



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1860643 B

(45) 授权公告日 2010.04.21

(21) 申请号 200480028239.4

(22) 申请日 2004.09.10

(30) 优先权数据

60/507,640 2003.09.30 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006.03.29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2004/051740 2004.09.10

(87) PCT申请的公布数据

W02005/031909 EN 2005.04.07

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 B·格莱希 V·舒尔茨

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 程天正 陈景峻

(51) Int. Cl.

H01P 5/00(2006.01)

H01P 1/30(2006.01)

(56) 对比文件

US 6392317 B1, 2002.05.21, 说明书第3栏
55-60行、说明书附图1.

US 4733379, 1988.03.22, 说明书第2栏56
行至第3栏第26行、说明书附图1.

审查员 孙鹏

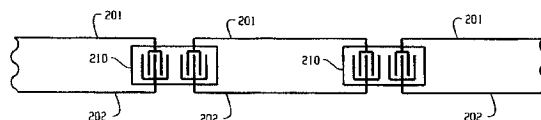
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 6 页

(54) 发明名称

用于磁共振应用的电声电缆

(57) 摘要

给出了一种用在磁共振设备中的传输电缆。该传输电缆包括多个电缆段(200_n)。该电缆还包括多个耦合器,这些耦合器将由第一电缆段传送的第一信号变换为声信号并且将声信号变换为由第二电缆段传送的第二信号。



1. 一种传输电缆 (200), 用在磁共振设备中, 该传输电缆包括 :
多个电缆段 (200n), 各个电缆段包括第一导体 (201) 和第二导体 (202) ; 和
多个电声耦合器 (210 ; 510), 各个电声耦合器包括基板 (220), 其中相邻电缆段 (200n) 的第一导体和第二导体被连接到至少一个电声耦合器 (210 ; 510) 上, 以便通过基板 (220) 中的机械波提供相邻电缆段 (200n) 之间的电连接, 所述机械波是由相邻电缆段 (200n) 之一的第一导体 (201) 和第二导体 (202) 之间的电压差引起的, 并且所述机械波在相邻电缆段 (200n) 的另一个的第一导体 (201) 和第二导体 (202) 之间引起电压差。
2. 按照权利要求 1 所述的传输电缆 (200), 包括 :
第一混频器 (311), 设置在传输电缆 (200) 的第一端, 用于对与电声耦合器 (210 ; 510) 相关的信号频率进行变频。
3. 按照权利要求 2 所述的传输电缆 (200), 包括 :
第二混频器 (321), 设置在传输电缆 (200) 的第二端, 用于对与电声耦合器 (210 ; 510) 相关的信号频率进行变频。
4. 按照权利要求 1 所述的传输电缆 (200), 其中各个电声耦合器 (210 ; 510) 包括 :
第一导电指状线组 (221), 设置在基板 (220) 上并且延伸到相邻电缆段 (200n) 之一的第一和第二导体 (201, 202) ; 和
第二导电指状线组 (222), 设置在基板 (220) 上并且延伸到相邻电缆段 (200n) 的另一个的第一和第二导体 (201, 202), 从而将机械波从第一导电指状线组 (221) 传递到第二导电指状线组 (222)。
5. 按照权利要求 1 所述的传输电缆 (200), 其中
所述电声耦合器 (210 ; 510) 是表面声波装置。
6. 按照权利要求 1 所述的传输电缆 (200), 其中各个电声耦合器 (210 ; 510) 具有可以抑制传输电缆 (200) 上的公共模式波的阻抗。
7. 按照权利要求 1 所述的传输电缆 (200), 其中该传输电缆 (200) 具有第一端和第二端, 其中混频器 (311 ; 321) 设置在第一和第二端的每一个上, 用于对由传输电缆 (200) 传输的信号进行变频。
8. 一种磁共振设备, 包括 :
第一磁体系统 (2), 用于在检查区域 (30) 内产生主磁场 ;
RF 线圈 (10), 设置在检查区域 (30) 内, 用于将 RF 信号发射到检查区域 (30) 中或从检查区域 (30) 接收 RF 信号 ; 和
多个传输电缆 (200), 用于传送所述磁共振设备内的信号, 其特征在于, 至少一个传输电缆是如至少权利要求 1-7 之一所述的传输电缆 (200)。
9. 一种磁共振兼容导管设备, 包括 :
导管 (500) ;
前置放大器 (520) ; 和
依照权利要求 1-7 中至少一个所述的传输电缆 (200), 该传输电缆设置在导管 (500) 和前置放大器 (520) 之间。

用于磁共振应用的电声电缆

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗成像领域,并且可具体应用于磁共振(MR)成像领域。更加具体地讲,本发明涉及用于传输射频信号的传输电缆。

