



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1864074 B

(45) 授权公告日 2010.06.16

(21) 申请号 200480029372.1
 (22) 申请日 2004.10.07
 (30) 优先权数据
 10346410.7 2003.10.07 DE
 (85) PCT申请进入国家阶段日
 2006.04.07
 (86) PCT申请的申请数据
 PCT/DE2004/002226 2004.10.07
 (87) PCT申请的公布数据
 W02005/033726 DE 2005.04.14
 (73) 专利权人 西门子公司
 地址 德国慕尼黑
 (72) 发明人 马丁·坦克
 (74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
 11105
 代理人 张亮
 (51) Int. Cl.
 G01R 33/54 (2006.01)

第 26 行到第 6 栏第 28 行、附图 2-3.
 US 5519320 A, 1996.05.21, 全文.
 JP 8-38447 A, 1996.02.13, 全文.
 JP 2921078 B2, 1999.07.19, 全文.
 US 20020093336 A1, 2002.07.18, 全文.
 CN 1411784 A, 2003.04.23, 全文.
 US 6038466 A, 2000.03.14, 说明书第 2 栏第
 6 行到第 6 栏第 67 行、附图 3.
 US 5810729 A, 1998.09.22, 全文.
 EP 0209326 A2, 1987.01.21, 全文.
 CN 1118070 A, 1996.03.06, 全文.
 Van Der Kouwe A, et al. On-line
 automatic slice positioning and between-
 scan correction for brain MR protocols.
 Proceedings of the international society
 for magnetic resonance in medicine, 11th
 scientific meeting and exhibition, Toronto,
 Ontario, Canada 11.2003, 797.

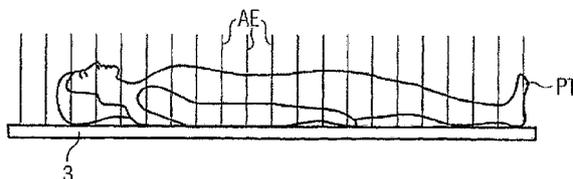
审查员 隋欣

(56) 对比文件
 US 6195409 B1, 2001.02.27, 说明书第 4 栏

权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 4 页

(54) 发明名称
 确定患者相关信息的方法、控制设备和磁共振断层摄影仪

(57) 摘要
 本发明涉及一种方法,用于在一名患者的磁共振断层摄影断层图像中确定有关断层图像的位置和方向的患者信息。所述方法是,先制作所述患者身体的初始磁共振概览图像,然后在使用所述初始磁共振概览图像的基础上将一个预先确定的参数化解剖学人体模型(NM)个性化。接着,根据后续断层图像相对于个性化模型(IM)的相对位置确定有关后续断层图像的位置和方向的患者信息。此外,本发明还涉及一种用于操作一个磁共振断层摄影仪(1)的控制设备(5),所述控制设备用于实施一种所述方法。本发明还涉及一种具有一个所述控制设备(5)的磁共振断层摄影仪(1)。



1. 确定患者相关信息的方法,用于确定患者的磁共振断层的断面图像的位置和方向信息,所述方法具有下列步骤:

- 制作复数张所述患者身体的初始磁共振概览图像,
- 使用所述初始磁共振概览图像,将一个预先确定的参数化的解剖学人体模型 (NM) 个性化,
- 根据该断层图像相对于个性化人体模型 (IM) 的相对位置,来确定关于后续断层图像的位置和方向的患者信息。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述初始磁共振概览图像是按标准化编排方式生成的。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述初始磁共振概览图像包括断面图像。

4. 根据权利要求 1 至 3 中之一所述的方法,其特征在于,作为初始磁共振概览图像的那些横断面彼此间相距 50cm 或 50cm 以下。

5. 根据权利要求 1 至 3 中之一所述的方法,其特征在于,作为初始磁共振概览图像的那些横断面彼此间相距小于 15cm。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,根据在人体模型 (NM) 的个性化过程中所测定的个性化人体模型 (IM) 与在初始磁共振概览图像中可识别的结构之间的偏差,自动测定已完成的个性化的质量,

并且以此为基础自动确定是否要生成以及在哪些位置和方向上生成附加的磁共振概览图像。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,在一次个性化过程中可调节的模型参数至少包括整个人体模型的一个平移参数、一个旋转参数、一个比例参数,以及用于描述预定的重要身体部位的空间位置和空间形态的参数。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,根据所述个性化人体模型 (IM) 的参数值确定有关患者姿势的一个语言标示。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,借助所述个性化人体模型 (IM) 来计算出所述患者的体重。

10. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,借助所述个性化人体模型 (IM) 实现在磁共振设备中对患者的定位,以便对待检的身体部位进行检查。

11. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,将在初次磁共振检查中生成的一个个性化人体模型 (IM) 存储起来,当再次做磁共振检查时,借助这个个性化人体模型 (IM) 来安置患者。

12. 用于操作一个磁共振断层摄影仪 (1) 的控制设备 (5),所述控制设备具有一个控制接口 (8),用于控制所述磁共振断层摄影仪 (1) 根据由所述控制设备预先确定的扫描参数对一定数量的断面图像进行测量,

一个图像数据接口 (9),用于采集所述磁共振断层摄影仪 (1) 获得的图像数据,

一个概览图像检测单元 (13),用于控制所述磁共振断层摄影仪 (1) 对患者身体的一定数量的初始磁共振概览图像进行测量,

一个具有一个参数化的解剖学人体模型 (NM) 的存储装置 (6),其中,所述人体模型的几何形状可以通过修改某些参数而改变,

一个个性化单元 (14), 用于在使用已测量的初始磁共振概览图像的基础上将所述人体模型 (NM) 个性化, 以及

一个定位单元 (17), 用于通过测出相关断层图像相对于所述个性化人体模型 (IM) 的相关位置, 来确定后续生成的断层图像的位置和方向的患者信息。

13. 一种磁共振断层摄影仪 (1), 其包括一个权利要求 12 所述的控制设备 (5), 所述磁共振断层摄影仪 (1) 用于测量一个检查对象的断面图像数据。

确定患者相关信息的方法、控制设备和磁共振断层摄影仪

技术领域

[0001] 确定患者信息的方法,用于在磁共振断层摄影检查中确定患者的有关断层图像的位置和方向。

[0002] 本发明涉及一种方法,用于确定患者的磁共振断层摄影断层图像的位置和方向的信息。

背景技术

[0003] 使用磁共振断层摄影仪(MR机)为患者检查时,除制成断层图像外,还必须确定以下信息,即,各个断层图像都是在相对于患者的哪个位置和方向所摄得的。这些有关断层图像的位置和方向的患者信息一般显示在断层图像的边上,有助于在检查结束之后实现对断层图像相对于患者的空间位置的重建。

[0004] 摄制断层图像时所需要确定的摄影层面原则上可以在一个任意规定的基准坐标系内由方向矢量的坐标确定,其中,所述方向矢量横越相关取像平面。在放射学诊断技术中,一般会用一个统一的坐标系,即所谓的“患者主坐标系”,作为基准坐标系。其中,所述主轴坐标系的轴向由患者身体的彼此垂直的“主平面”的交线所确定,这些主平面在解剖学中被称为横切面、矢状面和冠状面。这在图1中有所显示,其中,横切面用字母T表示,矢状面用字母S表示,冠状面用字母C表示。

