

## Application Note

## 用于核磁共振成像应用的静态磁体电源设计



Bill Xu, Donna Xu, Wendy Wang, Sanjay Pithadia, Irene Qin

## 摘要

核磁共振成像 (MRI) 设备在现代医院中发挥重要作用，可帮助医生和患者诊断多种疾病。在 MRI 设备中，磁体是产生恒定磁场的关键器件之一。有两种方法可以在现代 MRI 系统中产生静态恒定磁场。一种方法是使用永磁体来产生磁场，另一种方法是使用超导线圈来产生磁场。在现代设计中，大多数高端 MRI 设备都使用超导线圈来产生静态磁场。超导线圈中的电流可高达 500A 或更高。为了驱动超导线圈，MRI 设计人员需要设计具有高输出电流能力的电源。本应用手册提供了此类电源的设计方案，用于驱动 MRI 设备的超导线圈。鉴于已有大量书籍和文章讨论电源的电路或拓扑，本应用手册主要讨论控制器系统设计。

## 内容

1 简介.....	2
1.1 MRI 的磁体.....	2
1.2 设计驱动器超导体电源的主要挑战.....	2
2 四相交错相移全桥电源设计.....	3
3 子系统描述.....	4
3.1 微控制器.....	4
3.2 辅助电源.....	4
3.3 电流检测.....	5
3.4 ADC 接口.....	5
3.5 MOSFET 驱动器.....	6
4 总结.....	7
5 参考资料.....	7

## 商标

所有商标均为其各自所有者的财产。

## 1 简介

### 1.1 MRI 的磁体

图 1-1 所示为典型 MRI 系统的方框图。磁体是此类系统中的关键器件，也是最昂贵的器件。主要有两种方法可以为 MRI 系统生成恒定磁场。一种方法使用永磁体，另一种方法使用具有高电流的超导线圈来产生恒定磁场。基于永磁体的系统主要用于磁场强度小于 0.5T（特斯拉）的应用。对于超过 1T 的磁场强度（如 1.5T 或 3T 系统），通常使用超导体线圈，这种类型的 MRI 目前广泛用在医院中。无限长螺线管的内部磁场强度由方程式 1 决定。

$$B = \mu n I \quad (1)$$

其中， $\mu$  为空气磁导率，等于  $4\pi \times 10^{-7}$ ， $n$  为一米线圈， $I$  为流经线圈的电流。假设  $n=4000$ ， $B=3T$ ，则  $I=597A$ 。MRI 应用还要求高度稳定和恒定的磁场。MRI 设计人员必须设计或购买能够驱动超导体线圈的精确高输出电流电源。

