



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1802123 B

(45) 授权公告日 2010.04.28

(21) 申请号 03814486.7

(22) 申请日 2003.03.13

(30) 优先权数据

60/381,727 2002.05.16 US

60/429,257 2002.11.26 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2004.12.20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2003/007774 2003.03.13

(87) PCT申请的公布数据

W02003/098236 EN 2003.11.27

(73) 专利权人 梅德拉股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 G·J·米西克 E·J·里尼哈特

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

代理人 李玲

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006.01)

(56) 对比文件

US 5348010 A, 1994.09.20, 全文.

US 5355087 A, 1994.10.11, 全文.

US 6263229 B1, 2001.07.17, 全文.

US 5476095 A, 1995.12.19, 全文.

CN 1291873 A, 2001.04.18, 全文.

审查员 田蕴青

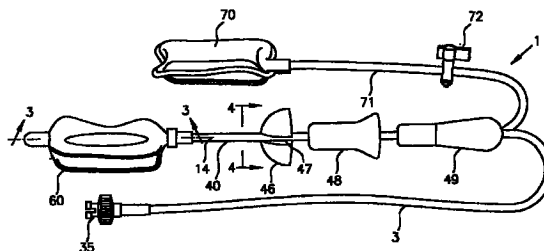
权利要求书 7 页 说明书 15 页 附图 9 页

(54) 发明名称

应用 3.0 特斯拉磁共振系统获取内腔结构图像与谱图的系统

(57) 摘要

一种 MR 系统的特征在于具有内腔探头与相关的接口装置。该探头包括一个转轴、一个位于其一端的一个设置在气球和气球内的线圈环。线圈环有两只串接的驱动电容器和一只调谐电容器，驱动电容器之间的接合点用作电气平衡环的地。与该接合点另一侧相连接的调谐电容器使环在 MR 系统的操作频率下共振。接口使 MR 系统在其接收周期将环与 MR 系统的端口相耦合，在其发射周期与该端口断开。气球可插入病人腔体内并充气时，探头利用环接收的 MR 信号使 MR 系统产生有关区域的图像和 / 或谱图。



1. 一种磁共振 (MR) 系统,其特征在於,包括:

(a) 可插在病人腔体内的内腔探头,所述内腔探头具有 (i) 转轴, (ii) 连接着所述转轴一端的充气球,和 (iii) 固定在所述充气球内接近其前面下边的线圈环,所述充气球的所述前面适合所述腔体的轮廓,其后面用于把所述充气球定位在所述腔体内,当所述充气球充气时,所述后面压住所述腔体通常相对于所述腔体内有关区域的壁,迫使所述充气球的所述前面贴住所述腔体的轮廓,使所述线圈环接近所述有关区域,从中优化接收 MR 信号,所述线圈环具有多只电容器,包括:

(A) 近似等值串接在所述线圈环内的第一和第二驱动电容器,在其接合点形成对所述线圈环作电气平衡与阻抗匹配的虚地;和

(B) 串接在所述线圈环内与所述驱动电容器的所述接合点另一侧的调谐电容器,其值选成使所述线圈环在所述 MR 系统的操作频率下共振;

(b) MR 扫描仪,可用所述线圈环从所述有关区域接收的所述 MR 信号,产生所述有关区域的图像与谱图中的至少一个;和

(c) 具有将所述内腔探头与所述 MR 系统电气互连的探头接口电路的接口装置,所述探头接口电路有一只能被所述 MR 系统偏置的 PIN 二极管,使所述内腔探头的所述线圈环能 (i) 在所述 MR 系统的接收周期,与所述 MR 系统的探头输入口相耦合,而且 (ii) 在所述 MR 系统的发射周期与所述探头输入口断开。

2. 如权利要求 1 所述的 MR 系统,其特征在於,所述内腔探头还包括把所述线圈环连接至所述探头接口电路的输出电缆,所述输出电缆在其一端跨接所述驱动电容器之一,其另一端跨接所述接口装置的所述 PIN 二极管。

3. 如权利要求 2 所述的 MR 系统,其特征在於,所述输出电缆的电气长度为 $n(\lambda/2) + S_L$, 其中 n 为整数, λ 是所述 MR 系统的所述操作频率的波长, S_L 是增补长度,其电抗与所述驱动电容器之一的电抗相同。

4. 如权利要求 1 所述的 MR 系统,其特征在於,所述第一与第二驱动电容器各自的值为 $62 \sim 82\text{Pf}$,所述调谐电容器的值为 $12 \sim 15\text{pF}$ 。

5. 如权利要求 1 所述的 MR 系统,其特征在於,所述第一与第二驱动电容器中的至少一个还用于使所述线圈环的输出阻抗与所述接口装置要求的阻抗相匹配。

6. 如权利要求 1 所述的 MR 系统,其特征在於,所述探头接口电路还包括一前置放大器,用于在所述 PIN 二极管的阳极与所述 MR 系统的所述探头输入口之间提供增益与阻抗匹配,使所述 MR 信号以增强的信噪比传输到所述 MR 系统的所述探头输入口。

7. 如权利要求 6 所述的 MR 系统,其特征在於,所述前置放大器包括:

(a) 具有栅极、源极与漏极的 GASFET;和

(b) 串振输入电路,用于将所述内腔探头耦接所述 GASFET 的所述栅而拓展所述线图环的频响特性,所述串振输入电路包括输入电容器和输入电感器,在其接点连接着有所述 GASFET 的所述栅极,在所述线圈环加载时,所述串振输入电路在所述 MR 系统的所述接收周期对所述 GASFET 提供优化的阻抗。

8. 如权利要求 7 所述的 MR 系统,其特征在於,所述 GASFET 在其所述源极连接一偏置电阻器,在其所述漏极连接耦合电容器与 RF 扼流圈,因而在所述接口装置连接于所述 MR 系统时,所述漏极经所述耦合电容器连接着所述探头输入口,并经所述 RF 扼流圈连接着所述 MR

系统里的 DC 电源。

9. 如权利要求 1 所述的 MR 系统,其特征在于,所述探头接口电路还包括:

- (a) 把所述探头接口电路的输出连接到所述 MR 系统的所述探头输入口的探头电缆;和
- (b) 防止不希望的电流在所述探头电缆的屏蔽导体上流动的电缆圈套。

10. 如权利要求 1 所述的 MR 系统,其特征在于,所述探头接口电路还包括:

(a) 其内绝缘地设置有屏蔽导体与中心导体的探头电缆,在所述探头电缆的一端,所述屏蔽导体连接着所述 PIN 二极管的阴极,所述中心导体连接着所述 PIN 二极管的阳极,所述探头电缆的电气长度为 $n(\lambda/2)$,其中 n 为整数, λ 是所述 MR 系统的所述操作频率的波长;和

- (b) 防止不希望的电流在所述探头电缆的所述屏蔽导体上流动的电缆圈套。

11. 如权利要求 1 所述的 MR 系统,其特征在于,所述接口装置还包括将相控阵线圈系统与所述 MR 系统电气互连的阵列接口电路,所述阵列接口电路包括:

(a) 第一串振网络,用于把 MR 信号从所述相控阵线圈系统的第一线圈传输到所述 MR 系统的第一线圈输入口;

(b) 第二串振网络,用于把 MR 信号从所述相控阵线圈系统的第二线圈传输到所述 MR 系统的第二线圈输入口;

(c) 一对 $1/4$ 波长网络,所述对中的一个用于接收来自所述相控阵线圈系统第三线圈的 MR 信号,另一个用于接收来自所述相控阵线圈系统第四线圈的 MR 信号;和

(d) $1/4$ 波长组合器,用于组合接收来自所述成对 $1/4$ 波长网络的这种信号,并将这种组合的 MR 信号传输到所述 MR 系统的第三线圈输入口。

12. 如权利要求 11 所述的 MR 系统,其特征在于,所述 $1/4$ 波长组合器是 Wilkinson 组合器。

13. 如权利要求 11 所述的 MR 系统,其特征在于,所述第一和第二串振网络都在所述 MR 系统的所述操作频率下串振,使其电气长度实际上为零。

14. 如权利要求 11 所述的 MR 系统,其特征在于,所述 $1/4$ 波长组合器和对其连接的所述 $1/4$ 波长网络可对通过其传送的这种 MR 信号在所述 MR 系统的所述操作频率下提供实际上为零的电气长度。

15. 一种配用于磁共振 (MR) 系统用于获取病人腔体内有关区域的图像或谱图的内腔探头,其特征在于,所述内腔探头包括:

(a) 接收来自所述有关区域的 MR 信号的线圈环,所述线圈内具有多只电容器,所述多只电容器包括:(i) 近似等值串接在所述线圈环内的第一和第二驱动电容器,在其接合点形成对所述线圈环作电气平衡与阻抗匹配的虚地,和 (ii) 串接在所述线圈环内与所述驱动电容器的所述接合点另一侧的调谐电容器,其值选成使所述线圈环在所述 MR 系统的操作频率下共振;和

(b) 为所述内腔探头把所述线圈环连接到接口装置的输出电缆,所述输出电缆在其一端跨接所述驱动电容器之一,其另一端的插头接所述接口装置,所述输出电缆的电气长度为 $n(\lambda/2)+S_L$,其中 n 是整数, λ 为所述 MR 系统的所述操作频率的波长, S_L 为增补长度,其电抗与所述驱动电容器之一的电抗相同。

16. 如权利要求 15 所述的内腔探头,其特征在于,还包括:

- (a) 轴尖在其远端的柔性转轴,所述轴尖比所述柔性转轴的其余部分灵活得多;
- (b) 连接所述柔性转轴的所述远端并包封其所述轴尖的内气球;
- (c) 把所述线圈环固定于所述内气球前面的非伸展材料;和
- (d) 连接所述转轴的所述远端包封所述内气球和对其固定的所述线圈环二者的外气球,所述外气球用于把所述内气球定位在所述病人的所述腔体内;

使得所述非伸展材料影响着所述内气球在所述外气球内的膨胀,使里面的所述线圈环能定位成靠近所述有关区域,从中优化接收所述 MR 信号。

17. 如权利要求 16 所述的内腔探头,其特征在于,所述非伸展材料聚集所述内气球的膨胀,迫使所述外气球的后面贴住所述腔体的壁,于是迫使所述外气球的前面贴住所述腔体相应形状的内部轮廓,使所述线圈环接近所述有关区域,从中优化接收所述 MR 信号。

18. 如权利要求 16 所述的内腔探头,其特征在于,所述外气球的前面适配于所述腔体相应形状的内部轮廓。

19. 如权利要求 18 所述的内腔探头,其特征在于,所述外气球有一与其所述前面相对的后面,包括至少一对波状褶皱层。

20. 如权利要求 19 所述的内腔探头,其特征在于,还包括一控制所述内气球充气的装置,所述充气控制装置连接着能送气的所述柔性转轴,以对所述内气球充放气。

21. 如权利要求 20 所述的内腔探头,其特征在于,所述充气控制装置包括一管塞,用于控制所述气球从其通过和从中释放所述气球。

22. 如权利要求 20 所述的内腔探头,其特征在于,所述柔性转轴包括:

- (a) 使所述充气控制装置与所述内气球互连的第一管腔;和
- (b) 所述输出电缆通过它能从所述线圈环布设的第二管腔,以对所述内腔探头连接所述接口装置。

23. 如权利要求 22 所述的内腔探头,其特征在于,所述充气控制装置包括可压缩的充气机套和用来连接所述柔性转轴的所述第一管腔的管子,一旦压缩所述充气机套环时就向所述内气球提供所述气体。

24. 如权利要求 19 所述的内腔探头,其特征在于,所述非伸展材料聚集所述内气球的膨胀,迫使所述外气球的所述波状褶皱层在后面贴住所述腔体的壁,于是迫使所述外气球的所述前面在前面贴住所述腔体相应形状的内部轮廓,使所述线圈环接近所述有关区域,从中优化接收所述 MR 信号。

25. 如权利要求 24 所述的内腔探头,其特征在于,所述外气球的所述前面为马鞍形,所述腔体的所述相应形状的内部轮廓是所述病人的直肠前列腺凸起。

26. 如权利要求 16 所述的内腔探头,其特征在于,所述柔性转轴包括印在其外表面上的标尺。

27. 如权利要求 16 所述的内腔探头,其特征在于,所述内外气球都包括一种低介电损耗特性的非顺磁性、防燃烧、生物相容的医用级材料。

28. 如权利要求 16 所述的内腔探头,其特征在于,还包括一块可连接所述柔性转轴的防移圆片,可防止所述内腔探头相对于所述病人的所述腔体作不希望的移动。

29. 如权利要求 28 所述的内腔探头,其特征在于,所述防移装置是一块半球形圆片,所述圆片限定一条让所述圆片搭锁到所述柔性转轴上的槽。

30. 如权利要求 16 所述的内腔探头,其特征在于,还包括一可滑动地装在所述柔性转轴上的扩张器元件,用于扩张导入所述腔体的开口,便于所述内腔探头在所述腔体内定位。

31. 如权利要求 16 所述的内腔探头,其特征在于,所述外气球还包括里面的槽向凹槽,所述线圈环在所述外气球不充气时至少部分置于其上。

32. 如权利要求 15 所述的内腔探头,其特征在于,还包括:

(a) 柔性转轴;

(b) 接所述柔性转轴远端的充气球,所述充气球具有:(i) 适应所述腔体相应形状的内部轮廓的前面,和(ii) 包括至少一对波状褶皱层的后面;和

(c) 固定在所述充气球内的所述线圈环靠近其所述前面的下边,当所述充气球插入所述腔体充气时,其所述波状褶皱层就压住所述腔体通常与所述有关区域相对的壁,迫使所述充气球的所述前面贴住所述腔体的所述相应形状的内部轮廓,从而使所述线圈环接近所述有关区域,从中优化接收所述 MR 信号。

