(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 101815554 A
(43)申请公布日 2010.08.25

(21)申请号 200880110409.1

(22)申请日 2008.08.01

(30)优先权数据
11/833,101 2007.08.02 US

(85)PCT申请进入国家阶段日
2010.04.02

(86)PCT申请的申请数据
PCT/US2008/071962 2008.08.01

(87)PCT申请的公布数据
WO2009/018528 EN 2009.02.05

(71)申请人 内脉冲公司
地址 美国北卡罗来纳州

(72)发明人 乌代·辛格 斯蒂芬·C·马森

(74)专利代理机构 上海金盛协力知识产权代理有限公司 31242
代理人 段迎春

(51)Int.Cl.
A61N 1/08(2006.01)
A61N 1/39(2006.01)

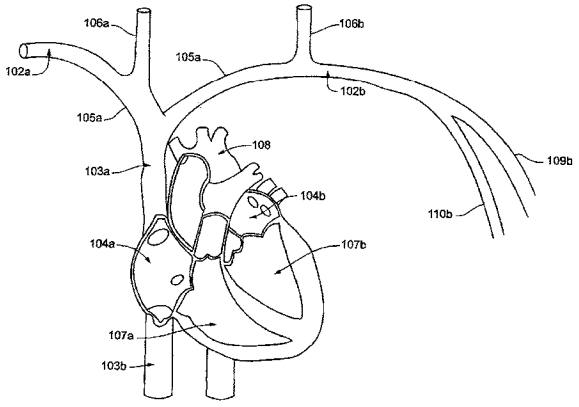
权利要求书 5 页 说明书 13 页 附图 14 页

(54)发明名称

血管内植入式装置的感应元件

(57)摘要

一种用于血管内植入式装置(IID)的感应元件,具有狭长形的形状要素并带有截面。该感应元件包括芯,芯的外表面轮廓对应于该形状要素。一组狭长形或椭圆形绕线以长度方设置于该感应元件的主长度方向。这些绕线组还被设置为沿相对于该狭长形形状要素的径向方向引导磁场。在一种实施例中该形状要素基本上为圆柱形并且其截面基本上为圆形。



CN 101815554 A

1. 一种血管内植入式医疗装置，包括：

界定出形状要素的结构，该形状要素具有狭长的几何形状，包括长度以及垂直于该长度方向的截面，该结构适于植入患者血管内部；并且

在该形状要素内部安有电路，该电路包括能源储存器，其中该电路运行将所储存的能量输出转变为相对更高的电压，该电路包括感应元件，该感应元件的外表面形状对应于该形状要素，并且该感应元件至少有一个线圈处于基本上垂直于该长度方向来引导磁场。

2. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中该电路为电源转换电路。

3. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述血管内植入式医疗装置包括去纤颤器，并且其中所述相对更高的电压为去纤颤治疗电压。

4. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述感应元件为具有多个互耦线圈的变压器。

5. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述截面基本上为圆形，所述形状要素基本上为圆柱形。

6. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中界定出所述形状要素的所述结构，包括基本上密封的绝缘套。

7. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中界定出所述形状要素的所述结构，包括至少一个壳体部分，其具有基本上为圆柱体形的外表面和界定出至少一部分所述形状要素的内表面。

8. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中界定出所述形状要素的所述结构，包括多个可操作地连接起来的壳室，以便能沿着所述结构的长度方向弯曲。

9. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述形状要素是相对于界定出所述形状要素的结构的外表面来界定的。

10. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述感应元件包括至少一个导线线圈，其中该线圈完全安置在由所述感应元件的外表面所界定的边界内部。

11. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述感应元件包括至少一个导线线圈，其中该线圈被设置成沿基本上平行于所述截面的参照轴方向引导磁场。

12. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述感应元件包括具有基本上为圆柱形的外边界的磁性材料芯。

13. 如权利要求 12 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述芯包括柱体，其具有椭圆形截面边界，椭圆长轴方向位于沿所述基本上为圆柱形的外边界之长度方向，并且其中所述柱体的柱体高度位于相对于所述基本上为圆柱形的外边界的径向方向，并且其中导线线圈围绕在所述柱体周围。

14. 如权利要求 13 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述柱体形成为自所述芯的内表面凸起的凸出物。

15. 如权利要求 13 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述芯包括一对芯半部，每个半部具有配合表面，当所述芯由这对芯半部组合起来时，所述芯半部在各配合表面处互相配合。

16. 如权利要求 15 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述柱体包括一对柱体部分，每个柱体部分对应于所述芯半部中的一个。

17. 如权利要求 13 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述柱体包括气隙。

18. 如权利要求 1 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述血管内植入式装置包括去纤颤器，所述电路为电源转换电路，所述相对更高的电压为去纤颤治疗电压；

所述形状要素基本上为圆柱形，所述界定出该形状要素的结构包括至少一个壳体，其具有基本上为圆柱形的外表面以及界定出至少一部分该形状要素的内表面，其中至少一个壳体包括基本封闭的绝缘套；

所述感应元件为变压器，其具有多个互耦线圈，全部设置于由所述感应元件的外表面所界定的边界内部，并被设置成沿基本上平行于所述截面的参照轴方向引导磁场；

所述感应元件包括具有基本上为圆柱形的外边界的磁性材料芯以及具有椭圆形截面边界的柱体，其椭圆长轴方向位于沿所述基本上为圆柱形的外边界的长度方向，该柱体的柱体高度位于相对于所述基本上为圆柱形的外边界的径向方向，并且线圈绕在所述柱体周围；

所述芯包括一对芯半部，每个半部具有配合表面，且该柱体包括一对柱体部分，使得由这对芯半部组合成所述芯时，所述芯半部在各配合面处互相配合，且每个柱体部分对应于所述芯半部中的一个并被设置成令所述柱体包含气隙。

19. 一种血管内植入式医疗装置，包括

界定出形状要素的结构，该形状要素具有狭长的几何形状，包括形状要素长度以及垂直于该长度的截面，以及

位于该形状要素内的电路，所述电路包括感应元件；

其中该感应元件包括：

磁材料芯，具有芯长度和垂直于该长度的芯截面；以及

线圈，具有界定出环形面积的多个绕线组；

其中该芯的一部分位于该环形面积之中，使得当所述芯加电时，在芯内产生沿前进通道和返回通道的磁通量；并且

其中所述前进通道的磁通量的总截面面积与所述返回通道的磁通量的总截面面积之和大于所述芯的截面面积。

20. 如权利要求 19 所述的血管内植入式医疗装置，其中前进通道中的磁通量总截面面积与返回通道中的磁通量截面面积之和大于所述形状要素的截面面积。

21. 如权利要求 19 所述的血管内植入式医疗装置，其中所述环形面积大于选自于由所述芯截面面积、和所述形状要素的截面面积所组成的组中的至少一个面积。

22. 如权利要求 19 所述的血管内植入式医疗装置，其中

所述血管内植入式装置包括去纤颤器而所述电路为电源转换电路；

所述形状要素基本为圆柱形并且具有基本为圆形的截面，并且所述界定出该形状要素的结构包括壳体，具有基本上为圆柱形的外表面以及界定出所述形状要素的至少一部分的内表面，其中所述壳体包括基本上封闭的绝缘套；

所述感应元件为变压器，具有多个互耦的线圈，所述线圈完全设置在由所述感应元件的外表面所界定的边界内部；

所述芯具有基本上为圆柱形的外边界以及柱体，所述柱体具有椭圆形截面边界，其椭圆的长轴方向位于沿所述基本上为圆柱形的外边界的长度方向，该柱体的柱体高度位于相

对于所述基本上为圆柱形的外边界的径向方向，并且该线圈围绕在所述柱体周围；

所述芯包括一对芯半部，其中由这对芯半部组合成该芯体时，所述芯半部在各配合面处互相配合，该柱体包括一对柱体部分，每个柱体部分对应于所述芯半部中的一个并被设置成令所述柱体包含气隙。

23. 一种感应元件，包括：

磁性材料芯，具有芯长度和基本上为圆柱形的外边界；以及

至少一个线圈，具有多个界定出环形面积的绕线组；

其中该芯的一部分位于所述环形面积内部，这样所述至少一个线圈在加电时，沿通过该芯的磁通量通道产生封闭的磁通量，其中所述磁通量通道的长度小于该芯的长度。

24. 如权利要求 23 的感应元件，其中：

该感应元件为变压器，其具有多个互耦线圈，完全设置于所述外边界的内部；

所述芯包括柱体，所述柱体具有椭圆形截面的边界，其椭圆长轴方向位于沿所述基本上为圆柱形的外边界的长度方向，该柱体的柱体高度位于相对于所述基本上为圆柱形的外边界的径向方向，而线圈则围绕在所述柱体周围；

所述芯包括一对芯半部，其中当由这对芯半部组合成所述芯时，所述芯半部在各配合面处相互配合，该柱体包括一对柱体部分，每个柱体部分对应于所述芯半部中的一个并被设置成令所述柱体包含气隙。

25. 一种植入式医疗装置，包括：

用于提供基本上密封的绝缘套的装置，该绝缘套界定出具有狭长的几何形状和基本上圆形截面的形状要素；

用于储存能量的装置；

用于将储存能量的装置的输出转换为高压信号的装置；

其中用于将储存能量的装置的输出进行转换的装置包括感应元件，其包括用于引导磁通量方向的装置，该装置具有对应于所述形状要素的形状。

26. 一种用于植入式血管内装置的感应元件，包括：

磁性材料芯，其具有沿第一参照轴延伸的主纵轴方向以及具有基本上为圆形外边界的芯截面，该芯截面被界定在与第一参照轴正交的第一参照平面内，其中所述芯包括柱体；

至少一个设置在该柱体周围的线圈，其中该至少一个线圈在加电时垂直于该第一参照轴来引导磁场。

27. 如权利要求 26 所述的感应元件，其中该至少一个线圈不凸出于该外边界。

28. 如权利要求 26 所述的感应元件，其中所述外边界基本上为椭圆形的，因此所述芯基本上为圆柱形。

29. 如权利要求 26 所述的感应元件，其中所述芯在该至少一个线圈周围提供基本上连续的磁场屏蔽。

30. 如权利要求 26 所述的感应元件，其中所述芯在纵长度方向分开，这样第一芯部和第二芯部在其各自的、平行于所述第一参照轴的第一和第二配合面上相互配合。

31. 如权利要求 30 所述的感应元件，其中每个芯半部包括基本上为“Ɔ”形截面的部分，其中当所述芯半部彼此配合成芯组件时，所得到的芯截面界定出一对相对的“D”形空穴。

32. 如权利要求 31 所述的感应元件，其中每个芯半部包括至少另一部分，具有选自以下由基本上 D 形的截面、基本上 C 形的截面、或任何其组合组成的组中的截面形状。

33. 如权利要求 26 所述感应元件，其中该柱体具有高度方向和椭圆形截面，其中该高度方向沿平行于该第一参照平面的第二参照轴延伸，该椭圆形截面界定在与所述第二参照轴正交的第二参照平面中，其中所述椭圆形截面的椭圆长轴方向沿所述第一参照轴延伸。

34. 如权利要求 33 所述的感应元件，其中所述第一和第二配合表面垂直于该第二参照轴。

35. 如权利要求 33 所述的感应元件，其中该柱体的椭圆短轴方向平行于该第一参照平面，其中所述椭圆短轴小于相应的与所述椭圆短轴方向共平面的外边界部分。

36. 如权利要求 26 所述的感应元件，其中该至少一个线圈包括多个互耦的线圈。

37. 如权利要求 26 所述的感应元件，其中：

该外边界为基本上椭圆形的，使所述芯基本上为圆柱形；

所述芯在该至少一个线圈周围提供了基本上连续的磁场屏蔽；

所述芯在纵向分开，使第一芯部和第二芯部彼此在其各自的、平行于所述第一参照轴而垂直于所述第二参照轴的第一和第二配合表面相互配合；

每一芯半部包括具有“Ɔ”形截面的部分，其中芯半部彼此对接成芯组件时，所得到的芯截面界定出一对相对的“D”形空穴；

所述柱体具有高度方向和椭圆截面，该高度方向沿平行于该第一参照平面的第二参照轴而界定，而该椭圆截面界定在正交于该第二参照轴方向的第二参照平面内，该椭圆截面具有沿该第一参照轴方向的椭圆长轴方向；