[0005] 在上文所述的患者主坐标系中,可以通过两个与坐标系轴有关的角度数据表示一个方向矢量的准确方向。一般情况下,操作员无法很快测出上述角度数据,这是因为操作员为了测出断层图像相对于患者的位置,必须先联系基准坐标系进行一定的换算。因此,上述角度数据对于每天的例行程序而言并不重要。

[0006] 因此,作为对随意摄制的断层图像相对于患者的方向的一种语言描述,放射学中一般使用所谓的“定向标记”,这些定向标记由字母或字母组合构成。用作定向标记的常用字母有:

[0007] A表示“Anterior”(前)

[0008] P表示“Posterior”(后)

[0009] L表示“Left”(左)

[0010] R表示“Right”(右)

[0011] H表示“Head”(头部)

[0012] F表示“Feet”(足部)

[0013] 为清楚起见,图1中也标注了这部分方向说明。从中还可以组成其他的字母组合来用作定向标记,例如表示“左后”的字母组合“LP”。这些定向标记以易于医生理解的语言名称形式,说明了横越取像平面的方向矢量相对于患者主坐标系的位置。和在地图中一样,定向标记一般以图解形式显示在断层图像的边上。

[0014] 所有这些关于断层图像的位置和方向的患者信息,例如患者主坐标系中有关定向标记的数据,必须与一个根据患者身体而建立的基准坐标系产生联系。相反,在获取数据

时,用来取得图像信息的各个体积因素的坐标,是在一个与断层摄影仪有关的固定坐标系中测得的。因此在获取图像数据时,必须知道患者相对于磁共振设备的姿势。只有在此前提下,才可以在磁共振断层摄影检查中准确地确定有关断层图像的位置和方向的患者信息。

[0015] 在现今常用的磁共振设备(MR机)中,一般通过一个可水平移动的检查台将患者送入仪器,由磁共振设备的操作员记录说明患者的姿势。其中,一般会区分下列姿势,即头朝前和脚朝前以及背卧、趴卧、左侧卧和右侧卧。一般情况下,操作员必须在一个选择列表所列举的若干种可能的患者姿势中进行选择。一般不会对患者的姿势,特别是手臂位置(例如手臂是靠着身体还是放于头部之上)进行详细说明。磁共振设备的控制软件在得到有关患者姿势的数据之后会认为,具有所述姿势的患者正处于标准姿势,并在这种标准姿势的基础上确定患者主坐标系。生成断层图像时以该主坐标系为基准来记录断层图像的方向。也就是说,确定定向标记时是以“具有所述姿势的患者正处于标准姿势”为出发点的,所述定向标记最终以图解形式显示在断层图像的边上,向读片医生说明断层图像的位置。

[0016] 因此,在这一目前常见的程序中,只要操作员在对患者姿势的说明中发生差错,就会导致出现错误的定向标记。当患者的姿势与标准姿势不相符时,也会出现同样的问题。此外还会发生如下情况,即,当对患者姿势的说明发生差错,而患者处于一个与标准姿势有所偏差的姿势时,又会得到正确的定向标记。

[0017] 当然,对有关断层图像的位置和方向的信息再高的质量要求也不为过。否则,带有一个脑部肿瘤的颅部断层图像上一旦出现错误的方向标示,就会对手术方案产生严重后果。可能会选择错误的手术切入口。正确的定向标记尤其对于四肢断层图像(手臂和腿)和对称的人体结构(如颅部)十分重要。但在对上肢进行检查时特别容易出现错误。上肢可以沿着身体的纵轴放在身体的旁边或以相同方向放在头部之上,其中,手还可以进行一种相对于肘关节的旋转运动。这会导致产生多种可能的姿势,这些姿势实际上无法囊括在概括性的姿势说明中。此外,在很多检查中患者需要甚至必须以独特的姿势来接受检查,这些姿势与系统允许的姿势方案之间存在偏差。这表明了必须对患者姿势进行如实地、标准化地说明的问题,而患者姿势是正确确定定向标记的一个重要前提。

[0018] 除了正确确定定向标记,准确标示检查部位也很重要。因此,必须保证可以清楚地确定所检查的肢体究竟是左肢还是右肢。

[0019] 确定检查部位时一般要结合选择一种测量程序。制造商在提供磁共振设备的同时还会提供大量的测量程序,这些测量程序一般具有不同的等级。一个重要的分类标准是人体结构部位的从属性,相应的解剖学部位,即一个特定的检查部位的某些测量参数进行了优化。因此,用于例如膝盖检查的测量程序在一个测量程序文件夹中就可以用“膝盖”这样的标示来概括。根据不同的诊断问题(例如膝关节半月板损伤、软骨损伤等等),还可以对适当的测量报告作进一步的分类。一般情况下,在选择一个测量程序时会得到关于从属于该测量程序的检查部位的信息,其中,这些信息会进入制成的断层图像上的语言标示中。这些断层图像一般分级地存放在一个数据库中,其中,针对最上层的分类标准一般是患者姓名。较低一层中所使用的分类标准是关于检查部位的信息,其中,检查部位由测量程序的名称得出。用上述处理方法可能对某些诊断问题所涉及的检查部位无法进行清楚的标示。例如在对左膝盖和右膝盖使用同一个测量程序时,就会出现这种情况。为了清楚地标示检查部位,操作员还可以在控制软件中输入一个注释(例如左膝盖),这个注释随后会以图解的

形式显示在被测量的断层图像上。即使这种常用的确定检查部位的方法也蕴含着若干种误差源。磁共振设备的制造商一般会给予操作员对测量程序进行分类和用语言标示的自主权。但并非必须使用恰当的语言标示。这时就有可能出现不恰当的检查部位语言标示。使用注释同样也是一个可能的误差源。操作员只要例如将左膝盖和右膝盖混淆,所有被测量的断层图像上就会出现错误的图像注释。当有关患者姿势的数据也出现误差时,就会使情况进一步恶化。这时就可能再也无法正确地对一张被测量的断层图像的位置和方向进行与患者相关的重建。

[0020] 因此,对操作员确定的检查部位进行控制与对患者姿势的准确认识具有同样的决定性的意义。如果明了患者的具体姿势,这些信息就可以通过断层图像相对于患者的位置来验证。

[0021] 如实地确定患者的姿势可以用不同的方式来实现,这种做法不仅仅在磁共振设备诊断技术中具有重要意义。尤其是在治疗性放射疗法中应该对患者进行可重复定位,并对其姿势进行检验。目前,除了借助机械设备(例如移动检查台)和头部立体定位装置进行定位外,还可以使用光学方法。例如在专利 US 5,080,100、US 6,279,579 和 US 5,823,192 中均对此有所描述。它们基于光学测量系统进行三维表面测定,或与专利 US 6,138,302 中所提供的方法一样,使用全程跟踪系统进行三维坐标测定。但如果将其应用在磁共振检查中会在许多方面出现问题。为了说明患者的姿势必须要测量患者的身体表面,这要求患者几乎全裸。在每天的例行检查中无法满足这样的要求。此外,典型的管状构造结构显著加大了对患者进行光学测量的难度。

[0022] 另外一种表示患者姿势的方法是,根据一个体积数据组对患者的身体表面进行重建。专利 US 4,821,213 和 US 4,719,585 中对这种根据体积数据组来重建表面的方法进行了说明,其中的“表面”也包括身体表面。但是通过测量整个患者的体积数据组来测定患者姿势的方法由于需要制作大量断层图像而花费过高。

