



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1713234 B

(45) 授权公告日 2010.05.05

(21) 申请号 200510079669.5

CN 1367587 A, 2002.09.04, 全文.

(22) 申请日 2005.06.24

WO 2004/037083 A1, 2004.05.06, 全文.

CN 1461227 A, 2003.12.10, 全文.

(30) 优先权数据

10/876,058 2004.06.24 US

审查员 崔朝利

(73) 专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 小威廉·L·哈斯勒

小丹尼尔·F·德卢戈斯

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 陈文平

(51) Int. Cl.

G08C 17/02 (2006.01)

A61B 5/06 (2006.01)

(56) 对比文件

US 4281664 A, 1981.08.04, 说明书2-4、6栏页、附图1-4.

US 4681111 A, 1987.07.21, 说明书1-3栏、附图1, 4.

GB 2239802 A, 1991.07.17, 全文.

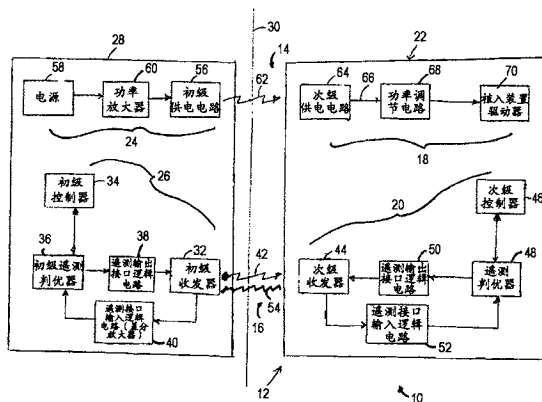
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

对植入的医疗装置的低频经皮遥测系统

(57) 摘要

一种可植入医疗装置有利地利用低频(例如, 100kHz 或以下)与外部控制模块进行遥测通信, 避免了由于植入装置的金属壳体的涡电流及人体组织而产生的功率消耗, 由此允许使用诸如钛这样的金属壳体的更小型植入装置和/或允许更强的遥测信号, 从而允许更深的植入。



1. 一种遥控系统,包括:

初级控制器,用以输入和接收来自用户或自动编程器的命令数据信号;

初级遥测发射器,其由所述初级控制器激励并且包括与电容电连通以形成谐振储能电路的初级线圈,该谐振储能电路具有 100kHz 或以下的峰值共振;

次级控制器;以及

次级遥测接收器,其传递从所述初级遥测发射器传输到所述次级控制器的接收的电磁能,并且包括与电容电连通以形成谐振储能电路的次级线圈,该谐振储能电路具有 100kHz 或以下的峰值共振,

其中将在所述次级遥测接收器中产生的电命令信号应用到所述次级控制器。

2. 根据权利要求 1 的遥控系统,其中所述初级遥测发射器和次级遥测接收器的谐振储能电路的峰值共振在 25-100kHz 之间。

3. 根据权利要求 1 的遥控系统,进一步包括封闭所述次级控制器和所述次级遥测接收器的医疗植入装置外壳。

4. 根据权利要求 1 的遥控系统,其中所述线圈进一步包括纵向排列的铁氧体磁心。

5. 根据权利要求 1 的遥控系统,其中所述初级线圈包括多匝绝缘绞合线。

6. 根据权利要求 1 的遥控系统,其中所述次级线圈包括多匝绞合线。

7. 根据权利要求 1 的遥控系统,其中所述初级控制器和初级遥测发射器位于一物理边界的外部,与所述次级控制器和次级遥测接收器空间上分离。

8. 根据权利要求 6 的遥控系统,其中所述初级遥测发射器包括初级收发器,次级遥测接收器包括用于双向遥测和控制的次级收发器。

9. 根据权利要求 1 的遥控系统,进一步包括所述次级遥测接收器和次级控制器之间的带通滤波器。

## 对植入的医疗装置的低频经皮遥测系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及遥测系统,尤其涉及能够与低频经皮能量传递(TET)系统结合使用以在外部控制模块和医疗植入装置之间传输数据的低频遥测系统。