该柱体具有平行于第一参照平面的椭圆短轴方向，并且其中该椭圆短轴方向小于与椭圆短轴方向共平面的对应的外边界部分；以及

至少一个线圈，包括多个互耦的线圈并且不凸出于所述外边界。

38. 一种制造血管内植入式装置 (IID) 的方法，该方法包括：

制成包覆电路的基本上密封的绝缘套，其中该绝缘套具有基本为圆柱形的外表面并界定出内形状要素；

将属于该电路一部分的感应元件组装于该绝缘套内，使该感应元件的外表面轮廓的至少大部分对应于该内形状要素；包括

将一组狭长的绕线以长度方向安置于该绝缘套内，以引导磁场沿相对

于该绝缘套的径向方向延伸；并且

为所述磁场提供基本上通过可穿透材料的封闭的磁通道。

39. 如权利要求 38 所述的方法，其中组装该感应元件的步骤还包括：

将该组狭长的绕线绕在柱体上。

40. 如权利要求 38 所述的方法，其中组装所述感应元件的步骤还包括：

设置多个使之互耦的绝缘绕线，从而形成变压器装置。

41. 如权利要求 38 所述的方法，其中该组装所述感应元件的步骤还包括：

提供磁材料芯，具有基本上为圆柱形的、带柱体的外壳，所述柱体在该圆柱形壳体的至少一部分长度上基本上桥接该基本上为圆柱形外壳的直径。

42. 一种血管内植入式医疗装置，包括：

界定出基本上为圆柱形的形状要素的结构，该形状要素具有长度和小于 15mm 的直径；以及

位于该形状要素内的电源转换电路，并包括蓄能装置，其中该电路运行使得：

将该蓄能装置的电压转换至大于该蓄能装置的电压至少十倍的更高电压；

并以至少 60％的运行效率以至少 1W 的设定功率输出能量。

43. 如权利要求 42 所述的血管内植入式医疗装置，其中该电源转换电路包括感应元件，具有至少一个与磁芯组装的感应线圈，其中该感应线圈具有的几何形状包括环形面积以及线圈高度，所述线圈高度沿垂直于该环形面积的轴，使得该环形面积的平方根大于该线圈的高度。

血管内植入式装置的感应元件

技术领域

[0001] 本发明主要涉及电气元件以及，尤其涉及感应元件，诸如扼流圈或变压器，其具有适于植入式医疗装置（如血管内装置）的狭窄形成形单元。

背景技术

[0002] 植入式医疗装置如起搏器、去纤颤器、及植入式心律转复去颤器 (ICD) 已经被成功植入患者体内用于心律疾病的治疗多年。起搏器被植入用于检测心律徐缓的周期并传递低能电激励以提高心律。ICD 则被植入患者体内用于心律转复或去心脏纤颤，在检测到室性心动过速 (VT) 和室性纤颤 (VF) 时，通过传递高能电激励来减慢心律。另一种植入式装置检测心房纤颤 (AF) 插入并传递电激励给心房以恢复心脏上下室之间的电协调。还有一种类型的植入式装置储存并传递药物及或基因治疗物医治不同的病情，包括心律失常。所有这些植入装置的现一代都为典型的植入皮下的罐形装置，通过由患者血管系统植入心脏的导线来传递治疗物。

[0003] 下一代的植入式医疗装置可采取能够在患者的血管系统内植入的狭长形管内装置，取代皮下植入。这些管内植入装置的例子被描述于，例如，美国专利第 7,082,336 号，美国公开专利申请 2005/0043765A1、2005/0208471A1 及 2006/0217779A1。这类装置的直径大约为 3-15mm，长度大约为 10-60cm，以便插入并植入管脉，同时让足够数量的血液可以围绕该装置流动。在几何上的局限诸如，这类装置包含实现各种功能的电子 / 电气元件及电路。

[0004] 植入装置具有载入的蓄能装置（通常为电池），以及用于将所储存的能量转换为适合运行该装置以传递电疗治疗的形式的高压转换电路。在心律转复 / 去颤型装置中，该高压转换电路一般包括在高压下产生能量的电路（一般至少在 50-800 伏以及 1-40 焦耳左右）用于在心律转复 / 去纤颤电疗中使用。因为蓄能装置中仅具备有限的能量，并且因为替换电池通常需要进行外科手术来去除或接触植入装置，或是充电的过程，这会要求对蓄能装置进行充电的时间延长期，所以提供高效电路对于延长装置的使用寿命也对于使装置尽量小型化很重要。因此，用于植入装置的高压转换电路应该尽可能有效。

[0005] 一种开关模式电源转换器一般被作为一种最有效的电压步进装置，将电压从所储存的能量提升至电疗所要求的高电压。这种类型的转换器通过将间歇性电流加载在感应元件，诸如扼流器或变压器，并利用感应元件产生的相关联的时变磁场导致的电压推进作用。已知许多不同的开关转换器拓扑和运行模式。其中的例子包括升压转换器、回扫转换器、单端初级感应转换器 SEPIC(single-ended primary inductance converter)、以及 Cuk 转换器。该升压转换器及特定 Cuk 转换器拓扑采用一个或多个感应器，而回扫、SEPIC、及其它类型的 Cuk 转换器则采用变压器作为主要的感应元件来进行电压转换功能。某些特定的 SEPIC 拓扑同时采用两者，一个感应器和一个变压器。

[0006] 感应元件（无论是一个感应器或一组磁耦合的感应器）主要是由至少一个线圈和一个具有高相对穿透度材料的磁芯构成的，例如铁磁材料。该芯所起的作用是限定靠近元件的磁场区域，从而提高其感应系数。该芯提供的磁通量通道引导磁通量穿过线圈中心并

沿返回路线，该返回路线可以是相邻的或者可具有多个非相邻的返回路线部分。对于感应元件，有多种不同的已知芯几何形状。有些形成在铁氧体线轴上环绕涂有瓷釉的导线的结构，导线暴露在外部，而另一些则将导线完全包裹在铁氧体中以提高屏蔽作用。芯的几何形状一般包括圆环柱形结构、C 形或 E 形结构、壶形结构及平面结构。

[0007] 在开关模式变压器情况下，用于植入式装置的高压转换电路中一般的绕数比 Np ： Ns 可以是大约 1 ： 15 的比率，其中 Np 为主圈绕数而 Ns 则为辅圈绕数。与用于信号和线性电源的变压器不同，用于开关模式电路的变压器被设计为不只传输能源，还要将能源储存相当长的一段切换周期。例如，一种电源转换器在大约 60kHz（该频率被选来使芯涡流损失保持低位）进行切换并且有一个变压器，其芯是以相对穿透度 2000 至 4000 的强铁氧材料制成，在该变压器中要求有一定量的最小初级感应系数。

[0008] 大多数感应元件中储存的能量被储存于芯的气隙中。需要一定量的气隙容量来储存所需要的能量。然而，提高缝隙长度则降低变压器或感应器的感应系数。感应元件中线圈感应系数直接与线圈数量的平方成正比，并且与在空间中产生的磁通量方向相正交的磁截面面积成正比。为补充由于气隙增加而损失的感应系数，需要更多线圈绕数或更大的磁通量通道的截面积。更多线圈绕数导致更大的体积，并增加了装置中由于阻抗升高而带来的能量损失。提高传统芯几何形状中的磁通量通道的截面积，包括提高芯的大小、而随之缩小了线圈中的空间或加大了装置的总体尺寸。

[0009] 在管内植入装置方面，可采用一种狭长形状，植入患者的血管，并且主要具有一种圆形截面，如果采用一种标准的圆形壶芯作为变压器的铁氧芯，该磁体截面面积将被限制为小于植入装置的截面面积。假定在这种限制下，另一种提高感应系数的实例是提高线圈绕数。不幸的是，这就增加了变压器中线圈的体积，因为高电压变压器需要相对高的线圈绕数比。除了提高总线圈绕数引起较高的线圈总抗阻之外，这种方法还需要更长的变压器来安置线圈。

[0010] 长而窄的壶形芯在用于管内植入式装置时，由于受到跨芯直径的线圈截面面积的局限，很难应对线圈的挑战。另外，在管内植入装置中对于变压器长度有实际的限制。例如，该管内植入装置的壳体必须提供一定量的弹性，以利该装置穿过血管。较长的刚性壳体元件限制了该装置的弯曲半径。另外，包覆该变压器的封闭部分可能在变压器端面之外还需要空间来包覆电路、输入 / 输出硬件、导线等等。

[0011] 其它方法，如缩小的 E 形芯或其派生型，如 EFD 或 ER 芯，用于在管内装置有限的尺寸内使用，就对于能量装换电路的能量储存和感应系数要求方面来讲可能不可行。例如，线圈面积可能不足以获得一个变压器目标的初级感应系数。即使电学性能在小尺寸下可以实现，在管内装置的壳体中采用缩小的 E 型感应元件会浪费壳体空间，因为在感应元件周围的壳体内会保留过多的空间。

[0012] 由于管内植入装置的尺寸限制，设计一种能够以现有感应元件有效产生高电压电疗信号的能量转换器显示出很大的挑战。典型的芯形状和几何图形，如 E 形、C 形、圆环形、以及壶形芯，这些一般能在传统植入装置如传统的罐形植入去纤颤器中提供所需的功能和高电压转换器的性能要求的芯，并不很适合用于管内植入式装置的小直径空间内。

发明内容

[0013] 本发明主要是指一种感应元件，适合在血管内植入式装置（IID）中使用，该装置具有适于植入血管内的狭长形形状要素。该感应元件包括芯，其外表面轮廓对应于该血管内植入式装置的形状要素的内表面轮廓。一组狭长形或椭圆形线圈，其长度方向位于沿该感应元件的主长度方向。该线圈还被放置成以相对于该血管内植入式装置的形状要素的纵轴径向引导磁场。

[0014] 在本发明的一个方面，一种血管内植入式医疗装置包括界定出具有狭长形几何形状的形状要素的结构，该几何形状包括长度和基本上为圆形的截面，该截面被界定为垂直于该长度。这种结构的一个示例为壳体，或提供封闭绝缘套的壳体部分，并具有适于植入血管的基本上为圆柱形的形状要素。在该形状要素中安置电路，包括蓄能装置，如电池，以及转换电路，其作用是将蓄能装置的输出转换为相对较高的电压。该转换电路包括感应元件，其外表面形状对应于该形状要素。该感应元件具有线圈，设置成基本上垂直于该长度来引导磁场。

[0015] 根据本发明另一方面的血管内植入式医疗装置包括界定出具有狭长形几何形状的形状要素的结构，该几何形状包括形状要素长度和基本上为圆形的垂直于该形状要素长度的形状要素截面。电路安置在该形状要素内部并包括感应元件，其包括磁性材料芯，该芯具有芯长度和界定为垂直于该长度的芯截面，以及具有多个绕线的线圈，所述绕线界定出环形面积。该芯的一部分位于该环形面积中，这样，当该线圈加电时，在该芯中沿前进通道和返回通道产生磁通量，该磁通量在前进通道中的总截面面积与该磁通量在返回通道中的总截面面积之和大于该芯的截面面积。

[0016] 根据本发明的一个方面的一种感应元件（例如：一种感应器或变压器）包括磁性材料芯，其具有芯长度和基本为圆柱形的外边界，至少一个线圈，其具有界定出环形面积的多个绕线。该芯的一部分位于该环形面积内，使得该至少一个线圈在加电时，沿穿过该芯的磁通量通道产生封闭磁通量，磁通量通道的长度小于芯长度。

[0017] 根据本发明的另一方面，一种用于血管内植入式装置的感应元件，包括磁性材料芯。该芯具有沿第一参考轴延伸的主纵向长度以及具有基本上为圆形的外边界的芯截面，该芯截面被界定在第一参照平面内，该平面与第一参照轴相正交。该芯包括柱体、以及至少一个围绕该柱体设置的线圈，这样使得该线圈被定位成在加电时垂直于该第一参照轴引导磁场。

[0018] 根据本发明另一方面的一种制造血管内植入式装置的方法，包括制作用于包覆电路的基本上密封的绝缘套，该绝缘套具有基本上为圆柱形的外表面并界定出内形状要素。作为部件组装于该电路的感应元件被安置于该绝缘套中，使至少该感应元件的大部分外表面轮廓对应于该内形状要素。为此，一组狭长的绕线以长度方向被安置于该绝缘套中，以引导磁场沿相对于该绝缘套的径向方向延伸，并向该磁场提供一个基本上穿过可穿透材料的封闭磁通道。

