



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104220898 B

(45)授权公告日 2017.05.17

(21)申请号 201380017570.5

(22)申请日 2013.03.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104220898 A

(43)申请公布日 2014.12.17

(30)优先权数据
2012-074906 2012.03.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.09.28

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2013/059235 2013.03.28

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/147013 JA 2013.10.03

(73)专利权人 国立研究开发法人量子科学技术
研究开发机构
地址 日本千叶县
专利权人 株式会社岛津制作所

(72)发明人 山谷泰贺 小畠隆行 菅干生
川口拓之 山川善之

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51)Int.Cl.
G01T 1/161(2006.01)
A61B 5/055(2006.01)
A61B 6/03(2006.01)

(56)对比文件
WO 2010/032168 A2,2010.03.25,
CN 102324089 A,2012.01.18,
WO 2010/018478 A1,2010.02.18,
WO 2010/097714 A2,2010.09.02,
CN 101959454 A,2011.01.26, (续)

审查员 张若剑

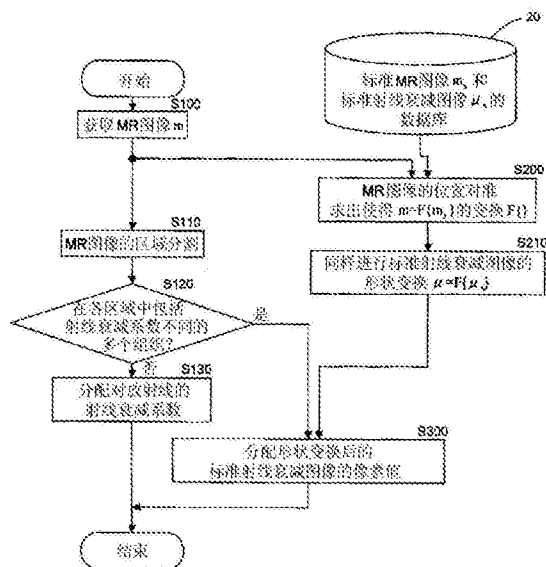
权利要求书1页 说明书7页 附图24页

(54)发明名称

基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法

(57)摘要

当根据MR图像生成PET吸收校正图像时,根据像素值对通过MRI拍摄到的MR图像进行区域分割,参照既有的放射线吸收校正表来求出能够将放射线的射线衰减系数视为一致的区域的放射线吸收校正值,参照标准图像来求出包括放射线的衰减系数不同的多个组织的区域的放射线吸收校正值。由此,生成如下的PET吸收校正图像:虽然在MR图像中像素值相等,但能够区分放射线的衰减系数不同的组织,且还能够与个人差异、占位性病变(癌、脓肿等)、脏器缺损等病变部位对应。



CN 104220898 B

[接上页]

(56)对比文件

Matthias Hofmann.MRI-Based Attenuation Correction for Whole-Body PET/MRI: Quantitative Evaluation of Segmentation- and Atlas-Based Method.《The Journal of Nuclear Medicine》.2011,第52卷(第9期),第1392-1399页.

Matthias Hofmann.MRI-Based Attenuation Correction for Whole-Body PET/MRI: Quantitative Evaluation of Segmentation- and Atlas-Based Method.《The Journal of Nuclear Medicine》.2011,第52卷(第9期),第1392-1399页.

1. 一种基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法,其特征在于,
当根据MR图像即磁共振图像生成PET吸收校正图像即正电子放射断层扫描吸收校正图像时,

首先,根据像素值对通过磁共振成像拍摄到的MR图像进行区域分割,

接着,判定是否为能够将放射线的射线衰减系数视为一致的区域,参照既有的放射线吸收校正值表来求出能够将放射线的射线衰减系数视为一致的区域放射线吸收校正值,另一方面,参照标准图像来求出包括不能视为一致而放射线的射线衰减系数不同的多个组织的区域的放射线吸收校正值。

2. 根据权利要求1所述的基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法,其特征在于,

当参照上述标准图像时,与被检者的MR图像相应地使标准图像变形。

3. 根据权利要求2所述的基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法,其特征在于,

根据生物体组织整体的图像或者生物体组织的一部分的图像来进行上述标准图像的参照。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法,其特征在于,

上述标准图像是PET吸收校正图像或者CT图像即计算机断层扫描图像或者UTE图像即超短回波时间图像。

5. 根据权利要求1所述的基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法,其特征在于,

使上述MR图像与标准图像的分辨率一致。

6. 根据权利要求1所述的基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法,其特征在于,

根据被检者的个人信息来改变上述放射线吸收校正值表和标准图像中的至少一方。

7. 根据权利要求1所述的基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法,其特征在于,

上述放射线吸收校正值表和标准图像中的至少一方反复使用被检者本人的放射线吸收校正值、PET吸收校正图像、CT图像或者UTE图像。

基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及基于MR (magnetic resonance 磁共振) 图像的PET吸收校正图像生成方法以及计算机程序,特别是涉及在根据MR图像生成PET吸收校正图像时能够制作高精度的PET吸收校正图像的基于MR图像的PET吸收校正图像生成方法以及用于执行该方法的计算机程序。

背景技术

[0002] 近年来,X射线CT (computed tomography: 计算机断层扫描)、MRI (magnetic resonance imaging: 磁共振成像) 等能够微创地观察人体内部的检查装置广泛普及,对医疗诊断作出巨大贡献。这些装置主要提供将生物体的组织构造可视化为断层图像、体数据而得到的形态图像。与此相对地,以PET (positron emission tomography: 正电子放射断层扫描)、SPECT (single photon emission CT: 单光子放射断层扫描) 为代表的核医学成像装置是提供机能图像的装置,该机能图像是将葡萄糖消耗量、局部血流量、氧气消耗量、神经递质的受体分布等生理学的机能信息定量地可视化而得到的,近年来随着癌、痴呆症、动脉硬化性疾患等疾病的增加,推进了核医学成像装置在研究、临床上的普及。并且,PET作为推进将生物体分子的行为图像化的分子成像研究的有力的方法而被关注。

[0003] 近年来,开发了PET和X射线CT能够同时进行拍摄的PET/CT,在临床时得到普及。由此,将生物体机能与体内组织进行对照的诊断成为可能。例如,在利用PET进行的癌的诊断中,仅脓肿部分以高信号输出,因此有时难以获知脓肿位于哪个脏器。因此,与出色地观察脏器的形态的X射线CT相配合是有益的。

[0004] 最近,不与X射线CT相配合而与MRI相配合地进行诊断的PET/MRI受到关注。MRI不仅能够以较高的空间分辨率观察生物体,还具有以下优点:与X射线CT相比软组织的对比度优良、能够通过血循环动态的成像、MR分光法进行代谢产物浓度测量以获得机能图像。另外,PET/MRI还具有能够避免在PET/CT中成为问题的辐射照射等诸多优点,因此PET/MRI的实现备受期待(参照非专利文献1)。

[0005] PET装置根据从放射性药剂释放的湮灭放射线到达检测器来获得信息。在PET图像重构时,使用向180度方向释放的湮灭放射线检测数据,但该湮灭放射线在通过身体的各个组织而到达检测器的期间被吸收。因此,在被检体的深部,定量性发生较大紊乱。为了获得定量的药剂分布需要校正湮灭放射线的吸收。基于与PET的数据收集不同的如图1所例示那样一边使射线源12绕着被检体10旋转一边用检测器14检测的透射测量(称为透射扫描),来制作现有的PET图像重构时的吸收校正所需的放射线吸收图像(μ 映射图)(参照专利文献1~3)。另外,关于PET/CT中的衰减校正,不进行上述透射扫描,而是日常地进行从X射线CT图像变换为 μ 映射图。

[0006] 另一方面,MRI收集从组织的质子(氢原子核)获得的信号,因此不能直接获得各组织的放射线吸收率,在当前的PET/MRI的设计概念中不包括与X射线CT相同的透射线源,因此需要取代透射扫描的 μ 映射图的制作方法。

[0007] 在此,作为迄今为止使用了MR图像的 μ 映射图的制作方法,提出了区域分割法和标准图像参照法,其中,该区域分割法是如图2所例示那样,按每个组织例如将MR图像 m 区域分割为高信号区域(软组织)、中信号区域(水)、低信号区域(空气和骨骼),代入组织固有的 μ 值来制作 μ 映射图(参照非专利文献2、3、4),该标准图像参照法是如图3所例示那样,利用仿射变换等使标准图像(标准MR图像 m_s 、标准 μ 映射图 μ_s)变形以与患者的MR图像 m 一致(参照非专利文献5、6)。

[0008] 专利文献1:日本特开2005-283421号公报

[0009] 专利文献2:日本特开2006-284346号公报

[0010] 专利文献3:日本特开2008-22930号公报

[0011] 非专利文献1:Bernd Pichler, Bernhard Scholkopf and Thomas Beyer Matthias Hofmann, "Towards quantitative PET/MRI: a review of MR-based attenuation correction techniques," EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING, vol. 36 (Supplement 1), pp. 93-104, Mar. 2009.

[0012] 非专利文献2: E. Rota Kops, P. Qin, M. Mueller-Veggian, and H. Herzog, "Attenuation Correction of PET Scanning Based on MRT-Images," Nucl. Sci. Symp. & Med. Imag. Conference, 2412006.

[0013] 非专利文献3: E. Rota Kops and H. Herzog, "Towards an MRI based attenuation correction for brain MR-PET," 2007 BrainPET Conference, May 2007.

[0014] 非专利文献4: H. Zaidi, M.-L. Montandon, and D. O. Slosman, "Magnetic resonance imaging-guided attenuation and scatter corrections in threedimensional brain positron emission tomography," Med. Phys., vol. 30, pp. 937-948, 2003.

[0015] 非专利文献5: Marie-Louise Montandon and Habib Zaidi, "Atlas-guided non-uniform attenuation correction in cerebral 3D PET imaging," Neuroimage, vol. 25, no. 1, pp. 278-286, Mar. 2005.

[0016] 非专利文献6: Marie-Louise Montandon and Habib Zaidi, "Quantitative analysis of template-based attenuation compensation in 3D brain PET," Computerized Medical Imaging and Graphics, vol. 31, pp. 28-38, Jan. 2007.

发明内容

[0017] 发明要解决的问题

[0018] 然而,如图2所例示那样,前者的区域分割法存在以下问题: μ 值大不相同的组织(在示例的情况下为骨骼和空气)在MR图像中均是低信号,因此不能进行区分。另外,具有与软组织相等的 μ 值的血液有时也不能与空气、骨骼进行区分。

[0019] 另一方面,如图3所例示那样,后者的标准图像参照法具有以下问题:不能与个人差异、占位性病变(癌、脓肿等)、脏器缺损等病变部位对应。

[0020] 本发明是为了消除上述现有的问题而完成的,其目的在于生成如下的PET吸收校正图像:能够区分 μ 值大不相同的组织,且还能够与个人差异、占位性病变(癌、脓肿等)、脏器缺损等病变部位对应。

[0021] 用于解决问题的方案

[0022] 本发明通过以下方式来解决上述问题：当根据MR图像生成PET吸收校正图像时，根据像素值对通过MRI拍摄到的MR图像进行区域分割，参照既有的放射线吸收校正值表来求出能够将放射线的射线衰减系数视为一致的区域放射线吸收校正值，参照标准图像来求出包括放射线的射线衰减系数不同的多个组织的区域放射线吸收校正值。

[0023] 在此，当参照上述标准图像时，能够与被检者的MR图像相应地使标准图像变形。

[0024] 另外，能够根据生物体组织整体的图像或者生物体组织的一部分组织的图像来进行上述标准图像的参照。

[0025] 另外，能够将上述标准图像设为PET吸收校正图像、CT图像或者UTE (Ultra short Echo Time:超短回波时间) 图像。在此，UTE图像是指能够根据超短回波时间 (Ultra short TE) 内拍摄到的MRI图像制作的、骨骼呈高信号值的图像。

[0026] 另外，能够使上述MR图像与标准图像的分辨率一致。

[0027] 另外，能够根据被检者的个人信息 (DNA、年龄、性别、身高、体重、出生地、居住地、病历) 来改变上述放射线吸收校正值表和标准图像中的至少一方。

[0028] 另外，上述放射线吸收校正值表和标准图像中的至少一方还能够反复使用被检者本人的放射线吸收校正值、PET吸收校正图像、CT图像或者UTE图像。

[0029] 本发明还提供用于使计算机执行上述任一项所记载的方法的计算机程序。

[0030] 发明的效果

[0031] 根据本发明，对于能够通过参照MR图像的像素值来区分放射线吸收校正值 (也称为 μ 值) 的不同的区域 (例如作为高信号区域的软组织和作为中信号区域的水)，通过区域分割法来代入组织固有的 μ 值，对于不能利用MR图像的像素值进行区分的区域 (例如包括骨骼和空气的低信号区域)，通过标准图像参照法参照标准图像来求出 μ 值，因此能够在对不能利用MR图像的像素值进行区分的区域分配正确的 μ 值的同时，还与个人差异、脑的缺损部分等病变部位对应。