### 背景技术

[0002] 将医疗装置手术植入到患者体内以获得多种有益效果是公知的。为了在患者体内正确地工作,医疗植入装置和外部控制模块之间的可靠而恒定的通信连接常常是必须的,从而监视植入装置的性能或某些患者参数和/或要求植入装置进行某些操作。该通信连接在传统上用工作频率在 100kHz 到 30MHz 以上的遥测系统实现。这些较高的频率用于使所需的线圈尺寸最小化,因此能够使线圈安装在植入装置壳体中。将遥测线圈放置到植入装置壳体外部以便使用更大的线圈也是公知的。然后由于电导线必须在植入装置壳体外部延伸到线圈,因此这样做增加了植入装置的复杂性和费用,并且对保持壳体的密封和避免对外部线圈的损害提出了挑战。

[0003] 尽管高频遥测信号减小了所需的线圈尺寸,但是该信号也减小了系统中收发器之间的有效通信距离。植入的收发器常常必须被放置到患者皮肤表面的紧下方以便有效地与外部收发器通信。在较短的波长下(即,较高的频率),当通过组织时信号在较短的距离上耗散。

[0004] 100kHz 以上的高频遥测信号更可能导致产生电磁干扰或其它通信设备的相容性问题,因此在联邦规章中出现了附加的限制。遵守该规章增加了开发该植入装置的时间和复杂度,并且还要限制传输功率。

[0005] 从遥测系统的使用中受益的可植入装置的一个例子是人造括约肌,尤其是可调整束胃带,该束胃带包括一中空弹性气囊,其具有围绕患者的食管-胃连接处紧下方的胃部位的若干固定端点。这些气囊可以通过将盐水溶液引入到气囊中而膨胀和收缩。在通常公知的可调整束胃带中,该盐水溶液必须用注射针注射到皮下端口来到达位于皮肤表面之下的该端口。所述端口通过导管与所述束胃带液压连通。尽管有效,但理想的是避免必须用注射针调节流体体积,原因在于这可能导致感染的危险,以及会给患者带来不便和不舒服。

[0006] 与前述医疗植入装置不同,用于人造括约肌的注入器装置通常植入到皮肤的较厚真皮层和脂肪组织下方。这对于通常接受可调整束胃带作为对病理性肥胖的治疗的患者来说尤其如此。而且,更深地植入可以使就诊者更加舒服。然而,组织的厚度对于有效通信造成困难。

[0007] 因此,为了提供初级和次级收发器之间的更大的有效通信范围,并且尽可能遵守 FCC 规定,非常需要在比通常使用的更低频率下增强对带有深植入的医疗装置的遥测。

### 发明内容

[0008] 本发明通过提供一种在小于 100kHz 的频率下工作的用于可植入医疗装置的遥测系统克服了现有技术的上述和其它缺点,有利地使涡电流损失最小化和允许使用金属壳体

以获得更小的植入尺寸。在遥测系统传送较大功率时,低频避免了加热人体组织。而且,低频遥测系统包括包含在密封的可植入装置中的遥测线圈,从而保证该装置的完整性。

[0009] 在本发明的一个方案,遥测电路越过在具有电感和电容组合的初级和次级谐振储能电路之间的物理边界通信,所述电感和电容组合被选择成用于在 25-100kHz 的范围内共振。因此,可植入医疗装置可以与包含在其整体中的次级遥测线圈一起被深植入并且仍能获得可靠的遥测。

[0010] 从附图及其描述应当明显看出本发明的这些和其它目标和优点。

### 附图说明

[0011] 结合到说明书中并且作为说明书一部分的附图示出了本发明的实施例,其与上述本发明的概括描述以及下述实施例的具体描述一起用于解释本发明的原理。

[0012] 图 1 是显示遥控系统的结构图,该遥控系统包括本发明的可植入医疗装置系统的低功率和遥测系统;

[0013] 图 2 是显示本发明的低频 TET 功率系统和遥测系统的示意图;

[0014] 图 3 是显示适用于本发明的滤波器的一个典型形式的示意图;

[0015] 图 4A 是显示图 1 的遥控系统的初级和次级功率和遥测线圈的磁场的图示;

[0016] 图 4B 是显示图 1 另一实施例的功率和遥测系统的初级和次级线圈的磁场的图示,在该实施例中初级功率和遥测线圈放置在铁氧体磁心周围。

### 具体实施方式

[0017] 现在详细参考附图,在所有图中相同的数字表示相同的元件,在图 1 中,遥控可植入医疗装置系统 10 包括遥控系统 12,该遥控系统有利地通过 TET 功率系统 14 执行经皮能量传递 (TET) 和通过遥测系统 16 执行遥测。TET 功率系统 14 和遥测系统 16 的内部部分 18、20 分别位于可植入医疗装置 (“植入装置”) 22 中,这两者的外部部分 24、26 分别位于外部控制模块 28 中。植入装置 22 和外部控制模块 28 由物理边界 30 间隔,该物理边界在所示的形式中由一般包括脂肪组织厚层的真皮组织组成。