[0019] 在一个实施例中，该感应元件具有圆形外壁，与容纳这些元件的腔室或其它封闭部分的圆形内壁相匹配。在另一实施例中，该感应元件具有圆柱形外壁，其尺寸设在相对于感应元件周围形成的 IID 装置外表面至少一部分的尺寸预设限定范围内。该感应元件的组装包括将一组狭长形绕线以长度方向设置在该腔室中以引导磁场沿相对于该腔室的径向方向延伸；并给磁场提供基本上穿过可穿透材料的封闭磁通道。该封闭磁通道可以由有气

隙或无气隙的磁芯来提供。

[0020] 本发明的具体实施例所采取的方法是提供这样一些感应元件，以提高 IID 装置中的形状要素内部可提供给磁性材料的空间，同时提供相对较大并更有用的磁通量通道截面积，以提高感应系数降低 AC 磁通密度。提高有用空间可以通过设计变压器轮廓的更多形状以匹配与该形状要素相关的基本上呈圆柱形的空间。赋予一个基本上与磁通量通道相正交的大的截面面积可以通过将变压器导线绕在 IID 装置的长度方向的平面上来实现。所产生的穿过绕线所形成的截面面积的磁通量方向是沿其垂直轴方向延伸。该相对较大的磁通量对于特定电源转换拓扑是有用的，例如但不限于：回扫型、SEPIC 型、或 Cuk 型转换器。感应元件还可用于其它类型的电源电路，如升降压稳压器、或利用感应器或变压器的其它电路。

[0021] 根据本发明特定实施例的形状要素可以基于 IID 装置的壳体尺寸以及在容纳感应元件的壳体内部存在有其它元件的基础上来界定。例如，在一些实施例中，附加电气或机械元件，如装有感应元件的外壳中有导线、接口硬件、或电路，形状要素会把受这些元件限制的体积考虑在内。在实施例的一种相关类型中，该形状要素可包括沿变压器长度方向的空间，使得导线或电路以长度方向通过感应元件。

[0022] 本发明这些方面可以让 IID 电路，在所有占据 IID 装置受限制的空间的其它电路中，能够实现令电源转换电路的性能达到用传统电源转换器元件在相同尺寸限制下达不到的水平。这些优点可以带来血管内植入式装置更高的性能及更小的设计，与传统技术基础上的装置相比更易于植入患者，以更长的使用寿命更有效地实施电疗。

附图说明

[0023] 通过下面附图中所给出的本发明的不同实施例的详细描述可以更完整地理解本发明，其中：

[0024] 图 1 为描绘人类心脏解剖的立体示意图；

[0025] 图 2 为根据本发明实施例的一种血管内植入式起搏器的剖视图；

[0026] 图 2A 为表现图 2 的示意图；

[0027] 图 3 为根据本发明另一个实施例的血管内植入式起搏器的剖视图；

[0028] 图 3A 为表现图 3 的示意图；

[0029] 图 4A-4E 为描述不同的已知类型的开关稳压器拓扑的电路图；

[0030] 图 5A-5G 为各种已知几何形状的感应芯的立体示意图；

[0031] 图 6 为描述根据本发明一个方面的用于狭窄形状要素的感应元件组件的立体分解图；

[0032] 图 7A 为描述根据本发明另一个方面的狭窄形状要素的感应元件组件的立体分解图；

[0033] 图 7B 为图 7A 中的组装后的感应元件的剖面图；

[0034] 图 8 为描述通过根据本发明一个实施例的示范感应元件，如图 6 的感应元件的芯的模拟磁通密度的图；

[0035] 图 9 为描述通过根据本发明的另一具体实施例的示范感应元件，如图 7A-7B 的感应元件的芯的模拟磁通密度的图；以及

[0036] 图 10 为描述根据本发明的一个具体实例的电源转换器的电源转换电路及部分控

制系统的图。

[0037] 尽管本发明可以修改成各种改变和变化形式，这里在附图中以举例形式所示的具体内容将在下面详细描述。但是，可以理解的是，本发明不限于所描述的特定实施例。相反，本发明意在覆盖由所附权利要求定义的发明精神和保护范围内的所有修改、等同物及替代物。

具体实施方式

[0038] 在下面对本发明的详细说明中，为了能充分理解本发明而阐述了很多具体的细节。然而，对于本领域一般技术人员来说很显然的是，本发明可能可以在这些具体细节之外得以实践。在其它情况下，某些已知方法、工艺、及元件可能未加以详细描述，以免不必要地混淆本发明真正的技术特征。

[0039] 现参考图 1，其描绘了一个普通人类的心脏解剖图，包括心脏和主要血管。以下所显示的解剖位置由所列标号标识：右锁骨下动脉 102a、左锁骨下动脉 102b、上腔静脉 (SVC) 103a、下腔静脉 (IVC) 103b、，右心房 (RA) 104a、左心房 (LA) 104b、右无名 / 头臂静脉 105a、左无名 / 头臂静脉 105b、右内侧颈静脉 106a、左内侧颈静脉 106b、右心室 (RV) 107a、左心室 (LV) 107b、主动脉弓 108、下降主动脉 109、右头静脉 109a（未显示于图 1）、左头静脉 109b、右腋静脉 110a（未显示于图 1）以及左腋静脉 110b。

[0040] 本发明的一种实施例描述了血管内电疗系统，其用于以电刺激治疗各种心律失常的不同功能。这些功能包括去纤颤、起搏、及 / 或心律转复。总的来说，用于电生理学治疗的血管内植入装置元件包括至少一个装置主体以及通常，但可选择地，至少一个连接该主体的导线。或者，血管内植入式装置也可以没有导线，诸如对于一种血管内植入式药物 / 基因治疗装置的具体实施例、一种既传递电治疗和 / 或输送药物 / 基因治疗的混合式血管内植入装置、或者另一种利用高压转换电路，例如，对药物 / 基因输送装置 / 泵或电动输送 / 治疗装置输电的血管内植入式装置可以没有导线。

[0041] 血管内植入式电生理学治疗装置的各种例子，如植入式去纤颤及 / 或起搏装置 20 和导线 28 将在说明书中给出，在这些例子中，标号如 20a、20b、20c 等被用来描述血管内装置 20 的特定实施例，而其它地方的标号 20 主要是泛指以本发明用来提供除了心脏电生理治疗之外治疗的这类植入装置。类似地，标号 28 主要泛指这种系统的某种实施例所采用的一种导线。标号 100 主要泛指人体内的血管及 / 或血管壁。

[0042] 在一种实施例中，装置 20 包括一些本领域已知实现植入式电生理学治疗装置的功能所必要的元件。例如，装置 20 可包括一个或多个脉搏产生器，包括相关的电池、电容、微处理器、以及用于为进行去纤颤、心律转复及 / 或起搏而产生电生理学脉搏的电路。装置 20 还可包括用于检测心律失常或其它心脏非正常活动的检测电路。装置 20 中所提供的特定元件取决于装置的应用，特别是装置 20 是否用于结合传感功能完成去纤颤、心律转复及 / 或起搏，或者装置是否被设置成检测及 / 或传输药物 / 基因治疗或完成其它治疗或诊断功能。

[0043] 装置 20 的比例可被设置成能穿过脉管系统并定位于患者的脉管中而对血液流的阻碍最小。将装置 20 引入体内的适合位置可包括，但不限于，采用通过右或左股骨静脉或右或左锁骨静脉为进入路径的静脉系统。在一种可选的实施例中，血管内植入式装置可以

设置为用在动脉系统中。

[0044] 为了描述本发明的目的，装置 20 的不同部位将以这些部位，即相对于股骨静脉内的引入点位置的近部 22、中部 24 及远部 26 的位置为参照。然而可理解的是，如果另一个进入位置被用于引入装置 20，例如锁骨静脉，这些装置 20 的不同的位置 22、24 及 26 则相对于装置 20 在患者躯干中的脉管系统内的上 / 下位置为参照。

[0045] 在一个实施例中，装置 20 可设有一个流线型的最大截面直径，范围在 3-15mm 或更少，在一个较佳实施例中最大截面直径为 3-8mm 或更少。装置 20 在横向（即横切纵向轴的方向）的截面可以尽可能小而仍能与所需要的元件相匹配。这个面积可以根据实施例及 / 或应用在大致 79mm^2 或更少的范围内，在大致 40mm^2 或更少，或 12.5-40mm^2 的范围内。

[0046] 在一种实施例中，装置 20 的截面（即横切纵轴）可具有圆形截面，尽管其它截面还包括月牙形、扁平型、或椭圆形截面也可使用。最好是令该装置具有光滑连续的轮廓，以避免可能引起在装置上形成血栓的空隙或凹坑。还希望因所提供的圆形截面而能辅助去除或移植该装置使之让装置在去除或移植过程中可以易于扭转或旋转以折断脱离任何可能出现的血栓或血凝块。

[0047] 在一种实施例中，装置 20 的外表面包括一种电绝缘材料、层或涂层，诸如 ePTFE。例如可能希望提供某种抗血栓的涂层（例如 :用超临界二氧化碳涂覆的全氟化合物涂层），以避免在装置 20 上形成血栓。还可能有利的是涂层具有抗增生特性，以便使内皮化或细胞生长最小化，因为令装置 20 上的生长最小化有助于在装置移植中减小动脉损伤。该涂层因此可能还是洗提抗血栓成分（如硫酸肝素）及 / 或抑制细胞生长成分及 / 或免疫抑制剂。如果装置 20 的壳体为导体，这个层或涂层可选择性地被涂上或去除以便在壳体表面需要的位置留出暴露的电极区域，如图 2A-2D 所描述的。

[0048] 在一种实施例中，装置 20 的壳体或其部分，具有为满足特定外部边界需要而设计的成形单元。例如，一项外边界要求可以是在特定尺寸公差内的特定外部几何形状（如圆柱体形或其它适合的圆形）。根据这个实施例的壳体还可能具有一壳体厚度规格。例如一种特定圆柱体形壳体可具有 10mm 外径 (OD) 边界，规定的公差为，例如 +/-5％公差，以及最小壁厚要求，如 1mm。

[0049] 考虑到给元件所留的最小空间，这些元件本身的大小必须装得进外壳所限制的空间中。参照上述外径 10mm+/-5％壁厚 1mm 的例子，这些元件（包括它们之间的连接导线）必须装入横向尺寸为 10-10(0.05)-1 或 8.5mm 的成形单元中。这些元件要被安置在装置 20 内以有效利用可用的空间。根据本发明的特征可以达成的感应元件的大小和尺寸为这些元件的选择和设计提供了进一步灵活性，因为该感应元件的设计可以在有效空间内提供所要的性能特征，为元件留出相对较多可用空间。

[0050] 图 2A、2B 和 2C 显示了一些装置实例，其内容做了有效的空间布置。图 2A 中的标号 20a 标识了一个例子。实施例装置 20a 包括如图 2A 的剖面图所示一个或多个狭长形壳体或外壳 32，可以看见其中所包含的元件。在一个实施例中，外壳 32 为刚性或半刚性壳体，可选择由导体、生物相容性、可消毒以及可将外壳 32 中所含元件密闭封闭的材料制成。这种材料的一个例子为钛，尽管其它材料也可以采用。

[0051] 在外壳 32 中为控制装置 20a 操作的电子元件 34。例如，在图 2A 的实施例中，元件 34a 通过导线 28 与传递去纤颤脉波相关联，而元件 34b 则与利用去纤颤导线或单独的导

线 28 上的传感电极来完成的传感功能相关联。若高压电路 34a 的运行伴随产生的电磁干扰 (EMI) 可能干扰传感电路 34b 的性能，将元件 34a 与元件 34b 隔离是需要的。可以通过增加潜在的干扰与易受感元件之间的物理隔离、电场屏蔽、磁场屏蔽或上述手段的组合来达成隔离。

[0052] 装置 20a 还包括一给装置提供能量的能量源，如一个或多个电池 36。在某些心律转复或去纤颤装置实施例中，设有一个或多个高压电容 38 用于储存传递给导线 28 及 / 或一个或多个裸露于壳体 32 外表面的电极 40 的电荷。一个或多个电路互连器 42 可在电子元件 34、一个或多个导线 28、电极 40、电池 36 及电容 38 之间提供电连接。

