



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106063100 B

(45)授权公告日 2019.06.25

(21)申请号 201580011863.1

(22)申请日 2015.01.06

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106063100 A

(43)申请公布日 2016.10.26

(30)优先权数据  
61/923,921 2014.01.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.09.05

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/IB2015/050085 2015.01.06

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02015/101962 EN 2015.07.09

(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 P·W·贝利

(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.  
H02M 1/32(2007.01)  
A61B 5/055(2006.01)  
H02M 3/335(2006.01)  
H02M 1/44(2007.01)  
H02M 7/04(2006.01)

(56)对比文件  
TW 200913450 A,2009.03.16,  
CN 1710794 A,2005.12.21,  
US 2005285476 A1,2005.12.29,  
CN 101453173 A,2009.06.10,  
CN 101777839 A,2010.07.14,  
CN 102170231 A,2011.08.31,

审查员 付文英

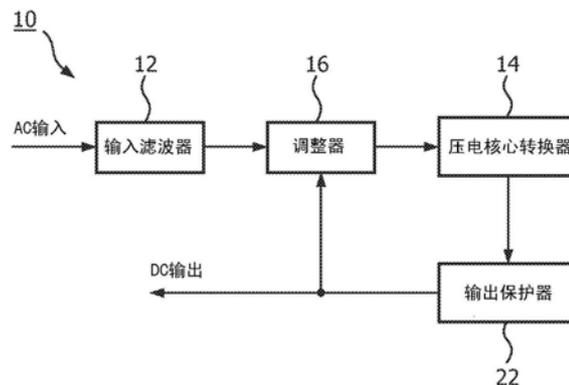
权利要求书2页 说明书8页 附图15页

(54)发明名称

用于在高外部磁场中供应电力的电源和方法

(57)摘要

一种在高外部磁场中供应电力的系统(10)和方法(200)。使用一个或多个压电变压器(18)将交流(AC)线路电力转换(202)为隔离电力。调整(204)AC线路电力到所述压电变压器(18)的流以将所述隔离电力维持在预定电压处。



1. 一种用于在高外部磁场中供应电力的电源(10),所述电源(10)包括:  
  压电核心转换器模块(14),其被配置用于使用一个或多个压电变压器(18)将交流(AC)线路电力转换为隔离的直流(DC)电力;以及  
  调整器模块(16),其被配置用于调整AC线路电力到所述压电核心转换器模块(14)的流,以将所述隔离的DC电力维持在预定电压处;  
  其中,所述调整器模块(16)包括微控制器模块(26)和输入前置调整器模块(24),其中,所述输入前置调整器模块(24)被配置成将经滤波的AC线路电力转换为经调整的DC电力输出并将所述经调整的DC电力输出提供给所述压电核心转换器模块(14);  
  其中,所述压电核心转换器模块(14)包括H桥模块(28),所述H桥模块被配置成接收来自所述输入前置调整器模块(24)的所述经调整的DC电力输出并根据所述经调整的DC电力输出生成高频脉冲串,所述高频脉冲串是由所述微控制器模块(26)控制的占空比并被提供给所述一个或多个压电变压器(18)。
2. 根据权利要求1所述的电源(10),其中,所述压电核心转换器模块(14)包括空气核心电感器(36),所述空气核心电感器被配置用于根据所述高频脉冲串以高于所述压电变压器(18)的机械共振的频率来生成到所述压电变压器(18)的正弦曲线输入。
3. 根据权利要求1和2中的任一项所述的电源(10),其中,所述一个或多个压电变压器(18)包括并行连接的多个压电变压器以增加所述电源(10)的电力输出。
4. 根据权利要求1和2中的任一项所述的电源(10),其中,所述调整器模块(16)还被配置用于:  
  监测所述压电变压器(18)的温度和/或监测所述AC线路电力;并且  
  基于所述监测来保护所述压电变压器(18)免于损坏。
5. 根据权利要求1和2中的任一项所述的电源(10),其中,所述高磁场大于2000高斯(G)。
6. 一种医学系统(100),包括:  
  磁共振成像(MRI)扫描器(104),其包括主磁体(108),所述主磁体生成高外部磁场;以及  
  根据权利要求1-5中的任一项所述的电源(10),其被定位为靠近所述主磁体(108)并且向外部负载(101)提供电力。
7. 一种用于在高外部磁场中供应电力的方法(200),所述方法(200)包括:  
  使用一个或多个压电变压器(18)将交流(AC)线路电力转换(202)为隔离的直流(DC)电力;  
  调整(204)AC线路电力到所述压电变压器(18)的流以将所述隔离的DC电力维持在预定电压处;其中,所述调整(204)包括将经滤波的AC线路电力转换为经调整的DC电力;  
  根据所述经调整的DC电力输出生成高频脉冲串,所述高频脉冲串是由微控制器模块26控制的占空比;并且  
  将占空比受控的高频脉冲串提供给所述一个或多个压电变压器(18)。
8. 根据权利要求7所述的方法(200),其中,所述转换(202)包括:  
  由空气核心电感器(36)以高于所述压电变压器(18)的机械共振的频率来生成到所述压电变压器(18)的正弦曲线输入。

9. 根据权利要求7和8中的任一项所述的方法(200), 其中, 所述调整(204)包括:  
监测所述压电变压器(18)的温度和/或监测所述AC线路电力; 并且  
基于所述监测来保护所述压电变压器(18)免于损坏。
10. 根据权利要求7和8中的任一项所述的方法(200), 还包括:  
将所述压电变压器(18)定位为靠近磁共振成像(MRI)系统(100)的主磁体(108), 所述  
主磁体(108)生成所述高外部磁场。

## 用于在高外部磁场中供应电力的电源和方法

### 技术领域

[0001] 本申请总体上涉及电源。本申请尤其与针对被使用在高外部磁场中的医学设备的交流 (AC) / 直流 (DC) 电力适配器结合应用, 并将具体参考其加以描述。然而, 应当理解, 本申请也适用于其他使用情景, 并且不必限于前述应用。

### 背景技术

[0002] 将 AC 线路电力转换为隔离 DC 电力的常规方法涉及使用含铁的、电磁变压器和电感器。当采用这样的方法的 AC/DC 电力适配器被使用在高外部磁场中时, 例如被使用在磁共振成像 (MRI) 设施的磁体室中时, 电力适配器通常必须被定位和机械紧固在距磁体的安全距离处。在没有将电力适配器紧固在安全距离处的情况下, 电磁变压器和电感器能够从高外部磁场饱和。这能够引起电力适配器丧失转换电力的能力、过热或者被损坏。另外, 电磁变压器具有显著的磁吸引力, 并且在没有将电力适配器紧固在安全距离处的情况下, 所述电力适配器能够通过变成抛射体而产生安全危险。

[0003] 将电力适配器远离磁体进行紧固的挑战在于, 由电力适配器供电的设备常常需要靠近磁体进行使用。通常, 这种挑战是通过经由从电力适配器延伸到设备的长的线缆提供电力来解决的, 或者是通过从设备本地的电池提供电力并且仅仅使用电力适配器对电池进行充电来解决的。然而, 采用长的线缆降低了便携性并且能够引起对设备和设备的用户两者的安全风险, 这是因为用户可能在线缆上被绊倒。另外, 电池能够提供的电量是有限的, 并且电池的使用寿命远远短于设备自身。

[0004] 将 AC 线路电力转换为隔离 DC 电力的其他较不常用的方法涉及使用压电变压器, 如在授予 Rosen 等人的美国专利 No. 2830274 中所描述的。该压电方法常常被使用在这样的 AC/DC 电力适配器中: 所述 AC/DC 电力适配器被用于发展针对被使用在显示器 (例如, 便携式电脑显示器) 的荧光背光管所要求的高 AC 电压。另外, 压电方法通常被使用在微电力能量收集中以向远程传感器供电。最近, 压电方法已经由于尺寸和重量减小而被部署在用于笔记本电脑的低电力 AC/DC 适配器中。利用采用压电方法的电力适配器的挑战在于, 这些适配器不能提供针对医学应用的足够的电力。另外, 这样的电力适配器不能生成足以用于医学应用的隔离低电压 DC 输出, 并且仅仅针对单 AC 线路电压可用, 最为典型地, 针对美国的相对低的 AC 线路电压可用。

### 发明内容

[0005] 本申请提供了克服这些问题和其他问题的新的经改进的系统和方法。

[0006] 根据一个方面, 提供了一种用于在高外部磁场中供应电力的电源。所述电源包括将交流 (AC) 线路电力转换为隔离电力的一个或多个压电变压器。所述电源还包括执行如下操作中的至少一项以维持恒定的输出电压而不管 AC 线路电力如何的一个或多个调整器模块: 调整 AC 线路电力到所述压电变压器的流, 以及调整来自所述压电变压器的隔离电力的流。

[0007] 根据另一方面,提供了一种用于在高外部磁场中供应电力的方法。所述方法包括使用一个或多个压电变压器将交流(AC)线路电力转换为隔离电力。所述方法还包括调整AC线路电力到所述压电变压器的流,以将所述隔离电力维持在预定电压处。

[0008] 根据另一方面,提供了一种用于在高外部磁场中供应电力的电源。所述电源包括压电核心转换器模块,所述压电核心转换器模块被配置用于使用一个或多个压电变压器将交流(AC)线路电力转换为隔离电力。所述电源还包括调整器模块,所述调整器模块被配置用于调整AC线路电力到所述压电核心转换器模块的流,以将所述隔离电力维持在预定电压处。

[0009] 一个优点在于消除了免受磁性影响的问题。

[0010] 另一优点在于消除了抛射体风险。

[0011] 另一优点在于交流(AC)/直流(DC)电力适配器与被供电的设备集成。

[0012] 另一优点在于对全世界AC线路电压和频率的宽范围的支持。

[0013] 另一优点在于相对于产生高外部磁场的磁体的较近的定位。

[0014] 另一优点在于经改进的便携性。

[0015] 本领域普通技术人员在阅读并理解下文的详细描述之后,将认识到本发明的更进一步的优点。

## 附图说明

[0016] 本发明可以采取各种部件和部件的布置,以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅仅是出于对优选实施例进行图示说明的目的,而不应被解释为对本发明的限制。