发明内容

[0023] 因此,本发明的一个目的是提供一种方法,这种方法可以在磁共振断层摄影检查中,实现对患者的断层图像的位置和方向进行标准化的和如实的说明。本发明的另一个目的是提供一种用于操作一个磁共振断层摄影仪的相应的控制设备。

[0024] 本发明所提供方法用于在磁共振断层摄影检查中确定患者的断层图像的位置和方向的信息,其中,先要制成患者身体的初始磁共振概览图像(MR 概览图像)。然后使用这种初始磁共振概览图像对一个预先确定的、参数化的解剖学人体模型进行个性化,也就是,用特定的可变模型参数对一个解剖学人体模型进行个性化。随后再以该断层图像相对于个性化人体模型的相对位置为基础,确定关于后续的(诊断)断层图像的位置和方向的患者信息。在个性化过程中,通过修改模型参数使人体模型与初始磁共振概览图像(概览图像)所示的某些结构相匹配,其中,所述结构优选地代表患者的身体表面。所述个性化过程相当于一个数学上的最佳化问题。在此将确定这样一些所述可变的模型参数值,这些参数值将该模型与概览图像所示结构之间的偏差度最小化。也就是尽可能使人体模型与患者的整个身体基本相符。

[0025] 通过个性化过程,可以将人体模型的信息用在之后的诊断断层图像上。尤其是可

以将信息和采取标准姿势的人体模型（下文中也称为“标准模型”）联系起来，除了可以说明身体部位，还可以说明标准模型每个部分的方向。在个性化过程之后，根据一张断层图像相对于个性化人体模型中直接相邻部分的相对位置，不仅以文字形式确定有关该断层图像的位置的信息，并且以定向标记的形式确定该断层图像的方向的信息。也就是说，可以例如在一个后续的磁共振断层图像中，将所有的像素或体素单元作为患者相关身体部位的组成部分来计算，这些像素或体素单元和一个区域之间的距离小于一个预先确定的最大空间距离，所述区域由个性化人体模型的某个身体部位界定。

[0026] 本发明的优点主要在于，可以在磁共振断层摄影检查中如实地和标准化地确定有关断层图像的位置和方向的患者信息。这一点特别适于检查部位定向标记和文字说明的自动生成。这样，在确定所述信息时就无需再依赖于磁共振设备的操作员，从而可以直接提高后面医生诊断的质量。

[0027] 为了实施根据本发明的方法，一个用于操作磁共振断层摄影仪的控制设备，必须具有一个控制接口，用于控制磁共振断层摄影仪根据由所述控制设备预先确定的扫描参数对一定数量的断层图像进行测量；一个图像数据接口，用于采集磁共振断层摄影仪获得的图像数据；和一个概览图像测定单元，用于控制磁共振断层摄影仪对患者身体的一定数量的初始磁共振概览图像进行测量。除此之外，所述控制设备还需要一个具有一个参数化的解剖学人体模型的存储设备，其中，人体模型的几何形状可以通过修改某些参数而改变；一个个性化单元，用于通过使用被测量的初始磁共振概览图像对人体模型进行个性化；和一个定位单元，该定位单元通过测出相关断层图像相对于个性化人体模型的相关位置来确定有关断层图像的位置和方向的患者信息。

[0028] 其中，个性化单元和定位单元可以特别优选地以磁共振断层摄影仪控制设备的可编程处理器的软件的形式实现。此外，如果所述控制设备可以在一个外部的存储设备上存取，则前文所述的存储设备不一定必须是整合在所述控制设备中。

[0029] 根据本发明的一种有利设计方案，初始磁共振概览图像是按标准化编排方式制成的。其中可以使用快速成像磁共振序列 (schnelle MR-Sequenzen)，该序列的突出之处在于每个概览图像的获取时间可以精确到秒。本发明这种设计方案的优点主要在于，针对每个患者可以使用一个统一的检查报告 (protocol) 来获得概览图像。不需要对个体患者的几何形状进行人工匹配。此外，个性化算法通过一个统一的数据基础来启动，从而提高了结果的稳定性。

[0030] 根据一种特别优选的方案，所述初始磁共振概览图像是横截面图像，即垂直于患者身体纵轴的断层图像。对一个完整的人体模型进行个性化时，适合使用横截面图像，这是因为可以在每张横截面图像中完整地再现身体表面。而在沿身体纵轴所拍摄的断层图像中情况通常并非如此。在生成横截面图像来用作初始磁共振概览图像时，可以在每张横截面图像中实现对患者身体表面的完整重建。这些信息提高了个性化算法的稳定性。

[0031] 为了使人体模型的个性化可以达到使用要求，需要制作至少三张彼此之间相距大约 50cm（针对一个成年人）的横截面图像作为初始磁共振概览图像。每两张相邻横截面图像之间的间距优选地小于 50cm，特别优选地小于 15cm。制作的概览图像越多，个性化问题由于数据基础的不断完善就更容易解决。但与此相对应的是概览图像的测量时间变长了。因此，在实际应用中必须找到稳定性和时间消耗之间的一个折衷方案。研究表明，在测

定完整的患者姿势时,采取约为 10cm 的层面间距是精确度和速度之间的一个理想折衷方案。此外,没有必要对患者全身使用等距的层面间距。测定包括手指姿势在内的手部几何形状相对于测定躯干几何形状而言,需要概览图像具有更高的空间密度。当需要对手部进行详细检查时,在手部使用 2 厘米的局部层面间距是合理的。对足部进行检查时,一般情况下使用 5 厘米的层面间距就够了。

[0032] 特别是可以先使用一个较粗的帧制成首批初始概览图像。当个性化的质量无法达到要求时,就可以在适当的位置继续制作概览图像,其中,个性化的质量取决于在个性化过程中所测定的偏差度。本发明的一种特别有利的设计方案是,通过个性化算法自动确定可能由于个性化质量不达标而需要附加制作的磁共振概览图像的位置和方向。其中,通过计算人体模型和概览图像所示结构之间的偏差度来对质量进行量化。也就是说,通过使用个性化算法分析人体模型与各概览图像中的结构之间的偏差和所拍摄的身体部位,可以确定附加制作的概览图像的位置和方向。本发明这种设计方案的优点主要在于,当个性化质量不达标时,通过一种自动运行的方法制作附加概览图像,直至个性化质量达标。

[0033] 根据本发明的另一种有利的设计方案,在个性化过程中可调节的模型参数包括整个人体模型的至少一个平移参数、一个旋转参数、一个比例参数和其他参数,这些参数说明的是预先确定的重要身体部位(例如四肢)的空间位置和空间形态。说明人体结构的参数数量首先取决于所要求的模拟精确度。为了在磁共振检查中得到关于断层图像的位置和方向的信息,并不需要精确地模拟位于人体内部的人体结构,但模拟重要身体部位的可移动性及其表面却非常关键。通过对重要身体部位的位置和形态进行参数化,可以实现对人体结构的一种既满足使用要求又不过分详细的模拟。

[0034] 一个相对简单、但在很多情况下可满足使用要求的人体模型可以例如通过下列参数而说明:

[0035] 身高,臂长,腿长,肩关节、肘关节、手关节、髋关节、膝关节和踝关节的弯曲角度数据,胸围和肚围。

[0036] 在一个完整的人体模型中可以使用例如下列参数:

[0037] 肩高,上臂长,下臂长,手长,大腿长,小腿长,脚长,头部位置、颈椎、胸椎、腰椎、手指和脚趾的弯曲角度数据,头围、颈围、肩宽、上臂围、下臂围、手围、臀围、大腿围、小腿围和脚围。