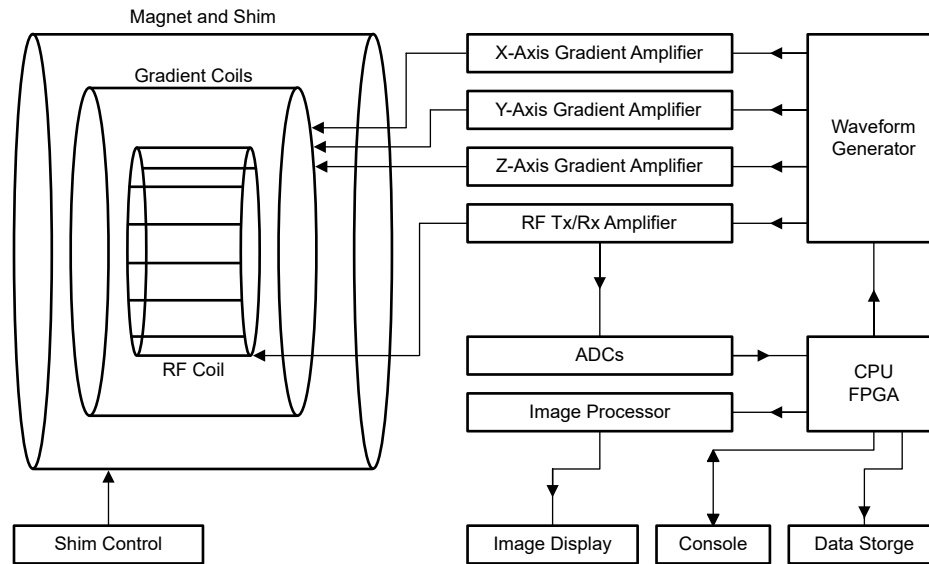


图 1-1. MRI 系统模块

### 1.2 设计驱动器超导体电源的主要挑战

正如简介中所强调的，为了使 1.5T、3T、5T 或 7T 等 MRI 系统产生高强度磁性，现代的 MRI 机器使用超导体线圈。驱动这些超导体线圈的电流可能高达 500A 或更高。下面是在设计此类电源时可能出现的一些挑战。

1. 高电流设计需要大容量功率 MOSFET。生产如此大电流量电力电子器件的厂家为数不多。并联两个或更多个 MOSFET 可能支持更高的电流量。然而，电流共享是此类方案的常见问题，极难解决。
2. 高电流量对应于高功耗，这可能会导致潜在的热问题和可靠性问题。
3. MRI 系统需要具有高稳定性输出电压的电源。因为高电流功率 MOSFET 无法实现高速开关。因此，必须使用大缓冲电容器来稳定输出电压，这意味着缓冲电容器可能更大，从而可能会影响设计的尺寸。
4. 对于这种特定应用，采用大容量电流功率 MOSFET 也可能意味着：与使用两个小容量 MOSFET 获得完全相同的输出电流相比成本更高。

## 2 四相交错相移全桥电源设计

一般而言，大多数设计人员都可设计电源以通过单个 PSFB 电路驱动超导线圈，但需要应对未来的挑战。为了解决这些难题，本文提出了一种四相交错相移全桥方案，如图 2-1 所示。正如摘要所述，本应用手册主要介绍控制器系统，而不是电力电子拓扑。

考虑如下基本规格：

- 输入电压：48V 至 60V 直流
- 输出电压：0V 至 10V 直流
- 输出电流：高达 500A
- 输出电流精度：0.1%
- 输出电流温漂：最大 10ppm
- 输出电流纹波和噪声：小于 100mA