[0053] 如图 2A 所示，装置 20a 的元件可以相互成串联式地布置，令装置 20a 具有流线型轮廓。因为装置 20a 是要植入患者血管内的，所以要求有一定的可弯曲性以便于该狭长形装置可以易于穿过血管。可以通过将装置 20 分段，例如在壳体 30 中形成一个或多个间隔 44 以及在每个间隔 44 形成一个或多个铰接区 46 来增加可弯曲性。这些铰接区 46 因而形成动态可弯曲区域，随着装置 20a 通过血管的弯曲区域的通道及 / 或定位而相对于装置 20a 的纵轴弯曲。

[0054] 图 2B 中所示的第二个例子的管内植入式起搏装置的元件布置由标号 20a 标识。其中许多元件与图 2A 的实施例中所示的相同，在对图 2B 的介绍中将不再讨论。这个第二实施例与第一实施例的区别主要在于电子元件 34 可被包含于壳体 32 的一个单独区域中。而装置 20b 则可根据元件及其在装置 20b 中所要附着的位置而包括一个或多个间隔 44 及铰接区 46。这个结构可被用于，例如，当装置 20 仅被用于实现起搏功能（因而没有去纤颤电路中相对有噪音的充电电路）时，或者在不需要图 3A 实施例所示的防止充电电路对传感器电路的干扰噪音的那种类型的绝缘时。

[0055] 图 2A 和 2B 实施例的一种变化类型为图 2C 及图 2D 所示的装置 20c。在装置 20c 中，每个分段被分开包裹于自身的钛（或其它适合材料的）外壳中，这些外壳呈容器 32a、32b、32c 的形状。容器 32a、32b、32c 中的元件可通过，举例来说，可弯曲的电路连接器 42a 来电连接。在一种实施例中，容器 32a、32b、32c 利用诸如硅橡胶填料的弹性材料来制成铰接区 44a。图 2D 描述了装置 20c 在一个铰接区弯曲的情况。

[0056] 图 3 描绘了另一种本发明可用的血管内植入式装置的实施例变型。一个可弯曲的装置 20 包括一个或多个刚性外壳或容器 32，用于容纳植入患者血管内部的电子元件 34，具有形成波纹管设置 48 的铰接区 44。容器 32 可以是任何适当的形状、截面、及长度，但在所示的实例中为直径大约为 3-15mm 长度为大约 20mm 至 75mm 的圆柱体形状。容器 32 可用于容纳电子机械零件或组件形成非常精巧的植入装置，如去纤颤器、起搏器、药物输送系统。任何适当数量的容器 32 可用互连的波纹管 48 组合起来。互连的机械波纹管 48 可用来将数个刚性容器 32 相连接形成可弯曲的装置 20。对于许多这类装置，会包括至少三个容器 32 的布置。

[0057] 在一种实施例中，波纹管 48 可以是任何适当形状，但其截面形状与容器的截面相近似，以免出现边或角所带来的问题，例如在血管中形成血液凝块。波纹管可以用与容器近似的生物相容性材料制成。任何使容器电绝缘及 / 或使容器更为血液动力兼容的涂层也可用于该波纹管。

[0058] 除了波纹管 48 能从装置 20 的中部或纵轴弯曲之外，波纹管 48 还能沿装置的中心

轴弯曲。这种沿中心轴弯曲的能力在纵轴方向提供了吸震性以及三维柔性。这种吸震性通过使植入装置的运动最小化而有助于在植入过程中保护该装置 20 及其内部元件。另外，该吸震性在植入过程中可为转向提供 1 ： 1 的扭矩比。该吸震性还有利于装置 20 的使用寿命，因为患者身体的自然运动会给该装置 20 带来某些压力。

[0059] 再参考图 2A，与传递去纤颤脉波相关的电子元件 34A 包括用于将较低电池电压转换为较高的电疗电压的电压转换电路。一种较低的电池电压的例子是低于大约 20 伏的电压。一种较高的电疗电压的例子是大约 50 伏或更高的电压。在一种实施例中，电池电压为 10 伏数量级，而最大去纤颤电压为 700-1000 伏数量级。总的来说，电压转换器实施例可提供的升压数量级为转换器的输入电压的大约 5 至 300 倍。例如，在一种实施例中，用 3 伏电池作为蓄能装置，用于给升压电路提供能源，输出 1000 伏的去纤颤脉波，升压倍数为 333。

[0060] 一种开关式电压转换器电路可用于产生高压输出，随后，该输出高压用于对位于该电压转换电路的输出端的一个或多个高压电容进行充电。在一些实施例中，该电压转换电路能够在不超过 30 秒内在高压电容充电储存至少 5 焦耳能量。举例来说，在一种实施例中，该电压转换电路可以在 10 秒内在高压电容储存大约 30 焦耳。储存在高压电容中的能量最终在电疗治疗中释放给患者。

[0061] 图 4A-4D 和图 5A-5G 为描述各种已知电源转换电路拓扑的不同例子的示意图。这些拓扑为本领域一般技术人员已知的，然而可以理解这些拓扑本身并不能实现本发明所教导的性能及效率水平，在本发明的精神及保护范围内可以采用根据本发明的教导所做出的拓扑的这些变化。

[0062] 图 4A 描述了一种基础的升压转换器拓扑。图 4A 的升压转换器利用标注为 L1 的单个感应器在开关 SW 的每个循环中储存能量。开关 SW 关闭时，感应器 L1 加电并产生自感应磁场。开关 SW 打开时，L1-SW-D1 节点的电压随着感应器 L1 的磁场衰退而升高。相关的电流通过隔离二极管 D1，将蓄能电容 C_{out} 充电至大于输入电压 Vin 的电压。

[0063] 图 4B 描述了一种回扫转换器拓扑。该回扫转换器利用变压器 T1 作为蓄能装置以及步进式变压器。开关 SW 关闭时，变压器 T1 的初级线圈以图 4A 的感应器 L1 类似的方式被加电。开关 SW 打开时，通过该初级线圈的电压被逆转并且因初级线圈中磁场的衰退而升高。初级线圈的电压的变化与次级线圈磁耦合，次级线圈具有在该次级侧将电压进一步步进的更多绕线数。在某些实施例的 IID 去纤颤器应用中典型的线圈绕数比 Np ： Ns 为 1 ： 15，其中 Np 为初级线圈绕数而 Ns 为次级线圈绕数。通过次级线圈的高电压由二极管激励并保存于电容 Cou τ 中。

[0064] 图 4C 描述了相对于其它电源转换器提供某些其它优势的单端初级感应转换器（″ SEPIC″ ）。例如，单端初级感应转换器的一个优势在于不需要在变压器中储存大量能量。由于变压器中的大部分能量被储存于它的空隙之间，这就减少了对变压的空隙长度要求。电池电压（例如，从 LiSVO 电池）加到 VIN 电压输入端，开关元件以固定频率切换，占空比根据进入电源转换器的电池电流的反馈以及输出电压而变化。来自步进变压器 (T1) 的输出的电压由二极管 D1 激励而在 COUT 产生输出电压。在 C_{OUT} 处所指示的电流容量表示高压输出电容。

[0065] 图 4D 描述了图 4C 的 SEPIC 转换器的变化类型。图 4D 的 SEPIC 拓扑具有附加的感应元件 (L1)。该附加的感应器 L1 既可以是间断性的，或者也可以是与高压变压器磁耦合

成为一个单磁场结构，如图 4D 所示。

[0066] 图 4E 描述了一种 Cuk 转换器拓扑。一种 Cuk 转换器包括两个感应器，L1 和 L2，两个电容 C1 和 C_{out}，开关 SW 和二极管 D1。电容 C 用于转移能量，并通过晶体管和二极管的整流换向可交替地连接至转换器的输入和输出。两个感应器 L1 和 L2 被分别用于将输入电压源 (Vi) 和电容器 C_{out} 的输出电压转换至电流源。与上述电压转换电路相似，输出电压与输入电压比与开关 SW 的占空比相关。可选择的是，感应器 L1 和 L2 可以磁耦合，如 T1* 所标注的。在这种布局中，感应器 L1 和 L2 可以绕在一个单芯上。

[0067] 图 5A-5G 还描述了现有技术中已知的不同磁芯几何形状。图 5A-5D 描述不同的 E 形芯。图 5A 描述一种古典的 E 形芯。中心脚的截面基本上大于两个周边脚，一般为两倍因数。在这种几何形状中，假设单个或多个线圈都绕在中心脚上，通过芯的磁通密度基本上是均匀的。

[0068] 图 5B 描述了一种 EFD 芯，其中心脚的一维方向较窄但在正交方向较宽。这种类型几何形状有利于薄型感应元件。图 5C 描述了一种 ER 芯，其中心脚具有圆形截面。

[0069] 图 5D 描述了一种 EP 芯，其中基本为圆柱形的中心脚被磁流回路芯材料部分地包围。中心脚和包围部分之间为设置单个或多个线圈的空间。图 5E 描述了一种壶形芯，类似于 EP 芯，其中心脚至少部分被芯材料所包围，其间为设置线圈的空间。

[0070] 图 5F 为描绘采用两件式芯结构的感应器或变压器组件的示意图。线圈 502 围绕在线轴 504 上，而线轴 504 的位置则使线圈 502 围绕在 E 芯 506 的中心脚上。一种 I 字形芯 508 用夹子 510 固定在 E 芯 506 的开口端。E 形形体 506 和 I 字型芯 508 被定位成形成一个“日”字形结构，在该结构中由磁性材料引导封闭的磁通量通道通过 E 形芯 506 的中心脚和线圈 502 的中心，并通过 E 形芯 506 的周边脚返回。

[0071] 图 5G 描绘了另一种利用两部分芯形成的感应元件组件。在图 5G 中，采用了一对相对的 ER 芯 512a 和 512b。线圈 502 围绕在线轴 504 上，其长度大于任一 ER 芯的中心脚。组装时，该 ER 芯对合在一起形成完整的磁通量通道。需要空气间隙时，其中一个或两个 E 型芯的中心脚可以比任一周边脚短。类似的结构可以用壶式芯，不同类型的 E 芯，以及其它变化形式来组装。如上所述，这些传统的几何形状用在 IID（血管内植入式装置）中不是很适合。

[0072] 图 6 为描绘根据本发明的一种实施例的感应元件 600 的示意图。感应元件 600 狭窄的形状很适合用于封装血管内植入装置，如装置 20。在一种示范的实施例中，该感应元件 600 的外表面基本上与一部分外壳 32 的内表面一致。在这个装置中，容纳感应元件 600 的这部分壳体 32 的大量内部空间被用于引导磁通量。这就比传统几何形状的感应元件给感应元件 600 提供了相对较大的感应系数，而传统几何形状的感应元件不会像感应元件 600 那样，在壳体 32 的可比部分中占有内部空间体积很大的比重。

[0073] 感应元件 600 由一基本上为圆柱形的磁芯 602 组装而成，磁芯具有一外表面 603，位于纵向参照轴 x 方向的主长度 l，以及位于横向的 y-z 平面基本上为圆形（例如圆，椭圆等）的截面。磁芯 602 本身有两个半部组成，下半部 602a 和上半部 602b。位于芯半部 602a 和 602b 中的是一个或多个导线线圈 604。尽管图中为了简明起见只画了单个线圈，可以理解的是，可以采用多个线圈来提供多个互耦的变压器线圈。

[0074] 每一个半部 602a 和 602b 具有一个配合表面 606 和一个切开部分 607。该切开部

分 607 由底面 608、相对的侧壁 609、以及柱体 610 界定。柱体 610 从底面 608 沿参照轴 z 凸起，并具有沿纵向参照轴 x 的主长度 lp，和沿参照轴 y 的次宽度 Wp，沿参照轴 z 的凸出的高度 hp。柱体 610 还具有顶部表面 612，基本上与配合表面 606 共平面。

