



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103300921 B

(45)授权公告日 2017.03.01

(21)申请号 201310077352.2

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.03.12

A61B 17/34(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 5/055(2006.01)

申请公布号 CN 103300921 A

A61B 5/06(2006.01)

(43)申请公布日 2013.09.18

A61B 6/00(2006.01)

(30)优先权数据

G01R 33/28(2006.01)

102012204134.6 2012.03.16 DE

G01R 33/54(2006.01)

审查员 张文静

(73)专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 E.罗斯冈

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

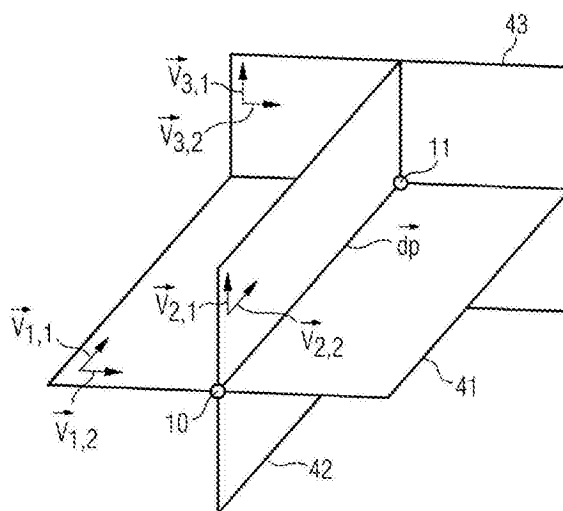
权利要求书2页 说明书14页 附图7页

(54)发明名称

用于自动地确定成像平面的方法和磁共振设备

(57)摘要

本发明涉及一种用于自动地确定用于沿着至目标点(11)的轨迹(dp)将受检人的经皮介入可视化的成像法的成像平面(41、42、43)的方法。该方法包括:获得描述了三个正交的参考平面的参考坐标系,且获得轨迹且基于与该轨迹的相对布置确定该参考平面作为选择的参考平面。该方法还包括确定第一成像平面(41),使得轨迹处在第一成像平面内,且使得第一成像平面具有相对于所选择的参考平面的确定的布置。该方法还包括确定第二成像平面(42),使得轨迹处在第二成像平面内,且使得第二成像平面与第一成像平面正交,以及确定第三成像平面(43),使得该第三成像平面与第一和第二成像平面(41,42)正交且包括目标点。



1. 一种用于沿着至目标点(11)的轨迹(\vec{d}_p)将受检人(1)的经皮介入可视化的磁共振设备(100),所述磁共振设备(100)包括:

-计算机(107),所述计算机被构造为执行如下步骤:

-获得参考坐标系(25)的数据,其中该数据描述了三个定义了所述参考坐标系(25)的正交的参考平面(20,21,22),

-获得所述轨迹(\vec{d}_p)的数据,其中该数据描述了所述轨迹(\vec{d}_p)的布置和目标点(11),并且其中所述轨迹具有相对于所述参考平面的定义的布置,

-基于所述参考平面(20,21,22)与所述轨迹(\vec{d}_p)的相对布置,确定所述参考平面(20,21,22)中的一个作为所选择的参考平面,

-确定第一成像平面(41),使得所述轨迹(\vec{d}_p)处在所述第一成像平面(41)内,并且使得所述第一成像平面(41)具有相对于所选择的参考平面(20,21,22)的确定的布置,

-确定第二成像平面(42),使得所述轨迹(\vec{d}_p)处在所述第二成像平面(42)内,并且使得所述第二成像平面(42)与所述第一成像平面(41)正交,

-确定第三成像平面(43),使得所述第三成像平面(43)与所述第一成像平面(41)正交并且其与所述第二成像平面(42)正交,并且包括所述轨迹(\vec{d}_p)的目标点(11)。

2. 根据权利要求1所述的磁共振设备(100),其中,所述参考平面(20,21,22)是受检人(1)的横断面(22)、矢状面(21)和冠状面(20)。

3. 根据权利要求1所述的磁共振设备(100),其中,这样实现所述第一成像平面(41)的确定,使得其平面法线平行于所选择的参考平面的平面法线(\vec{n}_i)的垂直于所述轨迹(\vec{d}_p)的分量。

4. 根据权利要求1所述的磁共振设备(100),其中,这样实现所述第一成像平面(41)的确定,使得其具有与所选择的参考平面最小的间隔。

5. 根据上述权利要求1-4中任一项所述的磁共振设备(100),还包括:

-计算至少两个参考平面(20,21,22)相对于轨迹(\vec{d}_p)的间隔,其中,基于所计算的间隔进行对所选择的参考平面(20,21,22)的确定。

6. 根据上述权利要求1-4中任一项所述的磁共振设备(100),其中,所述参考坐标系(25)的数据包括参考平面(20,21,22)的侧向取向,并且其中,这样进行对至少一个成像平面(41,42,43)的确定,使得其侧向取向基于参考平面(20,21,22)的相对于至少一个成像平面的间隔最小的一个的侧向取向。

7. 根据权利要求6所述的磁共振设备(100),还包括:

-借助于坐标旋转将至少一个成像平面的侧向取向定向在相对于至少一个成像平面的间隔最小的参考平面的侧向取向上。

8. 根据权利要求4或7所述的磁共振设备(100),其中,基于在轨迹(\vec{d}_p)和所涉及的平面之间的角度或基于所涉及的平面之间的角度来计算所述间隔。

9. 根据上述权利要求1-4中任一项所述的磁共振设备(100),还包括:

-获得体积数据组(50)的参考点(51),其中,所述体积数据组包括所述轨迹,其中,这样进行至少一个成像平面(41,42,43)的确定,使得其中心(42a,43a)定向在所述参考点(51)

上。

10. 根据上述权利要求1-4中任一项所述的磁共振设备(100), 其中, 这样实现所述第三成像平面(43)的确定, 使得其中心(43a)定向在轨迹(\vec{d}_p)的目标点(11)上。

11. 根据权利要求10所述的磁共振设备(100), 还包括:

-借助于线性坐标平移将至少一个成像平面(41, 42, 43)的中心(42a, 43a)定向在参考点或轨迹(\vec{d}_p)的目标点(11)上。

12. 根据上述权利要求1-4中任一项所述的磁共振设备(100), 其中, 从受检人(1)的体积数据组(50)中获得所述轨迹的数据, 并且其中, 所述体积数据组(50)包含所述轨迹(\vec{d}_p), 并且其中, 所述体积数据组(50)和所述轨迹(\vec{d}_p)具有相对于参考平面(20, 21, 22)的定义的布置。

13. 根据权利要求1至4中任一项所述的磁共振设备(100), 其中, 基于可用于经皮介入的针的位置获得所述轨迹的数据。

14. 一种用于沿着至目标点(11)的轨迹(\vec{d}_p)将受检人(1)的经皮介入可视化的磁共振设备(100), 所述磁共振设备(100)包括:

-计算机(107), 所述计算机被构造为执行如下步骤:

-对于磁共振平面时钟触发地采集磁共振数据, 其中, 通过根据权利要求1至13中任一项所述的磁共振设备来确定所述磁共振平面,

-将所述磁共振数据作为磁共振平面的二维实时图像可视化。

15. 根据权利要求14所述的磁共振设备(100), 其中, 以时钟周期(62)时钟触发地采集磁共振数据, 所述时钟周期(62)将相继采集的不同的磁共振平面的磁共振数据以小于核磁化的纵向弛豫时间(61)的时间错位(60)来采集。

16. 根据权利要求14或15所述的磁共振设备(100), 还包括:

-自动监测从包括如下元素的组中所选择的事件的出现: 第三磁共振平面的磁共振数据的信号偏差; 在第一和/或第二磁共振平面的所采集的磁共振数据中在轨迹(\vec{d}_p)上的敏感的对象; 在第一和/或第二磁共振平面的所采集的磁共振数据中在轨迹上(\vec{d}_p)的磁化率伪影。

17. 根据权利要求1或14所述的磁共振设备(100), 其中, 所述磁共振设备(100)还包括被构造为执行如下步骤的成像单元(108):

-对于磁共振平面时钟触发地采集磁共振数据, 和

-将所述磁共振数据作为所述磁共振平面的二维实时图像可视化。

用于自动地确定成像平面的方法和磁共振设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于自动地确定成像法的成像平面的方法,所述成像法用于将受检人的经皮介入可视化。本发明此外涉及一种在经皮介入时用于可视化的方法和一种磁共振设备。

背景技术

[0002] 经皮介入是用于患者或受检人的最小化侵入治疗的医学技术。越来越多的经皮介入结合成像法执行,例如计算机断层造影(CT)或磁共振断层造影(MRT)。这样的成像法可用于验证、警告或引导经皮介入。其中应用经皮介入的医学领域包括抽吸活组织检查、一般活组织检查、硬化治疗、靶向给药以及热消融。

[0003] 如果这些或另外的医学应用由例如CT或MRT的成像法支持,则徒手手工定义的成像平面是最复杂的技术,所述成像平面即在其处成像法周期地提供具有图像形式的经皮介入的可视化的平面。但成像平面的正确的和优化的定向是最关键的挑战。可力图连续地可视化总的针、目标点以及周围的结构,例如敏感的器官。因此,对于成像平面的手工定向,可能要求在执行经皮介入期间验证成像平面的定向。验证在此是指在医学方面的成像平面的定向的检验,以及基于基本的成像法技术的方面的检验。例如,医师可对于成像的定向具有特别的要求,而MRT技术人员又关注另外的必要性。这可能对于验证要求高度的注意力,且因此使得经皮介入更困难和容易出错。

[0004] 典型地,在执行经皮介入时,可由成像法的专家即MRT技术人员或CT技术人员以及医学专业人员参与。该参与方的协调可能在过程期间不良且仅可有限地协调。工作环境可能例如由于高噪声强度而限制了通信和协调。此外,在经皮介入期间的压力可能限制详细的协调。

[0005] 此外,对于在经皮介入期间针在受检人体内沿其引导的特定轨迹,成像平面的手工布置变得更加困难。这样的特定轨迹涉及到如下情况,即其中轨迹不平行于或基本上不平行于例如受检人的冠状面、矢状面或横断面的解剖平面走向。这样的成像平面在专业术语中称为“双斜轨迹”。一方面,希望获得相对于受检人的解剖平面的明确定义的成像平面的布置;而另一方面,成像平面的另外的布置、特别是在轨迹方面的另外的布置可能实现在经皮介入期间的更好的概览和验证。