四相交错相移全桥方案的优势是：

- 可以使用低容量功率 MOSFET，这意味着元件采购相对容易
- 由于电流速率较低，因此可能会减少热问题

交错方案减小了输出缓冲电容器的尺寸和容量，因为开关频率增加了四倍。

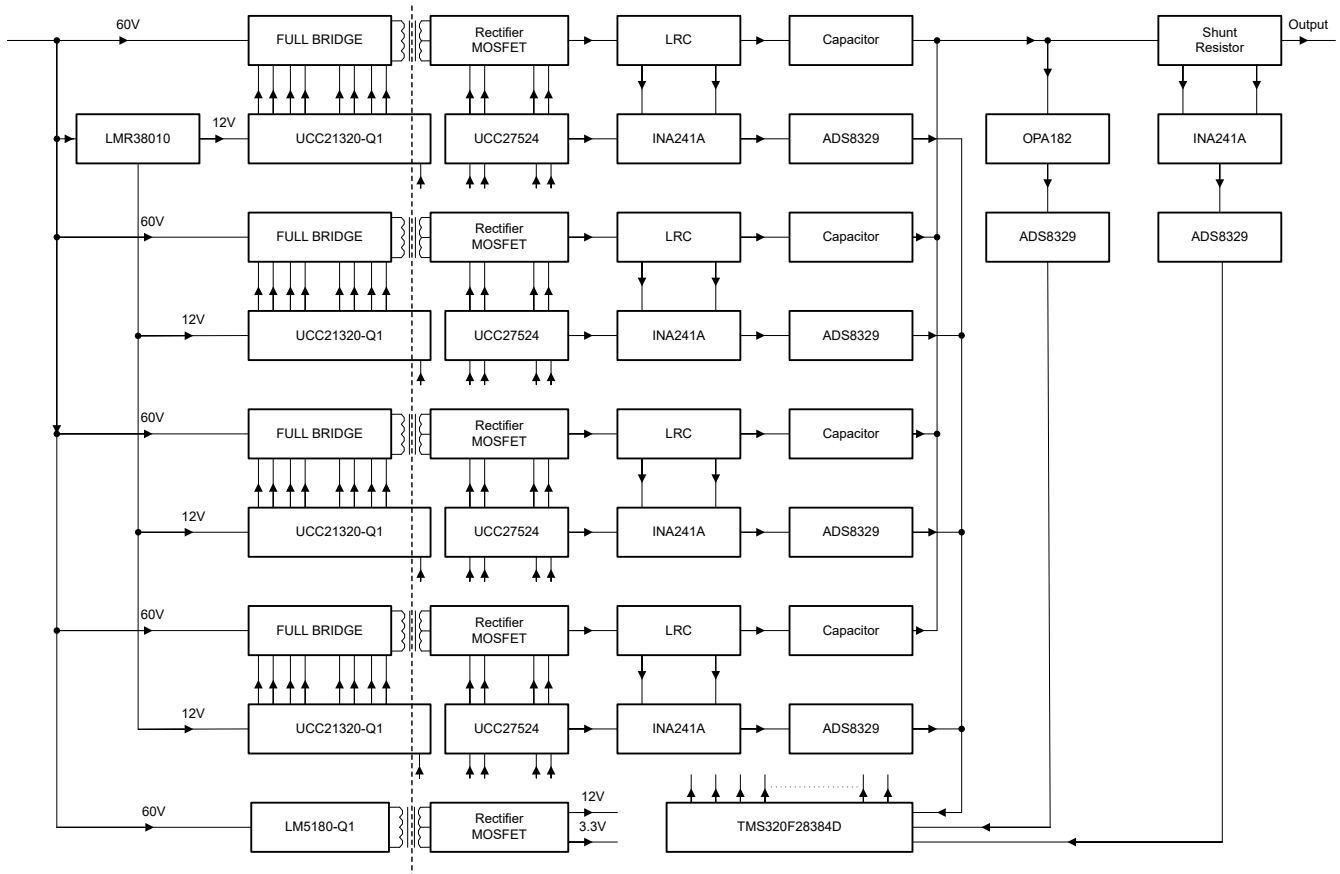


图 2-1. 相位交错相移全桥电源方框图

## 3 子系统描述

### 3.1 微控制器

在本设计中，TI 建议使用功能强大且成本较低的 **TMS320F28384D** 数字微控制器。主要优势如下。

- 两个 TMS320C28x 32 位 CPU 内核和一个 Arm Cortex-M4 处理器可满足实时控制要求
- 丰富的接口和连接，可简化工程师设计和潜在的通信应用
- 足够的内部闪存和 RAM 可以满足大多数系统要求
- 32 个 PWM (脉宽调制器) 通道，可满足大多数 MOSFET 驱动要求
- 四个具有 12 路差分输入或 24 路单端输入的 16 位 1.1MSPS ADC。ADC 还可配置为 12 位/3.5MSPS/24 通道。该 ADC 可用于监测流经全桥的电流
- 其他接口：4-SPI、4 UART、2 IIC、以太网、USB2.0

TI 还提供数字电源库或演示代码，以支持客户快速开发其系统。[相移全桥直流/直流电源转换器设计指南](#) 讨论了使用 TI DSP 的数字相移全桥直流/直流电源转换器设计。

### 3.2 辅助电源

**LM5180** 是一款初级侧调节 (PSR) 反激式转换器，在 4.5V 至 65V 的宽输入电压范围内具有高效率。从初级侧反激式电压采样隔离输出电压数据，无需使用光耦合器、电压基准或变压器的第三绕组进行输出电压稳压。**LM5180** 为隔离式电源集成了许多其他功能，例如软启动、输入 UVLO 和热关断保护、断续模式过流故障保护、内部环路补偿，软开关可避免二极管反向恢复和低 EMI。

