和/或刚度。

[0012] 机器人仪器的传感器系统可以包括一个或多个应变传感器、刚度传感器、压力传感器、力传感器、动量传感器、角度传感器等。由传感器系统测量和提供的传感器数据可以由数据获取单元经由数据获取单元或医学辅助设备与机器人仪器之间的对应数据链接或数据连接自动地获取。数据链接或数据连接可以是有线或者无线的。

[0013] 优选地,生物力学模型可以从单独的对象诸如未扰动图像数据的操作前数据集生成。可替代地,可以使用一般的生物力学模型,例如,人体的特定部分或器官类型的生物力学模型。

[0014] 预先确定的生物力学模型可以有利地允许以减少的现场资源,即具有相对较低的计算能力的医学辅助设备来实现和应用本发明。另一方面,在根据本发明的医学辅助设备的使用或操作期间生成和/或更新生物力学模型可以有利地允许改进本发明或其应用的灵活性、准确性和/或可定制性。例如,取决于机器人仪器的装置或配置、情境需求、和/或取决于机器人仪器在各个对象的哪个部分被使用,可以确定不同的参数或特性以定义、定制或适配于生物力学模型。还可以组合这些可能性,这意味着可以预先确定生物力学模型,然后对其进行更新或适配。例如,更新生物力学模型可以包括将针对一种或多种特性的预先确定、假定或者估计值,诸如对象的或者对象的一部分的刚度、对象的尺寸、对象和相邻组织之间的距离等改变为已经基于从机器人仪器获取的姿态数据和/或传感器数据测量或确定的值。例如,机器人仪器可以沿着其长度的至少一段长度与对象接触,这可以从所测量的机器人仪器移动的压力和/或阻力来确定。基于该压力或机器人仪器的对应力和/或曲率,可以确定对象的尺寸、曲率、和/或刚度。

[0015] 生物力学模型可以对对象的力学行为、其弹性、其流体动力学特性、其可压缩性、其可能的运动和/或由于其内部结构、由于周围组织和/或由于与周围组织的连接等而引起的变形的限制进行建模或模拟或表征。这种生物力学模型可以有利地预先以基本上任意的精度来被准备。适配或调整生物力学模型可以有利地允许实时建模或模拟对象的运动和/或变形。基于所确定的对象的变形,可以执行运动补偿和/或可以更新或适配用于机器人仪器的计划路径。继而,这可以有利地便利更容易和/或更精确的诊断以及更快、更容易和更可靠的流程或介入,例如允许外科医生或医师更容易和更可靠地将机器人仪器导航到预先确定的诸如病变的感兴趣区域。具体地,相比于传统的解决方案,这可以有利地利用减少暴露或者甚至不将对象暴露于造影剂和/或成像模态的辐射来实现,这是由于通常可以从现有数据和/或不对对象施加任何暴露或压力来获取机器人仪器的姿态数据或者用于机器人仪器的姿态数据。

[0016] 在本发明的有利改进中,生物力学模型是对象的有限元模型(FEM或FEM模型)和/或实现尽可能严格的形状操纵的计算机图形模型。换句话说,可以使用FEM分析来模拟或建模由于对象与机器人仪器之间的接触而导致的对象的变形。这可以有利地提供变形的特别详细和精确的模型或模拟,并且因此可以允许特别准确的补偿或者适配。使用尽可能严格的形状操纵或变形意味着可以对对象的行为做出某些假设,以有利地简化运行模型(即,确定变形)中涉及的任何计算。这可以有利地允许提高处理速度,特别是实时应用。

[0017] 在本发明的另一有利改进中,生物力学模型是从对象的超声数据生成的。这意味着,可以执行超声测量或者超声扫描,并且特别是可以描述或者表征对象的材料或者密度组成的对应超声数据或者超声测量值可以用来自动地、半自动、或者手动地推导生物力学

模型或其一部分,诸如对象或者对象一部分的刚度子模型。

[0018] 与本文提到的对象的任何其他数据或测量值一样,超声数据可以是空间和/或时间分辨的,这意味着各个数据或数据集可以是4D数据集。从超声数据生成或推导生物力学模型有利地不会使对象暴露于任何潜在的有害辐射,因此可以最小化对象的紧张。