33. 如权利要求 15 所述的内腔探头,其特征在于,所述第一与第二驱动电容器的值都为 $62 \sim 82\text{pF}$,所述调谐电容器的值为 $12 \sim 15\text{pF}$ 。

34. 如权利要求 15 所述的内腔探头,其特征在于,所述接口装置包括一只能被所述 MR 系统偏置的 PIN 二极管,使所述线圈环通过所述输出电缆而(i) 在所述 MR 系统的接收周期与所述 MR 系统的信号处理端口相耦合,(ii) 在所述 MR 系统的发射周期与所述信号处理端口断开。

35. 如权利要求 15 所述的内腔探头,其特征在于,正向偏置所述 PIN 二极管引起所述输出电缆的电感与所述驱动电容器之一的电容共振从而有效地断开所述线圈环,使所述内腔探头在所述发射周期与所述 MR 系统的所述信号处理口断开。

36. 一种制作配用于磁共振(MR)系统的内腔探头的方法,所述 MR 系统用于获取病人腔体内有关区域的图像或谱图,其特征在于,所述方法包括步骤:

(a) 选择所述内腔探头线圈环尺寸,使所述内腔探头适于插入所述腔体;

(b) 临时插入在所述线圈环内串接的可变电容器;

(c) 使所述线圈环承受所述 MR 系统的操作频率;

(d) 把所述可变电容器调到所述线圈环在所述操作频率下共振的共振值,于是所述线圈环的容抗等于其感抗;

(e) 加载所述线圈环时测量所述线圈环的品质系数 Q;

(f) 用如此测得的所述品质系数 Q 和所述线圈环加载时的感抗,测定所述线圈环的串联电阻 R_s ;

(g) 计算所述线圈环匹配的匹配值,使所述内腔探头的输出阻抗与让所述内腔探头接口的外部电路所需的阻抗相匹配;

(h) 将两只具有所述匹配值的驱动电容器相互串联地插入所述线圈环,形成连接所述驱动电容器的接合点,所述接合点可接输出电缆的屏蔽导体,而所述驱动电容器之一的另一侧节点接所述输出电缆的中心导体;

(i) 选择一调谐电容器,使所述线圈环的总电容等于所述共振值;和

(j) 用所述调谐电容器取代所述可变电容器,所述调谐电容器串接在所述线圈环内与所述驱动电容器的所述接合点的另一侧,从而所述接合点构成电气平衡所述线圈环的虚

地。

37. 如权利要求 36 所述的方法,其特征在于,还包括步骤:

- (a) 准备远端有轴尖的柔性转轴,所述轴尖比所述柔性转轴的其余部分灵活得多;
- (b) 把内气球接到所述柔性转轴的所述远端并包封所述轴尖;
- (c) 用非伸展材料将所述线圈环固定到所述气球的前面;和

(d) 把外气球接到所述转轴的所述远端包封所述内气球和对其固定的所述线圈环二者,所述外气球用于把所述内气球定位于所述病人的所述腔体内;从而所述非伸展材料影响着所述内气球在所述外气球内的充气,使里面的所述线圈环定位成接近所述有关区域,从中优化接收 MR 信号。

38. 如权利要求 37 所述的方法,其特征在于,所述外气球的前面适配于所述腔体相应形状的内部轮廓。

39. 如权利要求 39 所述的方法,其特征在于,所述外气球具有相对于其所述前面的后表面,包括至少一对波状褶皱层。

40. 如权利要求 39 的方法,其特征在于,还包括提供控制所述内气球充气的装置的步骤,所述充气控制装置连接着能传送气体的所述柔性转轴,以对所述内气球充气与放气。

41. 如权利要求 40 所述的方法,其特征在于,所述充气控制装置包括一管塞,用于控制所述气体的通道并从中释放所述气体。

42. 如权利要求 40 所述的方法,其特征在于,所述柔性转轴包括:

- (a) 使所述充气控制装置与所述内气球互连的第一管腔;和
- (b) 所述输出电缆从所述线圈环通过其布设成连接着所述内腔探头的所述外部电路的第二管腔。

43. 如权利要求 46 所述的方法,其特征在于,还包括在所述外气球内设置槽凹槽的步骤,在所述外气球不充气时,所述线圈环至少部分搁置在其上。

44. 如权利要求 36 所述的方法,其特征在于,所述操作频率适用于有 3 特斯拉主磁铁的所述 MR 系统,而所述第一与第二驱动电容器的值为 $62 \sim 82\text{pF}$,调谐电容器的值为 $12 \sim 15\text{pF}$ 。

45. 如权利要求 36 所述的方法,其特征在于,所述外部电路是所述内腔探头的接口装置。

46. 如权利要求 36 所述的方法,其特征在于,还包括准备一根一端跨接所述驱动电容器之一而另一端具有接所述外部电路的插头的输出电缆,所述输出电缆的电气长度为 $n(\lambda/2)+S_L$,其中 n 为整数, λ 是所述操作频率的波长, S_L 为增补长度,其电抗与所述驱动电容器之一的电抗相同。

47. 一种配用于磁共振 (MR) 系统以获取病人腔体内有关区域的图像或谱图的内腔探头,其特征在于,所述内腔探头包括:

(a) 接收来自所述有关区域的 MR 信号的线圈环,所述线圈环内具有多只电容器,所述多只电容器包括:(i) 接近等值串接在所述线圈环内的第一与第二驱动电容器,在其接合点形成对所述线圈环作电气平衡与阻抗匹配的虚地,和 (ii) 串接在所述线圈环内与所述驱动电容器的所述接合点另一侧的调谐电容器,其值选成使所述线圈环在所述 MR 系统的操作频率下共振;和

(b) 为所述内腔探头把所述线圈环接到接口装置的输出电缆,所述输出电缆的一端跨接所述驱动电容器之一,其近端可连接所述接口装置,所述输出电缆的电气长度为 $n(\lambda/2)$,其中 n 为整数, λ 是所述 MR 系统所述操作频率的波长。

48. 如权利要求 47 所述的内腔探头,其特征在于,所述输出电缆的所述电气长度还包括增补长度 S_L ,其电抗与所述驱动电容器之一的电抗相同。

49. 如权利要求 48 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环在所述有关区域上排成相控阵结构。

50. 如权利要求 49 所述的内腔探头,其特征在于,所述至少两个所述线圈环协同定向以正交覆盖所述有关区域。

51. 如权利要求 48 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环协同定向以正交覆盖所述有关区域。

52. 如权利要求 47 所述的内腔探头,其特征在于,所述输出电缆为平衡式,所述输出电缆的第一与第二中心导体分别跨接所述线圈环的所述第一与第二驱动电容器,而所述输出电缆的屏蔽导体接所述线圈环的所述接合点。

53. 如权利要求 47 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环在所述有关区域上排成相控阵结构。

54. 如权利要求 53 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环协同定向以正交覆盖所述有关区域。

55. 如权利要求 47 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环协同定向以正交覆盖所述有关区域。

56. 一种配用于磁共振 (MR) 系统以获取病人腔体内有关区域的图像或谱图的内腔探头,其特征在于,所述内腔探头包括:

(a) 接收来自所述有关区域的 MR 信号的线圈环,所述线圈环内有多只串接电容器,所述多只电容器包括:(i) 电气平衡与阻抗匹配所述线圈环的驱动电容器,和(ii) 与所述驱动电容器相对的调谐电容器,其值选成使所述线圈环在所述 MR 系统的操作频率下共振;和

(b) 为所述内腔探头把所述线圈环接到接口装置的输出电缆,所述输出电缆在一端跨接所述驱动电容器,其近端可接所述接口装置,所述输出电缆的电气长度为 $n(\lambda/2)$,其中 n 为整数, λ 是所述 MR 系统所述操作频率的波长。

57. 如权利要求 56 所述的内腔探头,其特征在于,所述输出电缆的所述电气长度还包括增补长度 S_L ,使其电抗与所述驱动电容器的电抗相同。

58. 如权利要求 57 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环在所述有关区域上排成相控阵结构。

59. 如权利要求 58 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环协同定向以正交覆盖所述有关区域。

60. 如权利要求 57 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环协同定向以正交覆盖所述有关区域。

61. 如权利要求 56 所述的内腔探头,其特征在于,所述输出电缆为平衡式,所述输出电缆的第一与第二中心导体跨接所述驱动电容器两端,所述输出电缆的屏蔽导体接地。

62. 如权利要求 56 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环在所述有关区

域上排成相控阵结构。

63. 如权利要求 62 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环协同定向以正交覆盖所述有关区域。

64. 如权利要求 56 所述的内腔探头,其特征在于,至少两个所述线圈环协同定向以正交覆盖所述有关区域。

应用 3.0 特斯拉磁共振系统获取内腔结构图像与谱图的系统

[0001] 相关申请的交叉参照

[0002] 本申请享有分别于 2002 年 11 月 26 日和 2002 年 5 月 16 日提交的题为“System And Method of Obtaining Images And Spectra Of Intracavity Structures Using 3.0 Tesla Magnetic Resonance Systems”和“3.0 Tesla Endorectal Coil And Interface For Single Receiver And Phased Array MR Scanning Of The Prostate And Other Pelvic Anatomy”的美国临时申请 60/429,257 和 60/318,727 的利益。这些临时申请已转让给下述本发明的受让人,其内容经引用包括于本文档。

发明领域

[0003] 本发明主要涉及应用磁共振 (MR) 系统获取内腔结构图像与谱图的系统与方法,尤其涉及一种内腔探头,它能插入各种人体开口诸如直肠、阴道、嘴等,以获取体内有关区域高清晰度图像和光谱结果,尤其,本发明还涉及若干设计成把这种内腔探头与 2.0 ~ 5.0 特斯拉 MR 系统接口的接口装置,以对这些有关区域获得这种高清晰度图像与光谱结果。

[0004] 相关技术简述

[0005] 下面提供的背景信息可以帮助读者理解以下揭示的本发明内容及其典型使用环境。本文使用的诸术语并不限于任何特定狭义的说明,除非另有说明。

[0006] 磁共振成像 (MRI) 是一种产生人体内部高质量图像的非侵入法,能让医护人员不用外科手术或诸如 X 射线离子辐射就能观察体内状况。图像要具有足够高的清晰度,通常能以目视方式将疾病和其它病理形式与健康的体组织区分开来。磁共振技术与系统还被发展成可进行光谱分析,借此可确定组织或其它实体的化学内容。

[0007] MRI 应用强力磁铁、无线电波与计算机技术对人体内的软组织、肌肉、神经与骨骼产生详尽的图像,其中利用了氢原子即在体内所有细胞内充足的一种原子的基本特性。无磁场时,氢原子核沿每一方向随机地像陀螺一样自旋或旋进。但经历强磁场时,氢核的自旋轴自身对准磁场方向,这是因为氢原子核具有大的磁矩,强力倾向于对准磁场方向。总之,被成像区的氢核产生一磁化指向平行于磁场的平均矢量。

[0008] 典型的 MRI 系统或扫描仪,包括主磁铁、三只梯度线圈、射频 (RF) 天线 (常称为整体线圈) 和操作员能控制整个 MRI 系统的计算机站,但 MRI 系统的主要元件是主磁铁,通常具有超导性质,形状为圆柱形。在其柱膛内 (作 MRI 操作时,病人进入其内),主磁铁产生均匀和静止的 (不变化) 强磁场,通常称为 B_0 场。该 B_0 磁场沿膛体纵轴定向,称为 z 方向,迫使体内氢核的磁化矢量能够自己对准该方向。对准时,核准备接收来自整体线圈的适当频率的 RF 能量。该频率称之为 Larmor 频率,由公式 $\omega = \gamma B_0$ 给出, ω 是 Larmor 频率 (氢原子在该频率下旋进), γ 为磁旋常数, B_0 为磁场强度。

[0009] RF 天线,或整体线圈,一般既用于发射 RF 能量脉冲,也用于接收氢核内感应的磁共振 (MR) 信号。具体地说,在其发射周期内,体线圈把 RF 能量注入柱膛,该能量产生射频磁场,也称之为 RFB_1 场,其磁场线对准垂直于氢核磁化矢量的直线。RF 脉冲 (或 B_1 场) 使

氢核自旋轴对主磁场 (B_0) 倾斜,造成净磁化矢量偏离 Z 方向某一角度。然而,RF 脉冲只影响那些在该 RF 脉冲频率下绕其轴旋进的氢核。换言之,只有在该频率下“共振”的核才受影响,且这种共振是结合三只梯度线圈一同操作来实现的。

[0010] 梯度线圈都是电磁线圈,各梯度线圈在柱腔内沿三种空间方向 (x 、 y 、 z) 之一产生线性变化的静磁场,称之为梯度 B_1 场。当位于主磁铁里的梯度线圈以特定方式极快地接通与断开时,就能按极狭的等级来改变主磁场。这样,结合主磁铁,可按各种成像技术操作梯度线圈,使得当施加有关频率的 RF 脉冲时,在任一给定点或任何给定的条、片或体积单元内的氢核能够共振。响应于 RF 脉冲,在选择区里的旋进氢原子能吸收体线圈所发射的 RF 能量,从而迫使其磁化矢量倾斜而偏离主磁场 (B_0) 的方向。体线圈断开时,氢核开始以 MR 信号的形式释放 RF 能量,下面再述。