[0038] 根据本发明的另一种有利设计方案,可由个性化人体模型的参数值确定对患者姿势的语言说明(例如是头朝前还是脚朝前;背卧、趴卧、左侧卧和右侧卧)。其中,上文所述的三个基本模型参数对说明围绕三个主轴的转动具有重大意义。从所述的三个基本参数和其他参数可以得到关于患者在 MR 机中的姿势的语言说明。头朝前与脚朝前的区别之处在于相差一个围绕矢状轴的 180° 旋转角。背卧、趴卧、左侧卧和右侧卧的区别主要在于围绕长轴旋转的角度。本发明这种设计方案的优点主要在于,根据个性化人体模型的参数值可以如实地和标准化地确定对患者姿势的语言说明。

[0039] 在此可以特别优选地借助个性化人体模型的参数值对操作员输入的有关患者姿势的说明进行检验。只要通过个性化算法而实现的对患者姿势的语言说明与由操作员所选定的患者姿势说明选项相符,就可以对操作员输入的有关患者姿势的说明进行自动控制。通过这种用个性化算法来检验患者姿势说明的方法可以提高检查的质量。

[0040] 本发明的一种特别优选的设计方案是,用语言和 / 或图解的形式对有关断层图像的位置和方向的患者信息进行编码,并借助个性化人体模型来显示。患者信息一般借助有关断层图像的位置和方向的文字说明和定向标记显示在各断层图像中。为清楚起见,可以借助个性化人体模型将各断层图像在其各自的位置和方向上以三维方式显示出来。本发明这种设计方案的优点主要在于,通过这种方法可以以简单而具体的方式用图解的形式显示患者姿势和断层图像相对于患者的位置。

[0041] 优选地可借助个性化人体模型计算患者的体重。尤其是可以对一个由操作员输入的体重或已经存入一个患者数据文件中的体重进行检验。患者体重在磁共振断层摄影检查中对于计算特殊吸收率 (SAR) 特别重要。根据个性化人体模型可以估算出患者的体积,再根据患者的体积估算出患者的体重。通过用个性化算法来检验患者的体重,可以进一步提高检查的质量。尤其是可以更加确保遵循 SAR 界限值。

[0042] 本发明的另一种有利的设计方案是,使用个性化人体模型在磁共振设备中对患者进行定位,以达到对一个所期望的部位进行检查的目的。用于确定断层图像的位置信息的方法在这一问题中采用了相反的实施顺序。此时,检查部位是已知的,所要做的是为后续生成的断层图像寻找一个适当的初始位置。为此,要为所期望的检查部位在个性化人体模型中确定与所期望的检查部位相关的部位。根据这些部位的空间位置计算出将检查部位送入磁场中心所需的检查台移动距离。通过这种方法可以根据不同的预期检查部位对患者进行自动定位。这样就可以不再需要人工地对检查部位进行定位,而这种人工定位一般情况下要借助激光扫描,因而耗时较长。

[0043] 一种特别优选的方案是,将在初次磁共振检查中生成的个性化人体模型存储起来,在磁共振复查中,借助这个个性化人体模型来确定患者的姿势。通过这种方法可以保证患者在后续的磁共振系列检查中,可以尽可能精确地采用与在第一次此共振检查中相同的姿势。患者在系列检查中采取相同的姿势有着决定性的意义。关节位置和腰侧形态尤其取决于患者所采取的姿势。通过将后继系列检查中的个性化模型与之前的磁共振检查中所存储的个性化模型进行比较,不仅可以比较检查的质量,还可以算出两个人体模型的偏差度,该偏差度在患者采取相同的姿势这一方面能起到作用。可以用对应模型三角形的偏差平方数来表示两个不同的个性化模型之间的偏差度。这个定义十分清楚明了,因为两个形态上有变化的人体模型的区别仅在于模型三角形的空间位置不同,其中,三角形的数量和三角形的相邻关系并不发生变化。这样,在磁共振 MR 系列检查中采取尽可能精确的相同姿势,并对其进行检查,可以提高检查的质量。

[0044] 根据一种优选方案,当根据本发明的方法在实施过程中出现故障和 / 或在根据本发明的方法的一个或所有步骤结束时,发出一个信号。在所述方法的各个步骤自动运行时发出一个信号来告知相关信息后,操作员就可以去完成其他的任务。这可以加快检查中的工作流程。

附图说明

[0045] 下面借助附图所示的一个实施例对本发明作进一步说明,其中:

[0046] 图 1 为一个患者身体的主坐标系和主平面;

[0047] 图 2 为根据本发明的方法的一种可能的程序的流程图;

- [0048] 图 3a 为一个患者以标准姿势背卧在检查台上的图示；
- [0049] 图 3b 为一个患者以一个与标准姿势有所偏差的姿势背卧在检查台上的图示；以及
- [0050] 图 4 为一个磁共振断层摄影仪的图示，具有一个根据本发明的控制设备的实施例。

具体实施方式

- [0051] 如前文所述，图 1 显示的是一个处于标准姿势的患者身体的主坐标系。
- [0052] 如图 2 所示，在确定患者的姿势后，根据本发明的方法的一种可能的程序包括下列步骤：
- [0053] a.) 制作复数张患者的初始磁共振概览图像。
- [0054] b.) 以制成的初始磁共振概览图像为基础，将一个参数化的解剖学人体模型个性化。
- [0055] c.) 当个性化质量不达标时，制做附加的磁共振概览图像，并重复个性化过程。
- [0056] d.) 对个性化人体模型进行图示来检验上述过程。
- [0057] e.) 当个性化人体模型不能充分描述患者姿势时，由操作员停止实施过程。
- [0058] f.) 生成诊断用磁共振图像。
- [0059] g.) 根据相对于个性化人体模型的相对位置，确定有关磁共振图像的位置和方向的信息。
- [0060] 进行人体模型个性化时，适合将按标准化编排方式编排的横截面图像用作初始概览图像，这样就可以在各张横截面图像中进行身体表面的相关重建。为此，可以使用一种简单的极限值方法，其中根据信号强度中由空气到皮肤的突变来定义身体表面。由于目前常见的磁共振设备的几何测量范围很大，因而一般可以认为，在测量中所测得的是患者的完整横截面。这样就可以在各张横截面图像中进行身体表面的相关重建，这种重建在对身体表面的说明中以数学的形式通过多条封闭轮廓线来表示。这些封闭轮廓线构成个性化过程中的目标结构。
- [0061] 图 3a 和图 3b 显示了一个患者 PT 分别以标准姿势（图 3a）背卧在检查台 3 上，和一个与标准姿势有所偏差的姿势（图 3b）卧在检查台 3 上，同样是背卧，但患者的右手置于头部上方。此外还显示了生成初始横截面概览图像的各个图像层面 AE。这里所示的图像层面之间的间距约为 10cm。这两个附图可以很好的说明，即使患者的一条胳膊或一条腿不处于标准姿势，也可以采取相应的横截面图像间距对其进行很好的测定；与此相应，个性化人体模型最终将反映出这种身体姿势。
- [0062] 除目标结构之外，个性化过程还需要一个合适的人体模型，其中，人体模型的可变参数没有明确确定。只有用于基本转换（如身体的平移、旋转和缩放）的基本参数是明确的。而说明人体模型的几何形状的参数种类和数量主要取决于用途。
- [0063] 为了在 MR 检查中获取有关断层图像的位置和方向的信息，最关键的是模拟重要身体部位的可移动性及这些部位的表面。其中，人体模型由多个彼此相关的体素单元构成，所述体素单元的尺寸可精确到厘米，具体的模型几何形状由一组参数值确定。相应的方法可参见 Koch(科赫)撰写的关于一个有限元模型(Finite Element Modell)的文