[0019] 在本发明的另一有利改进中,数据处理单元被配置为取决于姿态数据自动地对组合图像执行运动补偿。组合图像由对象的图像和包含虚拟模型的重叠图像组成或生成。例如,可以通过使用已知的2D/3D重叠或叠加技术将重叠图像重叠在对象的图像之上来生成组合图像。例如,重叠图像可以包括计划数据(诸如,用于机器人仪器的仪器路径)、对象的虚拟模型、或者对象和/或机器人仪器的一部分的虚拟模型等。虚拟模型可以是2D模型或3D模型或其组合。虚拟模型可以是预先确定的,即在使用或涉及机器人仪器的各个流程或介入之前创建或生成。

[0020] 例如,还可以基于在流程或介入期间得到的对象的姿态数据和/或实时图像数据来在流程或者介入期间生成和/或更新或者适配虚拟模型。相反地,对象的图像可以是借助于医学成像设备或成像模态来得到或捕获的医学图像,并且因此可以包括对象的测量数据或由其组成,而不是虚拟或建模的数据。

[0021] 这样的组合图像可以有利地提高或简化各个外科医生或医师的情境或空间意识或理解,并且可以有利地使某些部分或特征更容易可见或可辨别。在流程或者介入期间获取的姿态数据随后可以用来更新或适配对象的图像和重叠图像之间的相对位置,以反映对象的实际解剖组织和描绘为虚拟模型的目标之间的各个当前空间关系。这种运动补偿是本发明的极其有利的应用,由于其可以显著地提高机器人仪器的导航的准确性和可靠性,并因此提高各个流程或介入的成功率。

[0022] 在本发明的另一有利改进中,医学辅助设备包括荧光透视,用于在机器人仪器与对象接触时拍摄或捕获对象的实时荧光透视图像作为所述图像。为了执行运动补偿,数据处理单元然后被配置为相对于荧光透视图像连续地调整重叠图像的位置。将运动补偿基于机器人仪器的姿态数据可以有利地允许减少用于荧光透视的造影剂的量和/或减少用于捕获或拍摄实时荧光透视图像或各图像或视频的帧速率,而无需同时妥协组合图像的准确性,即荧光透视图像和重叠图像的正确空间关系或相对位置。此外,本发明的这种改进可以有利地使能在在对象的解剖结构难以成像的对象的区域中或者状况中(例如,由于软组织对比度低和/或机器人仪器周围的对比血管相对稀疏,这可能是经过对象的气道系统导航机器人仪器的情形),提高机器人仪器的导航的准确性和可靠性。

[0023] 在本发明的另一有利改进中,医学辅助设备包括数据存储器,该数据存储器包含对象的介入前或操作前数据集作为对象的图像,特别是未扰动图像数据作为重叠图像。数据存储器从或者基于介入前图像数据集导出的对象的分割。为了执行运动补偿,数据处理单元然后被配置为相对于介入前图像数据集连续地调整分割的轮廓或区域。以这种方式,即使在没有或减少对象对诸如X射线的潜在破坏性辐射的暴露的情况下,也可以做出对象的真实解剖结构的正确和最新的表示。例如,如果移动了机器人仪器,并且确定了其当前位置相交或者重叠根据介入前图像数据集被对象的一部分占据的空间体积,对象的这部分可以由机器人仪器在此区域或者空间体积内的存在而被错位或者变形,这是由于显然地对对象和机器人仪器不能同时占据相同的空间体积。

[0024] 使用本发明,这可以通过考虑机械的实际姿态和/或运动而不必须地仅假设机器人仪器的预先确定的形状或者几何图形而以特别高的准确性和可靠性来实现。这是特别有利的,由于机器人仪器本身可以是柔性的或者可变形的,并且对象与机器人仪器之间的力学或物理接触不仅可以导致对象的变形,而且还可以导致机器人仪器的变形。因此,相对于或者比较于对象的刚度或弹性,确定并且考虑机器人仪器的相对刚度或弹性可以是特别有利的,反之亦然。