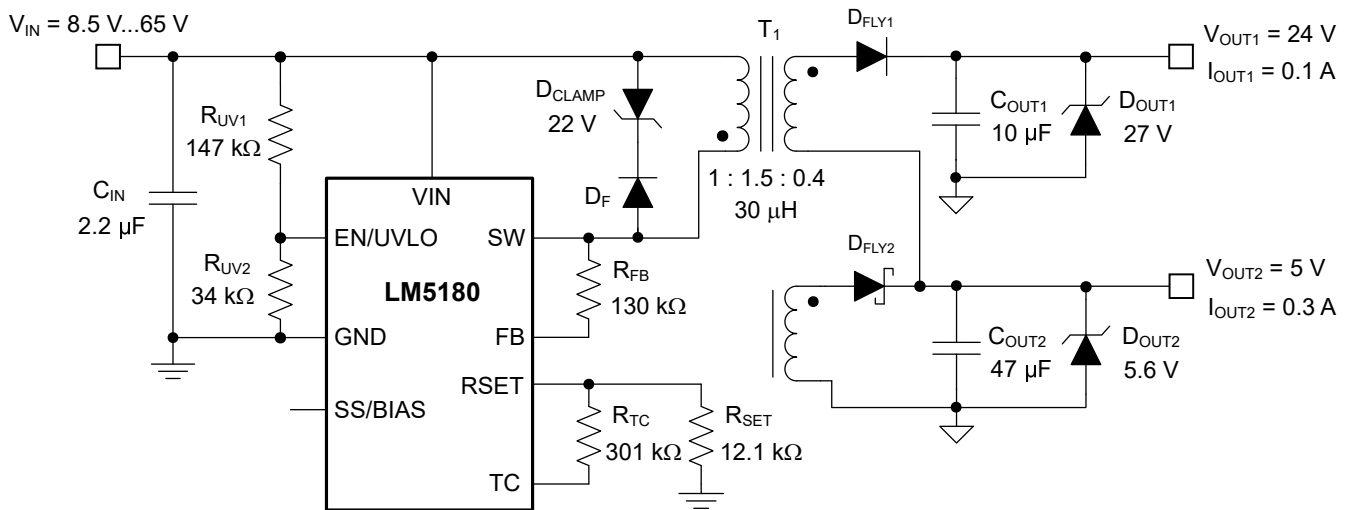


图 3-1. 系统电源

LM5180 可用于在该系统中为 TMS320C28384D 以及 MOSFET 驱动器等相关支持电路供电。可根据 [方程式 2](#) 设置输出电压。NPS 是初级侧与次级侧之间的匝数比。根据数据表，VD 是整流器二极管的压降，VOUT 是输出电压，RSET 为 12.1k，VREF 为 1.21V。

$$R_{FB} = (V_{out} + V_D) \times N_{PS} \times \frac{R_{SET}}{V_{REF}} = \frac{(V_{out} + V_D) \times N_{PS}}{0.1mA} \quad (2)$$

### 3.3 电流检测

为了平衡每个相位之间的电流，可以在该建议的设计中使用高精度电流检测放大器 **INA241**。**INA241** 是一款超精密双向电流检测放大器，可在  $-5V$  至大约  $110V$  的宽共模范围内测量分流电阻器上的压降，与电源电压无关。该器件在  $\pm 10\mu V$  (最大值) 的低失调电压、 $\pm 0.01\%$  (最大值) 的超低增益误差和  $166dB$  (典型值) 的高直流 **CMRR** 等特性的综合作用下，可实现高精度电流测量。**INA241** 适用于开关系统中的高压双向测量，这些系统在器件输入端会出现高共模瞬态电压。由于输入端的共模电压转换，**INA241** 内部的增强型 **PWM** 抑制电路可确保输出端的信号干扰最小。**INA241** 有五个增益选项： $10V/V$ 、 $20V/V$ 、 $50V/V$ 、 $100V/V$  和  $200V/V$ 。运用多个增益选项，可实现在可用的分流电阻值和宽输出动态范围要求之间进行优化。