[0011] 一种能获取图像的较小已知技术称为自旋回波成像术。该技术操作时, MRI 系统首先激活一只梯度线圈,以沿 z 轴建立磁场梯度,称为“切片选择梯度”,它在加 RF 脉冲时建立,而在断开 RF 脉冲时关闭,只允许位于成像区切片内的那些氢核里出现共振,在位于有关平面任一侧的任何组织内不产生共振。RF 脉冲中断后,受激切片里的所有核都“同相”,即它们的磁化矢量都指向同一方向。在其自己的器具左面,切片中所有氢核的净磁化矢量将松弛,于是再对准 z 方向。但第二梯度线圈立即激活且沿 y 轴产生磁场梯度,这称为“相位编码梯度”,当人在梯度的最弱与最强两端之间移动时,使切面内核的磁化矢量指向逐步不同的方向。接着,在 RF 脉冲之后,切片选择梯度与相位编码梯度已经断开之后,第三梯度线圈立即受激且沿 x 轴产生一梯度,这就是所谓的“频率编码梯度”或“读出梯度”,因为它只在最终测量 MR 信号时施加。这使得松弛的磁化矢量参差地再受激,因而靠近梯度下端的核开始以更快的速率旋进,而高端的核的速度还要快。当这些核再松弛时,最快的核(位于梯度高端)将发射频率最高的无线电波。

[0012] 总之,梯度线圈允许 MR 信号被空间编码,使得其共振信号的频率与相位可唯一地限定成像区的各个部分。尤其,在氢核松弛时,各自变为一个超小型无线发射机,根据它所在的局部微环境,给出随时间变化的特征脉冲,例如,脂肪里的氢核具有与水中的氢核不同的微环境,发射不同的脉冲。由于这些差异,结合不同组织的不同的水/脂肪比率,不同的组织可发射不同频率的无线电信号。在其接收周期内,体线圈检测这些常统称为 MR 信号的超小型无线电传输。这些独特的共振信号从体线圈传输到 MR 系统的接收机,在此把它们转换成与之相应的数学数据。为形成信噪比 (SNR) 良好的图像,整个操作须重复多次。运用多维的傅里叶变换, MR 系统能将数学数据转换成二维或甚至三维的图像。

[0013] 当对人体特定部分要求更详细的图像时,往往还要使用局部线圈,或用它代替整体线圈。局部线圈可以取容积线圈或表面线圈的形式。容积线圈可用来包围或封闭成像容积(如头、臂、腕、腮、膝或其它有关区域),但表面线圈只适合贴着或放置于病人的特定表面,使下面的有关区域能够成像(如腹部、胸部和/或骨盆区)。此外,局部线圈还能设计成既可只作为只接收线圈工作也可作为收发 (T/R) 线圈工作,只接收线圈只能检测人体产生的 MR 信号(在扫描操作时响应于 MR 系统产生的 B_1 磁场),但 T/R 线圈既能接收 MR 信号,又能发射 RF 脉冲,产生在有关区域组织内引起共振所必需的 RFB_1 磁场。

[0014] 众所周知,在 MRI 领域,可使用单个局部线圈(无论是表面的,还是容积的)检测 MR 信号。根据该单线圈法,可以用较大的局部线圈来遮盖或封闭整个有关区域。早期的接

收线圈只是线性线圈,只能检测有关区域产生的 MR 信号中两个正交分量(即垂直 M_x' 与水平 M_y') 中的一个。但后期的接收线圈应用了正交模式的检测法,能截获垂直与水平两种分量。与线性接收线圈相比,正交接收线圈使得 MRI 系统能够提供 SNR 得到很大改善的图像,典型的是 SNR 提高了多达 41%。即使正交模检测法有了很大改进,但单线圈法提供的图像,其质量也有明显提高。单线圈法固有的缺点在于只采用一个线圈结构来获取整个有关区域的 MR 信号。

[0015] 为克服单线圈法的缺点,开发了相控阵线圈。相控阵法用多个较小的局部线圈代替一个大型局部线圈,每只线圈只覆盖或封闭一部分有关区域。例如,在有两只这种线圈的系统中,各线圈差不多覆盖或封闭一半有关区域,而两线圈一般只是部分重迭以实现磁隔离。两线圈同时获取来自其各自部分的 MR 信号,不因重迭而相互不利地作用。因各线圈只覆盖一半有关区域,故各线圈能接收其覆盖区内有关区域部分比较高 SNR 比的 MR 信号。因此,相控阵较小的局部线圈一起向 MRI 系统提供产生整个有关区域图像所需的信号数据,分辨率比得自单一大型局部线圈的分辨率更高。

[0016] 一例相控阵线圈是 W. L. Gore and Associates 公司生产的 Gore® 躯干阵列,它有四只表面线圈,两只位于前垫板,另两只位于后垫板。两垫板设计成分别贴住病人腹、胸和骨盆区的前后表面。该躯干阵列设计成与数据采集系统有多个接收机的 MR 系统联用。躯干阵列的四条引线,即两只前面线圈和两只后面线圈各一条,连接独立的接收机,各接收机对它所接收到的信号直行放大和数字化。然后,MR 系统将来自独立接收机的数字化数据组合成图像,其总 SNR 优于由只覆盖整个有关区域的单只局部线圈或甚至两只较大的前后局部线圈所得到的总 SNR。

[0017] 众所周知,可以用内腔探头来得到体内结构图像。一例现有技术的内腔探头可在美国专利 5,476,095 和 5,355,087 中找到,这些专利也已转让给本发明受让人,通过引用包括与此。这些专利揭示的现有技术探头可插入直肠、阴道与嘴等人体开口。这些专利还揭示了接口装置,设计成使现有技术内腔探头与 MR 成像光谱系统相接。美国专利 5,348,010 揭示了该内腔探头的使用方法,该专利也转让给本发明受让人,通过引用包括与此。

[0018] 与有关接口装置一起操作的现有技术探头,让 MR 系统产生各种体内结构诸如前列腺、结肠或子宫颈的图像与光谱结构。这类探头的例子包括 BPX-15 前列腺/内直肠线圈(E线圈)、PCC-15 结肠直肠线圈与 BCR-15 子宫颈线圈,都是可置放线圈 MR-Innervu® 系统的一部分,由 Indianola, Pennsylvania 的 Medrad 公司制造。接口装置的例子包括 Medrad 公司生产的 ATD-II 和 ATD-Torso 装置。

[0019] ATD-II 装置把现有技术探头与 MR 系统的一台接收机接口,提供在关区域,例如,前列腺、结肠或子宫颈的图像或谱图。ATD-Torso 装置不仅可作为现有技术探头,而且也是 Gore® 躯干阵列与 MR 系统的多台接口机接口。在这种探头与躯干阵列相连接时,ATD-Torso 装置使得 MR 系统不仅可提供前列腺、结肠或子宫颈的图像或谱图,还可提供周围构造,例如、胸与骨盆区域的图像或谱图。

[0020] 尽管这些现有技术内腔探头和接口装置在市场上畅销且名声好,但仍有若干缺点。首先,现有技术探头及其有关的接口装置(即 ATD-II 与 ATD-Torso 装置)设计成只与 1.0 或 1.5 特斯拉 MR 系统操作,因此不适用于以更高场强工作的 MR 系统,诸如 2.0 ~ 5.0 尤其是 3.0 特斯拉的 MR 系统,这些 MR 系统能产生更高质量的图像与光谱结果。其次,作为

设计局限性的结果,现有技术内腔探头设计的线圈环呈现出 750 ~ 1000 欧姆的输出阻抗,因而探头的接口装置必须用 π 网络或类似电路使线圈环高的输出阻抗与各种 MR 系统所需的低输入阻抗(如 50 欧姆)相匹配。再次,现有技术探头的设计允许将其线圈环调谐成偏离 MR 系统的操作频率,而偏离程度取决于使用探头的特定条件(如病人),因此,用于现有技术探头的现有技术接口装置一般都包括调谐电路,以确保内腔探头在所有操作条件下都能调到 MR 系统的操作频率。

[0021] 发明目的

[0022] 因此,本发明的一个目的是提供一种内腔探头,它能配用于至少以 2.0 ~ 5.0 特斯拉尤其以 3.0 特斯拉场强操作的 MR 系统。

[0023] 本发明另一目的是提供一种其线圈环的频响特性比现有技术内腔探头更宽的内腔探头,很少或甚至不牺牲信噪比,因而不必像现有技术探头那样需要对每一病人或每只线圈调谐线圈环。

[0024] 另一目的是提供一种使这种内腔探头与这种 MR 系统接口的接口装置,以获得有关区域高清晰度图像与光谱结果而无须调谐探头。

[0025] 另一目的是提供一种接口装置,它使得该 MR 系统不仅可连接这种内腔探头,还能连接相控阵线圈系统如 Gore® 躯干阵列。

[0026] 本发明另一目的是提供一种应用这种内腔探头、接口装置与 MR 系统获取病人体腔内有关区域图像和 / 或谱图的方法。

[0027] 本发明另一目的是提供一种适用于该 MR 系统的这种内腔探头的制作方法,以获取病人腔体内有关区域的图像和 / 或谱图。

[0028] 另一目的是提供一种一次性内腔探头,它不含可配入连接探头的可再使用的较昂贵的退耦元件。

[0029] 另一个目的是提供一种作为插入直肠的内直肠探头的内腔探头,以获取男性前列腺图像和 / 或谱图。

[0030] 另一目的是提供一种能插入各种躯干开口诸如直肠、阴道、嘴等的内腔探头,以获取有关区域的高分辨率图像和光谱结果。

[0031] 除以上诸目的与优点外,有关技术人员阅读了本文件的详述部分后,更容易明白本发明的其它目的与优点。把详细描述与附图和下述的如权利要求结合起来研究,其它目的与优点将变得更加清晰。

发明内容

[0032] 通过以下所概括的诸实施例和发明的相关方面,可实现上述诸目的与优点。

[0033] 在一较佳实施例的一个方面,本发明提供一种配用于 MR 系统的内腔探头,以获取病人腔体内有关区域的图像或谱图。该探头包括线圈环与输出电缆。设计成接收有关区域 MR 信号的线圈环具有多只电容器,包括第一与第二驱动电容器和调谐电容器。第一与第二驱动电容器串接在线圈环内,在其接合点形成一虚地,对线圈环作电气平衡与阻抗匹配。两驱动电容器具有接近的等值。调谐电容器串接在线圈环内,与驱动电容器的另一接合点相连接,其值选成使线圈环在 MR 系统的操作频率下共振。输出电缆将线圈环接连接至内腔探头的接口装置,其一端连接交叉的一只驱动电容器,另一端有一连接接口装置的插头。输出

电缆的电气长度为 $n(\lambda/2) + S_L$, 其中 n 为整数, λ 是 MR 系统操作频率的波长, S_L 为增补长度, 其电抗与一只驱动电容器的电抗相等。

[0034] 在广泛的应用中, 本发明所提供的 MR 系统包括 MR 扫描仪、内腔探头和接口装置。设计成插入病人腔体内的内腔探头, 包括转轴、充气球和线圈环, 气球接转轴远端, 线圈环固定在气球内接近其前面的下边。气球前面适应腔体内轮廓, 气球后面用于把气球定位在腔体内。气球充气时, 后面压住腔体与其内有关区域另一壁, 迫使气球前面抵住腔体内轮廓, 使线圈环靠近有关区域, 以优化接收 MR 信号。线圈环有多只电容器, 包括第一与第二驱动电容器和调谐电容器。第一与第二驱动电容器串接在线圈环内, 在其接合点形成对线圈环作电气平衡和阻抗匹配的虚地。两驱动电容器近似为等值。调谐电容器串接在线圈环内与驱动电容器的另一接合点相连接, 其值选成使线圈环在 MR 系统的操作频率下共振。MR 扫描仪利用线圈环接收自有关区域的 MR 信号产生有关区域的图像或谱图。接口装置的探头接口电路用于对内腔探头与 MR 系统作电气互连。探头接口电路的特征是有一只能被 MR 系统偏置的 PIN 二极管, 由此线圈环能: (i) 在接收周期内, 与 MR 系统的探头输入口相耦合, 和 (ii) 在发射周期内, 与探头输入口断开。

[0035] 在本例另一个方面, 本发明所提供的接口装置可用于将内腔探头与不配备自身的前置放大器的 MR 系统的 (探头) 输入口连接。探头具有输出电缆, 用于将其线圈环连接至接口装置。接口装置包括 PIN 二极管与前置放大器。MR 系统能偏置 PIN 二极管, 使线圈环 (i) 在 MR 系统的接收周期内, 与接探头输入口相耦合, 而 (ii) 在 MR 系统的发射周期内, 与探头输入口断开。前置放大器在 PIN 二极管阳极与 MR 系统的探头输入口之间提供增益与阻抗匹配, 使线圈环所接收的 MR 信号能以增强的信噪比传输到 MR 系统的探头输入口。

[0036] 在本例又一个方面, 本发明所提供的接口装置把内腔探头和线圈系统二者都与 MR 系统相连。内腔探头的特征在于把探头的线圈环连接至接口装置的输出电缆。接口装置让探头通过其输出电缆与配有自己前置放大器的 MR 系统的 (探头) 输入口相连接。接口装置包括 PIN 二极管与阵列接口电路。MR 系统能偏置 PIN 二极管, 使线圈环: (i) 在 MR 系统的接收周期内, 与探头输入口相耦合, 而 (ii) 在 MR 系统的发射周期内, 与探头输入口断开。阵列接口电路在电气上互连线圈系统与 MR 系统, 它包括第一与第二串联共振网络、一对 1/4 波长网络和 1/4 波长组合器。第一串联共振网络把 MR 信号从线圈系统的第一线圈传输到 MR 系统的第一线圈输入口, 第二串振网络把 MR 信号从线圈系统的第二线圈传输到 MR 系统的第二线圈输入口。1/4 波长网络之一接收来自线圈系统第三线圈的 MR 信号, 另一 1/4 波长网络接收来自线圈系统第四线圈的 MR 的信号。1/4 波长组合器组合从一对 1/4 波长网络所接收到的 MR 信号, 并将组合的 MR 信号传输到第三线圈输入口。