[0017] 图1图示了采用一个或多个压电变压器的电力适配器以及用于调整所述电力适配器的输出的反馈回路。

[0018] 图2图示了图1的电力适配器的更为具体的实施例。

[0019] 图3图示了作为频率的函数的压电变压器的电压增益的曲线图。

[0020] 图4A图示了针对图2的输入滤波器和输入前置调整器模块的电路。

[0021] 图4B图示了针对图2的偏置前置调整器和偏置调整器模块的电路。

[0022] 图4C图示了针对图2的H桥和压电变压器模块的电路。

[0023] 图4D图示了针对图2的微控制器模块的电路。

[0024] 图4E图示了针对图2的输出整流器、过压保护器和误差放大器模块的电路。

[0025] 图4F图示了针对图2的光隔离器和过流保护器的电路。

[0026] 图5图示了没有用于调整电力适配器的输出的反馈回路的图1的电力适配器的备选实施例。

[0027] 图6A图示了图5的针对输入滤波器模块的电路和针对前置调整模块的电路的部分。

[0028] 图6B图示了图5的针对前置调整模块的电路的部分。

[0029] 图6C图示了针对图5的压电核心转换器模块的电路。

[0030] 图6D图示了针对图5的输出保护器和后置调整器模块的电路。

[0031] 图7图示了具有采用被定位在主磁体附近的一个或多个压电变压器的电力适配器的磁共振成像(MRI)系统。

[0032] 图8图示了用于使用压电变压器在高外部磁场中供应电力的方法。

### 具体实施方式

[0033] 本申请提供了用于在不使用诸如电磁变压器和电感器的电磁部件的情况下将交流 (AC) 线路电力转换为对医学设备供电有用的医学隔离的直流 (DC) 电力的经改进的方法。替代使用用于电力转换的电磁部件,经改进的方法采用一个或多个压电变压器。通过消除电磁部件,所述经改进的方法能够实现隔离的电力转换,其不受高磁场影响,例如,其不受由磁共振成像 (MRI) 系统的主磁体所生成的那些高磁场影响。

[0034] 为了以增加的电力和电压水平提供DC输出,例如对需要靠近MRI系统的主磁体的许多医学设备有用的那些DC输出,能够增加压电变压器的数量。更进一步地,为了允许在全世界AC线路电压和频率的全部范围上的电力转换操作,使用压电变压器的转换能够通过例如微控制器来调整。

[0035] 参考图1,提供了用于在高外部磁场中使用的AC/DC电力适配器10。如在本文中所使用的,高外部磁场是高于2000高斯 (G) 的磁场。输入滤波器模块12在AC电力线路上接收来自诸如电网或发电机的外部源的AC电力并且对所接收的AC电力进行滤波。输入滤波器模块12对所接收的AC电力进行滤波以去除诸如射频干扰的噪声。额外地或备选地,输入滤波器模块12对所接收的AC电力进行滤波以保护电力适配器10免于电力浪涌、掉电以及与AC电力线路相关联的其他非典型状况。AC电力线路的电压和频率能够跨全世界AC线路电压和频率的全部范围。例如,AC电力线路的电压的范围能够从90到250伏特 (V),并且AC电力线路的频率的范围能够从50到60赫兹 (Hz)。

[0036] 经滤波的电力从输入滤波器模块12通过调整器模块16传递到压电核心转换器模块14,所述调整器模块16调整经滤波的电力到压电核心转换器模块14的流。压电核心转换器模块14采用一个或多个压电变压器18 (参见图4C) 以将来自调整器模块16的经调整、滤波的电力转换为隔离的DC电力输出。压电变压器将输入电能转换为机械能,并且然后将所述机械能转换回输出电能,所述输出电能是流电的且因此与输入电能安全地隔离的。为了增加DC电力输出的电力和电压水平,能够增加压电变压器的数量并将其并行地布置。

[0037] 调整器模块16使用来自DC电力输出的反馈来调整经滤波的电力到压电核心转换器模块14的流,以将DC电力输出维持在恒定、预定电压处,而不管AC电力线路的电压和频率如何。调整器模块16还能够调整所述经滤波的电力的流以保护压电变压器18免于过热、电力浪涌和在AC电力线路上的掉电以及过载。适合地,调整器模块16的微控制器20 (参见图4D) 管理对经滤波的电力的调整。

[0038] 从压电核心转换器模块14的DC电力输出通过输出保护器模块22被传递到外部负载。所述外部负载例如能够是医学设备。医学设备的范例包括患者监测器、显示器、娱乐设备、注入泵、注射器、电动机、麻醉工作站、相机、电池充电器以及通信设备。输出保护器模块22确保了DC电力输出的电压和/或电流不超出预定义的限值。这有利地保护了电力适配器10和外部负载两者。

[0039] 本领域技术人员应当认识到,即使结合图1图示和描述了输入滤波器模块12和输出保护器模块22,这些模块12、22对于电力适配器10的恰当操作来说也是不需要的。因此,在一些实例中,电力适配器10没有输入滤波器模块12和/或输出保护器模块22。

[0040] 参考图2,提供了在图1中描述的电力适配器10的更为具体的实施例。以虚线框示出了与图1的模块12、14、16、22的对应关系。如上所述,输入滤波器模块12接收来自外部源的AC电力。经滤波的电力被提供到输入前置调整器模块24,所述输入前置调整器模块24将经滤波的电力转换为经调整的DC电力输出。输入前置调整器模块24通过对经滤波的电力进行整流以适合地将经滤波的电力转换为经调整的DC电力输出。因此,经调整的DC电力输出的电压通常取决于所接收的AC电力。例如,在美利坚合众国,经调整的DC电力输出是大约125伏特(V)。经调整的DC电力输出被提供到微控制器模块26和H桥模块28。输入前置调整器模块24还向偏置前置调整器模块30提供经滤波的电力,所述偏置前置调整器模块30制备用于由偏置调整器模块32使用的经滤波的电力。

[0041] 偏置调整器模块32接收来自偏置前置调整器模块30的经制备、滤波的电力,并将所述电力转换为第一经调整的DC电力输出和第二经调整的DC电力输出。所述第一经调整的DC电力输出具有足以对微控制器模块26进行供电的电压,例如,3.3V,并且第二经调整的DC电力输出具有足以对H桥模块28进行供电的电压,例如,15V。在一些实例中,第一经调整的DC电力输出和第二经调整的DC电力输出能够是取决于H桥模块28和微控制器模块26的电力要求的同一个经调整的DC电力输出。

[0042] H桥模块28接收来自偏置调整器模块32的第二经调整的DC电力输出,其被用于对H桥模块28进行供电。另外,H桥模块28接收来自输入前置调整器模块24的经调整的DC电力输出并根据输入前置调整器模块24的经调整的DC电力输出来生成高频脉冲串。所述高频脉冲串是根据来自微控制器模块26的控制信号进行控制以生成恒定均方根(RMS)电压的占空比。这有利地去除了来自全世界AC线路电力的电压的大的变化。高频脉冲串被提供到压电变压器模块34。

[0043] 压电变压器模块34包括接收高频脉冲串的空气核心电感器36(参见图4C)。空气核心电感器36与压电变压器模块34的一个或多个压电变压器18(参见图4C)的输入电容一起共振,由此以恰好高于压电变压器18的机械共振的频率来生成到压电变压器18的正弦曲线输入。空气核心电感器有利地避免了在存在高磁场的情况下的电感器的饱和。另外,正弦曲线输入的正弦波使在压电变压器18中产生热而不对电力转换做出贡献的其他谐波最小化。更进一步地,所述正弦曲线输入的正弦波也有助于显著降低辐射发射,所述辐射发射能够在MRI中产生图像伪影,并且有助于降低在压电变压器18上的 $dv/dt$ 应力。

[0044] 压电变压器18将正弦曲线输入的电转换为机械振动,所述机械振动继而转换为在压电变压器18的输出处的隔离低压正弦曲线形式的电能。输出正弦曲线由输出整流器模块38进行整流,以形成与AC电力线路安全隔离的DC电力输出。然后,经隔离的DC电力输出通过过压保护器模块40和过流保护器模块42,以确保DC电力输出的电压和电流停留在预定义的限值内。

[0045] 微控制器模块26接收来自偏置调整器模块32的第一经调整的DC电力输出,其被用于对微控制器模块26进行供电。微控制器模块26的微控制器20(参见图4D)监测经由光隔离器模块44隔离的DC电力输出。在这一点上,误差放大器模块46确定隔离的DC电力输出与预期的DC电力输出之间的差异。然后,该差异通过光隔离器模块44被提供到微控制器20。基于该差异信号,微控制器20调节脉冲串的频率,以便将DC电力输出的电压调整到恒定的DC电压,而不管输出负载变化如何。这种脉冲频率调整利用压电变压器18的电压增益属性。图3

图示了作为频率(千赫兹(kHz))的函数的压电变压器的电压增益(输出电压/输入电压)的曲线图。

[0046] 微控制器20还能够使用对从压电变压器模块34接收的温度的信号指示物和/或指示从输入前置调整器模块24接收的AC电力线路的电压的信号来监测压电变压器18的温度。基于该温度信号和电力线路信号,微控制器20能够通过例如禁用外部负载来采取动作以保护压电变压器18免于AC线路掉电或浪涌、输出过载、过热等。

[0047] 参考图4A-4F,提供了在图2中描述的电力适配器10的更为具体的实施例。以虚线框示出了与图2的模块12、24-34、38-46的对应关系。如所看到的,所述模块12、24-34、38-46中的每个模块对应于电路。图4A图示了针对输入滤波器模块12的电路以及针对输入前置调整器模块24的电路。图4B图示了针对偏置前置调整器模块30的电路以及针对偏置调整器模块32的电路。图4C图示了针对H桥模块28的电路以及针对压电变压器模块34的电路。针对压电变压器模块34的电路图示了空气电感器36与压电变压器18的相互连接。图4D图示了针对微控制器模块26的电路,所述电路包括微控制器20。图4E图示了针对输出整流器模块38的电路、针对过压保护器模块40的电路以及针对误差放大器模块的电路。图4F图示了针对光隔离器模块44的电路以及针对过流保护器模块42的电路。

[0048] 在图4A-F中描述的电力适配器10的实施例是在1.5特斯拉(T)和3.0T MRI环境两者中通过实验测试的。在测试期间,发现电力适配器10能够在至少3T的磁场中并且以超过50瓦特(W)的输出功率进行操作。更进一步地,发现电力适配器10在1.5T MRI或3T MRI上不引起任何图像伪影出现。此外,电力适配器10在存在3T MRI磁体时具有可以忽略的磁吸引力。电力适配器10能够无辅助地位于3T磁体的腔中。另外,在任意取向中观察到磁场对电力适配器的操作没有影响。电力适配器10始终成功地操作到3T磁体的腔中。

