



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103620437 B

(45)授权公告日 2017. 10. 27

(21)申请号 201280031636.1

(22)申请日 2012.06.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103620437 A

(43)申请公布日 2014.03.05

(30)优先权数据

11171444.0 2011.06.27 EP

61/636,103 2012.04.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.12.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/053050 2012.06.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/001399 EN 2013.01.03

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·F·弗兰克 M·A·梅尔茨内尔

V·舒尔茨 M·S·柯蒂斯

L·沃纳

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘瑜 王英

(51)Int.Cl.

G01R 33/48(2006.01)

G01R 33/561(2006.01)

G01R 33/56(2006.01)

A61B 6/00(2006.01)

A61B 6/04(2006.01)

A61N 5/00(2006.01)

(56)对比文件

EP 2221627 A1, 2010.08.25,

US 2009009167 A1, 2009.01.08, (续)

审查员 刘俊杰

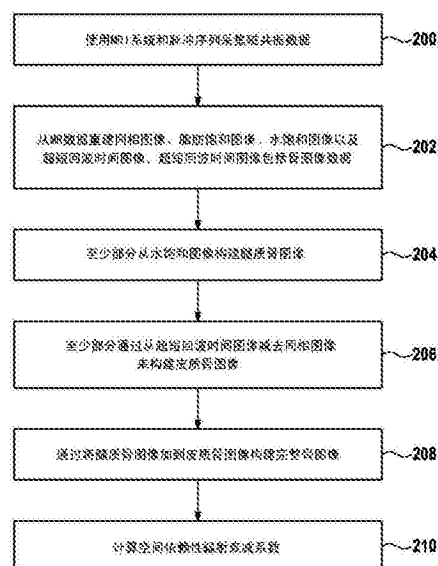
权利要求书3页 说明书14页 附图10页

(54)发明名称

使用具有FID和多梯度回波采集的超短回波时间脉冲序列以及水-脂肪分离处理的骨MRI

(57)摘要

一种医疗装置包括用于采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统,用于控制所述医疗装置的处理器以及包含机器可执行指令和脉冲序列的存储器。使用所述脉冲序列采集的所述磁共振数据包括自由感应衰变数据和多梯度回波数据。所述指令的执行令所述处理器使用所述磁共振成像系统按照所述脉冲序列采集所述磁共振数据;并且从所述磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像,其中,所述超短回波时间图像包括骨图像数据。



[转续页]

[接上页]

(56)对比文件

DU J等.Orientational analysis of the Achilles tendon and enthesis using an ultrashort echo time spectroscopic imaging sequence.《Magnetic Resonance Imaging,elsevier science》.2010,第28卷(第2期),

KANG WANG等.K-space water-fat decomposition with T2* estimation and multifrequency fat spectrum modeling for ultrashort echo time imaging.《Journal of Magnetic Resonance Imaging 》.2010,第31卷(第4期),

J.Rahmer等.Merging UTE Imaging, Water-Fat Separation,and T2*Mapping in a Single 3D MSK Scan.《Proceeding of the International Society for Magnetic resonance in Medicine,18th Scientific Meeting and Exhibiton》.2010,第18卷(第17期),

A J VAN DER KOUWE等.FLUSTER:Acombined multiecho radial/Cartesian encoded gradient echo sequence for bone and soft tissue segmentation.《Proceedings of the International society for Magnetic resonance in medicine,17th Scientific meeting and Exhibiton》.2009,第17卷(第4期),

JOHANSSON ADAM等.CT substitute

derived from MRI sequences with ultrashort echo time.《Medical physics》.2011,第38卷(第5期),

JuRGEN RAHMER等.Selective 3D ultrashort TE imaging:comparison of dual-echo acquisition and magnetization preparation for improving short-T2 contrast.《Magnetic resonance materials in Physics,biology and medicine》.2007,第20卷(第2期),

KEEREMAN V等.Estimation of attenuation maps from UTE derived R2 images.《International society for magnetic resonance in medicine》.2009,第17卷(第18期),

VINCENT KEEREMAN等.MR-based attenuation Echo time(UTE) sequence.《Nuclear science symposium conference record》.2008,

MATTHIAS HOFMANN等.Towards quantitative PET/MRI:A review of MR-based attenuation correction techniques.《European Journal of Nuclear medicine and molecular imaging》.2008,第36卷(第1期),

ETHAN K等.Generalized K-space decomposition with chemical shift correction for non-Cartesian water-fat imaging.《Magnetic resonance in medicine》.2008,第59卷(第5期),

1. 一种医疗装置,包括:

采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统;

用于控制所述医疗装置的处理器;以及

包含脉冲序列的存储器,其中,使用所述脉冲序列采集的磁共振数据包括自由感应衰减数据和多梯度回波数据,

其中,所述处理器被配置成使用所述磁共振成像系统按照所述脉冲序列采集所述磁共振数据;从所述磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像,其中,所述超短回波时间图像包括骨图像数据;从所述水饱和图像构建髓质骨图像;通过从所述超短回波时间图像减去所述同相图像来构建皮质骨图像;通过将所述髓质骨图像加到所述皮质骨图像来构建完整骨图像;并且使用检索自所述完整骨图像、所述脂肪饱和图像、所述同相图像以及所述超短回波时间图像的解剖结构信息计算空间依赖性辐射衰减系数。

2. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述超短回波时间图像用于区分骨和空气,其中,所述同相图像用于图像分割,且其中,所述脂肪饱和图像用于图像分割。

3. 根据权利要求2所述的医疗装置,其中,所述处理器被进一步配置成在图形用户接口上显示所述脂肪饱和图像、所述同相图像、所述完整骨图像以及所述超短回波时间图像;并且从所述图形用户接口接收放射治疗规划数据。

4. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述处理器被进一步配置成利用放射治疗规划程序模块,使用所述脂肪饱和图像、所述同相图像、所述超短回波时间图像、所述完整骨图像、所述空间依赖性辐射衰减系数以及处置计划,生成放射治疗规划数据。

5. 根据权利要求4所述的医疗装置,其中,所述医疗装置还包括放射治疗系统,并且

其中,所述处理器被进一步配置成使用所述放射治疗规划数据生成放射治疗控制命令;并且利用所述放射治疗系统通过执行所述放射治疗控制命令来处置受检者。

6. 根据权利要求5所述的医疗装置,其中,所述放射治疗系统是如下中任意一种:线性加速器、伽马刀、带电粒子治疗系统、质子治疗系统、X射线治疗系统、外放射系统以及短程放射治疗系统。

7. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述处理器被进一步配置成接收放射性同位素成像数据,并且使用所述放射性同位素图像数据和所述空间依赖性辐射衰减系数计算医疗图像。

8. 根据权利要求7所述的医疗装置,其中,所述医疗装置还包括用于采集所述放射性同位素成像数据的放射性同位素成像系统,其中,所述放射性同位素成像系统是如下中的任意一种:正电子发射断层摄影系统和单光子发射计算机断层摄影系统,并且

其中,所述处理器被进一步配置成使用所述放射性同位素成像系统采集所述放射性同位素成像数据。

9. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述处理器被进一步配置成从所述磁共振数据重建反相图像。

10. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中,所述处理器被进一步配置成重建多幅回波图像,其中,所述同相图像、所述脂肪饱和图像、所述水饱和图像以及所述超短回波时间图像是使用Dixon信号模型从所述多幅回波图像重建的。

11. 根据权利要求1所述的医疗装置, 其中, 所述处理器被进一步配置成基于所述皮质骨图像构建数字重建的射线照片图像。

12. 根据权利要求11所述的医疗装置, 其中, 所述数字重建的射线照片图像用于与支撑物定位系统的2维患者匹配。

13. 一种操作医疗装置的方法, 其中, 所述医疗装置包括用于采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统, 其中, 所述方法包括如下步骤:

使用所述磁共振成像系统采集所述磁共振数据, 其中, 采集的所述磁共振数据包括自由感应衰变数据和多梯度回波数据; 并且

从所述磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像, 其中, 所述超短回波时间图像包括骨图像数据;

从所述水饱和图像构建髓质骨图像;

通过从所述超短回波时间图像减去所述同相图像来构建皮质骨图像; 并且

通过将所述髓质骨图像加到所述皮质骨图像来构建完整骨图像;

使用检索自所述完整骨图像、所述脂肪饱和图像、所述同相图像以及所述超短回波时间图像的解剖结构信息计算空间依赖性辐射衰减系数。

14. 根据权利要求13所述的方法, 还包括:

基于所述超短回波时间图像的2维投影构建数字重建的射线照片图像。

15. 根据权利要求14所述的方法, 还包括:

基于所述数字重建的射线照片图像在2维中匹配患者位置与放射治疗系统中的支撑物定位系统。

16. 根据权利要求15所述的方法, 还包括:

通过从所述超短回波时间图像减去所述同相图像来构建皮质骨图像; 并且

其中, 所述皮质骨图像用于配准所述图像。

17. 一种用于控制医疗装置的系统, 其中, 所述医疗装置包括用于采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统, 其中, 使用脉冲序列采集的磁共振数据包括自由感应衰变数据和多梯度回波数据, 所述系统包括:

控制模块, 其被配置成使用所述磁共振成像系统采集所述磁共振数据;

图像重建模块, 其被配置成从所述磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像, 其中, 所述超短回波时间图像包括骨图像数据;

图像操纵模块, 其被配置成从所述水饱和图像构建髓质骨图像; 通过从所述超短回波时间图像减去所述同相图像来构建皮质骨图像; 并且通过将所述髓质骨图像加到所述皮质骨图像来构建完整骨图像; 以及

辐射衰减系数计算模块, 其被配置成使用检索自所述完整骨图像、所述脂肪饱和图像、所述同相图像以及所述超短回波时间图像的解剖结构信息计算空间依赖性辐射衰减系数。

18. 一种用于医疗装置的控制器, 其中, 所述医疗装置包括用于采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统, 其中, 所述控制器被配置为使用所述磁共振成像系统采集所述磁共振数据, 其中, 所述控制器被布置为使用脉冲序列在所述磁共振数据的采集期间控制所述磁共振成像系统的操作, 其中, 使用所述脉冲序列采集的磁共振数据包括自由感应衰变数据和多梯度回波数据; 从所述磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像

以及超短回波时间图像,其中,所述超短回波时间图像包括骨图像数据;从所述水饱和图像构建髓质骨图像;通过从所述超短回波时间图像减去所述同相图像来构建皮质骨图像;通过将所述髓质骨图像加到所述皮质骨图像来构建完整骨图像;并且使用检索自所述完整骨图像、所述脂肪饱和图像、所述同相图像以及所述超短回波时间图像的解剖结构信息计算空间依赖性辐射衰减系数。