[0025] 在本发明的另一有利改进中,医学辅助设备包括数据存储器,该数据存储器包含对象的介入前或操作前数据集,特别是未扰动图像数据作为所述图像。为了执行运动补偿,数据处理单元然后被配置为相对于介入前图像数据集连续地调整对象的预先确定的感兴趣区域的位置和/或轮廓。如上所述,数据存储器 and/或介入前图像数据集可以各自是相同的数据存储器和/或介入前图像数据集。例如,感兴趣的预先确定的区域可以是或者包括或者包含对象的特定解剖结构特征,诸如病变、钙化、狭窄、肿瘤等。

[0026] 可以借助于图像处理或目标识别算法来自动地确定感兴趣区域。附加地或者可替代地,可以由各个医师例如在介入前图像数据集中和/或在使用机器人仪器的各个流程或介入期间拍摄或捕获的对象的实时图像中标记感兴趣区域。相对于介入前图像数据集调整感兴趣区域的位置和/或轮廓可以有利地使各个外科医生或医师在介入期间意识到由于机器人仪器的插入或移动和/或其他影响而引起的感兴趣区域的运动、错位、位置移动或者变形。这进而可以有利地允许机器人仪器更准确和可靠地导航到感兴趣区域。

[0027] 本发明的上述改进可以彼此组合以进一步提高机器人仪器的导航和/或对象的描绘的准确性和/或可靠性,和/或作为合理性检查。

[0028] 在本发明的另一有利改进中,医学辅助设备,特别是数据处理单元被配置为自动地生成用于机器人仪器的控制信号。该控制信号包含用于使机器人仪器相对于对象自动移动或调整的指令,以自动确定用于生物力学模型的参数或参数值的对象的特性,特别是刚度或弹性。

[0029] 例如,控制信号可以使得机器人仪器以指定的力和/或指定的距离移动其自身或其自身的特定部件或部分。然后可以使用机器人仪器的传感器系统来测量在机器人仪器的该移动或运动期间发生的机器人仪器的力、压力和/或变形。在控制信号所指定的运动或移动期间,作用在机器人仪器上的测得的力、压力和/或变形,和/或达到该运动或移动所需的力、能量和/或功率可以取决于周围组织(即,对象)的特性或特征,并且因此可以被用作确定或推论对象的这些特性或特征的基础。这可以有利地允许直接测量对象的对应特性或特征,这可以允许在使用机器人仪器的流程或介入期间,以提高的精度对对象的运动、行为、错位和/或变形进行建模或模拟。

[0030] 特别地,可以限制关于单独或者特定对象的任何概括或假设的数量或影响。例如,与不同对象的相同部位相比,钙化或狭窄的单独的尺寸和/或位置可以显著地改变一个对象的刚度和/或弹性。使用机器人仪器来确定用于生物力学模型的一个或多个参数或参数值是特别有利的,这是由于不必将附加的探针或传感器应用于对象或插入到对象中,从而实现更容易、更有效并且压力较小的流程。

[0031] 本发明的另一方面是一种系统,该系统包括根据本发明的医学辅助设备和所述机器人仪器,该机器人仪器经由数据连接或数据链接而连接到医学辅助设备。将医学辅助设

备和机器人仪器提供为组合系统可以有利地防止由机器人仪器测量或提供的数据与医学辅助设备所需或期望的数据之间的任何潜在的不兼容性。

[0032] 在本发明的另一有利改进中,机器人仪器包括定位传感器系统,该定位传感器系统被配置为自动地确定机器人仪器本身的姿态数据。机器人仪器还被配置为经过数据连接将姿态数据提供给医学辅助设备。为此目的,机器人仪器可以包括控制单元,该控制单元又可以包括通信单元。换句话说,在本发明的这种改进中,机器人仪器可以通过其自身来获取、或测量、或确定并提供姿态数据,特别是机器人仪器的姿态、运动,和形状、或几何形状或配置,这意味着不需要附加的外部跟踪系统。这有利地降低了使用和应用本发明所需的复杂性和工作量。并且,通过此种方式,本发明可以特别可靠地运作,例如,这是由于可以避免混淆或干扰外部跟踪系统的问题。

[0033] 附加地,机器人仪器的传感器系统还可以提供力和/或动量数据,力和/或动量数据指示由机器人仪器施加、施加到机器人仪器、或者作用在机器人仪器上的力、动量和/或压力。这些量通常不能使用外部跟踪系统轻易地测量到,但是可以有利地允许对对象的运动、错位或变形进行改进的建模、模拟或估计。机器人仪器的传感器系统例如可以包括用于机器人仪器的一个或多个部分的以下中的一个或多个:片段、致动器、电机、关节和/或轴的加速度计、光纤布拉格光栅、IMU(惯性测量单元)、应变传感器、力传感器、压力传感器、角度传感器和/或诸如此类。

