



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1926574 B

(45) 授权公告日 2013. 09. 18

(21) 申请号 200580005306. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2005. 02. 04

G06T 7/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

04100689. 1 2004. 02. 20 EP

(56) 对比文件

US 2003/0233039 A1, 2003. 12. 18, 说明书的
第 25 段 - 第 70 段、权利要求 1-11 及附图 1-7.

(85) PCT 申请进入国家阶段日

2006. 08. 18

审查员 许馨

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/IB2005/050468 2005. 02. 04

(87) PCT 申请的公布数据

W02005/083629 EN 2005. 09. 09

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 K·米茨 H·舒尔茨 J·冯伯格

J·萨布琴斯基

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 李亚非 陈景峻

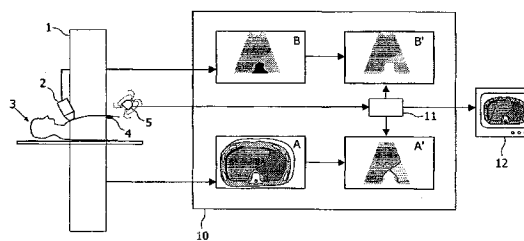
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

用于图像的多模式配准的设备和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种设备和方法,利用所述设备和方法可以配准不同成像方法的图像,例如手术前获得的 3DX 射线图像 (A) 和手术中获得的超声图像 (B)。然后在数据处理设备 (10) 中首先生成第一变换图像 (A', B'), 所述变换图像关于每个成像方法的特性被彼此对准。特别从三维 CT 图像 (A) 中可以生成二维图像 (A'), 该二维图像保持超声系统的特征表示手段,而在骨和 / 或充气体积之后的掩盖区域可以被除去。利用变换图像 (A', B') 的基于特征的配准避免了错误,该错误追溯到各个成像方法的伪像和特性。



1. 一种用于配准对象的第一图像(A)与所述对象的第二图像(B)的数据处理设备(10),其中第一图像利用第一成像方法(1)获得,第二图像利用不同于第一成像方法的第二成像方法(2)获得,所述数据处理设备包括:

a) 用于从第一图像(A)中生成第一变换图像(A')的装置,其中第一成像方法(1)的特定图像特征被减弱和/或第二成像方法(2)的特定图像特征被加强;

b) 用于掩盖其中至少第二成像方法(2)不提供有关所述对象的可靠图像信息的第一变换图像(A')的区域的装置;

c) 用于通过以下方式从第二图像(B)中生成第二变换图像(B')的装置:

—将第二图像限制到第一变换图像(A')的未掩盖区域,和/或

—减弱第二成像方法(2)的特定图像特征,和/或加强第一成像方法(1)的特定图像特征;

d) 用于配准第一与第二变换图像(A', B')的装置,

其中第一与第二变换图像在其配准之前参照第一与第二成像方法的特定图像特征彼此对准。

2. 如权利要求1所述的数据处理设备,其中所述数据处理设备进一步包括用于掩盖其中第一成像方法和第二成像方法不提供有关所述对象的可靠图像信息的第一变换图像(A')的区域的装置。

3. 如权利要求1所述的数据处理设备,其特征在于,所述第一与第二成像方法包括应用不同的模式,其中所述模式之一是计算机断层摄影术(1)、X射线投影法、磁共振成像方法、超声方法(2)、X射线荧光透视法或CT荧光透视法,以及其中由此获得的图像(A)是二维的或三维的。

4. 如权利要求1所述的数据处理设备,其特征在于,使用相同的模式、利用不同的成像条件来生成所述第一与第二成像方法。

5. 如权利要求1所述的数据处理设备,其被布置成执行所述变换图像(A', B')的基于特征的配准。

6. 如权利要求1所述的数据处理设备,其被布置成分割在所述图像的至少一个图像(A)中具有不同材料成分的对象区域。

7. 如权利要求1所述的数据处理设备,其被布置成在配准期间考虑借助于位置测量装置所测量的位置和/或所述图像(A, B)的校准。

8. 如权利要求1所述的数据处理设备,其被布置成使用灵活的配准方法。

9. 一种用于配准对象的第一图像(A)与所述对象的第二图像(B)的方法,其中第一图像利用第一成像方法(1)获得,第二图像利用不同于第一成像方法的第二成像方法(2)获得,所述方法包括以下步骤:

a) 从第一图像(A)中生成第一变换图像(A'),其中第一成像方法(1)的特定图像特征被减弱和/或第二成像方法(2)的特定图像特征被加强;

b) 掩盖其中至少第二成像方法(2)不提供有关所述对象的可靠图像信息的第一变换图像(A')的区域;

c) 通过以下方式从第二图像(B)中生成第二变换图像(B'):