[0006] 例如,可能希望成像平面的合适的选择实现验证关于例如器官的敏感组织的轨迹的布置。这样的器官可以在受检人的常规的解剖平面上定向的成像平面内特别好地识别。

[0007] 此外,可能希望基于成像平面的合适的布置能够识别用于经皮介入的针与规划的轨迹的偏差。

发明内容

[0008] 因此,本发明要解决的技术问题是,提供一种用于自动地确定用于可视化经皮介入的成像法的成像平面的改进的方法。此外,需要提供一种改进的磁共振设备,借助于所述

磁共振设备可在经皮介入时基于自动确定的成像平面执行用于可视化的方法。特别地,存在如下技术需要,其允许基于轨迹以及基于明确定义的参考平面确定成像平面。

[0009] 利用在独立权利要求中定义的特征给出了方法和设备。从属权利要求定义了实施方式。

[0010] 根据一个方面,提供了一种用于自动地确定成像法的成像平面的方法,所述成像法用于沿着至目标点的轨迹将受检人的经皮介入可视化。该方法包括获得参考坐标系的数据,其中该数据描述了定义了参考坐标系的三个正交的参考平面。此外,方法包括获得轨迹的数据,其中该数据描述了轨迹的布置和目标点,且其中轨迹具有相对于参考平面的定义的布置。此外,方法包括确定该参考平面的一个作为选择的参考平面,该确定基于参考平面相对于轨迹的相对布置进行。此外,方法包括这样确定第一成像平面,使得轨迹处在第一成像平面内且使得第一成像平面具有相对于所选择的参考平面的确定的布置。此外,方法包括这样确定第二成像平面,使得轨迹处在第二成像平面内且使得第二成像平面与第一成像平面正交。此外,方法包括这样确定第三成像平面,使得所述第三成像平面与第一成像平面正交且与第二成像平面正交且包括轨迹的目标点。

[0011] 例如,成像法可以是如磁共振断层造影(MRT)或计算机断层造影(CT)的技术。在这种成像法方面,专业人员已知实现了从相应的MR平面或CT平面中采集或拍摄MR数据或CT数据的技术。

[0012] 例如,可以从受检人的体积数据组中获得轨迹的数据。体积数据组可包含轨迹,且体积数据组以及轨迹可具有相对于参考平面且因此在参考坐标系上定义的布置。在此,体积数据组例如可以是数据,所述数据以三维(3d)成像法例如以三维磁共振成像来采集。但体积数据组也可以是多个例如以二维成像法例如以2d-CT或2d-MRT采集的二维层图像。层图像可具有相互定义的布置,例如相互相邻的布置。甚至体积数据组可以是仅沿其确定轨迹的平面成像的二维数据组。

[0013] 但例如也可以另外地获得轨迹的数据。例如,轨迹的数据可基于可用于经皮介入的针的位置来获得。例如可以预先确定或根据体积数据组确定轨迹的数据。轨迹的确定一般在规划阶段进行。如果轨迹的确定在时间上在马上进行经皮介入之前执行,例如在规划和介入之间受检人不运动的情况下执行,则这可具有例如在运动伪影等方面的不同的优点。另一方面,可力图将介入的规划和介入自身在多个分开的过程步骤中执行。但如果使用针以获得轨迹的数据,则也可在经皮介入和成像平面的确定之间存在时间关系。

[0014] 根据其例如以合适的方式可规划轨迹的体积数据组可由相应的成像法获得。但一般地不需要根据本发明目前讨论的方面按照方法而为其确定了成像平面的成像法同时是提供体积数据组的成像法。可对于从体积数据组初始地确定轨迹和对于随后根据成像平面对经皮介入进行可视化提出不同的要求。为获得相对于参考坐标系或参考平面的体积数据组或轨迹的定义的布置,可能需要图像配准或相应的坐标变换。

[0015] 参考平面可适合于实现在医学方面有利的成像平面的定向和取向。例如,参考平面可相对于敏感的器官或相对于医学人员的规定或相对于经皮介入而保证特别简单或全面的定向和取向。在此,应理解到由于不同类型的大量医学应用,可以考虑用于在受检人上指向的参考坐标系的最不同的参考平面;这例如已知为患者坐标系。在每个情况中,可实现通过直接依据参考平面确定第一成像平面且通过隐含地依据参考平面确定第二和第三成

像平面而获得成像平面和参考平面之间的清晰的关系。在这种情况下,可实现基于成像平面获得经皮介入的改进的可视化以及同时通过与参考平面且由此例如与参考坐标系的解剖参考点的关系而获得简化的布置。

[0016] 如果第一成像平面的法向量不具有平行于轨迹指向的向量的平行分量且此外在成像平面和轨迹之间不存在平行错位,则轨迹例如处在第一成像平面内。换言之,第一成像平面可完全地包括轨迹。

[0017] 通过第一和第二成像平面的这样的布置,以及此外通过第一和第二成像平面相互间的正交或垂直的布置,可实现提高的概览且由此实现沿轨迹的经皮介入的改进的可视化。

[0018] 此外,例如相对于描述轨迹的向量,第三成像平面的法向量可以仅具有平行分量,即不具有垂直分量。通过第三成像平面与第一和第二成像平面正交或垂直,以及通过第三成像平面包括轨迹的目标点,可以借助于第三成像平面特别地将用于经皮介入的针到达目标点进行可视化。也可在可视化经皮介入中考虑到例如器官的周围的可能的敏感的组织。

[0019] 特别地,参考平面可以是受检人的解剖平面。例如,参考平面可以是受检人的横断面、矢状面和冠状面。在此,横断面、矢状面以及冠状面分别是关于轨迹的目标点布置的受检人的解剖平面,或可以是关于例如受检人的躯体中点布置的解剖平面,即涉及所谓的中值面。

[0020] 如果例如将横断面、矢状面和冠状面用作参考平面,则这可具有如下效果,即将成像平面定向为使得成像平面特别地靠近受检人的通常的解剖平面,例如基本上与之平行和/或仅与之成小的角度或小的距离。在这种情况下,经皮介入的可视化可关于介入自身的验证以及关于定位受检人的解剖主截面而得以改进。

[0021] 就此而言,可如下进行第一成像平面的确定,使得第一成像平面的平面法线平行于所选择的参考平面的垂直于轨迹的平面法线的分量。例如,所选择的参考平面的平面法线可分解为垂直于和平行于轨迹的分量。由此,成像平面的平面法线可平行于参考平面的平面法线的垂直于轨迹的该分解的分量。典型地,可基于轨迹和所选择的参考平面之间的最小间隔(Abstandsmaß),例如基于最小角度,使得参考平面的平面法线的垂直于轨迹的分量明显大于参考平面的法线的平行于轨迹的分量(例如,大1.5倍或2倍或10倍或更多)。换言之,这可实现成像平面尽可能靠近受检人的参考平面或解剖平面定向。

[0022] 相应地,可如下进行第一成像平面的确定,使得第一成像平面与所选择的参考平面具有最小的间隔。例如,可以通过与所选择的参考平面的例如角度的间隔的迭代的最小化过程来确定成像平面。在此,可选择具有最小间隔的定向,或与之固定相关的定向。在此,间隔可特别地基于在第一成像平面和所选择的参考平面之间的角度来计算。例如,可通过最小化该角度来布置第一成像平面。

[0023] 形象而言,第一成像平面可通过轨迹处在其内这一唯一的标准任意地围绕轨迹旋转。但可通过最小化例如角度的间隔而相对于轨迹和所选择的参考平面来选择确定的取向。

[0024] 在这种情况下,第一成像平面展开的向量 $\vec{V}_{1,1}$ 和 $\vec{V}_{1,2}$ 相对于描述了轨迹的向量 \vec{d}_p 以及所选择的参考平面的法向量 \vec{n} 可通过如下等式描述:

$$[0025] \quad \vec{V}_{1,1} = \vec{d}_p \quad (1)$$

$$[0026] \quad \vec{V}_{1,2} = \vec{n}_i \times \vec{d}_p \quad (2)$$

[0027] 因此,第一成像平面展开的向量一方面平行于轨迹,参见等式1,且另一方面平行于轨迹和参考平面的平面法线的叉积,参见等式2。

[0028] 应理解的是,对于借助于等式1和2来确定的第一成像平面的情况,也可同时将与所选择的参考平面的相应的间隔最小化。

[0029] 相应地,第二成像平面展开的向量 $\vec{V}_{2,1}$ 和 $\vec{V}_{2,2}$ 通过如下等式描述:

$$[0030] \quad \vec{V}_{2,1} = \vec{d}_p \quad (3)$$

$$[0031] \quad \vec{V}_{2,2} = \vec{V}_{1,2} \times \vec{d}_p \quad (4)$$

[0032] 相应地,第三成像平面展开的向量 $\vec{V}_{3,1}$ 和 $\vec{V}_{3,2}$ 通过如下等式描述:

$$[0033] \quad \vec{V}_{3,1} = \vec{V}_{1,1} \times \vec{V}_{1,2} \quad (5)$$

$$[0034] \quad \vec{V}_{3,2} = \vec{V}_{1,2} \times \vec{V}_{2,2} \quad (6)$$

[0035] 此外,方法可包括对于相对于轨迹的至少两个参考平面的间隔的计算,其中,基于所计算的间隔进行对所选择的参考平面的确定。例如可以对于所有参考平面计算间隔。例如,可将参考平面中的具有最小或最大间隔的参考平面选作所选择的参考平面。在这种情况下,可实现成像平面尽可能靠近例如受检人的解剖平面的参考平面地定向。但也可实现从一开始即从间隔的确定中排除特定的参考平面,且由此防止选择该特定的参考平面。这例如可以出于医学原因或者例如基于操作人员的优先权来实现。

[0036] 此外,可实现参考坐标系的数据包括参考平面的侧向取向,其中这样进行至少一个成像平面的确定,使得其侧向取向基于参考平面中的对其将相对于至少一个成像平面的间隔最小化的参考平面的侧向取向。

[0037] 一般地,平面可以不具有法线方向之外的取向或择优极化方向(Vorzugsrichtung)。即,平面不具有平面内的择优极化方向或取向。但侧向取向,即平面内的取向可实现相应于侧向取向来定向对于各成像平面以成像法所采集的图像。因此,例如可以防止图像的镜像反转或置于头部的采集或复现。布置在左侧或右侧的对象相应地在图中图示。这能够允许在将经皮介入可视化时改进行取向。