背景技术

[0002] 过去,已经将核磁共振(NMR)现象用在了磁共振仪器、光谱工具中,并且结构化学家利用核磁共振现象分析化学合成物的结构。最近,已经按照医疗诊断模式对NMR和MR系统进行了研发,并且在人体成像以及进行活体内非入侵性光谱分析方面实现了应用。

[0003] 在处于强度为例如1.5T的总体均匀的极化磁场中的研究对象内,通过在拉莫尔(Larmor)频率下用射频(RF)能量照射该对象,可以激发出NMR/MR现象。在医疗诊断应用方面,这一般是通过使要接受检查的病人处于具有例如圆柱形几何结构的RF线圈的作用范围内并且借助RF功率放大器对该RF线圈加电来实现的。在RF激发终止时,使用相同或不同的RF线圈来检测从处于该RF线圈的作用范围内的研究体中发出的NMR/MR信号。在完整的NMR/MR扫描期间,一般会观测到众多的NMR/MR信号。这些信号可以用来重构与所研究的对象有关的图像或光谱信息。

[0004] 对于医疗成像研究而言,可以采用脉冲型的总体为线性的磁场梯度来使信号定位到病人体内的期望区域上,以将空间信息编制到信号中。在NMR/MR检查期间,经常希望在常规笛卡儿坐标系的X、Y和Z方向的各个方向上运用脉冲磁场梯度。

[0005] 公知的固定的或选用接收器MR线圈,比如单环线圈,一般是经由标准同轴电缆与NMR/MR扫描器相连的。上面已经提到,在NMR/MR系统中,通常会使用不止一个线圈。在MRI中可能出现的一个问题是,由于使用的是标准同轴电缆,会存在造成不希望有的发热现象的可能性,并且随着所使用的线圈/电缆量的增加,这种可能性会随之增大。不幸的是,由于,由于任意定位的选用线圈的排布,这些线圈本身又可能具有不同的结构,因此通常不可能预计造成RF加热的寄生谐振。而且,还可能对不同的病人使用不同的线圈。

[0006] 传统的做法是,使用平衡到不平衡变换器(公共模式 $\lambda/4$ 谐振器)来抑制这样的局部振荡。不过,由于这些平衡到不平衡变换器本身就是谐振器,因此它们是可激励的,并且可能造成在传送脉冲期间发射出RF功率。

[0007] 还使用了变换器和电容器来抑制这样的局部谐振。不过,这些电缆可能造成信号损耗,可能需要额外的元器件,比如混频器,并且可能很大,以致不符合要求。

发明内容

[0008] 本领域的技术人员在阅读理解了所附的说明书的情况下,将会意识到本发明的各个方法旨在解决上述和其它的问题。

[0009] 按照本发明的一种实施方式,给出了一种传输电缆,该传输电缆用在磁共振设备中。传输电缆包括:多个电缆段;和多个电声耦合器,用于提供所述段之间的电连接。

[0010] 按照本发明的另一种实施方式,给出了一种MR设备。该MR设备包括:第一磁体系

统,用于在检查区域内产生主磁场;RF 线圈,设置在检查区域内,用于将 RF 信号发射到检查区域中或从检查区域内接收 RF 信号;和多个传输电缆,用于为 MR 系统传送信号,至少一个传输电缆包括多个电缆段和多个用于耦合相邻电缆段的电声耦合器。

[0011] 按照本发明的另一种实施方式,给出了一种传输电缆,该传输电缆用在磁共振设备中。该传输电缆包括:多个电缆段;和多个耦合器,各个耦合器将由第一电缆段传送的第一信号变换成声信号并且从声信号变换成由第二电缆段传送的第二信号。

[0012] 按照本发明的另一个方面,给出了一种 MR 兼容导管设备。该 MR 兼容导管包括:导管;前置放大器;和传输电缆,该传输电缆设置在导管和前置放大器之间,该传输电缆包括多个段和多个用于耦合相邻电缆段之间的信号的电声耦合器。

[0013] 由于上述结构,给出了一种减少可能由于其它原因而在电缆中产生的热量的实施方式。而且,一种实施方式能够实现非常纤细的传输电缆结构,从而电缆的尺寸可以与例如传统同轴电缆的尺寸相同。而且,该传输电缆可以用于 AC 电源传输。