[0037] 本发明还提供了应用 MR 系统获取病人腔体内有关区域图像或谱图的较佳方法, 该法包括提供内腔探头与输出电缆的步骤。内腔探头应具有 (i) 柔性转轴, (ii) 接在柔性转轴端部的充气球, 和 (iii) 固定在气球内接近其前面下边能接收来自有关区域的 MR 信号的线圈环。气球前面适应腔体轮廓, 后面至少有一对波状褶皱层。线圈环有多只电容器, 包括第一与第二驱动电容器和调谐电容器。第一与第二驱动电容器串接在线圈环内, 在其接合点形成对线圈环作电气平衡与阻抗匹配的虚地, 两驱动电容器近似为等值。调谐电容器串接在线圈环内, 与驱动电容器的另一接合点相连接, 其值选成使线圈在 MR 系统的操作频率下共振。该方法还包括提供一条输出电缆的步骤, 用于把线圈环连接于外电路, 而所述内

腔探头利用该外电路连接于 MR 系统。另一步骤是把内腔探头插入病人腔体内某一位置,使气球前面贴紧有关区域。下一步对气球充气,迫使波状褶皱层对腔体相对有关区域的壁展开,这就迫使气球前面贴住腔体轮廓,使线圈环固定位于靠近有关区域,以优化接收 MR 信号。后续的步骤包括使有关区域发射 MR 信号,并用线圈环检测有关区域内感应出的 MR 信号。该方法还包括使用从中所接收到的 MR 信号来产生有关区域的图像与谱图的步骤。

[0038] 本发明还提供了配用于 MR 系统的内腔探头制作的较佳方法,该内腔探头可获取病人腔体内有关区域的图像或谱图。该方法包括步骤:选择探头线圈环的尺寸,使探头适于插入腔内,并临时插入一串接在线圈环内的可变电容器。该方法还包括步骤:让线圈环承受 MR 系统的操作频率,并随后将可变电容器调到与线圈环共振的共振值。在该操作频率上,线圈环的容抗将等于线圈环的感抗。相关步骤包括测量线圈环在加载时的品质因数,再用测得的品质因数和线圈环加载时的感抗确定线圈环的串联电阻。接着,计算匹配电容器的匹配值,使探头的输出阻抗与内腔探头接口所用的外部电路所需的阻抗相匹配。该法还包括步骤:把两只具有匹配值的驱动电容器以相互串接的方式插入线圈环,在连接驱动电容器的地方形成接合点。该接合点可连接着输出电缆的屏蔽导体,驱动电容器之一的相对点的另一接点可连接着输出电缆的中心导体。然后,选择调谐电容器,使得线圈环的总电容等于共振值,再用调谐电容器代替可变电容器。该调谐电容器串接在线圈环内,与两驱动电容器的接合点的另一接点相连接。于是,接合点形成电气平衡线圈环的虚地。

[0039] 应该理解的是,本发明并不限于上述的较佳实施例如和相关方面。

附图简介

[0040] 参照以下详述和附图,将更好地理解本发明及其提出的和替代的诸较佳实施例,其中:

[0041] 图 1 是根据本发明较佳实施例一个方面的内腔探头的线圈环与输出电缆示意图;

[0042] 图 2 是表示图 1 的内腔探头处于完全组装和完全配备状态的透视图;

[0043] 图 3 是以图 2 所示的直线 3-3 截取的内腔探头截面图,示出了探头远端和对其连接的充气球;

[0044] 图 4 是以图 2 所示的直线 4-4 截取的内腔探头局部截面图,示出其转轴截面与限定在其内的两个管腔及搭锁在转轴上的防移圆片;

[0045] 图 5 是以图 3 所示的直线 5-5 截取的内腔探头远端的截面图,示出其内外气球、位于气球间的线圈环和两个管腔限定在其内的转轴;

[0046] 图 6 是以图 3 所示的直线 6-6 截取的内腔探头远端的截面图,示出其位于内气球前面顶上的线圈环;

[0047] 图 7 是图 2 所示内腔探头转轴的截面图,示出两个限定在其内的管腔和其远端的柔性轴尖;

[0048] 图 8 是根据本发明较佳实施例另一方面的接口装置示意图,在其单接收机型式中,接口装置具有探头接口电路,用于将图 1-7 的内腔探头与不配备自身前置放大器的 MR 系统的(探头)输入口相连接;

[0049] 图 9 是根据本发明较佳实施例又一方面的接口装置示意图,在其多接收机型式中,接口装置具有(i)把图 1-7 的内腔探头与配有自身前置放大器的 MR 系统的(探头)输

入口相连接的探头接口电路,和(ii)把相控阵线圈系统诸如Gore®躯干阵列与MR系统的(线圈)输入口相连接的阵列接口电路;

[0050] 图10是图8所示的单接收机型式的接口装置透视图,设计成将内腔探头与不配备前置放大器的MR系统通过其(探头)输入口相连接;

[0051] 图11是图9所示的多接收机型式的接口装置透视图,设计成将内腔探头和相控阵列线圈系统诸如Gore®躯干阵列与MR系统的相控阵口相连接;

[0052] 图12是根据本发明第一替代实施例的内腔探头的线圈环和输出电缆以及接口装置与之对应的退耦二极管的示意图;

[0053] 图13是根据本发明第二替代实施例的内腔探头的线圈环和输出电缆以及接口装置与之对应的退耦二极管的示意图;和

[0054] 图14是本发明第三替代实施例的内腔探头的线圈环和输出电缆以及接口装置与之对应的退耦二极管的示意图。

[0055] 发明的详细描述

[0056] 在所有的实施例与有关方面中,以下所披露的本发明可理想地配用于以3.0特斯拉场强工作的MR系统,尽管也适用于可工作于2.0~5.0T的MR系统。为便于说明,本发明以General Electric Medical Systems(GEMS)公司生产的3.0T系统的内容进行讨论。

[0057] 图1-7示出本发明较佳实施例的一个方面,即通常指定为1的内腔探头。该探头配用于MR系统,以获取病的腔体内有关区域的图像或谱图。这里描述一特定实施法,即内直肠探头设计成插入直肠而获取男性前列腺图像和/或谱图。虽然这里示出了内直肠探头,但应理解的是,本发明同样可适合于诸如内腔探头通过嘴、阴道或其它开口能接近的其它有关区域而获取图像和/或谱图。这里所提出的原理还可应用于MR成像或光谱技术,适合动脉、静脉和人体其它构造。无论哪种场合,都要把内腔探头内的接收线圈装入或配入设计成符合目标构造的封装件里。

[0058] 在图1所示的最新方面中,内腔探头1包括线圈环2和输出电缆3。线圈环2最好用柔性导电材料制作,较佳为能拾取射频(RF)信号的单匝线圈。设计成接收来自有关区域的磁共振RF信号的线圈环2具有多只电容器,包括第一与第二驱动电容器21和23以及调谐电容器24,第一与第二驱动电容器在线圈环2内串接。如下所述,连接驱动电容器21与23的接合点22,形成对线圈环2作电气平衡和阻抗匹配的虚地。调谐电容器24也串接在线圈环2内,但与电容器21和23的接合点22相对的另一接点相连接。调谐电容器24选成使线圈环2在MR系统的操作频率下共振,对3.0Telsa扫描仪而言,其共振频率约为128MHz。

[0059] 输出电缆3设计成将线圈环2连接着内腔探头1的接口装置。这种接口装置诸如下述的任一种,其另一端连接着MR系统10的探头输入口,如图8和9所示。包在绝缘外壳内的输出电缆3具有绝缘设置在其内的屏蔽导体31和中心导体32,前者连接着接合点22,后者连接着驱动电容器21与23之一相对接合点22的另一节点,如图1所示。此外,出于下述的理由,输出电缆3的电气长度较佳为 $n(\lambda/2)+S_L$,其中n为整数, λ 为MR系统10的操作频率的波长, S_L 为增补长度。

[0060] 图2示出本发明全组装形式的内腔探头1,图3-7示出其各部分截面图。内腔探头1包括柔性转轴40和内外气球50与60。转轴40有一远端,其轴尖41较佳地比转轴其余部分灵活得多,实际上与轴其余部分相键合,如标号15所示。使用这种柔性轴尖41,不仅减

小了病人的不舒适感,也减少了探头使用时穿破附近组织的可能性。

[0061] 内气球 50 连接着转轴 40 的远端并包封其轴尖 41,最好如图 3 所示。内气球 50 一般为圆柱形,但其前面 51 基本上为平坦截面,它用夹具 16 固定于转轴 40 并利用阻碍物与转轴 40 远端适配。线圈环 2 本身较佳地包封在上面使用收缩包壳或类似管材的 5K 伏绝缘体内,从而提供双层绝缘。然后用最好由粘布组成的非伸展材料 55 把线圈环 2 连接到内气球 50 的前面 51,把线圈环 2 固定在内外气球 50 与 60 之间。

[0062] 另一气球 60 也接转轴 40 的远端,封闭线圈环 2 和内气球 50,可用夹具 17 把它固定于转轴 40 并通过阻碍物与远端适配。外气球 60 有前后面 61 与 62。前面 61 较佳为马鞍形,贴住腔体相应形状的内面 / 轮廓,在前列腺探头的情况下,将是直肠壶腹下面的直肠前列腺凸起。后面 62 的特点在于至少有一对从中伸出的波状褶皱层 63。如下所述,内气球 50 充气时,这些褶皱层 63 能使外气球 60 将线圈环 2 在操作时正确地定位成靠近病人直肠前列腺凸起,这就优化了线圈环 2 与目标构造间的耦合。另外,正如图 5 所示,较佳地在外气球 60 内的前后面 61 与 62 中间设置横向凹槽 64,这些凹槽在组装探头 1 时形成在其上安置线圈环 2 侧边的架子,在气球 50 与 60 不充气时把线圈环定位在这些表面之间。气球 50 与 60 各自较佳地用医疗级橡胶或其它合适的弹性材料制作,这类材料当然为非顺磁性,介电损耗很小。

[0063] 柔性转轴 40 限定两个管腔 42 与 44,如图 3、4、5 和 7 所示。在其接近远端的圆柱壁内,转轴 40 还限定了与管腔 42 联通的孔 43,如图 7 所示。管腔 42 与孔 43 一起作为通道,在充放气时分别将空气或其它气体泵入和排出内气球 50。离远端再远些,转轴 40 在其圆柱壁内限定另一孔 45,管腔 44 与孔 45 作为输出电缆 3 从线圈环 2 引出通过的管道。如图 2 所示,输出电缆 3 在其近端的插头 35 将内腔探头 1 与有关接口装置相接。

[0064] 内腔探头 1 还包括防移圆片 46、导引器 48 和手柄 49。手柄 49 固定于转轴 40 的近端,当其远端连同固定在其上的外气球 60 被插入直肠并腔体内正确准时,使探头 1 便于操纵,如下所述。导引器 48 也称为扩张元件,设计成便于在转轴 40 的全长度内滑动。较佳地用漏极斗状导引器 48 手工扩张肛门括约肌,以便于外气球 60 在腔体内定位。不用导引器 48,则肛门括约肌会收紧转轴 40,妨碍内腔探头 1 在腔体内作旋转和纵向定位。由半刚性塑料或其它合适聚合物构成的防移圆片 46,较佳为半球形。如图 2 和 4 所示,圆片 46 限定了槽 47,该槽使圆片 46 搭锁到转轴 40 上。当防移圆片 46 在探头插入直肠后附着于邻近肛门括约肌的转轴 40 时,可防止探头 1 因结肠正常的蠕动作用而出现明显移动。

[0065] 内腔探头 1 还包括控制内气球 50 充气的装置,较佳为压缩充气环套 70、管子 71 和管塞 72 的形式。环套可用尺寸合适的注射器代替,管子 71 把充气环套 70 或注射器接到转轴 40 近端的管腔 42,管塞 72 与管子 71 串接并用于控制空气泵入或放出内气球 50。探头 1 的另一特征是印在转轴 40 外表面上的标尺 14,该标尺不仅指示转轴 40 插入腔体的距离,而且还指示远端的转向,使外气球 60 的马鞍形前面 61 对准前列腺。

[0066] 操作时,内腔探头 1 的远端经直肠插入腔体,而内气球 50 和环包着其的外气球 60 都处于不充气态。远端一插入,就用导引器 48 保持肛门括约肌扩张,使转轴 40 及其气球包封的远端便于在腔体内操作。远端插入和导引器 48 就位后,转轴 40 上的标尺 14 就作为导轨,使医师能更准确地将探头在有关区域附近的腔体内转动和纵向地定位。内腔探头 1 一旦正确定位,导引器 48 就能沿转轴向下拉出,让括约肌收紧转轴 40,这有助于保持内腔探

头 1 就位。然后把防移圆片 46 搭锁在括约肌附近的转轴 40 上,保证内腔探头 1 在 MR 扫描时保持原位。

[0067] 气球充气前,管塞 72 必须切换到打开状态。通过泵运充气套环 70,内气球经管子 71、管塞 72 和转轴 40 中的管腔 42 与孔 43 充气。内气球充气时,把线圈环 2 紧固到内气球 50 前面 51 的非伸展材料 55 也在后面聚集内气球的充气,把气充入外气球 60 的波状褶皱层 63。波状褶皱层 63 充气时,立即迫使外气球 60 的后面 62 (即褶皱层 63) 贴住腔体相对有关区域的壁。当内气球 50 继续充气时,膨胀力导向外气球 60 前面 61 的下边。于是,内气球 50 接线圈环 2 的前面 51 迫使外气球 60 马鞍形的前面 61 贴住腔体相应形状的内部轮廓,即,直肠的前列腺区。一旦远端的气球全充气,线圈环 2 就接近前列腺,以便于在 MR 扫描时能优化接受 MR 信号。然后将管塞 72 切换到闭合位置,让医师断开充气套环 70 而不使气球 50 与 60 放气。然后,内腔探头 1 经输出电缆 3 的插头 35 连接着有关接口装置。