[0038] 侧向取向例如可以通过在参考坐标系的数据内提供择优极化方向实现。参考平面的侧向取向也可通过借助于相对于参考坐标系定义的行向量、列向量和法向量即所谓的r向量、c向量和n向量描述参考平面进行。分别称为行向量或列向量的分量可以意味着特定的侧向取向。因为成像平面的定向基于参考平面确定,所以可实现成像平面的侧向取向基于相关的参考平面的侧向取向确定。

[0039] 一般地,成像平面的侧向取向可相等地确定或确定为与各个相关的参考平面的侧向取向不同的明确定义的绝对值。

[0040] 就此而言,该方法还可以包括借助于坐标旋转将至少一个成像平面的侧向取向定向在对其将相对于至少一个成像平面的间隔最小化的参考平面的侧向定向上。根据第一、第二和第三成像平面的某一个基于各个相关的参考平面的侧向取向进行侧向取向的确定,

可借助于对于相应的成像平面的坐标变换执行该定向。一般地,可以相应地取向地确定所有的成像平面。

[0041] 特别地,可基于在轨迹和所涉及的平面之间的角度或基于在所涉及的平面之间的角度计算间隔。例如,参考平面相对于轨迹的间隔的计算可包括在参考平面和轨迹之间的角度的计算。相应地,在成像平面和参考平面之间的间隔的计算可包括在成像平面和参考平面之间的角度的计算。如果例如在平面和轨迹之间的角度或在两个平面之间的角度是小的,则间隔也可具有小的值。用于计算在平面和向量之间或在平面之间的间隔的不同的方法对于专业人员是已知的,能够以等效方式使用该方法。

[0042] 此外,方法包括获得体积数据组的参考点,其中这样进行成像平面的至少一个的确定,使得所述成像平面的中心定向到参考点。在此,体积数据组可包括轨迹。

[0043] 例如,体积数据组的参考点可以是体积数据组的几何中心。参考点也可以是相对于成像法的特征位置,例如磁共振设备的对称中心等。

[0044] 成像平面可特别地具有侧向受限的延伸,即在平面内具有有限的延伸。这一点可以是如下情况,因为成像法受到对于成像平面所采集的图像的最大图像尺寸的技术限制。例如,穿过成像平面的中心的法线可包括参考点。

[0045] 成像平面的中心在参考点上的定向会导致成像平面相对于体积数据组处在中心且相对于体积数据组的中心明确定义地布置。因为体积数据组可包括轨迹,所以这导致成像平面覆盖了对于经皮介入的可视化在轨迹方面特别合适的区域。

[0046] 例如,在MRT的情况中,相对于穿过磁共振设备的中心延伸的中心轴的视野可限制到大约为50cm的直径。特别地,在相对于中心轴的径向方向上可能存在限制。因而,可能希望的是在该视野内确定成像平面。在体积数据组的参考点上的定向或定心可实现保证将轨迹充分地成像以用于经皮介入的可视化。

[0047] 就此而言,这样实现第三成像平面的确定,使得第三成像平面的中心定向在轨迹的参考点上。这例如在如下情况时是所力图的,即基于第三成像平面的成像法的可视化应将轨迹的目标点图示在相应的所采集的图像中心。特别地可实现第三成像平面的中心与轨迹的目标点重合。

[0048] 但也可以的是,第三成像平面如上所述基于体积数据组的参考点定向。

[0049] 就此而言,方法还可以包括借助于成像平面的至少一个的中心到轨迹的参考点或目标点的线性坐标平移来进行的定向。坐标平移的具体的图示和执行可取决于所使用的数学公式。相应的技术对于技术人员是已知的。

[0050] 对于在数学公式中由行向量、列向量和法向量即r向量、c向量和n向量图示不同的平面的情况,坐标平移可表达为如下:

$$[0051] \quad \vec{g}_{\text{new}} = \vec{g} + \mu \vec{r} + \xi \vec{c} \quad (7)$$

$$[0052] \quad \mu = (\vec{g} - \vec{g}_0)^T \cdot \vec{r} \quad (7a)$$

$$[0053] \quad \xi = (\vec{g} - \vec{g}_0)^T \cdot \vec{c} \quad (7b)$$

[0054] 在此, \vec{g}_{new} 是成像平面的新的中心且 μ 是沿r向量的平移,且 ξ 是沿c向量的平移。 g_0 是参考点,且 g 是成像平面的旧的中心。

[0055] 通过执行这样的坐标平移,可以保证成像平面的中心相对于轨迹、参考平面以及

成像法的视野明确地定义。这可实现经皮介入的改进的可视化。

[0056] 特别地参考本发明的其中成像法使用了MRT技术的实施方式,此外平面的正确定向降低了所谓的抗混淆伪影。这种伪影可特别地在使用欠扫描方案时出现,所述方案欠扫描位置频率空间且例如通过使用多个线圈来重建欠缺的信息。相应的效果可作为在位置空间内的位置频率空间的傅里叶变换的效果来观察。相应的MR拍摄序列是“SMASH”、“SENSE”、“GRAPPA”,如其由专业人员所已知的那样。

[0057] 根据一种实施方式,本发明涉及一种用于沿着至目标点的轨迹将受检人的经皮介入可视化的方法。该方法包括对于磁共振平面时钟触发地(getaktet)采集磁共振数据,其中磁共振平面利用根据前述方面的用于自动地确定成像平面的方法来确定。该方法此外包括将磁共振(MR)数据可视化为MR平面的二维实时图像。

[0058] 使用MRT作为用于可视化经皮介入的成像法可具有的效果是实现相对于成像平面或MR平面的特别灵活的成像。在MRT中,可通过将用于MR设备中的位置编码的正交取向的梯度场的合适的线性叠加实现沿着按意图取向的成像平面或MR平面的成像。

[0059] 此外,使用MRT作为用于可视化经皮介入的成像法可具有如下效果,即可实现对于软组织部位特别是器官的更高的对比度。这可实现在经皮介入期间用于避免损坏与轨迹相邻的例如器官的敏感结构的改进的监测。

[0060] 根据在此所论述的本发明的实施方式,用于可视化经皮介入的方法还可以包括以时钟速率来时钟触发地采集磁共振数据,这实现了以小于核磁化的纵向弛豫时间的时间错位来采集不同的磁共振平面相继采集的磁共振数据。例如,核磁化涉及质子 1-H 或氮核 14-N ,但也涉及另外的合适的核。相应的纵向弛豫时间对于专业人员是已知的,且典型地处在数微秒至数秒的范围内。

[0061] 这可具有的效果是,轨迹由于饱和伪影而具有改进的可见性。特别地,如果根据本发明的前述讨论的方面借助于用于自动确定成像平面的方法确定MR平面,则第一MR平面和第二MR平面可具有沿轨迹所布置的成像像素的截面量。如果MR数据的采集进行得足够快,使得例如在从第一MR平面采集MR数据弛豫后在核自旋返回到平行于纵向方向(例如平行于MR设备的基本磁场)的静止位置之前从第二MR平面采集MR数据,则来自第二平面的MR数据在轨迹的位置处具有弛豫伪影。例如,第二MR平面的MR数据可在此相对于周围的MR数据具有更低的对比度且例如表现为更暗。这样的弛豫伪影可有利地用于实现在经皮介入期间的改进的可视化,且因此例如在引入所规划的轨迹期间及早识别针的偏移。特别地,这样的弛豫伪影的使用在MR平面布置的情况中如前所述的那样是特别有利的。

[0062] 特别地,用于可视化经皮介入的方法还可以包括自动监测事件的出现,该事件从包含如下元素的组中选择:第三磁共振平面的MR数据的信号偏差;在第一和/或第二MR平面的所采集的MR数据中在轨迹上的敏感的对象;在第一和/或第二MR平面的所采集的MR数据中在轨迹上的磁化率伪影。

[0063] 例如,来自第三MR平面的MR数据的信号偏差可作为标记被评估,使得经皮介入的针到达轨迹的目标点。该信号偏差可特别地涉及由针所导致的磁化率伪影。

[0064] 在第一和/或第二MR平面的所采集的MR数据的轨迹上的磁化率伪影又可作为针在所涉及的位置处存在的标记而被评估。通过针的合适的构造,可实现使得针具有与环境的DC磁化率具有偏差的静止(DC)磁化率。环境的DC磁化率可例如是水或组织的值。这样的值

对于专业人员是已知的。用于MRT的基本磁场可由于所谓的磁化率误差匹配而在针的区域内或围绕该区域具有相对于周围空间改变的值。这可影响所涉及的空间内的成像。例如,可实现位置点的移动或改变的对比度,因为例如核自旋的共振频率因此而具有位置相关性。这可导致在经皮介入时针的位置的改进的可视化。

[0065] 根据另外的方面,本发明涉及一种用于可视化经皮介入的轨迹的磁共振设备。磁共振设备包括设置为执行如下步骤的计算机:获得参考坐标系的数据,其中该数据描述了三个定义了参考坐标系的正交的参考平面;且获得轨迹的数据,其中该数据描述了轨迹的布置和目标点,且其中轨迹具有相对于参考平面定义的布置;且基于参考平面相对于轨迹的相对布置将该参考平面确定为所选择的参考平面;且这样确定第一磁共振平面,使得轨迹处在第一磁共振平面内且使得第一磁共振平面具有相对于所选择的参考平面的确定的布置;并且这样确定第二磁共振平面,使得轨迹处在第二磁共振平面内且使得第二磁共振平面与第一磁共振平面正交;且这样确定第三磁共振平面,使得其与第一磁共振平面正交且与第二磁共振平面正交且包括目标点。

[0066] 磁共振设备还可以包括设置为执行如下步骤的成像单元:时钟触发地采集磁共振平面的磁共振数据且将磁共振数据可视化为磁共振平面的二维实时图像。

[0067] 对于根据本发明的前述方面的这样的磁共振设备,可实现的效果对应于以根据本发明的前述方面的用于自动确定成像平面的方法或以根据本发明的前述实施方式的用于经皮介入的可视化的方法可实现的效果。