章《Simulating facial surgery using finite element models》(Proceedings of the SIGGRAPH 1996 conference, S. 421-428) 或 **Höhne** (赫勒) 撰写的关于体素单元模型的文章《A 3D anatomical atlas based on a volume model》(IEEE Computer Graphics Applications, 1992, Volume, Nr. 4, S. 72-78)。

[0064] 非常简单的人体模型只需要为数不多的几个参数就可以说明,例如身高、臂长、腿长、胸围、肚围以及说明手臂和腿的姿势的参数。

[0065] 复杂的人体模型相对于简单的人体模型而言具有更大量的参数。复杂的人体模型不仅要模拟身体表面,还要模拟骨骼系统。因此,人体骨盆的几何形状需要用例如下列参数来说明:髌嵴间距、髌棘(上嵴外缘)间距、髌脊后径、骨盆入口横径、骨盆中部横径、骨盆出口横径、骨盆入口矢状径、骨盆中部矢状径、骨盆出口矢状径、骨盆入口前后径、对角径、产科接合径。

[0066] 为了在磁共振检查中获取有关断层图像的位置和方向的信息,一般不需要进行这样精确的模拟。根据所期望的精确度来对重要的身体部位进行模拟就足够了。其中,各身体部位的姿势主要由人体结构的关节的自由度确定。例如说明髋关节(这里涉及的是一种球窝关节)时一般只需三个参数,即伸展和弯曲、伸出和移近、向内旋转和向外旋转。大腿的前端、中部和末端上分别有两个互相垂直的直径,这些直径可以将一条大腿的形状参数化,它们代表了十分近似于椭圆的大腿的主轴。也可以使用类似的方法处理其他身体部位,例如头部、颈部、胸部、腹部、臀部、肩胛带、上臂、下臂、手、小腿、脚。其中优选地应该将至少人体大型关节的可移动性参数化。以下为重要关节:下踝关节、上踝关节、膝关节、髋关节、肩关节、肘关节和手关节。

[0067] 脊柱所具有的姿势是一种特殊姿势。脊柱由若干个位于单个椎骨之间的关节构成,脊柱的可移动性的详尽参数化需要耗费巨大精力。将脊柱划分为具有相对简单的可移动性的颈椎、胸椎和腰椎对于说明患者姿势而言很有意义。

[0068] 在很少出现的手指检查中还需对手指关节的可移动性进行附加的参数化。

[0069] 优选情况下应限制各参数的取值范围。可以通过下述方法来达到限制的目的,即,只允许出现能够说明患者所能采取的解剖学姿势的参数值组合。用于说明采取标准姿势的人体模型(标准模型)的参数值也叫做标准参数值。

[0070] 随后可以用各概览图像和人体模型中的所述目标结构来开始个性化算法。其目的是确定一组参数值,这组参数值可以使人体模型与概览图像中的目标结构之间的偏差最小化。最终得到的结果是具有个性化参数值组的个性化人体模型。

[0071] 人体模型与概览图像中的目标结构之间的偏差通过一个偏差函数来说明,其中,所述偏差函数的自变量为人体模型参数值。数学上存在一个非线性最佳化问题,即偏差函数最小化问题。从每个允许的参数值组合均可得出一个由体素单元构成的、具有特殊几何形状的人体模型。这样就可以用人体模型的表面单元的偏差值来定义一个可能的偏差函数。其中,计算偏差也就是计算出各表面单元的偏差值的加权平方和。其中,一个表面单元的权重因子是此表面单元的面积与所有表面单元的面积平均值的比例值。这种通过使用人体模型表面进行偏差计算的方法十分重要,这是因为目标结构是患者身体表面的部分。

[0072] 如果表面单元与概览图像几何相切,则表面单元与目标结构之间的最小几何距离被定义为一个表面单元的偏差值,否则就无法确定偏差值。这样做很有意义,因为例如对于

一个位于两个概览图像之间的中心点上的表面单元来说,反正都不会有关于这个表面单元与患者的人体模型之间的距离的信息。所以,根据人体模型的不同姿势会在偏差计算中使用不同数量的表面单元。为了可以从这些不同参数的值中计算出可比较的偏差,就需要对所有在计算中所涉及到的表面单元的面积进行一种偏差标准化。这样就可以通过传统的探测方法或扫描方法来确定可使偏差最小化的最佳参数组。相应的方法可参见 Springer 出版社于 1992 年出版的由 R. Schaback 所著的《Numerische Mathematik》(《数字数学》)。

[0073] 个性化质量通过计算出来的偏差值而得到量化。当偏差值低于一个预先确定的极限值时,就说明个性化过程是成功的。否则,就要用表面单位的最大偏差值来继续制作概览图像,从而提高匹配质量。也就是对患者身体表面上经个性化算法确定的关键区域进行更加精确的测量。反复进行这个过程,直到通过人体模型可以得到一个足够精确的患者姿势说明,或者当聚焦性能无法达到使用要求时,在一定的重复次数之后中断这个过程。

[0074] 对个性化人体模型的三维图示使操作员可以通过与实际患者姿势的比较来对个性化结果进行检验。当出现严重偏差时,操作员可以中断程序,使用常规方法继续工作。

[0075] 当个性化过程成功时,就可以从后续诊断断层图像相对于个性化人体模型的相对位置中确定有关断层图像的位置和方向的患者信息。为此,在进行个性化之前,要得到与标准模型的各个体素单元相关的信息。这些信息说明的是各个体素单元所处的身体部位和它们的方向。这样就可以将标准模型构成例如右膝的所有体素单元与文字形式的“右膝”信息相联系。在个性化过程之后,可以从一个断层图像相对于个性化人体模型的体素单元的相对位置中,得到有关断层图像的位置和方向的文字信息。举例而言,当断层图像仅与具有相关“右膝”信息的体素单元相切时,就可以规定断层图像的检查部位(也就是说作为断层图像的一个位置信息)也为“右膝”。有关身体部位的信息就这样从个性化人体模型传达到断层图像上,并在断层图像上标识了检查部位。

[0076] 定向标记也是如此。一个体素单元的方向由一个局部坐标系描述,其中,当患者处于标准姿势时,所有局部坐标系与主坐标系相一致。但在个性化过程完成之后,二者一般就不再一致。举例来说,如果患者采取手臂置于头上方的姿势,有关手部体素单元的局部坐标系在个性化过程完成之后描述的就是局部方向轴,并与躯干的局部方向轴有所区别。如果断层图像拍摄的是患者的手部,就可以从断层图像与相应的手部体素单元的相对位置中得出有关断层图像的方向的信息。这时,断层图像的定向标记就局部地与手部相关,而不再与患者全身的一个统一坐标系相关。