[0034] 机器人仪器的传感器系统、或包括传感器系统或者处理由传感器系统提供的传感器数据的机器人仪器的定位或导航系统,还可以包括机器人仪器本身的内部模型,用来确定并且跟踪机器人仪器的姿态或者姿态数据。例如,可以由传感器系统或机器人仪器的定位或导航系统基于根据定位传感器系统的运动和/或几何数据或姿态数据来自动地测量和/或确定和跟踪机器人仪器的关节位置或关节角度。

[0035] 根据或者相对于机器人仪器的内部坐标系,可以通过机器人仪器的定位传感器系统来测量或确定机器人仪器的姿态数据。然后可以将该内部坐标系配准到医学辅助设备的坐标系和/或未扰动图像数据或者成像设备或成像模态的坐标系,成像设备或成像模态用于在流程或介入期间捕获对象的未扰动图像数据和/或实时图像数据的。可以相对于机器人仪器的初始或起始姿态或参考姿态来测量或确定机器人仪器的姿态数据。例如,可以在流程开始时将机器人仪器放置在此参考姿态中,并且可以通过医学辅助设备或与其连接的成像设备或模态在该参考姿态中进行成像,以建立所述配准,即各个坐标系之间的空间关系。可替代地,可以相对于世界和/或医学辅助设备和/或机器人仪器放置在其中的周围空间固定的坐标系来配准机器人仪器的坐标系和医学辅助设备或成像设备或成像模态的坐标系两者。

[0036] 为了执行一个或多个上述配准,可以使用许多已建立的众所周知的技术和方法中的任意一种来执行这些坐标系之间的自动或半自动地配准,以允许对各个数据(诸如,由机器人仪器的传感器系统获取和提供的传感器数据以及对象的任意图像数据)进行一致的处理和组合。

[0037] 本发明的另一方面是一种用于确定对象的变形的方。根据本发明的该方法包括以下步骤:获取对象的未扰动图像数据和相对于该未扰动图像数据的坐标系的机器人仪器的姿态数据,其中该未扰动图像数据示出了没有被机器人仪器变形时的该对象。所述方法

还包括以下步骤:处理所述姿态数据,以基于所述对象的生物力学模型来确定由于所述机器人仪器与所述对象之间的物理接触而导致的所述对象的变形。其中,提供未扰动图像数据和由姿态数据指定的机器人仪器的姿态和/或运动作为生物力学模型的输入。生物力学模型是基于对象和/或机器人仪器的(由机器人仪器的传感器系统测量并由数据采集单元从中获取的)绝对或相对应变和/或刚度预先确定、或者生成和/或更新的。结合或作为根据本发明的方法的一部分提及的对象,例如机器人仪器、其传感器系统和对象,特别地可以是结合医学辅助设备和/或根据本发明的系统提及的对应目标。进而,特别地,根据本发明的医学辅助设备和/或系统可以被配置为优选地自动或半自动地进行根据本发明的方法。因此,结合根据本发明的医学辅助设备和/或系统描述的任意步骤、流程、处理或动作可以以潜在可选的、附加处理步骤的形式作为根据本发明的方法的一部分。

[0038] 在本发明的另一有利改进中,基于未扰动图像数据预先确定或者从未扰动图像数据生成生物力学模型。与对象的通用模型(诸如,器官的一般或者通用模型)相反,在每种情形中,将生物力学模型基于特定对象的真实图像数据可以有利地导致更准确和相关的建模。例如,当将生物力学模型基于各个未扰动图像数据时,可以自动考虑对象或患者在大小或初始形状和/或对象(例如,器官)嵌入和/或连接到周围组织的方式之间的差异。

[0039] 在本发明的另一有利改进中,特别是自动地或者半自动地执行未扰动图像数据的坐标系与其中确定了姿态数据的坐标系(特别是被配置为确定姿态数据的机器人仪器的传感器系统的坐标系)之间的配准。

