



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104220891 B

(45)授权公告日 2017.08.04

(21)申请号 201380019897.6

(22)申请日 2013.04.04

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104220891 A

(43)申请公布日 2014.12.17

(30)优先权数据

61/624,481 2012.04.16 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.10.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/052695 2013.04.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/156889 EN 2013.10.24

(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 E·J·F·M·斯米茨

M·A·A·霍兰德 J·P·斯洪德贝

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

G01R 33/385(2006.01)

(56)对比文件

US 5063349, 1991.11.05, 全文.

US 5270657 A, 1993.12.14, 全文.

US 6552448 B1, 2003.04.22, 全文.

CN 1745315 A, 2006.03.08, 全文.

JP 特开2009-240526 A, 2009.10.22, 全文.

审查员 张清娟

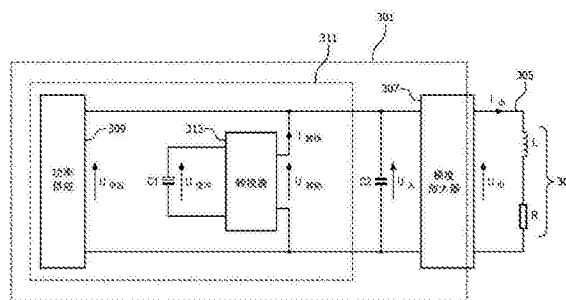
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

具有附加的能量缓冲器的MRI梯度功率系统

(57)摘要

本发明涉及一种功率供应器系统(311),所述功率供应器系统(311)用于向磁共振成像系统(100)的梯度线圈(303)供应电流,所述功率供应器系统(311)包括:电功率供应器(309),其用于向用于驱动所述梯度线圈的梯度放大器(307)供应第一电压,所述梯度放大器的输出部连接到所述梯度线圈(303);能量缓冲器,其具有连接到所述电功率供应器(309)的输入部,所述能量缓冲器被配置为向所述梯度放大器(307)供应第二电压,所述能量缓冲器并联到所述梯度放大器(307)和所述电功率供应器(309),所述能量缓冲器包括电压转换器(313),所述电压转换器(313)被配置为控制所述第二电压,以便补偿由所述梯度线圈(303)的所述驱动产生的所述第一电压的变化。



1. 一种功率链(301), 其包括功率供应器系统(311)以及梯度放大器(307), 所述功率链(301)用于向磁共振成像系统(100)的梯度线圈(303)供应电流, 所述功率供应器系统(311)包括:

-电功率供应器(309), 其用于向用于驱动所述梯度线圈的梯度放大器(307)供应第一电压, 所述梯度放大器的输出部被连接到所述梯度线圈(303);

-能量缓冲器, 其具有连接至所述电功率供应器(309)的输入部, 所述能量缓冲器被配置为向所述梯度放大器(307)供应第二电压, 并且所述能量缓冲器并联到所述梯度放大器(307)和所述电功率供应器(309), 所述能量缓冲器包括电压转换器(313), 所述电压转换器(313)被配置为控制所述第二电压, 以便补偿由所述梯度线圈(303)的所述驱动产生的所述第一电压的变化中的至少一部分。

2. 根据权利要求1所述的功率链(301), 其中, 所述能量缓冲器还包括在所述电压转换器(313)的输入部处连接的电容器(C1)。

3. 根据前述权利要求中的任一项所述的功率链(301), 还包括供应电容器(C2), 所述供应电容器(C2)与所述能量缓冲器和所述梯度放大器(307)以并联电路连接, 所述供应电容器(C2)被配置为向所述梯度线圈(303)供应峰值功率。

4. 根据权利要求1或2所述的功率链(301), 其中, 在所述第一电压的所述变化是由于超过所述电功率供应器(309)的最大能传送的功率的在所述梯度线圈(303)两端的电压降。

5. 根据权利要求1或2所述的功率链(301), 还包括控制单元, 所述控制单元用于检测在所述第一电压的所述变化, 并且基于检测到的变化来向所述能量缓冲器提供用于控制所述第二电压的反馈。

6. 根据权利要求1或2所述的功率链(301), 其中, 所述能量缓冲器是对所述电功率供应器(309)和/或所述梯度放大器(307)的附加的模块。

7. 一种功率供应器系统(311), 其用于向磁共振成像系统(100)的梯度线圈(303)供应电流, 所述功率供应器系统(311)包括:

能量缓冲器, 其具有连接到电功率供应器(309)的输入部, 所述电功率供应器(309)向用于驱动所述梯度线圈(303)的梯度放大器(307)供应第一电压, 所述梯度放大器(307)并联连接到所述梯度线圈(303), 所述能量缓冲器被配置为向所述梯度放大器(307)供应第二电压, 所述能量缓冲器并联到所述梯度放大器(307)和所述电功率供应器(309), 所述能量缓冲器包括电压转换器(313), 所述电压转换器(313)被配置为控制所述第二电压, 以便补偿由所述梯度线圈(303)的所述驱动产生的所述第一电压的变化中的至少一部分。

8. 一种磁共振成像系统(100), 其包括根据权利要求1至6中的任一项所述的功率链(301)。

9. 一种用于由功率供应器系统(311)向磁共振成像系统(100)的梯度线圈(303)供应电流的方法, 所述方法包括:

-由电功率供应器(309)向用于驱动所述梯度线圈(303)的梯度放大器供应第一电压, 其中, 所述梯度放大器(307)并联连接到所述梯度线圈(303)

-由能量缓冲器向所述梯度放大器(307)供应第二电压, 其中, 由包括在所述能量缓冲器中的电压转换器(313)控制所述第二电压, 以便补偿由所述梯度线圈(303)的所述驱动产生的在所述梯度线圈(303)两端的所述第一电压的变化, 其中, 所述能量缓冲器具有连接到

所述电功率供应器 (309) 的输入部, 并且并联到所述梯度放大器 (307) 和所述电功率供应器 (309)。

10. 一种用于由功率供应器系统 (311) 向磁共振成像系统 (100) 的梯度线圈 (303) 供应电流的装置, 所述装置包括:

用于由电功率供应器 (309) 向用于驱动所述梯度线圈 (303) 的梯度放大器供应第一电压的模块, 其中, 所述梯度放大器 (307) 并联连接到所述梯度线圈 (303)

用于由能量缓冲器向所述梯度放大器 (307) 供应第二电压的模块, 其中, 由包括在所述能量缓冲器中的电压转换器 (313) 控制所述第二电压, 以便补偿由所述梯度线圈 (303) 的所述驱动产生的在所述梯度线圈 (303) 两端的所述第一电压的变化, 其中, 所述能量缓冲器具有连接到所述电功率供应器 (309) 的输入部, 并且并联到所述梯度放大器 (307) 和所述电功率供应器 (309)。

具有附加的能量缓冲器的MRI梯度功率系统

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,具体涉及用于磁共振成像系统的磁场梯度线圈的功率供应器。

背景技术

[0002] 在磁共振成像(MRI)中,梯度放大器通常用于提供用于磁场梯度线圈的电流,以提供定位于磁场中的原子自旋的空间编码。这些梯度放大器的特征通常在于由所生成的电流波形的高峰值功率和高精确度。

[0003] 然而,在测量从要被成像的对象获得的磁共振信号期间,场梯度必须保持稳定。否则,不能够区分对象的不同位置的信号,并且所产生的图像可能失真。

[0004] 美国专利6552448公开了一种用于与监测在能量存储电容器两端的干线电压的串联连接的放大器模块一起使用的能量管理控制器。

[0005] 从日本专利申请JP2009240526已知一种梯度线圈功率供应器,其被提供具有功率存储电容器。

发明内容

[0006] 本发明的实施例的目的是提供用于向梯度线圈、功率供应器系统、梯度放大器供应电流的方法以及计算机程序产品。所述目的通过本发明的主题解决。在本发明中描述有利的实施例。

[0007] 磁共振成像(MRI)数据在本文中被定义为在磁共振成像扫描期间由原子自旋发射并由磁共振成像装置的天线采集的射频信号的被记录的测量结果。磁共振图像在本文中被定义为磁共振成像数据的被重建的二维或三维可视化。该可视化能够使用计算机来执行。

[0008] 在一个方面,本发明涉及一种功率链,所述功率链包括功率供应器系统、能量缓冲器以及梯度放大器,用于向磁共振成像系统的梯度线圈供应电流,所述功率供应器系统包括:电功率供应器,其向用于驱动梯度线圈的梯度放大器供应第一电压,梯度放大器输出部被连接到梯度线圈;能量缓冲器,其具有连接到电功率供应器的输入部,能量缓冲器被配置为向梯度放大器供应第二电压,能量缓冲器并联到梯度放大器和电功率供应器,能量缓冲器包括电压转换器,所述电压转换器被配置为控制第二电压,以便补偿由驱动梯度线圈产生的第一电压的变化。

[0009] 在现有技术的MRI装置中,可以采用功率链向梯度线圈提供电流。所述功率链包括功率供应器和梯度放大器,所述梯度放大器通过使用功率供应器将其输入信号转变为足以驱动梯度线圈的第一电压的电平。电流源通常被提供具有能量保存器件(即能量缓冲器)。所述能量保存器件包括至少一个电容器,所述电容器用于在梯度线圈电阻中的功率耗散超过功率供应器的功率范围的波形期间向梯度放大器供应功率。梯度线圈的电流然后通过电容器传递,并且电容器的能量被添加到功率供应器的能量。然而,只有一小部分在该电容器中所存储的能量被利用,这是因为梯度放大器对输入电压具有较低的可接受界限。向梯度

放大器的输入电压的降低可能是由于梯度线圈中的能量的耗散。为了克服该问题,本发明使用电压转换器来从梯度放大器去耦合这样的电容器。即,电压转换器转变能量缓冲器的第二电压,使得第二电压被供应到梯度放大器,并且电容器和功率供应器的能量之和可以用于生成所期望的梯度线圈中的磁性梯度场。应当注意,具有电压转换器的能量缓冲器能够被配置为在预设的容差范围之内完全补偿第一电压的变化。这避免梯度编码中的错误,并且因此避免重建的磁共振图像中的几何失真。备选地,对第一电压的变化的部分补偿实现了供应第一电压的电功率供应器可以满足不太严格的稳定性的要求。由于电功率供应器的不太严格的稳定性的要求是可接受的(这是因为由能量缓冲器和电压转换器补偿一定程度的变化),因而能够采用较便宜的功率供应器。