[0014] 本发明的实施方式的一个优点是,它有助于减少传输电缆中的寄生谐振。

[0015] 本发明的实施方式的另一个优点是,使电缆段之间的耦合更加容易。

[0016] 本发明的实施方式的另一个优点是,有助于减小传输电缆的尺寸。

[0017] 本发明的实施方式的另一个优点是,分段传输电缆的结构得到了简化。

[0018] 本发明的实施方式的另一个优点是,可以用在各种场强内。

[0019] 本发明的实施方式的另一个优点是,MR 设备内的 RF 传输电缆易于维护。

[0020] 本发明的实施方式的另一个优点是,有助于在不加入太多噪声或失真的前提下传输信号。

[0021] 在阅读理解了下面的优选实施方式的说明的情况下,本发明的再有的其它优点对于本领域技术人员而言将会变得显而易见。

附图说明

[0022] 本发明可以利用各种不同的元件和元件的排列和各种不同的步骤和步骤的排列具体实现。附图仅仅用于图解说明优选实施方式的用途,并且不应将它们看作是对本发明的限定。

[0023] 附图 1 表示磁共振成像设备的总体结构的示意图。

[0024] 附图 2 表示附图 1 中所示的磁共振成像设备的测量空间的示意图。

[0025] 附图 3A 是传输电缆的示意图。

[0026] 附图 3B 是传输电缆的示意图。

[0027] 附图 3C 是传输电缆的示意图。

[0028] 附图 4 是电声耦合器的图解说明。

[0029] 附图 5 是具有设置在电缆两端的混频器的传输电缆的图解说明。

[0030] 附图 6 是具有电声耦合器的导管的图解说明。

具体实施方式

[0031] 附图 1 表示按照本发明的磁共振成像设备的总体结构的实施方式的示意图。附图 1 所示的磁共振成像设备包括第一磁体系统 2。第一磁体系统 2 适于产生均匀的研究磁场

A, 如附图 1 中的箭头所示。附图标记 4 表示第二磁体系统, 该第二磁体系统产生磁梯度场。附图标记 6 指代用于第一磁体系统 2 的第一电源, 附图标记 8 指代用于第二磁体系统 4 的第二电源。

[0032] 配备了 RF 线圈 10, 用来产生 RF 磁交变场。RF 线圈 10 与包括 RF 源 12 的 RF 传输装置相连。RF 线圈 10 此外还适于用来检测由 RF 发射场在受检查的对象 (未示出) 内产生的自旋共振信号。为了检测由 RF 发射场产生的自旋共振信号, RF 线圈 10 与 RF 接收装置相连, 该 RF 接收装置包括信号放大器 40。信号放大器 40 的输出提供给检测器 16。

[0033] 检测器 16 与控制单元 18 相连。控制单元 18, 比如计算机, 适用于控制与 RF 源 12 一起工作的调制器 20。而且, 控制单元 18 适用于控制第一电源 8 和显示器 22, 该显示器比如是 CRT 显示器, 用于显示由控制单元 18 重构的图像。

[0034] 而且, 还配备有用于控制调制器 20 和检测器 16 的 RF 振荡器 24, 检测器 16 用于处理测量信号。正向和回向 RF 信号传输由分离电路 14 彼此分离开。

[0035] 附图标记 26 指代冷却装置, 该冷却装置设置成用于借助冷却管道 28 对第一磁体系统 2 的磁体线圈进行冷却。RF 线圈 10 (该线圈在空间上安排在第一和第二磁体系统 2 和 4 之内) 包围着检查空间 30。在医疗 MR 应用的情况下, 检查空间 30 应当大得足以围住受检病人或者受检病人的至少一部分, 比如脖子或胳膊。

[0036] 通过上述结构, 可以在检查空间 30 内产生稳定磁场 A、选择对象切片的梯度场和空间均匀 RF 交变场。上面已经提到过, 可以使 RF 线圈 10 适用于能够将发射器线圈和测量线圈的功能组合起来。不过, 也可以为这两个功能使用不同的线圈。例如, 表面线圈可以起到测量线圈的作用。由第一磁体系统 2、RF 线圈 10 和第二磁体系统 4 (梯度线圈) 构成的组件可以由 RF 法拉第笼 34 封装起来。

[0037] 除此之外, 可以配备选用接收 MR 线圈 52, 该接收 MR 线圈例如可以是表面线圈。

[0038] 附图标记 32 指代馈通装置, 该馈通装置借助第一电源线 42 与第二电源 8 相连、借助 RF 连接线 38 与分离电路 14 相连、借助第二馈电线 42 与第一电源 6 相连并且借助连接引线 36 与控制单元 18 相连, 这些连接引线 36 最好实现为电缆束。

[0039] 在法拉第笼内, 即, 在出现强磁场的环境内, 馈通装置 32 借助第一馈电电缆 46 与第二磁体系统 4 相连、借助第二馈电电缆 48 与第一磁体系统相连, 第二馈电电缆 48 最好是一束电缆, 包括一根与 MR 线圈 52 相连的电缆 48。