[0040] 在本发明的另一有利改进中,借助于成像模态或成像设备来拍摄或捕获对象和机器人仪器的实时图像数据,该成像模态或成像设备能够在机器人仪器与对象接触时对所述机器人仪器进行成像,即,能够检测机器人仪器。然后,由数据获取单元获取此实时图像数据,并且从实时图像数据推断姿态数据。这意味着,可以采用基于图像的解决方案来确定姿态数据,并且特别是跟踪机器人仪器,即,其姿态、其运动和/或其几何图形或形状。此解决方案可以特别有利并且易于实施,首先,这是由于无论如何都能获取实时图像数据,使得无需附加硬件或准备工作,并且其次,可以相对容易地构建机器人仪器和/或适配或者调整成像设备或者成像模态,使得可以在实时图像数据中可靠地检测机器人仪器。例如,机器人仪器可以包含金属部分或标记器,其比例如在X射线下成像的对象的软组织更容易且可靠地可检测和辨别。这意味着,然后可以基本上独立于机器人仪器位于或导航在患者或对象的哪一部分中而通过实时图像数据可靠地识别和跟踪机器人仪器。有利地,机器人仪器的这种基于图像的跟踪可以与用于获取或确定本文所述的姿态数据的任意和/或所有其他可能性组合。这可以有利地导致在总体上提高确定对象的变形的准确性和/或可靠性。

[0041] 本发明的另一方面是一种计算机程序或计算机程序产品,其包括指令,当由计算机,特别是由根据本发明的医学辅助设备和/或系统运行计算机程序时,该指令促使计算机进行根据本发明的方法的步骤。这意味着,根据本发明的方法可以采取计算机程序或程序代码的形式,其包括指令,这些指令在由根据本发明的医学辅助设备或系统执行时,促使这些执行进行根据本发明的方法。因此,根据本发明的方法的步骤可以被解释或实施为根据本发明的计算机程序的功能部分或模块。

[0042] 本发明的另一方面是一种计算机可读存储介质,其上存储有根据本发明的计算机程序。

[0043] 为了自动或半自动进行根据本发明的方法,根据本发明的医学辅助设备和/或系统可以各自地包含或包括根据本发明的计算机可读存储介质以及与其连接的处理器,诸如微处理器、微芯片或微控制器,以运行存储在各个计算机可读存储介质上的根据本发明的计算机程序或程序代码。

[0044] 尽管可以在介入的流程期间或与之并行地使用、应用或运行本发明,但是应理解,任何对应的外科手术步骤或流程均不作为本发明的一部分而主张权利,并且本发明的主题仅扩展到不包括或不要求任何这样的外科手术步骤或流程。

[0045] 本文描述了用于本发明的至少一部分的本发明的实施例和改进,即,至少用于医疗辅助设备、系统、方法、计算机程序、和计算机可读存储介质,以及可以应用到本发明的任意和/或全部方面的对应的优势。

附图说明

[0046] 本发明的其他优势、特征和细节可从以下对本发明优选实施例的描述以及与本发明有关的附图中得出。在说明书中先前提到的特征和特征组合以及在附图的以下描述中提及的和/或仅在附图中示出的特征和特征组合不仅可以在分别指示的组合中使用,而且可以在其他组合中或者在不脱离本发明范围的情况下单独使用。在附图中

[0047] 图1包括医学成像和辅助设备和机器人仪器的系统的示意图;和

[0048] 图2用于在涉及机器人仪器的流程期间确定和处理对象的变形的方法的示意性流程图的示例。

具体实施方式

[0049] 下面描述的示例表示本发明的优选实施例。其中,实施例的单独组件和处理步骤各自构成本发明的单独、独立的特征,这些特征可以彼此独立以及以未明确描述的组合来进一步改进本发明。可以通过已经描述的特征、组件和/或步骤来进一步改进或补充所描述的实施例。

[0050] 图1示意性地示出了系统的图,该系统包括医学辅助设备1和柔性的或可变形的机器人仪器2。医学辅助设备1目前包括成像系统或成像设备,其目前由C形臂组成,在该C形臂上安装有放射源3和对应的对向检测器4。例如,成像设备或医学辅助设备1可以是CT设备。然而,医学辅助设备1或其成像设备也可以是或包括另一成像模态,诸如例如用于磁共振成像设备和/或超声成像设备的成像模态。