[0010] 电压转换器的范例可以是具有受控制的充电电流和放电电流的直流-直流转换器。

[0011] 根据一个实施例,能量缓冲器还包括连接在电压转换器的输入部处的电容器。

[0012] 电容器作为能量累加器工作。其能够存储大量的能量(在1至3kJ的量级),并且能够在多达大约100ms的时间段内供应电流。

[0013] 根据一个实施例,功率供应器系统还包括供应电容器,其与能量缓冲器和梯度放大器以并联电路连接,供应电容器被配置为向梯度线圈供应峰值功率。

[0014] 在负载(诸如梯度线圈)要求比功率供应器电流高得多的启动电流的情况下,可以使用供应电容器来避免定型功率供应器本身以满足该要求。通常,供应电容器供应100-200J的量级的能量的量,并且使用短的时间段(300 μ s的量级)来向梯度线圈供应电流。

[0015] 根据一个实施例,第一电压的变化是由于在梯度线圈两端的超过电功率供应器的最大可传送功率的电压降。例如,在成像扫描期间,梯度线圈中的总消耗功率高于功率供应器可以供应的最大功率,无法达到加在梯度线圈上的额定电压。因此,功率供应器达到其最大输出电压。

[0016] 根据一个实施例,功率供应器系统还包括控制单元,其用于检测第一电压的变化,并且基于检测到的变化提供用于控制加在能量缓冲器上的第二电压的反馈。

[0017] 根据一个实施例,能量缓冲器是加在电功率供应器和/或梯度放大器上的附加模块。作为附加,其能够被放置为在梯度放大器小室之内和/或在功率供应器外壳中的单独的模块。

[0018] 在另一方面,本发明涉及一种梯度放大器,所述梯度放大器用于向磁共振成像系统的梯度线圈供应电流,所述梯度放大器包括:

[0019] 能量缓冲器,其具有连接到电功率供应器的输入部,电功率供应器向用于驱动梯度线圈的梯度放大器供应第一电压,梯度放大器并联连接到梯度线圈,能量缓冲器被配置为向梯度放大器供应第二电压,能量缓冲器并联到梯度放大器和电功率供应器,能量缓冲器包括电压转换器,所述电压转换器被配置为控制第二电压,以便补偿由驱动梯度线圈产生的第一电压的变化。

[0020] 在另一方面,本发明涉及一种磁共振成像系统,所述磁共振成像系统包括电功率供应器和如上所述的梯度放大器。

[0021] 在另一方面,本发明涉及一种方法,所述方法用于由梯度放大器系统向磁共振成像系统的梯度线圈供应电流,所述方法包括:

[0022] 由电功率供应器向用于驱动梯度线圈的梯度放大器供应第一电压,其中,所述梯度放大器并联连接到梯度线圈

[0023] 由能量缓冲器向梯度放大器供应第二电压,其中,由包括在能量缓冲器中的电压转换器控制第二电压,以便补偿由驱动梯度线圈产生的在梯度线圈两端的第一电压的变化,其中,能量缓冲器具有连接到电功率供应器的输入部,并且并联到梯度放大器和电功率供应器。

[0024] 在另一方面,本发明涉及一种计算机程序产品,所述计算机程序产品包括用于执行前面实施例中的任一个的方法的方法步骤的计算机可执行指令。

附图说明

[0025] 在下文中,将参考附图仅通过范例的方式更加详细地描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0026] 图1图示了一种磁共振成像系统,

[0027] 图2示出了用于梯度放大器的示意图,

[0028] 图3示出了具有附加的能量缓冲器的梯度功率供应器的示意图,

[0029] 图4示出了针对梯度电流和第一电压的波形,并且

[0030] 图5示出了用于由梯度放大器系统向磁共振成像系统的梯度线圈供应电流的方法的流程图。

[0031] 附图标记列表

[0032] 100 MRI系统

[0033] 101 患者

[0034] 103 磁性组件

[0035] 105 磁体线圈

[0036] 107 梯度线圈

[0037] 109 梯度放大器

[0038] 111 控制器

[0039] 115 计算机

[0040] 117 输入设备

[0041] 119 显示设备

[0042] 121 处理器

[0043] 123 存储设备

[0044] 200 梯度放大器

[0045] 201 梯度放大器控制器

[0046] 203 功率链

[0047] 205 设定值

[0048] 207 梯度线圈

[0049] 209 控制器

[0050] 211 调制器

[0051] 213 功率堆栈

- [0052] 215 滤波器
- [0053] 217 传感器
- [0054] 219 电容器
- [0055] 221 桥接器
- [0056] 223-229 开关
- [0057] 231 线路
- [0058] 233 输出电压
- [0059] 235 滤波电压
- [0060] 301 功率链
- [0061] 303 梯度线圈
- [0062] 305 连接
- [0063] 307 梯度放大器
- [0064] 309 功率供应器
- [0065] 311 功率供应器系统
- [0066] 313 电压转换器
- [0067] 501-503 步骤