[0068] 根据另外的方面,本发明涉及一种用于可视化经皮介入的轨迹的计算机断层造影设备。所述计算机断层造影设备包括设置为执行如下步骤的计算机:获得参考坐标系的数据,其中该数据描述了三个定义了参考坐标系的正交的参考平面;且获得轨迹的数据,其中该数据描述了轨迹的布置和目标点,且其中轨迹具有相对于参考平面定义的布置;且基于参考平面相对于轨迹的相对布置将该参考平面确定为所选择的参考平面;且这样确定第一计算机断层造影平面,使得轨迹处在第一计算机断层造影平面内且使得第一计算机断层造影平面具有相对于所选择的参考平面的确定的布置;和这样确定第二计算机断层造影平面,使得轨迹处在第二计算机断层造影平面内且使得第二计算机断层造影平面与第一计算机断层造影平面正交;且这样确定第三计算机断层造影平面,使其与第一计算机断层造影平面正交且与第二计算机断层造影平面正交且包括目标点。

[0069] 前述实施方式的特征和本发明的方面可相互组合。特别地,特征不仅在所描述的组合中而且也可以在另外的组合中使用,而不脱离本发明的范围。例如,相对于磁共振平面或计算机断层造影平面的自动确定可以使用用于自动确定成像法的成像平面的方法。根据另外的方面,本发明也可涉及一种计算机断层造影设备,所述计算机断层造影设备可用于执行根据本发明的前述方面和实施方式的用于自动地确定计算机断层造影方法或可视化经皮介入的方法的成像平面的方法。

附图说明

[0070] 在下文中在参考附图的情况下根据优选实施方式详细解释本发明。在附图中相同的附图标记表示相同或类似的元件。

[0071] 图1示意性示出了预先已知的磁共振设备,所述磁共振设备可用于执行根据本发

明的用于自动确定将受检人的经皮介入可视化的根据本发明的方法的成像平面的方法。

[0072] 图2示意性示出了受检人的解剖平面且特别地示出了所述解剖平面关于经皮介入的轨迹的布置。

[0073] 图3示出了基于参考平面和沿其规划了经皮介入的轨迹的第一成像平面的确定。

[0074] 图4示出了根据图3的第一成像平面和根据本发明的方面的方法的用于沿规划的轨迹可视化经皮介入的第二和第三成像平面。

[0075] 图5示出了根据图4的成像平面关于体积数据组的布置,所述体积数据组包含经皮介入的轨迹。

[0076] 图6示出了基于使用行向量、列向量和法向量和参考坐标系的参考平面或成像平面的侧向取向。

[0077] 图7示出了根据本发明的方面的方法的流程图。

[0078] 图8示出了根据图7的方法的流程图,所述流程图详细地示出了MR平面的确定。

[0079] 图9示意性示出了相对于核磁化的纵向弛豫时间时钟触发地采集MR数据。

具体实施方式

[0080] 在下文中参考附图详细论述了用于确定可用于经皮介入的可视化的成像法的成像平面的技术,以及经皮介入的可视化自身的技术。在附图中,特别地参考了磁共振断层造影(MRT)的技术。但应理解的是,相应的技术也可应用于另外的成像法,例如计算机断层造影(CT)。相应地,附图应在可应用性方面不限制性地考虑为用于MRT,而是仅图示了一般的

技术。
[0081] 在图1中示出了磁共振(MR)设备100。受检人1被放置在患者台或卧榻105上。受检人1处在通过基本场磁铁102定义的管101内。图1的磁共振设备100以通过管101表征的封闭的实施方式图示,但应理解的是,相应的技术也可在开放式MR设备的情况中使用。相应的MR设备的构造对于专业人员是已知的。特别地,开放式MR设备可在经皮介入的可执行性方面在同时在成像方面具有优点。特别地,在开放式MR设备中,沿受检人1的位置的可接近性是可改进的。

[0082] 在受检人1身上的这样的经皮介入在图1中通过轨迹 \vec{d}_p 示意性地图示。沿轨迹 \vec{d}_p 可引入针120。MR设备100可用于将该经皮介入可视化。特别地,可对于针120沿轨迹 \vec{d}_p 的引入进行监测或验证。经皮介入的这样的监测要求轨迹 \vec{d}_p 相对于MR设备100的坐标系111的以及相对于定义了受检人1的解剖平面的参考坐标系的定义的关系或定向。坐标系111也可称为设备坐标系。

[0083] 在图1中图示了冠状解剖平面20和横断或轴向解剖平面22。矢状解剖平面21(在图1中未图示)处在附图平面内。

[0084] 为以更好的可见性将经皮介入可视化且在由MR设备100产生的图像中实现相对于受检人1且相对于轨迹 \vec{d}_p 的简单的定向和取向的可能性,可使用如下描述的根据本发明的技术。

[0085] 为拍摄MR数据,MR设备100包括成像单元108,所述成像单元108与梯度系统103和

高频线圈系统104连接。此外,成像单元108与基本场磁铁102连接。借助合适地控制这些部件102、103、104,可沿任意取向的MR平面以MR拍摄次序进行MR数据的采集。可在此提供MR数据的位置分辨率。特别地,借助梯度系统103所产生的位置编码的梯度场的线性叠加可实现MR平面的任意定位。

[0086] MR设备可借助人机接口110控制。所采集的MR数据可作为MR图像在显示屏109上输出。

[0087] MR设备100可具有在管内延伸的视野。在视野内,所采集的MR数据可具有高质量,例如低位置失真和低信号噪声。例如,视野可在管101的中心轴的径向方向上在所有方向上延伸大约25cm。MR设备的对称中心112,例如定位在管101的中心内的对称中心112,可描述视野的轴向布置。例如,视野可在轴向方向上相对于对称中心112具有超过10cm的延伸,例如具有100cm的延伸。

[0088] 此外,MR设备100包括计算单元107,所述计算单元107与例如激光定位系统106的定位系统连接。系统106可用于将受检人1在MR设备100内对齐,即系统106可用于确定解剖平面20、21、22相对于MR设备100的坐标系111的相对定向。

[0089] 然后例如可借助成像单元108拍摄MR数据的体积数据组50,这样布置所述体积数据组,使得其包含轨迹 \vec{a}_p 。根据体积数据组50可进行轨迹 \vec{a}_p 的精确的规划。如果体积数据组50以MR设备100来拍摄,则所述体积数据组50必须基本上定位在MR设备100的视野内部。也可使得体积数据组50已在更早的时刻拍摄,且具有相对于平面20、21、22的已知的定向。然后,可通过使用系统106进行对齐来进行相对定位。

[0090] 一般地,利用该技术实现轨迹 \vec{a}_p 相对于解剖平面20、21、22以及相对于MR设备100的坐标系111的定向。

[0091] 图1中的单元和系统作为分开的单元示出,但一般地也可将不同的单元组合为一个单元。这可将不同的单元实现为软件、硬件或其组合。

[0092] 图2详细地图示了轨迹 \vec{a}_p 相对于受检人1的解剖平面20、21、22的布置的关系。在图2中图示了受检人1以及解剖平面,即冠状面20、矢状面21和横断面22。这些平面20、21、22相对于参考坐标系25给出,所述参考坐标系25相对于受检人1定义。

[0093] 通过标记了针120进入受检人1的开始点10表征了轨迹 \vec{a}_p 。此外,通过目标点11表征轨迹 \vec{a}_p 。目标点11可通过医学手段预先给定且取决于医学应用的类型。例如器官或骨骼的可能的敏感的对象12可能与轨迹 \vec{a}_p 相邻。敏感的对象12在沿轨迹 \vec{a}_p 引导针120期间不应被针120所触及。在图2中,轨迹是直线。

[0094] 图2的解剖平面20、21、22作为中值面图示为居中地处在受检人1的躯体中点。但也可构思使得解剖平面20、21、22相对于例如点10、11居中或关于轨迹 \vec{a}_p 的中点居中。

[0095] 图3是以I标记的图2的横截面的放大。在图3中,详细解释基于参考平面20、21、22和轨迹 \vec{a}_p 的第一成像平面或MR平面41的确定。如从图3中可见的那样,轨迹 \vec{a}_p 与受检人1的横断面22(在图3中未示出)形成了小的最终角度30。相应地,轨迹 \vec{a}_p 与冠状面20(在图3中示出)且与矢状面21(在图3中示出)形成了另外的角度。但后者角度大于轨迹 \vec{a}_p 与横断面所形

成的角度30。MR设备100的计算单元107被构造为计算该角度且基于所计算的角度确定在轨迹 \vec{d}_p 和平面20、21、22之间的间隔。例如间隔可等于角度30的值。因为轨迹 \vec{d}_p 与横断面22所形成的角度30小于轨迹 \vec{d}_p 与冠状面20和矢状面21所形成的角度，所以选择横断面22。因此，相对于横断面22确定第一成像平面41。这样确定第一MR平面41，使得其包含轨迹 d_p ，以及使得其平面法线平行于选择为参考平面的横断面22的垂直于轨迹 d_p 的平面法线的分量(在图3中以 \vec{n}_i 标记)。其效果是第一MR平面41尽可能靠近地在受检人1的与轨迹 d_p 形成最小的角度的解剖平面20、21、22上定向。这意味着，第一MR平面41的定向尽可能为最靠近处的解剖平面20、21、22的定向，且同时包含轨迹 d_p 。从图3中可见，轨迹 d_p 处在第一MR平面41内。

[0096] 从图3中此外可见，第一MR平面41展开的向量 $\vec{V}_{1,1}$ 和 $\vec{V}_{1,2}$ 满足相对于轨迹 \vec{d}_p 和横断面23的平面法线 \vec{n}_i 的如下等式：

$$[0097] \quad \vec{V}_{1,1} = \vec{d}_p \quad (1)$$

$$[0098] \quad \vec{V}_{1,2} = \vec{n}_i \times \vec{d}_p \quad (2)$$

[0099] 在图4中，详细图示了第二MR平面42和第三MR平面43相对于第一MR平面41和轨迹 \vec{d}_p 的布置。如从图4中可见的那样，两个相互垂直或正交的第一MR平面41和第二MR平面42沿所规划的轨迹 \vec{d}_p 布置为使得轨迹 \vec{d}_p 处在所述第一MR平面41和第二MR平面42的交点处。轨迹 \vec{d}_p 处在第一MR平面41内也处在第二MR平面42内。此外，第三MR平面43与第一MR平面41和第二MR平面42正交地布置且包含轨迹 \vec{d}_p 的目标点11。