[0051] 在位于放射源3与检测器4之间的患者台上,目前布置有作为要成像的对象的患者5。更具体地,将使用医学辅助设备1和机器人仪器2将患者5的肺部6作为对象进行检查和/或治疗。目前,医学辅助设备1还包括数据处理设备7,该数据处理设备7被装备成和被配置成获取由检测器4拍摄或者捕获的患者5,特别是肺部6的图像数据,并且处理此图像数据。为此目的,换句话说,包括数据获取单元和数据处理单元的数据处理设备还包括存储介质8和连接到存储介质的处理器9。存储在存储介质8上的是计算机程序,其包括用于数据处理设备7或者更一般地用于医学辅助设备的指令的。换句话说,此计算机程序可以是或者包括用于医学辅助设备1或者包括医学辅助设备1和机器人仪器2的系统的控制程序和/或操作系统。

[0052] 机器人仪器2可以经由无线数据链接而连接到医学辅助设备1,特别是数据处理设备7,经过该无线数据链接,可以将通过机器人仪器的传感器系统测量、通过数据处理设备7获得的任何传感器数据和任何指令或者控制信号从数据处理设备7传输到机器人仪器2。例如,机器人仪器2可以包括轻工业多轴机器人(例如,6轴机器人),或者保持有轻工业多轴机器人(例如,6轴机器人)或被其引导,以及可以是或者配备有内窥镜、支气管镜、活检针等。

[0053] 可以借助于与数据处理设备7连接的显示设备10来显示由数据处理设备7生成或适配的任何图像、图像数据和/或可视化图像。显示设备10可以是医学辅助设备1的一部分,或者与医学辅助设备1分开地或者远程地布置。

[0054] 可以将存储在存储介质8上的计算机程序或其功能、部分或模块可视化为流程图11,其示例在图2中示意性地示出。在处理步骤S1中,拍摄了肺部6的操作前图像或数据集。这可以是或者包括3D-CT或MR图像和/或锥形束CT图像(CBCT),其可以由医学辅助设备1拍摄或捕获。特别地,该操作前图像数据集是在将机器人仪器2应用到或插入到患者5之前拍摄的,并且因此各自地代表患者5或肺部6的未扰动图像数据,示出了其未受扰动或者未变形的状态。

[0055] 在处理步骤S2中,对操作前或介入前图像数据集进行分割。在此处,可以从周围组织或图像数据中定义或区别肺部6和/或其部分,诸如,特定的气道。而且,可以从操作前或介入前图像数据集生成肺部6或其部分的模型。

[0056] 在处理步骤S3中,生成了肺部6(可选地包括周围组织)的生物力学模型。例如,这可以基于作为或者从操作前或准备前的图像数据集的分割而生成的肺部6的模型。

[0057] 并行于进行按照流程图11所描述的方法,患者5的检查或治疗流程可以由医务人员(诸如,外科医生或医师)执行。目前,机器人仪器2被应用于或插入肺部6。

[0058] 在处理步骤S4中,然后借助于医学辅助设备1,特别是辐射源3和检测器4,拍摄长度5和机器人仪器2的荧光透视实时图像或实时视频。

[0059] 特别地,如果未利用医学辅助设备1拍摄操作前图像数据集,和/或由于已经拍摄了操作前图像数据集而已经移动了患者5,则在处理步骤S5中执行操作前图像数据集与荧光透视实时图像之间的配准。而且,执行机器人仪器2的内部坐标系,特别是机器人仪器2的内部传感器系统、和医学辅助设备1,以及如果需要的话,操作前图像数据集。

[0060] 在处理步骤S6中,数据处理设备7生成控制信号并将该控制信号传送到机器人仪器2。该控制信号使得机器人仪器2以由控制信号所指定的某种方式和/或某种力和/或某种距离运动,并且用来测量机器人仪器2和/或肺部6导致或所需的力和/或压力和/或变形。然后,将对应测量的传感器数据从机器人仪器2传送回数据处理设备7,该数据处理设备基于其确定肺部6或其一部分的至少一个特性或特征,诸如刚度、弹性和/或形状,作为生物力学模型的参数或参数值。

