

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 5/05 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580024566.7

[43] 公开日 2008年9月10日

[11] 公开号 CN 101262816A

[22] 申请日 2005.7.12

[21] 申请号 200580024566.7

[30] 优先权

[32] 2004.7.23 [33] US [31] 10/897,737

[86] 国际申请 PCT/US2005/024652 2005.7.12

[87] 国际公布 WO2006/019727 英 2006.2.23

[85] 进入国家阶段日期 2007.1.22

[71] 申请人 梅德拉股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

[72] 发明人 D·M·格里芬斯

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 陈 斌

权利要求书 8 页 说明书 21 页 附图 8 页

[54] 发明名称

用于核磁共振成像的无线病人监控设备

[57] 摘要

本发明涉及在电磁噪声环境(比如核磁共振成像(MRI)套间)中无线传输生理信号或其它数据所用的系统、方法和相关设备。它们允许在病人处于MR扫描仪腔体内时,对于从连接到病人的传感器模块中获取的数据进行无线传输。该系统包括第一收发机和第二收发机。第一收发机链接到传感器模块,用于发送从传感器模块中接收到的数据。连接到远离第一收发机的装置的第二收发机被用于将从第一收发机中接收到的数据传递给该装置。第一和第二收发机使传感器模块和该装置能够单向或双向通信,同时不受MR系统运行的不利影响或者不对MR系统运行造成不利影响。

1. 一种用于无线传输生理数据的系统，所述生理数据表示暴露于核磁共振（MR）系统扫描仪的病人的状况，所述系统包括：

(a) 传感器机构，用于从所述病人处获取所述生理数据；

(b) 第一换能器电路，所述第一换能器电路连接到所述传感器机构，以便将从所述传感器机构处接收到的所述生理数据从光学形式转换成电学形式；

(c) 第一 RF 收发机电路，所述第一 RF 收发机电路连接到所述第一换能器电路，以便发送从所述第一换能器电路处接收到的所述生理数据；

(d) 第二 RF 收发机电路，所述第二 RF 收发机电路远离所述第一 RF 收发机电路，并且用于接收由所述第一 RF 收发机电路发送的所述生理数据；以及

(e) 第二换能器电路，所述第二换能器电路连接到所述第二 RF 收发机电路，以便将从所述第二 RF 收发机电路处接收到的所述生理数据从电学形式转换成光学形式、并且将所述生理数据传递到远离所述传感器机构的装置；

其中所述传感器机构和所述装置之间通过所述第一和第二 RF 收发机电路的通信是在不对所述 MR 系统运行造成不利影响或不受所述 MR 系统运行的不利影响的情况下实现的。

2. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述第一 RF 收发机电路包括：

(a) RF 收发机模块，所述 RF 收发机模块具有输入端和输出端，在所述输入端接收来自所述第一换能器电路的所述生理数据，而在所述输出端以射频（RF）形式发送所述生理数据；

(b) 滤波器，所述滤波器连接到所述 RF 收发机模块的所述输出端，以便使所述生理数据通过、同时有效地衰减运送所述生理数据的那些频率以外的频率；以及

(c) 天线，所述天线连接到所述滤波器，以便辐射从所述滤波器处接收到的所述生理数据。

3. 如权利要求 2 所述的系统，其特征在于，所述滤波器是带通滤波器、高通滤波器和陷波滤波器中的一种。

4. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述第二 RF 收发机电路包括：

(a) 天线, 所述天线用于接收由所述第一 RF 收发机电路发送的所述生理数据;

(b) 滤波器, 所述滤波器连接到所述天线, 以便使所述生理数据通过、同时有效地衰减运送所述生理数据的那些频率以外的频率; 以及

(c) RF 收发机模块, 所述 RF 收发机模块具有输入端和输出端, 在所述输入端接收来自所述滤波器的所述生理数据, 而在所述输出端所述生理数据被传递到所述第二换能器电路。

5. 如权利要求 4 所述的系统, 其特征在于, 所述滤波器是带通滤波器、高通滤波器和陷波滤波器中的一种。

6. 如权利要求 1 所述的系统, 其特征在于, 所述第二换能器电路包括:

(a) 驱动电路, 所述驱动电路具有和所述第二 RF 收发机电路的输出端相连的输入端; 以及

(b) 电光换能器, 所述电光换能器连接到所述驱动电路的输出端, 以便将从所述驱动电路处接收到的所述生理数据从电学形式转换成光学形式、并且将所述生理数据传递到远离所述传感器机构的所述装置。

7. 如权利要求 1 所述的系统, 其特征在于, 所述传感器机构是一种心电图 (ECG) 模块, 用于获取心脏信号形式的所述生理数据。

8. 一种在电磁噪声环境中无线地传输数据的系统, 所述系统包括:

(a) 第一换能器电路, 所述第一换能器电路连接到分歧系统的第一设备, 以便将从所述分歧系统的第一设备处接收到的数据从光学形式转换成电学形式;

(b) 第一 RF 收发机电路, 所述第一 RF 收发机电路连接到所述第一换能器电路, 以便发送从所述第一换能器电路处接收到的所述数据;

(c) 第二 RF 收发机电路, 所述第二 RF 收发机电路远离所述第一 RF 收发机电路, 以便接收由所述第一 RF 收发机电路发送的所述数据; 以及

(d) 第二换能器电路, 所述第二换能器电路连接到所述第二 RF 收发机电路, 以便将从所述第二收发机电路处接收到的所述数据从电学形式转换成光学形式、并且将所述数据传递到所述分歧系统的第二设备;

其中由所述第一和所述第二 RF 收发机所使用的通信方案使所述第一和所述第二设备能够在不受所述环境噪声的不利影响的情况下进行通信。

9. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于，所述分歧系统的所述第一设备包括心电图（ECG）模块，用于从病人处获取心脏信号形式的所述数据。

10. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于，所述分歧系统的所述第一设备包括传感器，使得由此获得的所述数据用于表示病人的状况。

11. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于，所述分歧系统的所述第二设备包括一种能够通过所述第二和所述第一 RF 收发机电路与所述第一设备进行通信的监控装置。