[0075] 在一个相关的实施例中，顶平面 612 与配合表面 606 不在同一平面，而是相对于配合表面 606 凹下去。在这种结构下，当芯半部组合起来时，芯半部 602a 的顶平面 612 不会与对应的芯半部 602b 的顶平面密切接触。所得到的结构在相对的顶表面 612 之间会留有空气间隙。芯半部 602a 或 602b 的其中任一或两个柱体 610 的高度可设计成提供一个具有特定尺寸的空气间隙，以取得所需要的感应元件 600 的磁场特性。如上所述，该间隙的长度确定了感应元件 600 所储存的能量的大小，也影响到感应元件 600 的感应系数。

[0076] 在另一个实施例中，芯半部 602a 和 602b 是不相同的。例如，底部芯半部 602a 可以有一个柱体，而上芯半部 602b 则没有柱体。在这个例子的实施例中，该柱体在 z 轴方向上可具有一个比相对侧壁 609 的高度高的柱体高度。在一个相关的实施例中，该柱体高度大约是 z 轴方向上相对侧壁 609 的高度的两倍。

[0077] 线圈 604 具有沿参照轴 x 方向的主长度 lc 和沿参照轴 y 方向的次宽度 wc。因此，线圈 604 具有狭长形或椭圆形绕线，由这些绕线定义一对应的狭长形或椭圆形环形区域，位于纵向沿芯 602 的主轴方向。在一个实施例中，线圈 604 的尺寸设计成，在组装感应元件 600 时，线圈 604 的绕线不超出芯 602 的圆柱形外周边。如图 6 所示，线圈 604 在 x-y 参照平面上围绕或以环绕方式绕在凸出柱 610 上。在一个示例的实施例中，线圈 604 预形成后带有足够的公差让线圈 604 滑到柱体 601 上。在另一个实施例中，线圈 604 是实际上缠绕在柱体 610 上的。

[0078] 在这个实施例的操作中，主磁通分量由线圈 604 中的电流产生并沿 z 参照轴的第一方向穿过凸出柱 610。次磁流分量（总和接近主磁流分量）经芯 602 的其余部分而返回来构成完整的磁路（即沿 z 参照轴的相反方向基本上垂直通过匹配表面 606）。正如可以从感应元件 600 的几何形状看出的，线圈 604 沿基本上垂直于芯 602 的主轴长度 l（即在 y-z 平面内）的轴产生主磁通分量。

[0079] 总的来讲，导线线圈的感应系数为相对穿透性、线圈中的绕线圈数、线圈所定义的环形面积、以及线圈结构的高度尺寸的函数。感应系数与环形面积直接成正比，与线圈结构的高度尺寸成反比。因此，在定性方面，环形面积较大的线圈和较矮的线圈结构高度会在包含线圈的导线的每个单位长度产生较大感应系数。因此，在血管内植入式装置的受限制的狭长的成形单元中，线圈 604 的几何形状提供所需要的感应特征。线圈 604 的狭长或椭圆形绕线提供一个相对大的环形面积和相对小的线圈结构高度。例如，在一个实施例中，线圈 604 的主要的椭圆环形尺寸 lc 大于线圈 604 的结构高度 2.3 倍。在一个相关实施例中，线圈 604 的环形面积的平方根大于线圈 604 的高度 1.7 倍。

[0080] 在一种实施例中，线圈 604 的环形面积大于感应元件 600 的截面面积（该截面取自于垂直于感应元件 600 的主长度方向 l 的平面，如 y-z 平面）。在一个相关的实施例中，线圈 604 的环形面积大于包覆感应元件 600 的成形单元的截面面积。

[0081] 通过比较，螺旋管型线圈的感应元件（其中的线圈结构长度近似于或大于该环形面积），诸如用于壶形芯中或者用于组装有绕线轴的芯中的线圈结构的几何形状，要取得与类似尺寸的线圈 604 相同的感应系数明显需要更长的导线。所增加的导线数量对应于感应

元件较大的电阻抗，因而，降低了作为一种储存能量的运行效率。

[0082] 芯 602 的几何形状在确定尺寸以配合 IID 的形状要素时还提供其它相对于传统壶形芯的优点。例如，芯 602 比传统壶形芯提供更短的磁通量通道和较大的磁通量截面面积。在一个示例的实施例中，封闭磁通量通道的总长度小于芯 602 的长度 l。芯 602 的这类磁回路几何特征有利地具有较少的磁阻，因为与壶形芯的几何形状相比每单位芯体积具有更高的感应性。

[0083] 比较芯 602 与传统的 E 型或 C 型芯的芯几何形状，芯 602 在该 IID 形状要素中运行最优。因此芯 602 与近似大小的 E 型或 C 型芯相比，在较大的磁通量的截面面积上有较多的磁材料。在一种示例的实施例中，表面 606 和 612 的面积和大于感应元件 600 的截面（该截面取自垂直于感应元件 600 的主长度 l 方向的平面，如 y-z 平面内）的外边界所定义的面积。在一个相关的实施例中，表面 606 和 612 的面积和大于包覆感应元件 600 的形状要素的截面面积。在另一实施例中，柱体 610 的截面积，诸如表面 612 单独的面积，举例来说，大于由感应元件 600 的截面的外边界所定义的面积。

[0084] 在另一个相关实施例中，线圈 604 的环形面积与线圈 604 共平面并承载返回磁通量的芯 602 的部分截面面积之总和，超过感应元件 600 的截面的外边界所定义的面积。在一个相关实施例中，前进的以及通过芯 602 返回的磁通量通道截面总面积大于感应元件 600 的截面的外边界。

[0085] 图 7A 为根据另一个实施例的感应元件 700 的示意图。感应元件 700 包括一个基本上圆柱体形芯 702，其具有下半部 702a 和上半部 702b，和线圈 704。线圈 704 基本上类似于图 6 的线圈 604，两种线圈都具有基本上狭长的形状，线圈的主要方向位于对应于圆柱形芯的主要方向。

[0086] 每个芯半部 702a 和 702b 的一部分的截面形状基本上类似于西里尔字母“Э”(Unicode 字符 0x042D)。每个芯半部 702a 和 702b 设有一匹配表面 706，沿感应元件 700 的主长度 l 方向延伸，由基本上圆柱形内表面 708 所界定的空穴 707，以及从内表面 708 凸出的柱体 710。当芯半部 702a 和 702b 相接在成为一个芯组件时，对接的芯半部定义了一对相对的空穴，其具有 D 形的截面和沿芯 702 的主尺寸延伸的长度。

[0087] 感应元件 700 的芯 702 的几何结构还可以被描述为一种圆柱体形壳体，其具有长度 l，以及由外圆柱表面 703 和内圆柱表面 708 定义的内和外直径。柱体 710 在一段长度上实质上桥接了直径。在一种实施例中柱体 710 可在柱体中没有气隙地完全桥接直径。否则，在需要气隙的地方，柱体 710 几乎桥接全部直径，而留出空气间隙。

[0088] 线圈 704（可选择，附加线圈）被组装装配在空穴 707 中并位于，即以围绕方式，在柱体 710 的周围。在一个实施例中，线圈 704 不会超出芯 702 的端部（及超出 1 尺度）。柱体 710 的顶表面 712，类似于顶表面 612，可以相对于配合面 706 共平面，或者凹陷。因此，组装的感应元件 700 可以有或者没有空气间隙。在一种实施例中，配合面 706 的表面面积等于顶表面 712 的表面面积，这样，通过芯的磁通量返回通道与前进通道具有相同磁阻。在一个相关的实施例中，表面 706 和 712 的表面面积之和大于感应元件 700 的截面（垂直于长度 l 的截面）的外周边所定义的面积。在另一相关的实施例中，配合表面 706 的表面面积单独大于感应元件 700 的截面的外周边所定义的面积。

[0089] 图 7B 的剖面视图描述了组装的感应元件 700。芯半部 702a 和 702b 定位在一起，

使配合表面 706 紧密贴合。柱体 710'的顶表面 712，如所描绘的，相对于配合表面 706 凹陷而产生空气间隙 720。线圈 704 在空穴 707 内位于，以围绕方式，在柱体 710' 周围。

[0090] 感应元件 700 的运行与感应元件 600 相类似。线圈 704 中的电流在线圈 702 中产生磁通量。主磁通分量穿过凸出柱体 710。磁通量返回通道分布于芯 702 的其余位置。芯 702 沿圆柱形壁封闭的几何形状提供了相比较于芯 602 的额外的磁屏蔽。在一种相关的实施例中，芯 702 的端部也被封闭，从而实质上消除了在芯的边界外的任何场边缘效应。这个实施例在某种程度上为芯 602（具有封闭端）和芯 702（具有封闭圆柱形壁）的组合。

[0091] 图 8 和 9 基于计算机辅助模拟结果分别描述了通过每种芯 602 和 702 的磁通密度。图 9 对图 10 的模型的比较提示芯 702 通过其体积所提供的磁通量密度比芯 602 的更为均匀。可以从芯 702 提供更大的磁通量返回通道表面积和更短的总磁通量通道的事实来解释这一点。另外，芯 702 中，沿返回通道的点与前进磁通量通道的距离基本上比芯 602 的那些更为等距离。因此，芯 702 所提供的磁回路几何形状具有较少的磁阻和比芯 602 更大的磁通密度。

[0092] 对于这里所描述的任何电压转换电路，以及其它利用根据本发明的感应元件的功率电路，感应元件在实质性几何限制下可令转换电路性能和效率最大化。更通常的是，在利用互耦线圈，如某些 Cuk、SEPIC 或回扫拓扑的电源转换器中，可在本发明的感应元件的实施例中装入多个线圈。本领域的一般技术人员可以理解的是本发明的感应元件可以利用已知的技术和材料来构成，如，举例来说，由粉末铁氧原材构成。不同的芯材料磁穿透性范围可以针对不同的应用而被采用。

[0093] 本发明的实施例能在 IID 装置限定的几何形状中取得特定的运行性能，而这些在使用传统感应元件情况下不能在电源转换电路中获得。例如，根据一种实施例的植入式血管装置去纤颤器，其直径小于 15mm，在一种实施例中小于大约 8mm，利用具有上述类型的感应元件的 Cuk 或 SEPIC 功率转换电路。该电源转换电路可将电池电压转换为比电池电压大至少十倍的电疗电压，并且在电池电源充足的情况下，以至少 1W 比率电压下以至少 60％的运行效率输出能量。

[0094] 图 10 为描述根据本发明的一种示例实施例的电源转换器电路以及电源转换器的部分控制系统的示意图。这个例子中的电源转换拓扑为 SEPIC 电源转换电路，其中感应器 L1 与变压器 T1 互耦。感应器 L1 和变压器 T1 为多线圈绕组感应元件，具有根据上述实施例所述的几何形状。在这个实例中，所有线圈绕组都绕在同一芯体上。

[0095] 晶体管 Q1 运行的开关模式为周期性对感应器 L1 以及变压器 T1 的初级线圈绕组加电。通过变压器 T1 的初级线圈绕组的电流被检测到并被馈送至如图所述的控制电路。还有，输出电压 HV 被检测到并被馈送至控制电路。通过改变到达开关晶体管 Q1 的驱动信号的占空比来控制输出电压。

[0096] 通过对这两者的检测，即通过变压器 T1 的初级线圈绕组的输出电压以及电流，可以动态控制这个实例中的电源转换器，以便在各种情况下以最佳可能的效率提供所需要的输出。这些情况可由于内外事件的发生而变化。比如，随着电池能量的消耗至其使用寿命，电池电压将趋于下降。在一种实施例中，控制电路调节电源转换器的运行以配合这类情况。

[0097] 在图 10 所示的实施例中，芯片边界左手侧所描述的功能模块是以专用集成电路 (ASIC) 实施的。芯片边界右手侧所描述的电路部分是采用分立的电子元件来实施的。在一

种相关的实施例中，电阻组，如六个用于调整电流传感信号的电阻，是采用电阻网络，诸如在同一基底上的薄膜电阻网络来实施的。这类设置可以有利地提供匹配良好的电阻，在运行中具有相近的温度系数和相近的加热程度。

[0098] 本发明可以在不背离本质属性的情况下以其它特定形式实施。例如，本发明的特征不仅限于使用在植入式去纤颤装置中。其它类型的具有很小的成形要件并利用感应元件的装置也可以从本发明的这些特征方面获益。例如，植入式药物输送装置、电激励装置、患者监护及数据通信装置等，可利用本发明的一种或多种感应元件。