[0068] 扫描结束时,医师只要把管塞 72 切换到打开位置,让内外气球 50 与 60 放气无论防移圆片 46 是否从转轴 40 取出,只要拉内腔探头 1 手柄 49,就可从直肠中取出气球包封的远端。

[0069] 或者,内腔探头 1 可用单气球代替上述的双气球,气球由单层医疗级橡胶或其它合适的弹性材料构成。在该结构中,气球仍接到柔性转轴 40 的远端,气球较佳的具有前面和后面,且类同于双气球型能讨论的结构。然而,线圈环 2 最好粘合或紧固到气球前面 61 的下边。在制作气球时,线圈环 2 还可封装在前面 61 内,例如先把线圈环 2 置于气球表面,然后将气球下沉,在其外表面上放置另一层材料,从而盖住线圈环 2 并形成上述的前面 61。但在把充气球插入腔体充气时,制作的波状褶皱层 63 将压住腔体相对有关区域的壁。一旦气球充足时,就迫使其前面 61 贴住腔体相等形成的内部轮廓,从而使得线圈环 2 靠紧有关区域 (即前列腺),从这里可最佳地接收 MR 信号。

[0070] 本发明还提供一较佳的内腔探头 1 设计方法。熟练的技术人士阅读了本文档将会使本发明所设想的各种变化变得显而易见的。该较佳方法第一步是选择构成线圈环 2 的基础的导线环尺寸。用于对前列腺成像的内腔探头,导线环的尺寸能使探头远端包括当中有线圈环 2 的两只气球能插入直肠,病人的不舒适感最小。下一步是在导线环内临时插一只可变电容器,再使环经受 MR 系统的操作频率。本发明特别适合于 3.0 特斯拉的扫描仪,其操作频率接近于 128MHz,对于 GEMS3.0T 的 **Signa®** 扫描仪,操作频率实际上更接近于 127.74MHz,对于 Siemens3.0T 扫描仪,操作频率接近于 123.2MHz。

[0071] 导线环在指定的操作频率下承受 RF 能量时,将可变电容器调到导线环共振的值,下称 C_{RV} 。一旦共振,当然在该操作频率下导线环的容抗与感抗是相等。为了下面的计算,根据本较佳的内腔探头 1 设计法,在导线环内建立共振的理想 C_{RV} 值为 10pF。

[0072] C_{RV} 建立后,可在环工作于加载条件下测量其品质系数。已知有若干种测量品质系数的技术,一种技术用两只测试探头和网络分析仪作 S_{21} 响应测量,两测试探头分别接网络分析仪的端口 1 与 2。运用两测试探头定位成相互成直角的环,把本发明的导线环置于其间,该结构允许在导线环内感应出加到第一测试探头环的 RF 能量,依次在第二测试探头环内感应出 RF 信号。然后。两测试探头将各自的 RF 信号传到网络分析仪,后者的幅值与频率的关系图示出得到的频响曲线。利用所显示的信号,通过找出频响曲线的中心频率并将它除以 3dB 带宽 (即,曲线高通端与低通端 3dB (半功率) 点之间的频带),就能确定品质系

数。对 3.0 特斯拉扫描仪,环的品质系数为 10 ~ 20。更典型的是,在加载条件下,环的品质系数一般为:

[0073] $Q_{\text{加载}} = 15$ (被测值)

[0074] 该方法下一步是测定环的串联电阻 R_s 。该串联电阻代表环因出现在病人腔体内而呈现的等效电阻损耗,因而 R_s 不是一只物理元件,只是病人对环的作用,它通在线圈环 2 内部分耗散能量而降低了线圈环的质量。它可计算为:

[0075] $R_s = X_L/Q$

[0076] 式中 Q 是上面测出的品质系数, X_L 是导线环加载时的感抗。如上所述,环的容抗与感抗在共振时相等:

[0077] $X_L = X_p$

[0078] $X_L = 2\pi fL_{\text{CoIL}}$ 及 $X_p = 1/(2\pi fC_{\text{RV}})$

[0079] 式中: f 是 MR 系统 10 的操作频率,因而环的感抗 X_L 计算为:

[0080] $X_L = 1/(2\pi fC_{\text{RV}}) = 1/(2\pi \times 128 \times 10^6 \times 10 \times 10^{-12}) = 124.34 \Omega$.

[0081] 因此,环的串联电阻为:

[0082] $R_s = X_L/Q_{\text{加载}} = 124.34 \Omega / 15 = 8.29 \Omega$

[0083] 该法还要求使内腔探头 1 的输出阻抗与内腔探头接口所用的外部电路所需的阻抗相匹配。外部电路可以取这里揭示的接口装置之一的形式,一般要求阻抗为 50Ω 。因此,该方法的这一步包括设计 - 阻抗匹配网络,使外部电路所需的阻抗 R_p 与环的串联电阻 R_s 相匹配。在该阻抗匹配网络中,匹配网络串并联支路品质相同,表示为 $Q_p = R_p/X_p$ 和 $Q_s = X_s/R_s$ 。因此, R_s 与 R_p 通过下式相关:

[0084] $R_p = (Q^2 + 1)R_s$

[0085] 式中: R_p 也称为等效并联电阻。假定匹配网络串并联支路品质一样,则匹配网络的品质称为:

[0086] $Q = Q_{s,p} = (R_p/R_s - 1)^{1/2} = (50 \Omega / 8.29 \Omega - 1)^{1/2} = 2.24$.

[0087] 于是,由下式算出与阻抗匹配网络中 R_p 有关的并联电抗 X_p :

[0088] $X_p = R_p/Q = 50 \Omega / 2.24 = 22.32 \Omega$.

[0089] 再根据并联电抗确定匹配电容器的值:

[0090] $C_p = 1/(2\pi fX_p) = 1/(2\pi \times 128 \times 10^6 \times 22.32) = 55.7 \text{pF}$

[0091] 另一步是将具有匹配值的两只电容器相互串联地插入导线环。这是两只驱动电容器 C_{D1} 与 C_{D2} ,图 1 中分别标为 21 与 23。运用以上计算,驱动电容器 21 与 23 的总有效值为 27.85pF 。互连接驱动电容器 21 与 23 的位置形成接合点 22。输出电缆 3 的屏蔽导体 31 连接着接合点 22,中心导体 32 连接着驱动电容器 21 或 23 的另一侧节点。因而根据以上计算,驱动电容器 21 的值 C_{D1} 能使线圈环 2 对接口装置或其它外部电路呈现为 50Ω 的源,这样 50Ω 的同轴电缆被用作输出电缆 3。

[0092] 下一步是选择调谐电容器 C_{TUN} ,使导线环总电容等于共振值 C_{RV} 。可由下式确定导线环总电容 C_{RV} :

[0093] $1/C_{\text{RV}} = 1/C_{\text{TUN}} + 1/C_{D1} + 1/C_{D2} = 1/C_{\text{TUN}} + 2/C_D$

[0094] 式中: $C_D = C_{D1} = C_{D2}$,然后,以下式来计算调谐电容器值 C_{TUN} :

[0095] $C_{\text{TUN}} = (C_{\text{RV}} * C_D) / (C_D - 2C_{\text{RV}})$

$$[0096] = (10 \times 10^{-12} \text{F} \times 55.7 \times 10^{-12} \text{F}) / (55.7 \times 10^{-12} \text{F} - 2 \times 10 \times 10^{-12} \text{F})$$

$$[0097] = 15.6 \text{pF}$$

[0098] 然后,从导线环中去除可变电容器,换上调谐电容器 C_{TUN} 。图 1 中标为 C_T 的调谐电容器 24 串接在导线环内接合点 22 的另一侧,因而接合点 22 构成电气平衡线圈环的虚地,因为电场实际上为零,各驱动电容器两端的电压降相等但符号相反。这种结构在 MR 系统 10 接收周期内产生相对于病人呈对称的电场,使线圈环 2 对该磁场而不是电场即有关区域发射的 MR 信号的分量尤其敏感,从而线圈环 2 以比现有技术探头更大的信噪比接收 MR 信号。而且安全性也更大,因为线圈环内感应的电压为线圈环完全不平衡时的一半。

[0099] 由于线圈环 2 的操作频率高(如 3.0T MR 系统为 128MHz)而工作 Q 值极低(即 10~20),不必按病人或按线圈调谐线圈环 2,这与美国专利 5,476,095 与 5,355,08) 揭示的探头不同。根据以上计算,包括加载线圈环的品质系数,线圈环 2 的带宽标称为 $\pm 4.25 \text{MHz}$ 。因此,假定线圈环用 $\pm 2\%$ 的元件构制,各探头间的调谐偏差最大为 $\pm 1.85 \text{MHz}$,这远远小于线圈环的 3dB 宽带,甚至没有下述低输入阻抗前置放大器的影响。调谐实际上被固定,而不需要兼顾材料,因线圈环 2 的 Q 值在加载条件下很低。

[0100] 输出电缆 3 的电气长度较佳为 $n(\lambda/2) + S_L$,其中 n 为整数, λ 是 MR 系统 10 操作频率的波长, S_L 为增补长度。如图 1 所示,输出电缆 3 的全长从线圈环 2 延伸至其插头 35,插头 35 代表输出电缆接 PIN 二极管 33 的点,二极管 33 也称为接口装置或其它外部电路的退耦二极管。 $n(\lambda/2)$ 部分得出长为操作波长一半的部分,实际上呈现为零电气长度。n 值通常只须为 1,因为线圈环 2 实际上总是十分靠近要连接的电路。 S_L 代表输出电缆 3 的附加部分,其感抗最好等于在其两端接电缆 3 的端子的第一电容器 21 的容抗。其净效应为输出电缆 3 的全长度呈现出与第一电容器 21 的容抗相等的感抗。

[0101] 因而,增补长度 S_L 本身可用作电感器,下称 L_D ,它影响着内腔探头 1 的工作。在 MR 系统 10 发射周期内,MR 系统用 200mA 电流正向偏置 PIN 二极管 33,将内腔探头 1 的线圈环 2 退出 MR 系统(如见图 8),实际上短路了 PIN 二极管 33,使输出电缆 3 的固有电感器 L_D 与第一驱动电容器 21 即 C_{D1} 成为并联共振电路。该并联共振电路的高阻抗近似于断路,实际上断开了线圈环 2,从而使内腔探头 1 退出主 MR 系统 10 的探头输入口。反之在接收周期内,MR 系统用 -5 伏 DC 反偏置退耦二极管 33,使内腔探头 1 耦接 MR 系统,实际上让输出电缆 3 用作 50Ω 传输线而不是电感器 L_D ,从而线圈环 2 利用 MR 系统 10 的体线圈(或其它外接线圈)发射的共振感应 RF 脉冲来检测有关区域内产生的 MR 信号。MR 信号再经电缆 3 的导体传给接口装置。

[0102] 驱动电容器 C_{D1} 与 C_{D2} 的值一般为 $62 \sim 82 \text{pF}$,同样地,调谐电容器 24 即 C_{TUN} 较佳为 $12 \sim 15 \text{pF}$ 。 C_{D1} 使用该范围下端的值,可在发射周期内实现较佳退耦(断路阻抗更高)。驱动电容器 21 这种较低的值也增大了线圈环 2 在接收周期内呈现给接口装置的源阻抗。此外, S_L 准确的长度取决于内腔探头 1 内使用的特定线圈环。对于使用时轻微加载的线圈环,比如说使用 120pF 的驱动电容器,这样 S_L 将更短。反之,对较重加载的线圈环,可能使用 40pF 的驱动电容器,则 S_L 可更长。

[0103] 上述内腔探头 1 尤其适合配用于 GEMS 生成的 3.0TMS 系统作为内直肠线圈探头,当然也能用于其它场合。

[0104] 图 8 与 9 示出本发明该实施例的另两个方面,二者都设计成使内腔探头 1 与 GEMS

的 MR 系统接口。在其第一方面,接口装置将内腔探头与 MR 系统的一台接收机相连,故称为单接收机型。在其第二方面,接口装置将内腔探头 1 和外接线圈都与使用多台接收机的 MR 系统相连,称为多接收机型。众所周知,典型的 GEMS **Signa**®系统的特点是有四台接收机和八个输入端口,接收机 0 连接着端口 1 或 5,接收机 1 连接着端口 2 或 6,接收机 2 连接着端口 3 或 7,接收机 3 连接着端口 4 或 8。在标准配置中,除了连接着端口 1 和 8 外,GEMS MR 系统的每一输入端口都具有一前置放大器。

[0105] 图 8 和 10 示出其单接收机型的接口装置,一般标为 100。接口装置 100 设计成用其连接器 102 通过输出电缆 3 将内腔探头 1 互连到不配备自身前置放大器的主控 MR 系统 10 的端口 1,因此接口装置 100 包括 PIN 二极管 33 和前置放大器 101。PIN 二极管 33 跨接在里面插有输出电缆 3 插头 35 的接口装置 100 的输入插口 103,这一设计选择让 PIN 二极管 33 在物理上远离内腔探头 1,使它在探头 1 被处理掉后仍可再用作接口装置的部件。前置放大器包括 GASFEA110 与串振输入电路 130,后者包括输入电容器 C_p 与输入电感器 L_p ,在其接合点还连接着 GASFET110 的栅极。GASFET110 的源极连接偏置电阻器 R_b ,漏极耦合电容器 C_c 与 RF 扼流圈 RFC_2 。根据已知的电路设计原理,把电阻器 R_b 选成使流过 GASFET110 的电流产生合适的增益和低噪声指数。 RFC_2 让 DC 电馈给 GASFET110 的漏极,在 MR 系统 10 接收周期内不必短路前置放大器 101 输出的 MR RF 信号。在电容器 C_c 另一侧较佳地用电缆圈套 115 阻塞不希望的电缆电流。