12. 一种在核磁共振（MR）套间中无线地传输数据的系统，所述系统包括：

(a) 第一收发机电路，所述第一收发机电路连接到传感器模块，以便发送从所述传感器模块处接收到的所述数据、并且向所述传感器模块传递被发送到所述第一收发机电路的所述数据；以及

(b) 第二收发机电路，所述第二收发机电路连接到监控装置，以便将从所述第一收发机电路处接收到的所述数据传递到所述监控装置、并且将从所述监控装置处接收到的所述数据发送到所述第一收发机电路；

其中所述第一和所述第二收发机电路通过使用所述 MR 套间中设备运行范围以外的预定频率来进行通信，同时并不对所述 MR 套间中的设备运行带来不利影响。

13. 如权利要求 12 所述的系统，其特征在于，所述第一收发机电路包括：

(a) 收发机模块，所述收发机模块具有输入端和输出端，来自所述传感器模块的所述数据被传递到所述输入端，而所述数据则以射频（RF）形式从所述输出端发送出去；

(b) 滤波器，所述滤波器连接到所述收发机模块的所述输出端，以便使所述数据通过、同时有效地使衰减运送所述数据的那些频率以外的频率；以及

(c) 天线，所述天线连接到所述滤波器，以便辐射从所述滤波器处接收到的所述数据。

14. 如权利要求 12 所述的系统，其特征在于，所述第二收发机电路包括：

(a) 天线，所述天线用于接收由所述第一收发机电路以射频（RF）形式发送的所述数据；

(b) 滤波器，所述滤波器连接到所述天线，用于使所述数据通过、同时有效

地衰减运送所述数据的那些频率以外的频率；以及

(c) 收发机模块，所述收发机模块具有输入端和输出端，在所述输入端接收来自所述滤波器的所述数据，而所述数据从所述输出端被传递到所述监控装置。

15. 如权利要求 12 所述的系统，其特征在于，被所述传感器模块传递到所述第一收发机电路的所述数据包括下列的至少一种：(i) 生理信号，用于表示病人的状况；以及(ii) 运行信号，用于表示所述传感器模块的状态。

16. 如权利要求 15 所述的系统，其特征在于，被所述监控装置传递到所述第二收发机电路的所述数据包括控制信号，所述控制信号用于命令所述传感器模块从多引线的引线组中选择一根或多根合适的引线，从所选定引线中可拾取所述生理信号。

17. 如权利要求 12 所述的系统，其特征在于，被所述传感器模块传递到所述第一收发机电路的所述数据包括下列的至少一种：(i) 心脏信号，用于表示心脏状况；以及(ii) 运行信号，用于表示所述传感器模块的状态。

18. 如权利要求 17 所述的系统，其特征在于，被所述监控装置传递到所述第二收发机电路的所述数据包括控制信号，所述控制信号用于命令所述传感器模块从多引线的引线组中选择一根或多根合适的引线，从所选定引线中可获取所述心脏信号。

19. 一种对连到位于成像扫描仪内的病人的传感器模块所获得的数据进行无线传输的系统，所述系统包括：

(a) 第一收发机，所述第一收发机链接到所述传感器模块，以便发送从所述传感器模块处接收到的所述数据；以及

(b) 第二收发机，所述第二收发机连接到远离所述第一收发机的装置，以便向所述装置传递从所述第一收发机处接收到的所述数据；

其中所述第一和所述第二收发机使所述传感器模块和所述装置能够在不受所述成像扫描仪运行的不利影响、或不对所述成像扫描仪运行造成不利影响的情况下进行通信。

20. 如权利要求 19 所述的系统，还包括所述传感器模块和所述第一收发机之间的第一换能器电路，用于将从所述传感器模块处以光学形式接收到的所述数据转换成电学形式，以便由所述第一收发机使用。

21. 如权利要求 19 所述的系统，还包括所述第二收发机和所述装置之间的第二换能器电路，用于将从所述第二收发机处以电学形式接收到的所述数据转换成可由所述装置使用的形式。

22. 如权利要求 19 所述的系统，其特征在于，所述传感器模块是心电图(ECG)模块，用于获取心脏信号形式的所述数据。

23. 一种对至少表示暴露于核磁共振(MR)系统扫描仪的病人的状况的数据进行无线传输的方法，所述方法包括以下步骤：

- (a) 从连到所述病人的传感器机构中获取所述数据；
- (b) 将从所述病人处获得的所述数据从光学形式转换成电学形式；
- (c) 以射频形式发送以电学形式接收到的所述数据；
- (d) 接收在所述发送步骤中发送的所述数据；
- (e) 将所述接收步骤中接收到的所述数据从电学形式转换成光学形式；以及
- (f) 将所述数据传递到远离所述病人的装置；

其中所述数据的传输是在不受所述 MR 系统运行的不利影响或不对所述 MR 系统运行造成不利运行的情况下实现的。

24. 如权利要求 23 所述的方法，其特征在于，获取所述数据的步骤包括使用心电图(ECG)模块，以便获取心脏信号形式的所述数据。

25. 一种在成像套间中无线地传输数据的方法，所述方法包括以下步骤：

- (a) 提供连接到传感器的第一收发机，以便发送从所述传感器处接收到的所述数据、并且向所述传感器传递发送到所述第一收发机的所述数据；以及
- (b) 提供第二收发机，所述第二收发机连接到远离所述第一收发机的装置，以便将从所述第一收发机处接收到的所述数据传递到所述装置、并且向所述第一收发机发送从所述装置处接收到的所述数据；

其中所述第一和所述第二收发机在不受所述成像套间内设备运行的不利影响或不对所述成像套间内设备运行造成不利影响的情况下进行通信。

26. 如权利要求 25 所述的方法，还包括提供所述传感器和所述第一收发机之间的第一换能器电路的步骤，用于 (i) 将从所述传感器处以光学形式接收到的所述数据转换成电学形式，以便由所述第一收发机来使用，以及 (ii) 将从所述第一收发机处以电学形式接收到的所述数据转换成光学形式，以便由所述传感器来使