具体实施方式

[0068] 在下文中,这些附图中的相同编号的元件是类似的元件或者是执行等效的功能。如果功能是等效的,先前已经讨论的元件将不必在后面的附图中讨论。

[0069] 图1图示了用于生成患者101的图像的示例性的磁共振成像(MRI)系统100。MRI系统100包括磁性组件103,所述磁性组件103用于生成要应用于患者101的磁场。磁性组件103包括梯度线圈107和适于产生被要求执行磁共振成像的静态磁场的磁性线圈105。梯度线圈107由X轴梯度线圈、Y轴梯度线圈和Z轴梯度线圈组成。这使得能够对患者101的不同区域进行成像。

[0070] MRI系统100还包括梯度放大器单元109和系统控制器111。梯度放大器单元109包括X轴梯度放大器G_x、Y轴梯度放大器G_y和Z轴梯度放大器G_z。梯度线圈107与梯度放大器109连接。梯度线圈107的X轴梯度线圈、Y轴梯度线圈和Z轴梯度线圈分别与梯度放大器109的G_x放大器、G_y放大器和G_z放大器连接。

[0071] 由分别从梯度放大器的G_x放大器、G_y放大器和G_z放大器供应到X轴梯度线圈、Y轴梯度线圈和Z轴梯度线圈的电流分别形成X轴方向的梯度磁场、Y轴方向的梯度磁场和Z轴方向的梯度磁场。控制器111与梯度放大器109连接。

[0072] 控制器111生成用于控制梯度放大器的控制信号。具体地,控制器111可以生成引起梯度放大器单元109激励梯度线圈107的控制信号。控制器111连接到计算机115。计算机115包括输入设备117(诸如键盘)、显示设备119、处理器121以及存储设备123。

[0073] 处理器121执行存储在计算机115的存储设备123中的程序。计算机115被配置为接收来自控制器111的成像区域的MRI数据,并且在显示设备119上显示成像区域。成像区域位置是基于来自输入设备117的选择信息。

[0074] 图2示出了梯度放大器200(诸如梯度放大器109)的简化结构。梯度放大器200包括

先进的梯度放大器控制器201和梯度放大器功率链203。先进的梯度放大器控制器201生成用于功率链203的控制信号,以这样的方式,从源(诸如数据采集系统控制器)数字地接收的设定值205被准确地再现在功率链203的输出处。功率链203将主功率转换为驱动梯度线圈207的高电压和高电流。

[0075] 控制器201包括控制器209和调制器211。数字控制器209根据基于设定值205、实际的和过去的测量到的输出电流和边界条件(如电压)、抑制输出滤波器等的输出电压来连续地向调制器211发出所要求的调制设定值的命令滤波器。

[0076] 调制器211将来自控制器209的调制设定值转换为合适的用于功率链203的所有个体栅极驱动器单元的脉冲宽度调制(PWM)信号。针对第一电压在所定义的界限之内的条件下的高电压带宽和高纹波频率来优化这些PWM信号。

[0077] 功率链203包括将主功率转换为驱动梯度线圈207的合适的高电压和高电流的多个块。提供主功率的功率供应器(未示出)是AC/DC转换器。主功率还被滤波、整流并稳定为额定电压。功率链203包括功率电子堆栈213、滤波器215以及电流传感器217。功率电子堆栈213包括电容器219,所述电容器219与切换功率级的桥接器221并联连接。桥接器221可以是例如金属-氧化物-半导体场效应晶体管(MOSFET)或绝缘栅双极晶体管(IGBT)桥接器。开关223和225组成第一半桥接器,开关227和229组成第二半桥接器。半桥接器由控制单元201的脉冲宽度调制器单独驱动。

[0078] 本文所使用的“桥接器”涵盖了具有电压供应和用于将电压供应与桥接电路输出进行连接的四个切换元件的电路。切换元件允许切换由桥接电路给与的电压输出的极性。

[0079] 控制单元201经由四条相应的线路231与四个开关223、225、227以及229连接。功率堆栈213由脉冲宽度调制从主电压生成精确的并且受控制的输出级电压233。由滤波器215滤除剩余的纹波,并且滤波电压235在梯度线圈207的两端作为输出电压。滤波器可以是例如低通滤波器。

[0080] 传感器217可以向控制器209产生反馈信号,所述反馈信号指示为了梯度线圈所产生的磁梯度场。

[0081] 对于磁共振成像系统,通常有一个梯度功率供应器,如在图3中描述的针对三个不同的正交方向中的每个的功率供应器。

[0082] 图3示出了功率链(诸如用于供应梯度线圈303的梯度放大器功率链203)的简化示意图。功率链301被示为具有去往梯度线圈303的两个输出部或连接305。功率链301包括功率供应器系统311、梯度放大器307以及连接在并联电路中的供应电容器C2。供应电容器C2被配置为将峰值功率传送到梯度线圈303。这通常在300us的量级的短时间段中执行。在该时间段期间,可以发生存储在供应电容器($0.5 \cdot C2 \cdot U_{\lambda}^2$)中的能量与在梯度线圈L($0.5 \cdot L \cdot I_{出}^2$)中的存储的能量之间的能量交换。所涉及的能量相对比较小,在100-200J的量级。