为了降低成本，客户可以使用电感器的电阻来监测每个相位的电流。电感器的纹波电压是高频替代电压，平均值等于  $0V$ ，但直流电压表示通过电感器的电流。因此，可以使用低通滤波器来滤除交流分量，并获取直流电流，以便控制器能够同等地监控和调整相电流。详细的电路如图 3-2 所示。可以通过方程式 3 轻松获得电流。

$$I = \frac{V_{CS}}{R_{DCR}} \quad (3)$$

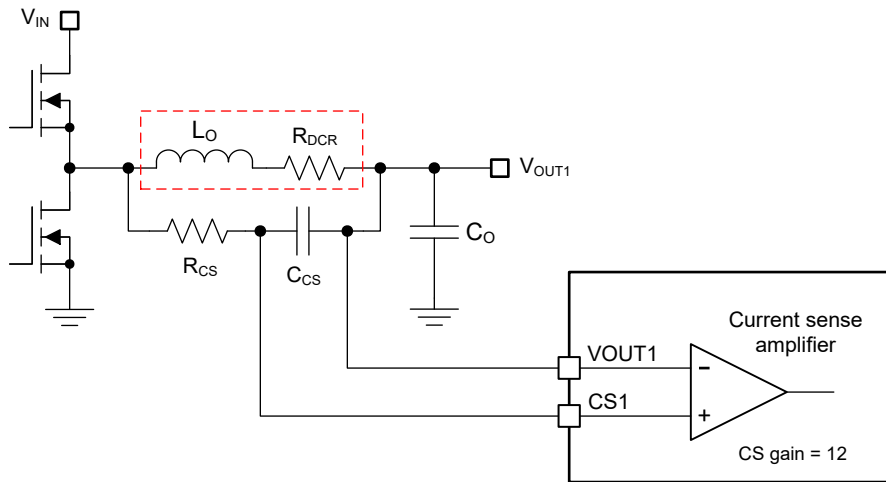


图 3-2. 相电流监控电路

### 3.4 ADC 接口

驱动超导体线圈的输出电压通常在大约  $0V$  至  $10V$  的范围内。为了获得  $0.1\%$  的精度，在最坏情况下，对于  $5V$  满量程 **ADC**，**ADC** 的分辨率可以优于  $5mV$ 。对于整个输入范围为  $5V$  的  $16$  位 **ADC**，如果输入电压变化为  $5mV$ ，则输出数据可能会变化  $66$ 。这是为了满足  $0.1\%$  的精度要求。这里提出了单端输入 **ADC**，因为全差分 **ADC** 驱动器具有直流偏置误差。大电流容量 **MOSFET** 比小容量 **MOSFET** 的开关时间更短，因此该特定应用中的开关频率通常低于  $300KHz$ 。然后，为该应用放置了  $1MHz$  采样 **ADC**。

**ADS8329** 是一款低功耗  $16$  位、 $1MSPS$  模数转换器 (**ADC**)，具有单极输入和出色的直流性能。 $\pm 1dB$  **INL** 支持客户精密监控直流输出电压。该器件包含一个基于电容器的  $16$  位 **SAR ADC**，具有固有的采样保持功能并使用外部基准。这使客户能够使用外部精密基准并获得更高的精度。**ADS8329** 的 **SPI** 可以用菊花链来实现，以节省 **SPI**。请参阅图 3-3。因此，**TMS320F28384D** 的  $4$  个 **SPI** 旨在驱动  $6$  个 **ADS8329**。