使用具有FID和多梯度回波采集的超短回波时间脉冲序列以及水-脂肪分离处理的骨MRI

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,具体而言涉及将磁共振成像用于放射治疗规划。

背景技术

[0002] 能够分离组织、骨骼和空气的磁共振(MR)图像对于其中MR与诸如正电子发射断层摄影(PET)和单光子发射计算机断层摄影(SPECT)的辐射成像技术相组合,并且与诸如磁共振-放射治疗模拟的放射治疗规划技术相组合使用的所有应用而言都是有益的。与CT中所使用的亨斯菲尔德单位不同,MR图像强度与组织密度之间不存在简单关系。例如,使用常规MR序列、充满皮质骨和空气的腔都显示不出信号强度,然而他们的密度却大不相同。最终,在应将MR采集时间保持在最小值的同时,在MR图像中可靠地识别额外的组织类型的能力将是有益的。

[0003] Johansson等人的文章《CT derived from MRI sequences with ultrashort echo time》(Med.Phys.38(5),2011年)描述了从具有超短回波时间的MRI序列逐个体素推导替代CT。接着能够将替代CT用于生成衰减图。Rahmer等人的文章《Merging UTE imaging, water-fat separation and T_2^* mapping in a single 3D MSK scan》(proceedings of ISMRM2010,第3224页)涉及3D多回波技术,其允许生成包含短 T_2^* 成分的水-脂肪分离图像。Rahmer等人的文章《Selective 3D ultrashort TE imaging: comparison of “dual-echo” acquisition and magnetization preparation for improving short T_2 contrast》(Magn Reson Mater Phy20(第83-92页),2007年)涉及选择性3D超短TE成像,并比较了“双回波”采集和磁化准备,以改善短 T_2 对比。

发明内容

[0004] 本发明的实施例可以提供使用磁共振成像识别受检者体内不同组织类型的手段。实施例可以通过使用包括采集自由感应衰变数据和多梯度回波的命令的脉冲序列来实现这一目的。自由感应衰变数据是在几毫秒的时间尺度上采集的。这样能够采集来自骨组织的自由感应衰变数据。还采集来自多梯度回波的数据。推荐采集自由感应衰变数据和多梯度回波数据允许构建各种图像:同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像。使用可以用于重建这些不同图像的脉冲序列可以是有益的,因为提供了对于放射治疗规划和/或从放射性同位素成像系统重建图像所需的所有图像数据。使用这样的脉冲序列也可以是有益的,因为这可以减少采集图像所需的时间。

[0005] 本发明的实施例可以提供用于磁共振成像的脉冲序列,其组合了超短回波时间(UTE)脉冲序列的特征和DIXON采集。例如,脉冲序列可以是在单次采集中组合UTE和DIXON采集的UTE三回波(UTILE)MR序列。可以使用一种脉冲序列实现这一范例,该脉冲序列在时间TE1对短回波时间处的快速感应衰变(FID)采样,随后是时间TE2和TE3处的两个梯度回波。可以任选地调节回波时间TE2和TE3,使得水和脂肪分别几乎反相和同相。

[0006] 在潜在通过阈值处理掩盖出空气区域之后,通过经验确定的全局阈值根据回波一(M1)和回波三(M3)的大小信息之间的计算出的相对差分割皮质骨。可以使用所有三个回波的大小和展开的相位信息,通过应用三点Dixon信号建模技术,实现软组织和脂肪组织的分解。这一单次采集可以提供高达5组图像:

[0007] 1、骨的图像

[0008] 2、仅水图像(即脂肪饱和图像)

[0009] 3、仅脂肪图像(即水饱和图像)

[0010] 4、同相图像

[0011] 5、反相图像

[0012] 本文使用的“计算机可读存储介质”涵盖任何有形的存储介质,其可以存储可由计算设备的处理器执行的指令。可以将计算机可读存储介质称为计算机可读非暂态存储介质。也可以将计算机可读存储介质称为有形的计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质也可以能够存储能够由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储介质的范例包括,但不限于:软盘、磁性硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘和处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩盘(CD)和数字多用盘(DVD),例如CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语计算机可读存储介质还指能够由计算机设备经由网络或通信链路访问的各种类型的记录介质。例如,可以通过调制解调器、通过因特网或通过局域网检索数据。应当将对计算机可读存储介质的引述解释为可能是多个计算机可读存储介质。可以在不同位置存储一个或多个程序的各个可执行部分。计算机可读存储介质例如可以是同一计算机系统之内的多个计算机可读存储介质。计算机可读存储介质也可以是分布于多个计算机系统或计算设备之间的计算机可读存储介质。

[0013] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是处理器可以直接访问的任何存储器。计算机存储器的范例包括,但不限于RAM存储器、寄存器和寄存器文件。应当将对“计算机存储器”或“存储器”的引述解释为可能是多个存储器。存储器例如可以是同一计算机系统之内的多个存储器。存储器也可以是分布于多个计算机系统或计算设备之间的多个存储器。

[0014] “计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储设备是任何非易失性计算机可读存储介质。计算机存储设备的范例包括,但不限于:硬盘驱动器、USB拇指驱动器、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM和固态硬盘驱动器。在一些实施例中,计算机存储设备也可以是计算机存储器或反之亦然。应当将对“计算机存储设备”或“存储设备”的引述解释为可能是多个存储设备。存储设备例如可以是同一计算机系统或计算设备之内的多个存储设备。存储设备也可以是分布于多个计算机系统或计算设备之间的多个存储设备。

[0015] 本文使用的“处理器”涵盖能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。应当将包括“处理器”的计算设备的引述解释为可能包含超过一个处理器或处理内核。处理器例如可以是多核处理器。处理器也可以指单个计算机系统之内的或分布于多个计算机系统之间的处理器的集合。也应将术语计算设备解释为可能指计算设备的集合或网络,其中每个计算设备都包括一个或多个处理器。许多程序的指令是由多个处理器执行的,所述多个处理器

可以在同一计算设备之内或者甚至可以分布在多个计算设备上。

[0016] 本文使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统交互的接口。“用户接口”也可以称为“人类接口设备”。用户接口可以向操作者提供信息或数据,和/或从操作者接收信息或数据。用户接口可以使来自操作者的输入能够被计算机接收,并可以从计算机向用户提供输出。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,且该接口可以允许计算机指出操作者的控制或操纵的效果。在显示器或图形用户接口上显示数据或信息是向操作者提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏板、网络摄像头、头戴送受话器、变速杆、方向盘、踏板、有线手套、舞蹈板、遥控器以及加速度计接收数据都是实现从操作者接收信息或数据的用户接口部件的范例。

[0017] 本文使用的“硬件接口”涵盖了使计算机系统的处理器能够与外部计算设备和/或装置交互,和/或控制外部计算设备和/或装置的接口。硬件接口可以允许处理器向外部计算设备和/或装置发送控制信号或指令。硬件接口还可以使处理器能够与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括,但不限于:通用串行总线、IEEE1394端口、并行端口、IEEE1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口以及数字输入接口。

[0018] 本文使用的“显示器”或“显示设备”涵盖适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、听觉和/或触觉数据。显示器的范例包括,但不限于:计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸张、矢量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子体显示板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪以及头戴显示器。

[0019] 本文将放射性同位素成像数据定义为使用被配置成检测放射性同位素的放射性衰变的医疗成像扫描器采集的二维或三维数据。本文将放射性同位素成像系统定义为适于采集关于患者物理结构的信息并通过检测患者体内的放射性标记物或迹线发射的辐射来构建二维或三维医疗图像数据集的装置。放射性同位素成像数据能够用于构建医师的诊断有用的可视化。能够使用计算机执行这种可视化。

[0020] 本文将磁共振(MR)数据定义为磁共振成像扫描期间由磁共振装置的天线记录的原子自旋发射的射频信号的测量结果。本文将磁共振成像(MRI)图像定义为磁共振成像数据之内包含的解剖数据的重建的二维或三维可视化。能够使用计算机执行这种可视化。

[0021] 在一个方面中,本发明提供了一种医疗装置,其包括采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统。所述医疗装置还包括用于控制所述医疗装置的处理器。所述处理器可以由控制器或控制系统代替。所述医疗装置还包括存储器,所述存储器包含机器可执行指令和脉冲序列。所述机器可执行指令可以令所述处理器控制所述磁共振成像系统。本文使用的脉冲序列由根据时间执行的一组指令或操作涵盖,所述一组指令或操作可以一起用于控制或生成用于控制磁共振成像系统以采集磁共振数据的命令。所述脉冲序列可以是机器可执行形式,或者它可以是图形的形式,该图形的形式适于由操作者在图形用户接口上操纵或改变。如果是图形的形式,可以通过适当的程序或程序模块将所述脉冲序列转换成机器可执行形式。

[0022] 使用所述脉冲序列采集的磁共振数据包括自由感应衰变数据和多梯度回波数据。

本文使用的自由感应衰变数据涵盖采集磁共振数据期间测量的自由感应衰变曲线的测量结果。所述自由感应衰变数据例如可以是在特性时间常数 T_2 或 T_2^* 中衰变的自由感应衰变。回波信号是使用双极切换的磁场梯度从自由感应衰变生成的信号。当磁场梯度反转时会产生回波。本文使用的梯度回波数据涵盖这种回波信号的测量记录。本文使用的多梯度回波数据涵盖多个回波信号的记录。

[0023] 所述指令的执行令所述处理器根据所述脉冲序列使用磁共振成像系统采集磁共振数据。亦即,脉冲序列命令或控制序列控制用于控制磁共振成像系统以采集磁共振数据。所述指令的执行令所述处理器从磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像。超短回波时间图像包括骨图像数据。本文使用的同相图像涵盖从磁共振数据重建的图像,其包括 T_1 和常规质子加权图像。

[0024] 本文使用的脂肪饱和图像涵盖这样的图像:其中在图像采集之前脂肪质子被饱和,使得仅有少量来自脂肪质子的核磁共振信号。脂肪饱和图像通常用于示出水质子的浓度或位置,而脂肪质子被消除。类似地,本文使用的水饱和图像涵盖了从这样的磁共振数据重建的图像:其中在采集数据之前水质子被饱和,使得水质子或氢质子产生少量的核磁共振信号。水饱和图像通常用于示出脂肪或脂肪组织的位置。本文使用的超短回波时间图像涵盖从自由感应衰变数据重建的图像,其中自由感应衰变发生于极短的时间尺度上。自由感应衰变可以具有约几个毫秒的时间常数。超短回波时间能够对具有极小的自由感应衰变值的组织(例如肌腱或骨)进行成像。本文使用的骨图像数据涵盖包含自由感应衰变数据的磁共振数据,所述自由感应衰变数据描述受检者体内骨的定位和位置。

[0025] 本实施例可以具有如下优点:使用单个脉冲序列采集了同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像。这可以意味着,所有这些图像都具有相同的位置关系,并且能够用于更准确地重建受检者的几何结构或内部解剖结构。此外,由于所有这些图像都是同时采集的,减少了采集时间。