[0049] 参考图5,图示了在图1中描述的AC/DC电力适配器10的备选实施例。输入滤波器模块12和输出保护器模块22仍然是如以上所描述的。类似地,压电核心转换器模块14仍然是如以上所描述的,除了其输出隔离的AC电力输出。然而,与具有反馈的单调调整器模块30不同的是,如结合图1所描述的,电力适配器10的该实施例包括前置调整器模块48和后置调整器模块50。

[0050] 前置调整器模块48调整经滤波的电力到压电核心转换器模块14的流,以将被提供到压电核心转换器模块14的经滤波的电力的频率和电压维持在预定水平,而不管AC电力线路的电压和频率如何。适合地,被提供到压电核心转换器的经滤波的电力是具有恰好高于压电变压器18的机械共振的频率的正弦曲线。后置调整器模块50对来自压电核心转换器模块14的隔离的AC电力的流进行调整并将经隔离的AC电力转换为隔离的DC电力输出。在这一点上,后置调整器模块50将DC电力输出维持在恒定、预定电压,而不管由压电核心转换器模块14得到的隔离AC电力输出的电压如何。

[0051] 参考图6A-4D,提供了在图5中描述的电力适配器10的更为具体的实施例。以虚线框示出了图5的模块12、14、22、48、50的对应关系。如所看到的,所述模块12、14、22、48、50中的每个模块对应于电路。图6A图示了针对输入滤波器模块12的电路和针对前置调整模块48的电路的部分。图6B图示了针对前置调整48模块的电路的部分。图6C图示了针对压电核心转换器模块14的电路。所述针对压电核心转换器模块14的电路图示了空气电感器36与压电变压器18的相互连接。另外,所述针对压电核心转换器模块14的电路图示了多个压电变压

器18的并行连接以增加电力适配器10的电力输出。图6D图示了针对输出保护器模块22的电路以及针对后置调整器模块50的电路。

[0052] 参考图7,提供了MRI系统100,在所述MRI系统内能够使用采用电力适配器10的设备101。设备101适合是医学设备,例如,所图示的患者监测器。MRI系统100使用磁共振(MR)来生成患者102的靶体积的一幅或多幅诊断图像。系统100包括定义成像(或扫描)体积的扫描器104,所述成像(或扫描)体积被尺寸设计为容纳靶体积。能够采用患者支撑体来支撑患者102并将靶体积定位在成像体积106的等中心附近。

[0053] 扫描器104包括主磁体108,所述主磁体108产生延伸通过成像体积106的强的、静态 $B_0$ 磁场。主磁体108通常采用超导线圈以产生静态 $B_0$ 磁场。然而,主磁体108也能够采用永磁体或电阻性磁体。只要采用超导线圈,主磁体108就包括用于超导线圈的冷却系统,例如,液氮冷却的低温恒温器。静态 $B_0$ 磁场的强度在成像体积106中通常是0.23T、0.5T、1.5T、3T、7T等中的一个,但其他强度也是预期的。

[0054] 扫描器104的梯度控制器110被控制以使用扫描器104的多个磁场梯度线圈112将诸如x、y和z梯度的磁场梯度叠加在成像体积106中的静态 $B_0$ 磁场上。磁场梯度对成像体积106内的磁自旋进行空间编码。通常,多个磁场梯度线圈112包括在三个正交空间方向上进行空间编码的三个单独的磁场梯度线圈。

[0055] 另外,诸如收发器的一个或多个发射器114被控制以利用扫描器104的一个或多个发射线圈阵列(例如,全身线圈116和/或表面线圈118)将 $B_1$ 共振激励和操纵射频(RF)脉冲发射到成像体积106中。 $B_1$ 脉冲通常是短持续时间的,并且当磁场梯度一起进行时,实现对磁共振的选定操纵。例如, $B_1$ 脉冲激励氢偶极子以进行共振并且磁场梯度对共振信号的频率和相位中的空间信息进行编码。通过调节RF频率,能够在趋向于在已知的组织(例如,骨骼)中富集的诸如磷的其他偶极子中激励共振。

[0056] 序列控制器120根据成像序列来控制梯度控制器110和/或发射器114,以产生在成像体积106内的空间编码的MR信号。成像序列定义了 $B_1$ 脉冲和/或磁场梯度的序列。另外,能够从对于序列控制器(例如,序列存储器122)远程或本地的设备或系统中接收成像序列。

[0057] 诸如收发器的一个或多个接收器124接收来自成像体积106的经空间编码的磁共振信号,并且将所接收的经空间编码的磁共振信号解调为MR数据集。所述MR数据集包括例如k空间数据轨迹。为了接收经空间编码的磁共振信号,接收器124使用扫描器104的一个或多个接收线圈阵列,例如,全身线圈116和/或表面线圈118。接收器124通常将MR数据集存储在数据存储器126中。

[0058] 重建处理器128将MR数据重建成成像体积106的MR图像或地图。这包括,针对由MR数据集捕获的每个MR信号,对由磁场梯度进行的空间编码进行空间解码以确认来自每个空间区域(例如,像素或体素)的MR信号的属性。MR信号的强度或幅度通常被确认,但是与相位、弛豫时间、磁化转移等有关的其他属性也能够被确认。MR图像或地图通常被存储在图像存储器130中。

[0059] 主控制器132控制重建处理器128和序列控制器120以使用对靶体积的一次或多次扫描来生成靶体积的一幅或多幅诊断图像。针对每次扫描,靶血管被定位在成像体积106内。例如,患者102被定位在患者支撑体上。然后,表面线圈118被定位在患者102上并且所述患者支撑体将靶体积移动到成像体积106中。成像体积106的尺寸能够在扫描之间改变。

[0060] 一旦靶体积被定位在成像体积106内,则主控制器132根据诸如切片的数量的扫描参数来控制序列控制器120,并为序列控制器120提供成像序列。所述成像序列能够例如被存储在序列存储器122中。如上文所提到的,成像序列定义 $B_1$ 脉冲和/或磁场梯度的序列,其产生来自成像体积106的经空间编码的MR信号。另外,主控制器132能够根据扫描参数来控制接收器124。例如,主控制器132能够调节接收器124的增益。

[0061] 主控制器132能够通过软件、硬件或者这两者来执行前述功能。在主控制器132采用软件的情况下,主控制器132包括运行所述软件的至少一个处理器。所述软件被适当地存储在程序存储器134上,所述程序存储器134能够对于主控制器42是本地的或远程的。另外,主控制器132能够由用户使用借助于显示设备136被呈现给用户的图形用户接口和用户输入设备138来进行管理。例如,用户能够启动成像、显示图像、操纵图像等。

[0062] 尽管重建处理器128和序列控制器120被图示为在主控制器132的外部,但是,应当认识到,这些部件中的一个或两者能够作为软件、硬件或者其组合与主控制器132集成。例如,重建处理器128能够作为在主控制器132的至少一个处理器上运行的软件模块与主控制器132集成。

[0063] 参考图8,提供了用于根据以上论述在外部磁场中供应电力的方法200。所述方法200由在高外部磁场中的诸如AC/DC电力适配器10的电源来执行。高外部磁场通常是高于2000G的磁场。这样的磁场是对磁共振成像MRI系统100的主磁体108的常见近似(例如,在数英尺内)。

[0064] 所述方法200包括使用一个或多个压电变压器18将交流AC线路电力转换202为隔离电力。这是通过压电核心转换器模块14来执行的。所述隔离电力能够是DC或AC(将图1与图5进行比较)。当隔离电力是DC电力时,其通常被提供到外部负载101,而无需进一步的转换和/或调整。否则,针对外部负载101常常需要额外的转换和/或调整。所述转换通常包括通过空气核心电感器36以高于压电变压器18的机械共振的频率生成到压电变压器18的正弦曲线输入。

[0065] 调整204AC线路电力到压电变压器18的流以将隔离电力维持在预定电压(当隔离电力为AC时为RMS电压)处。这是根据调整阶段的数量由调整器模块16或前置调整器模块48来执行的。所述调整能够包括接收隔离电力的测量结果并且基于所接收的测量结果来调整AC线路电力到压电变压器18的流。另外,所述调整能够包括将AC线路电力转换为脉冲串并控制所述脉冲串的占空比以将隔离电力维持在预定电压处。更进一步地,所述调整能够包括监测压电变压器18的温度和/或监测所述AC线路电力。基于所述监测,压电变压器18能够被保护以免于因例如外部负载和/或电力线电力从压电变压器18断开而造成损坏。

[0066] 在一些实例中,如在图5中所描述的,隔离电力到外部负载101的流能够在转换之后被调整206。这是通过后置调整器模块50来执行的。通常,后置调整包括将通常为AC的隔离电力转换为足以对外部负载101进行供电的隔离的DC电力。不管隔离电力的电压如何,隔离的DC电力保持恒定。因此,在包括后置调整的实施例,存在调整的两个阶段:前置调整阶段和后置调整阶段。

[0067] 如在本文中所使用的,存储器包括存储数据的设备或系统,例如,随机存取存储器(RAM)或只读存储器(ROM)。另外,如在本文中所使用的,处理器包括处理输入设备以产生输出数据的任意设备或系统,例如,微处理器、微控制器、图形处理单元(GPU)、专用集成电路

(ASIC)、FPGA等；控制器包括控制另一设备或系统的任意设备或系统；用户输入设备包括任意设备，例如，鼠标或键盘，允许用户输入设备的用户向另一设备或系统提供输入；并且显示设备包括用于显示数据的任意设备，例如，液晶显示器 (LCD) 或发光二极管 (LED) 显示器。

[0068] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解前面的具体描述的情况下可以想到修改和替代。例如，尽管前述论述聚焦于AC/DC电力适配器，但是本领域技术人员将认识到，压电变压器能够被应用到其他类型的电源。本文旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和替代，只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围内。