[0077] 作为一种副产品,从个性化人体模型的参数值中还可以得到一个对患者姿势的语言说明(例如是头朝前还是脚朝前;背卧、趴卧、左侧卧和右侧卧),其中,三个用于说明围绕三个主轴的转动的参数具有突出的作用。例如背卧、趴卧、左侧卧和右侧卧的区别主要在于围绕长轴旋转的角度。而手臂的姿势则主要通过用于说明肩关节和肘关节的参数来说明。每组参数值组都可以包括一个有关患者姿势的语言说明。实践中可以以表格的形式为有限数量的参数值组定义一个有关患者姿势的语言说明。对于任意一组参数值组,都可以从表格中确定出最相符的、具有所属患者姿势语言说明的参数组,并以文字的形式向操作员显示。以文字形式出现的患者姿势说明使得可以对操作员选出的患者姿势说明进行简单的检验,但前提是在这两种情况中使用的是相同的语言说明形式。

[0078] 有关断层图像的位置和方向的患者信息一般以图解的形式显示在断层图像上,例

如文字说明和定向标记。除了这种二维显示形式外,还可以借助个性化人体模型将各断层图像三维可视化。为此可以使用各种不同的 3D 显示技术。为了进行实时可视化可以使用硬件加速的三维重建方法(SSD 法,表面阴影显示法),参见由 Woo(沃)所著的《OpenGL Progaming Guide》,由 Addison Wesley 出版社于 1999 年出版。这种可视化技术可实现对四周的反复实时观测,并且具有可以达到使用要求的显示质量。借助制成的断层图像对经三角测量的模型表面在其三维位置和方向上进行实时可视化,可简单而直观地显示重要信息,在此过程中还可以同时显示出文字说明和定向标记。

[0079] 除有关断层图像的位置和方向的信息外,从个性化人体模型中还可以获得其他的一些信息。在此可以非常简单地实现对患者体重的估算。在进行个性化过程之前先给每个体素单元分配一个密度。个性化过程完成之后再根据所述信息和体素单元的体积计算出体素单元的重量。各体素单元的重量之和就是患者体重的估算值。

[0080] 其他信息可以实现在磁共振设备中对患者的自动定位,从而可以对所期望的身体部位进行检查。这种方法使用的是与各体素单元相关联的、关于其所述身体部位的信息。因此,要为所期望的检查部位确定个性化人体模型的某些体素单元,联系这些体素单元可以得到有关该部位的语言说明。这些体素单元的几何中心界定了检查部位的中心,该中心通过后面定义的检查台的移动被带入磁场中心。例如当需要检查一个患者的右膝时,个性化过程完成后,就可以知道具有相关的“右膝”信息的体素单元的位置。在此之后,这些体素单元的中心所界定的是检查膝盖的位置。检查台的平移距离为磁场中心和算得的中心之间的差值。

[0081] 个性化人体模型的另一个用途是,可以在系列检查中使患者采取相同的姿势。为此要将标准检查中的模型参数值存储下来,并在系列检查中读取这些参数值。这时,这些参数值所定义的是标准模型。为了使患者采取相同的姿势,要将系列检查中的个性化模型(系列模型)与标准模型进行比较。目的是最小化两个模型之间的偏差。为此要为系列模型的每个表面单元分配一个偏差值,其中,该偏差值被定义为与标准模型的相应表面单元之间的几何距离。偏差定义为所述偏差值的平方和。在系列检查中不断调整患者的姿势,直到各重新确定的系列模型与标准模型的相符程度达到使用要求。为此,同时对两个模型进行三维显示,并对所述偏差值进行彩色编码,将具有很大的帮助。

[0082] 图 4 概略地显示了一个根据本发明的磁共振断层摄影仪 1 的一个实施例,具有本发明的控制设备 5。

[0083] 在所示的实施例中,控制设备 5 安装在一个分立设备中。这里涉及的是一个具有一个可编程处理器 10 的计算机,用于控制磁共振断层摄影仪 1 的控制软件存储在所述处理器 10 中。控制设备 5 通过一个控制接口 8 向磁共振断层摄影仪 1 传达控制指令 SB,使其进行所期望的检查。控制设备 5 通过一个图像数据接口 9 接收借助磁共振断层摄影仪 1 而获得的原始图像数据后,再用常规方式对其进行再处理。

[0084] 为了对控制设备 5 进行操作,控制设备 5 与一个操作台 4 相连,作为用户接口的操作台 4 具有一个显示器、一个键盘和一个指示装置,例如一个鼠标。也可以使用一个(图中未显示的)工作站代替与控制设备 5 直接相连的操作台 4 来进行操作,所述工作站连接在一根总线 7 上,控制设备 5 与总线 7 相连。操作台 4 也可以整合在控制设备 5 中。控制设备 5 同样也可以整合在磁共振断层摄影仪 1 中,从而使全部部件整合在一个设备之中。

[0085] 所述磁共振断层摄影仪 1 涉及的是一个具有常规的高频磁场线圈、梯度磁场线圈和基本磁场线圈（图中未显示）的传统磁共振断层摄影仪。在磁共振断层摄影仪 1 中，躺在一个检查台 3 上的患者 PT 被定位在一个检查区域 2 内，所述线圈围绕检查区域 2 布置。此外还可以附加性地使用直接置于患者 PT 身上的局部线圈。专业人士已熟知磁共振断层摄影仪 1 的特征和工作原理，因而这里就不再详加说明。

[0086] 控制设备 5 的核心部件是一个处理器 10，所述处理器 10 配备了各种以软件形式的部件，这样，控制设备 5 就可以按照本发明所述的方法进行工作。这些部件在图 4 中显示为位于处理器 10 内部的方块。除所示部件外，控制设备 5 当然还具有所有其他的常规软件部件和硬件部件，从而可以以常规方式控制磁共振断层摄影仪和获取图像数据，并对其（预）处理。为清楚起见，图中未显示所述的这些常规部件，由于它们并非专门用于根据本发明的方法，因而下文中也不再对其进行详细说明。

[0087] 图像测定单元 12 就是这样的一个部件。图像测定单元 12 将各种检查报告或由检查报告预先确定的扫描参数转化为控制指令 SB，其中，通过这些扫描参数将磁共振断层摄影仪 1 信号化，来确定测定图像数据的位置和方向。这些控制指令 SB 通过控制接口 8 被传输到磁共振断层摄影仪 1 中，这样，磁共振断层摄影仪 1 中就可以以正确的顺序进行适当的检查序列，来生成所期望的断层图像。为了实现本发明，图像测定单元 12 具有一个概览图像测定单元 13 作为子程序，所述概览图像测定单元 13 可以控制磁共振断层图像设备对一定数量的初始磁共振概览图像（如图 3a 和图 3b 所示）进行测量。

[0088] 随后，这些通过概览扫描而生成的磁共振概览图像与所有其他图像数据 BD 一样，通过图像数据接口 9 被控制设备 5 接收，并接受控制设备 5 的再处理。例如先在一个重建单元 11 中根据已测定的原始图像数据 BD 重建所期望的图像。通过这种方式获得的磁共振概览图像随后会被传输到一个个性化单元 14 中。

[0089] 个性化单元 14 具有一个结构识别单元 15 作为子程序，所述结构识别单元 15 可以从概览图像中识别出所需的结构，也就是患者 PT 的身体与周围环境的分界面，即患者身体的表面结构。此外，个性化单元 14 还具有一个匹配单元 16，所述匹配单元 16 可以通过调节标准模型 NM（一个处于标准姿势的人体模型）的某些可变参数使标准模型 NM 与目标结构相匹配，这一点在上文中已有详细说明。这样一个标准模型 NM 存储在控制设备 5 的一个存储器 6 中。