[0026] 例如,可以使用Dixon方法重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像的重建。例如,可以使用两点Dixon方法重建图像。

[0027] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器从水饱和图像构建髓质骨图像。在一些实施例中,可以通过适当的解剖模型从髓质骨图像去除水饱和图像中成像的脂肪。例如,可以将可变形的形状模型拟合到髓质骨图像中识别的髓质骨并用于移除脂肪或脂肪组织。所述指令的执行还令所述处理器通过从超短回波时间图像减去同相图像来构建皮质骨图像。本文使用的髓质骨指代示出髓质骨位置的图像。髓质骨与脊柱骨或松质骨同义。皮质骨是骨的坚硬外层,也可以称为密质骨组织。所述指令的执行还令所述处理器通过将髓质骨图像加到皮质骨图像来构建完整骨图像。本发明的本实施例可以具有如下优点:将磁共振成像系统用于构建受检者体内骨组织的图像。这可以用于研究骨组织或其可以用于治疗规划中。

[0028] 在另一实施例中,所述指令的执行令所述处理器使用所述完整骨图像、所述脂肪饱和图像、所述同相图像以及所述超短回波时间图像计算空间依赖性辐射衰减系数。例如,可以使用超短回波时间图像识别骨和气穴的位置,例如,可以使用超短回波时间相位识别气穴(例如受检者的窦)的位置。完整骨图像可以包含关于变化的骨密度的信息。皮质和髓质骨具有不同的密度。在计算空间依赖性辐射衰减系数时使用关于变化的骨密度的信息可

以允许更准确地确定空间依赖性辐射衰减系数。

[0029] 本实施例还可以具有如下优点:采集或构建的各种类型图像可以用于准确计算空间依赖性辐射衰减系数。例如,空间依赖性辐射衰减系数可以用于放射治疗规划或诊断放射学中,在所述诊断放射学中需要准确预测辐射的吸收,以用于诸如正电子发射断层摄影的成像。这些图像允许识别身体之内不同类型的组织或区域。这种解剖信息可以用于对受检者不同部分的辐射吸收准确建模。具体而言,同相图像可以用于将分割模型拟合到图像。在进一步细化空间依赖性辐射衰减系数的计算时,这可能是极有利的。

[0030] 在另一实施例中,所述超短回波时间图像用于区分骨和空气。所述同相图像用于图像分割。所述脂肪饱和图像也用于图像分割。

[0031] 所述指令的执行还令所述处理器在图形用户接口上显示脂肪饱和图像、同相图像、完整骨图像以及超短回波时间图像。所述指令的执行还令所述处理器从图形用户接口接收放射治疗规划数据。在一些实施例中,空间依赖性辐射系数与来自图形用户接口的输入一起用于计算放射治疗规划数据。本实施例可以特别有益,因为在图形用户接口上显示了操作者或医师规划放射疗程或治疗所需的数据。用户或操作者可以研究图像,之后使用鼠标或其他人类输入设备,以在图形用户接口上操纵形状并进行控制。之后可以将用户的输入转换成放射治疗规划数据。本实施例可以特别有益,因为同时呈现并采集了执行放射治疗所需的数据。这可以导致能够执行放射治疗规划的速度的提高。

[0032] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器使用放射治疗规划程序模块,使用脂肪饱和图像、同相图像以及超短回波时间图像、完整骨图像、空间依赖性辐射系数以及处置计划来生成放射治疗规划数据。本文使用的处置计划涵盖描述用于执行放射治疗的计划的数据文件。例如,处置计划可以包含描述患者或受检者以及待处置的受检者区域的解剖数据。放射治疗规划程序模块可以包含可执行代码,其能够解读处置计划并将其配准到脂肪饱和图像、同相图像以及超短回波时间图像中的至少一种。本实施例可以具有如下优点:该医疗装置能够采集磁共振数据,之后继续规划并执行患者或受检者的放射治疗。

[0033] 在另一实施例中,所述医疗装置还包括放射治疗系统。所述指令的执行还令所述处理器使用放射治疗规划数据生成放射治疗控制命令。所述指令的执行还令所述处理器利用放射治疗系统通过执行放射治疗控制命令来处置受检者。本文使用的放射治疗控制命令涵盖了控制放射治疗系统的机器可执行命令。

[0034] 在另一实施例中,放射治疗系统为线性加速器。

[0035] 在另一实施例中,放射治疗系统为伽马刀。

[0036] 在另一实施例中,放射治疗系统为带电粒子治疗系统。本文使用的带电粒子治疗系统是适于向受检者的目标区域射击诸如带电原子核或分子的带电粒子的系统。例如,可以将碳核或质子引导向受检者的目标区域。

[0037] 在另一实施例中,放射治疗系统为质子治疗系统。本文使用的质子治疗系统是适于向受检者目标区域射击诸如氢核的质子的治疗系统。

[0038] 在另一实施例中,放射治疗系统为X射线治疗系统。本文使用的X射线治疗系统涵盖用于在受检者目标区域中引导X射线以执行放射治疗的系统。

[0039] 在另一实施例中,放射治疗系统为外放射系统。本文使用的外放射系统涵盖用于向受检者目标区域引导外部辐射束的放射治疗系统。

[0040] 在另一实施例中,放射治疗系统为短程放射治疗系统。

[0041] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器接收放射性同位素成像数据。本文使用的放射性同位素成像数据涵盖通过检测同位素的放射性衰变而生成的数据。在对受检者或患者进行诊断成像时生成放射性同位素成像数据。

[0042] 所述指令的执行还令所述处理器使用放射性同位素图像数据和空间依赖性辐射衰减系数计算医疗图像。通过记录受检者体内检测到的放射性同位素衰变生成放射性同位素成像数据。获知空间依赖性辐射衰减系数允许更准确地确定放射性同位素的位置。能够通过使用这种辐射在受检者体内如何衰减的知识来更好预测所检测辐射的衰减。

[0043] 在另一实施例中,所述医疗装置还包括用于采集放射性同位素成像数据的放射性同位素成像系统。

[0044] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器使用放射性同位素成像系统采集放射性同位素成像数据。

[0045] 在另一实施例中,所述放射性同位素成像系统为正电子发射断层摄影系统。

[0046] 在另一实施例中,所述放射性同位素成像系统为单光子发射计算机断层摄影系统。

[0047] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器从磁共振数据重建反相图像。本文使用的反相图像涵盖具有来自两种不同成分的信号的图像,所述两种不同成分例如是相位相差180度的脂肪和水信号,其导致特定体素之内核磁共振信号的相消干扰。当对特定类型组织执行放射治疗规划时,本实施例可以是有益的。例如,在识别肝脏或肾上腺中的病灶时这可以是有益的。它还可以对于识别大脑中的各种病理性区域是有益的。在放射治疗规划期间反相图像可以在图形用户接口上显示,或者其可以例如用作放射治疗规划程序模块的输入。

[0048] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器重建多幅回波图像。回波图像是从梯度回波的记录的磁共振数据重建的图像。多幅回波图像是每幅均从多梯度回波的磁共振数据重建的多幅图像。同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像是使用Dixon信号模型从磁共振数据构建的。例如,Dixon信号模型可以是两点Dixon信号模型、三点Dixon信号模型或四点Dixon信号模型。本实施例可能是有利的,因为其提供了构建这些图像的有效且准确的手段。在一些实施例中三点Dixon信号模型可以用于从磁共振数据重建反相图像,同时还重建其他图像。

[0049] 在另一方面中,提供了一种操作医疗装置的方法。所述医疗装置包括用于采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统。所述方法包括使用磁共振成像系统采集磁共振数据的步骤。采集的磁共振数据包括自由感应衰变数据和多梯度回波数据。所述方法还包括从磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像的步骤。超短回波时间图像包括骨图像数据。

[0050] 在另一实施例中,所述方法还包括从水饱和图像构建髓质骨图像的步骤。所述方法还包括通过从超短回波时间图像减去同相图像而构建皮质骨图像的步骤。所述方法还包括通过将髓质骨图像加到皮质骨图像而构建完整骨图像的步骤。

[0051] 在另一实施例中,所述方法还包括使用所述完整骨图像、所述脂肪饱和图像、所述同相图像以及所述超短回波时间图像计算空间依赖性辐射衰减系数的步骤。

[0052] 在另一实施例中,所述超短回波时间图像用于区分骨和空气。同相图像用于图像分割。脂肪饱和图像也用于图像分割。

[0053] 在另一方面中,本发明提供了一种有形计算机可读存储介质,其包含由控制医疗装置的处理器执行的机器可读指令。所述医疗装置包括用于采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统。所述计算机可读存储介质还包含用于控制磁共振成像系统的脉冲序列。使用脉冲序列采集的磁共振数据包括自由感应衰变数据和多梯度回波数据。所述指令的执行令所述处理器使用磁共振成像系统采集磁共振数据。所述指令的执行还令所述处理器从磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像。超短回波时间图像包括骨图像数据。

[0054] 在另一实施例中,所述指令的执行还令所述处理器从水饱和图像构建髓质骨图像。所述指令的执行还令所述处理器通过从超短回波时间图像减去同相图像来构建皮质骨图像。所述指令的执行还令所述处理器通过将髓质骨图像加到皮质骨图像来构建完整骨图像。

[0055] 在另一方面中,本发明提供了一种用于医疗装置的控制器。本文使用的控制器涵盖适于控制其他系统或装置的电子装置。处理器或微控制器是控制器的两个非限制性范例。所述医疗装置包括用于采集来自成像体积的磁共振数据的磁共振成像系统。所述控制器被布置为使用磁共振成像系统采集磁共振数据。所述控制器被布置为在采集磁共振数据期间使用脉冲序列控制磁共振成像系统的运行。使用脉冲序列采集的磁共振数据包括自由感应衰变数据和多梯度回波数据。所述控制器还被布置为从磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像。超短回波时间图像包括骨图像数据。

[0056] 在另一实施例中,所述控制器还被布置为从水饱和图像构建髓质骨图像。所述控制器还被布置为通过从超短回波时间图像减去同相图像来构建皮质骨图像。所述控制器还被布置为通过将髓质骨图像加到皮质骨图像来构建完整骨图像。

附图说明

[0057] 在下文中将仅通过举例,并参考附图描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0058] 图1示出了流程图,其图示了根据本发明实施例的方法,