[0106] 当接口装置 100 经探头电缆 150 与连接器 102 连接 MR 系统时,漏极通过耦合电容器 C_c 与电缆圈套 115 联结 MR 系统 10 的端口 1,漏极还通过 RF 扼流圈 RFC_2 联结 MR 系统 10 的 DC 电源。旁路电容器 C_{b2} 连接在该 RF 扼流圈与地之间,把任何非 DC 分量接地。接口装置 100 还包括旁路电容器 C_{b1} 与 RF 扼流圈 RFC_1 ,前者接在地与使 MR 系统 10 能偏置 PIN 二极管 33 的偏置线路 121 之间,使任何非 DC 分量离开偏置线路和退耦二极管 33。 RFC_1 连接在 PIN 二极管 33 的阳极与旁路电容器 C_{b1} 之间,对 RF 频率呈现高阻抗而不明显限制偏流的流动。接口装置 100 还包括前置放大器保护二极管 D_{pp} 与旁路电容器 C_{b3} ,前者在 MR 系统的发射周期保护前置放大器 101,后者接在二极管 D_{pp} 的阳极与地之间。 RFC_3 防止来自前置放大器 101 的任何 RF 电流流入 MR 系统 10,让偏置电流在偏置线路 121 上流动。

[0107] MR 系统 10 在发射周期通过偏置线路 121 正向偏置二极管 D_b 与 D_{pp} 。如上所述,PIN 二极管 D_b 位于装置 100 内插有输出电缆 3 插头 35 的连接器 103 的两端,使内腔探头 1 退耦。同时,前置放大器保护二极管 D_{pp} 有效地短路 GASFET 110 的栅极,防止发射的 RF 脉冲信号损坏前置放大器 101。在接收周期,MR 系统 10 反偏这些二极管,有效地使它们断开。线圈环 2 在加载条件下操作时,串振电路 130 对 GASFET 110 提供优化阻抗。串振电路 130 耦接 GASFET 110 的栅,对前置放大器 101 提供较低的输入阻抗,拓宽了线圈环 2 的频响特性,从而弥补了固定式调谐方案,与美国专利 5,476,095 和 5,355,087 揭示的探头相比,线圈环 2 的调谐宽松多了。更具体地说,把线圈环 2 用作 $50\ \Omega$ 输入端,串振电路 130 将对 GASFET110 提供高阻抗 ($\sim 1000 \sim 2000\ \Omega$),而对线圈环 2 呈现极低阻抗 ($\sim 1 \sim 5\ \Omega$)。这样有效地使线圈环 2 有所退耦,拓宽了其频响特性而不牺牲信噪比。因此,前置放大器 101 连同其串振输入电路 130 在退耦二极管 33 的阳极与端口 1 之间提供了增益与阻抗匹配,使线圈环 2 检出的 MR 信号以增强的信噪比传输到 MR 系统的端口 1。

[0108] 接口装置 100 较佳地还配有电路 160,在内腔探头 1 设有连接接口装置时,可防止

MR 系统 10 扫描。该电路 160 可在断开探头时使 MR 系统 10 内的驱动器失效,防止它扫描。也可用语音报警或显示器 161 作为电路 160 的一部分,通过它向医务人员提示这一故障。

[0109] 图 9 和 11 示出其多接收机型的接口装置,标为 200。接口装置 200 设计成用其连接器 202 不仅将内腔探头 1 而且还将相控阵线圈系统 80 一起与 GEMS3.0T **Signa**® MD 系统的相控阵端口相连。该相控阵端口一般有四个端口(如端口 2、4、5 和 7),都能通过单连接器进入。现有技术的 **Gore**® 躯干阵列是一种这样的相控阵线圈系统 80,本身可通过其单连接器 81 插入相控阵端口。若把 **Gore**® 躯干阵列用作线圈系统 80,则图 9 的线圈元件 P1 与 P2 为前垫板 82 中的两只表面线圈,线圈元件 P1 与 P2 为后垫板 83 中的两只表面线圈。两垫板各自有两只线圈元件,其引线通过两根电缆 84、85 引到单连接器 81。**Gore**® 躯干阵列 80 正是利用连接器 81 插入主控 MR 系统的相控阵端口,其四只线圈元件与四个系统端口互连。但接口装置 200 与内腔探头 1 和 **Gore**® 躯干阵列配用时,将把五只线圈元件(即线圈环 2 和线圈元件 A1、A2、P1 与 P2)与 MR 系统 10 的四接收机相控阵端口相连。接口装置 200 把四只线圈的躯干阵列与仅仅只接收的内直肠线圈 1 组合起来,与相控阵成像骨盆区域一起高分辨率地成像前列腺。

[0110] 接口装置包括探头接口电路 210 与阵列接口电路 240,前者包括 PIN 二极管 33 和电缆圈套 211, PIN 二极管 33 跨接装置 200 里插有输出电缆 3 的插头 35 的输入插口 203。探头电缆 213 也称电路长度 213,用来把退耦二极管 33 并通过其内腔探头 1 的线圈环 2 与 MR 系统 10 的第一端口(即端口 7)相连接。电缆圈套 211 防止不希望的电流在探头电缆的屏蔽导体上流动。如图 9 所示,电路长度 213 的电气长度较佳为 $n(\lambda/2)$,其中 n 为整数, λ 是 MR 系统操作频率的波长,这使电路长度 213 实际上为零电气长度。

[0111] 阵列接口电路 240 把相控阵线圈系统 80 与 MR 系统 10 电气互连,它包括第一与第二串阵网络 242 与 252、两个 1/4 波长网络 261 与 261 和 1/4 波长组合器 271。假定线圈系统 80 取 **Gore**® 躯干阵列形式,串振网络 242 就将 MR 信号从前面的线圈元件 A1 传输到 MR 系统 10 的第二端口(即端口 4)。同样地,另一串振网络 252 将 MR 信号从前面的线圈元件 A2 传输到第三端口(即端口 2)。如图 9 所示,一个 1/4 波长网络 261 接收来自后面线圈元件 P1 的 MR 信号,另一 1/4 波长网络 262 接收来自后面线圈元件 P2 的 MR 信号。较佳的是 Wilkinsou 型的 1/4 波长组合器 271,接在 1/4 波长网络 261 和 262 的输出端,它组合接收来自这两个网络的 MR 信号,把得出的 MR 信号传输到 MR 系统 10 的第四端口(即端口 5)。

[0112] 第一串振网 242 包括电容器 C_{R1} 与 RF 扼流圈 RFC_5 ,同样地,第二串振网 252 包括电容器 C_{R2} 与 RF 扼流圈 RFC_6 , C_{R1} 与 C_{R2} 的值选成使各电容器调除其个别电路通路中固有的电感。这样,第一与第二网络 242 和 252 在 MR 系统 10 操作频率下串振(即长度为 $n(\lambda/2)$)时起作用, $n = 0$),使线圈系统 80 和 MR 系统 10 在电气上的工作如同对网络 240 与 252 没有长度一样。另外,RF 扼流圈 RFC_5 置成与电容器 C_{R1} 并联,像扼流圈 RFC_6 与电容器 C_{R2} 并联一样,因为沿着串振网 242 与 252 的电路通路,MR 系统 10 为前面的线圈元件 A1 和 A2 把偏置信号传输到线圈系统 80 的退耦二极管。扼流圈 RFC_5 与 RFC_6 让这些偏置信号从端口 4 和 2 传输到这些退耦二极管。

[0113] 另如图 9 所示,电路通路从线圈元件 P1 的输入端(通过网 261 与组合器 271)到端口 5 的长度,理想的是操作波长的一半(即 $n\lambda/2$)。从线圈元件 P2 的输入端延伸到端口 5 的电路通路,长度一样。因此,这些电路通路实际上呈现为零电气长度,使端口 5 中低

阻抗前置放大器的有利作用反射回它们各自的输入端。此外,MR 系统 10 为后面的线圈元件 P1 与 P2 把偏置信号传输到退耦二极管。组合器 271 与网 261 内的 RF 扼流圈与相关电路,允许偏置信号从端口 5 传输到线圈元件 P2 的退耦二极管。RF 扼流圈 RFC₇ 与相关电路允许偏置信号从端口 8 传输到线圈元件 P1 的退耦二极管。线圈元件 P1 的偏置信号源自端口 8,与线圈元件 P2 的偏置信号无关。

[0114] 在发射周期,MR 系统 10 利用较佳地迭加在电缆信号线 213 上的退耦电压正向偏置退耦二极管 D_b,因而跨接与装置 200 中插有输出电缆 3 插头 35 的连接器 203 的 PIN 二极管 D_b 将使内腔探头 1 退耦,如上所述。MR 系统 10 还同时正向偏置线圈系统 80 中的四只线圈元件 A1、A2、P1 与 P2 的退耦二极管,使这些退耦二极管短路,由此形成高阻抗的并联共振电路,有效地使线圈系统 80 的四只线圈元件断路。这样,主控 MR 系统 10 将使内腔探头 1 和躯干阵列 80 都退出 MR 系统的相控阵端口。反之,在接收周期,MR 系统 10 反向偏置探头 1 的 PIN 二极管 D_b 与线圈系统 80 的退耦二极管,实际上将它们断开,这样就把内腔探头 1 和躯干阵列 80 耦接相控阵端口,使线圈环 2 和线圈元件 A1、A2、P1 与 P2 响应于共振感应的 RF 脉冲,检测其各自有关区域(如前列腺与周围腹部、胸部与骨盆区域)发射的 MR 信号。然后,以上述方法使该 MR 信号通过接口装置 200 传送,并经连接器 202 传到主控 MR 系统 10 的相控阵端口。

[0115] 接口装置 200 较佳地还配有电路 280,防止 MR 系统在内腔探头 1 设有连接接口装置时扫描。这种电路 280 还包括连接里面插有内腔探头 1 插头 35 的插口 203 的探头检测线路。探头 1 连接接口装置 200 时(即插头 35 插入插口 203),探头检测线路就接地,于是电路 280 检测该地,把有关信号传输到端口 1,使 MR 系统开始扫描。若内腔探头设有连接接口装置,则电路 280 检测造成的断路,通过改变端口 1 状态作出回答,以防 MR 系统扫描。也可用语音报警或显示器 281 作为电路 280 的一部分,通过它向医师提示这一故障。当然,本发明还设想出其它各种判断探头是否接接口装置的方法。

[0116] 图 12 示出本发明第一替代实施例的内腔探头和接口装置与之对应的有关部分。具体而言,图 12 示出了不通过输出电缆 3a 连接着接口装置退耦二极管 D_b 的线圈环 2a。输出电缆 3a 不平衡,其屏蔽导体 31a 连接着接合点 22a,中心导体 32a 接驱动电容器 C_{D1} 另一侧的节点。但不像前述的实施例,输出电缆 3a 的电气长度仅为 $n(\lambda/2)$,因为增补长度 S_L 已配在接口装置内。如图 12 所示,例如其实现方法是保证使输入插口到退耦二极管 D_b 的电气长等于 S_L。当探头的输出电缆 3a 插入接口装置时,线圈环 2a 到 PIN 二极管 D_b 的总电气长度等于 $n(\lambda/2)+S_L$ 。虽然该例把 S_L 置于接口装置而不是输出电缆 3a,但在 MR 系统的发射与接收两个周期,仍能使内腔探头及其相应的接口装置以本发明较佳实施例同样的方法工作。

[0117] 图 13 示出本发明第二替代实施例的内腔探头和接口装置与之对应的有关部分。具体地说,图 13 示出通过平衡式输出电缆 3b 连接到接口装置退耦二极管 D_{D1} 与 D_{D2} 的线圈环 2b。在输出电缆 3b 一端,第一与第二中心导体 32b 与 34b 分别接驱动电容器 C_{D1} 与 C_{D2} 另一侧的节点。当插入相应接口装置的输入插口时,输出电缆 3b 在其近端的第一与第二中心导体 32b 与 34b 分别电气连接二极管 D_{D1} 与 D_{D2} 的阳极,其屏蔽导体 31b 与两只退耦二极管的阴极接地。与前述的实施例不同,输出电缆 3b 的电气长度仅为 $n(\lambda/2)$,因 S_L 仍配在接口装置内。如此使用平衡式输出电缆 3b,可比第一替代实施例使用的不平衡式输出电缆

3a 更好地退耦（如各驱动电容器两端为 $2 \times 1500 \Omega$ ）。

[0118] 图 14 示出本发明第三替代实施例的内腔探头和接口装置与之对应的有关部分。探头的线圈环 2c 通过平衡式输出电缆 3c 连接接口装置的退耦二极管 D_0 。与前述的实施例不同，线圈环 2c 只用一只驱动电容器 C_0 构制，调谐电容器 C_T 位于导线环内的另一侧。驱动电容器 C_0 与调谐电容器 C_T 的值一般按前述方法计算，使线圈环 2c 不仅对接口装置呈现为 50Ω 源，而且在 MR 系统的操作频率下共振。在输出电缆 3c 一端，第一与第二中心导体 32c 与 34c 跨接驱动电容器 C_0 的两端。当插入接口装置的输入插口时，输出电缆 3c 在其近端的第一与第二导体 32c 与 34c 分别电气连接退耦二极管 D_0 的阳极与阴极，其屏蔽导体 31c 与接口装置接地。与前述的实施例不同，输出电缆 3c 的电气长度只有 $n(\lambda/2)$ ，因为 S_L 仍配在接口装置内。