附图说明

[0032] 图1是表示现有的透射法的概要的图。

[0033] 图2是同样地表示区域分割法的图。

[0034] 图3是同样地表示标准图像参照法的图。

[0035] 图4是表示本发明的第一实施方式的处理过程的流程图。

[0036] 图5是同样地表示图像的例子图。

[0037] 图6是表示本发明的第二实施方式的处理过程的流程图。

[0038] 图7是表示本发明的第三实施方式的处理过程的流程图。

[0039] 图8是表示本发明的第四实施方式的处理过程的流程图。

[0040] 图9是表示本发明的第五实施方式的处理过程的流程图。

[0041] 图10是表示本发明的第六实施方式的处理过程的流程图。

[0042] 图11是根据第四实施方式~第六实施方式将考虑了分辨率的差时的 μ 映射图的例子进行比较并示出的图

[0043] 图12是表示本发明的第七实施方式的处理过程的流程图。

- [0044] 图13是表示本发明的第八实施方式的处理过程的流程图。
- [0045] 图14是表示本发明的第九实施方式的处理过程的流程图。
- [0046] 图15是表示本发明的第十实施方式的处理过程的流程图。
- [0047] 图16是表示在第十实施方式中分类为骨骼和空气的区域的情形的图。
- [0048] 图17是表示本发明的第十一实施方式的处理过程的流程图。
- [0049] 图18是将现有方法和本发明方法对疑似鼻窦炎的处理结果进行比较并示出的图。
- [0050] 图19是表示本发明的第十二实施方式的处理过程的流程图。
- [0051] 图20是表示本发明的第十三实施方式的处理过程的流程图。
- [0052] 图21是表示本发明的第十四实施方式的处理过程的流程图。
- [0053] 图22是表示本发明的第十五实施方式的处理过程的流程图。
- [0054] 图23是表示本发明的第十六实施方式的处理过程的流程图。
- [0055] 图24是表示本发明的第十七实施方式的处理过程的流程图。

具体实施方式

- [0056] 下面,参照附图来详细地说明本发明的实施方式。
- [0057] 本发明的第一实施方式按如图4所示的过程来实施。
- [0058] 即,首先,在步骤S100中与现有的区域分割法同样地获取MR图像 m 。
- [0059] 接着,在步骤S110中,基于MR图像的像素值,如图5所例示那样例如分割为对应于软组织的高信号区域、对应于水的中信号区域、对应于空气和骨骼的低信号区域。
- [0060] 接着,在步骤S120中,针对各信号区域,判断各信号区域是否是包括射线衰减系数不同的多个组织的区域。当判断结果为“否”、例如判断为是对应于软组织的高信号区域或者对应于水的中信号区域时,对高信号区域分配软组织的射线衰减系数(例如 $\mu=0.095$),对中信号区域分配水的射线衰减系数(例如 $\mu=0.097$)。
- [0061] 另一方面,在步骤S200中,与图3所示的现有的标准图像参照法同样地,利用标准MR图像 m_s 和标准射线衰减图像 μ_s 的数据库20求出用于进行在步骤S100中获取到的MR图像 m 的位置对准的使得 $m=F\{m_s\}$ 的变换 $F\}$ 。
- [0062] 接着,在步骤S210中,同样地进行标准射线衰减图像的形状变换 $\mu=F\{\mu_s\}$ 。
- [0063] 当步骤S120的判断结果为“是”、判断为是包括射线衰减系数不同的多个组织的区域、例如不能区分空气和骨骼的低信号区域时,进入步骤S300,将在步骤S210中进行形状变换后的标准射线衰减图像 μ_s 的像素值分配给低信号区域,由此对空气和骨骼分配不同的射线衰减系数。
- [0064] 此外,在第一实施方式中获取的MR图像与射线衰减图像的分辨率存在差异,因此直接进行合成有可能难以辨认。因此,在图6中示出解决了这种问题的第二实施方式。
- [0065] 在本实施方式中,在与第一实施方式相同的处理的过程中,在步骤S140中对分辨率高的MR图像施加模糊,以成为与射线衰减图像相同程度的分辨率。步骤S140的模糊如果在紧随步骤S130之后且应用最终的标准图像的 μ 值之前则能够利用。
- [0066] 根据本实施方式,步骤S130的结果(射线衰减图像)与标准图像(MR图像)的分辨率统一,因此能够显示正确的图像。但是,在原来的MR图像与射线衰减图像的分辨率的差大的情况下,强行施加模糊,如图6的示意图所示那样,在骨骼区域的周边存在射线衰减系数降

低的情况。

[0067] 此外,施加模糊的方法并不限定于第二实施方式,还能够如图7所示的第三实施方式那样,在即将结束前的步骤S150中施加模糊。

[0068] 根据本实施方式,能够与PET检测器的分辨率相匹配,因此能够接近实际的射线衰减系数的测量。另外,如果不施加模糊,则能够削减工时且降低计算成本。

[0069] 接着,在图8中示出利用另一方法吸收分辨率的差的本发明的第四实施方式。

[0070] 关于本实施方式,在与图6所示的第二实施方式相同的处理中,当步骤S120的判断结果为“是”时,在步骤S290中针对低信号区域使区域膨胀,之后在步骤S300中分配形状变换后的标准射线衰减图像的像素值。

[0071] 根据本实施方式,能够抑制骨骼区域周边的射线衰减系数降低,能够将射线衰减图像与MR图像更加顺畅地连接。

[0072] 在本实施方式中,也能够与第三实施方式同样地在即将结束之前施加模糊。

[0073] 接着,在图9中示出利用又一方法吸收分辨率的差的本发明的第五实施方式。

[0074] 关于本实施方式,在与图6所示的第二实施方式相同的处理中,在步骤S140中进行模糊前后,通过步骤S280、S300来分配形状变换后的标准射线衰减图像的像素值。

[0075] 根据本实施方式,能够一边保持骨骼的射线衰减系数(图像的高度H),一边进一步抑制骨骼区域周边的射线衰减系数降低。

[0076] 由第二实施方式至第五实施方式的方法产生的效果还依赖于原来的MR图像与射线衰减图像的分辨率的差的程度,因此需要调整步骤S140的模糊的量、第四实施方式的S290的区域膨胀处理的量。

[0077] 接着,在图10中示出将利用再一方法吸收分辨率的差的本发明的第六实施方式。

[0078] 关于本实施方式,在与图9所示的第五实施方式相同的处理中,当在模糊处理S140之后进行分配时,使得进行与图8所示的第四实施方式相同的区域膨胀处理S290。与第二实施方式至第五实施方式的方法相比,第六实施方式的方法是能够稳定地校正MR图像与射线衰减图像的分辨率的差的方法。

[0079] 在图11中将MRI图像、真正的 μ 映射图、由第四实施方式~第六实施方式得到的处理结果进行比较并示出。

[0080] 此外,在上述实施方式中,均在进行MR图像与标准射线衰减图像的位置对准之后进行射线衰减图像的形状变换,但在图12中示出先提取骨骼并对该部分进行形状变换的本发明的第七实施方式。

[0081] 在本实施方式中,首先在步骤S400中从标准MR图像 m_s 和标准射线衰减图像 μ_s 的数据库20事先提取骨骼的部分 μ_{sb} 。

[0082] 接着,在与第一实施方式相同的步骤S200中进行MR图像的位置对准,因此求出使得 $m = F\{m_s\}$ 的变换 $F\{\}$ 。

[0083] 接着,在步骤S420中,针对在步骤S400中提取出的骨骼的部分变换射线衰减图像的形状,并与在步骤S130中求出的射线衰减系数进行合成。

[0084] 在本实施方式中,先提取骨骼的部分,仅对骨骼的部分进行了形状变换,因此不需要步骤S120的判断并且是高精度的。

[0085] 此外,在上述实施方式中,均利用了标准射线衰减图像 μ_s 的数据库20,但也能够如

图13所示的第八实施方式那样取而代之地利用标准CT图像 c_s 的数据库30。

[0086] 在本实施方式中,在与第一实施方式相同的步骤S200中,进行与在步骤S100中获取到的MR图像 m 的位置对准,因此求出使得 $m=F\{m_s\}$ 的变换 $F\}$ 。

[0087] 接着,在步骤S520中,同样求出标准CT图像的形状变换 $c=F\{c_s\}$ 。

[0088] 接着,在步骤S530中,求出从CT图像 c_s 向射线衰减图像 μ 的变换。

[0089] 而且,在步骤S120的判断结果为“是”的情况下,例如针对低信号区域,在步骤S300中分配形状变换后的标准射线衰减图像的像素值。

[0090] 根据本实施方式,能够利用与MR图像之间分辨率的差小的CT图像来分配射线衰减系数,但即使是CT图像,也由于在标准图像中进行平均化处理而导致分辨率降低,因此如第三实施方式~第六实施方式那样的吸收分辨率的差的处理同样有效。

[0091] 接着,在图14中示出同样利用了CT图像的本发明的第九实施方式。

[0092] 关于本实施方式,在与图13所示的第八实施方式相同的处理过程中,针对在步骤S120中被认为包括射线衰减系数不同的多个组织的区域,在步骤S540中参照形状变换后的CT图像的像素值,在步骤S550中仅对包括多个组织的部分进行CT图像的区域分割,之后在步骤S130中进行组织对放射线的射线衰减系数的分配。

[0093] 具体地说,如图15所示的第十实施方式那样,在步骤S540结束后,进入步骤S560,判断在CT图像中是否为高信号。在判断结果为“是”、判断为是骨骼的区域时,进入步骤S570,分配骨骼的射线衰减系数。

[0094] 另一方面,在步骤S560的判断结果为“否”、判断为是空气的区域时,进入步骤S580,分配空气的射线衰减系数。

[0095] 在本实施方式中,如图16所例示那样,在CT图像中识别了骨骼和空气,因此能够高精度地进行分配。

[0096] 接着,在图17中示出同样利用CT图像来提取骨骼的本发明的第十一实施方式。

[0097] 关于本实施方式,在与图12所示的第七实施方式相同的处理中,在步骤S600中从标准MR图像 m_s 和标准CT图像 c_s 的数据库30提取骨骼 c_{sb} ,接着在步骤S610中分配骨骼的射线衰减系数 μ_{sb} ,接着在步骤S200中进行MR图像的位置对准,在步骤S420中进行标准射线衰减图像的形状变换。

[0098] 此外,变换 $F\}$ 的估计并不完全,在产生了些许间隙、重叠的情况下,还能够根据需要而利用步骤S640通过放大缩小处理、最近相邻内插来进行校正的处理。

[0099] 在图18中将通过现有方法和本发明方法对疑似鼻窦炎的被检者的图像进行处理而得到的结果进行比较并示出。

[0100] 根据本发明方法,显然能够获得比区域分割法、标准图像参照法更优良的相关性。

[0101] 图19示出在图14所示的第九实施方式中利用标准射线衰减图像来代替标准CT图像的第十二实施方式。与第九实施方式的不同之处在于,利用标准MR图像和标准射线衰减图像的数据库30作为数据库,在步骤S522、S542、S552中利用标准射线衰减图像来代替标准CT图像。其它处与第九实施方式相同,因此省略说明。

[0102] 接着,对利用标准UTE图像来代替标准射线衰减图像或者标准CT图像的实施方式进行说明。

[0103] 图20示出在图13所示的第八实施方式中利用标准UTE图像来代替标准CT图像的第

十三实施方式。与第八实施方式的不同之处在于,利用标准MR 图像和标准UTE图像的数据库40作为数据库,在步骤S524、S534中利用标准UTE图像来代替标准CT图像。其它处与第八实施方式相同,因此省略说明。

[0104] 图21示出在图14所示的第九实施方式中利用标准UTE图像来代替标准CT图像的第十四实施方式。与第九实施方式的不同之处在于,利用标准MR图像和标准UTE图像的数据库40作为数据库,在步骤S524、S544、S554中利用标准UTE图像来代替标准CT图像。其它处与第九实施方式相同,因此省略说明。

[0105] 图22示出在图17所示的第十一实施方式中利用标准UTE图像来代替标准CT图像的第十五实施方式。与第十一实施方式的不同之处在于,利用了标准MR图像和标准UTE图像的数据库40作为数据库。其它处与第十一实施方式相同,因此省略说明。

[0106] 并且,还能够通过如图23所示的第十六实施方式、图24所示的第十七实施方式那样基于被检者的个人信息(DNA、年龄、性别、身高、体重、出生地、居住地、病历等)来定制标准图像、射线衰减系数,来进一步提高精度。在图23、24中,S700是获取个人信息的步骤,S710是生成反映了个人信息的射线衰减系数的步骤,S729是生成反映了个人信息的标准MR图像和标准射线衰减图像的步骤。其它处与图4所示的第一实施方式相同,因此省略说明。

[0107] 此外,与标准MR图像一起使用的标准图像并不限于射线衰减图像,还能够通过按照数据库进行如下改写来应用于其它方式,在标准MR图像和标准CT图像的数据库30时,将S210处替换为图13的S520和S530,在标准MR图像和标准UTE图像的数据库40时,将S210处替换为图20的S524和S534即可。