用。

27. 如权利要求 25 所述的方法，还包括提供所述第二收发机和所述装置之间的第二换能器电路的步骤，用于 (i) 将从所述第二收发机处以电学形式接收到的所述数据转换成可由所述装置使用的形式，以及 (ii) 将从所述装置处以光学形式接收到的所述数据转换成电学形式，以便由所述第二收发机来使用。

28. 如权利要求 25 所述的方法，其特征在于，所述传感器是一种心电图 (ECG) 模块，用于获取心脏信号形式的所述数据。

29. 一种对从位于噪声环境中的病人处获取的心电图 (ECG) 信号进行无线传输的通信模块，所述模块包括：

(a) 至少一个 RF 滤波器，所述 RF 滤波器链接到生物电信号的传感器，以便除去运送所述生物电信号的那些频率以外的频率；

(b) 网络，所述网络响应于控制信号从多引线的引线组中选择一根或多根合适的引线，以便从所选定引线中拾取所述生物电信号中被选定的一个或多个生物电信号；

(c) 差分放大器，用于从通过所述网络选定的所述生物电信号中获取所述 ECG 信号；

(d) 放大器电路，用于放大从所述差分放大器处接收到的所述 ECG 信号；

(e) 信号处理电路，用于改善从所述放大器电路处接收到的所述 ECG 信号的状况；

(f) 调制器电路，用于根据从所述信号处理电路处接收到的所述 ECG 信号对载波信号进行数字调制，以便于形成调制信号；

(g) 发射机电路，所述发射机电路连接到所述调制器电路，以便发送从所述调制器电路处接收到的所述调制信号；以及

(h) 滤波器电路，所述滤波器电路连接到所述发射机电路，以便使所述调制信号通过、并且有效衰减所述调制信号以外的频率。

30. 如权利要求 29 所述的通信模块，其特征在于，所述发射机电路以微波波段中的频率来发送所述调制信号。

31. 如权利要求 29 所述的通信模块，还包括：

(a) 限幅器电路，所述限幅器电路链接到所述滤波器电路，以便限制由天线

所拾取的、来自远程装置的控制信号的振幅；

(b) 接收机电路，所述接收机电路连接到所述限幅器电路，以便接收所述控制信号；以及

(c) 编码器电路，所述编码器电路用涉及下列至少一种的信息来对所述 ECG 信号编码：(i) 可用于所述通信模块的功率的量；以及(ii) 所述 ECG 信号是从所述多引线的引线组中的哪些所述引线中获得的。

32. 如权利要求 29 所述的通信模块，还包括一种用于确保所述通信模块和与之通信的远程装置之间通信的完整性的装置。

33. 一种对从位于噪声环境中的病人处获取的生理信号进行无线传输的通信模块，所述模块包括：

(a) 输入调节电路，所述输入调节电路链接到所述生理信号的传感器，以便使从所述传感器处接收到的生理信号适用于所述模块；

(b) 信号处理电路，用于改善从所述输入调节电路处接收到的所述生理信号的状况；

(c) 转换器电路，用于将从所述信号处理电路处接收到的所述生理信号转换成与之相对应的数字信号；

(d) 发射机电路，所述发射机电路连接到所述转换器电路，以便发送从所述转换器电路处接收到的所述数字信号；以及

(e) 滤波器电路，所述滤波器电路连接到所述发射机电路，以便使所述数字信号通过、并且有效衰减所述数字信号以外的频率。

34. 如权利要求 33 所述的通信模块，其特征在于，所述转换器电路包括调制器，所述调制器根据从所述信号处理电路处接收到的所述生理信号来对载波信号进行数字调制，以便形成所述数字信号。

35. 如权利要求 33 所述的通信模块，其特征在于，所述发射机电路以微波波段中的频率发送所述数字信号。

36. 如权利要求 33 所述的通信模块，还包括：

(a) 限幅器电路，所述限幅器电路链接到所述滤波器电路，以便限制由天线所拾取的、来自远程装置的控制信号的振幅；

(b) 接收机电路，所述接收机电路连接到所述限幅器电路，以便接收所述控

制信号；以及

(c) 控制电路，用于根据从所述远程装置处接收到的控制信号来控制所述通信模块的运行。

37. 如权利要求 33 所述的通信模块，其特征在于，所述控制电路能够用至少关于所述通信模块可用功率量的信息来对所述生理信号编码。

38. 如权利要求 33 所述的通信模块，还包括一种用于确保所述通信模块和与之通信的远程装置之间通信的完整性的装置。

## 用于核磁共振成像的无线病人监控设备

### 有关申请的交叉参照

本专利申请要求序列号为 60/489,592 的美国临时申请（2003 年 7 月 23 日提交，题为“wireless patient monitor device for magnetic resonance imaging”）的优先权。该临时申请已经转让给下文所揭示发明的受让人，并且其内容引用在此作为参考。

### 技术领域

本发明一般涉及核磁共振（MR）成像和分光镜检查过程中使用的通信系统和方法。更具体地讲，本发明涉及 MR 套间的各个室之间和/或之内的无线通信。再具体地讲，本发明涉及在 MR 扫描仪腔体内的病人和位于 MR 套间内其它位置、且用于监控该病人的监控设备之间无线传输生理数据所用的系统和方法以及相关设备。

### 背景技术

下面的信息可帮助读者理解以下所揭示的发明及其通常所应用的环境。

核磁共振成像（MRI）是一种非侵入式方法，可产生人体内部的高品质图像。它允许医护人员在不使用外科手术或可能有有害的电离辐射（比如 X 射线）的情况下，看到人体内部（比如器官、肌肉、神经、骨骼和其它结构）。所得图像具有高分辨率，从而通常可用肉眼观察将疾病和其它病理状况与健康的组织区分开。核磁共振（MR）系统和技术也已经开发成可执行分光镜检查，通过分光镜检查可确定组织或其它材料的化学成分。