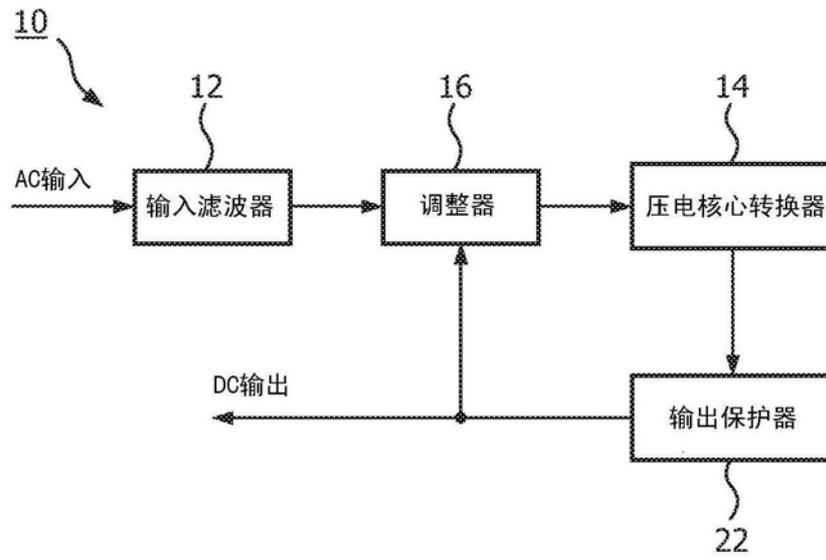


图1

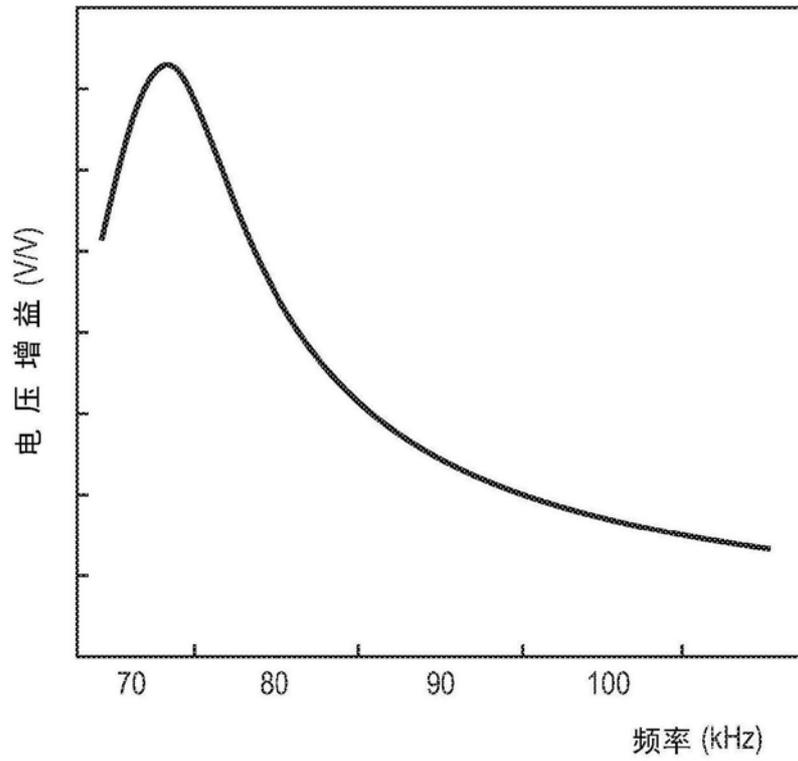


图3

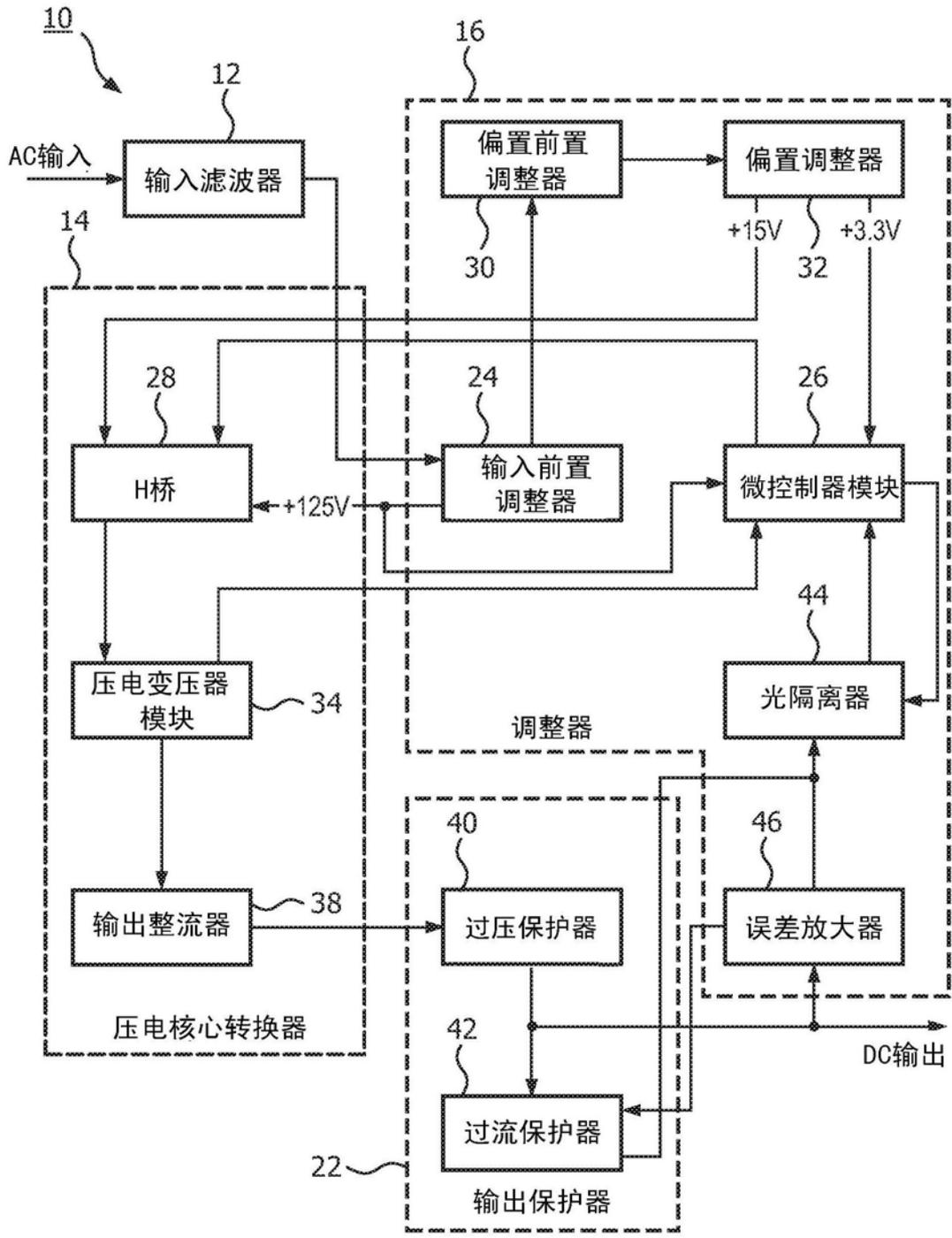


图2