[0059] 图2示出了流程图,其图示了根据本发明另一实施例的方法,

[0060] 图3以时间图的形式图示了根据本发明实施例的脉冲序列,

[0061] 图4示出了皮质骨图像,

[0062] 图5示出了髓质骨图像,

[0063] 图6示出了完整骨图像,

[0064] 图7示出了脂肪饱和图像,

[0065] 图8示出了同相图像,

[0066] 图9示出了超短回波时间相位图像,

[0067] 图10示出了框图,其图示了根据本发明实施例的医疗装置,

[0068] 图11示出了框图,其图示了根据本发明另一实施例的医疗装置,并且

[0069] 图12示出了框图,其图示了根据本发明另一实施例的医疗装置。

[0070] 图13示出了包括数字重建的射线照片(DRR)的四个受检者的图像。

[0071]	附图标记列表
[0072]	300 脉冲序列
[0073]	302 RF
[0074]	304 读出梯度
[0075]	306 数据采集门
[0076]	308 核磁共振信号
[0077]	310 射频脉冲
[0078]	312 时间 T_{RF}
[0079]	314 自由感应衰变
[0080]	316 第一梯度回波
[0081]	318 第二梯度回波
[0082]	320 第一梯度脉冲
[0083]	322 第二梯度脉冲
[0084]	324 第三梯度脉冲
[0085]	326 TE_1
[0086]	328 TE_2
[0087]	330 TE_3
[0088]	332 TAQ1
[0089]	334 TAQ2
[0090]	336 TAQ3
[0091]	400 皮质骨图像
[0092]	402 皮质骨
[0093]	500 髓质骨图像
[0094]	502 髓质骨
[0095]	600 完整骨图像
[0096]	602 皮质骨加髓质骨
[0097]	700 脂肪饱和图像
[0098]	800 同相图像
[0099]	900 超短回波时间图像(相位)
[0100]	902 空气
[0101]	1000 医疗装置
[0102]	1002 磁共振成像系统
[0103]	1004 磁体
[0104]	1006 磁体的膛
[0105]	1008 成像区域
[0106]	1010 磁场梯度线圈
[0107]	1012 磁场梯度线圈电源
[0108]	1014 射频线圈
[0109]	1016 收发器

[0110]	1018	受检者
[0111]	1020	受检者支撑物
[0112]	1022	计算机
[0113]	1024	硬件接口
[0114]	1026	处理器
[0115]	1028	用户接口
[0116]	1030	计算机存储设备
[0117]	1032	计算机存储器
[0118]	1034	脉冲序列
[0119]	1036	磁共振数据
[0120]	1038	同相图像
[0121]	1040	脂肪饱和图像
[0122]	1042	水饱和图像
[0123]	1044	超短回波时间图像
[0124]	1046	反相图像
[0125]	1048	髓质骨图像
[0126]	1050	皮质骨图像
[0127]	1052	完整骨图像
[0128]	1054	空间依赖性辐射衰减系数
[0129]	1056	放射治疗规划数据
[0130]	1058	处置计划
[0131]	1060	控制模块
[0132]	1062	图像重建模块
[0133]	1064	图像操纵模块
[0134]	1066	三点Dixon信号模型
[0135]	1068	图像分割模块
[0136]	1070	辐射衰减系数计算模块
[0137]	1072	放射治疗规划数据生成模块
[0138]	1074	图形用户接口控制模块
[0139]	1076	图形用户接口
[0140]	1078	放射治疗规划接口
[0141]	1122	放射治疗系统
[0142]	1124	低温保持器
[0143]	1126	超导线圈
[0144]	1128	补偿线圈
[0145]	1130	降低磁场的区域
[0146]	1132	扫描架
[0147]	1133	旋转轴
[0148]	1134	放射治疗源

[0149]	1135	旋转致动器
[0150]	1138	幅射束
[0151]	1140	支撑物定位系统
[0152]	1142	目标区域
[0153]	1150	放射治疗控制命令
[0154]	1152	放射治疗控制命令生成模块
[0155]	1200	医疗装置
[0156]	1202	放射性同位素成像系统
[0157]	1204	闪烁体环
[0158]	1206	光导管
[0159]	1208	光探测器
[0160]	1210	放射性同位素的浓度
[0161]	1212	辐射
[0162]	1220	放射性同位素成像数据
[0163]	1222	医疗图像
[0164]	1230	医疗图像重建模块
[0165]	1240	数字重建的射线照片 (DRR)

具体实施方式

[0166] 编号类似的元件在这些附图中是等价元件或执行相同功能。如果功能等价, 先前论述过的元件未必会在后面的图中加以讨论。

[0167] 图1示出了流程图, 其图示了根据本发明实施例的方法。在步骤100中, 使用MRI系统和脉冲序列采集磁共振数据。例如, 脉冲序列可以是图3所示的脉冲序列。接下来在步骤102中, 可以从磁共振数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像。超短回波时间图像包括骨图像数据。

[0168] 图2示出了框图, 其图示了本方法的另一实施例。在步骤200中, 使用MRI系统和脉冲序列采集磁共振数据。在步骤202中, 从磁共振成像数据重建同相图像、脂肪饱和图像、水饱和图像以及超短回波时间图像。超短回波时间图像包括骨图像数据。骨图像数据是描述患者或者受检者体内骨组织解剖结构的图像数据。在步骤204中, 从水饱和图像构建髓质骨图像。在一些实施例中, 该步骤可以包括使用模型从图像中移除信息, 例如, 从图像中移除脂肪组织。接下来在步骤206中, 通过从超短回波时间图像中减去同相图像来构建皮质骨图像。接下来在步骤208中, 通过将髓质骨图像加到皮质骨图像来构建完整骨图像。最后在步骤210中, 计算空间依赖性辐射衰减系数。在步骤210中, 这可以包括使用完整骨图像、脂肪饱和图像、同相图像、和/或超短回波时间图像。

[0169] 图3以时间图的形式图示了脉冲序列300。在该脉冲序列300中, 有四条时间线, 时间线302图示了何时应用射频能量。时间线304图示了读出梯度。时间线306图示了用于数据采集的门。时间线308图示了核磁共振信号。在时间 T_{rf} 期间, 在时间线302上应用射频脉冲310。在时间线308上示出了自由感应衰变314、第一梯度回波316和第二梯度回波318。在时间线308上具有三个梯度脉冲。时间线304示出了何时应用第一梯度脉冲320、第二梯度脉冲

322和第三梯度脉冲324。在自由感应衰变314期间应用第一梯度脉冲320。第二梯度脉冲322引起第一梯度回波316。第三梯度脉冲324引起第二梯度回波318。当自由感应衰变314发生衰变时的特性时间率(例如, T_1 、 T_2 或者 $T_2 \times \text{时间常数}$)被指示为TE1326。第一梯度回波316在TE2328处具有最大值。第二梯度回波318在TE3330处具有最大值。

[0170] 时间线306示出了何时采集磁共振数据。在时间间隔Taq1332期间采集自由感应衰变数据。在时间间隔334期间采集第一梯度回波数据。在时间间隔336期间采集第二梯度回波数据。图3所示脉冲序列是代表性的。脉冲序列中可能会发生变化。例如, 当采集自由感应衰变数据时, 时间可以延迟到时间标记338。

[0171] 在图3所示的范例中, 选择回波时间使得在同相和反相时间采集回波时间。然而, 他们不需要与反相回波时间同相。可以使用适当的Dixon模型使得可以在非特定回波时间采集梯度回波。例如, 各种Dixon模型对于2、3或4个非特定回波时间将会有效。

[0172] 图4示出了皮质骨图像400的范例。在该图像400中示出了皮质骨402。通过从超短回波时间图像中减去同相图像来构建皮质骨图像400。

[0173] 图5示出了髓质骨图像。在髓质骨图像500中清晰地示出了髓质骨502。

[0174] 图6示出了通过相加图像400和500来构建的完整骨图像600。在区域602中示出了皮质骨加髓质骨。

[0175] 图7示出了脂肪饱和图像700。

[0176] 图8示出了同相图像800。

[0177] 图9针对相位示出了超短回波时间图像900。在该图像中可以看见气腔902。

[0178] 图10示出了框图, 其图示了根据本发明实施例的医疗装置1000。医疗装置1000包括磁共振成像系统1002。磁共振成像系统1002被示为包括磁体1004。图10所示的磁体1004是圆柱类型超导磁体。磁体1004具有带超导线圈的液氦冷却的低温保持器。也能够使用永磁体或者常导磁体。也能够使用不同类型的磁体, 例如, 也能够使用分裂圆柱磁体和所谓的开放磁体两者。分裂圆柱磁体与标准圆柱磁体相似, 除了低温保持器被分为两部分以允许接近磁体的等平面, 例如, 这种磁体可以结合带电粒子束治疗使用。开放磁体具有两个磁体部分, 一个在另一个之上, 两者之间具有足够大的空间来接收受检者: 两部分区域的布置与亥姆霍兹线圈的布置相似。开放磁体使用广泛, 因为其更少地限制受检者。圆柱磁体的低温保持器内部具有超导线圈的集合。在圆柱磁体1004的膛1006内具有成像区域1008, 在那里磁场足够强且均匀以执行磁共振成像。

[0179] 在磁体1004的膛1006内具有磁场梯度线圈1010, 其用于采集磁共振数据, 以在磁体1004的成像区域1008内对磁自转进行空间编码。磁场梯度线圈1010连接到磁场梯度线圈电源1012。磁场梯度线圈1010旨在为代表的。通常磁场梯度线圈1010包含用于在三个正交空间方向上进行空间编码的三个独立的线圈组。磁场梯度电源向磁场梯度线圈提供电流。根据时间控制提供给磁场线圈的电流, 该电流可以是倾斜的或脉冲的。

[0180] 与成像区域1008相邻的是射频线圈1014, 其用于操纵在成像区域1008内的磁自旋的取向并接收来自同样在成像区域1008内的自旋的无线电发射。射频线圈可以包含多个线圈元件。射频线圈或者任何多个线圈元件中的每个也可以被称为通道。射频线圈也可以被称为天线。射频线圈1014连接到射频收发器1016。可以用单独的发射和接收线圈以及单独的发射器和接收器来代替射频线圈1014以及射频收发器1016。应理解, 射频线圈1014和射

频收发器1016是具有代表性的。射频线圈1014同样旨在表示专用发射天线和专用接收天线。类似地,收发器1016也可以表示单独的发射器和接收器。

[0181] 收发器1016和磁场梯度线圈电源1012连接到计算机系统1022的硬件接口1024。计算机系统1022还包括处理器1026。所述处理器连接到硬件接口1024,其使得处理器1026能够控制医疗装置1000的运行和功能。处理器1026还连接到用户接口1028。处理器1026还连接到计算机存储设备1030和计算机存储器1032。

[0182] 计算机存储设备1030被示为包含脉冲序列1034。脉冲序列1034可以用于控制磁共振成像系统1002。计算机存储设备1030被示为还包含使用脉冲序列1034从磁共振成像系统1002采集的磁共振数据1036。计算机存储设备1030还被示为包含从磁共振数据1036重建的同相图像1038、脂肪饱和图像1040、水饱和图像1042以及超短回波时间图像1044。计算机存储设备1030还被示为包含从磁共振数据1036重建的反相图像1046。并非在所有实施例中都计算或重建反相图像1046。