MR 成像和分光镜检查过程是在 MR 套间内进行的。如图 1A 所示，MR 套间通常具有三个室：扫描仪室 1、控制室 2、和设备室 3。扫描仪室 1 装有一个 MR 扫描仪 10，病人通过可滑动平台 11 移入 MR 扫描仪 10 内以便进行扫描过程，而控制室 2 包含计算机控制台 20，操作人员通过该控制台 20 控制 MR 系

统的全部操作。除了门 4 以外，通常还在将扫描仪和控制室分开的壁上设置窗口 5，以允许操作人员在这些过程中观察病人。设备室 3 包含操作 MR 系统所必需的各种子系统。该设备包括功率梯度控制器 31、射频（RF）组件 32、分光计 33 以及冷却子系统 34，使用该冷却子系统 34 可避免热量累积，如果热量累积得不到处理则会干扰 MR 系统的整体性能。这些子系统通常装在单独的柜子里，并且像扫描仪 10 和可滑动病人平台 11 一样也通过配电盘 12 来供电。

通过利用已被发现在人体所有细胞内富含的氢原子的基本属性，MR 系统获得了这些详尽的图像和分光镜检查结果。在人体细胞中，氢原子的原子核像陀螺一样自然地自旋，或者随机地在每一个方向上产生进动。然而，当遇到强磁场时，氢原子核的自转轴通常使它们自身在该磁场的方向上对齐。这是因为氢原子的原子核具有所谓大磁矩，这基本上是要调整成与其所处的磁场的方向对齐的固有倾向。在 MR 扫描过程中，人体或其所处区域暴露于这种磁场中。这使暴露区域的氢原子核在该磁场的方向上对齐，并且共同形成平均磁化矢量。

如图 1B 和 1C 所示，扫描仪 10 包括主磁铁 101、三个梯度线圈 103a-c、以及 RF 天线 104（常常称为全身线圈）。主磁铁 101 通常是圆柱形，具有超导特性。在其圆柱形的腔内，主磁铁 101 产生强磁场，该强磁场常常称为  $B_0$  或主磁场、并且既是均匀的又是静态的（不变化）。为了执行扫描过程，病人必须移入该圆柱形腔体内，通常仰卧在平台 11 上，最好如图 1B 和 1C 所示。主磁场沿该腔体的纵轴（称为 z 方向）定向，它迫使人体内氢原子核的磁化矢量自身在该方向上对齐。在这种对齐的情况下，氢原子核准备接收来自 RF 线圈 104 的适当频率的 RF 能量。该频率被称为拉莫尔 (Larmor) 频率，并且由方程  $\omega = \gamma B_0$  支配，其中  $\omega$  是拉莫尔频率（氢原子在该频率下进动）， $\gamma$  是回转磁常数，而  $B_0$  是主磁场的强度。

RF 线圈 104 通常用于发射 RF 能量脉冲、并接收由此在氢原子核中感应出的核磁共振 (MR) 信号。具体来讲，在其发射循环期间，线圈 104 将 RF 能量广播到圆柱形腔体内。该 RF 能量产生射频磁场（也称为 RF  $B_1$  场），其磁力线指向与氢原子核的磁化矢量相垂直的方向。RF 脉冲（或  $B_1$  场）使氢原子核的自转轴相对于主磁场 ( $B_0$ ) 倾斜，从而使净磁化矢量偏离 z 方向一定角度。

然而，RF 脉冲只影响那些按该 RF 脉冲频率绕其轴进动的氢原子核。换句话说，只有在该频率处“共振”的原子核才受影响，并且这种共振是在和三个梯度线圈 103a-c 的操作相结合的情况下实现的。

三个梯度线圈的每一个都被用于只沿圆柱形腔体内的三个空间方向（x、y、z）之一线性地改变主磁场（ $B_0$ ）。梯度线圈 103a-c 如图 1C 所示被置于主磁铁内部，当它们被迅速开关时能够以极为局部的水平改变主磁场。因此，在与主磁铁 101 相结合的情况下，可根据各种成像技术来操作梯度线圈，从而在任何给定点处或在任何给定的条、片或体积单元中氢原子核都能够在施加恰当频率的 RF 脉冲时实现共振。响应于该 RF 脉冲，选定区域中正在进动的氢原子核吸收从 RF 线圈 104 发射的 RF 能量，由此迫使其磁化矢量偏离主磁场（ $B_0$ ）的方向。当 RF 线圈 104 关闭时，氢原子核开始以核磁共振（MR）信号的形式释放它们刚吸收的 RF 能量，这在下文中会进一步解释。

一种可用来获取图像的公知技术被称为自旋回波成像技术。根据该 MR 顺序操作，MR 系统首先激活一个梯度线圈 103a，以沿 z 轴设立磁场梯度。这被称为“片选梯度”，并且当施加 RF 脉冲时它被设立，当关闭 RF 脉冲时它就被关掉。它允许共振只在位于被成像区域的薄片内的那些氢原子核内发生。位于感兴趣平面两侧的任何组织中都不出现共振。在 RF 脉冲刚停止之后，被激活的薄片中的所有原子核都是“同相的”，即它们的磁化矢量全都指向同一方向。离开了它们自己的器件，该薄片中的所有氢原子核的净磁化矢量将会“松弛”，从而重新与 z 方向对齐。然而，第二梯度线圈 103b 则被短暂地激活，以便沿 y 轴产生磁场梯度。这被称为“相位编码梯度”。在该薄片内从该梯度的最弱端到最强端之间，它使得各原子核的磁化矢量指向越来越不同的方向。接下来，在 RF 脉冲、薄片选择梯度和相位编码梯度都已关闭之后，第三梯度线圈 103c 被短暂地激活，以便产生沿 x 轴的梯度。这被称为“频率编码梯度”或“读出梯度”，因为它只在最终测量 MR 信号时才施加。它使得松弛的磁化矢量被有区别地重新激发，从而该梯度低端附近的原子核开始以更快的速率进动，而那些位于高端的原子核则加速到更大的速度。当这些原子核再次松弛时，最快的那些原子核（即位于该梯度的高端处的那些原子核）将发射最高频率的无线电波，而最慢的那些原子核则发射最低的频率。