[0083] 功率供应器系统311包括功率供应器309和电容器C1。功率供应器309适于向用于驱动梯度线圈303的梯度放大器307供应第一电压 $U_{供应}$ 。梯度放大器输出部被连接到梯度线圈。电容器C1经由电压转换器313被连接到功率供应器309,并且电容器C1被配置为向梯度放大器307供应第二电压 $U_{缓冲}$ 。以这种方式,在有限的时间段内能够将比可从功率供应器309获得的更多的功率传动到梯度放大器。

[0084] 电压转换器313被配置为控制第二电压 $U_{缓冲}$,以便补偿由驱动梯度线圈产生的第一

电压的变化,例如,在梯度线圈303中的功率耗散超过功率供应器309的功率范围的波形期间。在图3的范例中,电压转换器313将输入电压 $U_{\text{缓冲}}$ 转变为输出电压 $U_{\text{转换}}$,同时控制电流 $I_{\text{转换}}$ 。以这种方式,电压转换器313使在电容器C1两端的电压 $U_{\text{缓冲}}$ 不取决于在梯度放大器307处的电压 U_{λ} 。

[0085] 电容器C1存储相当大量的能量,在1至3kJ的量级。其放电时间比电容器C2的放电时间要长得多(多达100ms)。电压转换器313可以是例如具有受控制的充电电流和放电电流的直流-直流转换器。根据所要求的 U_{λ} (第一电压)和在电容器C1两端的电压(第二电压)的操作范围,升降压转换器或升压转换器能够被用作转换器拓扑结构,但是也能够使用其他已知的拓扑结构。将参考图4进一步详细阐述使用电压转换器313的优点。

[0086] 图4示出了用于梯度电流 $I_{\text{出}}$ 401和第一电压的 U_{λ} 403的波形,作为对于在没有电压转换器313的现有技术系统的时间421的函数。两个后续的梯度电流脉冲405和407被生成。第一梯度电流脉冲405具有高振幅和高上升斜率409。而且,在梯度线圈303中的总的功率耗散高于可从功率供应器309获得的功率。因此,电压 U_{λ} 下降,而电容器C1+C2将能量传送到梯度放大器307。在第一梯度脉冲405的末端411处,电压 U_{λ} 下降至其额定值413的 $U_{\text{额定}}$ 415的x%。

[0087] 因此,第一脉冲405的降落斜率417和第二梯度电流脉冲407的上升斜率419被限制,这是因为梯度放大器307具有较低的输入电压,并且因此 $|U_{\text{出}}|$ 的最大值也被减小。即,通过以下方式来对电容器C1+C2进行额定:对于存储了 $0.5 * (C1+C2) * U_{\text{额定}}^2$ 的能量的电容器C1+C2,在所存储的能量中,仅 $0.5 * (C1+C2) * (U_{\text{额定}}^2 - x\% U_{\text{额定}}^2)$ 是有用的并被传送到梯度放大器307。对于可能需要能够生成高斜率的更高的x值,C1+C2中的能量储存的利用较低。对于x=80,其在实践中是最小的,仅36%的存储的能量被传送到梯度放大器和负载。对于x=90,其仅为19%。

[0088] 在第二梯度电流脉冲的时间423处快速上升的斜率可以由在该时间423处的高输入电压 U_{λ} 实现,这继而可以由功率供应器的大的功率范围和/或大电容C1+C2和/或第一脉冲的短持续时间来实现。假定功率供应器的功率范围相等并且第一梯度脉冲的持续时间相同,如果要求针对第二梯度脉冲的更快的上升斜率,则需要增加电容C1+C2。然而,所要求的电容C1+C2和这些缓冲电容器的成本对于如上所述的高x值(即在低的电压降处)是高的。这通过使用电压转换器313来克服。事实上,本方法分离C1和C2并且最佳使用C1的能量存储,这是因为能够使能够被传送到梯度放大器307的有用的能量不取决于所允许的电压降。电压转换器313被配置为控制第二电压,以便补偿该电压降。

[0089] 图5是针对用于由梯度放大器系统向磁共振成像系统的梯度线圈供应电流的方法的流程图。在步骤501中,电功率供应器向用于驱动梯度线圈的梯度放大器供应第一电压。梯度放大器并联连接到梯度线圈。可以发生例如由于电路的内部电阻的由驱动梯度线圈产生的在梯度线圈两端的第一电压的变化。控制单元可以检测第一电压的变化并提供反馈,以便在步骤503中能量缓冲器向梯度放大器供应第二电压,使得以补偿该变化。第二电压由包括在能量缓冲器中的电压转换器控制。