[0090] 随后可以将制成的个性化人体模型 IM 重新存储在存储器 6 中。其中，并不需要存储所有描述整个个性化人体模型 NM 的全部信息。原则上只要存储根据标准模型 NM 制作个性化模型 IM 所需的一组参数值就够了。此外，个性化模型 IM 的数据组还会被传输到一个定位单元 17 中。借助这个定位单元 17 可以测定后续（诊断）断层图像相对于个性化模型 IM 的相对位置，从而按照本发明所述的方法确定患者信息，该信息是关于后续生成的断层图像的位置和方向。

[0091] 此外，个性化单元 14 还可以向概览图像测定单元 12 发出一个信号，请求在某些空间区域内附加地制成更多数量的、更加密集分布的概览图像，从而来提高个性化的质量。

[0092] 在此需要明确指出的是，附图所示的处理过程和系统结构只涉及实施例，在细节方面，专业人士可以直接对其作出修改。一种特别可行的方案是，控制设备 5 的各种不同的部件并不一定要整合在一个处理器中，而是可以安置在彼此连接的不同的处理器中。同样，

当然也可以将各种不同的部件安置在彼此联网的不同的计算机中。这样就可以将例如计算要求特别精确的处理过程转移（例如将模型个性化过程转移到合适的计算机上，例如通过总线 7），而相关处理过程只需返回最终的计算结果。

[0093] 此外，还可以用根据本发明的部件来扩展现有的控制设备或磁共振断层摄影仪，从而可以按照本发明所述的方法来使用这些设备。很多情况下，通过升级具有相应控制软件模块的软件就可以实现这一点。

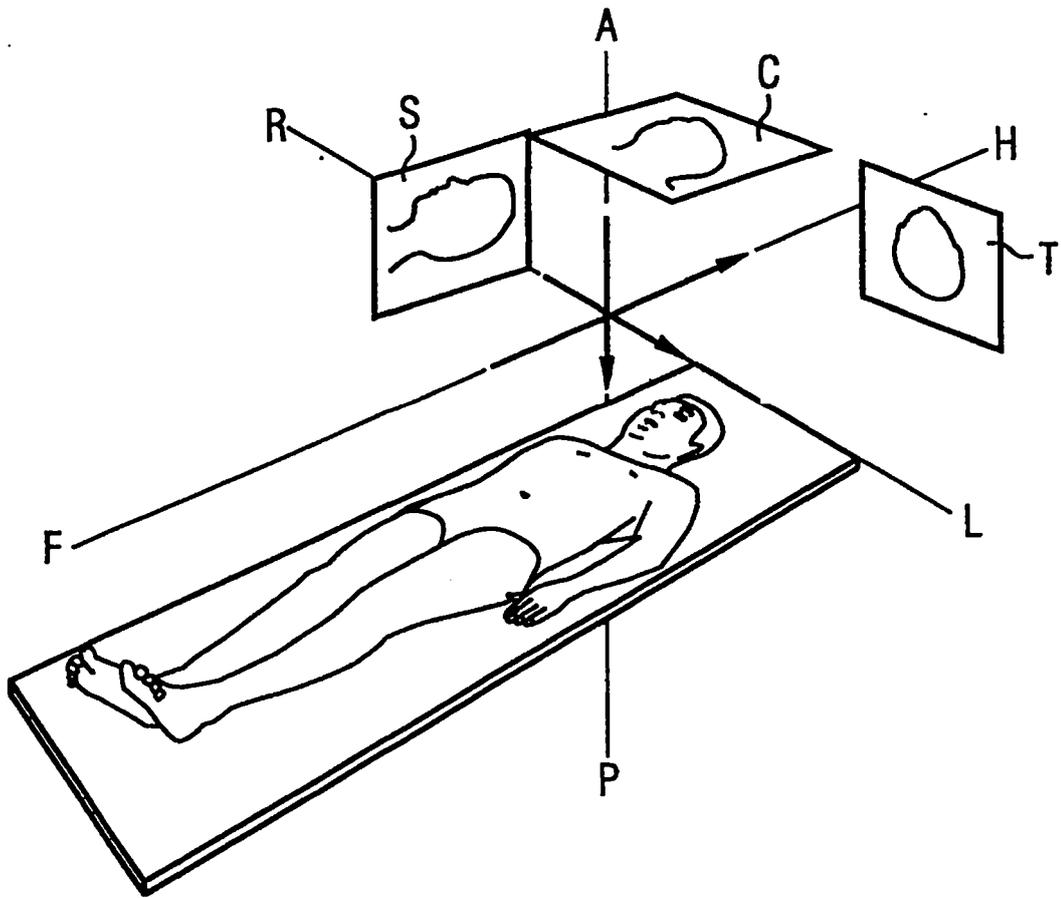


图1(现有技术)