—将第二图像限制到第一变换图像(A')的未掩盖区域,和/或

一减弱第二成像方法(2)的特有图像特征,和 / 或加强第一成像方法(1)的特有图像特征;

d) 配准第一与第二变换图像(A', B'),

其中第一与第二变换图像在其配准之前参照第一与第二成像方法的特有图像特征彼此对准。

10. 如权利要求 9 所述的用于配准的方法,其中所述用于配准的方法进一步包括掩盖其中第一成像方法和第二成像方法不提供有关所述对象的可靠图像信息的第一变换图像(A')的区域的步骤。

11. 如权利要求 9 所述的用于配准的方法,其特征在于,利用所述变换图像中的至少一个变换图像(A')的变化,将步骤 a)、b)、c)和 d)重复多次,以便最大化在所述变换图像(A', B')之间的相似程度。

用于图像的多模式配准的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于配准 (registration) 对象的第一图像和该对象的第二图像的数据处理设备和方法, 所述第一图像用第一成像方法获得, 所述第二图像用一个不同的成像方法、特别是用一个不同的模式获得。

背景技术

[0002] 外科手术通常借助于手术前产生的手术部位的图像来进行筹划, 其中所述图像例如可以通过 (X 射线) 计算机断层摄影、磁共振方法或 X 射线投影获得, 并且显示患者的解剖学或病理学特征。对于微创手术, 其中手术部位不是直接可见的, 通常, 手术中获得的附加图像是必要的。特别是, 解剖结构的变化可以用手术中的图像 (例如对于器官通过介入或象患者的呼吸或心跳这样的运动的移位) 以及象外科器械的位置之类的手术信息来检测。然而, 磁共振 (MR) 方法或计算机断层摄影 (CT) 不太适合用于产生手术中的图像, 因为它们用于手术室或介入部位的可能性有限, 并且它们典型地并不实时提供图像。

[0003] 比较起来, 超声方法可很好地用于产生手术中的图像。然而, 通常由于外科医生手动控制超声探头并且其中图像几何形状不断变化, 所以他难以根据记忆使超声图像与手术前三维 MR/CT 图像一致。在这点上, 从 WO 01/78010 A2 已知一种方法, 利用该方法, 手术前获得的管结构的 CT 或 MR 图像可以与手术中的超声图像配准。对于这样一种不同模式的图像的配准, 问题在于这样的事实, 即基于所述模式的不同的特有 (characteristic) 图像特征, 所得的图像不同地表示相同的对象。这使得期望的基于特征的图像配准更困难。

发明内容

[0004] 针对该背景, 目前本发明的目的是提供用于不同图像的改进的配准的手段。

[0005] 该目的通过具有本发明的特征的数据处理设备和具有本发明的特征的方法实现。在从属权利要求中包括了有利的布置。

[0006] 根据本发明的数据处理设备有助于对象的第一图像与该对象的第二图像的配准, 其中第一图像用第一成像方法获得, 以及第二图像用不同于前者的第二成像方法获得。其中所述成像方法的差异特别可以体现在使用不同的模式中。参考以上描述的情况, 第一图像例如可以是三维 CT 图像, 以及第二图像可以是手术中的超声图像。然而所述成像方法的差异也可以体现在使用用于相同模式的不同曝光条件 (协议) 中, 例如带有和不带有造影剂剂量的 CT 图像, 或者带有不同图像参数的 MR 图像。所述数据处理装置进一步被布置成执行以下步骤:

[0007] a) 从所述第一图像生成第一变换图像, 其中在该变换图像中, 第一成像方法的特有图像特征被减弱和 / 或第二成像方法的特有图像特征被加强。成像方法“超声”的特有成像特征例如正在表示在骨或充气体后的阴影以及歪曲地表示不同的组织, 这取决于声信号的声速。在第一变换图像中进行与第二图像的对准, 因为回到相关第一成像方法的特征被减弱和 / 或因为图像特征被加强或产生, 该图像特征在借助于第二成像方法生成所述图