[0018] 可以从改进型的 TET 供电和遥测受益的可植入双向注入装置公开于申请日为 2004 年 5 月 28 日的四个共同未决并且共同拥有的专利申请中,所述申请的全部内容结合于此以作参考,其名称为 (1) “用于液压控制可调整束胃带的压电驱动式气囊式注入器”,发明人为 William L. Hassler, Jr., 序列号为 10/857, 762; (2) “用于可调整束胃带的液压控制的金属气囊式位置反馈”,发明人为 William L. Hassler, Jr., Daniel F. Dlugos, Jr., Rocco Crivelli, 序列号为 10/856, 971; (3) “作为遥控式束胃带使用的热力驱动式可逆注入器泵”,发明人为 William L. Hassler, Jr., Daniel F. Dlugos, Jr., 序列号为 10/857, 315; (4) “用于液压控制可调整束胃带的带有体积制动的双向注入器泵”,发明人为 William L. Hassler, Jr., Daniel F. Dlugos, Jr., 序列号为 10/857, 763。

[0019] 遥测系统 16 的外部部分 26 包括用于发射询问命令和从植入装置 22 接收响应数据的初级收发器 32。初级收发器 32 电连接到一初级控制器 34 以输入和接收来自用户或自动编程器的命令数据信号。特别地,初级控制器 34 与初级遥测判优器 36 通信,该判优器负责缓解和缓冲经过初级遥测输出接口逻辑电路 38 到达初级收发器 32 的上行遥测通信以及

从初级收发器 32 经过初级遥测接口差分放大器输入逻辑电路 40 的下行遥测通信。初级收发器 32 在选定射频 (RF) 通信频率下共振以产生下行交变磁场 42, 该交变磁场将命令数据传输到植入装置 22。

[0020] 遥测系统 16 的内部部分 18 还包括与初级收发器 32 成间隔关系的次级收发器 44, 并且位于植入装置 22 的壳体 (未示出) 内的边界 30 的相反侧。在本发明中, 次级收发器 38 电连接到次级控制器 46。特别地, 次级控制器 46 与次级遥测判优器 48 通信, 该判优器负责缓解和缓冲经过次级遥测输出接口逻辑电路 50 到达次级收发器 44 的上行遥测通信以及从次级收发器 44 经过次级遥测接口差分放大器输入逻辑电路 52 发出的下行遥测通信。次级收发器 44 通过用于下行通信的交变磁场 36 和用于上行通信的交变磁场 54 磁耦合到初级收发器 32。来自初级收发器 32 的磁通量在次级收发器 44 中产生电命令信号。该命令信号被应用到植入装置 22 中的次级控制器 46 以指示植入装置 22 的工作。类似地, 次级收发器 44 电连接到控制器 46 以将命令响应信号从植入装置 22 传输到遥测系统 16 的外部部分 26。当要求数据传输时, 收发器 44 在选定 RF 频率下共振以产生上行交变磁场 54。上行磁场 54 耦合到初级收发器 32 中, 该初级收发器 32 产生输入到初级控制器 34 的电信号。

[0021] 仍然参考图 1, TET 功率系统 14 的外部部分 24 还包括初级供电电路 56, 该初级供电电路通过功率放大器 60 电耦合到电源 58 以在选定功率信号 RF 频率下共振。初级电路 56 响应由电源 58 提供的电信号而产生交变磁场 62。TET 功率系统 14 的内部部分 18 包括与初级供电电路 56 成分隔关系的次级供电电路 64。次级供电电路 64 位于与植入装置 22 中的初级供电电路 56 相反的边界 30 的一侧上。次级供电电路 64 通过交变磁场 62 电耦合到初级供电电路 56。次级供电电路 64 从磁场 62 中产生电功率信号 66。功率信号 66 被功率调节电路 68 整流和调节并且应用到植入装置驱动器 70, 从而为植入装置 22 的各种有源部件供电。