[0108] 另外,上述放射线吸收校正值表和标准图像中的至少一方还能够反复使用被检者本人的放射线吸收校正值、射线衰减图像、CT图像或者UTE图像。

[0109] 此外,在上述实施方式中,本发明适用于脑图像,但本发明的适用对象并不限于此,区域分割数也并不限于高信号区域、中信号区域、低信号区域这三个区域。

[0110] 产业上的可利用性

[0111] 本发明能够应用于使PET与MRI相结合的PET/MRI。

[0112] 通过参照而将2012年3月28日申请的日本申请号2007-074906的说明书、附图以及权利要求书的公开内容整体引用到本说明书中。

[0113] 附图标记说明

[0114] 10:被检体;12:射线源;14:检测器;20:标准MR图像和标准射线衰减图像的数据库;30:标准MR图像和标准CT图像的数据库;40:标准MR图像和标准UTE图像的数据库。

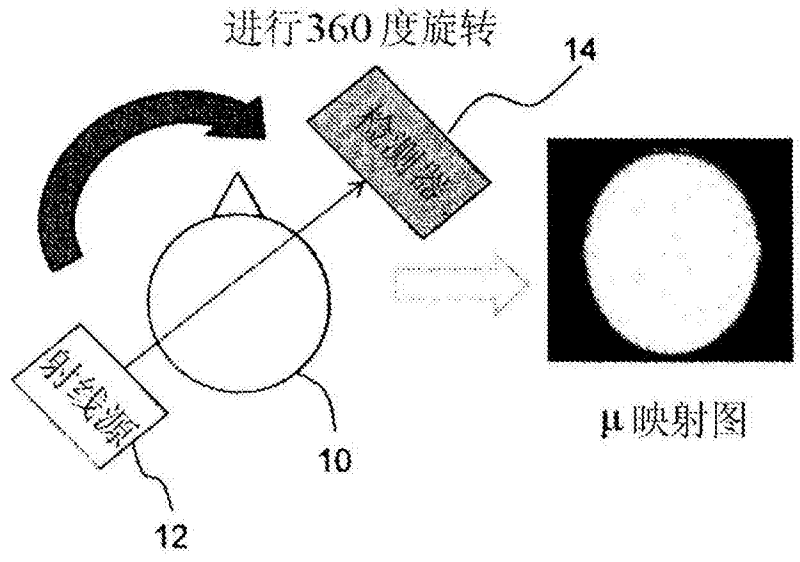


图1

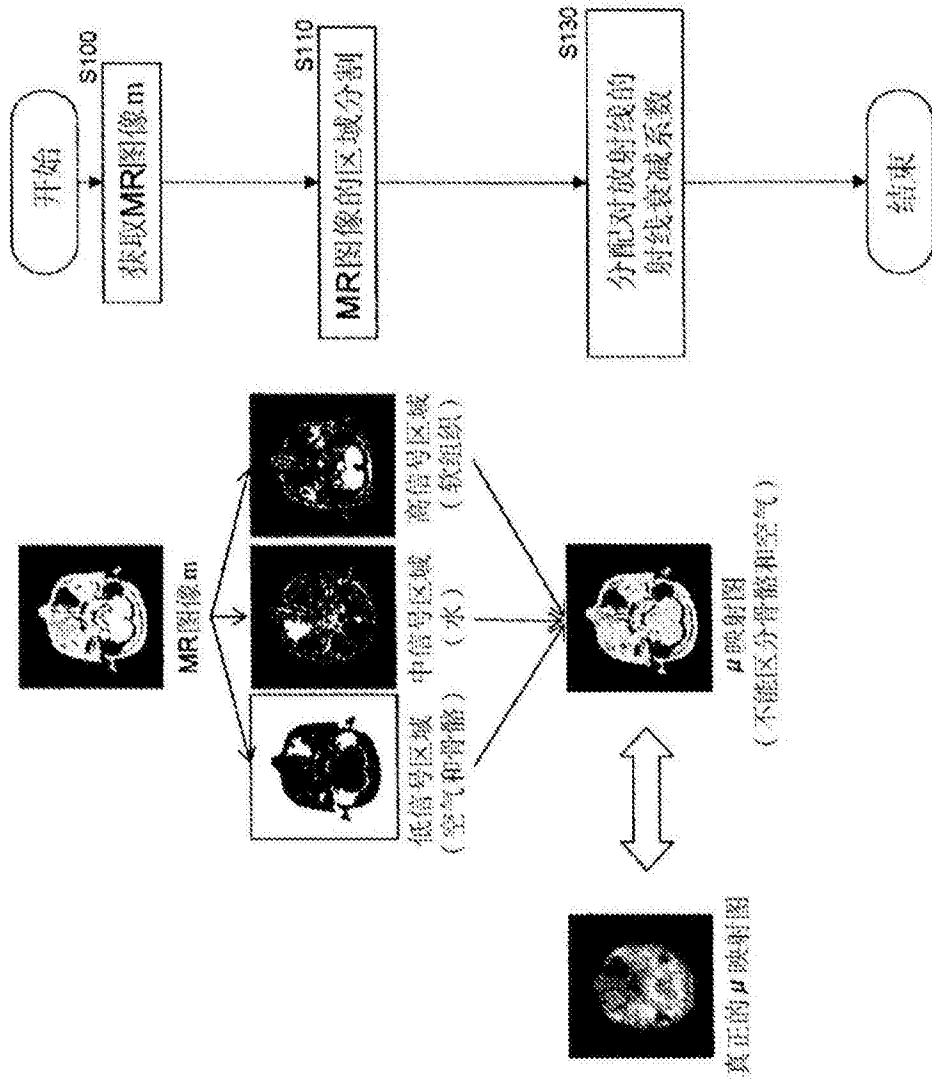


图2

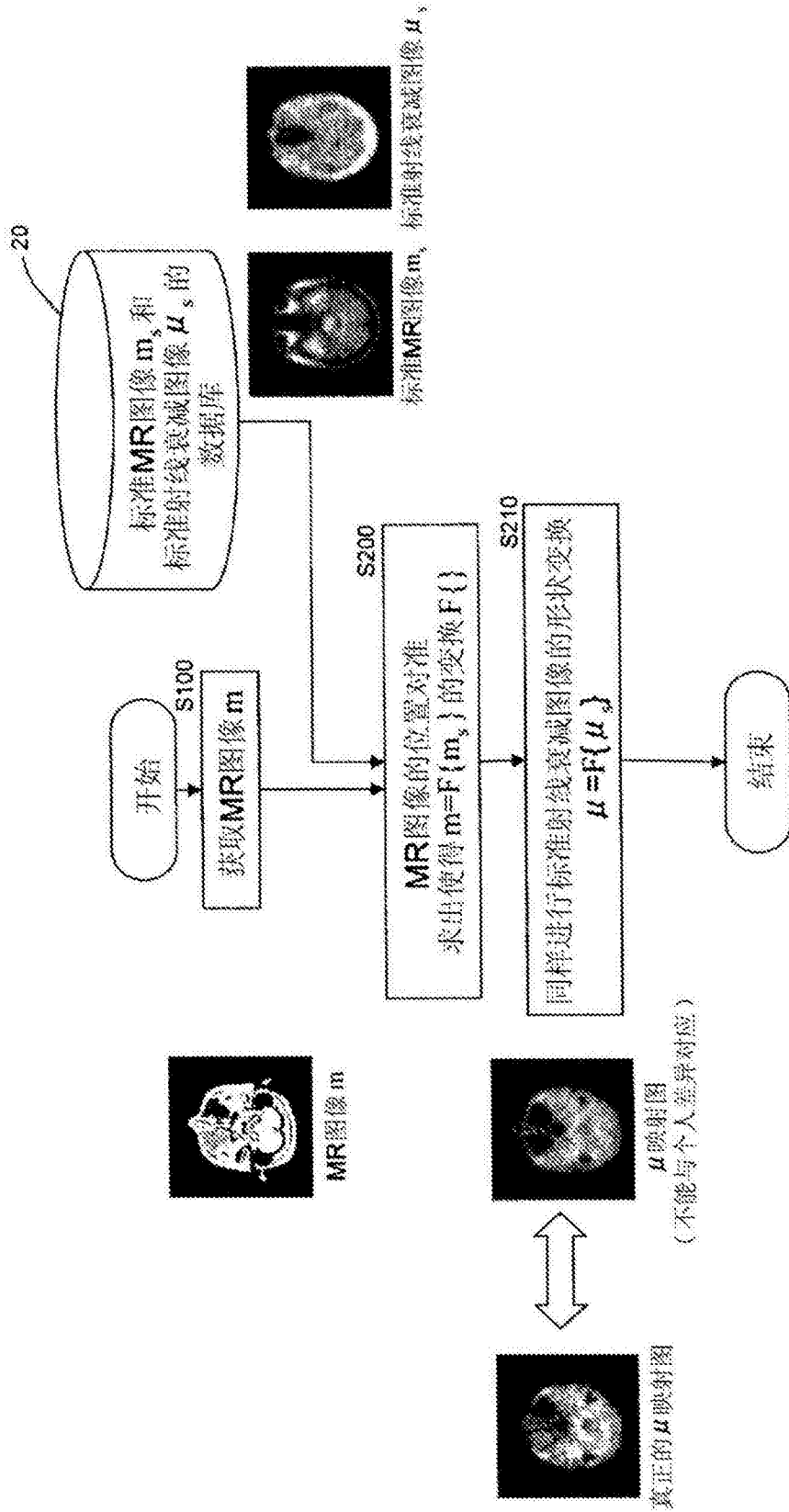


图3

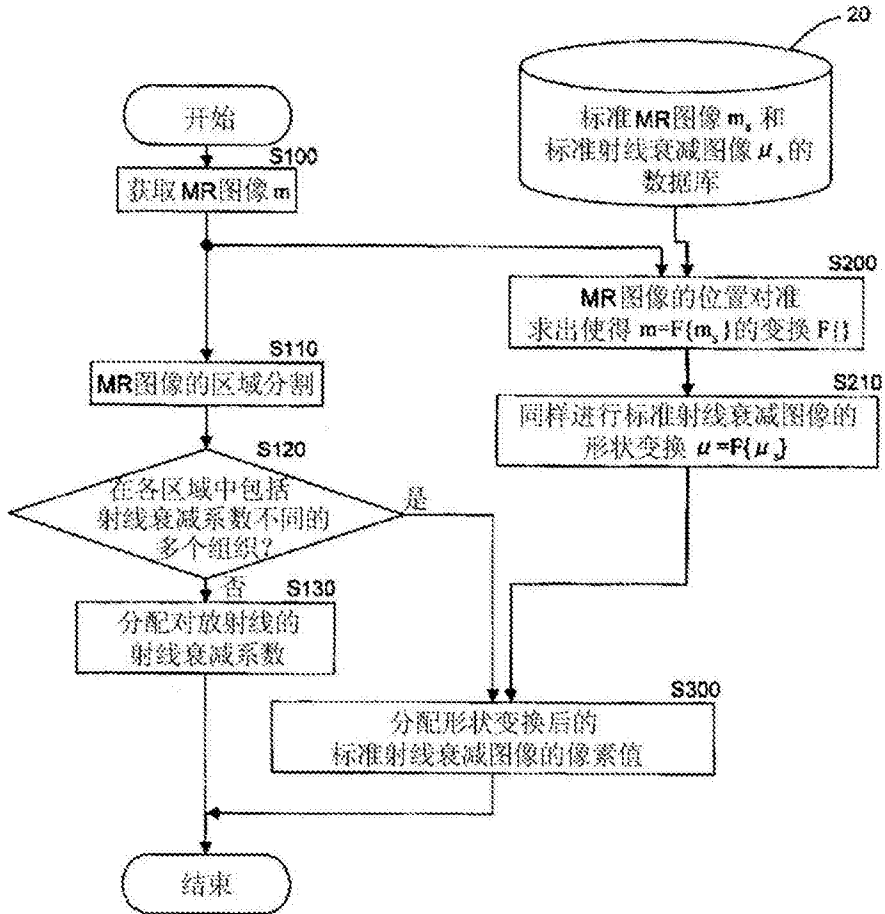


图4