像时就已出现。

[0008] b) 从第二图像生成第二变换图像,其中可选择地,第二成像方法的特有图像特征在第二变换图像中被减弱和/或可选择地,第一成像方法的特有图像特征被加强。类似于步骤 a),从第二图像和相关的第二成像方法开始,用观察和表示第一图像的的方式来实现对准。

[0009] 由于经常足以使关于不同成像方法的两个原始图像中的一个与另一图像对准,所以特别地第二变换图像也可以与原始第二图像相同(即所述变换是恒等式)。在这种情况下,为了使所述方法的表示标准化,观察第二“变换”图像仅仅是为了形式的原因。

[0010] c) 配准在步骤 a) 和 b) 中获得的变换图像。按照惯例,“配准”应当被理解成不同图像中的物点的相互关系。配准的图像特别可以被表示成以这样一种方式彼此重叠,即属于相同物点的像素重合。此外,对于使用变换图像的配准无须多言,甚至原始(第一和第二)图像的相关配准也是已知的,因此这些例如可以被表示成在监视器上彼此重叠。

[0011] 在所述的数据处理设备中,来自不同成像方法的图像在它们的配准之前首先参照这些方法的特有图像行为(特性)进行彼此对准。由此,可以消除成像方法的异常特征,这些异常特征可以导致原始图像的错误配准。在变换图像中仅仅基本包括这样的结构,所述结构由所涉及的成像方法在所选特定使用相似程度方面以大致相同的方式再现。以这种方式所述图像可以更高精度地被配准,尽管它们源自不同的成像方法。

[0012] 如刚才所阐述的,第一和第二成像方法可以包括使用不同的模式。在该情况下,所涉及的模式特别可以是计算机断层摄影、X 射线投影或磁共振方法,其中相关的图像可以是二维或甚至三维的。这特别可应用于第一模式,该第一模式是生成第一图像的基础。用所述模式中的一个生成的二维或三维图像特别适合作为用于筹划外科手术的手术前图像。所述模式中的另一个可以是超声成像方法、(实时)磁共振方法、X 射线荧光透视或 CT 荧光透视。优选地在该情况下它涉及第二模式,该第二模式于是特别适合用于外科手术的手术中观察。

[0013] 可选择地,所述成像方法的差异也可以在于这样的事实,即在不同的成像条件下生成具有相同模式的图像。例如第一图像可以是具有造影剂剂量的手术前 X 射线图像,而第二图像是不具有造影剂的 X 射线图像。

[0014] 对于在步骤 c) 中开始的配准方法,大体上所有合适的布置和算法都是可用的。优选地,该配准方法可以是变换图像的基于特征的配准的问题。也就是,在变换图像中,检测例如象强度分布这样的基于图像的特征,其示出血管分支、器官或器官边界、骨、植入物等等,以使最终可以基于所述特征来变换所述图像。基于特征的配准的有利方面在于,它使得特定结构和对象一致,通常这与本申请特别相关。

[0015] 根据所述数据处理设备的另一形式,它可以被布置成在所述图像的至少一个(即第一图像、第二图像、或变换图像中的一个)中分割具有不同材料成分的对象区域。应用于对象材料的这样的分割有助于生成变换图像,因为不同成像方法的不同图像特性通常与对象的不同材料有关。因此例如骨或充气体积对于超声方法具有重要意义,因为它们实际上对于该方法是不透明的,并且在它们之后的区域仅仅包含伪像而不是关于对象的相关信息。因此,如果可以在 MR 或 CT 扫描上确定对象的这样的材料区域,那么可以作出关于用超声方法表示对象的预测。

[0016] 根据所述数据处理设备的另一形式,它特别可以与上述的图像结合使用,可以掩盖一个或全部两个所述变换图像的区域,其中所述成像方法中的至少一个并不提供任何可靠的图像信息。这样的区域的掩盖按照定义导致这样的事实,即在变换图像的配准期间并不考虑这些。在其中保证了基本上在由两种成像方法类似地描绘的区域中进行配准。利用所述掩盖,例如在骨或充气体积之后的区域可以被排除,所述区域在超声图像中被遮住。