[0022] 在图 2 中, 显示了属于遥控系统 12 的 TET 功率系统 14 和遥测系统 16 的谐振电路部分。特别地, 初级收发器 32 包括并联调谐储能电路 72, 该储能电路具有由一个或多个与电感线圈 76 并联的电容 75 组成的电容。电容 75 和线圈 76 被调谐为当控制器 34 施加电压时在特定频率下产生共振。类似地, 次级收发器 44 包括并联调谐储能电路 78, 该储能电路具有电容 80 和电感线圈 62, 其被调谐为在与初级遥测储能电路 72 相同的频率下发生共振。同样如图 2 所示, 初级供电电路 56 包括并联调谐储能电路, 该储能电路带有被调谐为低功率频率的电容 86 和线圈 88。次级供电电路 64 包括串联调谐储能电路, 该储能电路带有同样被调谐为低频级的电容 92 和线圈 94。在 TET 系统的所示形式中, 通过匹配高 Q 值, 低阻抗的初级调谐储能电路 84 和低 Q 值, 低阻抗的次级调谐储能电路 90, 低初级供电电路 56 在 10kHz 尤其是 5kHz 以下的共振频率传输大约 1 瓦的功率。

[0023] 在本发明中, 初级供电电路 56 在低频级下工作以便通过植入装置壳体有效地与次级供电电路 64 通信。在该讨论中, 术语“低频”或“低频级”表示低于 100 千赫 (kHz) 的频率。如上所述, 功率线圈 88, 94 也在低频下共振以使次级功率线圈 94 能够封闭在密封的植入装置壳体中。

[0024] 为了在低频级下传输功率和遥测磁场 62, 42, 54, 信号滤波器 96 过滤次级收发器 44 上接收到的电信号, 具体而言是来自储能电路 78 的电信号。滤波器 96 从较高能量功率场 64 去耦合较低能量遥测磁场 42。滤波器 96 可以是被选择成阻止除了遥测共振频率之外

的频率的任何类型的滤波设计。

[0025] 图 3 显示了适用于本发明的滤波器 96 的一个典型形式。在本发明中,来自初级或次级遥测线圈 82 的命令信号被应用到隔离遥测信号和 TET 功率信号的一系列单极点低通和高通滤波段。对于图 3 所示的单极点实施例,AC 磁场 62,42,54 在交替时间段中被传输,从而从遥测信号 42,54 消除功率场 62 的高 Q 值。在另一个实施例中,滤波器 74 包括一个或多个双极点滤波器,例如车比雪夫 (Chebyshev) 滤波器。该 2 极滤波器提供了高 Q 值功率信号的更有效的滤波,并且使 AC 磁场 62,42,54 能够同时被传输。为了有效地从较高能量功率信号滤波较低能量遥测信号,两个信号的共振频率至少相差一个数量级。

[0026] 图 4A 和 4B 显示了分别从初级功率线圈 88 和初级收发器线圈 76 辐射到皮下次级 TET 线圈 94 和遥测线圈 82 的磁场 62 和 42/54。在图 4A 所示的形式中,磁场 62 和 42/54 都具有双圆环形状,其仅仅较浅地穿透物理边界 30 到达各自的次级 TET 功率和遥测线圈 94,82,由此减小线圈之间的能量传递以及相应地需要植入装置 22 至于较浅的位置。图 4B 显示了本发明的另一个实施例,其在前面引用的名称为“带有高纵横比铁氧体磁心的经皮能量传递初级线圈”的专利申请中更详细地描述,其中初级功率和收发器线圈 56,66 围绕磁导铁氧体磁心 98 放置。如图 4B 所示,铁氧体磁心 98 的加入导致了磁通量 62,42/54 从初级线圈 88,76 向磁心 98 牵引。磁场 62,42/54 因此径向地塌缩到磁心 98 中并且从圆形变为椭圆形。磁场 62,42/54 地椭圆形状增加了初级和次级遥测线圈 76,82 以及初级和次级功率线圈 88,94 之间的耦合效率。与铁氧体磁心 98 之间的增加的耦合效率在较大的物理距离或在较低功率水平下提高了收发器 32,44 之间的遥测。