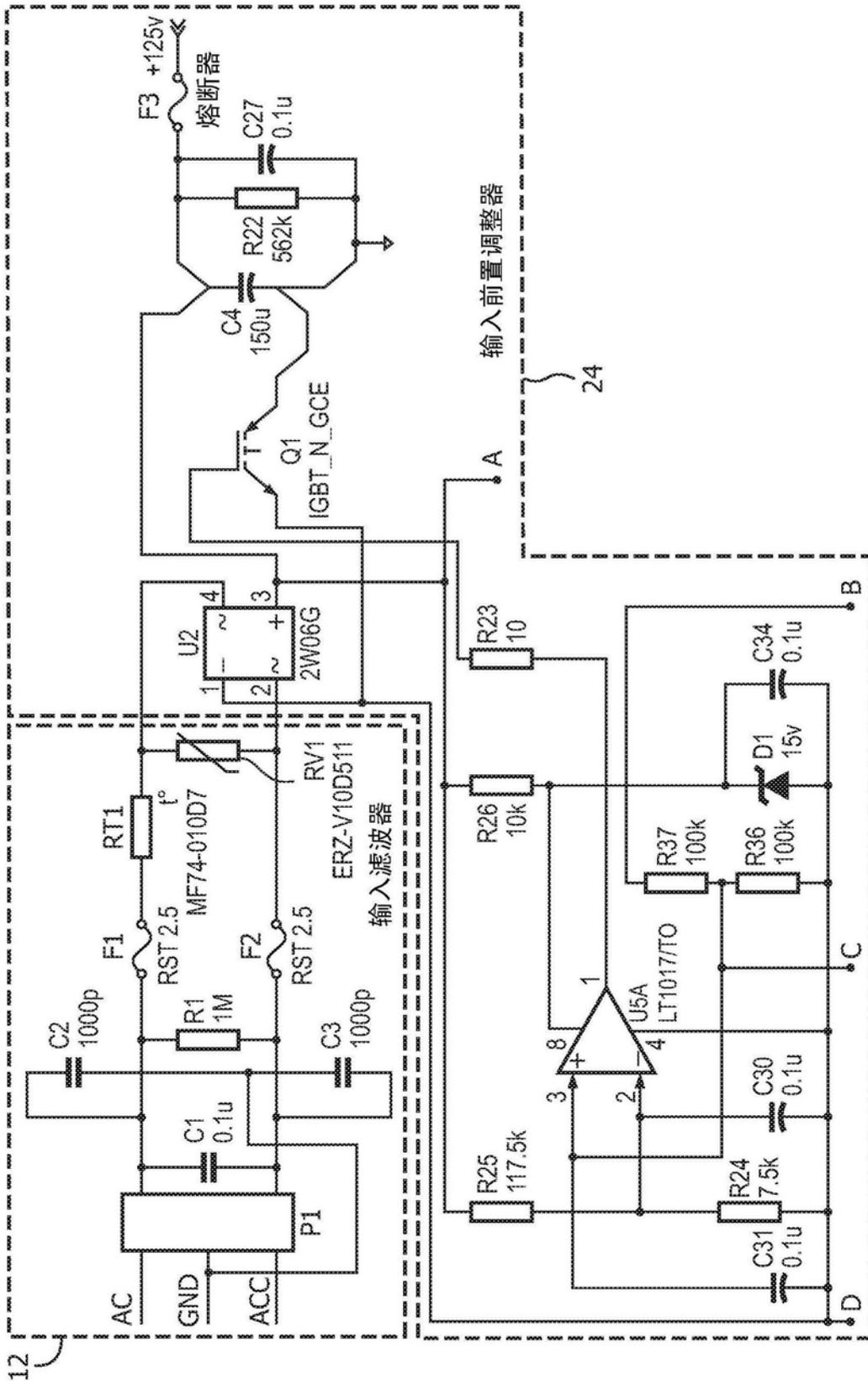


图4A

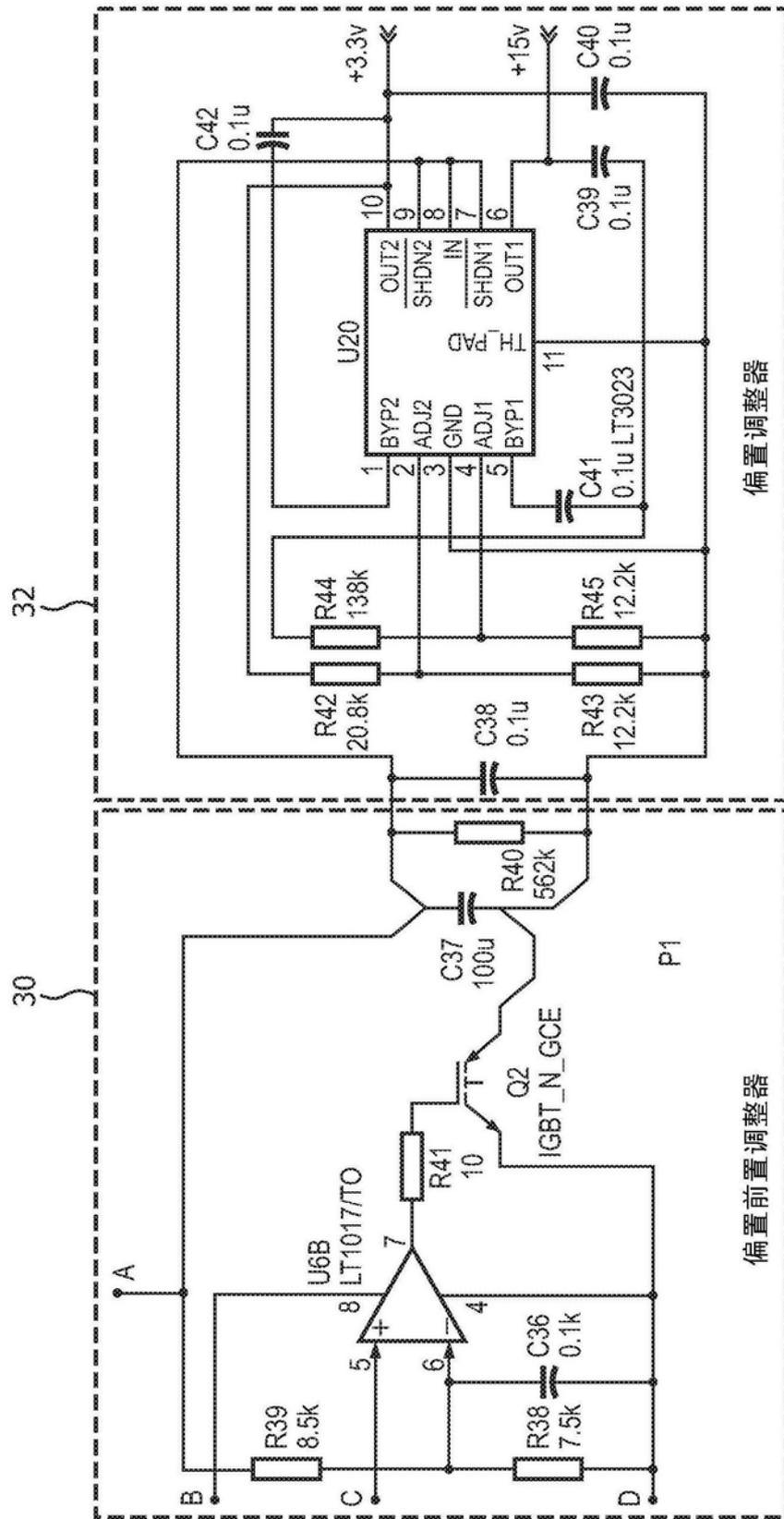


图4B

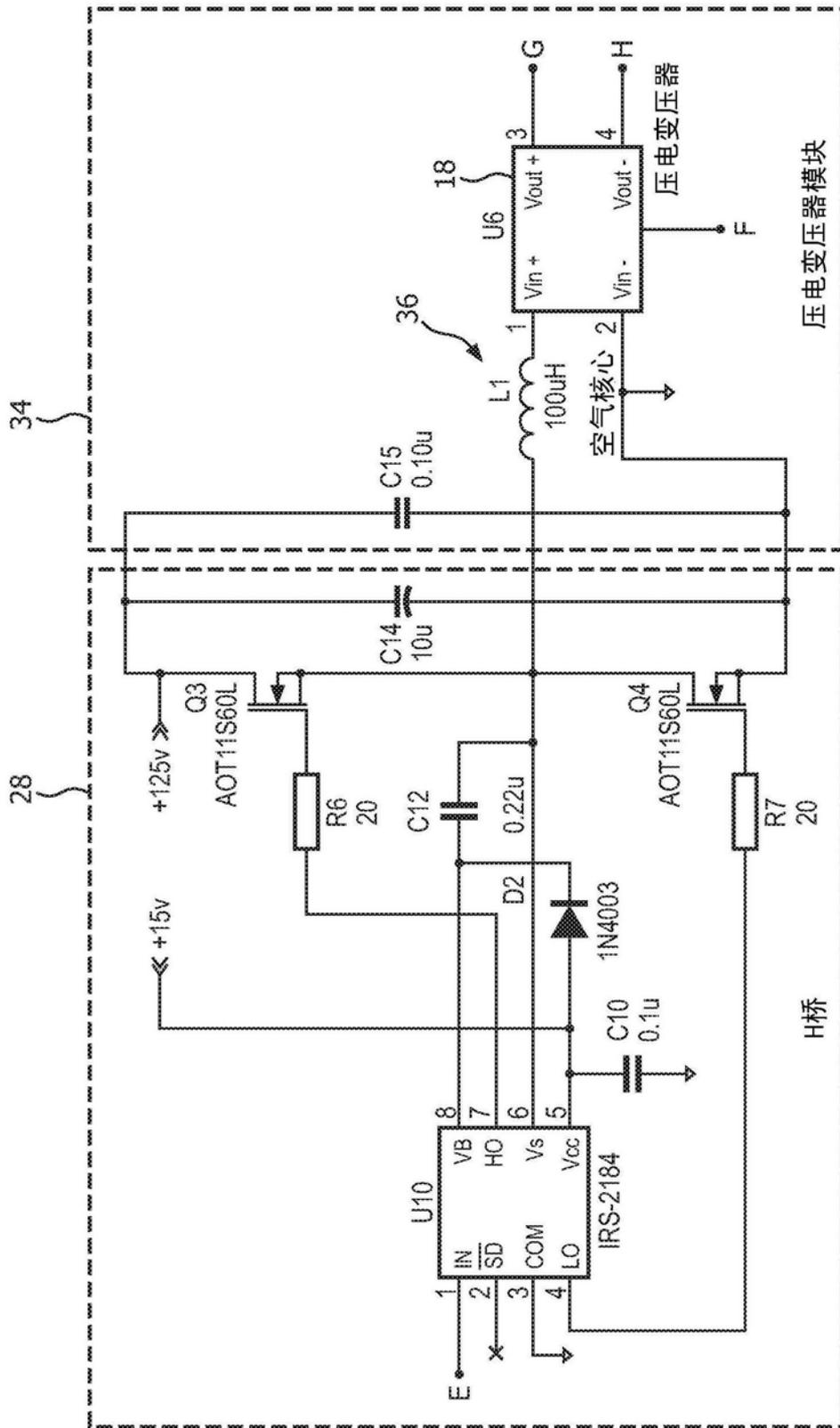


图4C