[0119] 磁共振成像与光谱领域的技术人员应明白，上述任一实施例的内腔探头可用排成相控阵结构的两只或更多线圈环构成。此外，单个内腔探头里的两只或更多线圈环共同定向，以便正交覆盖有关区域。这种内腔探头的输出电缆必须相应地修正，以把线圈环正确地连接至接口装置。

[0120] 已按专利法详细提出了实施本发明的目前较佳与替代的诸实施例，本发明所属领域的技术人员可知道其它各种实施本发明的途径而不违背下述如权利要求的精神。因此，落在如权利要求含义与同等范围内的所有变化与变型都包含在其范围内。技术人员还将明白，本发明范围由下述如权利要求而不是前述任一具体实例或实施例指明。

[0121] 因此，为促进科技发展，我们用“专利证”的专有权在专利法规定的时间包括所有下述如权利要求所包含的内容。

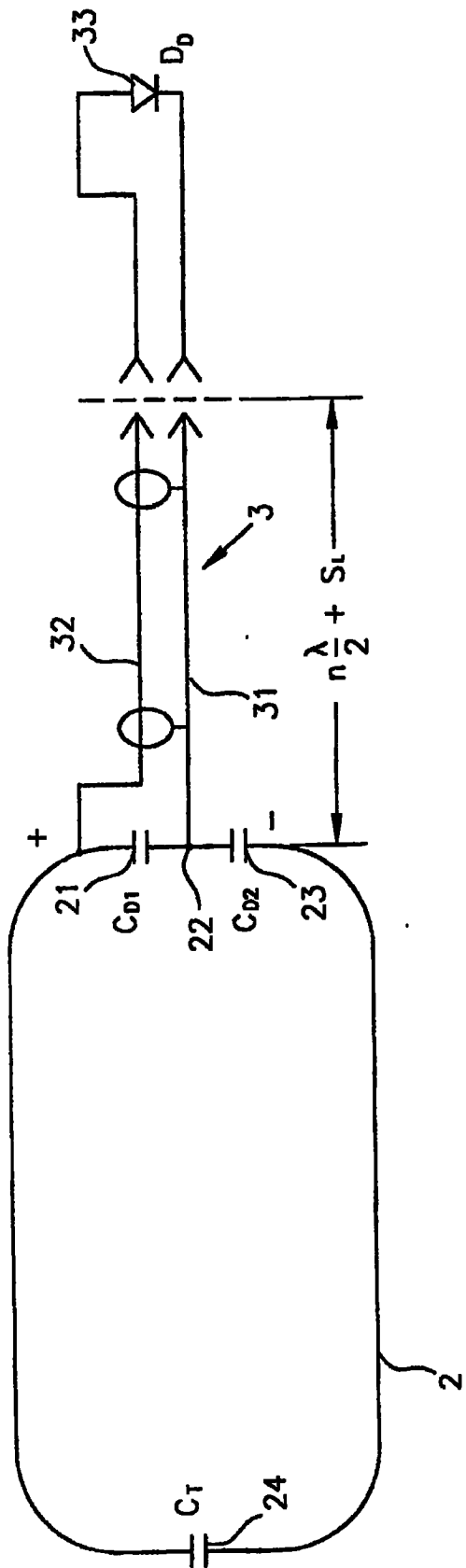


图 1

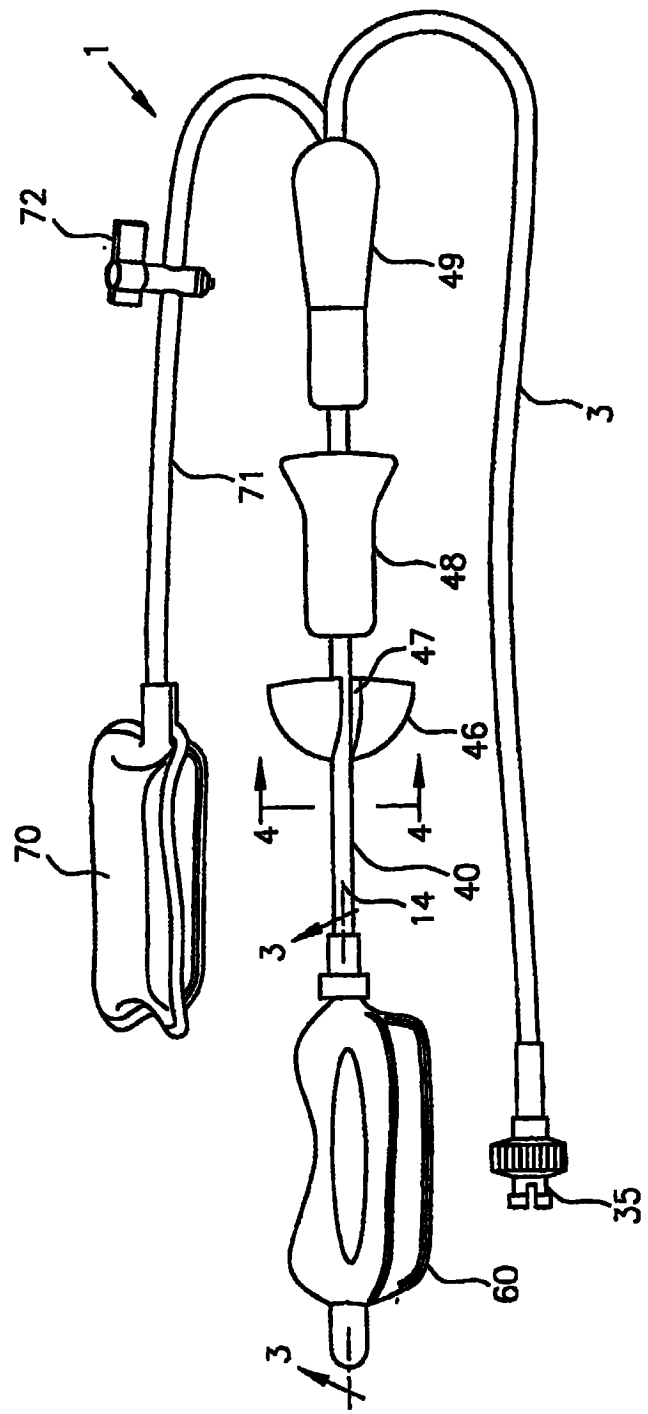


图 2

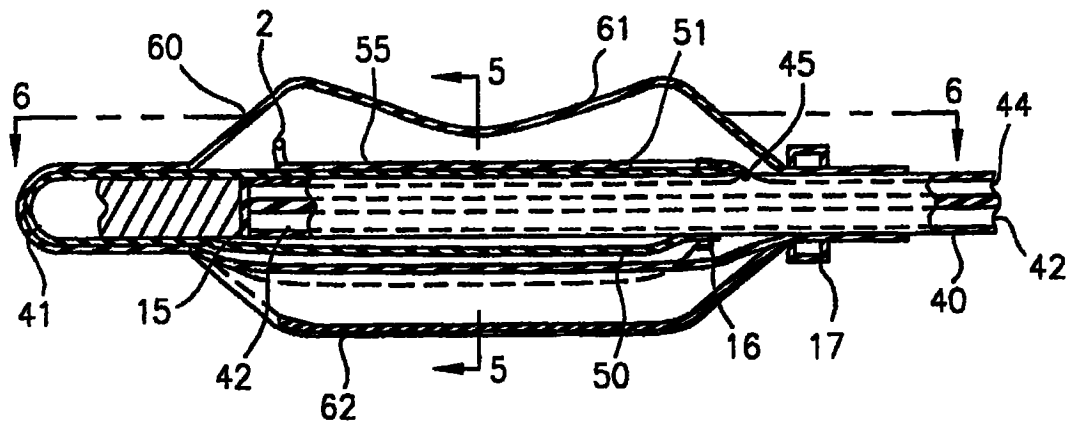