[0027] 在本发明的一个典型的实施例中,每个初级和次级收发器线圈 76,82 都由 220 匝的 36 号 (gauge) 线圈线形成。每个线圈 76,82 都与导致储能电路具有大约 25kHz 的共振频率的电容并联放置。初级功率线圈 88 由 102 匝的绞合线形成,该绞合线由 100 个独立的 30 号 (gauge) 绝缘线圈线组成。所述线圈线与 9.2 微法的电容并联,这形成了带有高 Q 值和 10kHz 尤其是 5kHz 以下的共振频率的并联调谐储能电路。初级功率线圈 88 和初级遥测线圈 76 都放置在具有 3 英寸长度和 0.75 英寸直径的铁氧体磁心 98 周围。使用这些参数和共振频率,初级功率线圈 88 传输大约 1 瓦功率,而初级遥测线圈 76 传输毫瓦级功率。功率和遥测线圈 88,76 交替传输一段时间,并且遥测系统 16 在 1kHz 的波特率下传输数据。在该实验实施例中,初级和次级线圈之间分开 3 英寸的距离。

[0028] 在为深植入的医疗装置设计低频遥测系统时,希望使并联调谐储能电路中的两个磁耦合遥测线圈的 Q 值在 10-20 的范围内。如果这两个储能电路的 Q 值低于该范围,那么将难以实现任何有效的深穿透遥测范围。如果 Q 值高于该范围,那么不单独地调谐每对并联调谐储能电路就难以大量地制造该系统。

[0029] 也能够使初级 (或外部) 遥测储能电路具有非常大的 Q 值 (大于 100) 而同时在植入装置中具有较低的 Q 值 (大约 10)。与在植入装置中具有高 Q 值电路相比这样做的优点在于,更高 Q 值通常需要更大和更重的线圈和更大的电感。该设置将仍然允许高 Q 值电路的固有频率包括在低 Q 值电路的有效频率范围内而不需要单独的调谐或匹配电路。

[0030] 在深植入遥测系统中的线圈可以使它们的线圈匝数最大以更好地耦合和更好地产生作为遥测媒介的 AC 磁场。这样做时需要在并联调谐储能电路的共振下不产生明显的高阻抗,线圈周边内的开放横截面积需要被最大化以便提高储能电路之间的磁耦合。使用

的线圈具有 220 匝 36 号线圈线, 当与 5600pF 的电容并联时, 产生 25kHz 的共振频率, 并且计算的 Q 值为 19, 在共振下计算的阻抗大约为 20 千欧。由于寄生损失和其它非线性影响, 实际的 Q 值总是比计算值低大约 10% -30%。

[0031] 尽管通过几个实施例的描述举例说明了本发明, 以及尽管相当详细地描述了所列举的实施例, 但是本申请的目的并非是要将附加权利要求的范围限制或以任何方式限定到该细节。对于本领域的熟练技术人员来说其它优点和改进是显而易见的。

[0032] 例如, 尽管所述的遥测系统 16 具有用于可植入医疗装置系统 10 的特别优点, 符合本发明的多个方案具有对于包括无生命物理边界的其它科学和工程方案的应用。例如, 可应用在希望能监视和 / 或控制包含在容器中的驱动器而不损害带有穿过其中的导线或管道的容器的完整性的处理装置中。