因此，梯度线圈 130a-c 对这些无线电波进行了空间编码，从而成像区域的每一部分都根据其共振信号的频率和相位来唯一地定义。特别地，当氢原子核松弛时，每一个氢原子核就变成了一个微型无线电发射机，取决于该氢原子核所处的局部微观环境发出随时间而变化的特征脉冲。例如，脂肪中的氢原子核和水中的氢原子核相比就具有不同的微观环境，因此发出不同的脉冲。因这些差异以及不同组织具有不同的水/脂肪比例，所以不同的组织发出不同频率的无线电信号。在其接收循环中，RF 线圈 104 检测这些常常统称为 MR 信号的微型无线电发射。从 RF 线圈 104 处，这些独特的共振信号被传递给 MR 系统的接收机，在那里它们被转换成数学数据。整个过程必须重复多次，以形成具有良好信噪比（SNR）的图像。通过使用多维傅立叶变换，MR 系统然后将上述数学数据转变为所扫描身体或其某区域的二维甚至三维图像。

如图 1A 和 1C 部分所示，扫描仪室 1 被屏蔽，以防止电磁波的进出。具体来讲，该室的顶板、底板、壁、门和窗所用的材料和设计有效地形成了一种阻挡物或屏蔽物 6，从而防止扫描过程中所产生的电磁信号（例如，RF 能量）泄漏到扫描仪室 1 以外。类似地，屏蔽物 6 被设计成防止外部电磁噪声进入扫描仪室 1。屏蔽物 6 通常由铜板材料或一些其它合适的导电层构成。然而，窗口 5 通常是通过在玻璃板之间夹入丝网材料，或者是通过用导电材料的薄层涂敷该窗口而形成，从而保持屏蔽物的连续性。导电层也延伸到门 4，当门 4 打开时允许进入扫描仪室 1，而当门 4 关闭时就接地到屏蔽物 6、且构成屏蔽物 6 的一部分。对于 MR 扫描仪的典型工作范围（大约 20~200 MHz），顶板、底板、门和壁上的屏蔽物 6 提供大约 100 dB 的衰减，而窗 5 上的屏蔽物提供大约 80 dB 的衰减。阻挡物 6 由此屏蔽了 MR 系统的各个关键组件（例如，扫描仪、前置放大器、接收机、局部线圈等），使它们免受非期望电磁辐射源（例如，局部环境中存在的无线电信号、电视信号和其它电磁噪声）的影响。

屏蔽物 6 用来防止外部电磁噪声干扰扫描仪 10 的运行，该问题若不解决则可能使扫描过程中所获得的图像和/或分光镜检查结果的质量下降。然而，为了使扫描仪 10 运行，屏蔽物 6 仍然必须允许在扫描仪室 1 和控制与设备室 2 和 3 之间进行数据和控制信号的传送，并且这种传送一般是通过穿透板 16 来实现的。

如图 1A 所示，穿透板 16 通常被嵌入扫描仪室 1 和设备室 3 之间的壁中。它具有若干个端口，通过这些端口扫描仪室 1 中的扫描仪 10 和其它设备通过电缆分别连接到控制和设备室 2 和 3 中的计算机控制台 20 和控制子系统。每一个端口通常包括滤波 BNC 连接器，这种连接器允许数据和/或控制信号的传送，同时仍然保持对不想要电磁信号的阻挡。

众所周知，已设计出若干种在 MR 套间中使用的辅助系统，其中的一些需要跨越隔离阻挡物进行通信。这些辅助系统通常是分歧式的，即它们具有两件设备，一件位于扫描仪室内，而另一件位于控制室内。一些 MR 套间提供或改进成具有多个带附加端口的穿透板，这些穿透板曾引发对利用该附加功能的分歧系统的开发。在这种辅助系统中，屏蔽物相对两侧的两件设备通过 RF 电缆穿过这种端口用合适的连接器进行硬接线。调谐这些端口并进行滤波，以防止有可能对 MR 系统运行造成不利影响的那些频率通过。以相似的方式对 RF 电缆进行屏蔽、接地和滤波，以确保没有外部噪声耦合到扫描仪室内而破坏了隔离阻挡物的目的。

其它辅助系统使用不同的方式来跨越电磁屏蔽物进行通信。Uber III 等人的美国专利 5,494,036 中所揭示的分歧注入器系统就是这样的一个示例，该专利引用在此作为参考。它允许将对比介质注入正处于 MR 过程中的病人的血流中。（对比介质用于增大正进行扫描的人体区域中不同类型的组织之间的对比度，从而提高在扫描过程期间获得的图像的分辨率）。在这种分歧系统中，扫描仪室中的注入器控制单元（用该控制单元将对比介质注入病人身体中）与位于控制室中的相应控制器进行通信。'036 专利揭示了注入控制单元及其控制器通过专用光纤链路或一对匹配的收发机跨越阻挡物进行通信。在较佳实施例中，收发机连接到窗的相反两侧，并且通过该窗口彼此对准。它们允许注入控制单元和控制器以容易穿透屏蔽物的频率（最好是在电磁波谱的红外或可见光部分）进行相互通信，同时不对 MR 系统的运行造成不利影响。注入控制单元自身通常被屏蔽，并且由控制器所产生的任何寄生电磁噪声都通过控制室内对其进行的隔离而被屏蔽，以免影响扫描仪。

美国专利申请公报 2003/0058502 A1（引用在此作为参考）揭示了一种跨越分歧设备系统（比如注入系统）的两个收发机之间的隔离阻挡物而进行无线

通信的系统。所揭示的通信系统表示为具有两个天线的天线耦合，其中一个天线用于与阻挡物一侧的收发机（用于注入控制单元的收发机）进行通信，而另一个天线与阻挡物另一侧的收发机（用于控制器的收发机）进行通信。