[0100] 平面41、42、43的这样的布置可具有如下效果，即沿轨迹 \vec{d}_p 可提供关于是否遇到敏感的对象12(在图3和图4中未示出)的检验。此外，平面41、42、43的布置可如其在图4中所图示的那样具有如下效果，即在合适地时钟触发地采集MR数据的情况下沿着在平面41、42、43之间的截面线通过不完全弛豫的纵向磁化产生饱和带。这样的饱和带可允许在为平面41、42、43所采集的MR数据内识别出轨迹 \vec{d}_p 或图示目标点11。饱和带可例如导致在基于MR数据的MR图像中的降低的对比度。可基于该饱和带实现在经皮介入期间对于针120的改进的取向和定位。此外，也可识别针120是否已到达目标点11。这样的识别可例如基于对于第三MR平面43所采集的MR数据的改变的监测来进行。如果在第三MR平面43内出现了横截面针伪影，例如磁化率伪影，则所述伪影可作为针120的成功定位的指标而被评估。

[0101] 向量 $\vec{V}_{2,1}$ 和 $\vec{V}_{2,2}$ 是第二MR平面42展开的向量。相应地，向量 $\vec{V}_{3,1}$ 和 $\vec{V}_{3,2}$ 是第三MR平面43展开的向量。如从图4中可见的那样，这些向量满足如下等式：

$$[0102] \quad \vec{V}_{2,1} = \vec{d}_p \quad (3)$$

$$[0103] \quad \vec{V}_{2,2} = \vec{V}_{1,2} \times \vec{d}_p \quad (4)$$

$$[0104] \quad \vec{V}_{3,1} = \vec{V}_{1,1} \times \vec{V}_{1,2} \quad (5)$$

$$[0105] \quad \vec{V}_{3,2} = \vec{V}_{1,2} \times \vec{V}_{2,2} \quad (6)$$

[0106] 这样的等式确定了第一、第二和第三MR平面41、42、43的布置，如参考图3和图4所论述的那样。

[0107] 但由于在此为MRT的成像法的技术限制也必需且希望将MR平面41、42、43以侧向延伸和/或侧向取向确定。例如,可以实现MR设备100的视野限制了MR平面41、42、43的最大侧向延伸。另一方面,可能也希望的是,将成像限制到实际上对于经皮介入的可视化相关的区域。在这种情况下,可特别地需要将MR平面41、42、43的中心定向为,使得尽管平面41、42、43受限的侧向延伸,但将经皮介入的全部相关的区域可视化。这在下文中参考图5论述。

[0108] 在图5中图示了如前文中参考图1所论述的体积数据组50。在图5的情况中,体积数据组50具有立方体的形状,但一般地也可具有另外的形状,例如球形。例如,可在将受检人1引入到MR设备100内之后直接采集体积数据组50。然后,可根据体积数据组50规划轨迹 \vec{d}_p 。但也可实现在更早的时刻和/或以另外的成像法来确定体积数据组50。然后可能需要以坐标系111进行体积数据组50的定向。为此已知了不同的技术。

[0109] 特别地,体积数据组50完全地包含且包括轨迹 \vec{d}_p 。此外,体积数据组50通过参考点51表征,所述参考点51在如其在图5中所图示的实施方式的情况中是体积数据组50的中心。在图5中,这样确定第一MR平面41和第二MR平面42,使得其中心在参考点51上定向。在图5中图示了第二MR平面42的中心42A,所述中心42A参考所述平面的侧向延伸42B和42C定义。例如可以这样进行第二MR平面42的确定,使得穿过第二MR平面42的中心42A的法向量(在图5中借助于箭头图示)与体积数据组50的参考点51重合或与参考点51接触或包括参考点51。但也可将MR平面41、42、43关于参考点51的另外的布置用于确定。例如,可在穿过MR平面41、42、43的中心的法线和参考点51之间存在错位。

[0110] 在图5中这样进行第三MR平面43的确定,使得该第三MR平面43具有相对于轨迹 \vec{d}_p 的目标点11的确定的布置。换言之,在本发明的实施方式中,相对于轨迹 \vec{d}_p 的目标点11并且不相对于体积数据组50的参考点51进行在第三MR平面内的布置。在图5的情况中,第三MR平面43的中心43A与轨迹 \vec{d}_p 的目标点11重合。尽管如此,第三MR平面43的侧向延伸通过体积数据组50限制。

[0111] 一般地,可以这样确定MR平面41、42、43,使得通过参考体积数据组50的相对定位保证所述MR平面41、42、43包括整个轨迹 \vec{d}_p 。这可具有经皮介入的改进的可视化的效果。

[0112] 为获得MR平面41、42、43的相应的确定,可例如实现首先根据上述论述的等式1至6执行该平面的确定,且在下一个步骤中借助在参考点51或轨迹 \vec{d}_p 的目标点11上的线性坐标平移执行如此确定的MR平面41、42、43的定向。在如下的等式中, \vec{g} 是MR平面41、42、43的原来的中心,且 \vec{g}_0 是参考点51或轨迹 \vec{d}_p 的目标点11,且 \vec{g}_{neu} 是相应地平移的MR平面41、42、43的新的中心,即例如第二MR平面42的中心42A或第三MR平面43的中心43A。然后,可借助如下坐标平移进行相应的MR平面在参考点51或目标点11上的定向:

[0113]

$$\vec{g}_{neu} = \vec{g} + \mu \vec{r} + \xi \vec{c} \quad (7),$$

[0114]

$$\mu = (\vec{g} - \vec{g}_0)^T \cdot \vec{r} \quad (7a)$$

[0115]

$$\xi = (\vec{g} - \vec{g}_0)^T \cdot \vec{c} \quad (7b)$$

[0116] 在该等式中,向量 \vec{r} 和 \vec{c} 是行向量和列向量,如其在相应的坐标系中参考MR平面41、42、43中的一个的侧向取向、即平面内的取向所定义的那样。这在图6中在左侧图示。例如,可使用与行向量 \vec{r} 、列向量 \vec{c} 、法向量 \vec{n} 的特定的方向的关系来确定对于相应的MR平面41、42、43借助MRT所采集的图像的侧向取向。

[0117] 在此可在参考平面即解剖平面20、21、22的相应的侧向取向上进行侧向取向。行向量 \vec{r} 、列向量 \vec{c} 、法向量 \vec{n} 与不同的解剖平面20、21、22在参考坐标系25中的图示的关系在图6中在右侧图示。然后,特别地可以这样进行MR平面41、42、43的一个或多个的确定,使得侧向取向与解剖平面20、21、22的相对于相应的MR平面41、42、43其间隔最小的一个或多个的侧向定向相符。

[0118] 例如,参考图3,第一MR平面41的侧向取向,即与行向量 \vec{r} 、列向量 \vec{c} 、法向量 \vec{n} 的关系对应于横断面22的侧向取向。例如如果首先借助等式1至6进行MR平面41、42、43的定向确定,则可在随后的步骤中借助根据MR平面41、42、43的坐标旋转的定向进行在相应地相关的解剖平面20、21、22上的侧向取向。坐标旋转的相应的方法对于专业人员是已知的,因而在此不必论述进一步的细节。

[0119] 图7是用于确定可视化经皮介入的成像法的成像平面的方法的流程图,即在用于确定MR平面的MRT的情况下。图7中的流程图此外涉及一种用于可视化经皮介入的方法。

[0120] 方法在步骤S1处开始。在步骤S2中,将患者安置在卧榻上,即例如将受检人1安置在患者台105上。在步骤S3中,将卧榻或患者台105置入MR设备100内且执行患者对齐(Patienten-Registrierung)。可例如借助于激光定位系统106执行患者对齐。患者对齐用于将基于受检人1定义的参考坐标系25相对于MR设备100的坐标系111进行设置。可以这样定位患者,使得一方面可借助MRT进行成像,而另一方面也可在所涉及的位置处执行经皮介入。

[0121] 在步骤S4中进行对于体积数据组50的MR数据的采集,且根据体积数据组50进行经皮介入的轨迹 \vec{a}_p 的规划。

[0122] 在步骤S5中,然后基于步骤S4中确定的轨迹 \vec{a}_p 进行从解剖平面20、21、22中所选择的解剖平面的确定。例如,可选择解剖平面20、21、22中的相对于轨迹 \vec{a}_p 具有最小的间隔的解剖平面,即所述解剖平面因此例如与轨迹 \vec{a}_p 形成最小的角度。

[0123] 在步骤S6中基于轨迹 \vec{a}_p 和从步骤S5中所选择的解剖平面进行第一MR平面41的确定。步骤S5和S6参考图3在前文中论述。

[0124] 在步骤S7和S8中,分别进行第二MR平面42和第三MR平面43的确定。在此,第二MR平面42基于轨迹 \vec{a}_p 和第一MR平面41,而第三MR平面43基于轨迹 \vec{a}_p 和第一MR平面41和第二MR平面42。步骤S7和S8参考图4在前文中论述。

[0125] 在步骤S9中借助MRT对于第一、第二和第三MR平面41、42、43进行时钟触发的成像。为此,对于MR平面41、42、43采集MR数据且将其作为图像输出。可例如在执行经皮介入期间执行时钟触发的成像。可通过确定的时钟速率或时钟周期执行时钟触发的成像。特别地,可

这样选择时钟周期,使得相继地采集的不同的磁共振平面41、42、43的磁共振数据以时间错位采集,所述时间错位小于核磁化的纵向弛豫时间。在这种情况下,沿截面线在MR平面41、42、43之间可以形成饱和带,所述饱和带可用于经皮介入的可视化。特别地,该截面线可包括轨迹 \vec{a}_p 和/或目标点11。

[0126] 在步骤S10中检验是否满足监测标准。例如,在同时执行经皮介入时可监测是否在第三MR平面43内确定了MR数据的信号偏差。这样的信号偏差可作为针120已到达轨迹 \vec{a}_p 的目标点11的指标被评估。此外,可监测例如如在图2中所论述的敏感的对象12是否可能由于运动伪影或其他偏移而到达轨迹 \vec{a}_p 上。此外,可监测是否在第一MR平面41和/或第二MR平面42的所采集的MR数据中检测到在轨迹 \vec{a}_p 上的磁化率伪影。这样的磁化率伪影可作为针120存在于沿轨迹 \vec{a}_p 的相应的位置处的指标被评估。

[0127] 如果在步骤S10中确定,没有满足这样的监控标准,则再次执行步骤S9。另外,在步骤S11中例如给出中断成像或采取另外的合适的措施的警告。方法在步骤S12中结束。