[0033] 而且, 遥测系统 16 可以用于缺少 TET 功率系统 14 的情况。作为另一个选择, 遥测系统 16 可以提供单向通信通道而非双向通道。

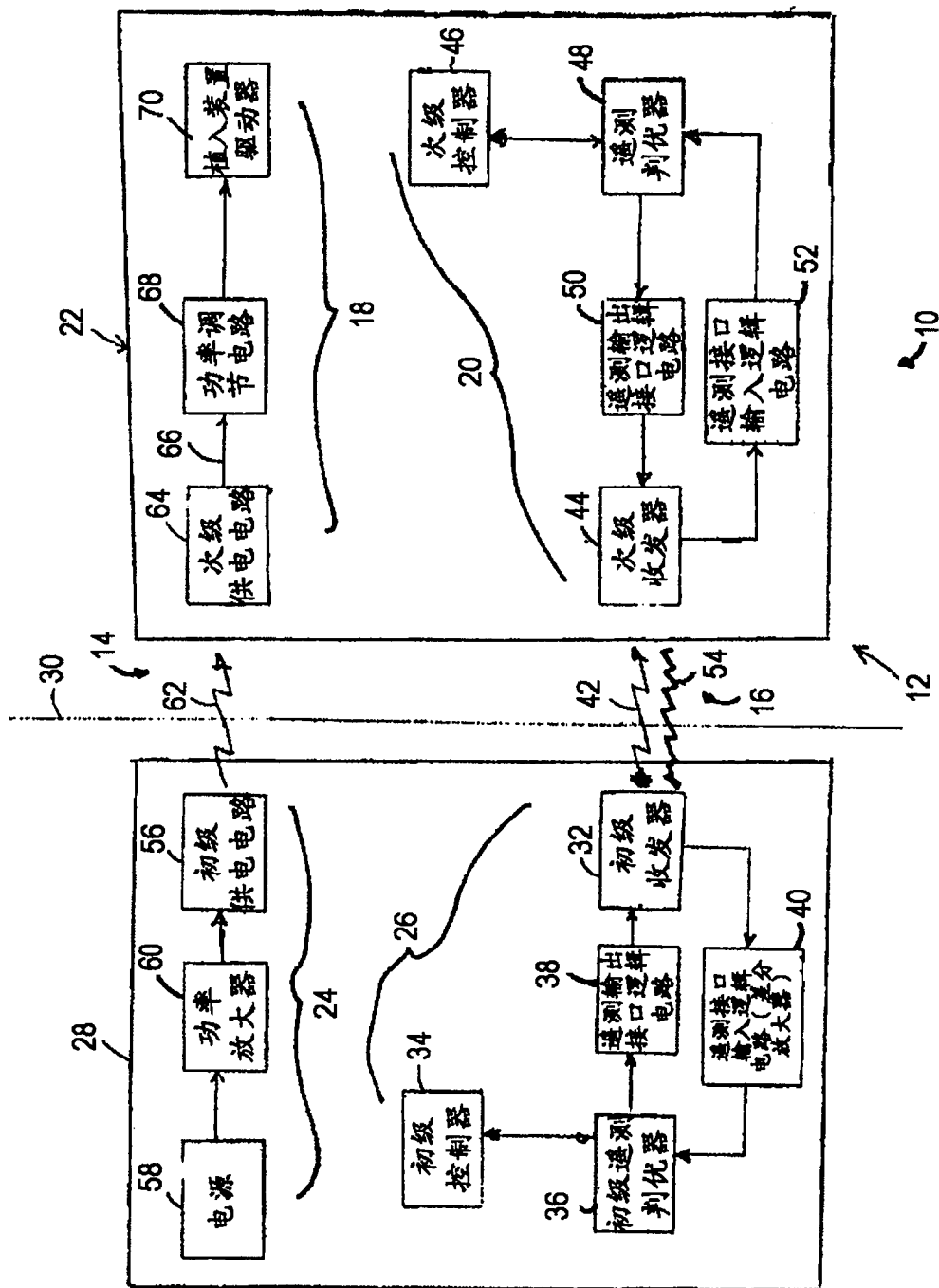