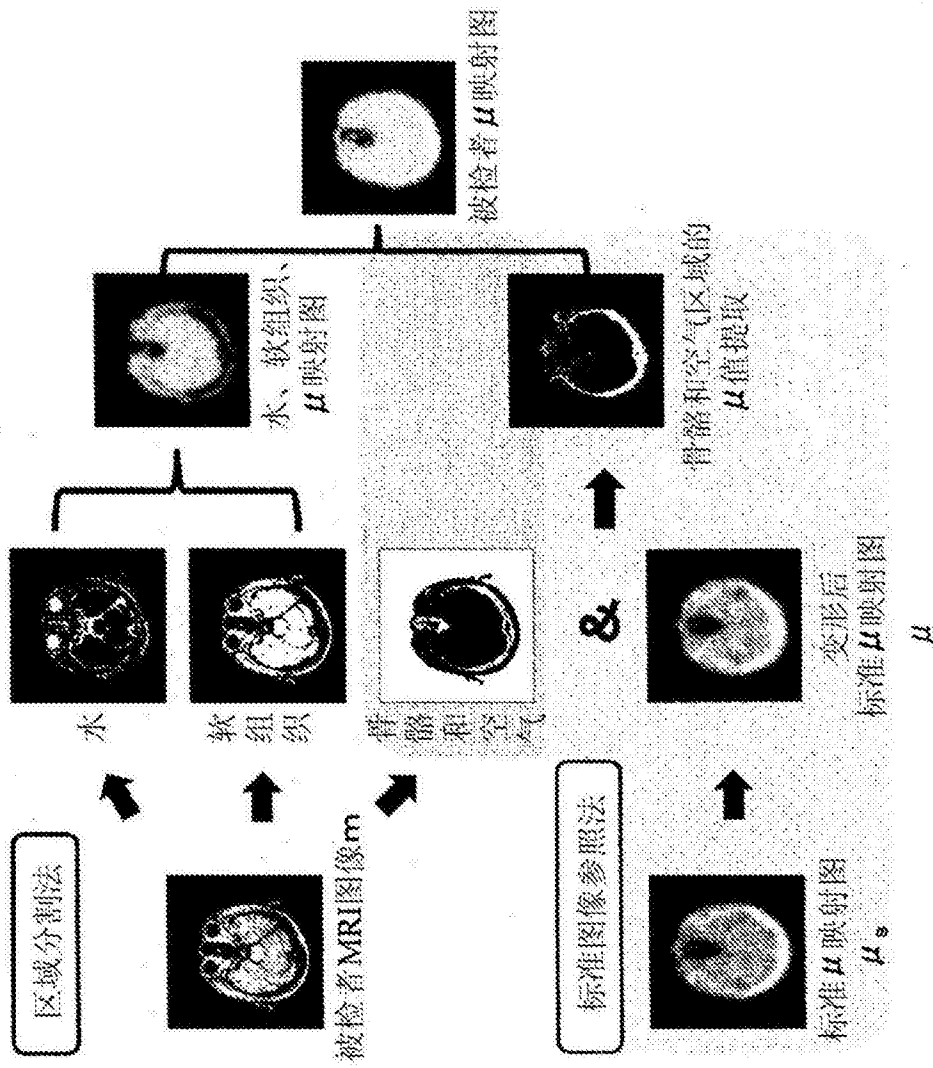


图5

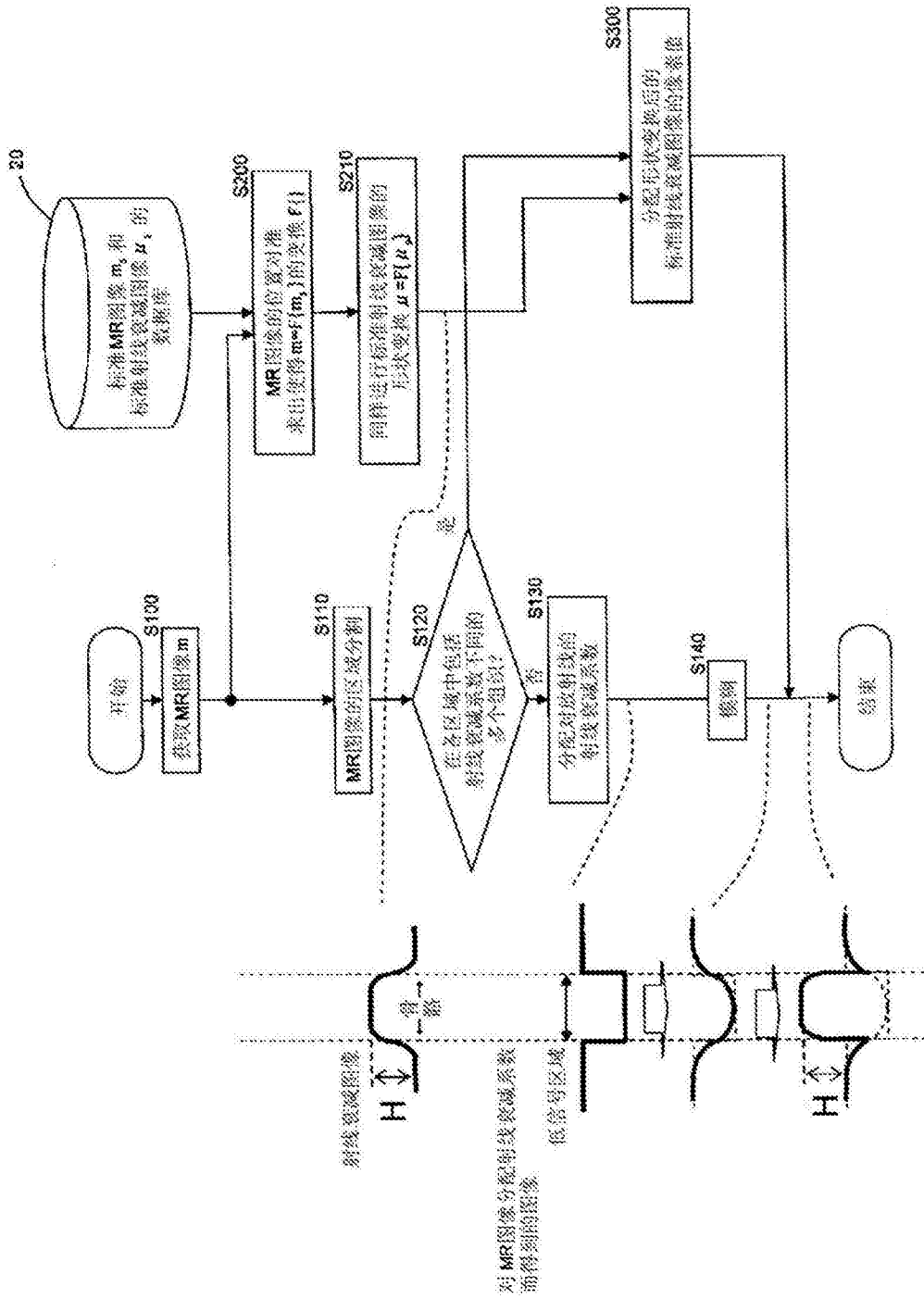


图6

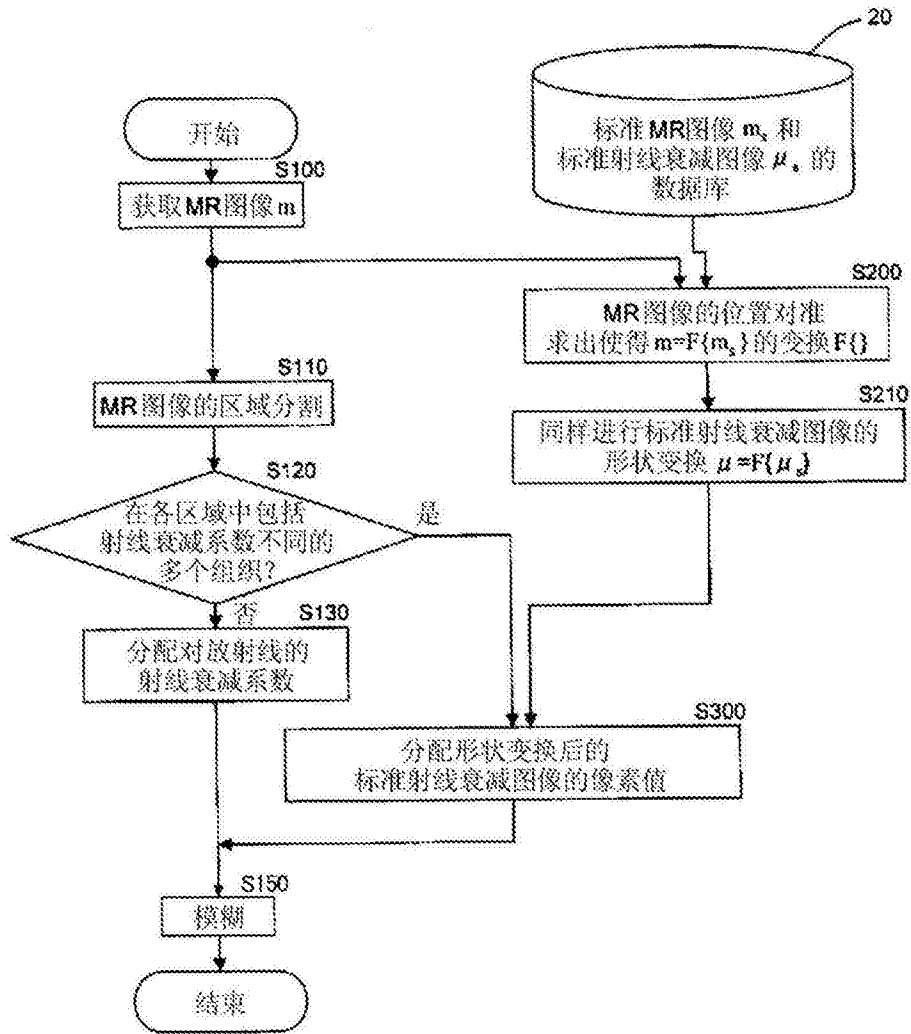


图7

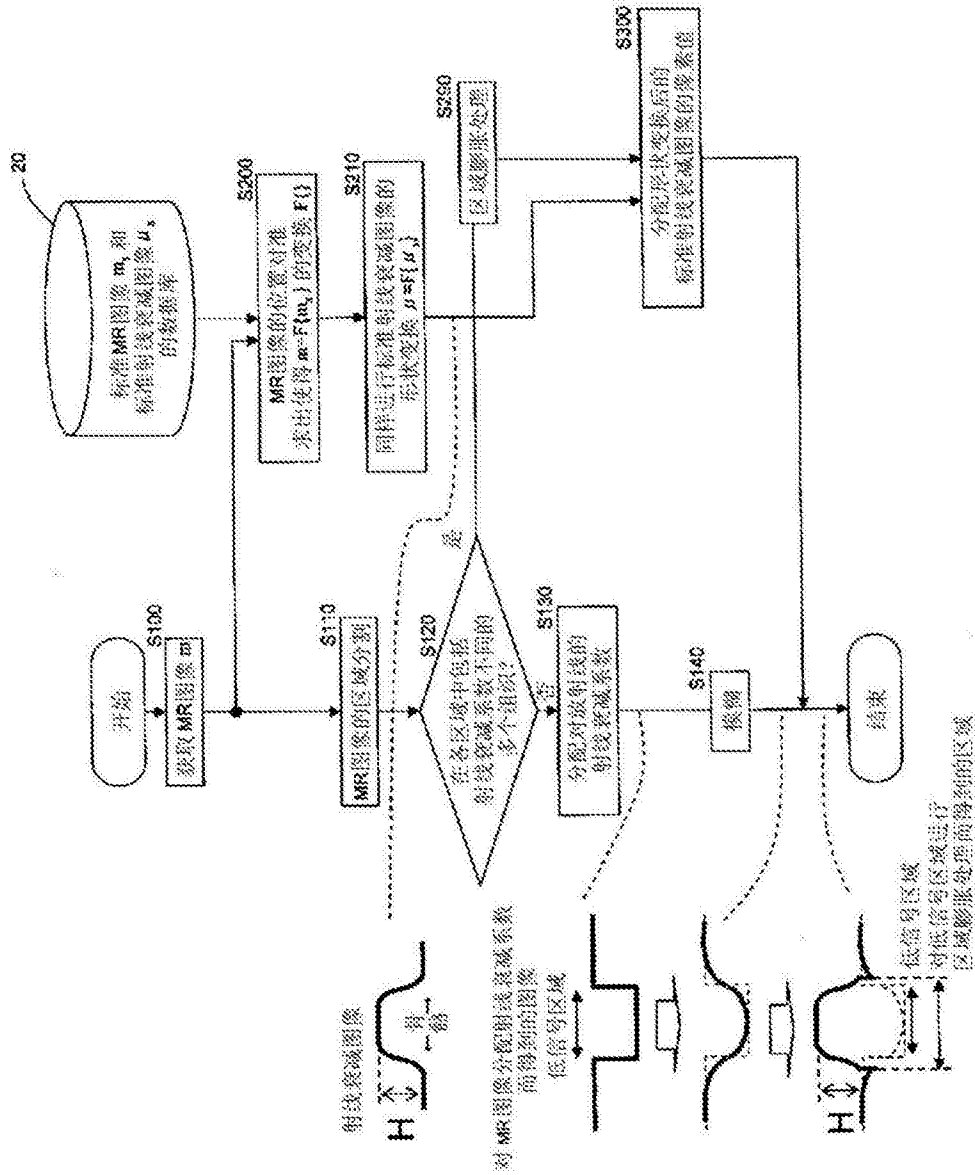


图8

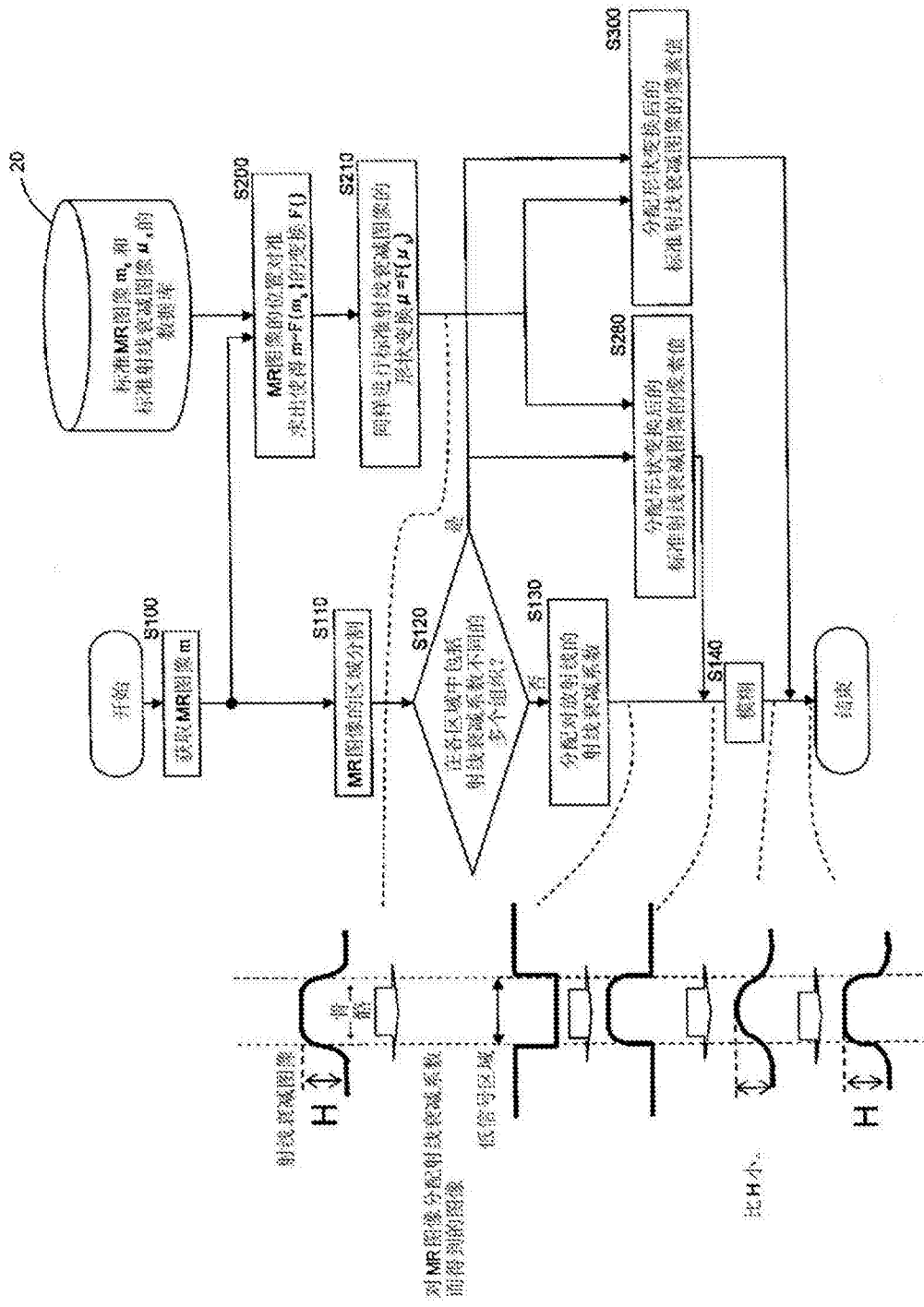


图9

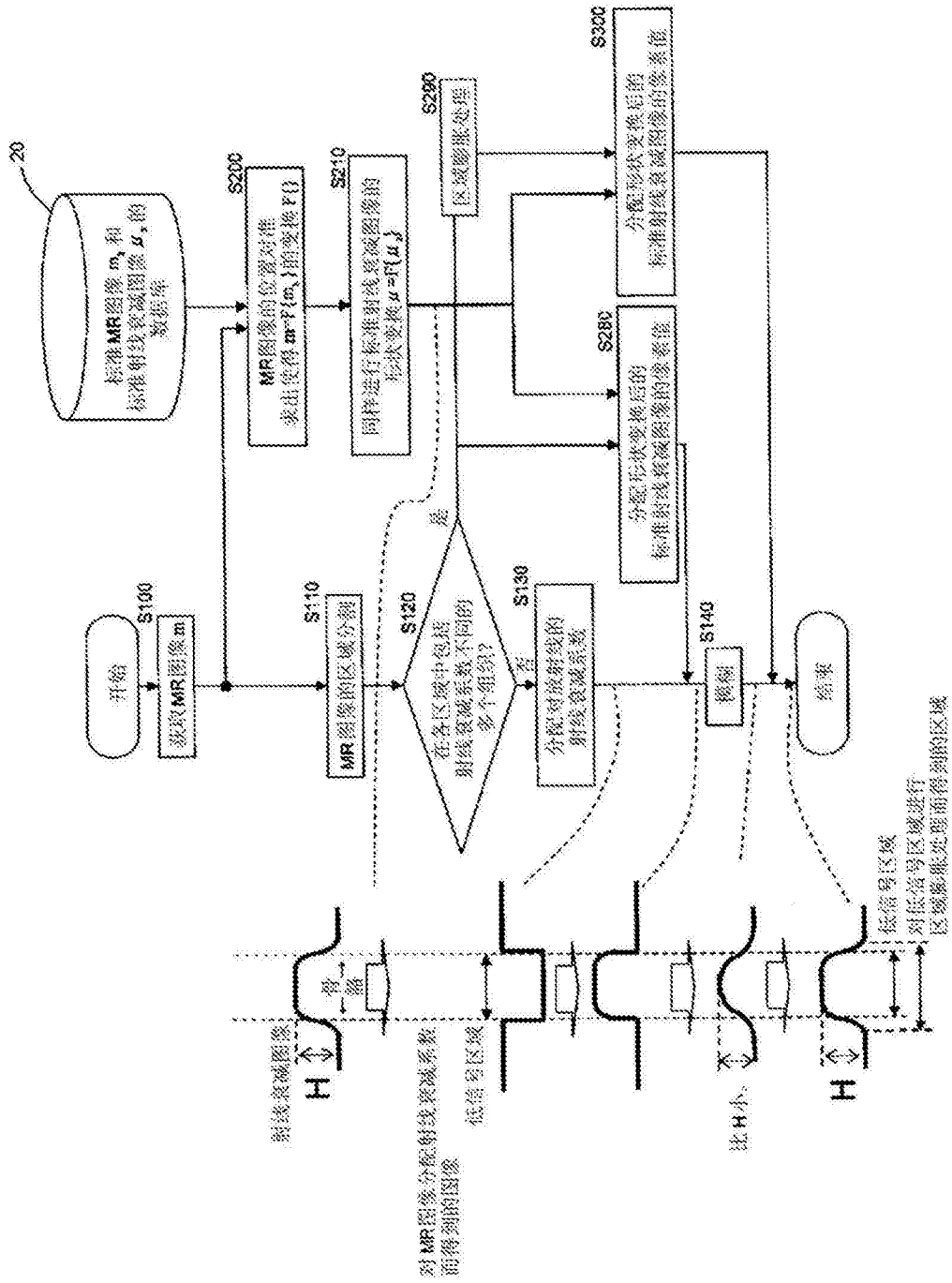


图10

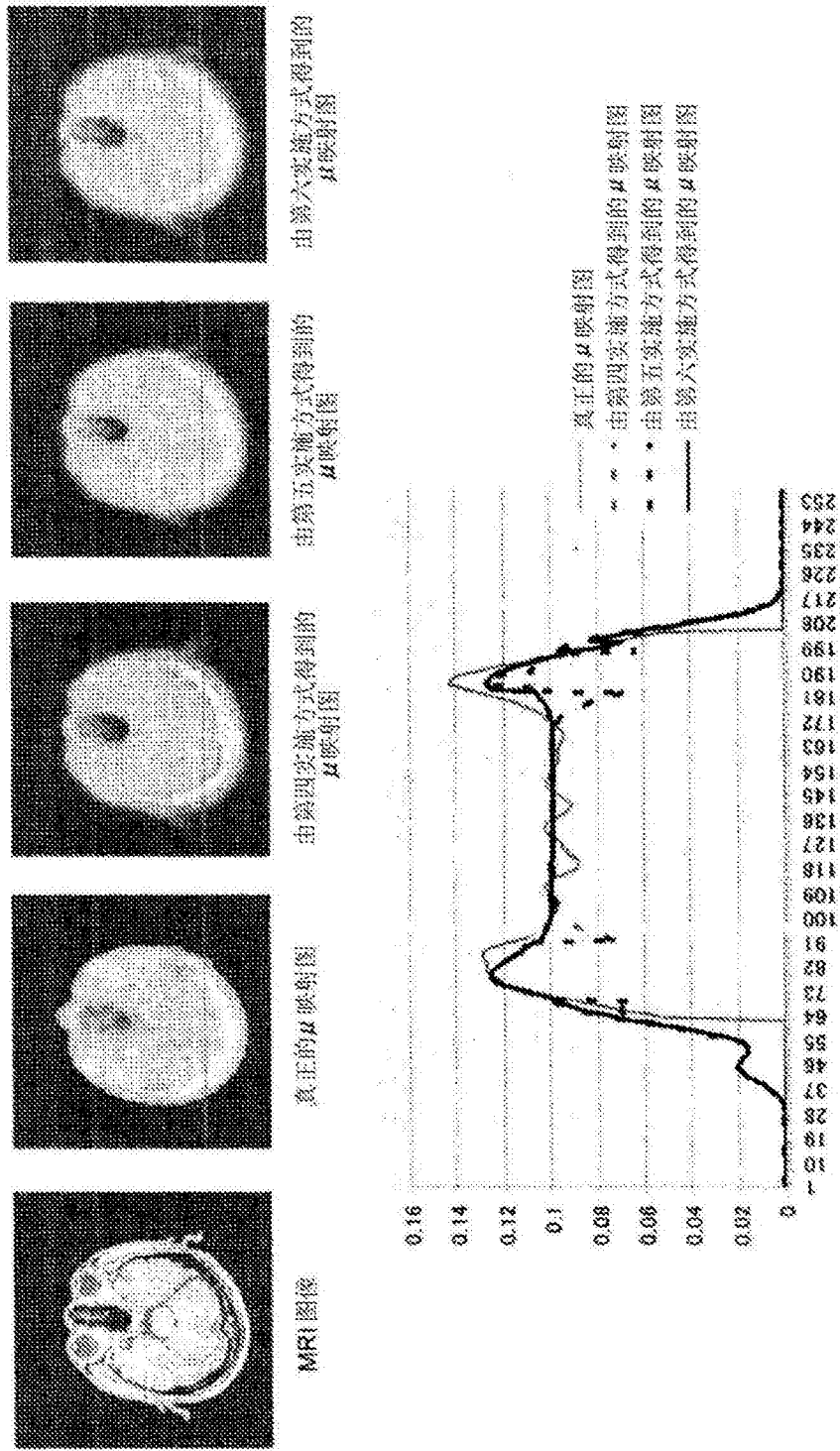