[0099] 另外，本发明不必限于电源转换电路。根据本发明的感应元件可以用在其它功能类型的其它类型的电路，例如，用于过滤、信号阻抗匹配等。因此所述实施例都应该作为描述而不是限定的作用，是对所附权利要求的参考，而不是对上述说明指明发明范围的。为了解释本发明权利要求的目的，除非权利要求中引用了“means for”或“step for”，美国专利法 U.S.C.35 第 112 节第六段的规定文字上表明不需要援引这一段规定的内容。

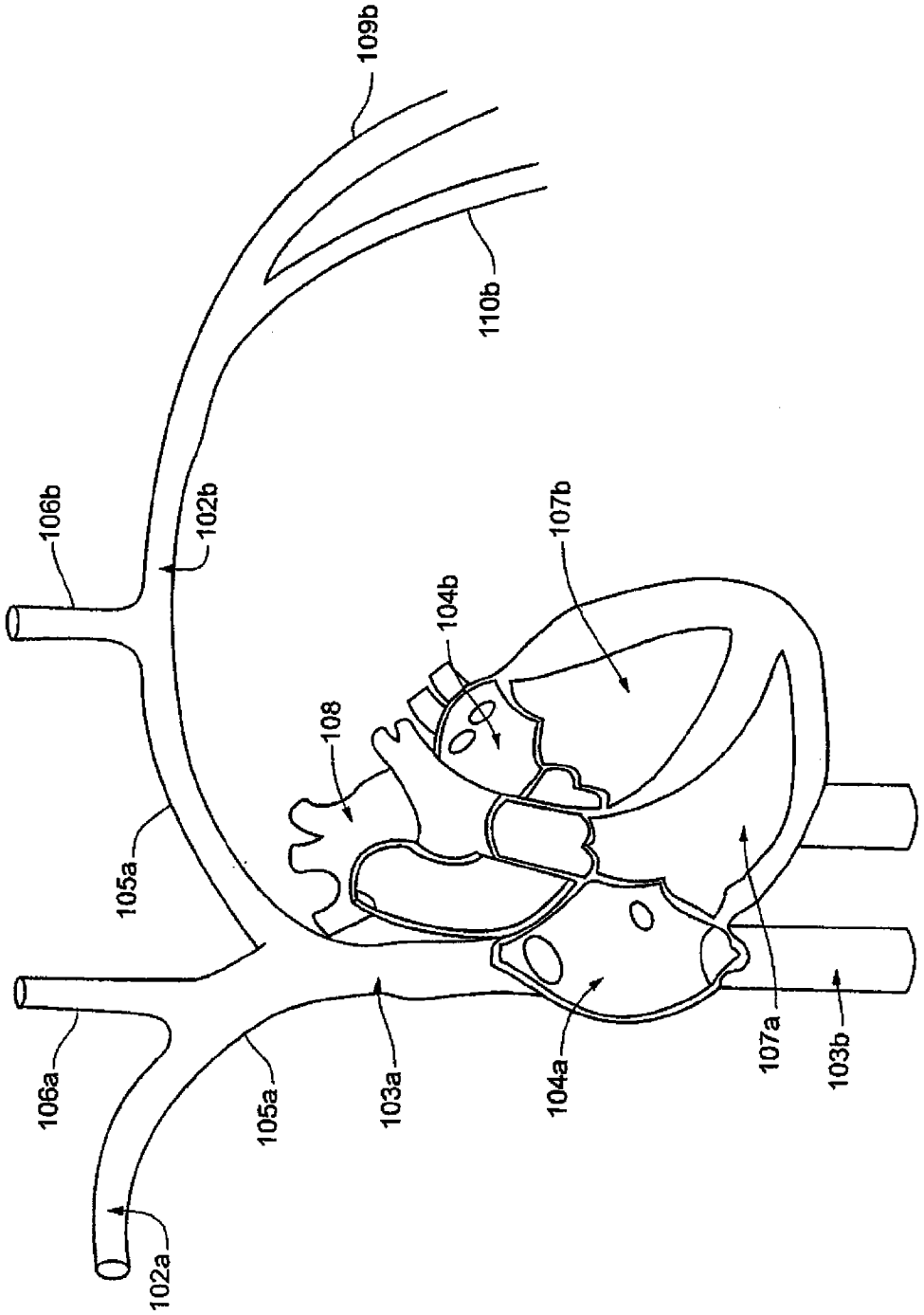

109b
110b
106b
102b
107b
104b
108
105a
106a
105a
103a
104a
107a
103b
102a

图 1

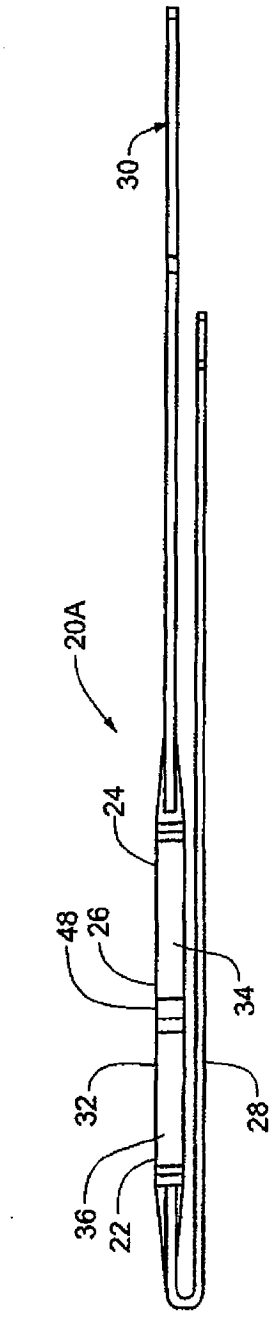


图 2A

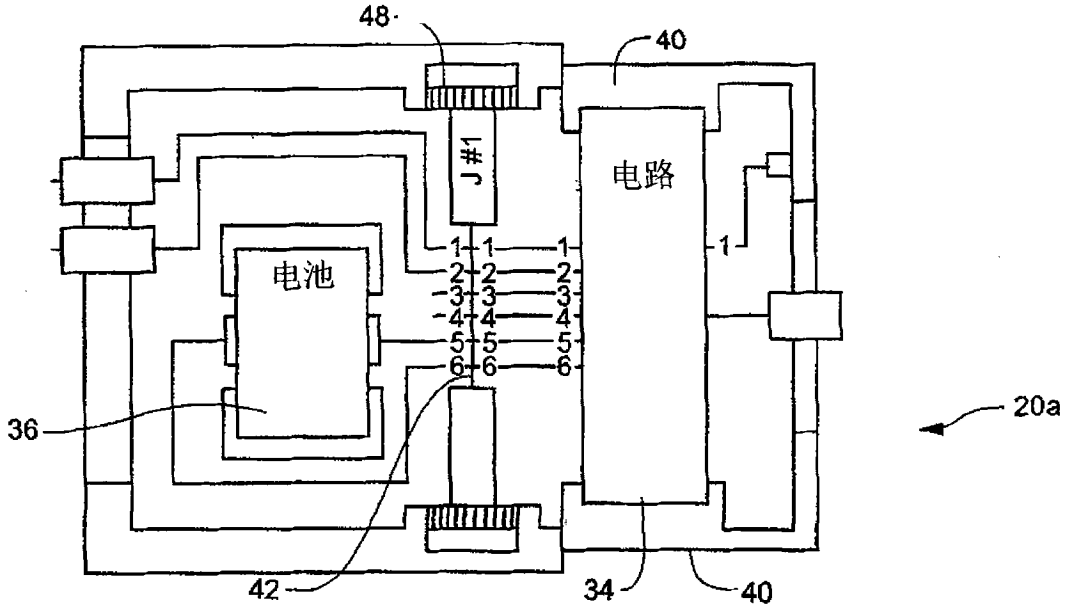


图 2B

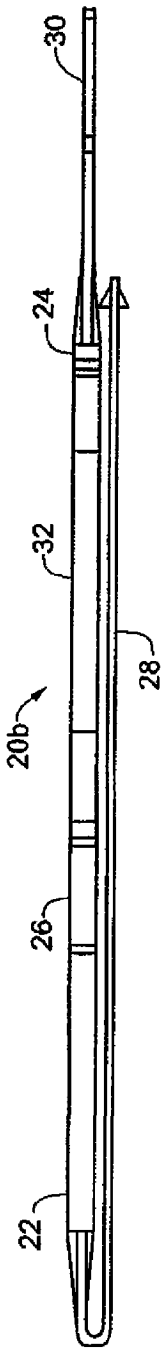


图 3A

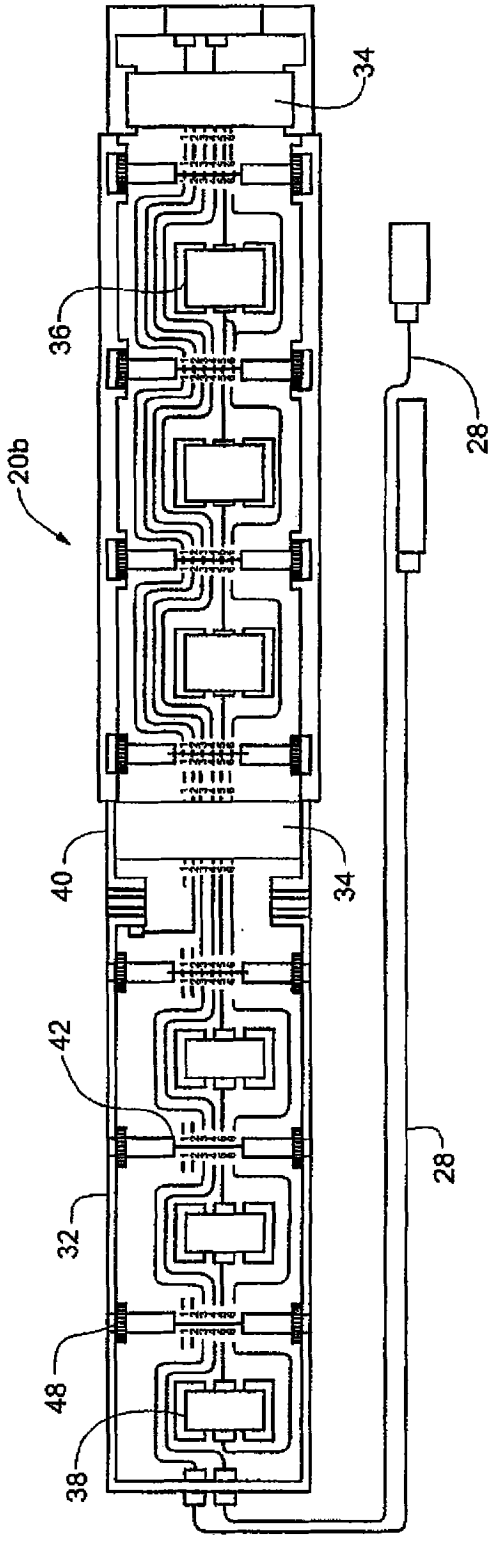
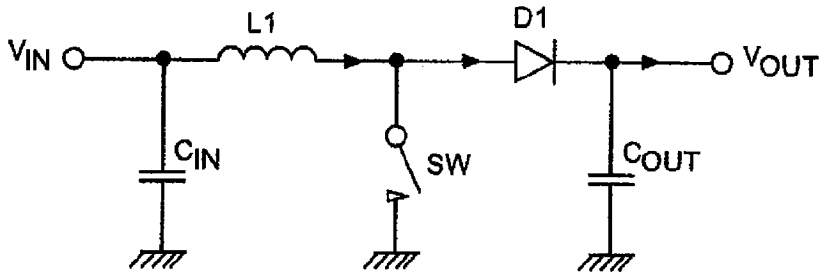
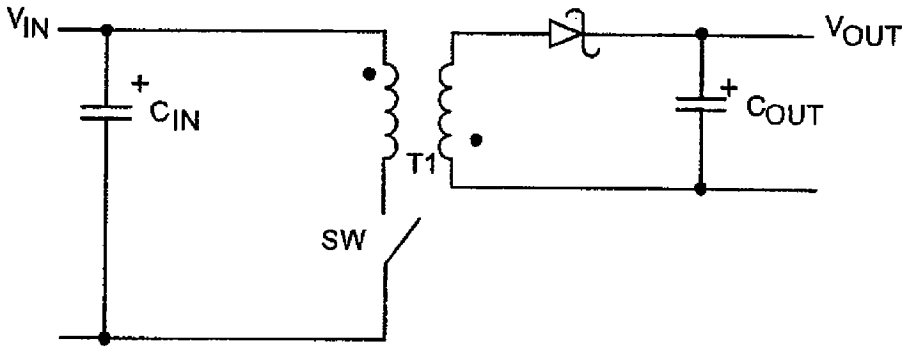