图 3

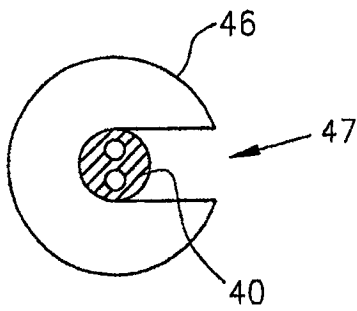


图 4

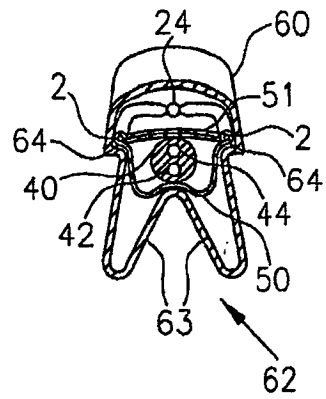


图 5

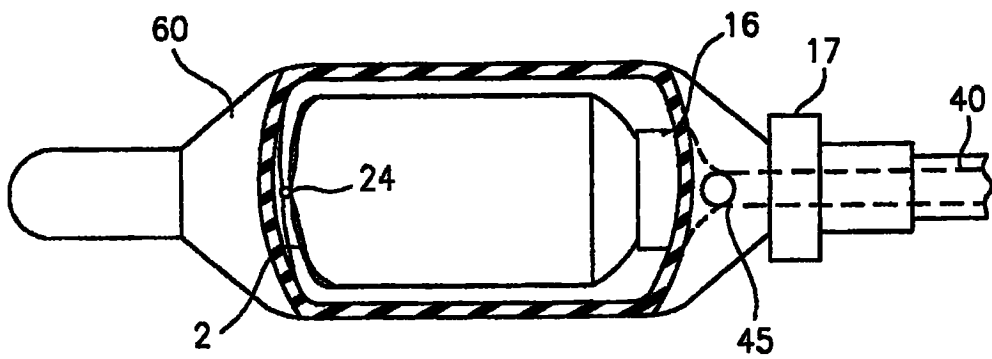


图 6

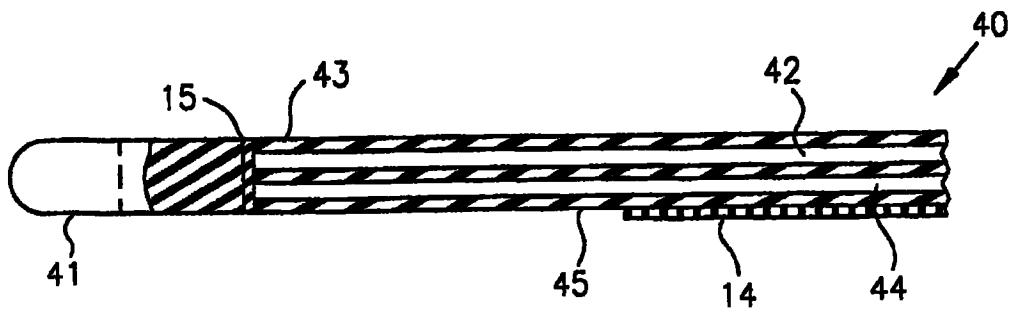


图 7

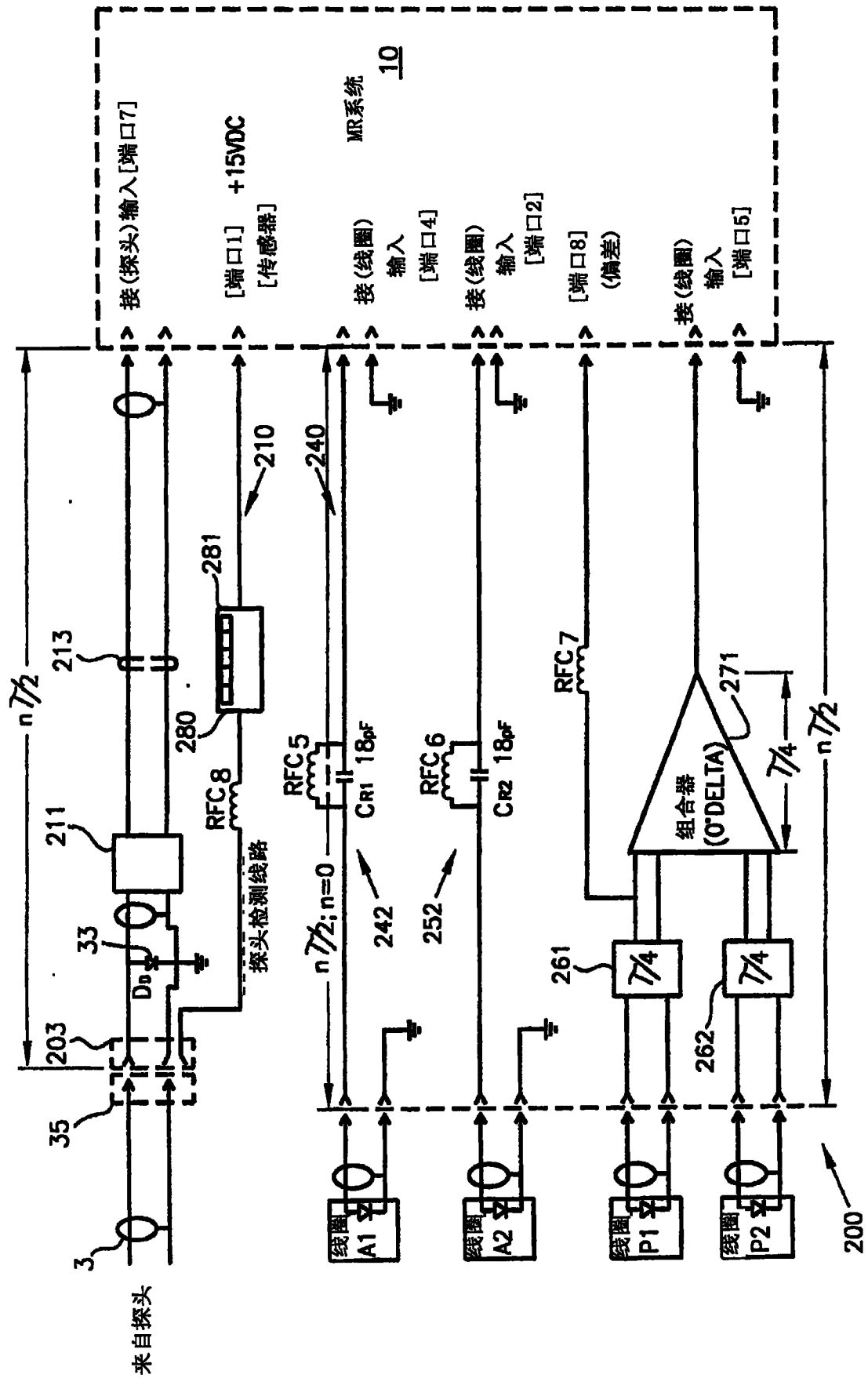


图 9

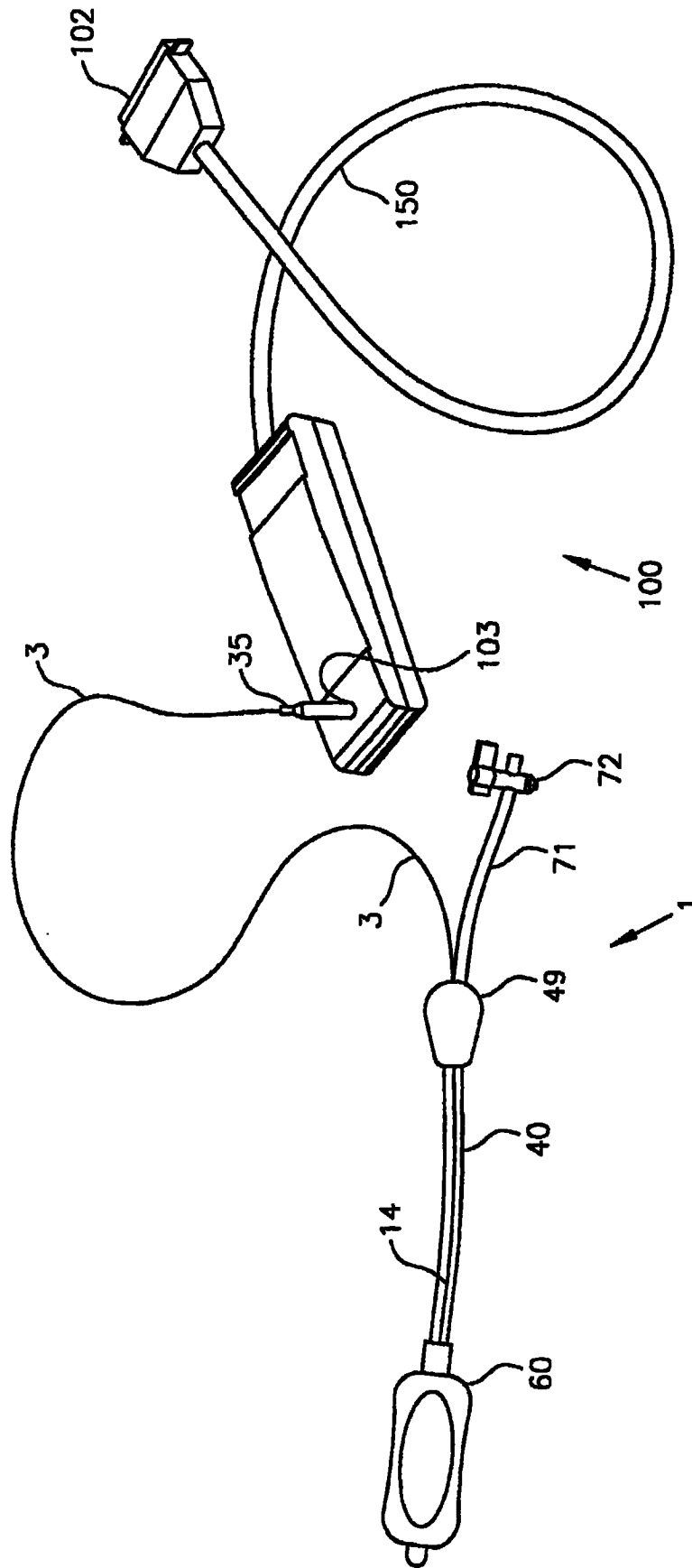


图 10

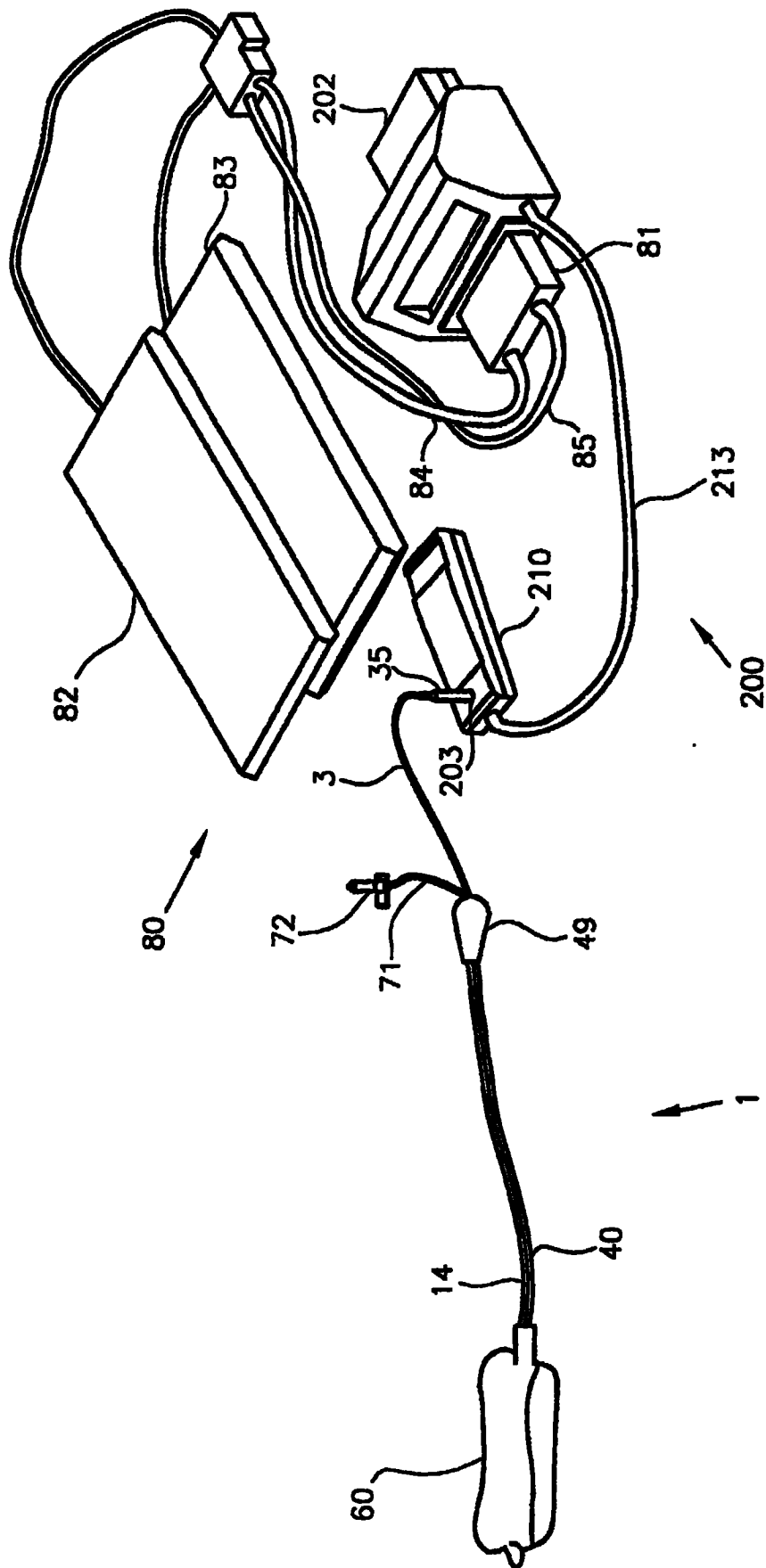


图 11

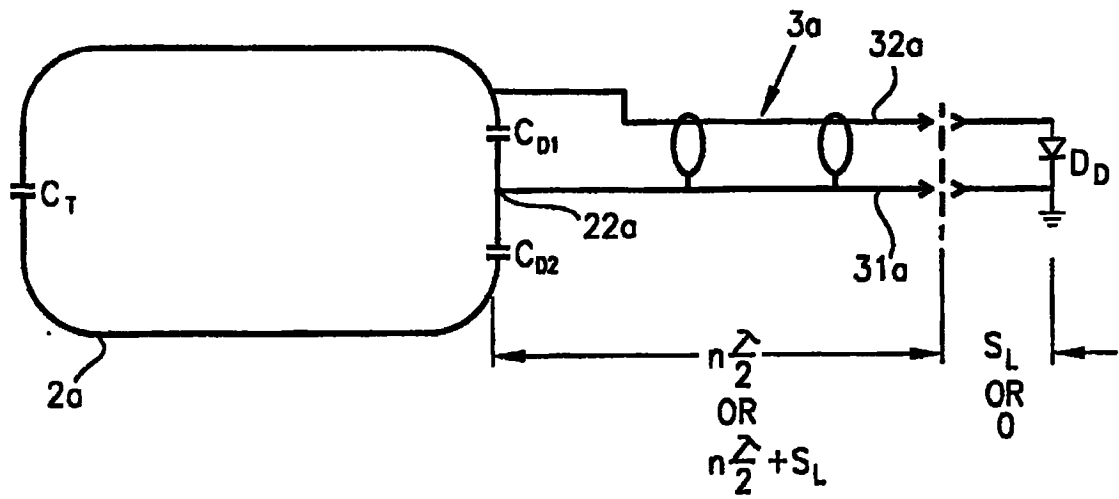


图 12

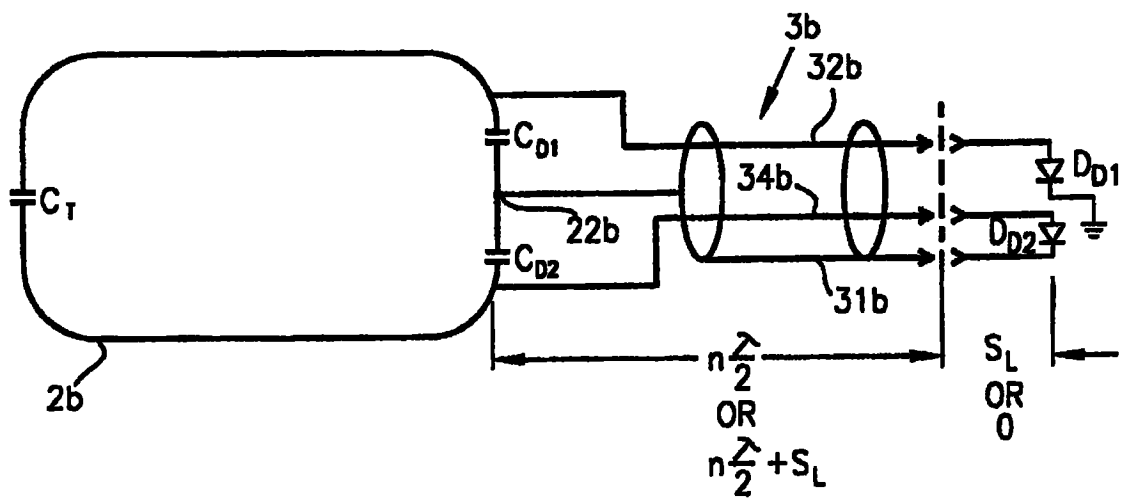


图 13

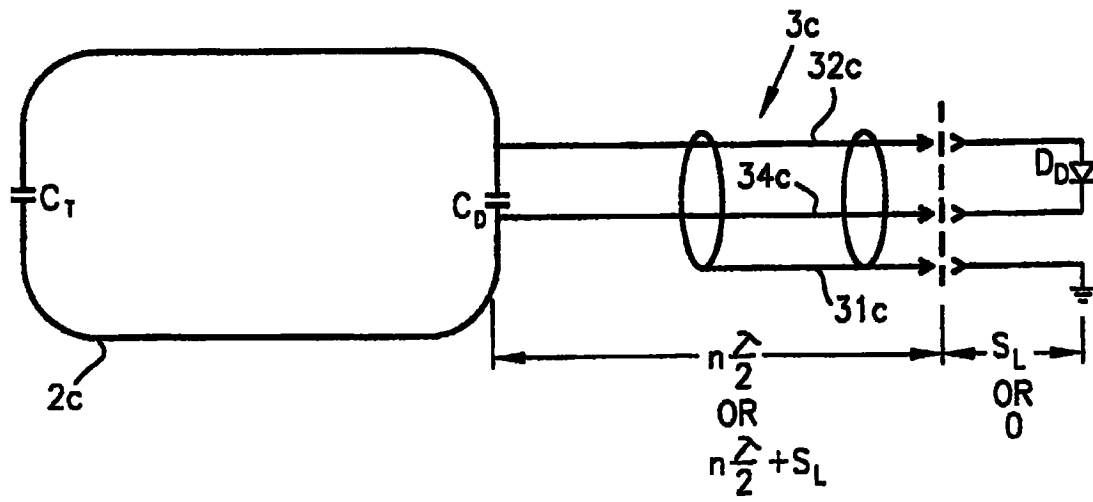


图 14