[0128] 在图8中详细解释了图7的步骤S6、S7和S8,即第一、第二和第三MR平面41、42、43的确定。MR平面41、42、43的确定可首先在步骤T1中包括确定相应的平面41、42、43的布置。这可以是在空间中的布置,例如相对于受检人1的参考坐标系25的布置,或相对于解剖平面20、21、22的布置。在步骤T1中相应的MR平面的布置的确定可对应于根据等式2至6中的一个的对于平面展开的向量 \vec{r} 的计算。

[0129] 此外,在步骤T1中确定的MR平面41、42、43可具有最终的侧向延伸且因此具有中心。在步骤T2中基于体积数据组50的参考点51进行在步骤T1中确定的MR平面的中心的定向。步骤T2可包含根据等式7、7a和7b中的一个的坐标平移。也可使得定向不在参考点51上进行,而是在另外的相关点上进行,例如在轨迹 \vec{a}_p 的开始点10或目标点11上进行,或在敏感器官的点等上进行。定向可在这样的情况中导致实现经皮介入的改进的和全面的可视化。

[0130] 在步骤T3中可确定步骤T1和T2的MR平面的侧向取向,即例如MR平面的旋转。步骤T3可包括坐标旋转。MR平面的侧向取向可通过使用行向量 r 、列向量 c 、法向量 n 预先规定。

[0131] 在图9中图示了对于MR平面41、42、43的借助时钟触发地采集MR数据的经皮介入的可视化。图中图示了对于平面41,1-H核的横向磁化与时间的关系。在激励横向磁化来从第一MR平面41采集MR数据之后开始时钟周期62,横向磁化弛豫回到静止位置,即平行于通过基本磁场定义的纵向方向。在图9中这通过图示了指数弛豫的直线图示。这在表征性的时间刻度上发生,所述时间刻度通过纵向弛豫时间61定义。指示了对于第一MR平面41的MR数据采集和对于第二MR平面42的MR数据采集之间的时间错位60。特别地,时间错位60短于纵向弛豫时间61。

[0132] 时钟周期62是在从第一MR平面41相继采集MR数据之间的时间。时钟周期62取决于MRT的技术边界条件。例如,时钟周期62可取决于所使用的MR拍摄序列。在一种实施方式中,MR拍摄序列例如是如其由专业人员所已知的“Balanced True FISP”拍摄技术。因而,时钟周期62例如可为0.5秒至1秒。相应地,时间错位60可实现从不同的MR平面41、42、43以每秒两个至五个图像的MR数据的拍摄频率。在此,时钟周期或拍摄频率直接取决于所使用的MR拍摄序列。例如,存在特别快的MR拍摄序列,所述MR拍摄序列例如通过使用多个带有不同的

位置空间敏感性的线圈和使用位置频率空间(k空间)的欠扫描实现了特别快的成像。对于专业人员而言,这样的MR拍摄序列以概念“SENSE”、“SMASH”和“GRAPPA”已知。但本发明的可应用性不限制于这样的加速的MR拍摄序列。

[0133] 虽然本发明已通过优选实施例详细图示和描述,但本发明不受所公开的示例限制,且另外的变化可由专业人员导出,而不脱离本发明的保护范围。例如,成像平面的确定也可参考计算机断层造影方法进行。