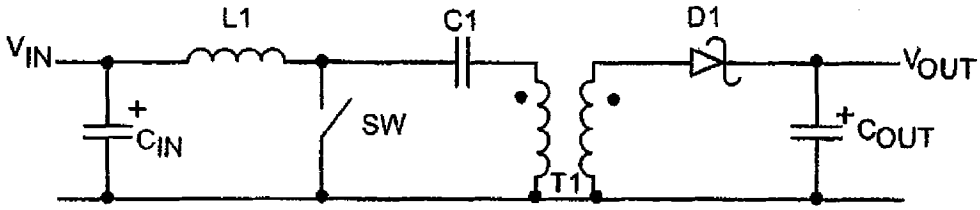
图 3B



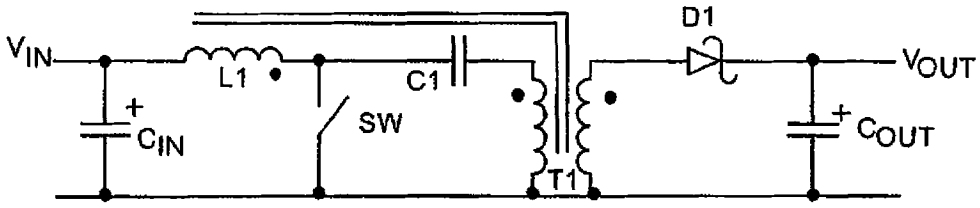
现有技术 图 4A



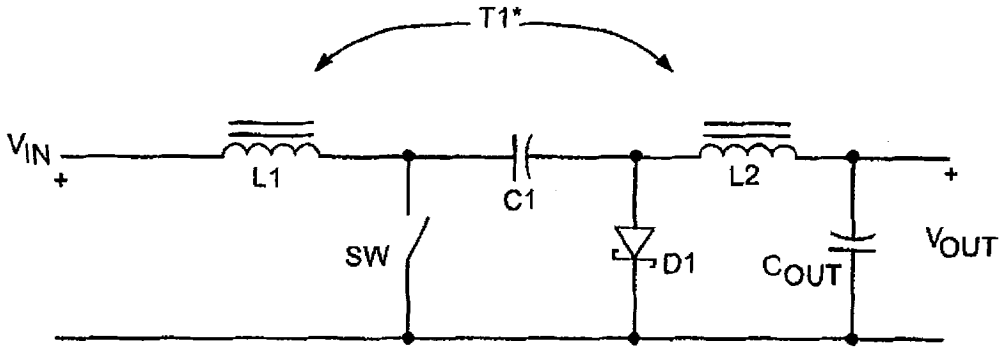
现有技术 图 4B



现有技术 图 4C

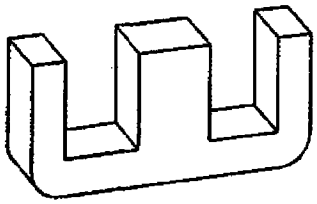


现有技术 图 4D



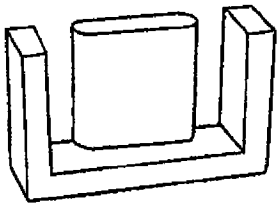
现有技术

图 4E



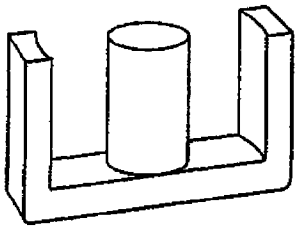
现有技术

图 5A

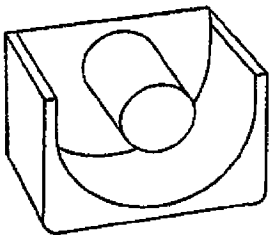


现有技术

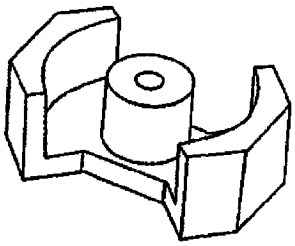
图 5B



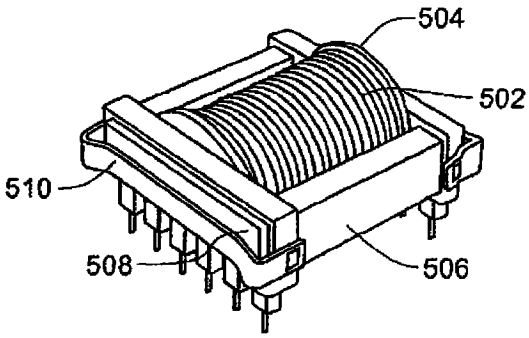
现有技术 图 5C



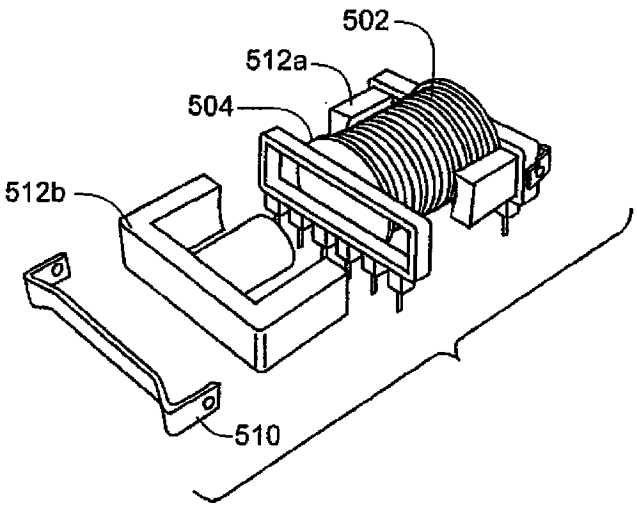
现有技术 图 5D



现有技术 图 5E



现有技术 图 5F



现有技术 图 5G

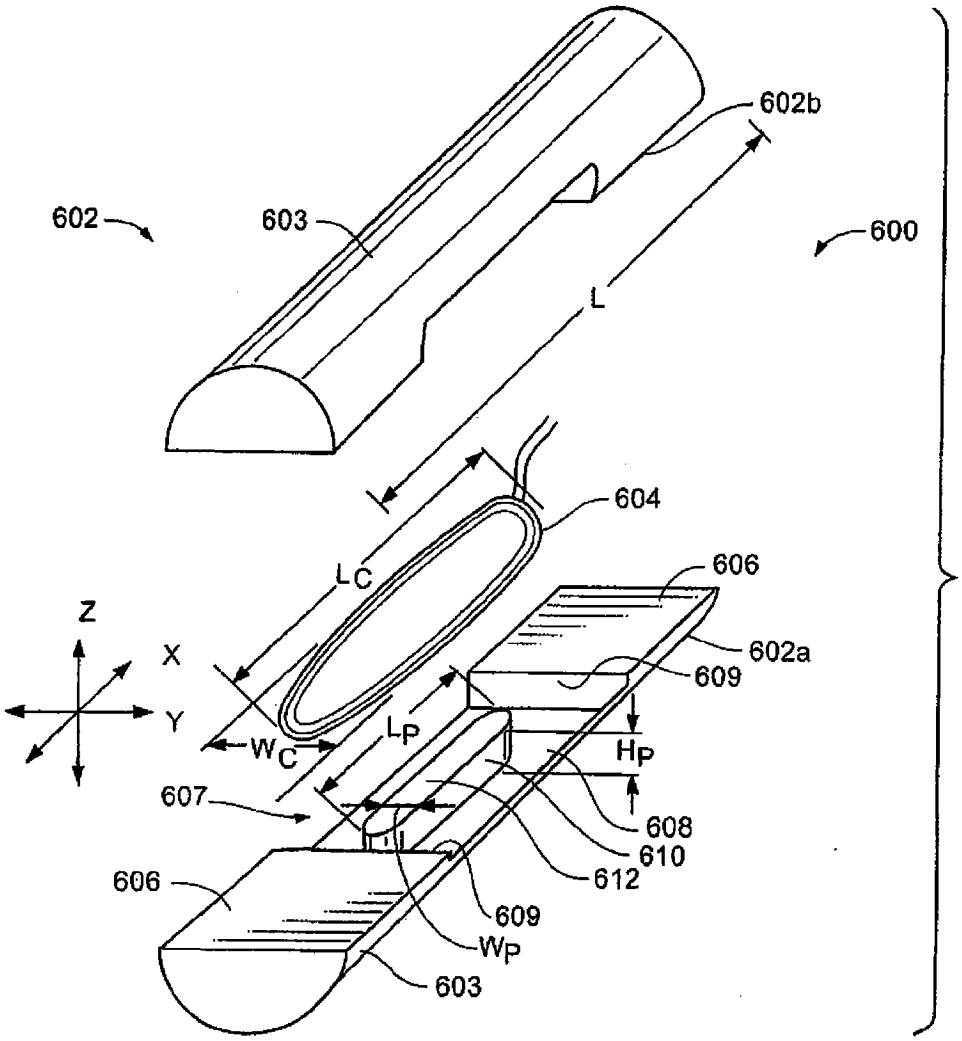

602b
602
603
600
L
604
LC
606
Z
X
602a
609
Y
WC
LP
HP
607
608
610
612
606
609
WP
603

图 6