图11

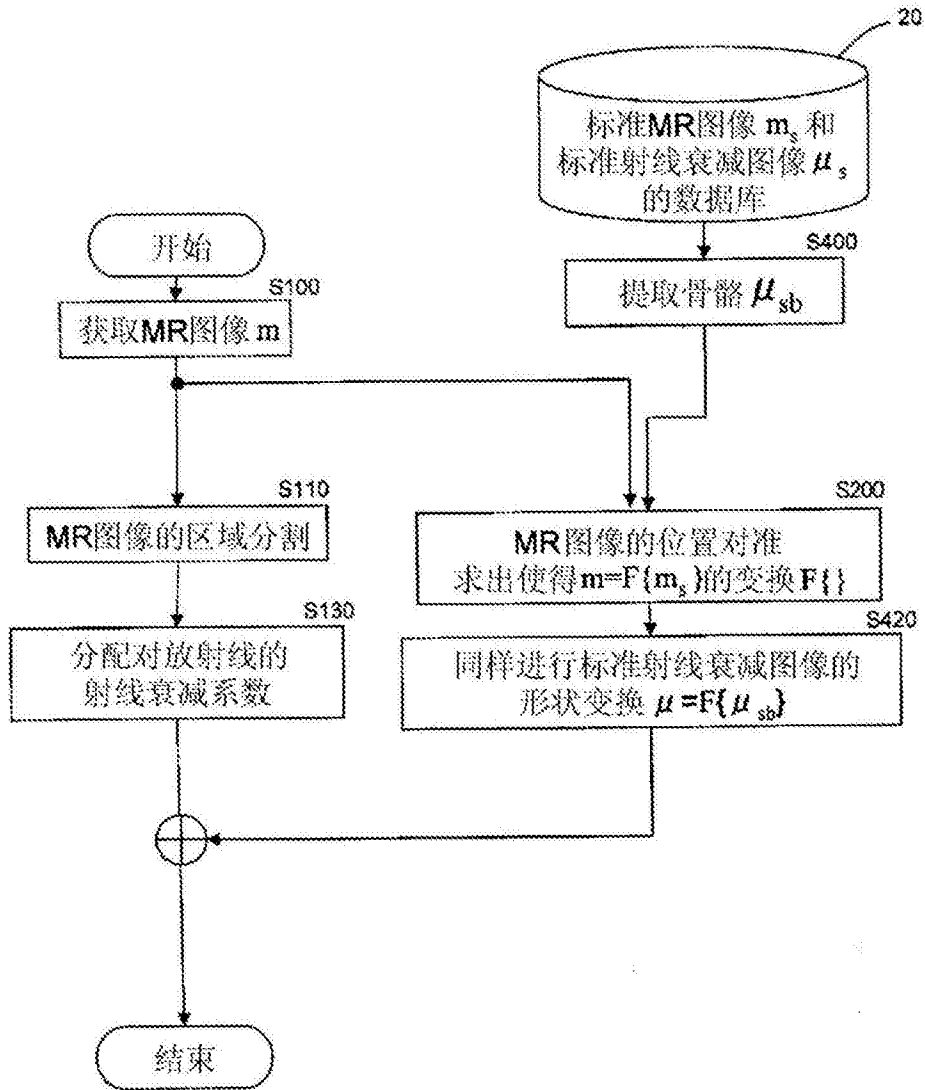


图12

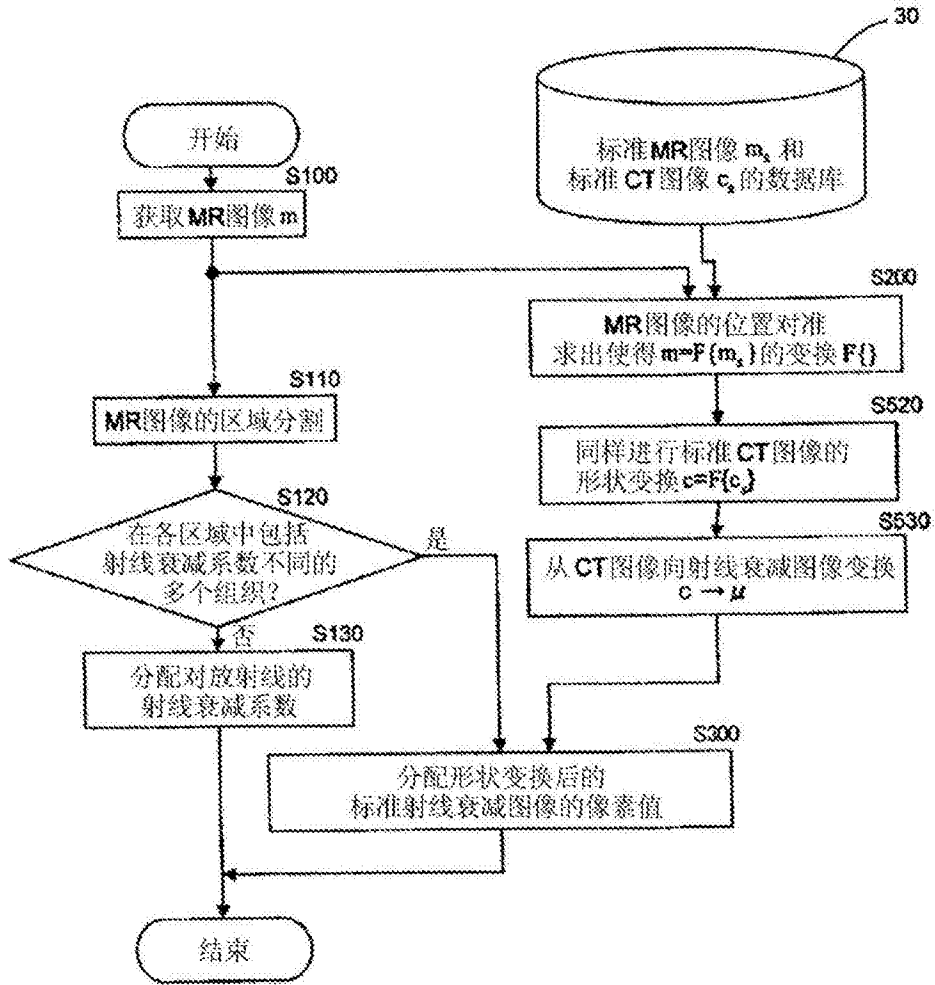


图13

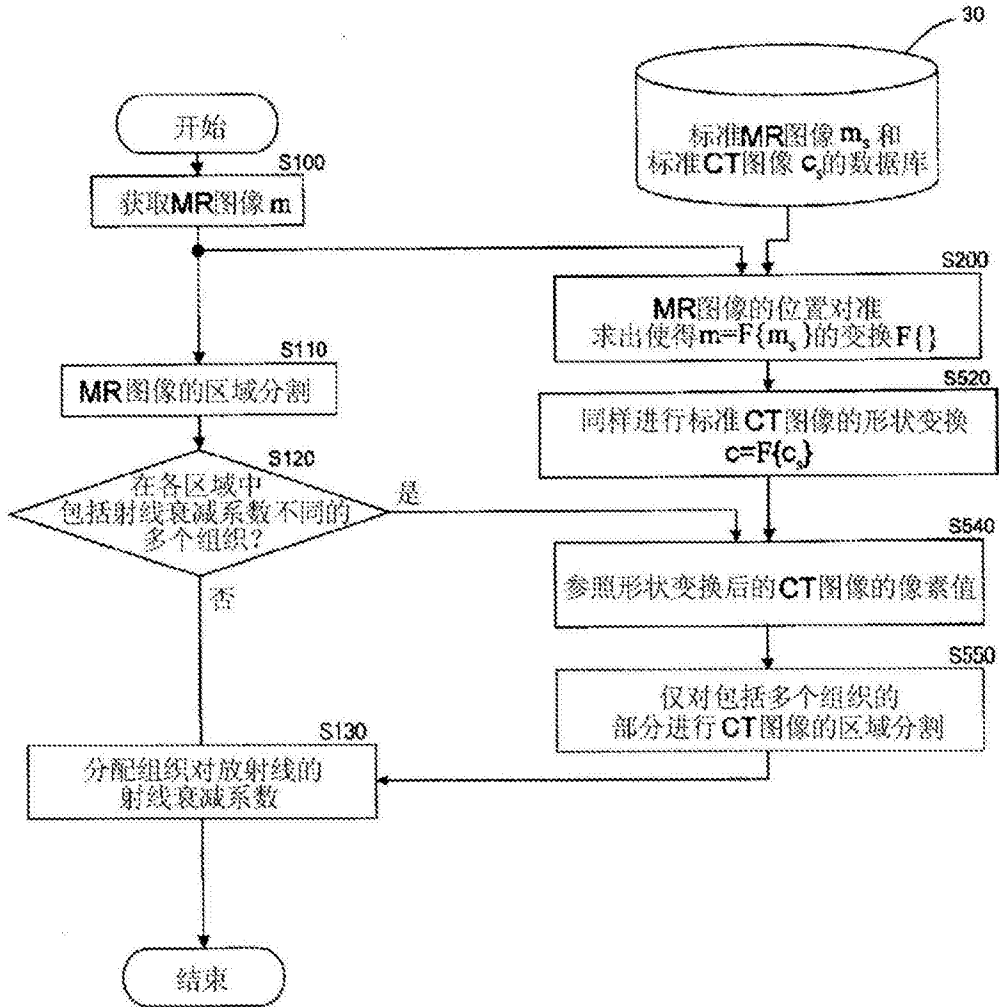


图14

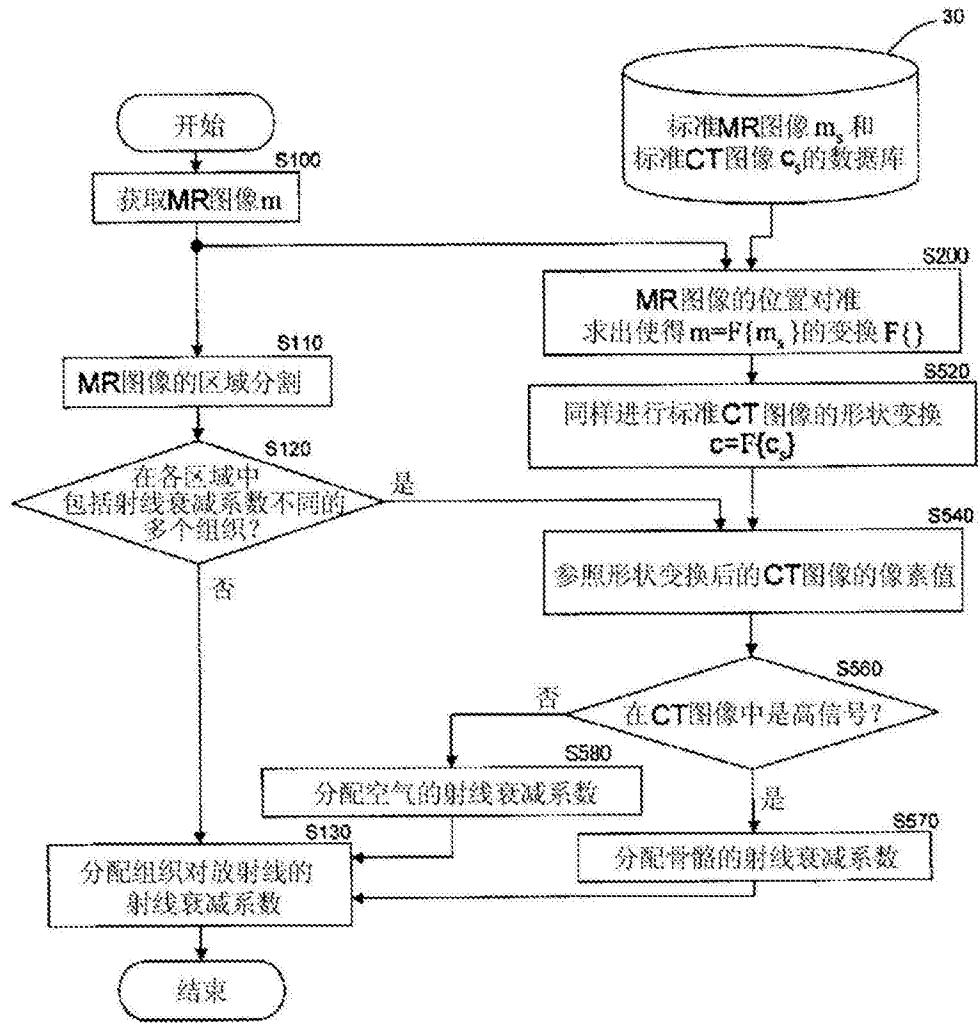
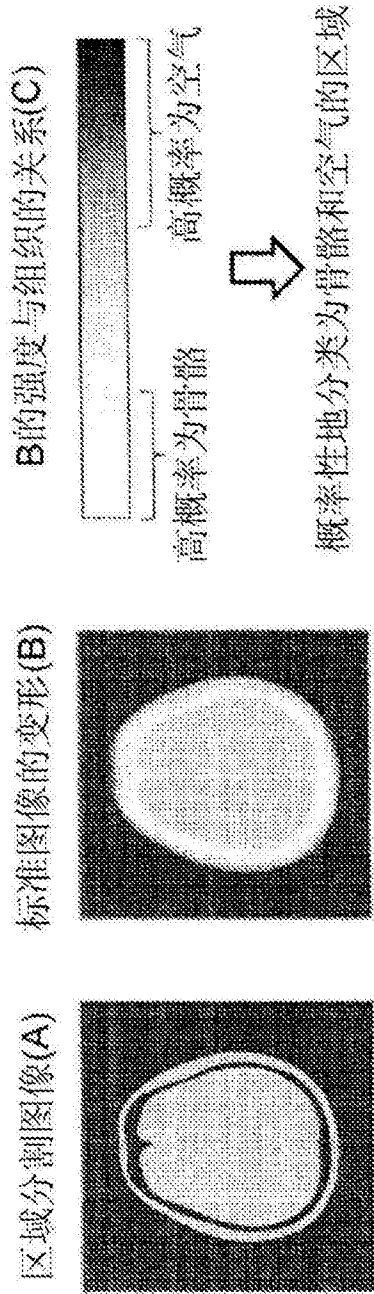


图15



对 A 的低信号区域的处理

替换为 B 的像素值
分配并替换衰减系数的代表值(C)