[0017] 为了进一步增加配准的精度,可以使用附加的信息。特别地,可以考虑与测量位置一致的物点和 / 或用例如以开始值的形式的配准的图像的校准。

[0018] 根据所述数据处理设备的另一形式,它可以处于能够使用图像内容的灵活配准的方法的位置。在这种方式中,可以考虑组织变形和 / 或器官移位的影响。

[0019] 本发明进一步涉及一种对象的第一图像与该对象的第二图像配准的方法,所述第一图像用第一模式获得,所述第二图像用不同于第一模式的第二模式获得,所述方法包括以下步骤:

[0020] a) 从第一图像中生成第一变换图像,其中第一模式的特有图像特征被减弱和 / 或第二模式的特有图像特征被加强。

[0021] b) 从第二图像中生成第二变换图像,其中第二模式的可选特有图像特征被减弱,并且第一模式的可选特有图像特征被加强。

[0022] c) 配准所述变换图像,这优选地可以被重复执行。

[0023] 所述方法通常包括用如上所述的数据处理设备执行的步骤。因此,关于细节、优点和附加设置,以上描述已经提及。

[0024] 根据所述方法的另一形式,步骤 a)、b) 和 c) 被重复多次,并且所述变换图像中的至少一个发生变化,以便以该方式最大化在重复获得的变换图像之间的相似性。利用所述方法的这种重复可以增加配准的精度,然而其中早期第一(初步)结果已经是可用的,并且例如可以用于显示器的监视器上。

附图说明

[0025] 在下面,借助于附图通过例子来阐述本发明。

[0026] 该单幅图示意性地描绘了根据本发明的用于配准 CT 图像和超声图像的数据处理设备。

具体实施方式

[0027] 尽管通过外科手术的例子在下面阐述了根据本发明的方法,但是它并不限于医学应用。更确切地说,它可以用于其中应当配准图像的所有情况,所述图像用不同的模式获得。

[0028] 在图的左部是对患者 3 进行医疗手术的情况的图示。为了准备所述手术,用 CT 单元 1 拍摄手术部位的三维 X 射线图像 A,并将其存储在数据处理设备 10(工作站)中。

[0029] 当外科手术必须为微创时,例如用导管或介入针,在手术期间实时观察手术是必要的。为此,超声装置 2 具备有身体体积的二维截面图 B,该超声装置可以由医生手动控制并且提供数据处理设备 10。为了使医生更容易理解实际的超声图像,希望使此与来自手术前获得的三维 CT 图像 A 的相应层配准,并且在监视器 12 上正确表示两个图像的重叠。

[0030] 为了快速获得图像 A、B 的良好配准而不管它们源自不同的模式,执行下面进一步阐述的方法。然后典型地通过用于计算机 10 的计算单元 11 (CPU) 的命令,即分别以程序代码或软件的形式来实现所述方法。所述程序代码例如可以位于计算机 10 的存储器 (RAM、硬盘等) 中或在可变存储介质 (盘、CD、磁带等) 上。所述方法的目的是使原始图像 A、B 在配准之前彼此对准,以使每个模式的特性被减弱并且表示的方式获得彼此对准。这特别可以用以下方法步骤来完成:

[0031] 1. 在不同材料成分的区域中分割三维 CT 图像 A,例如骨、空气、软组织等。

[0032] 2. 从原始 CT 图像 A 生成二维测试图像,其中考虑超声系统的特有图像特征。通过这种考虑,特别地使用从前一步骤分割的结果,因为不同材料在超声图像中不同地表示。进一步通过测试而采用超声装置的某个位置和取向。

[0033] 3. 掩盖上述的测试图像中的区域,当由超声方法生成时,所述区域将不包含关于对象的任何可靠的图像信息。其中,特别在骨之后和 / 或在包含气体物 (例如在肠或肺中) 之后的阴影可以被掩盖,即可以从图像中剪去。作为步骤 1-3 的结果,获得变换 (测试) 图像 A'。

[0034] 4. 当原始超声图像 B 被限制在变换图像 A' 的未掩盖区域时,生成变换超声图像 B'。

[0035] 5. 配准变换测试图像 A' 和变换超声图像 B', 并且计算这些图像之间的相似程度。

[0036] 6. 当为来自原始图像 A 的不同二维测试图像重复步骤 2-5 时,最大化所述相似程度。例如可以在不同测试图像中改变超声探头所处的位置。

[0037] 在上述方法的结尾,知道了原始图像 A 和 B 的很精确和鲁棒的 (robust) 配准。这通常例如可以用于表示在监视器 12 上的手术前 CT 图像 A 上重叠的手术中超声 B 图像。