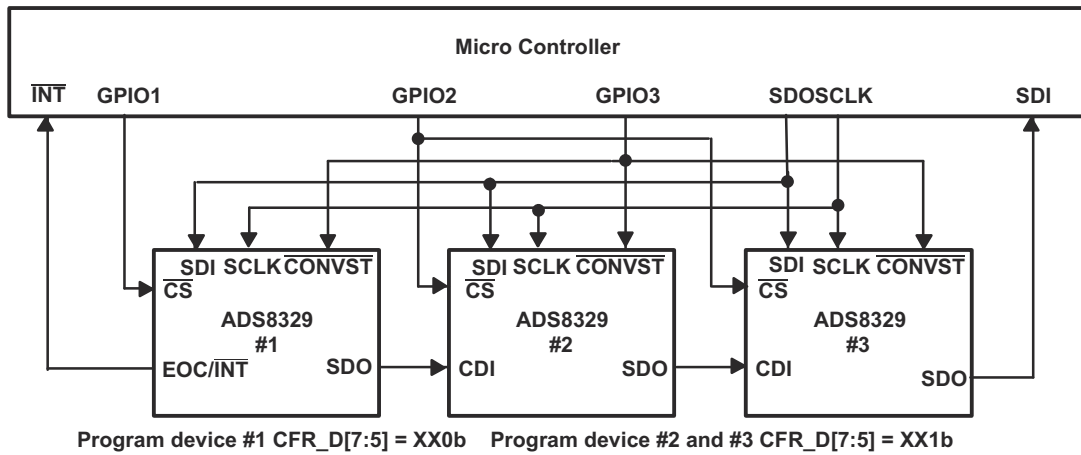


图 3-3. 使用菊花链模式连接多个转换器

由于最大输出电压为 10V 并且超过 ADC 整个输入范围，因此需要采用电阻分压器的电势。然后必须插入缓冲器来驱动 ADC。OPA182 是一款具有零漂移的超高精密放大器：0.003  $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  和超低失调电压：4  $\mu\text{V}$ （最大值）。这有助于控制器精密监控输出电压。高输出电流也设计用于直接驱动 ADC 并降低成本。

### 3.5 MOSFET 驱动器

控制器位于次级侧，且系统需要与初级侧进行隔离以确保安全，因此可将隔离式 MOSFET 驱动器 UCC21320 用于此应用。UCC21320 具有 3.75kVRMS 隔离式电压和 4A/6A 拉电流或灌电流能力等规格，非常适合该应用。UCC21320 的典型电路也如图 3-4 所示。有关详细信息，请参考 UCC21320 的数据表。

为了提高转换器效率并减少热问题，该应用中建议使用同步整流器。建议使用 UCC27524 在次级侧驱动整流器 MOSFET。 $\pm 5\text{A}$  拉电流和灌电流能力加上数字控制器使 UCC27524 成为此应用的良好设计。