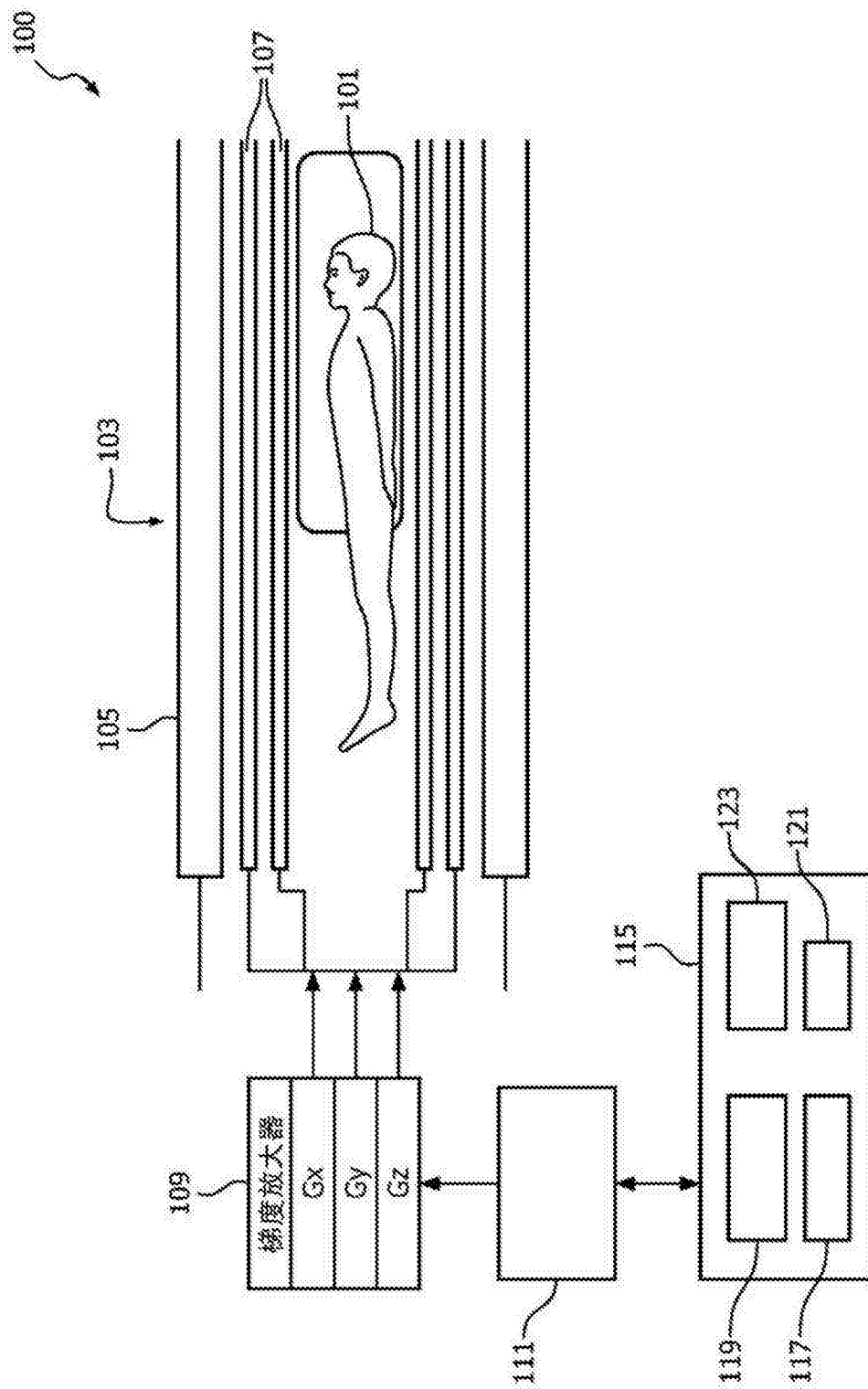


图1

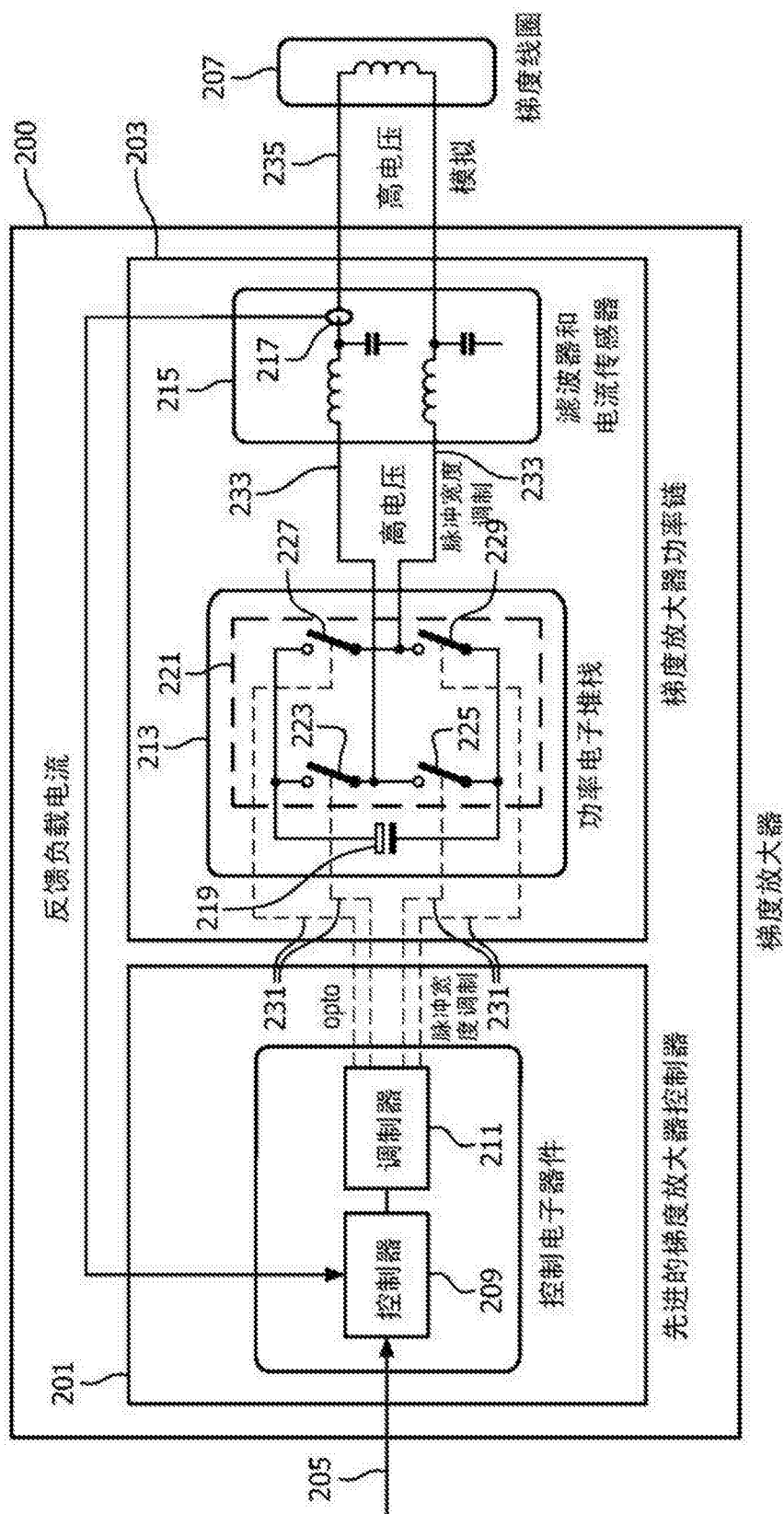