尽管‘036 专利和相关技术与早期针对 MR 环境的通信系统相比有很大进步，但是仍然需要开发一种可以克服该技术固有缺点的通信系统。上述‘036 专利所揭示的系统的一个缺点是，用于连接到窗的任一侧的收发机的电缆不可避免地限制了扫描仪室和控制室内设备的移动性。尽管所公布申请中揭示的通信系统使阻挡物任一侧的设备具有移动性，但是其天线耦合的两个天线是物理互连的。另一个缺点是，天线耦合限于允许跨越阻挡物进行通信，由此未曾想到需要在 MR 套间内进行数据或其它信号的室内通信。

在 MR 环境中，监控病人的各项生命机能正变得越来越常见。常被监控的各项生理机能的示例包括通过使用脉冲血氧定量法的动脉血液的氧饱和度，以及通过脑电图（EEG）获得的大脑电活性。其它可监控的电生理信号包括眼电图（EOG）、脑电图（EEG）和肌电图（EMG）。呼吸和血压是另外两个按常规要监控的生理参数，就像通过心电图（ECG）获得心脏的电活性一样。

心脏主要由肌肉组织构成，它有规律地收缩并松弛从而将血液推进到人体的循环系统中。心跳始于右心房右上角的小神经束，这块区域被称为窦房（SA）结或起搏点。SA 结中的细胞按每分钟约 60-70 次的规则间隔产生电脉冲，尽管心脏外部的那些神经响应于身体的生理需求和其它（化学）刺激可以增大或减小该速率。这些脉冲传遍心脏的其余部分并使它们同步，并且使心肌开始去极化随后复极化，由此使心脏随有规律、稳定的节拍收缩并松弛。这种去极化以波的形式通过心肌和心脏的某些神经纤维逐个细胞地分散开来。一旦去极化完成之后，心脏细胞就能够通过一种称为复极化的过程恢复它们的静止极性。可通过体表的传导组织由加到皮肤上的电极来检测心脏的电活性。通常，将少量导电胶涂在皮肤上，从而能使信号更容易传递到电极。每一个电极通常都具有金属爪或连接点，导电引线通过相应的夹子连接到这些金属爪或连接点。每一根引线将来自其相应电极的生物电信号电压传送到心电图仪器或其它合适的监控设备。所得的心脏信号源自两个这样的电极之间的作为时间函数的测得电压差。在称为心电图或信号（ECG）的图像中，心脏信号显现为波峰和波谷

群。对于基本的 ECG 监控，通常使用 3 条-导线的导线组。然而，如果需要更多的细节（例如，关于心跳的不同阶段的细节）以便更有可能检测范围更广的心脏异常，则可使用导线/电极数目更多的导线组。

然而，MR 套间中的生理监控因扫描仪室内的电磁环境而变得复杂化。这是因为导电线通常被用于将来自病人的信号电压形式的生理数据传递到监控设备。MR 扫描期间所产生的 RF 脉冲和不断变化的磁场易于在这样的导线中感应出寄生电噪声，该噪声是作为信号电压中的伪像而出现的。MR 套间中常见的电子设备（比如风扇和灯）也会发出电磁发射，从而可在导线中感应出噪声。另外，导线在磁场中的任何移动也易于导致信号电压中的伪像。除了这些噪声和移动伪像以外，来自扫描仪的 RF 脉冲取决于其强度可产生其大小足以引起导线发热的电流，这会使病人有被烧伤的风险。

宾夕法尼亚州 Indianola 的 MedradInc.所制造的 9500 Multi-Gas 监控器将光纤链路用于在传感器设备（它连接到扫描仪腔体内的病人）和监控器（它位于 MR 套间中的其它地方，通常是在扫描仪室中）之间传输 ECG 和脉冲血氧定量数据。在 Morris, Sr.等人的美国专利 6,052,614 中对此进行了描述，该专利引用在此作为参考。光纤光缆在一定程度上免除了噪声和移动伪像，也减少了由监控设备辐射出的噪声（它可对 MR 系统所产生的图像造成不利影响）的量。光纤光缆也使病人与扫描仪所产生的 RF 能量隔离开，从而消除了使用导电电缆时会出现的烧伤或电击的风险。该系统的缺点与上述电缆相关设备所具有的缺点一样，光纤光缆不仅对扫描仪室中的操作人员而言构成阻碍，还限制了 MR 套间内监控器的移动性和放置。

另外，有一些诸如 Invivo ResearchInc. 制造的 Magnitude™病人监控器以及 Medtron Medical SystemsInc.（德国 Saarbrucken）制造的注入系统等分歧系统，其通信系统使用高频 RF 信号来穿透屏蔽物，从而允许数据在扫描仪室和控制室之间进行传递。然而这些产品仍然依靠电缆将扫描仪腔体内病人身上的传感器设备连接到腔体外对应的监控器。因此，将期望具有传感器设备（位于腔体内）和相对应的监控设备（位于扫描仪室内或控制室内）之间的无线连接。这种无线连接也可用于将来自病人传感器设备的信号耦合到 MR 系统（例如 ECG 信号，该 ECG 信号可用于在心脏循环期间合适点处触发扫描仪操作以便

获得心脏图像)。

### 发明内容

通过下文所总结的本发明各个实施例和诸多相关方面，实现了本发明的若干目的和优点。

在一目前较佳的实施例中，本发明提供了一种对用于表示暴露于 MR 系统扫描仪的病人的状况的各项生理数据进行无线传输的系统。该系统包括传感器机构、第一换能器电路、第一 RF 收发机电路、第二 RF 收发机电路、以及第二换能器电路。传感器机构被用于从病人那里获取生理数据。第一换能器电路连接到传感器机构，以便将从传感器机构中接收到的生理数据从光学形式转变为电学形式。第一 RF 收发机电路连接到第一换能器电路，以便发送从第一换能器电路中接收到的生理数据。远离第一 RF 收发机电路的第二 RF 收发机电路被用于接收由第一 RF 收发机电路发送的生理数据。第二换能器电路连接到第二 RF 收发机电路，以便将从第二 RF 收发机电路中接收到的生理数据从电学形式转变为光学形式、并且将该生理数据传递到远离传感器机构的装置。通过第一和第二 RF 收发机电路实现了传感器机构和该装置之间的通信，同时没有对 MR 系统运行造成不利影响，也没有反过来受到 MR 系统运行的不利影响。