[0038] 因此,根据本发明的方法的核心思想是使图像 A 和 B 彼此对准,所述图像首先关于模式的特性用不同的模式获得。如上所述,这可以被实现的原因在于,图像 (A) 中的一个在另一模式 (超声) 的图像特征的方向上被变换,而另一图像 (B) 基本保持不变。然而,也将有可能附加地或替代地还使用超声图像 B 作为用于模式变换的起点。进一步可想到的是在中间表示中暂时独立于另一模式变换原始图像 A、B,所述中间表示仅仅示出独立于模式的图像特征。这样的中间表示然后可以与来自其它成像方法的任何图像配准。

[0039] 所述的方法当然也可以与除所表示的那些之外的其它模式一起使用。例如,代替 CT 1,可以使用磁共振方法来生成三维图像 A。类似地,手术中使用的超声系统 2 可以由实时 MR 系统和 / 或 CT 荧光透视来代替。

[0040] 通过位置测量系统和 / 或相关成像模式的校准程序,可以进一步自动生成用于优化上述方法的合适开始值。根据这个,附图作为例子表示电磁定位系统,该系统具有在患者身体上的磁场探头 4 和场发生器 5,它们通过患者的空间位置将它们的测量数据发送到配准模块 11。当然,例如象光学定位系统这样的其它设备也可用于该目的。从成像装置 (X 射线、超声) 的校准进一步可知哪个像素和体素关于所述装置分别属于哪个空间点,或者换句话说,如何在关于所述装置的坐标系中定位生成的图像。如果进一步已知图像设备的空间位置,则可以推断像素的绝对空间位置。此外,如果许多或所有的图像设备都是这种情况,则作为校准的结束步骤,设备相关的坐标系可以彼此变换。以这种方式可以预选择在步

骤 2 中生成的二维测试图像。

[0041] 为了能够在图像配准中考虑组织的变形和 / 或器官的运动,进一步使用灵活的配准方法是可能的。例如,在 B. A. Maintz 和 M. A. Viergever 的“A survey of medical image registration” (Medical ImageAnalysis, vol. 2, no. 1, S 1-36, 1998) 中描述了这样的方法。

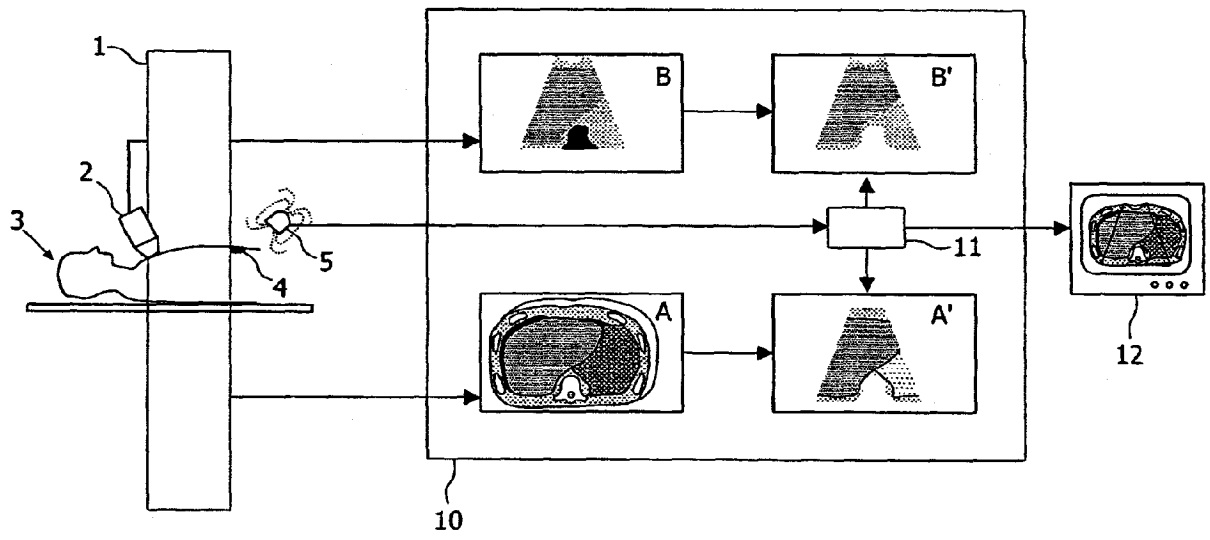


图 1