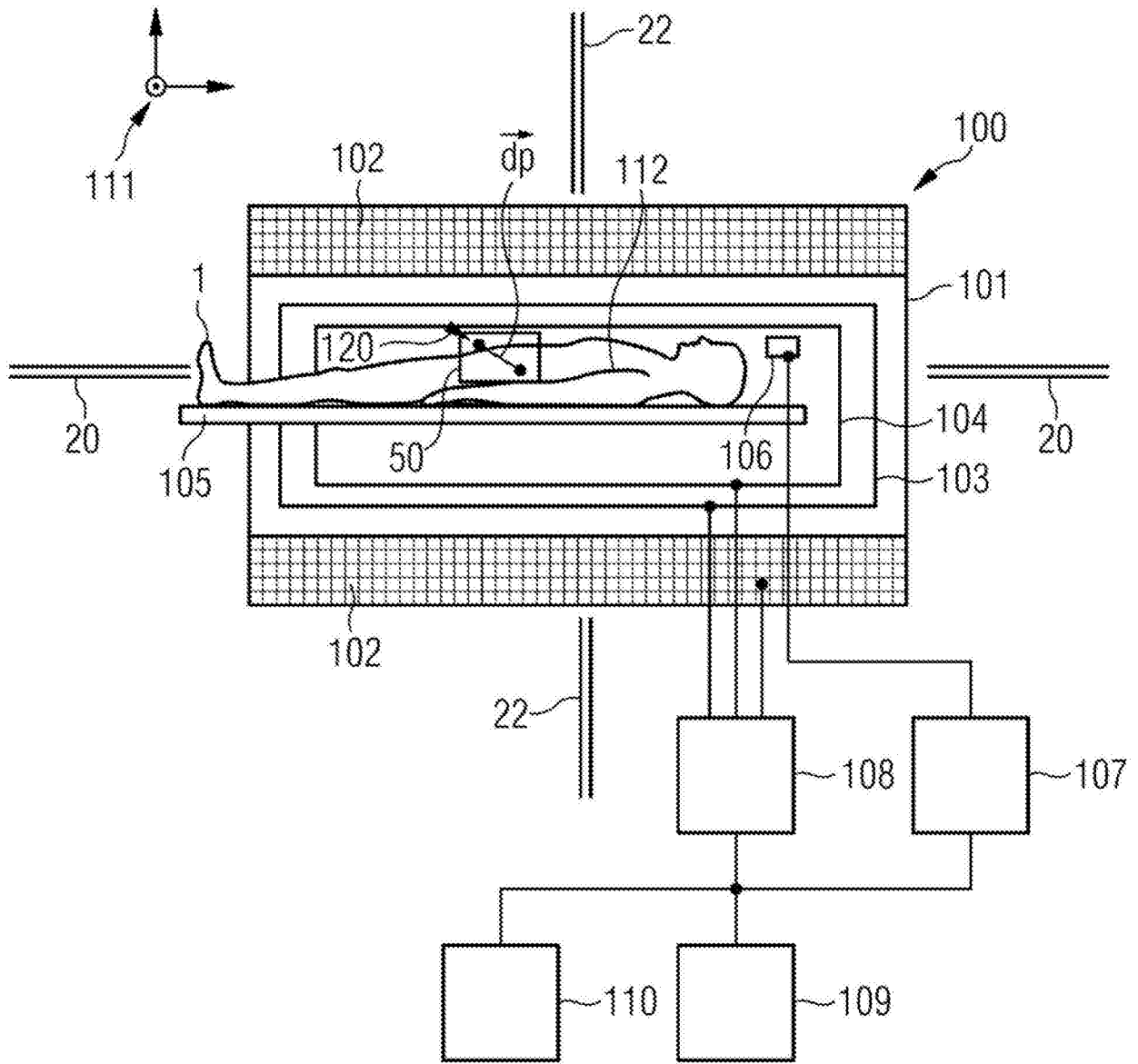


图1

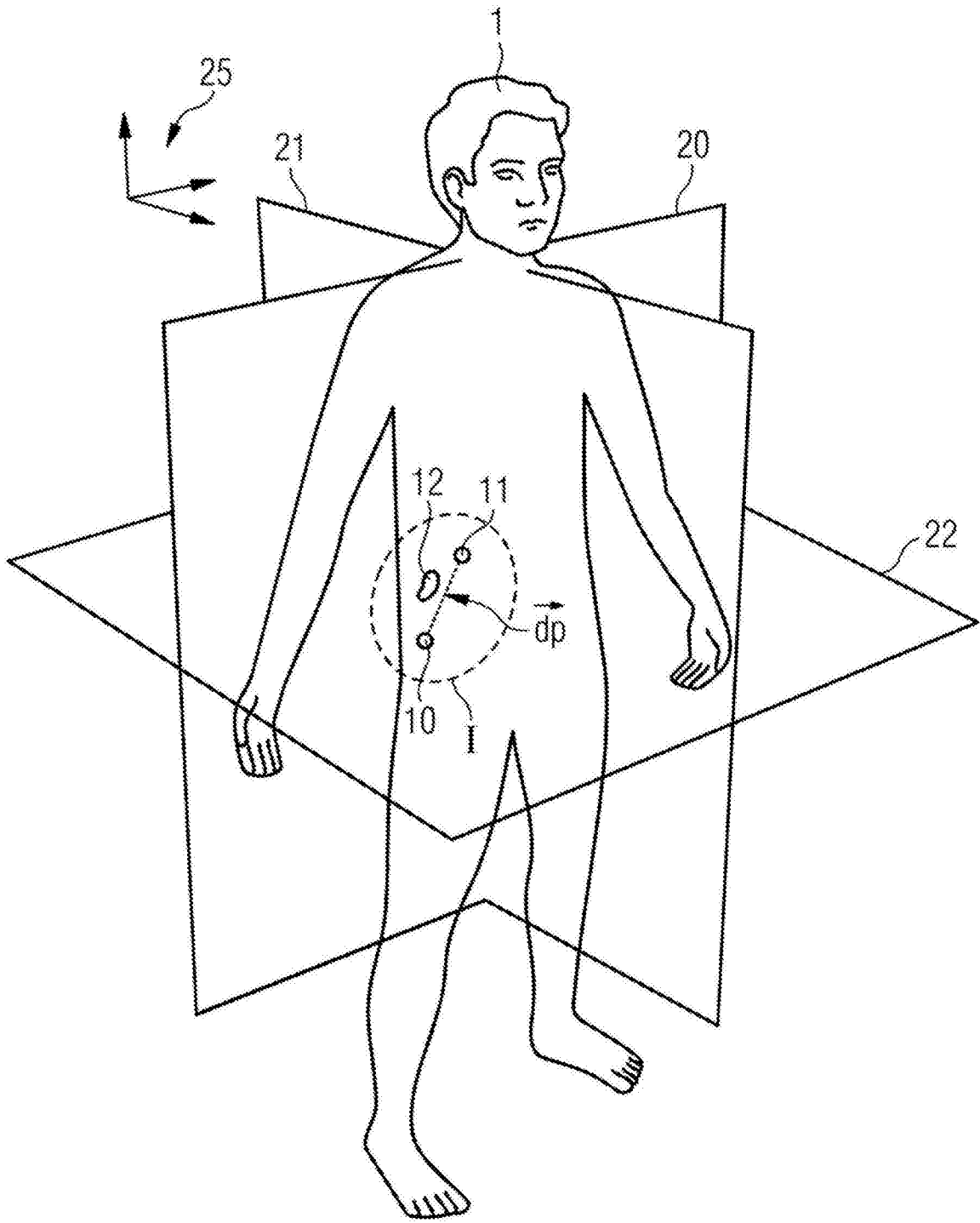


图2

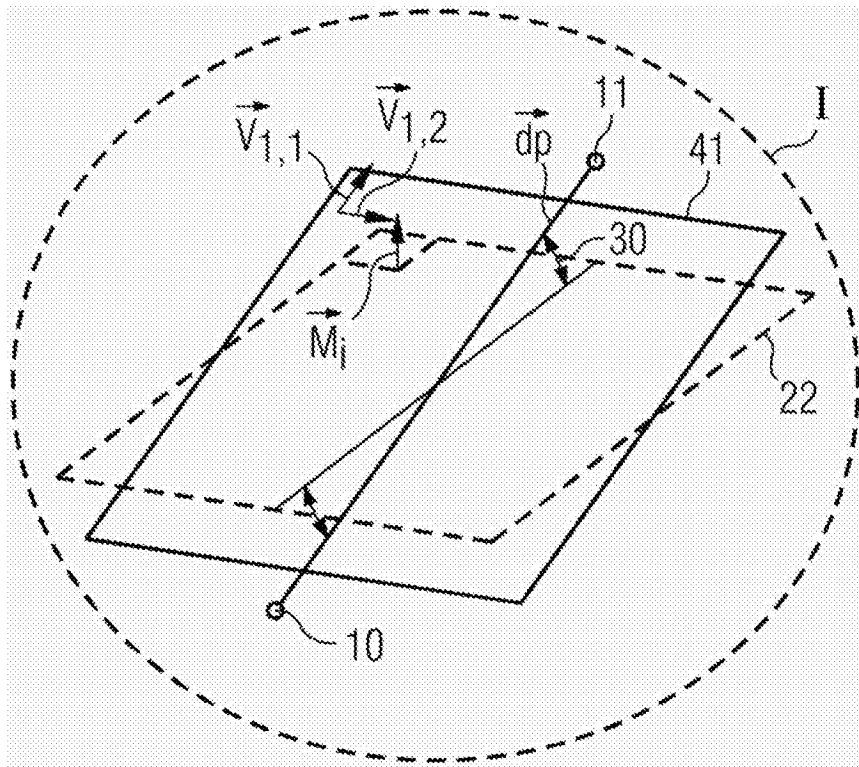


图3

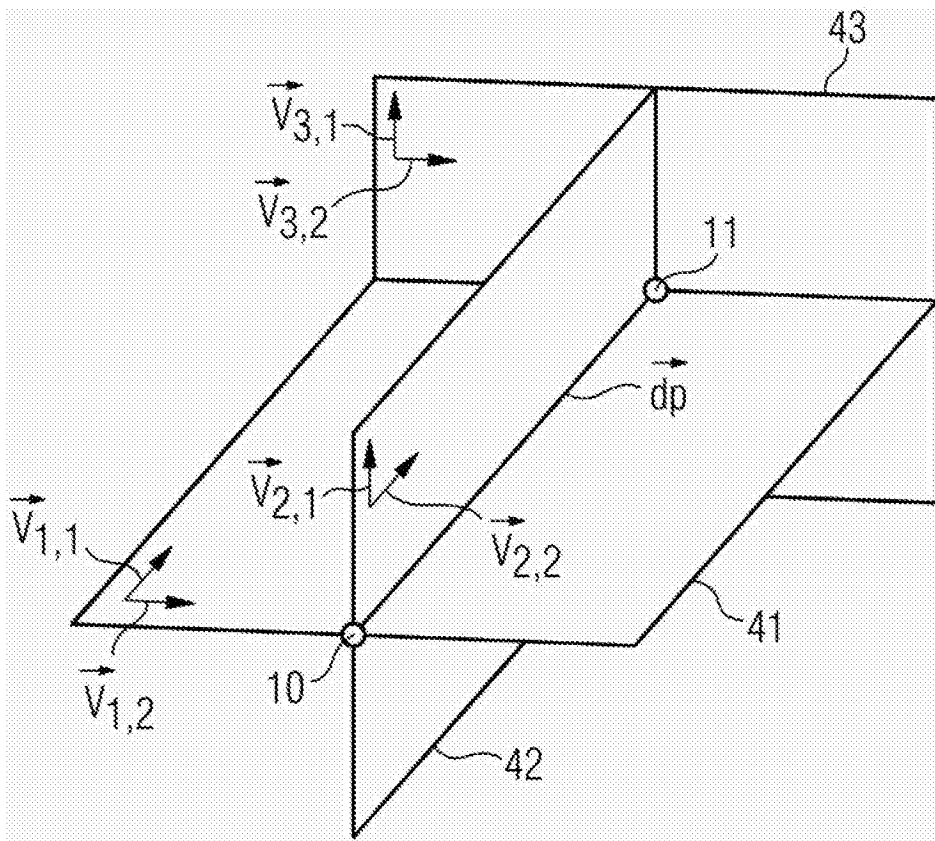


图4

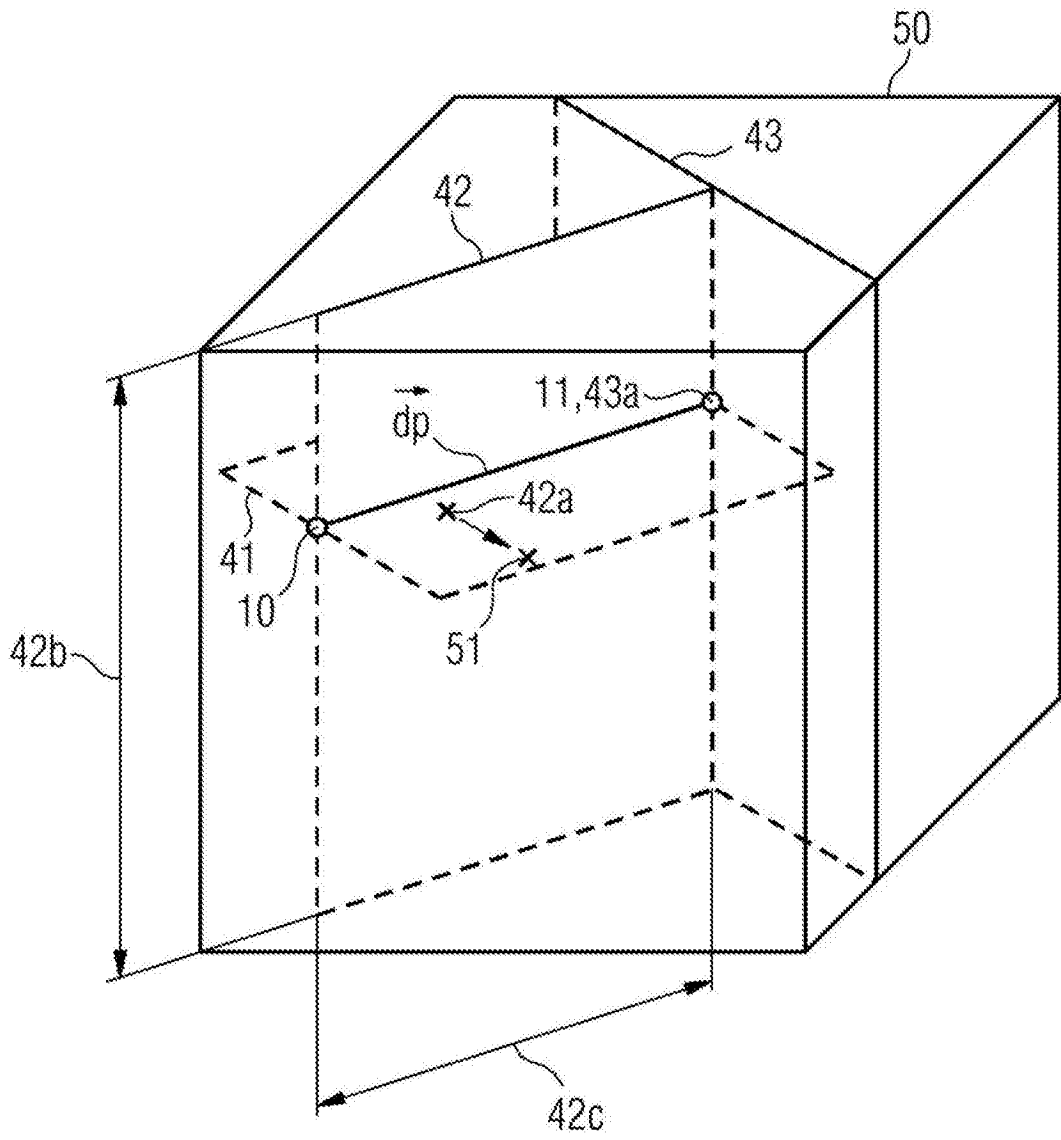