图 1



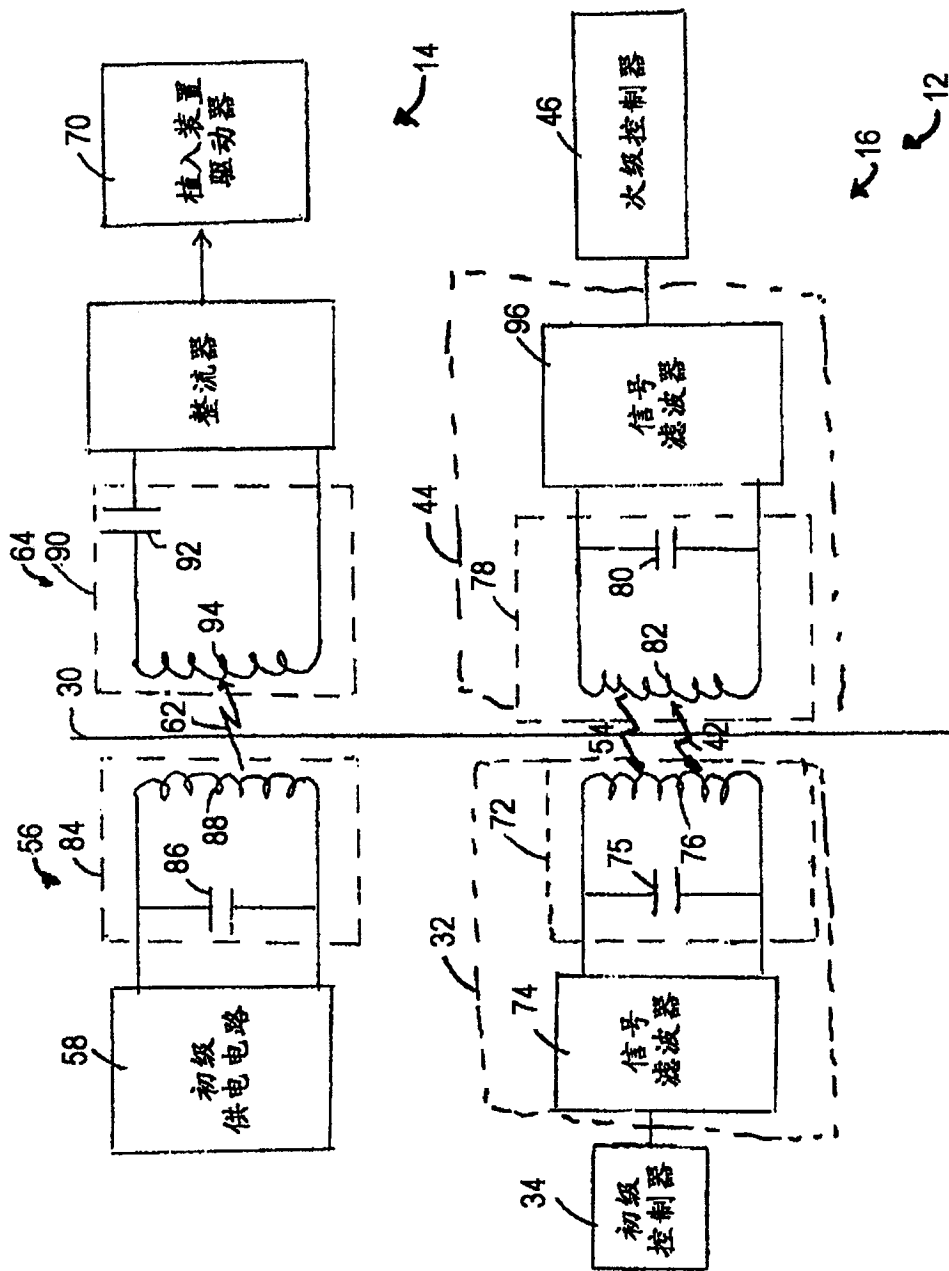


图 2

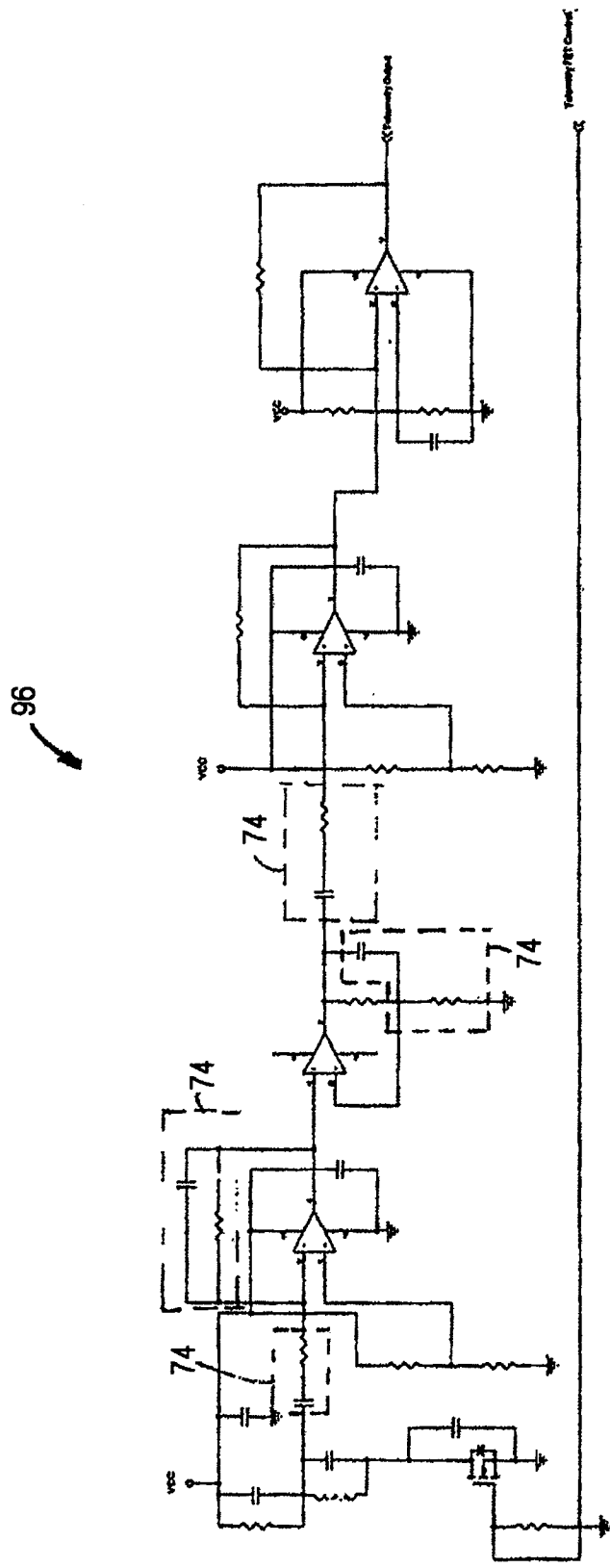