图2

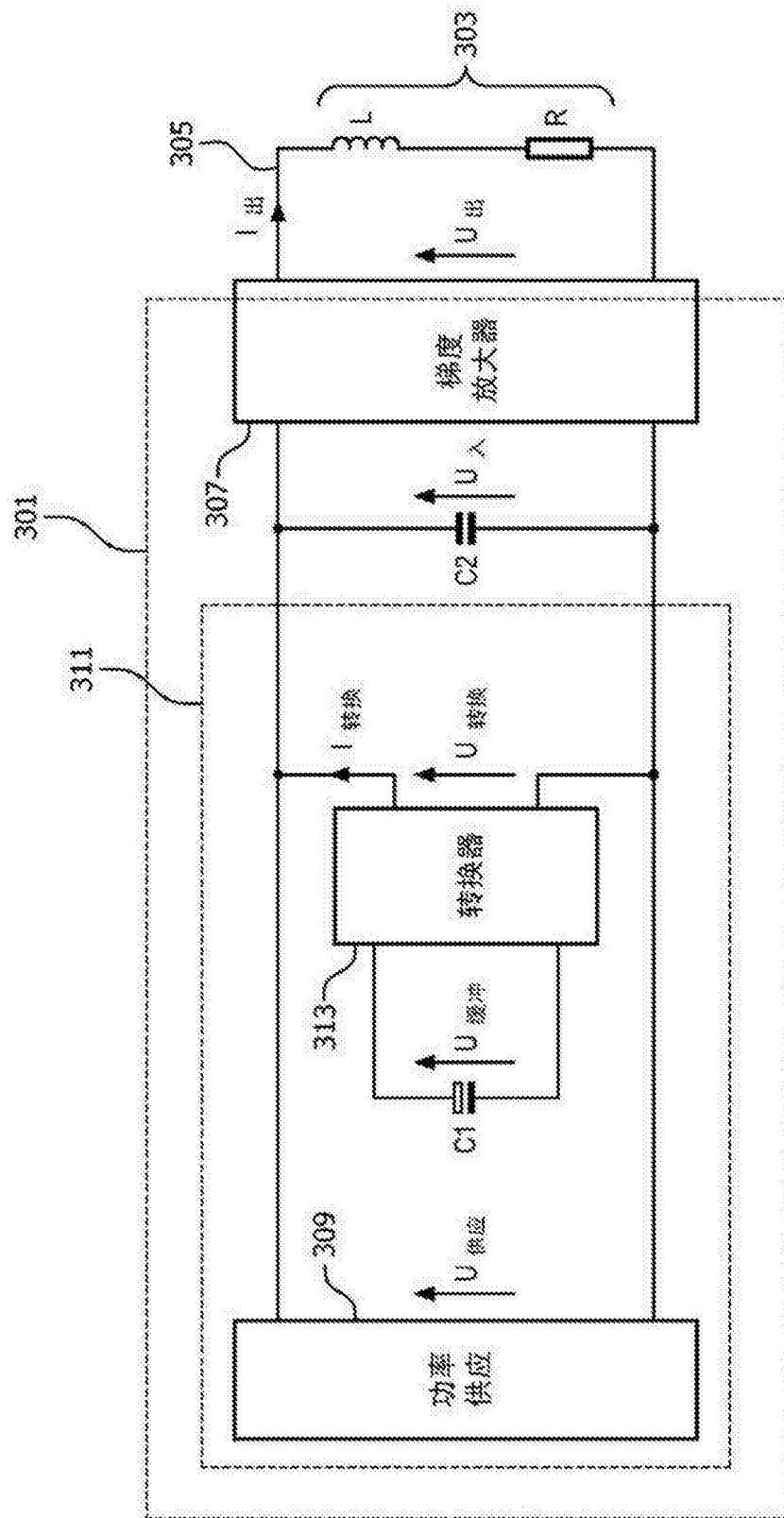


图3