在一相关实施例中，本发明提供了一种在有电磁噪声的环境中无线地传输数据的系统。该系统包括第一换能器电路、第一 RF 收发机电路、第二 RF 收发机电路和第二换能器电路。第一换能器电路连接到分歧系统的第一设备，以便将从该第一设备中接收到的数据从光学形式转变为电学形式。第一 RF 收发机电路连接到第一换能器电路，以便发送从第一换能器电路中接收到的数据。远离第一 RF 收发机电路的第二 RF 收发机电路被用于接收由第一 RF 收发机电路发送的数据。第二换能器电路连接到第二 RF 收发机电路，以便将从第二 RF 收发机电路中接收到的数据从电学形式转变为光学形式、并且将该数据传递到该分歧系统的第二设备。第一和第二 RF 收发机所使用的通信方案使第一和第二设备能够在不受环境噪声不利影响的情况下进行通信。

在另一个相关实施例中，本发明提供了一种在 MR 套间中无线地传输数据的系统。该系统包括第一收发机电路和第二收发机电路。第一收发机电路连接

到传感器模块，以便发送从传感器模块中接收到的数据、并且将发送到第一收发机电路的数据传递到传感器模块。连接到监控装置的第二收发机电路被用于将从第一收发机电路中接收到的数据传递到监控装置、并且将从监控装置中接收到的数据传递到第一收发机电路。通过使用位于 MR 套间内的设备运行范围以外的预定频率，第一和第二收发机电路进行通信，同时还不对该设备运行造成不利影响。

在一不同实施例中，本发明提供了一种对成像扫描仪内病人所连的传感器模块所获得的数据进行无线传输的系统。该系统包括第一收发机和第二收发机。第一收发机链接到传感器模块，以便发送从传感器模块中接收到的数据。连接到远离第一收发机的装置的第二收发机被用于将从第一收发机中接收到的数据传递到该装置。第一和第二收发机使传感器模块和该装置能够在不对成像扫描仪运行造成不利影响、且反过来还受成像扫描仪的不利影响的情况下进行通信。

本发明还提供了一种对用于至少表示暴露于 MR 系统扫描仪的病人状况的数据进行无线传输的方法。该方法包括：从连接到病人的传感器机构中获取数据；以及将该数据从光学形式转变为电学形式。它还要求：以射频（RF）形式发送以电学形式接收到的数据；然后，接收在发送步骤中发送的数据。该方法还包括：将在接收步骤中接收到的数据从电学形式转变为光学形式；以及将该数据传递到远离病人的装置。该方法要求在不受 MR 系统运行的不利影响、同时还不对 MR 系统运行造成不利影响的情况下实现数据通信。

在一相关方面，本发明还提供了一种在成像套间中无线地传输数据的方法。该方法包括下列步骤：提供连接到传感器的第一收发机，以便发送从传感器中接收到的数据、并且将发送到第一收发机的数据传递给传感器。它还包括下列步骤：提供第二收发机，第二收发机连接到远离第一收发机的装置，以便将从第一收发机中接收到的数据传递给该装置、并且将从该装置中接收到的数据发送到第一收发机。该方法要求第一和第二收发机在不受成像套间中设备运行的不利影响、且不对成像套间中设备运行造成不利影响的情况下进行通信。

在一目前较佳的实施例中，本发明提供了一种对从位于有噪声环境中的病人那里获得的心电图（ECG）信号进行无线传输的通信模块。该模块包括至少

一个 RF 滤波器、引线选择网络、差分放大器、放大器电路、信号处理电路、调制器电路、发射机电路、以及滤波器电路。RF 滤波器链接到生物电信号的传感器，以便从生物电信号中去除在用于运送这些生物电信号的那些频率以外的频率。引线选择网络被用于响应于控制信号从多引线式引线组中选择合适的引线（从该合适的引线中拾取选定的生物电信号之一）。差分放大器被用于从经网络选择的生物电信号中导出 ECG 信号。放大器电路被用于放大从差分放大器中接收到的 ECG 信号，并且信号处理电路被用于改善从放大器电路中接收到的 ECG 信号的状况。调制器电路根据它从信号处理电路中接收到的 ECG 信号来对载波信号进行数字调制，以形成调制后的信号。发射机电路连接到调制器电路，以便发送从调制器电路中接收到的调制信号。连接到发射机电路的滤波器电路允许该调制信号通过，同时有效地衰减不想要的频率。

在一相关实施例中，本发明还提供了一种对从位于有噪声环境中的病人那里获得的生理信号进行无线传输的通信模块。该模块包括输入调节电路、信号处理电路、转换器电路、发射机电路和滤波器电路。链接到生理信号的传感器的输入调节电路被用于使从该传感器中接收到的生理信号适用于该模块。信号处理电路改善从输入调节电路中接收到的生理信号的状况，并且转换器电路将从信号处理电路中接收到的生理信号转变为与之相对应的数字信号。发射机电路连接到转换器电路，并且用于发送从转换器电路中接收到的数字信号。滤波器电路连接到发射机电路，以便使数字信号通过、并且有效地衰减不想要的频率。

### 附图说明

参照下面的详细描述和附图，将对本发明及其各个实施例有更好的理解，其中：

图 1A、1B 和 1C 示出了 MR 套间的布局，其中包括扫描仪和病人平台所处的扫描仪室、控制扫描仪的计算机控制台所处的控制室、以及用于扫描仪的各种控制子系统所处的设备腔室；