[0061] 在处理步骤S7中,然后对应地更新生物力学模型。可替代地,这里也可以生成生物力学模型,特别是如果在处理步骤S3中没有提供的话。

[0062] 基于数据处理设备7从机器人仪器2获取的姿态数据,并基于肺部6的可用图像数据,在处理步骤S8中连续地确定肺部6的运动和/或变形,即,在将机器人仪器2导航到肺部6内部的预先确定的感兴趣区域时,使用生物力学模型进行建模或仿真,。

[0063] 在处理步骤S9中,数据处理设备7基于所确定的肺6的变形来自动地执行运动补

偿。本文中,例如,数据处理设备7可以在正在进行流程或者介入期间相对于诸如荧光透视图像的图像数据更新重叠图像的位置,以向各个医生提供当前解剖结构情形的准确描绘。

[0064] 流程图11中的多个指示的程序循环12指示在医学辅助设备1或包括医学辅助设备1和机器人仪器2的系统的操作期间可以重复或循环所描述的一个或多个处理步骤。

[0065] 在本文中作为示例描述的方法假设使用机械系统,该系统允许操纵机器人仪器2,例如,柔性导管或内窥镜仪器。机器人仪器2或其至少一部分在借助于医学辅助设备1拍摄的X射线图像中应当是可见的,使得可以在X射线图像中识别或检测到机器人仪器2。进一步假设,机器人仪器2能够给出或描述其相对于预先确定的坐标系的全局绝对位置或姿态。然后,应执行机器人仪器2的坐标系和用来拍摄或捕获各个对象和机器人仪器2的图像(即,X射线图像)的各个成像系统的坐标系之间的配准。换句话说,可以执行基于图像的配准。

[0066] 现有配准方法的其他状态也是可能的。例如,可以使用跟踪系统(例如,电磁跟踪系统)来完成机器人仪器2的坐标系和成像系统之间的配准,在这种情形中,成像系统是用来拍摄诸如上述荧光透视图像的操作前图像数据集和/或操作中图像医学辅助设备1。在将机器人仪器2插入到对象,即患者5中的情况下,执行体内结构(例如,目前的肺部5)的分割。例如,患者5或肺部6的一个或多个气道可以由数据处理设备7进行分割,或者可以将这种分割提供给数据处理设备7。可以使用操作前图像数据集(诸如,先前获取的CT或MR-3D图像和/或在机器人仪器2未存在于患者5或肺部6中的情况下获取的操作中锥束CT图像)来实现该分割。目前,还通过数据处理设备7生成分割的气道和/或病变和/或器官或血管变形的生物力学模型,或将该生物力学模型提供给数据处理设备7。该生物力学模型可以使用FEM分析、计算机图形模型、从4D数据集推导出的刚度模型、从患者5或肺部6的超声数据推导出的刚度模型等。

[0067] 为了确定肺部6的各个当前解剖结构变形状态,可以在机器人仪器2插入或导航期间中通过将机器人仪器2的绝对位置与可用的解剖结构分割以及与病变、气道和/或器官变形的生物力学模型相关联来计算变形,所述分割可以在诸如锥束CT图像的操作前数据或内部数据上执行。机器人仪器2的绝对位置可以由机器人仪器2本身传递或提供,并且然后,对应的位置数据或姿态数据可以被数据处理设备7使用以推断出肺部6,即各个对象的当前解剖结构变形场或运动场。在此情景中,术语“变形场”或“运动场”是表示在机器人仪器的操作期间对象的部分或体积元素的移动、运动和/或变形。作为变形场或运动场的对象或其部分的这种运动和/或变形可以作为空间和/或时间解析数据提供。特别地,对象的运动和/或变形可以是或者包括平移和/或旋转部分和/或变形部分,即,对象的部分相对于对象的其他部分的移动或运动。例如,变形场或运动场可以被用来提供重叠图像到各个当前荧光透视图像上的更新和/或用来在操作前数据集上生成和示出更新的分割和/或病变位置。

[0068] 除了确定当前的解剖结构变形状态外,另一个目标可以是生成或更新生物力学模型的参数或参数值。为了此目的,机器人仪器2可以通过使用应变和刚度传感器来测量各个对象(例如,患者5或者肺部6的气道)的刚度或应变。特别地,这可以在体内流程中或者期间、在机器人仪器2的使用或导航期间连续地或规律地完成。通过积极地引导特定的力和/或应变,可能估计气道或肺部6的解剖结构变形和刚度,以便估计或更新用于各个对象的一个或多个各个解剖结构部分或区域的生物力学模型的对应参数或参数值,和/或以便在流程期间建立各个对象的生物力学模型。