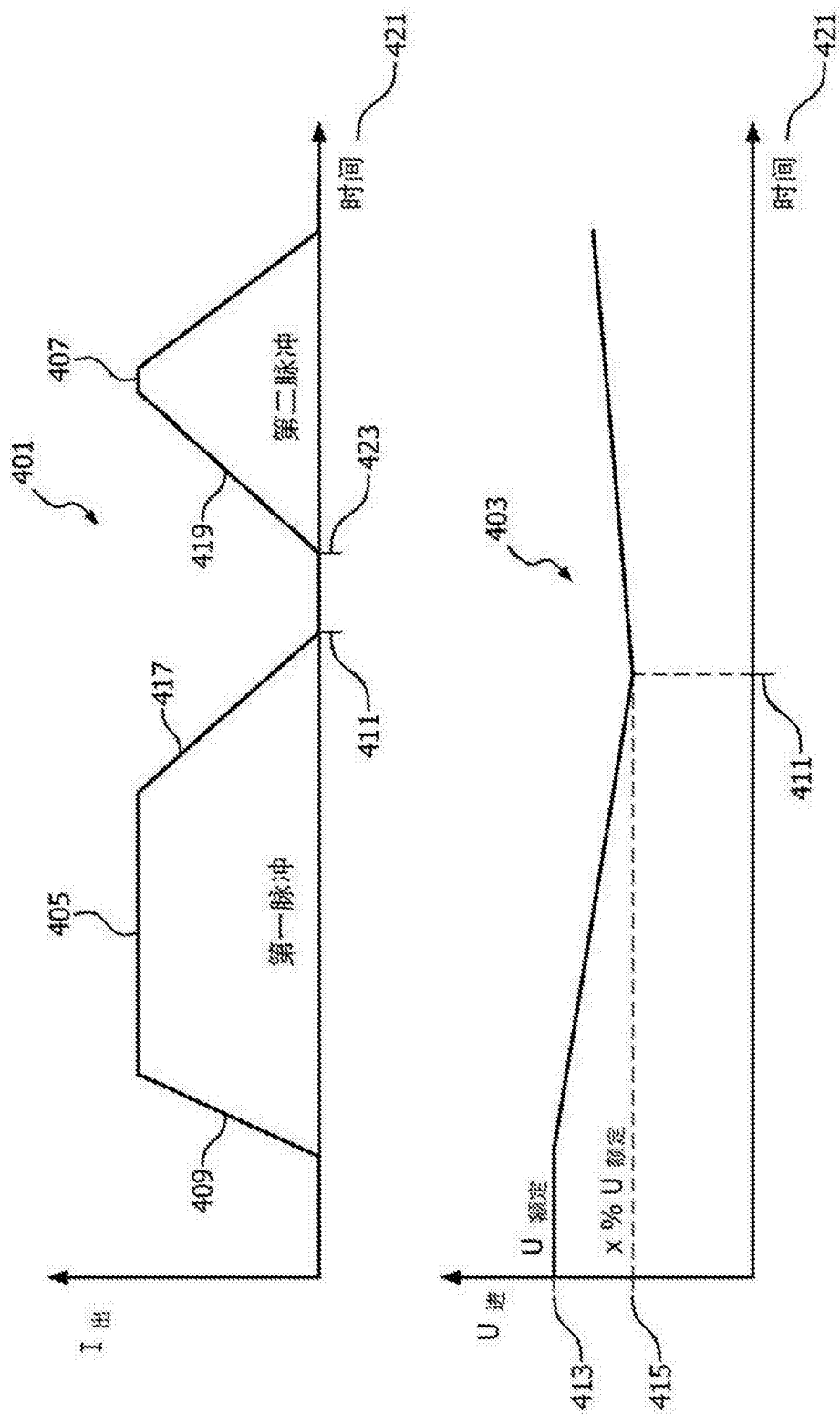


图4

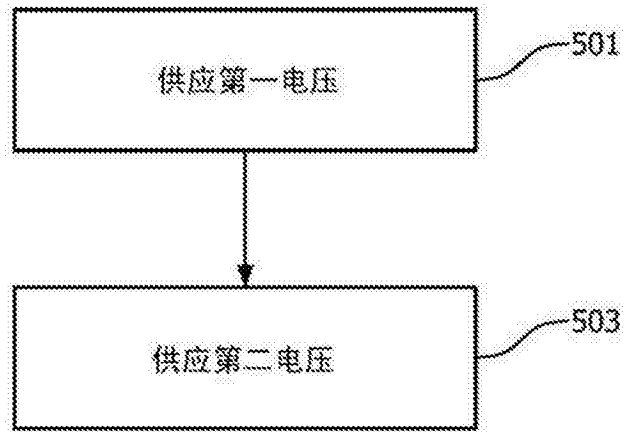


图5