[0183] 计算机存储设备1030还被示为包含从水饱和图像1042重建的髓质骨图像。计算机存储设备1030还被示为包含通过从超短回波时间图像1044减去同相图像1038而重建的皮质骨图像1050。计算机存储设备1030被示为还包含通过将髓质骨图像1048加到皮质骨图像1050而构建的完整骨图像1052。计算机存储设备1030被示为包含空间依赖性辐射衰减系数1054,空间依赖性辐射衰减系数1054并非在所有实施例中都存在。计算机存储设备1030还被示为包含放射治疗规划数据1056。放射治疗规划数据1056是任选的,并非在所有实施例中都存在。计算机存储设备1030还被示为包含也是任选的处置计划1058。

[0184] 计算机存储器1032包含用于控制医疗装置1000的运行和功能的计算机可执行指令。计算机存储器1032被示为包含控制模块1060。控制模块1060包含计算机可执行代码,其允许处理器1026控制医疗装置1000的运行和功能。计算机存储设备1032还被示为包含图像重建模块1062。图像重建模块1062包含用于重建计算机存储设备1030之内包含的图像1038、1040、1042、1044、1046的计算机可执行代码。计算机存储器1032还包含图像操纵模块1064,其允许处理器1026操纵图像,例如图像的相加和相减。

[0185] 计算机存储器1032被示为任选地包含可以由图像重建模块1062使用的三点Dixon信号模型。计算机存储器1032还被示为包含图像分割模块1068。在一些实施例中,图像分割模块可以用于分割计算机存储设备1030之内包含的任何图像。计算机存储器1032还被示为包含辐射衰减系数计算模块1070。在一些实施例中,辐射衰减系数计算模块1070可以用于从完整骨图像1052、脂肪饱和图像1040、同相图像1038以及超短回波时间图像1044计算空间依赖性辐射衰减系数1054。

[0186] 在一些实施例中,计算机存储器1032中可以有放射治疗规划数据生成模块1072。放射治疗规划生成模块1072适于使用处置计划1058和空间依赖性辐射衰减系数1054自动生成放射治疗规划数据1056。一些实施例也可以具有计算机存储器1032中存在的图形用户接口控制模块1074,其用于控制图形用户接口1076的运行和功能。任选的图形用户接口1076被示为显示完整骨图像600、脂肪饱和图像700、同相图像800以及超短回波时间图像900。图形用户接口1076还包含放射治疗规划接口1078,在那里操作者或医师可以输入放射治疗规划数据1056。

[0187] 图11示出了与图10中所示类似的实施例。图11中所示的医疗装置包括放射治疗系

统1122。磁体1004是超导磁体,并包括具有若干超导线圈1126的低温保持器1124。还有补偿线圈1128,其产生磁体1004周围的降低的磁场1130的区域。在本实施例中,放射治疗系统1122旨在大体上代表放射治疗系统。这里示出的部件对于LINAC和X射线治疗系统是典型的。然而,通过较小的修改,例如使用分裂磁体带电粒子或贝塔粒子,也能够使用这幅图所示的放射治疗系统。存在扫描架1132,其用于绕着磁体1004旋转放射治疗源1134。旋转致动器1135绕旋转轴1133旋转扫描架1132。存在放射治疗源1134,其由扫描架1132旋转。放射治疗源1134生成穿过准直器1136的幅射束1138。在图中,示出了由幅射束1138辐照的被标记为1142的目标区域。在放射源1134绕旋转轴1133旋转时,辐照目标区域1142。还存在支撑物定位系统1140,其用于定位支撑物1020,以优化相对于放射治疗系统1122的目标区域1142的位置。

[0188] 硬件接口1024被示为连接到收发器1016、电源1012、旋转致动器1135以及支撑物定位系统1140。硬件接口1024允许处理器1026向这些部件1012、1016、1135、1140的全部发送控制信号并从这些部件1012、1016、1135、1140的全部接收控制信号。

[0189] 计算机存储设备1030被示为包含放射治疗控制命令1150。放射治疗控制命令1150包括当由放射治疗系统1122执行时令放射治疗系统1122处置目标区域1142的指令。计算机存储器1032被示为包含放射治疗控制命令生成模块1152。放射治疗控制命令生成模块1152包含指令,所述指令允许处理器1026从放射治疗规划数据1056生成放射治疗控制命令1150。

[0190] 图12示出了类似于图10所示的医疗装置1200。在这一实施例中,放射性同位素成像系统1202已经被集成到医疗装置1200中。放射性同位素成像系统1202包括适于检测电离辐射的闪烁体环1204。构成闪烁体环的个体闪烁体可以连接到一组光导管1206或光纤,它们从磁体1004引出至一系列光探测器1208。在受检者1018体内示出了放射性同位素1210的浓度。电离辐射被发射1212并在闪烁体环1204中被吸收。在计算机存储设备1030之内示出了放射性同位素成像数据1220。放射性同位素成像数据1220是由光探测器1208采集的记录数据。计算机存储设备1030还被示为包含医疗图像1222。所述医疗图像是描述受检者体内放射性同位素1210的位置的放射性同位素成像数据的图像、重建或绘制。

[0191] 医疗图像1222是从放射性同位素成像数据1220重建的。放射性同位素成像系统1202例如可以是正电子发射断层摄影系统或单光子发射计算机断层摄影系统。计算机存储器1032被示为包含医疗图像重建模块1230。医疗图像重建模块1230包含计算机可执行代码,处理器1026可以使用所述计算机可执行代码从放射性同位素成像数据1220重建医疗图像1222。图10、11和12的实施例中所示的计算机1022与计算机存储器1032和计算机存储设备1030中分别存储的软件和数据等价。

[0192] 图13示出了四位受检者的图像。每一排包括由单个成像序列生成的一位受检者的图像。从左至右的图像列包括骨增强图像400、仅水图像700、同相图像800、反相图像1046、仅脂肪图像500以及数字重建的射线照片(DRR)1240。骨增强图像400对比了与图4对应的皮质骨,并且是通过从对应于图9的超短回波时间图像减去同相图像800构建的。图4的图像和骨增强图像列之间的差包括同相图像的加权,所述加权降低了脑的存在。仅水图像700是具有对应于图7的脂肪饱和的T1w图像。同相图像800对应于图8。仅脂肪图像500对应于图5,并且包括髓质骨。最后一列包括DRR1240。DRR被构建为骨增强图像400的3维体积的2维投影。

或者,DRR被构建为从超短回波时间图像减去的加权同相图像的2维投影。投影被示为矢状透视图。DRR的质量足以用在2维患者匹配中。使用患者匹配在放射治疗中定位受检者1018。由支撑物定位系统1140对受检者1018的位置进行调节。DRR图像能够替代常规CT图像。

[0193] 在另一实施例中,骨增强图像或皮质骨图像用于配准图像与其他图像,所述其他图像包括其他成像模态,例如PET、SPECT、CT等。从脉冲序列300生成的图像是固有配准的。骨增强图像为衰减提供了配准和密度信息两者。此外,从脉冲序列生成的MR图像包括进一步增强衰减的软组织图像。

[0194] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但这样的说明和描述被认为是说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于公开的实施例。

[0195] 通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域的技术人员在实施请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,量词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中记载的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载特定措施并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以存储/分布在适当的介质上的,介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的远程通信系统。权利要求中的任何附图标记不得被解释为对范围的限制。