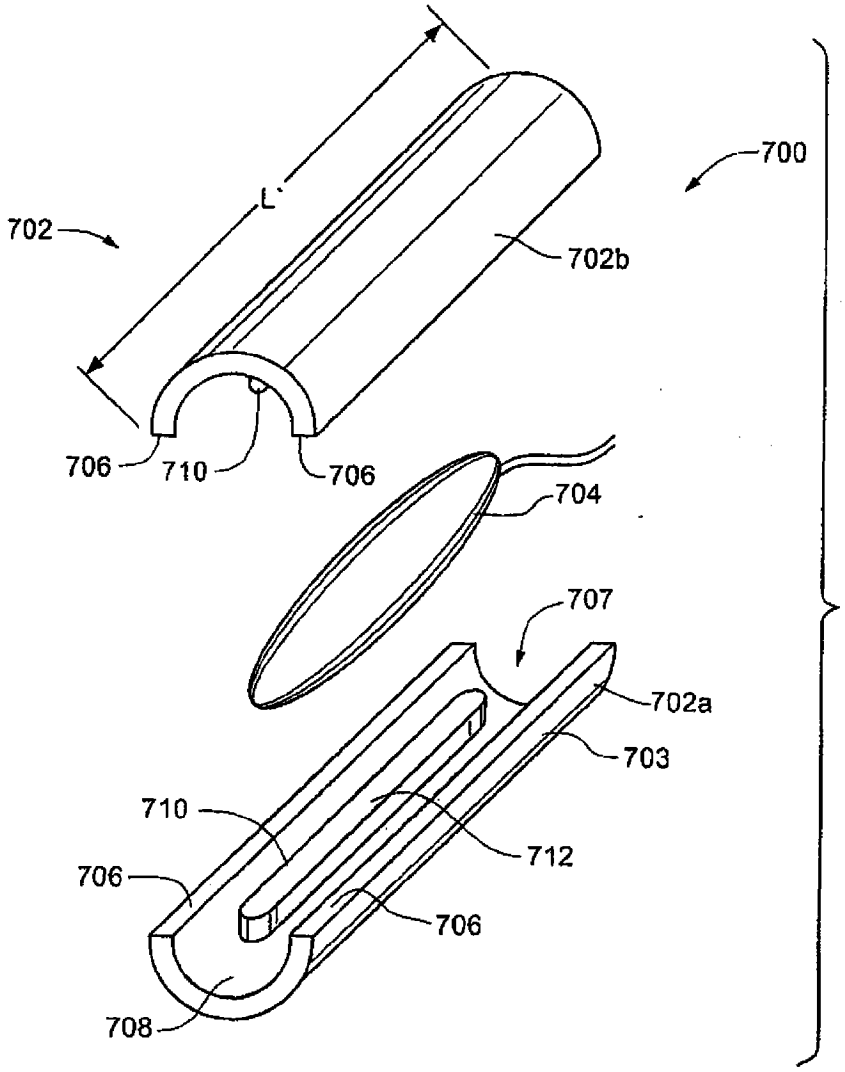


图 7A

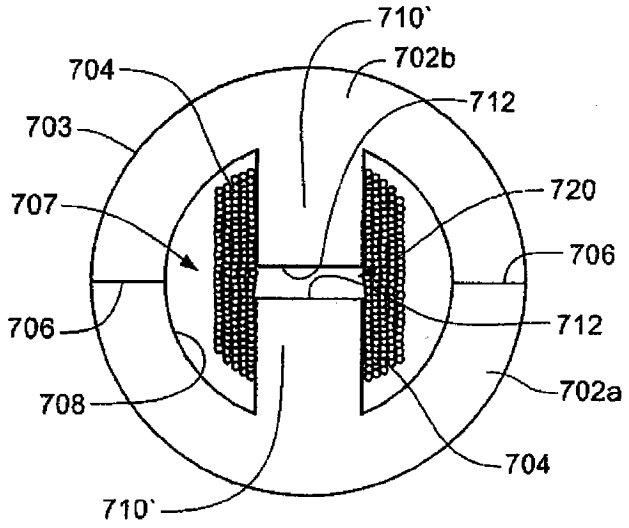


图 7B

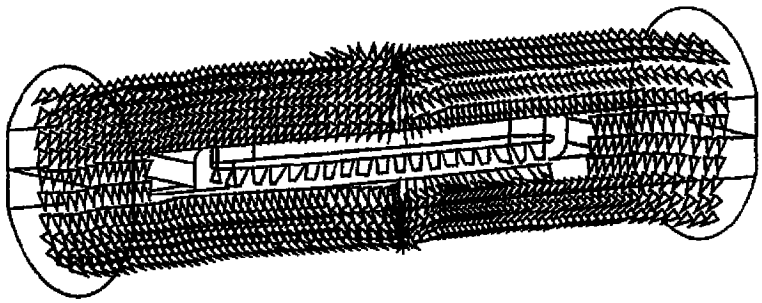


图 8

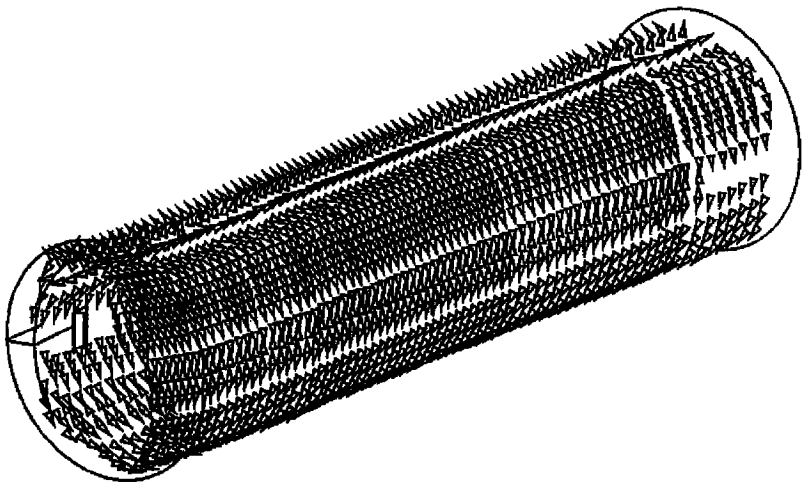


图 9

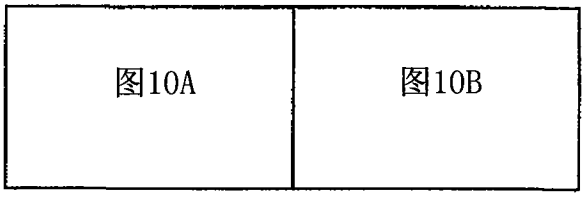


图 10

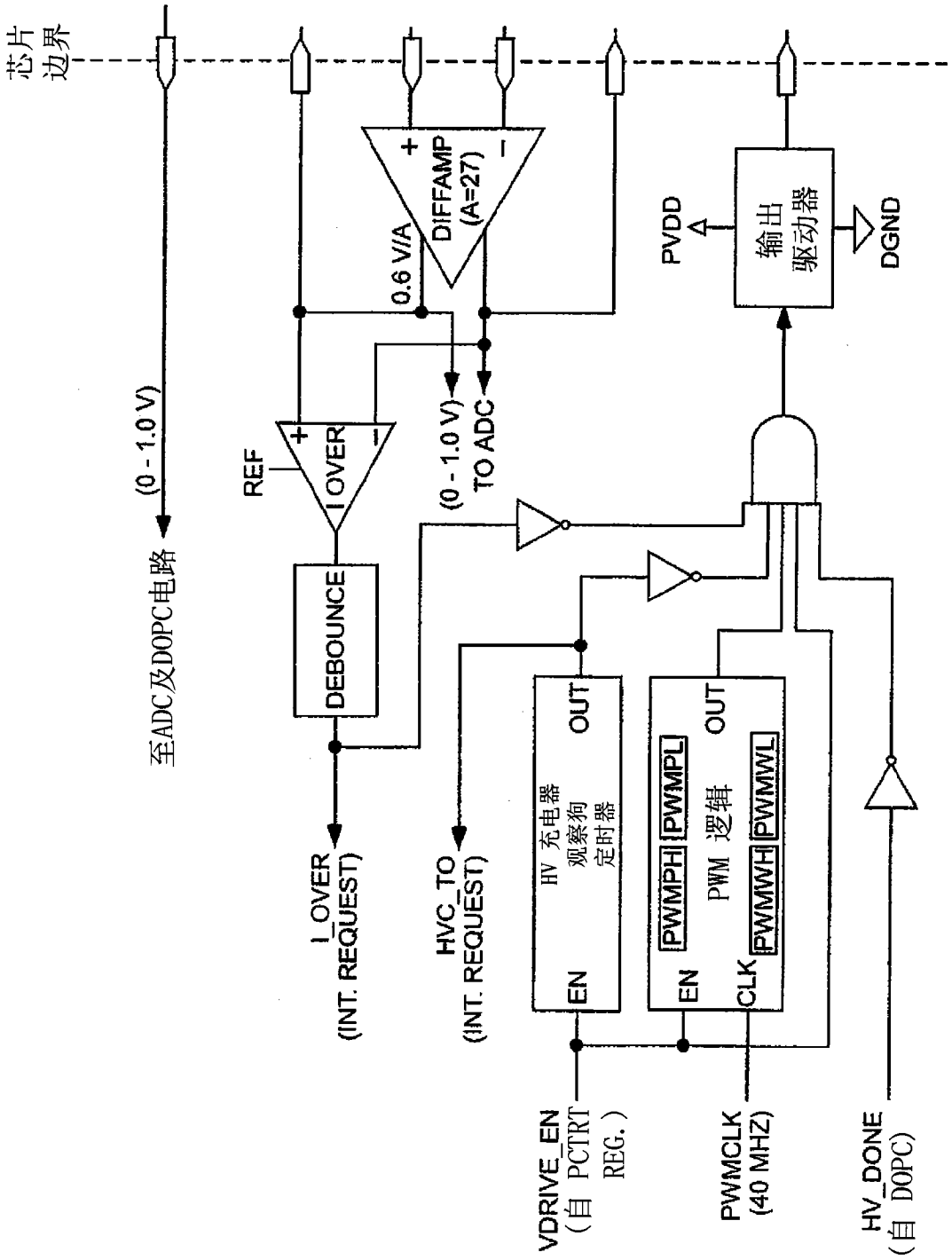

芯片边界
(0 - 1.0 V)
至ADC及DOPC电路
DIFFAMP (A=27)
0.6 V/A
PVDD
输出驱动器
DGND
REF
OVER
(0 - 1.0 V) TO ADC
DEBOUNCE
I_OVER (INT. REQUEST)
HVC_TO (INT. REQUEST)
HV 充电器 观察狗 定时器
OUT
EN
PWM 逻辑
PWMPH
PWMPL
PWMWH
PWMWL
CLK
VDRIVE_EN (自 PCTRT REG.)
PWMCLK (40 MHZ)
HV_DONE (自 DOPC)

图 10A

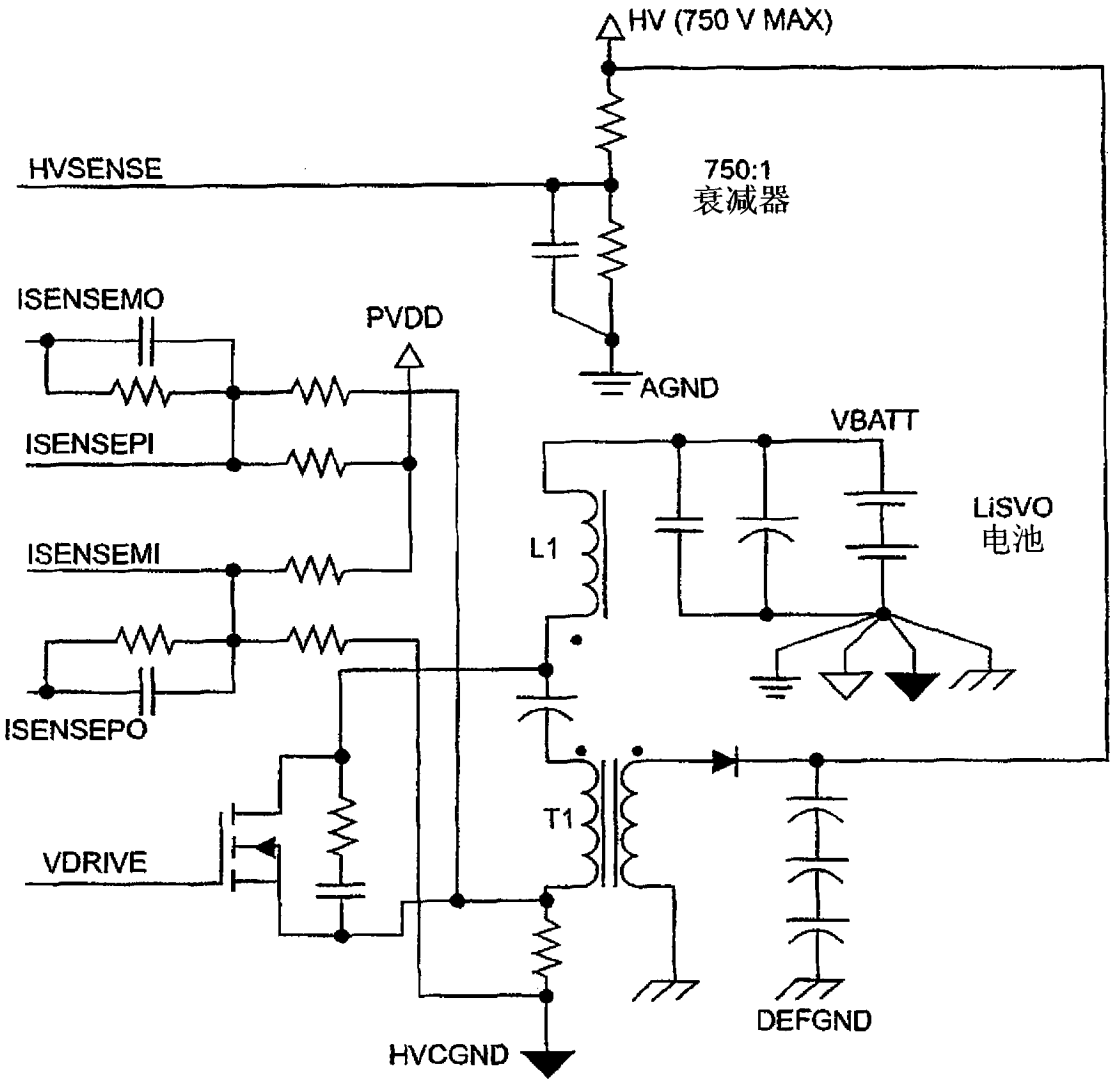

HV (750 V MAX)
HVSENSE
750:1
衰减器
ISENSEMO
PVDD
AGND
ISENSEPI
VBATT
LiSVO
电池
L1
ISENSEMI
ISENSEPO
T1
VDRIVE
DEFGND
HVCGND

图 10B