[0069] 总的来说,所描述的示例示出了在涉及机械工具(诸如,机器人仪器2)期间,如何实现基于机械的解剖结构变形估计以向医务人员提供技术辅助。

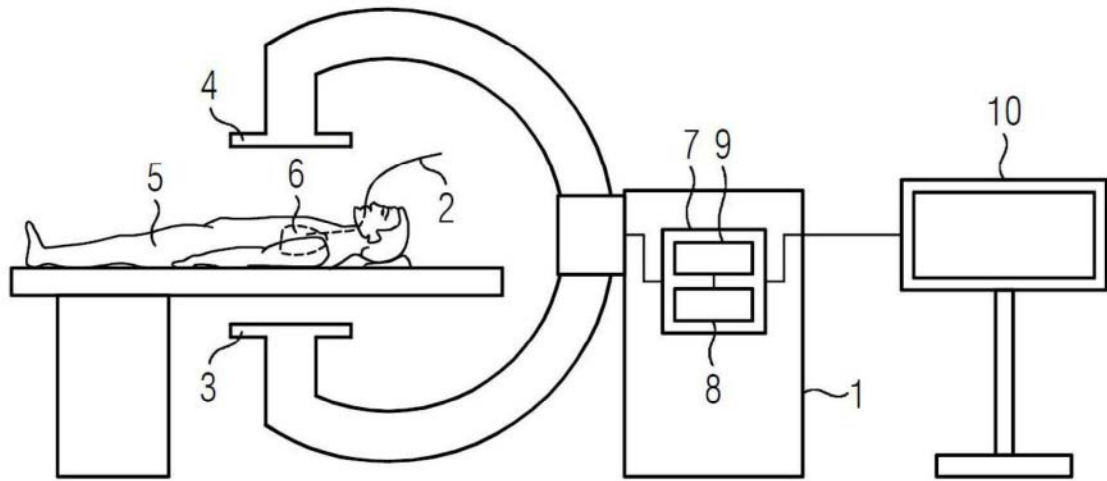


图1

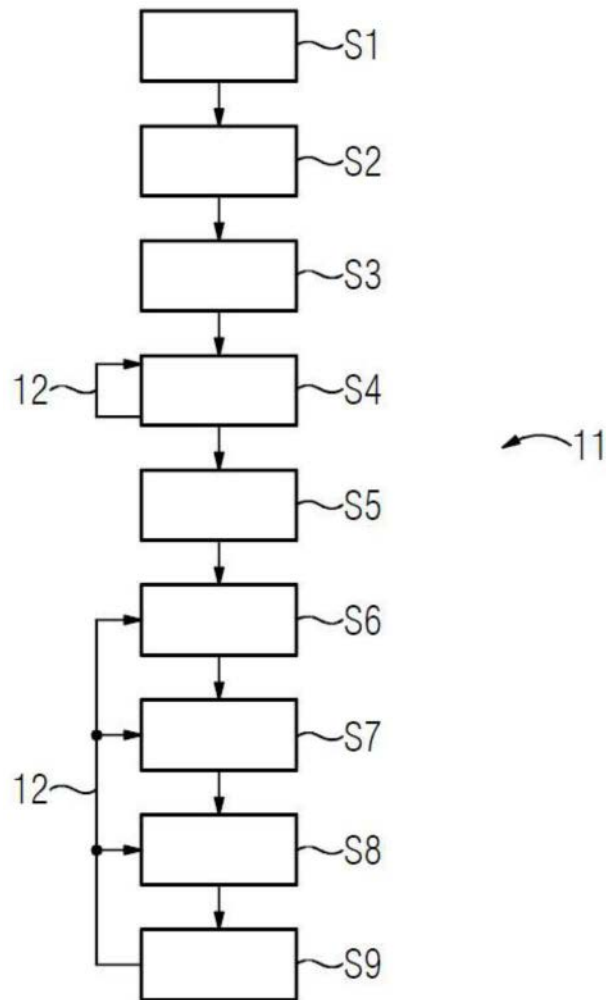


图2