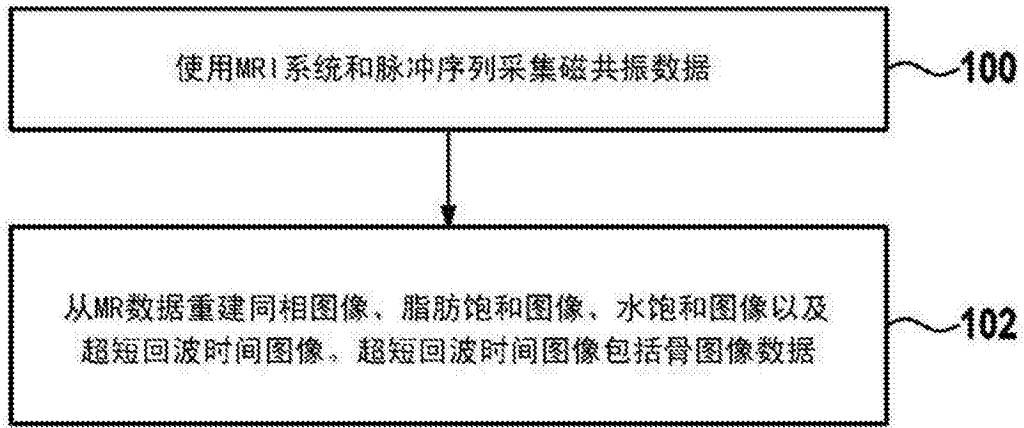


图1

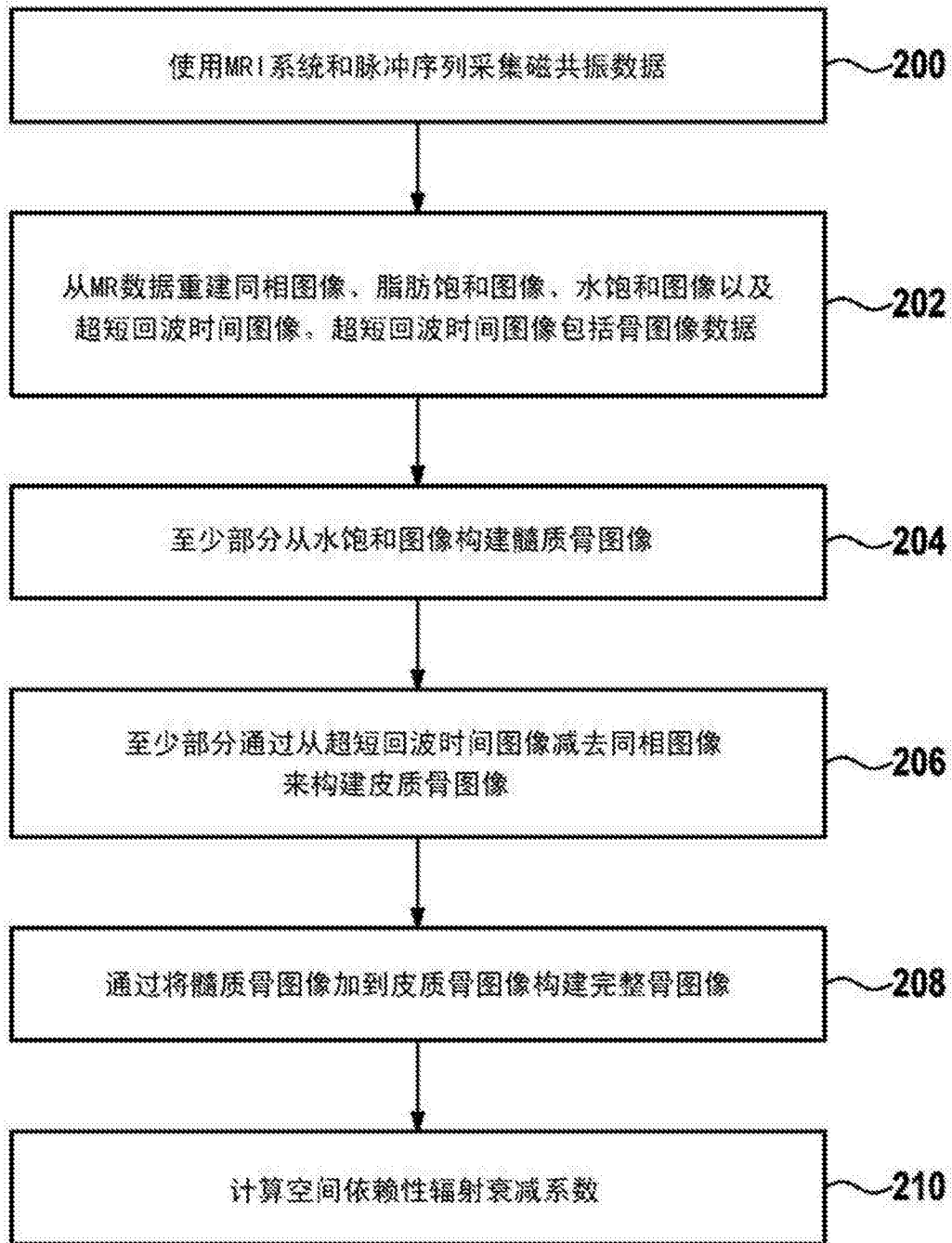


图2

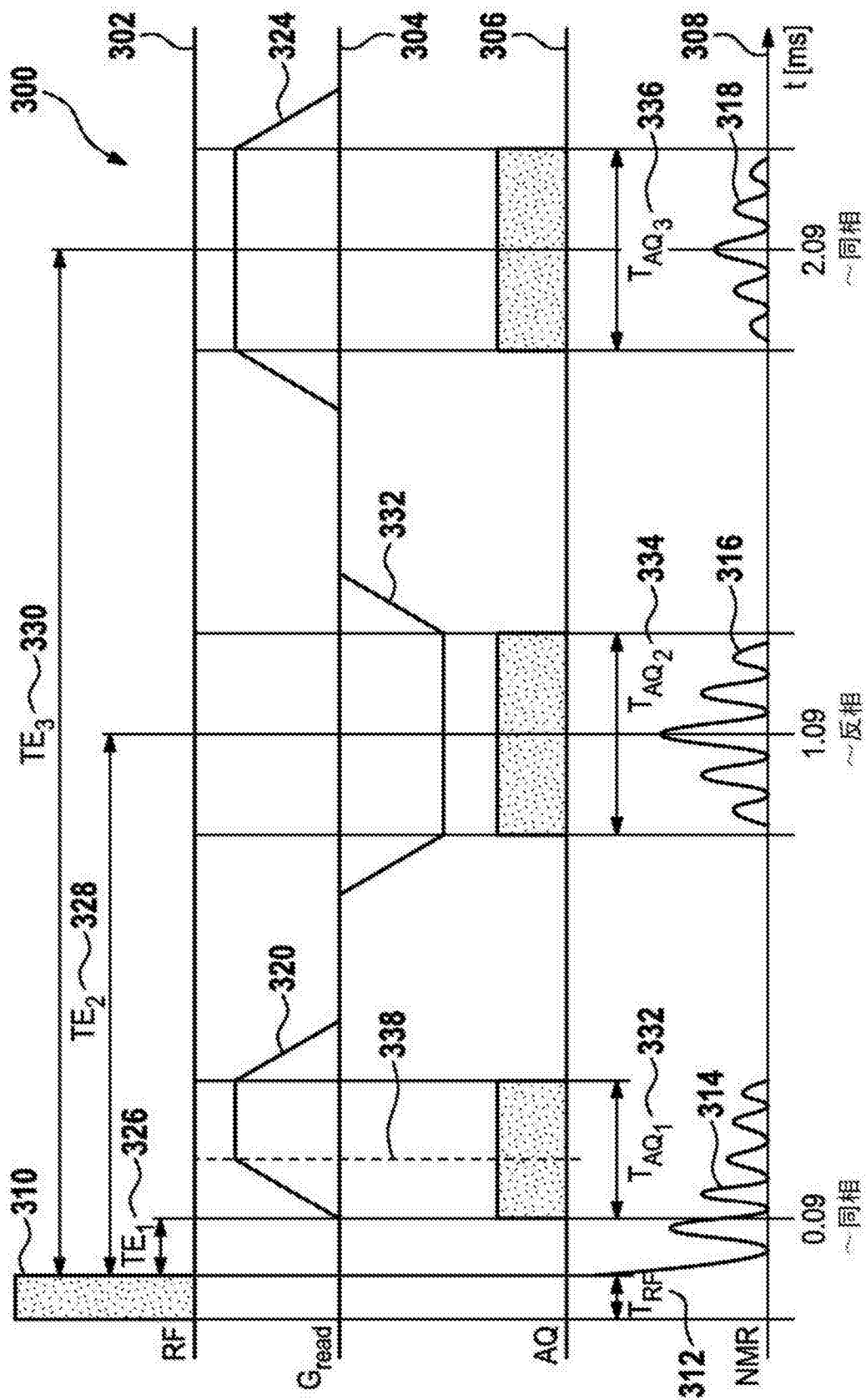


图3

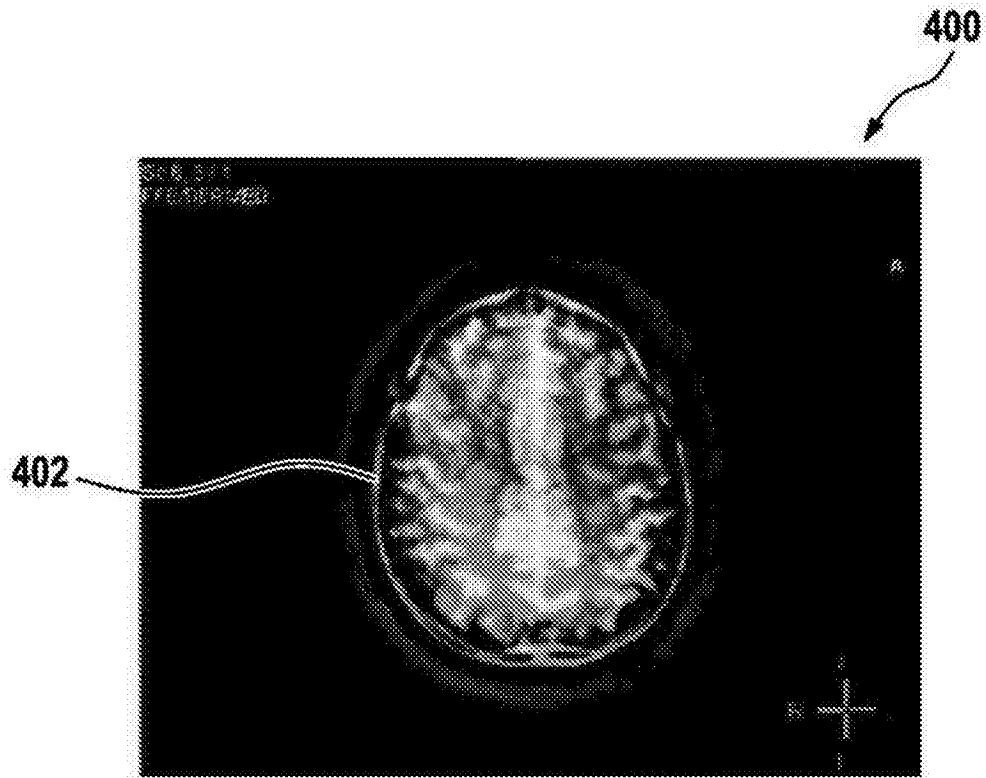


图4