[0040] 按照一种实施方式, 馈通装置 32 与 MR 线圈 52 之间的电缆 48 是用附图 3A-3C 中所示的电缆实现的。不过, 也可以为设置在法拉第笼 34 内或包括强磁场的环境内的所有电连接线路使用这一传输线。换句话说, 各个第一馈电电缆 46、第二馈电电缆 48 和各个连接电缆都可以由附图 3A-3C 中所示的一根或多根来实现。而且, 还可以将这些电缆用于连接引线 36、RF 连接线 38、第一馈电线 42 或第二馈电线 40。

[0041] 附图 2 是附图 1 中所示的 MRI 设备的检查空间 30 的更为详细的示意图。在附图 2 中, 有安排在检查空间 30 内的病人台 56 上的病人 54。按照所示的实施方式, 将病人 54 安排成能够形成头部和颈部的切片图像。在检查空间 30 内或紧邻在检查空间 30 的附近, 配备有用于保持与受检病人 54 的通信的电连接器材。按照附图 2 中所示的实施方式, 配备有摄像机 58 和灯 60。不过, 也可以配备对病人 54 进行检查所需的或有用的其它电子装置。摄像机 58 和灯 60 借助第三和第四馈电电缆 62 和 64 与电源 66 相连。第三和第四馈电电

缆 62 和 64 也可以用于信号传输,例如用于将图像信号从摄像机 48 传输到显示器 22。上面已经提到过,也可以在检查空间 30 内或附近安排其它的电子器材,例如用于测量病人 54 血压、病人 54 的心跳或脑活动的传感器。还有,可以配备用于与病人 54 进行通信的通信器材。

[0042] 第三和第四馈电电缆 62 和 64 可以按照诸如附图 3 中所示的那样的电缆来实现。

[0043] 附图 3A-3C 表示用于传输信号或能量的传输电缆 200。如附图 3A-3C 所示,该传输电缆包括多个段 200_1-200_3 。要理解,根据需要,该电缆可以包括多于或少于三段。按照一种实施方式,这些电缆段的长度接近 $\lambda/4$ 。不过,可以不同地选择各个电缆段的长度,只要该长度不是 $\lambda/2$ 或其整数倍。例如,在 1T 系统中,总长度为 7 米的电缆可以包括四段。

[0044] 如附图 3A 所示,各个电缆段包括第一导体 201 和第二导体 202。该传输电缆还包括设置在各个段之间的电声耦合器 210,用于提供各个段之间的电连接。

[0045] 如附图 3B 所示并且特别注意附图 4,电声耦合器 210 包括基板 220、第一导电指状线组 221 和第二导电指状线组 222。按照一种实施方式,电声耦合器是表面声波装置。对于这样的实施方式,基板 220 可以是诸如石英、铌酸锂或 PZT 之类的压电基板,并且指状线结构是沉积在该基板上的导体。按照所示的实施方式,指状线结构具有延伸到电缆段的第一和第二导体 201、202 的引线。

[0046] 可以看出,在电缆段之间没有可以传播公共模式的直接路径。应当注意,指状线之间的耦合电容可以远低于 5pF,从而公共模式可以受到明显抑制。

[0047] 在工作过程中,这些段是借助电声耦合器耦合的。不管来自于 MR 系统内的哪个源、或者来自于与电缆相连的哪个元件,在将电压施加给电缆的导体 201、202 时(例如施加在附图 3A-3C 中所示的电缆的左端),都会在它们之间实现电压差。这一电压差造成第一导电指状线组 221 的指状线的弯曲,并且在基板中感生出机械波。当由第一指状线组 221 感生的机械波由第二导电指状线组 222 接收时,段之间发生耦合。由第二导电指状线组接收到的机械波感生出它们之间的电压差,并且该信号按照这种方式通过连续的段。

[0048] 如附图 3C 所示,按照一种实施方式,传输电缆根据需要包括屏蔽 240。这里,屏蔽段之间并不相互连接,从而降低了沿着电缆的驻波条件。

[0049] 如附图 5 所示,按照一种实施方式,在第一电缆段 200_1 的一端,配备有第一混频器 311。第一混频器可以与标准 RF 端口 310 连接。在电缆的另一端,即,在最后一段 200_n 的终端,配备有第二混频器 321。第二混频器可以经由线圈端口 320 与线圈相连。这里,这些混频器可以将信号频率变频到电声耦合器的谐振频率和/或通过使用不同的频率和耦合器的不同谐振模式在电缆上传送不止一个信号。