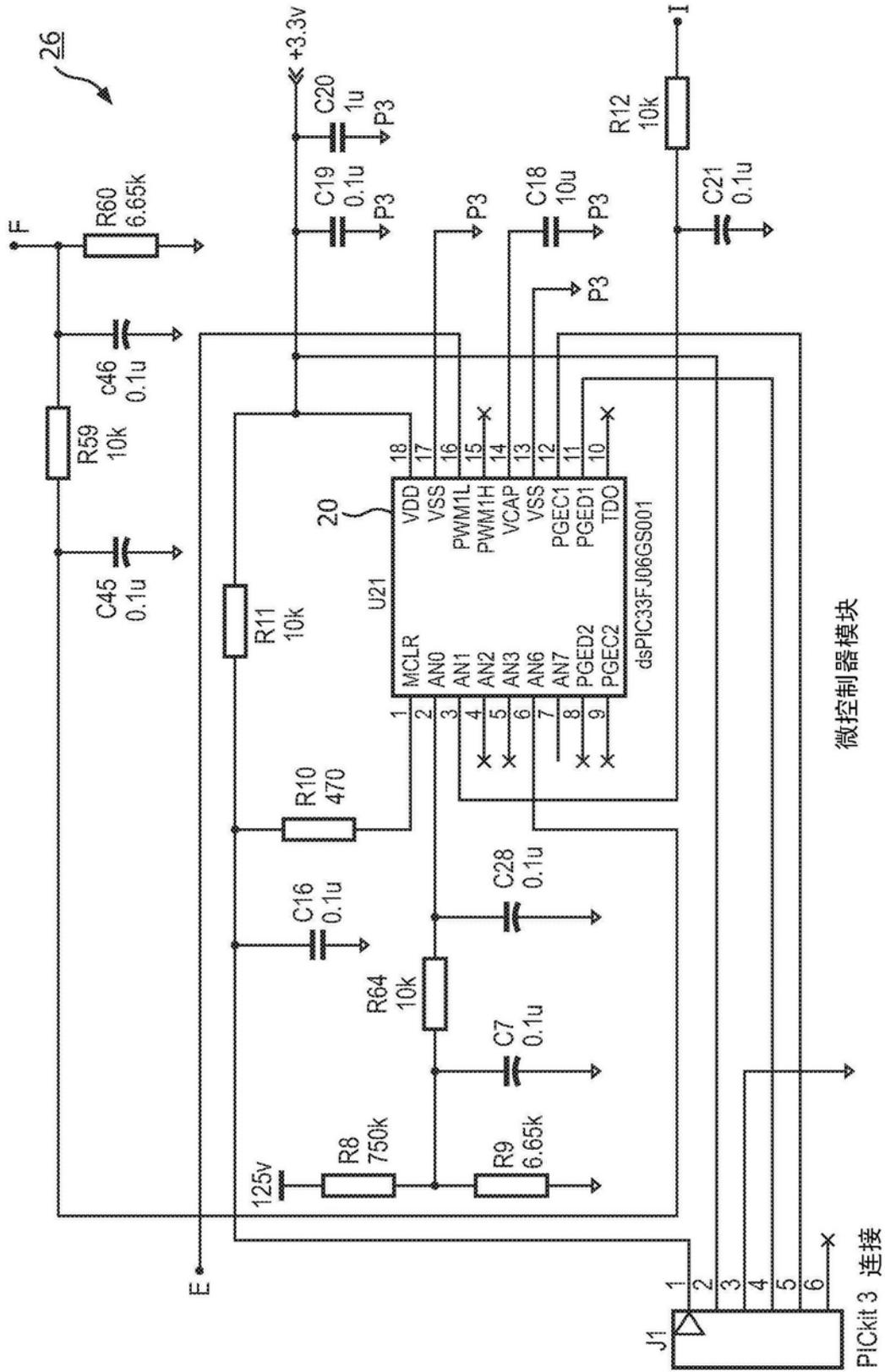


图4D

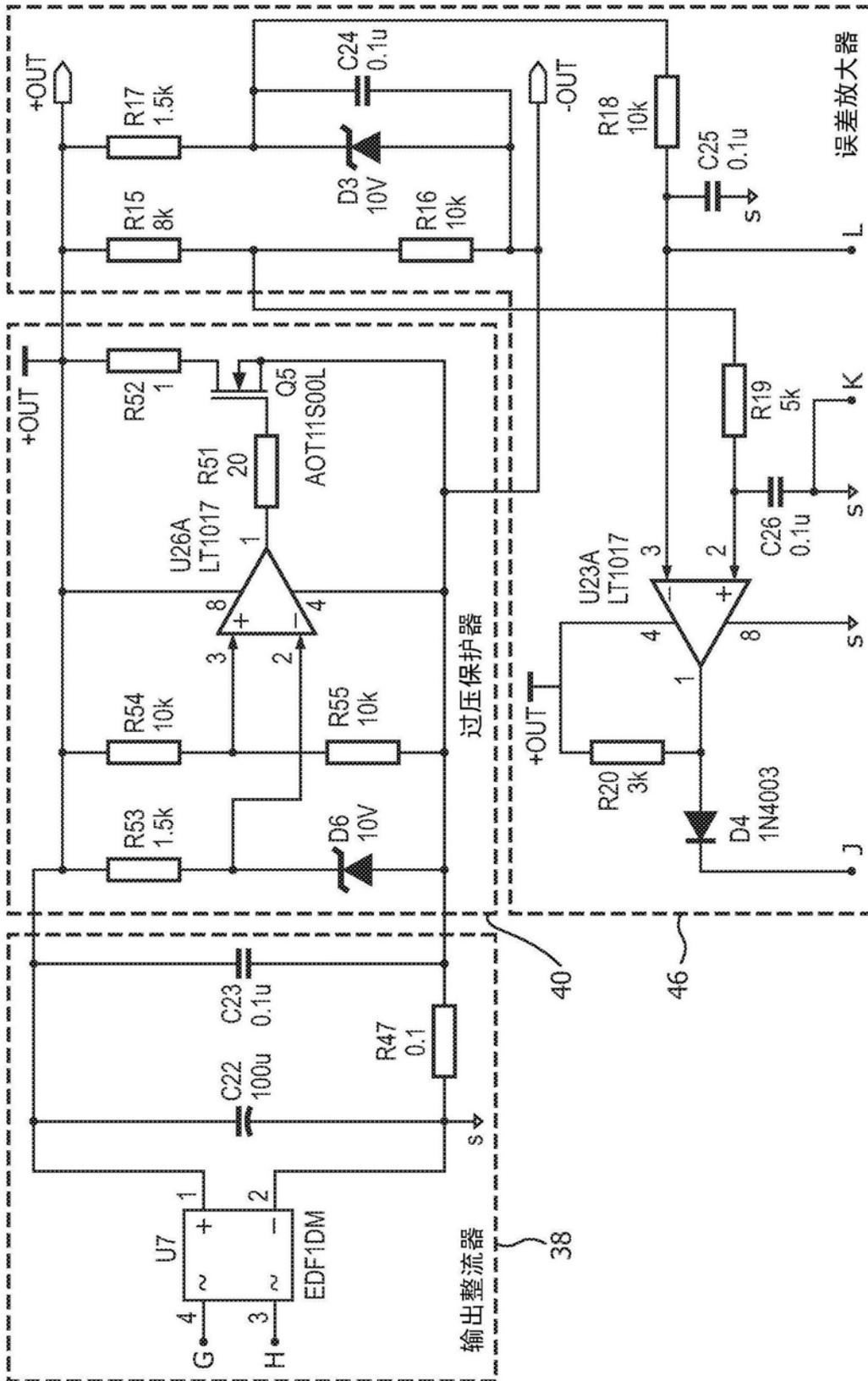


图4E

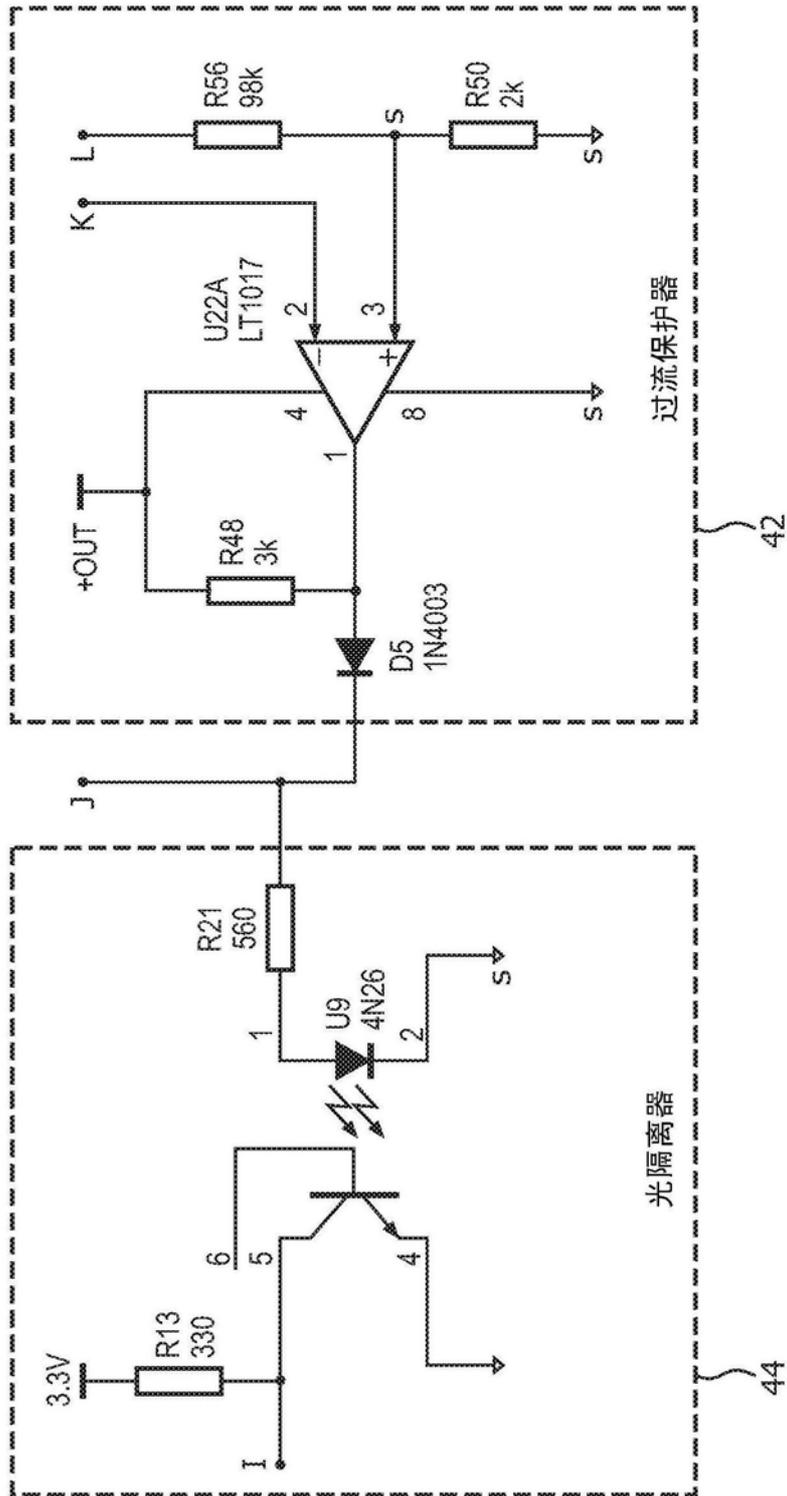


图4F

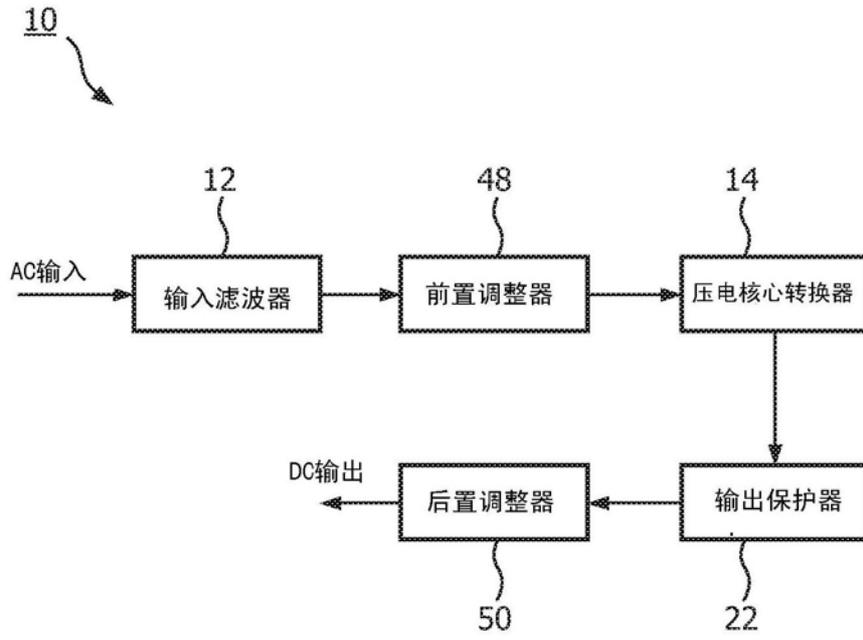