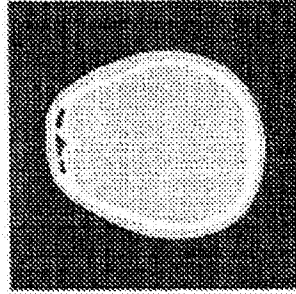
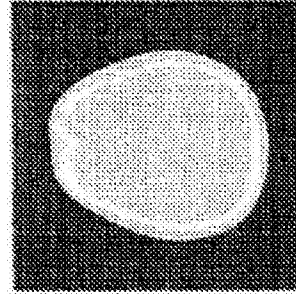


图16

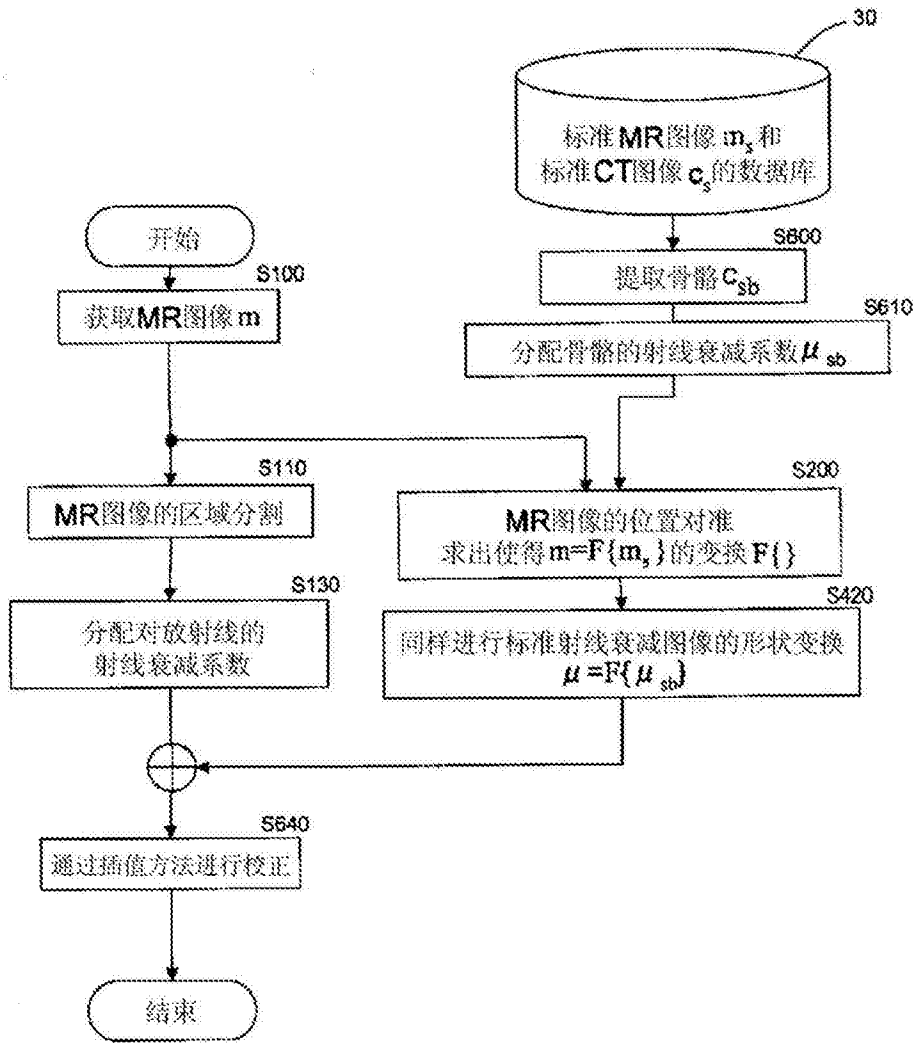


图17

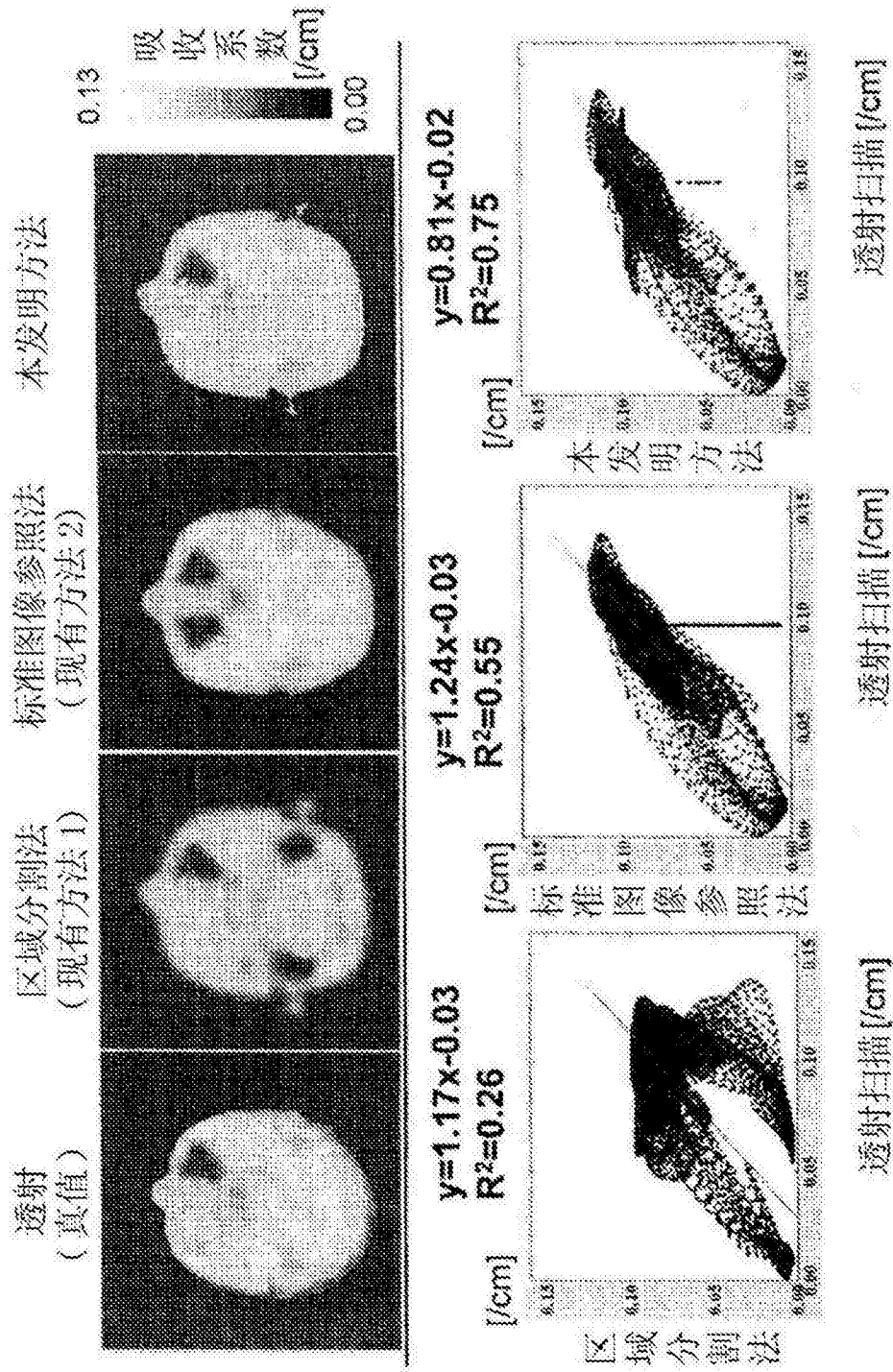


图18

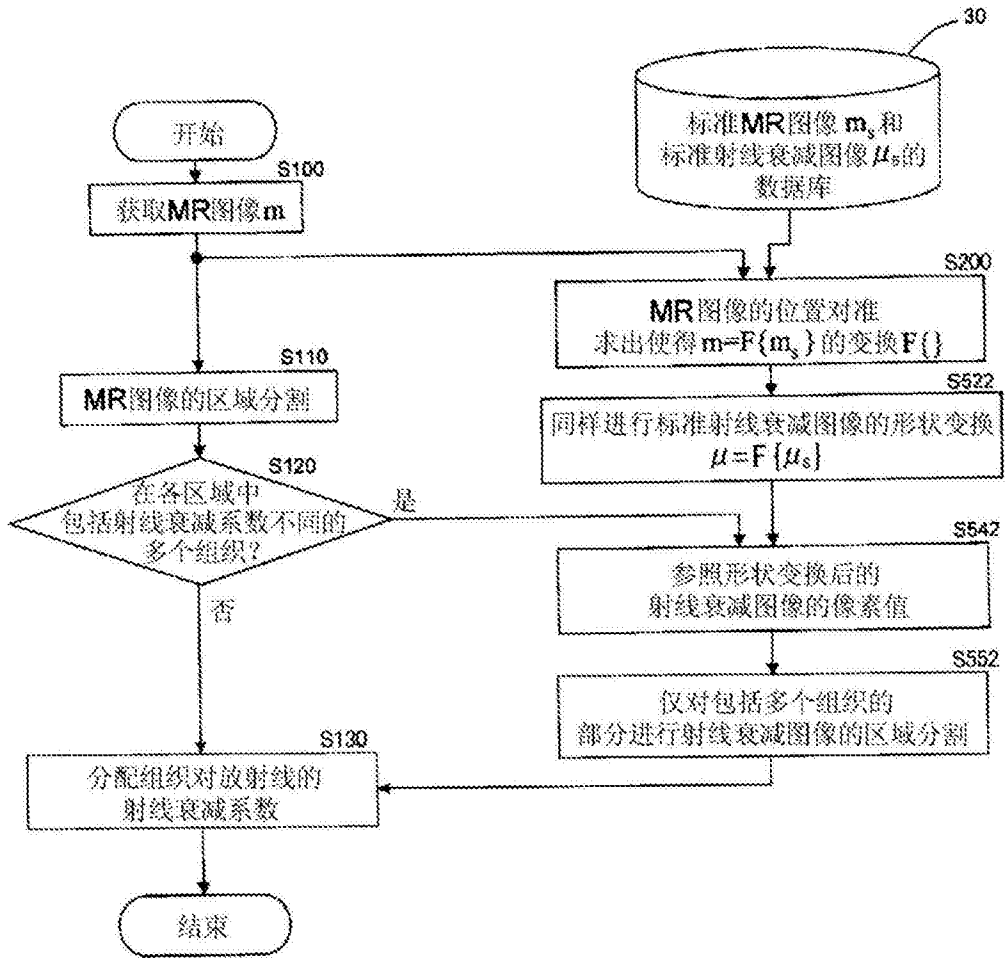


图19