[0050] 如附图 5 中所示,为了实现 MR 信号和/或电源传输,可以根据需要配备混频器 311 和 321,来将通过电缆传输的信号变频到较高的频率。由此,整个两端口系统,即,从标准 RF 端口 310 到线圈端口 320,起到了简单而又安全的电缆的作用,并且能够实现电缆的可交换性。

[0051] 除了上面介绍的实施方式之外,还可以预见到,在电缆段之间可以并联地应用不止一个耦合器,以将电源信号与测量信号分离开。另外,也可以实现具有适用于传输电源的耦合器的独立电缆。

[0052] 除了用在 MR/NMR 应用中之外,按照本发明的传输电缆也可以用在其它具有强磁

场的环境中,比如与电机相邻的环境。而且,按照本发明的电缆也可以用于 MR 导管 500,如附图 6 所示。

[0053] 这里,将电声耦合器 510 设置在从导管 500 引出的引线与前置放大器 520 之间的导管的近端。也可以根据需要将耦合器设置在导管内。

[0054] 已经参照优选实施方式对本发明进行了介绍。显然,在阅读理解了前面的介绍内容的基础上,其他人将会想到修改和改变。我们的意图是,要将本发明解释为包含所有这些修改和改变,只要它们处于所附的权利要求及其等价内容的范围内。