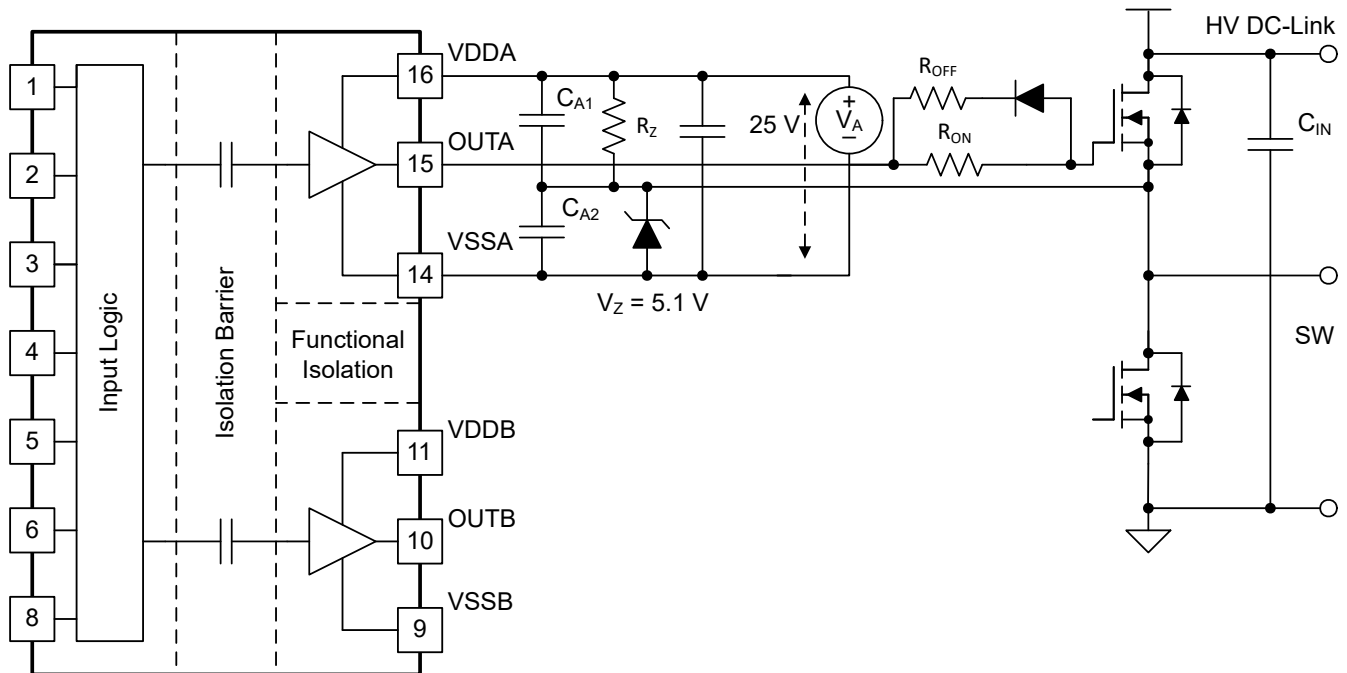


图 3-4. 典型应用原理图

## 4 总结

所提出的设计已被客户在其项目中采用，并且有望满足在 MRI 系统中激励超导体线圈以产生静磁场的要求。该设计可解决本档中提到的所有挑战。在低成本设计中，设计人员还可以调整此设计以满足其特定要求，例如将四相更新为两相并简化控制器方法或算法。

## 5 参考资料

1. Journal of Instrumentation , *The design and development of DAB DC- DC converter for HF MRI superconducting magnet power supply* , T. Dai、 F. Wang、 S. Xue、 P. Gao、 Z. Zhang、 J. Qin、 C. Zhou 和 J. Li。
2. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, *The design of power supply for HF MRI superconducting magnet* , Tianli Dai、 Chao Zhou、 Jinggang Qin、 Lican He、 Jiangang Li
3. International Symposium on Power Electronics, *High-current low-voltage power supplies for superconducting magnets* , E. Coulinge、 J. -P. Burnet 和 D. Dujic。
4. Peking University Press, *Magnetic Resonance Imaging Equipment and Technology 2* Hongbin Han016,
5. China Science Publishing Press, *Magnetic Resonance imaging: Principles, structures and design*, Donglin Zu.

## 重要声明和免责声明

TI“按原样”提供技术和可靠性数据（包括数据表）、设计资源（包括参考设计）、应用或其他设计建议、网络工具、安全信息和其他资源，不保证没有瑕疵且不做任何明示或暗示的担保，包括但不限于对适销性、某特定用途方面的适用性或不侵犯任何第三方知识产权的暗示担保。

这些资源可供使用 TI 产品进行设计的熟练开发人员使用。您将自行承担以下全部责任：(1) 针对您的应用选择合适的 TI 产品，(2) 设计、验证并测试您的应用，(3) 确保您的应用满足相应标准以及任何其他功能安全、信息安全、监管或其他要求。

这些资源如有变更，恕不另行通知。TI 授权您仅可将这些资源用于研发本资源所述的 TI 产品的应用。严禁对这些资源进行其他复制或展示。您无权使用任何其他 TI 知识产权或任何第三方知识产权。您应全额赔偿因在这些资源的使用中对 TI 及其代表造成的任何索赔、损害、成本、损失和债务，TI 对此概不负责。

TI 提供的产品受 [TI 的销售条款](#) 或 [ti.com](#) 上其他适用条款/TI 产品随附的其他适用条款的约束。TI 提供这些资源并不会扩展或以其他方式更改 TI 针对 TI 产品发布的适用的担保或担保免责声明。

TI 反对并拒绝您可能提出的任何其他或不同的条款。

邮寄地址：Texas Instruments, Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265  
Copyright © 2024，德州仪器 (TI) 公司