图5

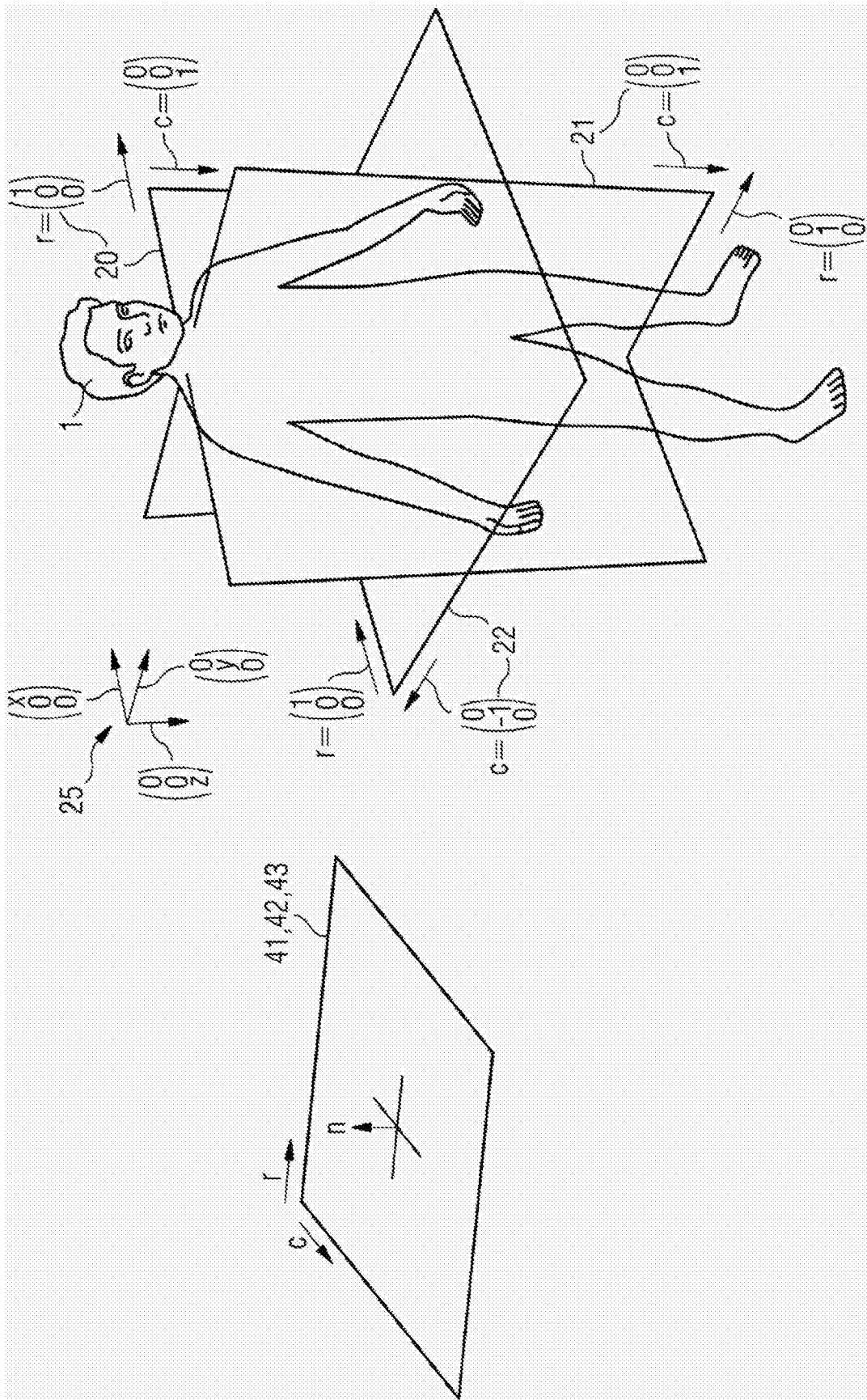


图6

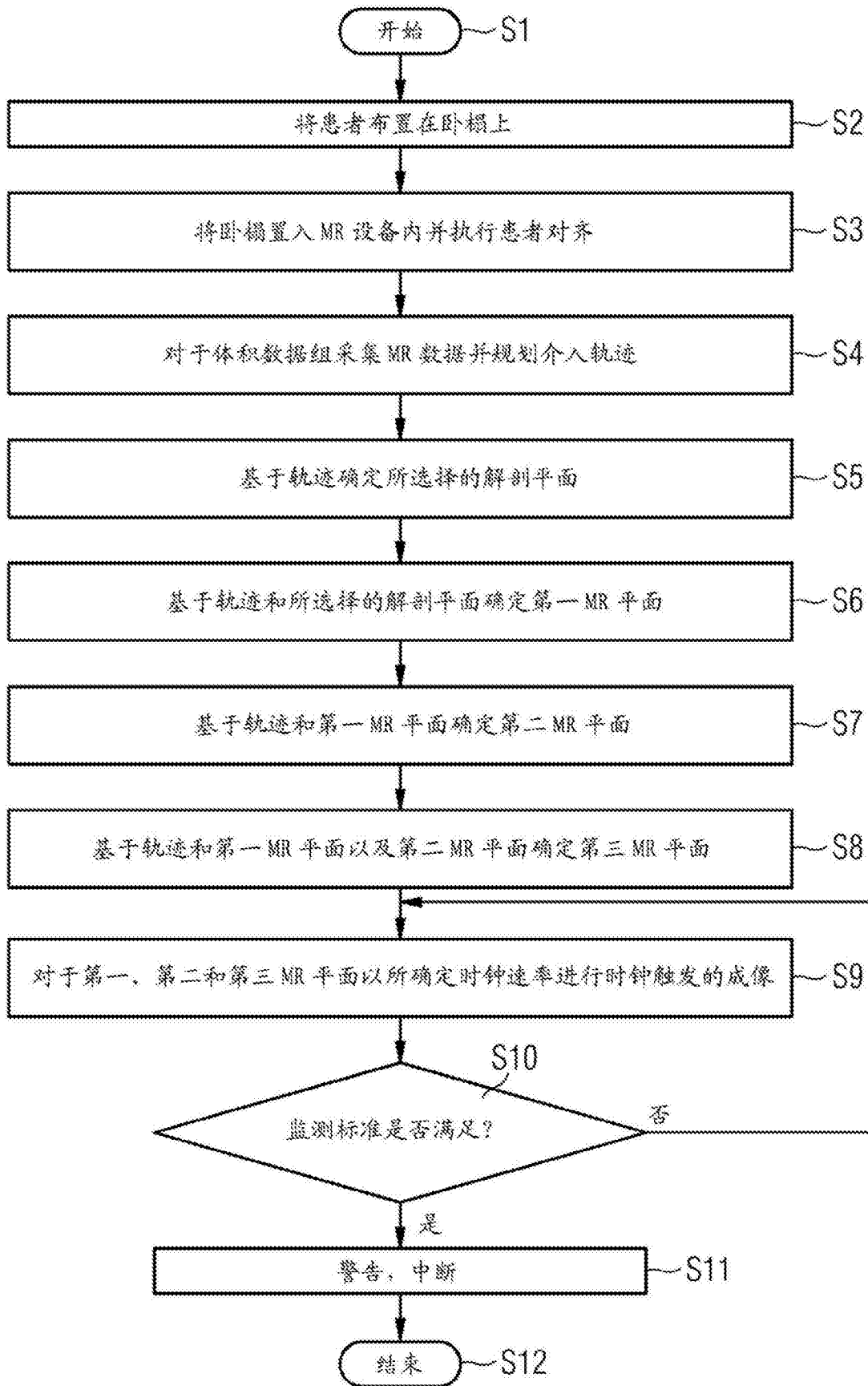


图7

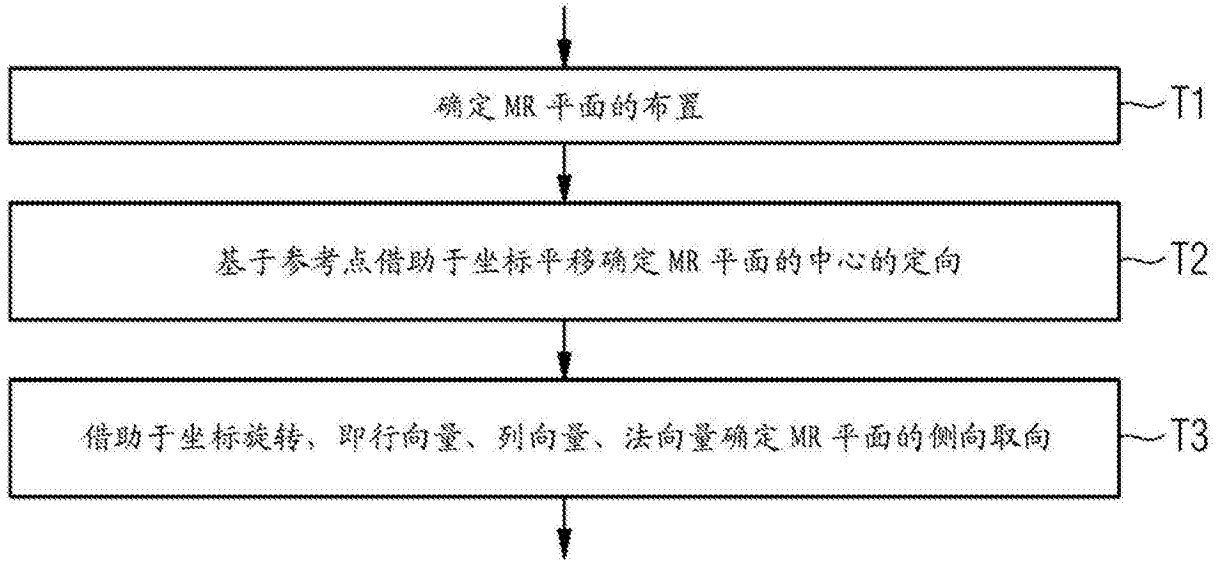


图8

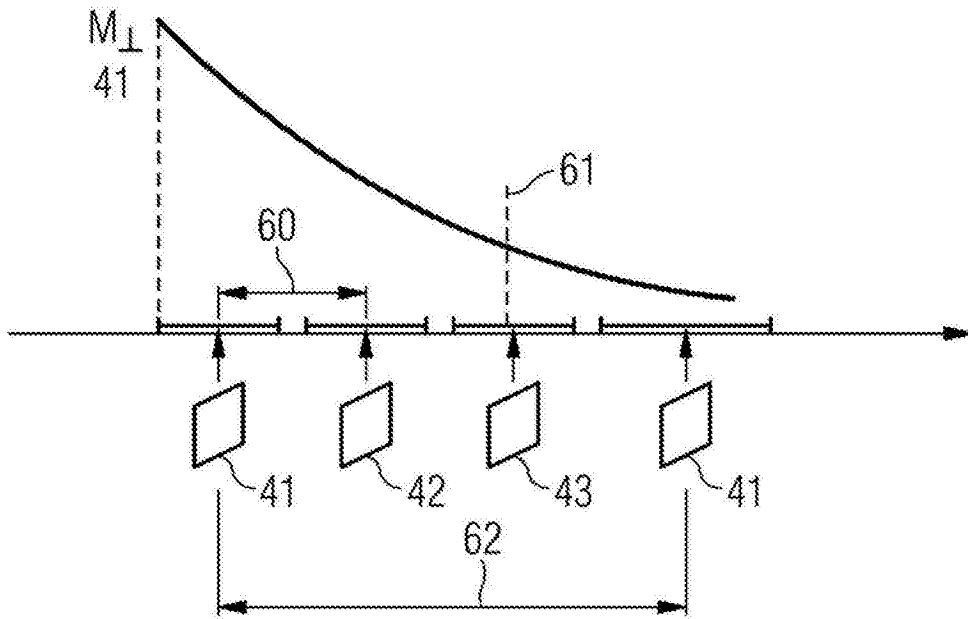


图9