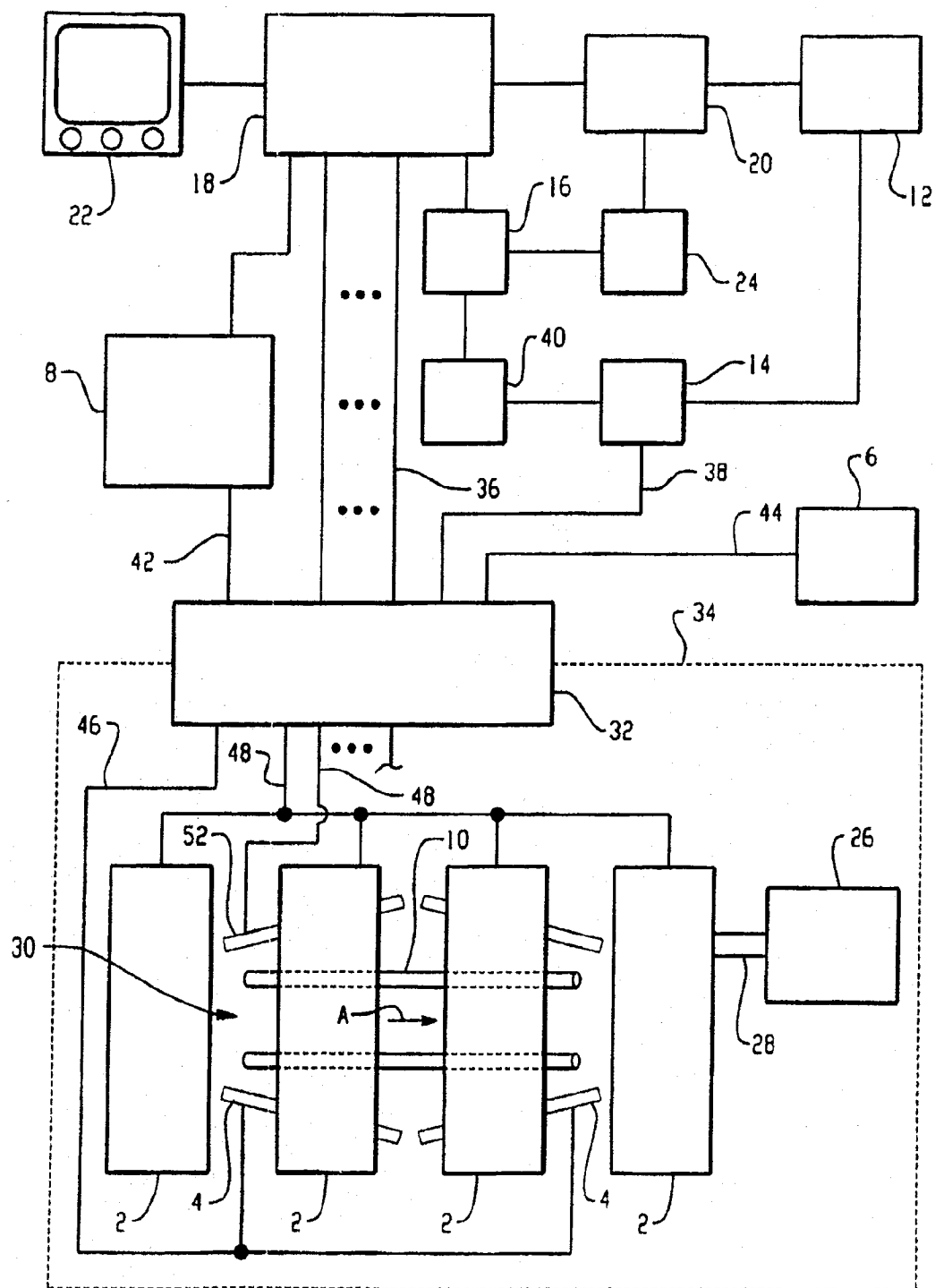


图 1

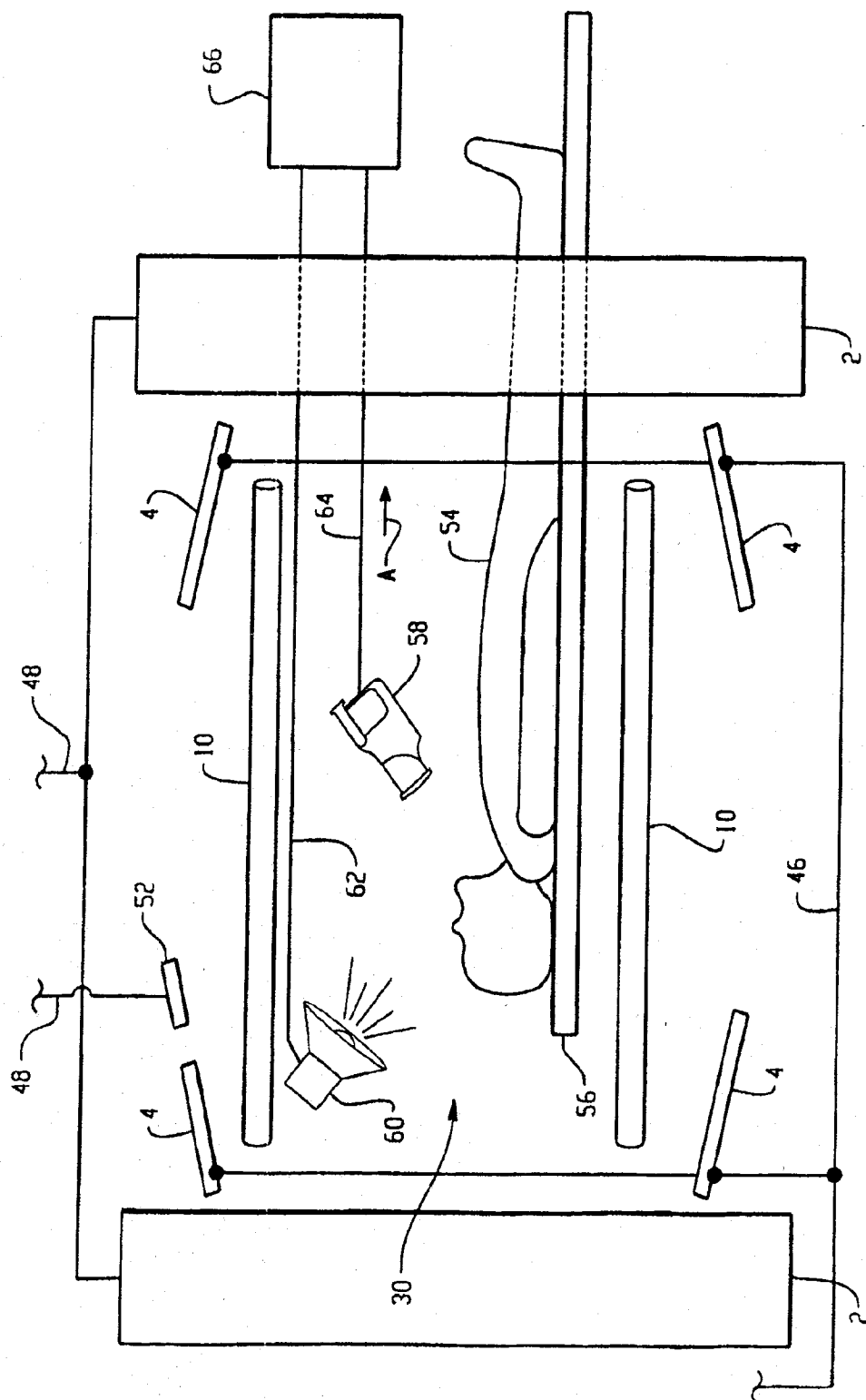


图 2

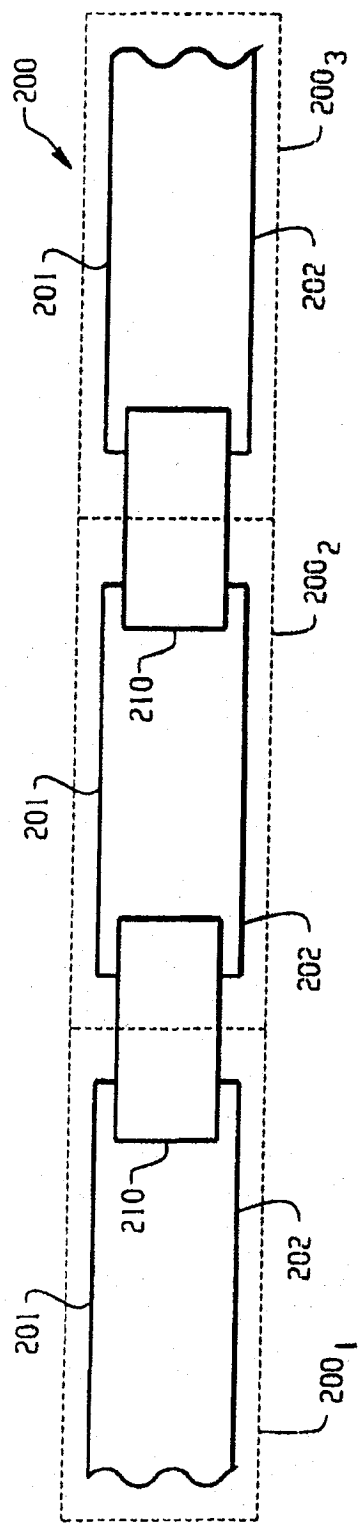