图 3

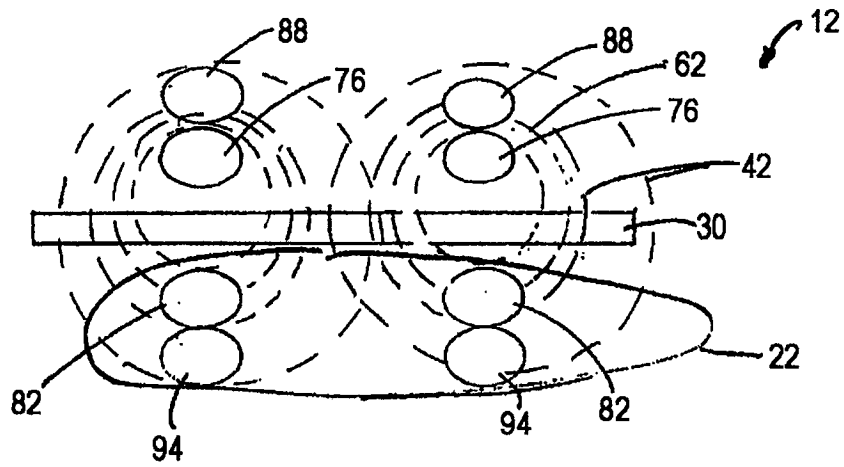


图 4A

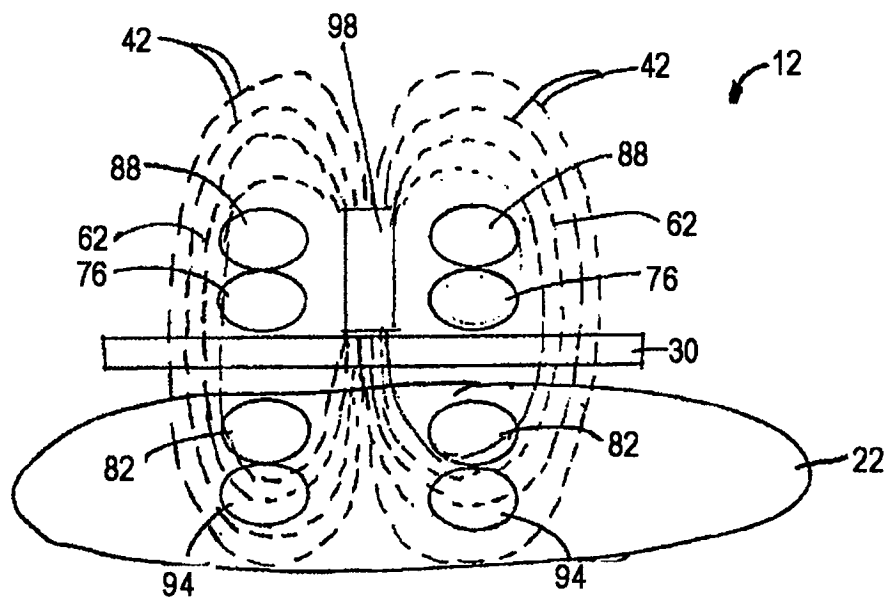


图 4B