图5

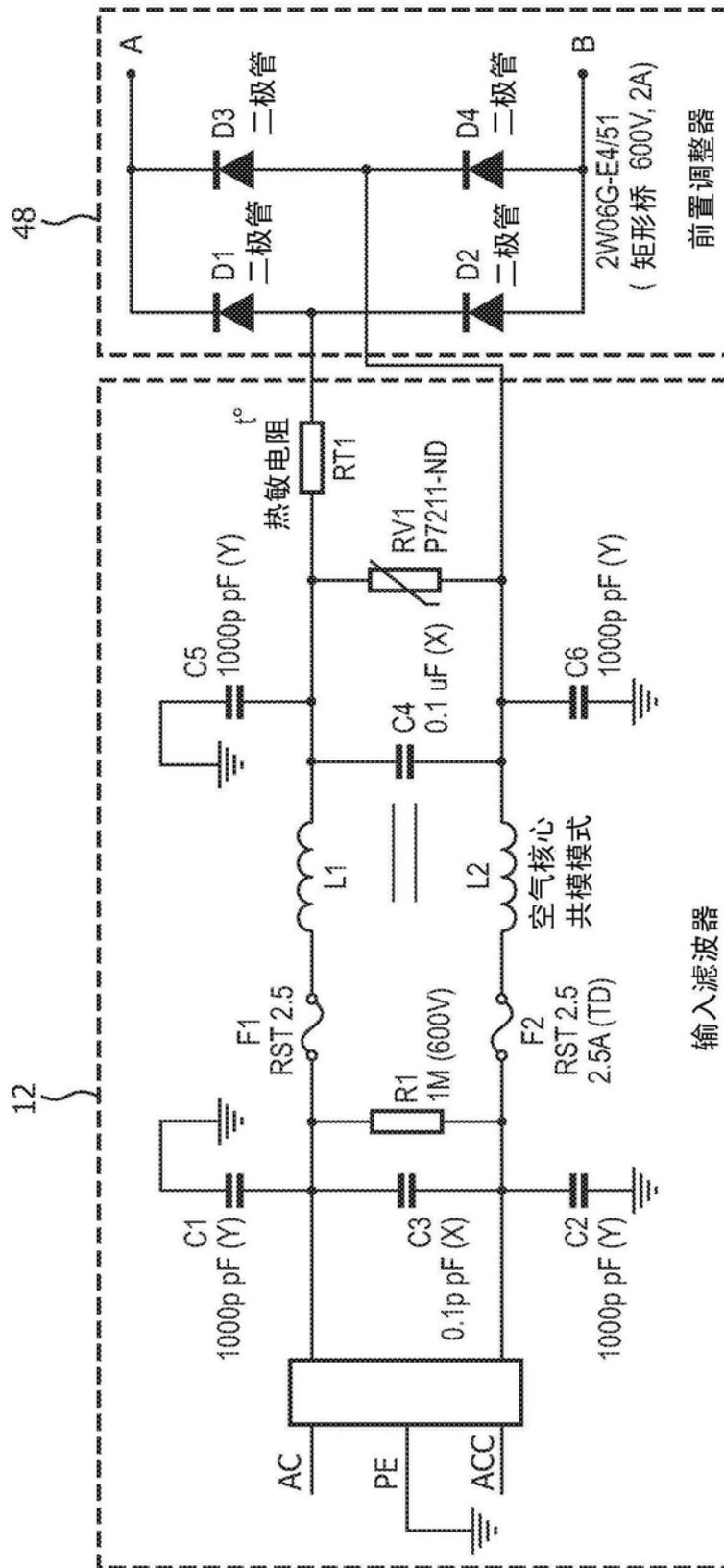


图6A

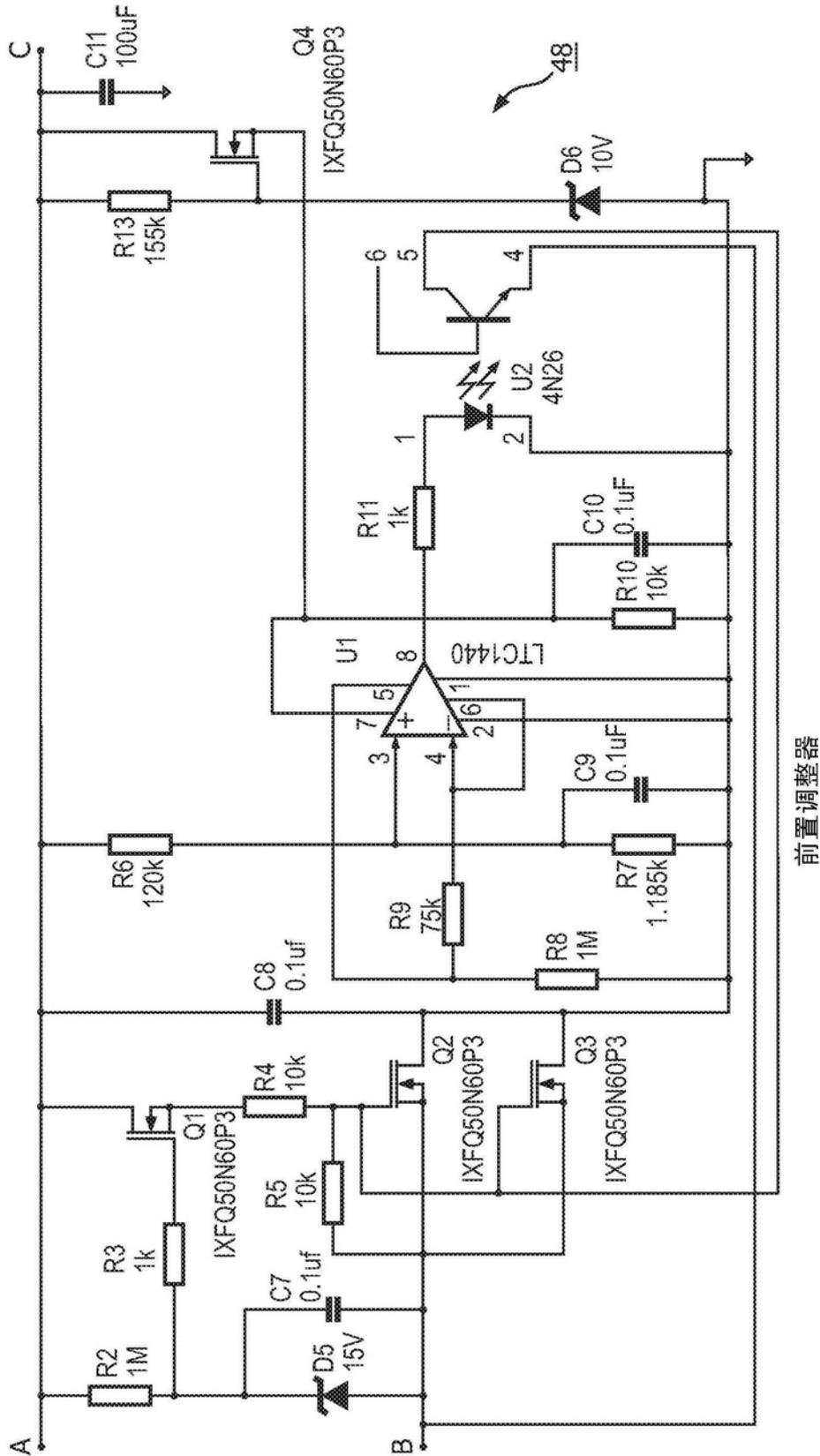


图6B

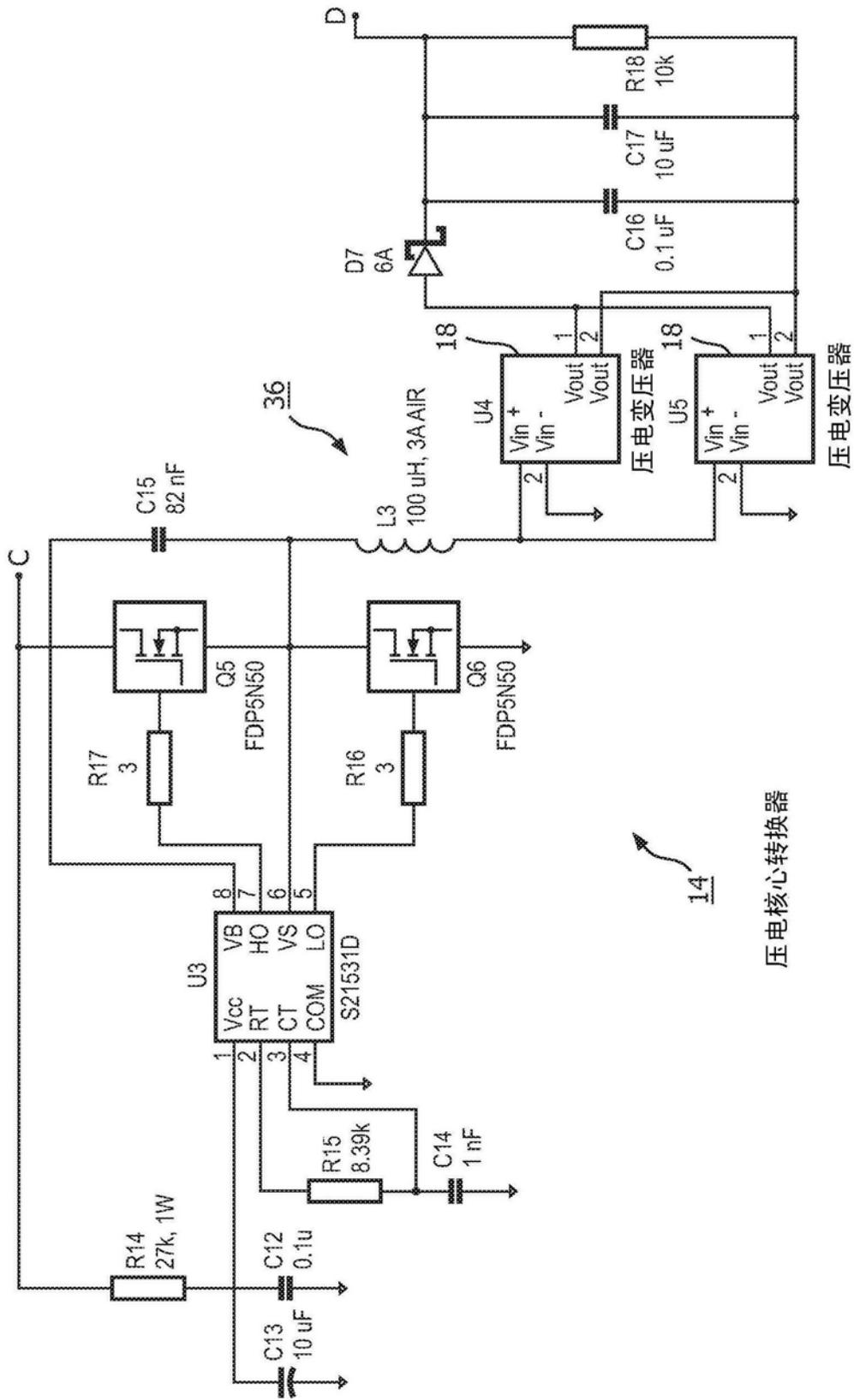