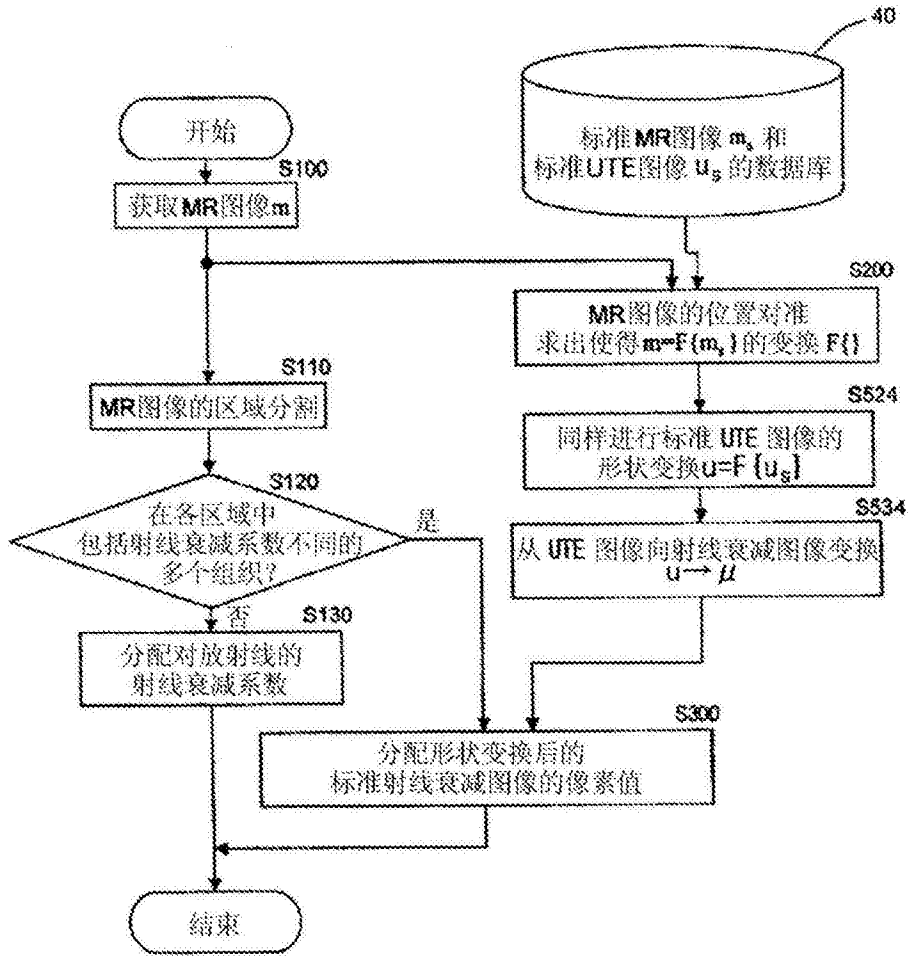


图20

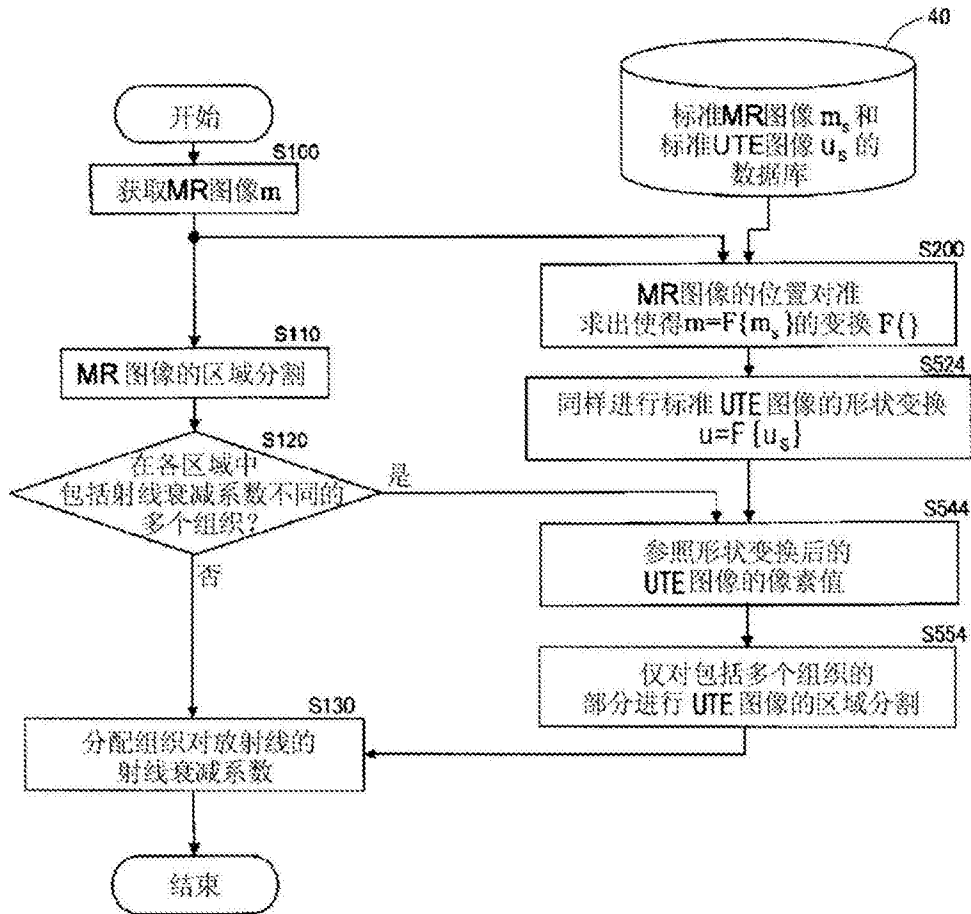


图21

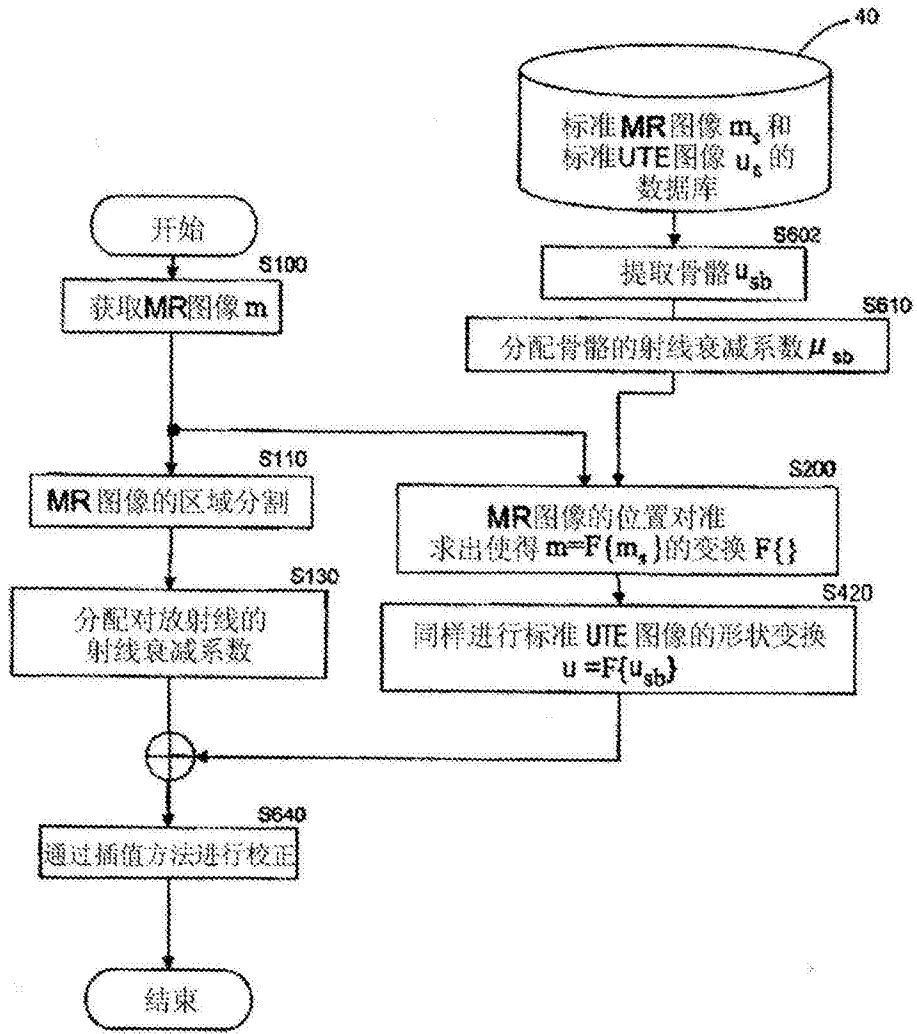


图22

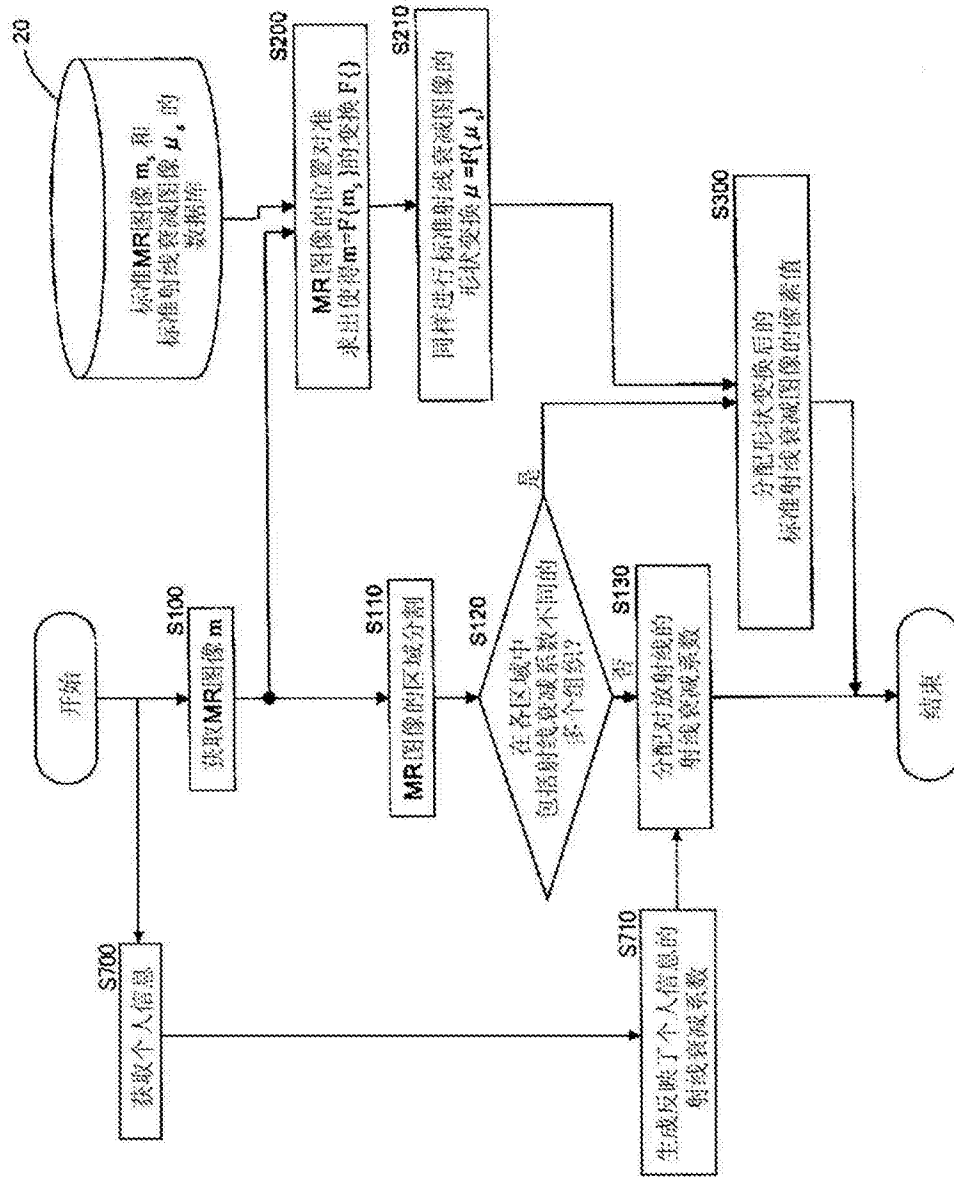


图23

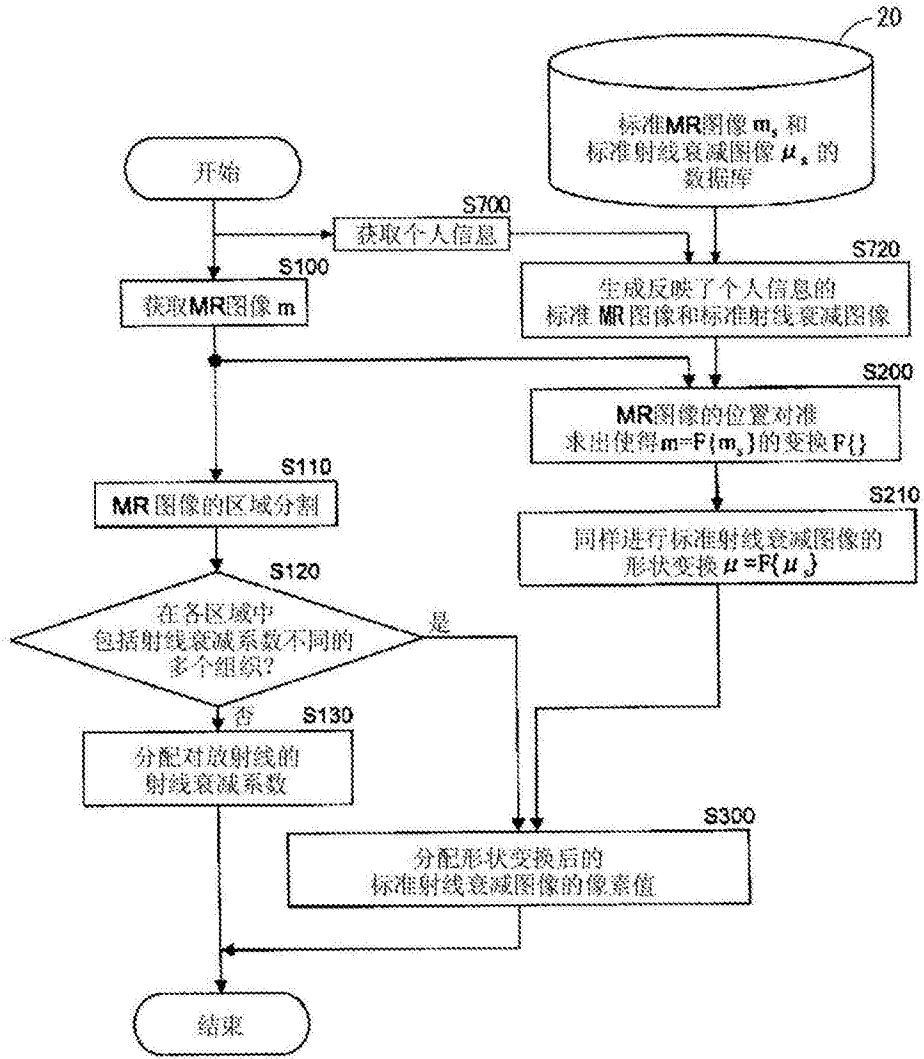


图24