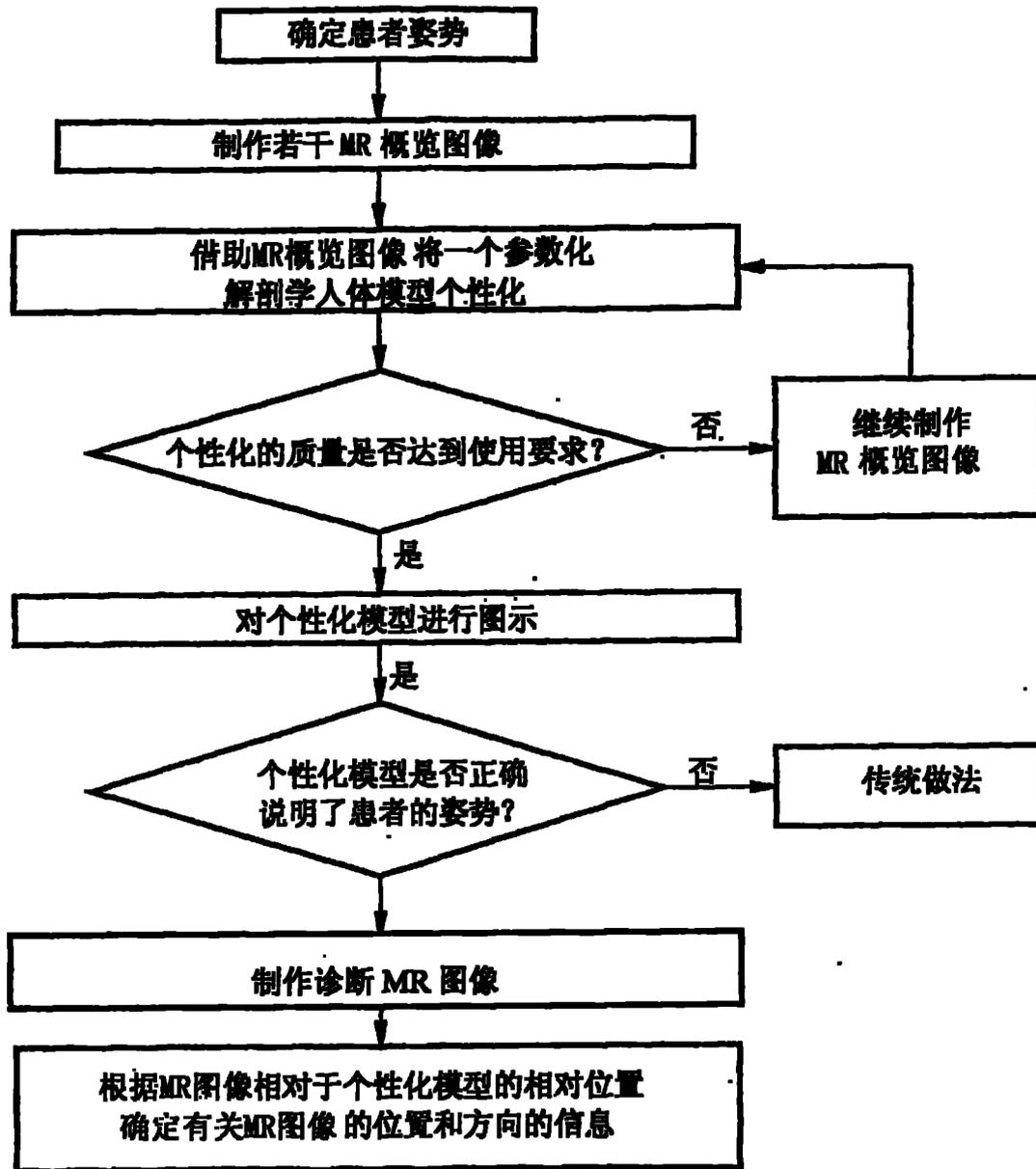


图 2

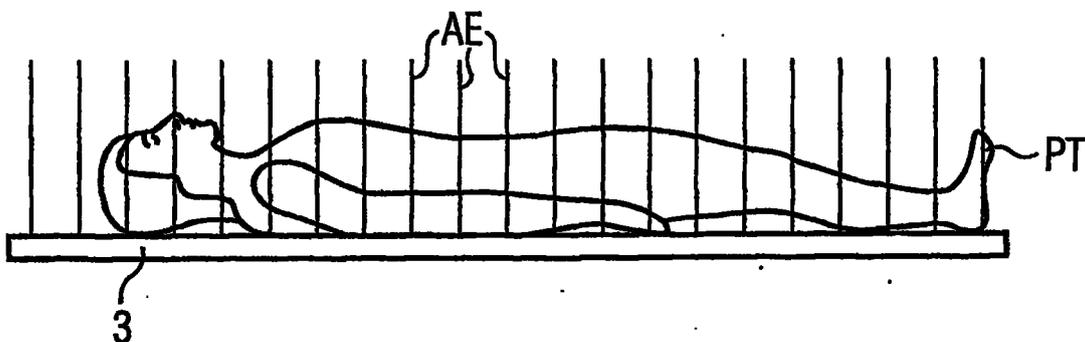


图 3A

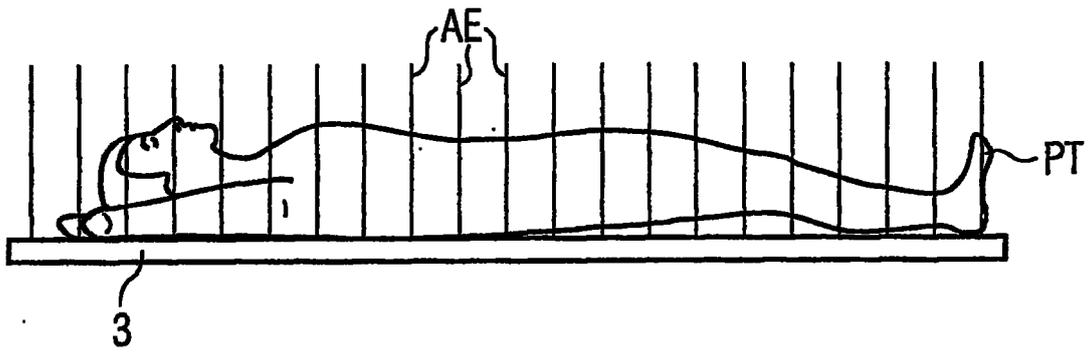


图 3B

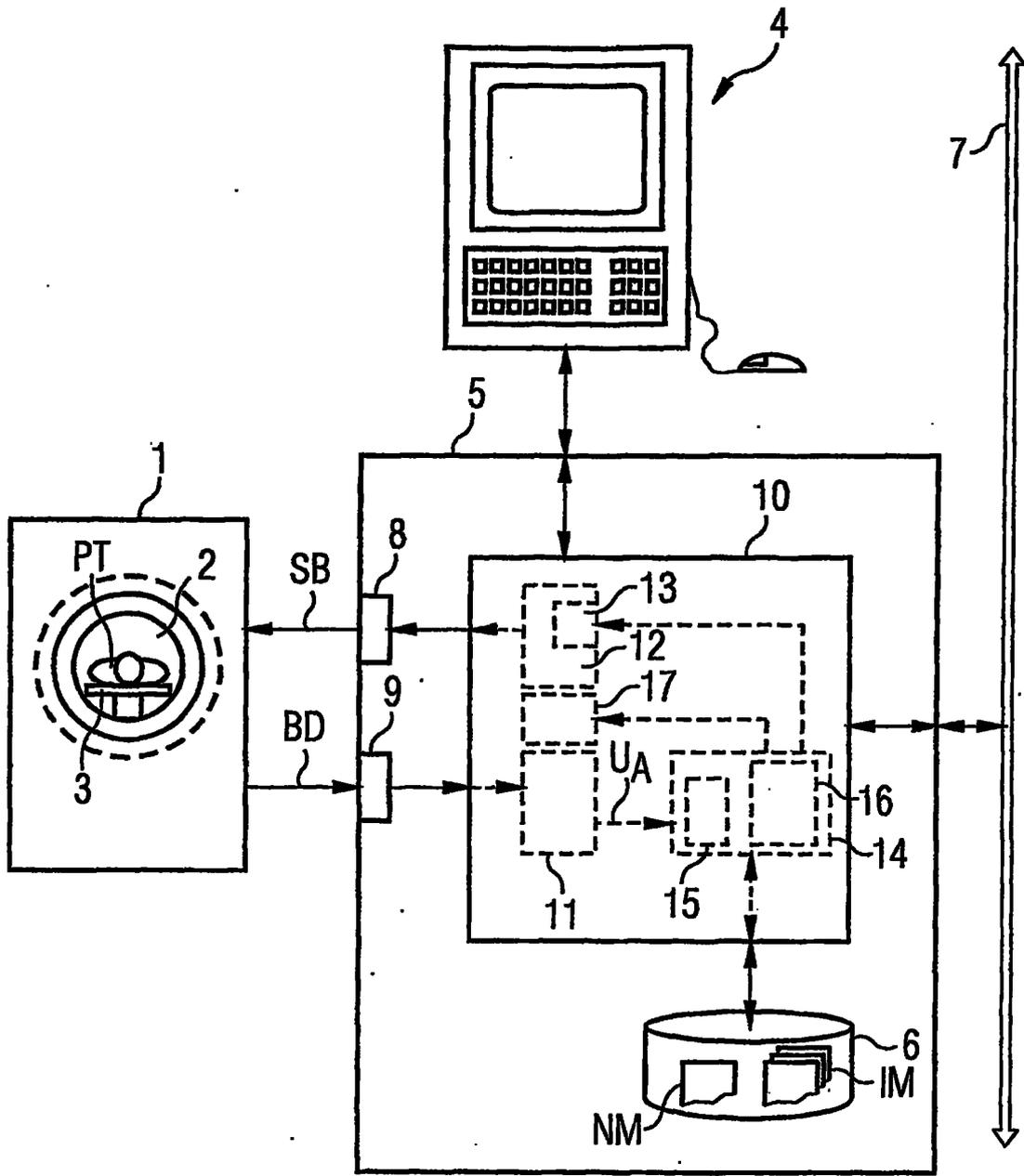


图 4