图6C

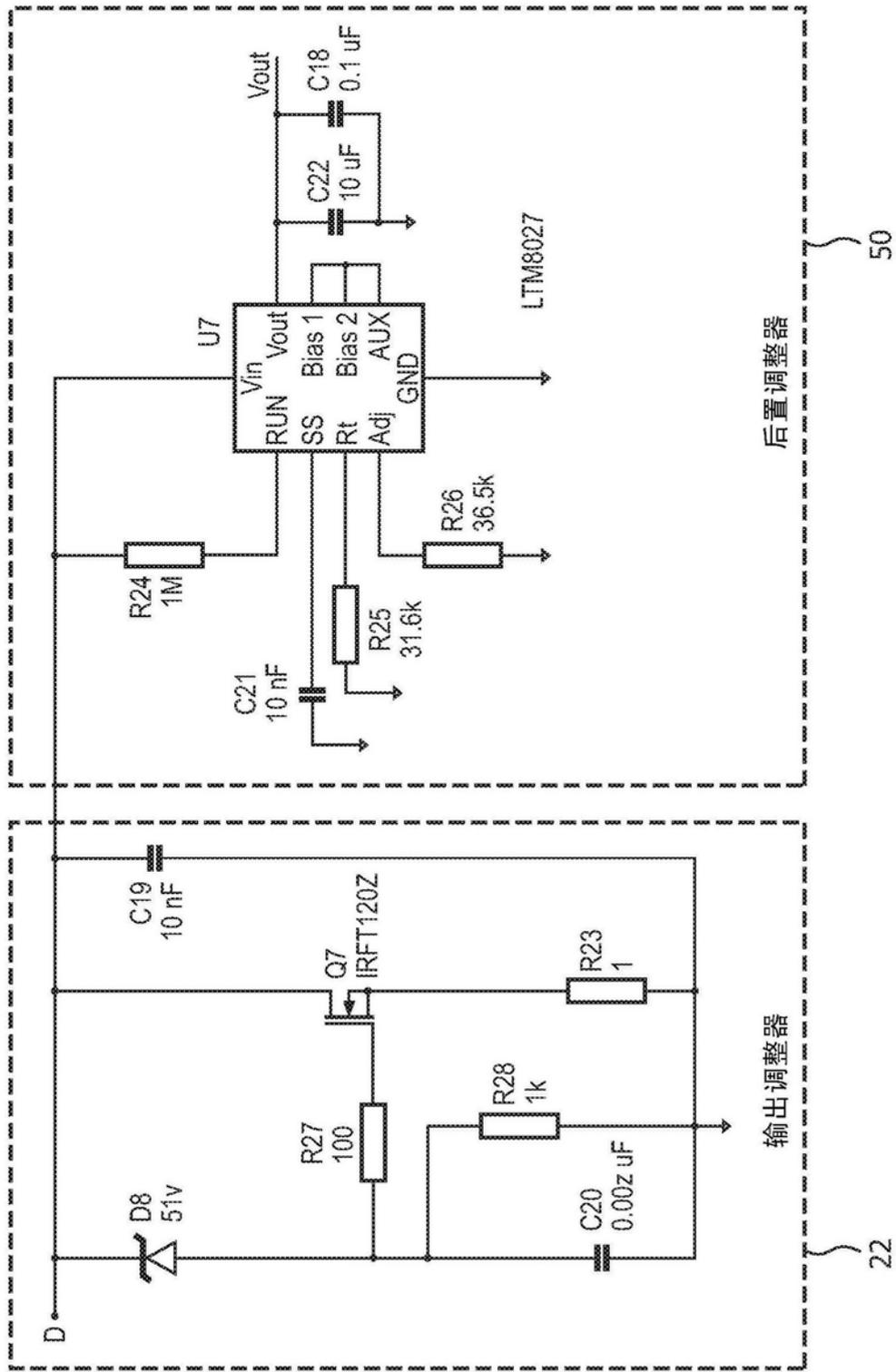


图6D

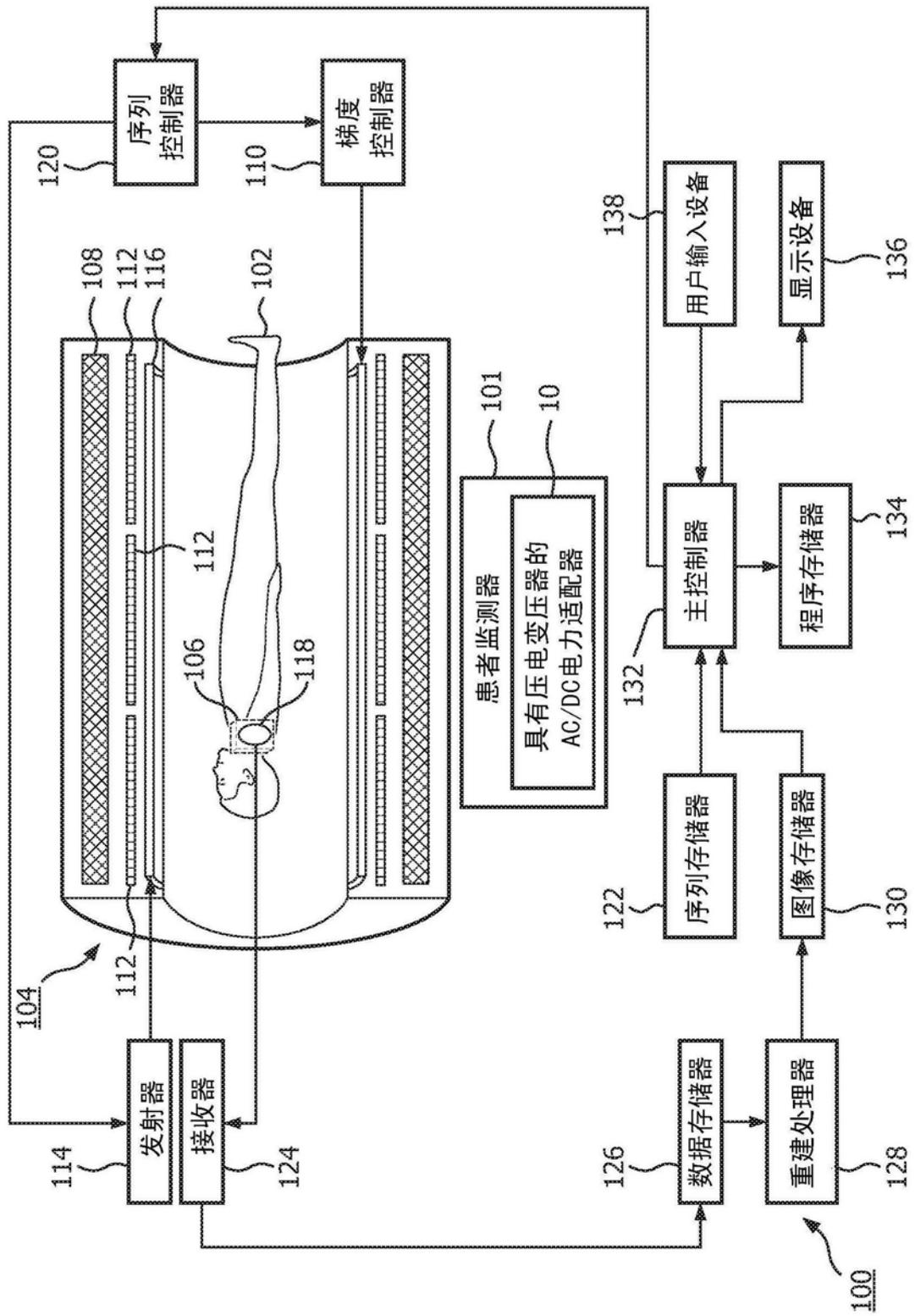


图7

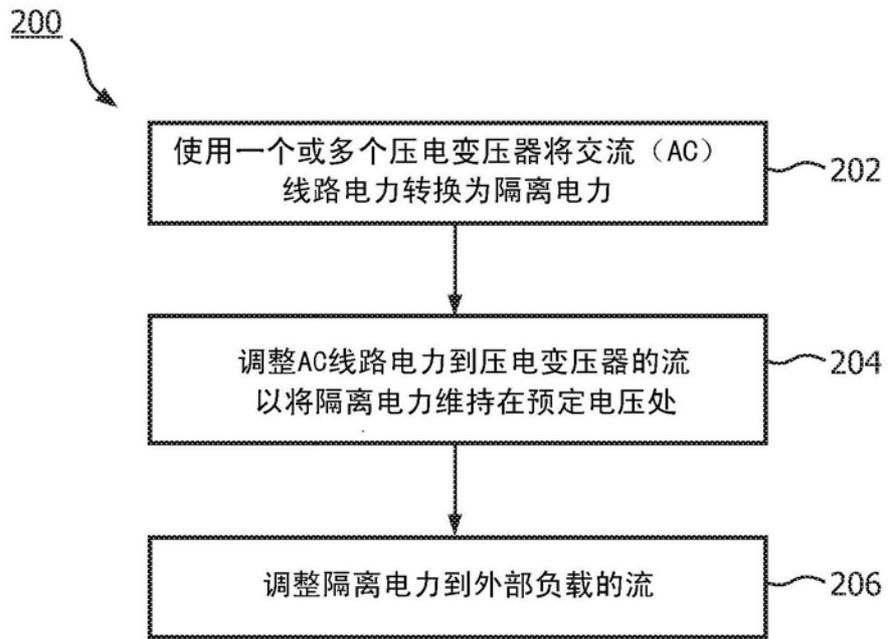


图8