图 3A

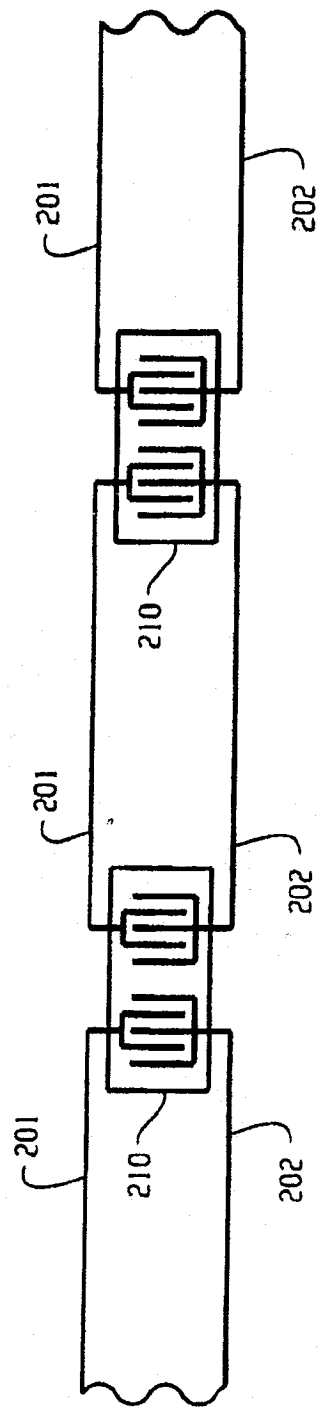


图 3B

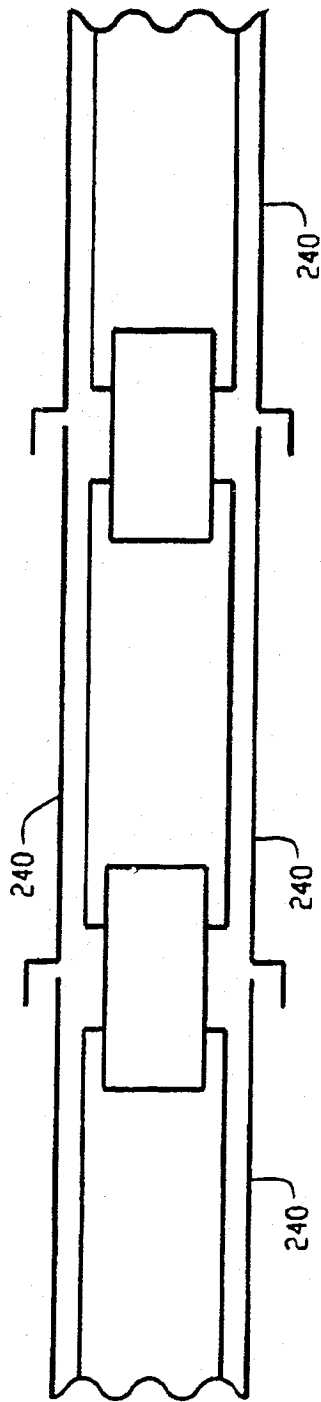


图 3C