图5

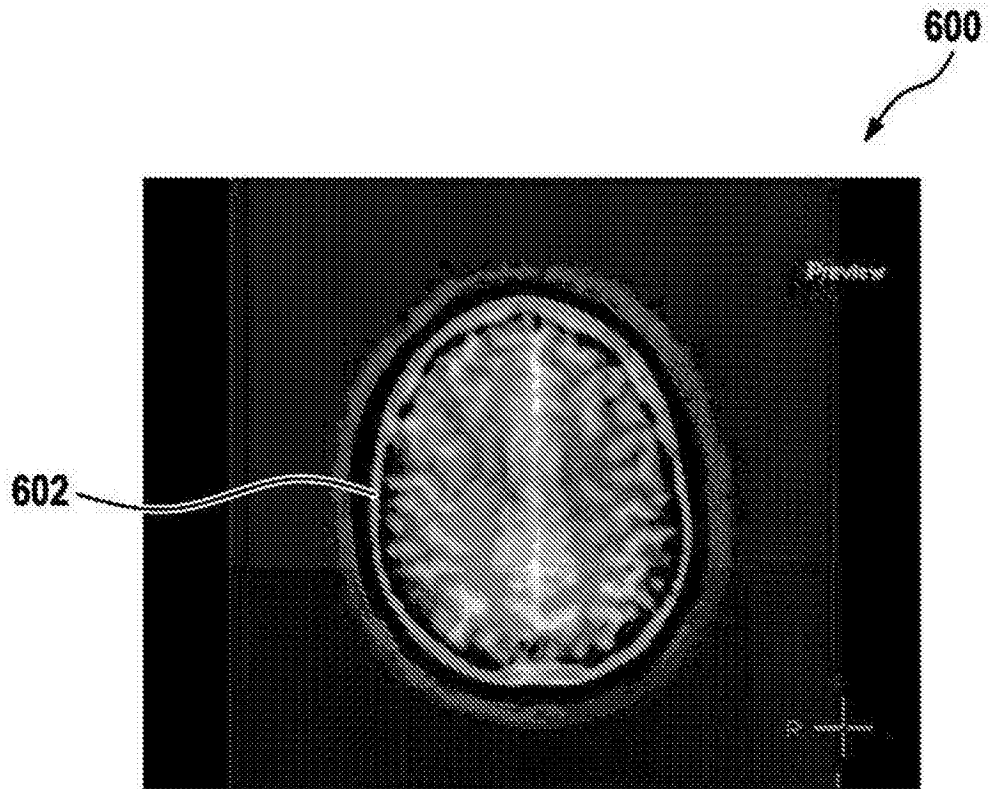


图6

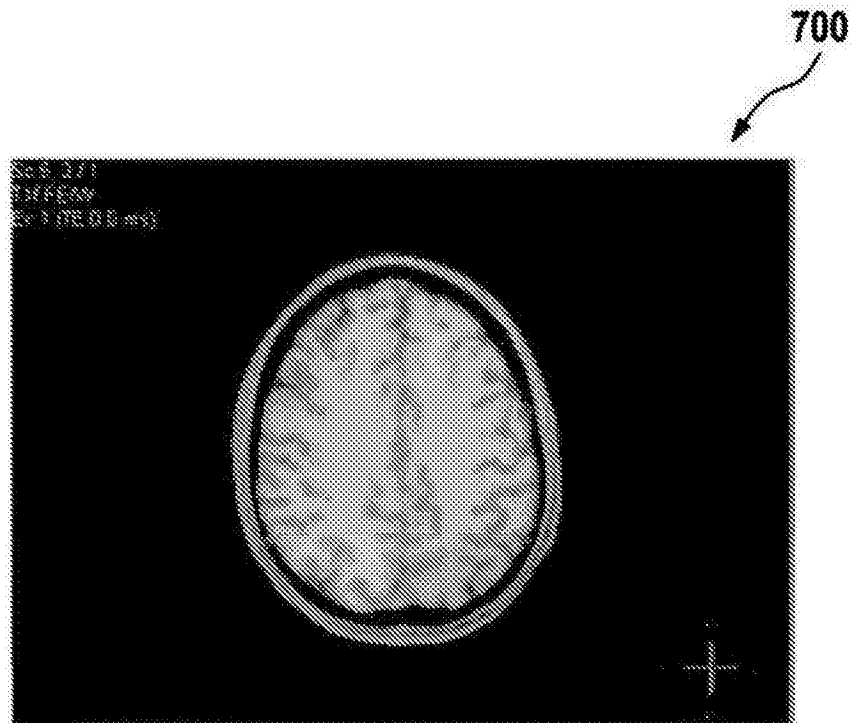


图7

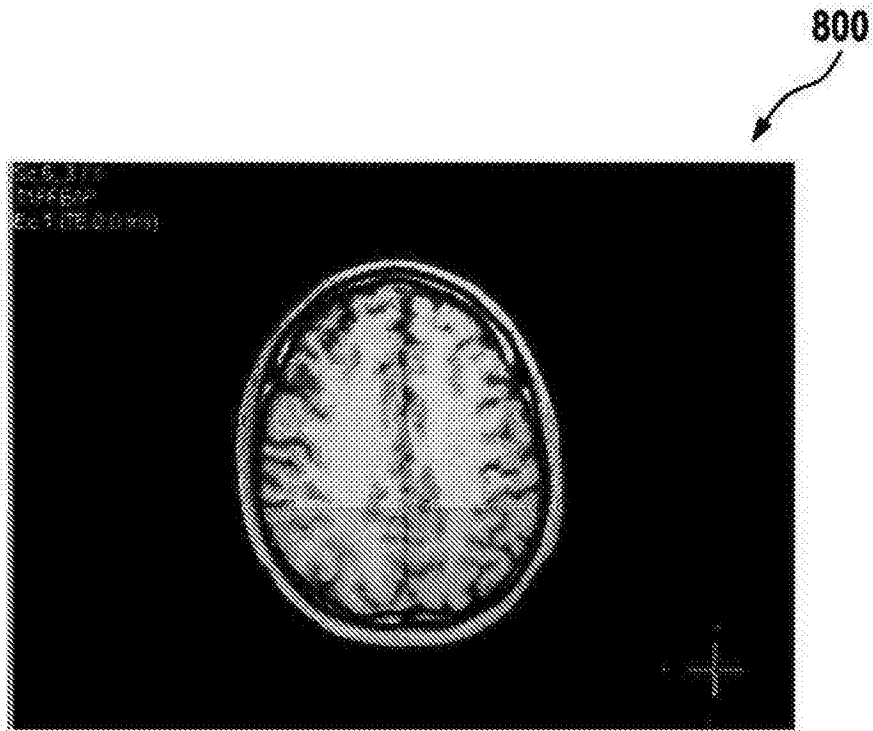


图8

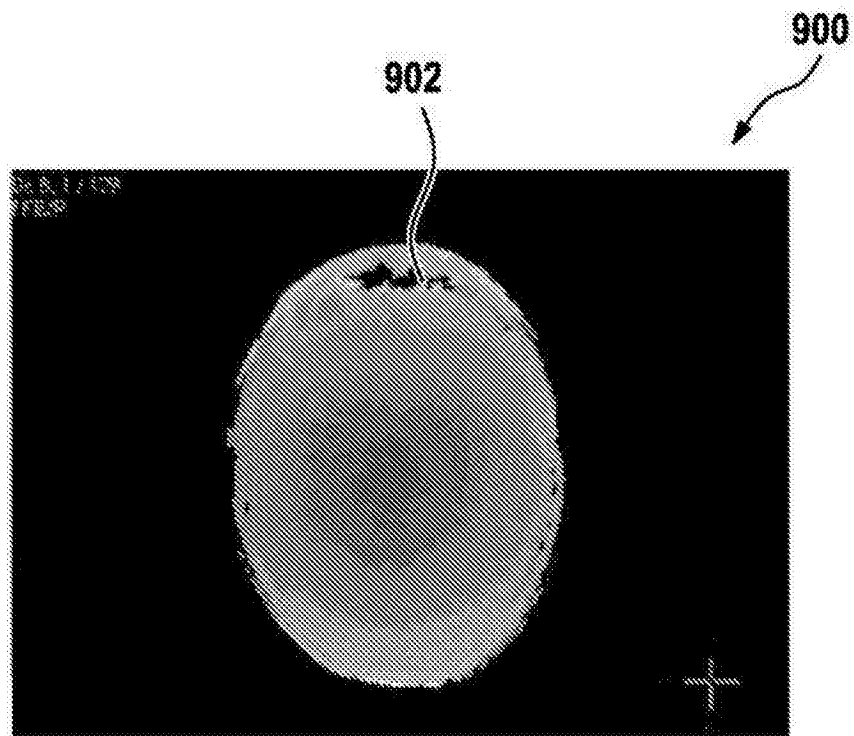


图9