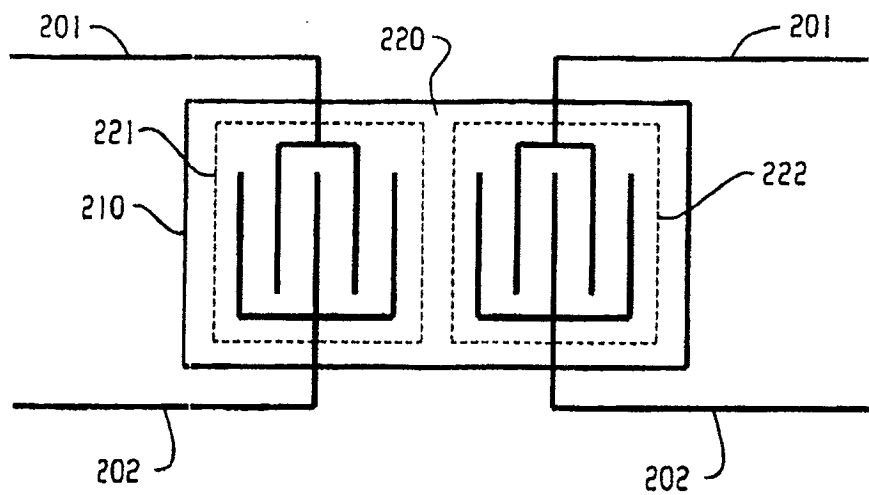


图 4

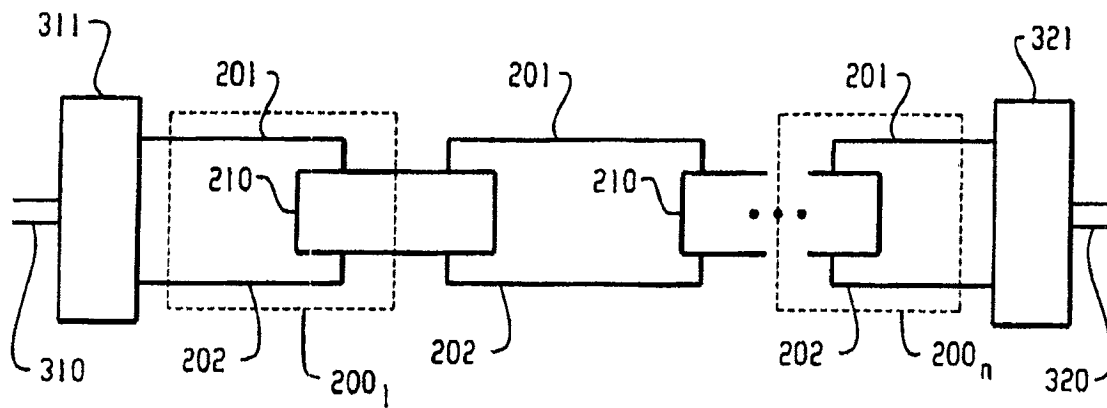


图 5

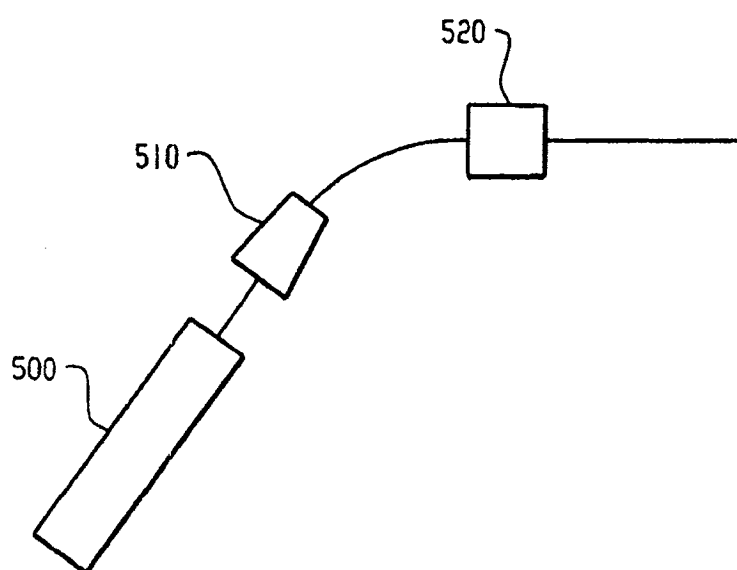


图 6