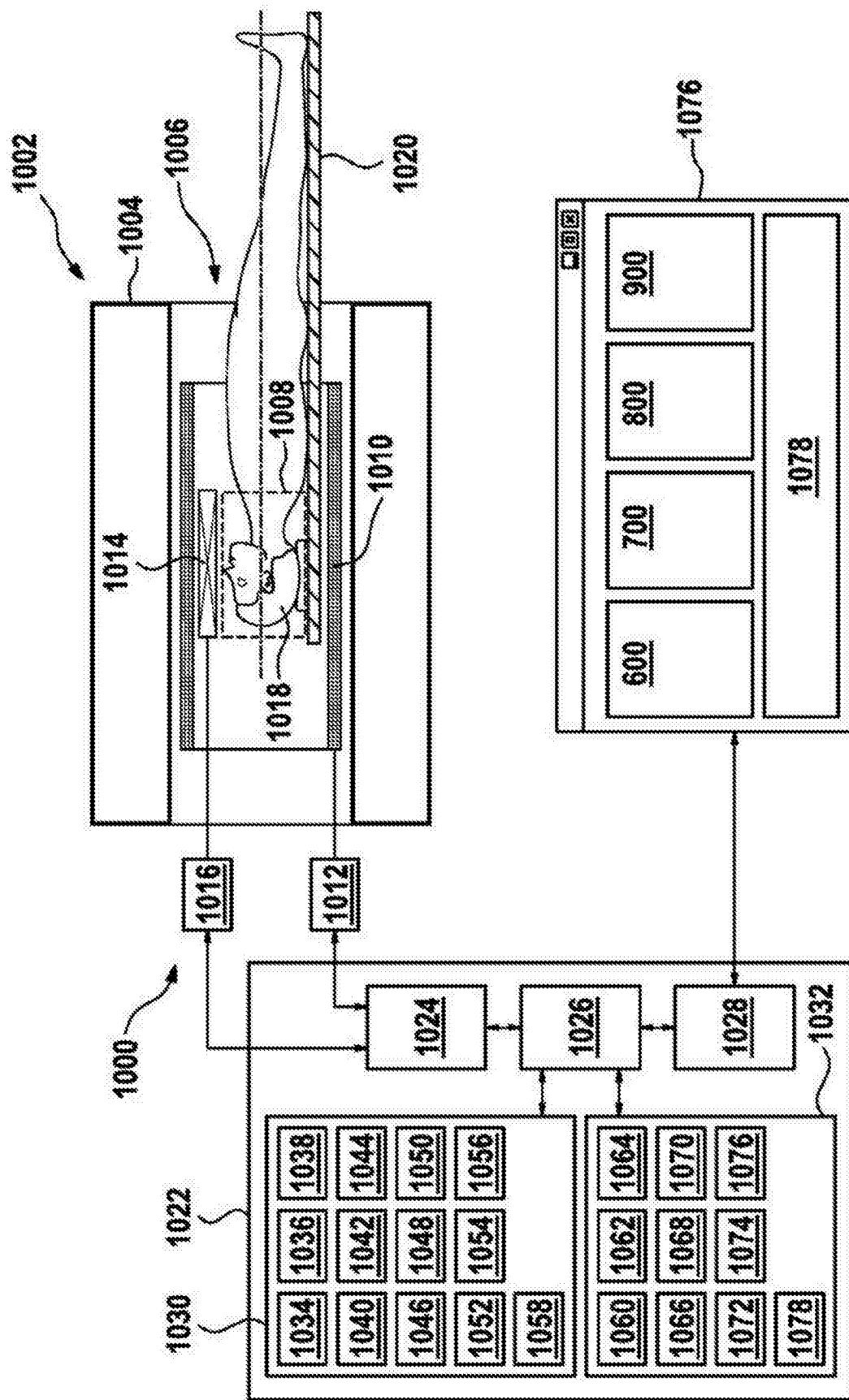


图10

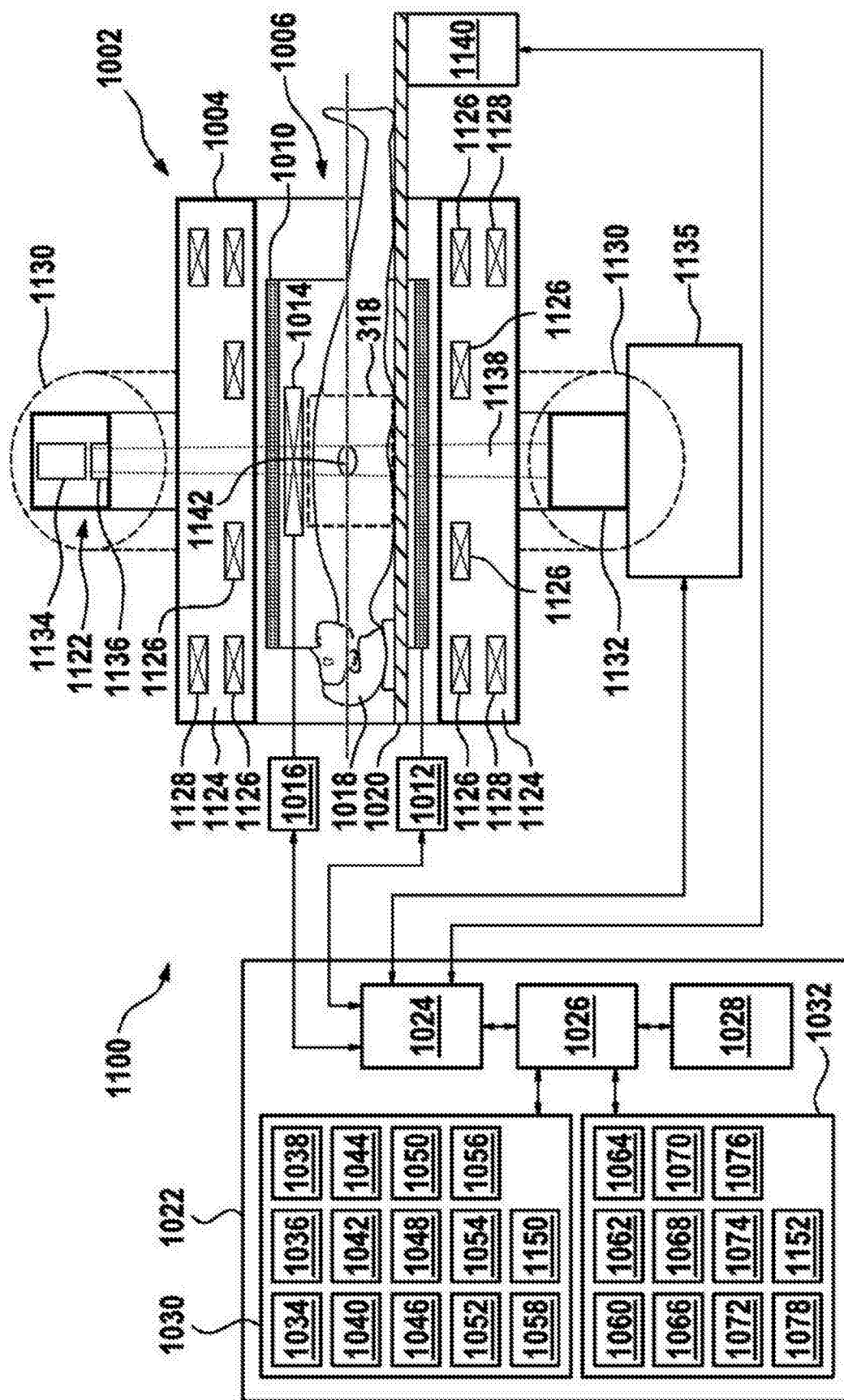


图11

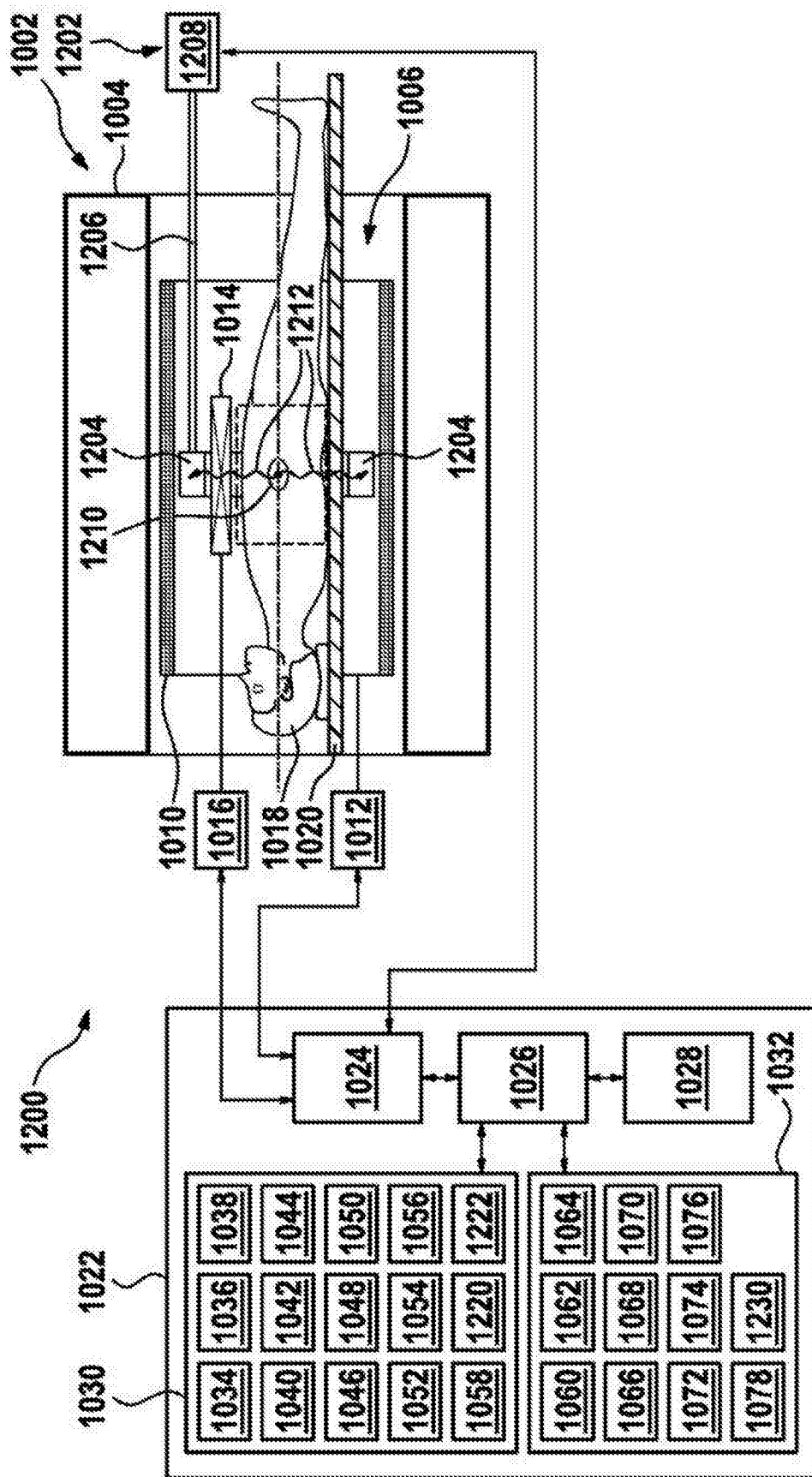


图12

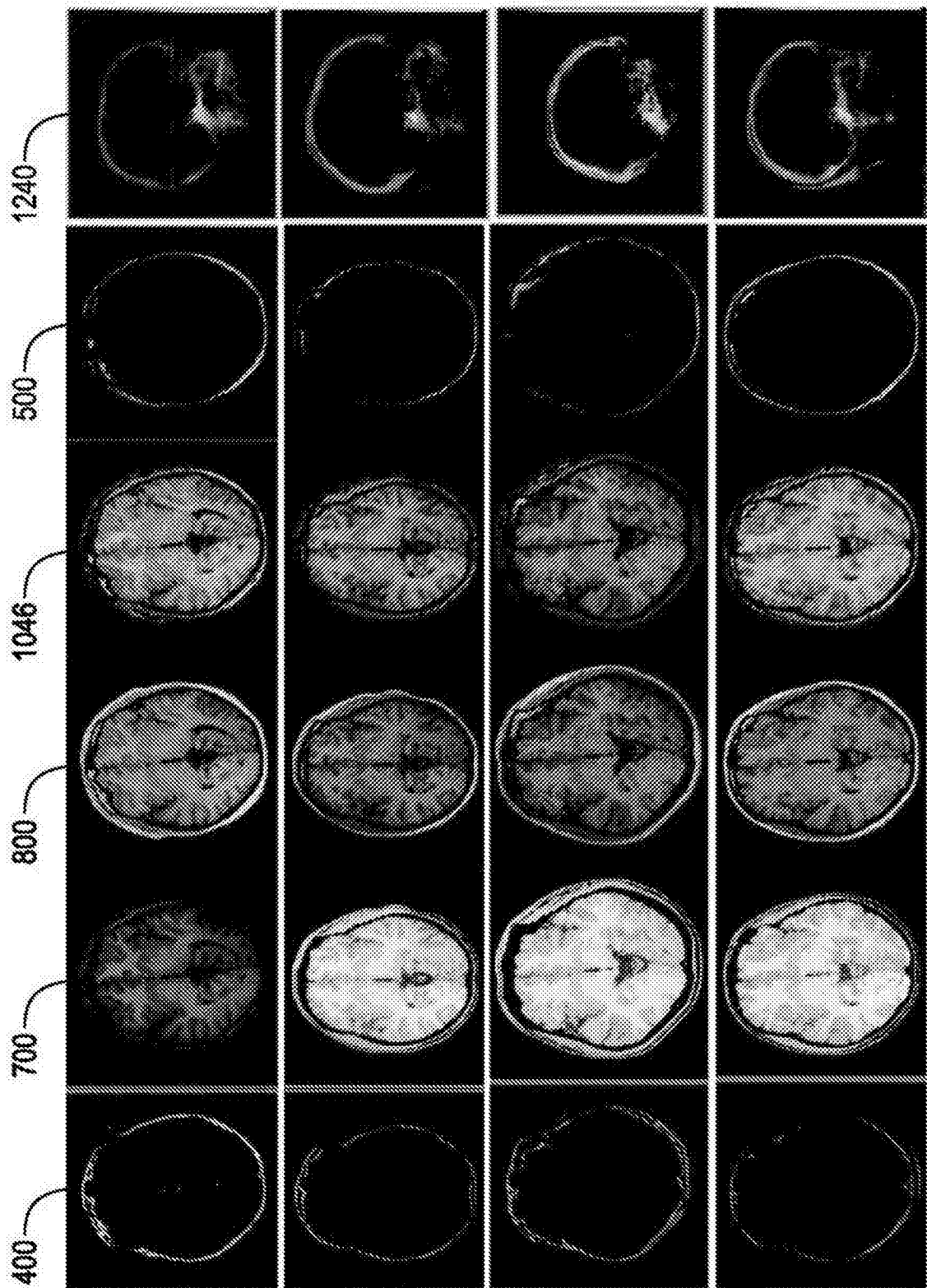


图13