图 2 是在置于 MR 套间中的病人和监控设备之间无线传输 ECG 数据所用的系统的第一较佳实施例；

图 3 是在置于 MR 套间中的病人和监控设备之间无线传输 ECG 数据所用的系统的第二较佳实施例；

图 4 是图 2 和 3 所示类型的无线 ECG 传感器模块的一较佳实施例的框图；

图 5 是能够在置于 MR 套间中的病人和监控设备之间传输基本上任何类型的数据的无线病人传感器模块的一较佳实施例的框图；

图 6 是根据本发明第二较佳实施例将从病人传感器模块中获得的生理数据从光信号转变为 RF 信号的收发机组件的示意图；

图 7 是根据本发明第二较佳实施例将作为 RF 信号接收的生理数据转变回光信号的收发机组件的示意图。

### 具体实施方式

尽管本发明在本文中主要是以在 MR 环境中或周围无线传输生理数据的系统和方法为背景进行描述和示出的，但是读者将会理解本发明不仅可以应用于或适用于其它类型的数据、还可以应用于或适用于各种其它环境。现在将参照附图来描述本发明的各个实施例和相关方面，其中相同的元件在可能的情况下用相同的标号来指代。

图 2-7 示出了本发明的若干实施例，即在电磁噪声环境中对生理信号或其它数据进行无线传输的系统、方法和相关设备。更具体地讲，这些图示出了在 MR 扫描仪腔体内的病人和位于 MR 套间中其它位置的相对应监控设备之间进行双向或单向数据传输的系统。从下面所揭示的各实施例中可以明显看到，本发明最好通过 RF 通信技术来实现，但是也可以用光通信方案来实现。RF 通信方案是较佳的，因为视线限制不再是严重的问题。最好使用微波区域中的 RF 信号将生理数据传输到腔体之外，因为腔体可以有效地充当 RF 信号的波导，其截止频率处于较低的频率范围中（小于 500 MHz）。

图 2 示出了在 ECG 模块 110 和位于 MR 套间中其它位置的监控器 150 之间进行无线通信的系统的第二实施例，通常用 100 来表示。ECG 模块 110 和监控器 150 分别包括收发机和相关联天线，以便能够在两者之间进行通信，并且最好是双向通信。在该特定的描述中，ECG 模块 110 包括一体化的收发机和天线组件 710，就像具有收发机和天线组件 750 的监控器 150 一样。即使当病人

暴露于 MR 扫描仪腔体内的电磁噪声环境中时, ECG 模块 110 及其收发机组件 710 的设计也允许对病人使用。如下文详细描述的那样, 这种设计因此要求所用的通信方案不仅可确保 ECG 模块 110 和监控器 150 之间进行可靠的通信, 还要避免对使用该通信方案的周边 MR 系统造成干扰。

图 3 示出了在 ECG 模块 110 和远程设置的监控器 150 之间进行无线通信的系统的第二实施例, 通常用 200 来表示。尽管与图 1 所示实施例相似, 但是本实施例使用收发机组件 720, 它没有和 ECG 模块 110 构成一个整体。更具体地讲, ECG 模块 110 和收发机组件 720 通过光纤通信链路 725 相连, 而非图 2 中那种更为直接的相连。通信链路 725 最好通过使用下文结合图 6 和 7 而呈现的通信方案来实现。

图 6 和 7 示出了能够在本发明各实施例中使用或适用的两个收发机组件的电路示意图。这些收发机组件共同充当可用于在病人身上的传感器模块和远程设置的监控装置之间(广泛地讲, 在分歧系统的任何两个设备之间)无线地传输数据的系统的中心部分。在一目前较佳的实施例中, 该系统(通常用 300 来表示)包括传感器机构 310、第一换能器电路 320、第一 RF 收发器电路 330、第二 RF 收发器电路 340、第二换能器电路 350、以及两个电源调节电路 370。系统 300 的一个或两个收发机组件还可选择性地具有一个链路状态指示器电路 380。

系统 300 的传感器机构 310 可利用若干种现有技术电极/引线组组件的任一种, 该类电极/引线组组件被用于传导来自活体组织表面的电流。尤其当系统 300 被用于诸如典型的 MR 套间中那种噪声环境中时(例如, 传感器机构 310 位于扫描仪腔体内), 应该做出规定使得包含在这种电流中且由引线组的引线运送的生物电信号应该尽可能少地伴有噪声。尽管在本文中传感器机构 310 是以设计用于 MR 套间的 ECG 模块为背景而呈现的, 但是应该很明显, 传感器机构 310 也可以其它形式(比如 EEG 模块、EMG 模块、甚至 EOG 模块)来实现。无论如何实现, 传感器机构 310 都是用来获取表示病人状况的数据的器件。在一较佳表现中, 也可以使传感器机构 310 能够传递关于其工作状态的数据, 并且还使传感器机构 310 能够在接收到控制信号后再行动。该数据希望被传输到远程设置的监控装置 360, 其目的在于可视化显示、音频警报、或其它适当

的动作。下文结合图 4 和 5 揭示了通信模块的两个较佳实施例，一个专用于 ECG 环境，而另一个则是通用的，其中至少可部分地包括传感器机构 310。

第一换能器电路 320 被用于将从传感器机构 310 中接收到的数据从光学形式转变为电学形式。这种光电换能器可以采用 Agilent Technologies Inc. 所制造的 HFBR-2523 光纤 (FO) 收发机的形式。如 Agilent 公报 5988-1765EN (引用在此作为参考) 所揭示的那样，HFBR-2523 FO 收发机能够提供高抗干扰性，从而不受电磁干扰 (EMI) 源和射频干扰 (RFI) 源的影响。结果，HFBR-2523 收发机非常适用于像 MR 套间中的那种噪声环境。如图 6 所示，HFBR-2523 收发机的引脚 3 连接到电源调节器电路 370，以便从电源调节器电路 370 中接收 5V 直流电，而引脚 2 则接地。HFBR-2523 收发机接收来自传感器机构 310 的光学数据。HFBR-2523 FO 收发机所输出的电学数据通过引脚 1 和 4 输出，引脚 1 和 4 将该电学数据提供给第一 RF 收发机电路 330 的输入端。

第一 RF 收发机电路 330 连接到第一换能器电路 320，并且用于发送从第一换能器电路 320 中接收到的数据。它包括收发机模块 331、滤波器 337 和天线 339。收发机模块 331 可以采用 Linx Technologies Inc. 所出售的 TR-916-SC-PA RF 收发机模块这种形式来实现。如图 6 所示，并且如 Linx 公司所公布的“SC-PA SERIES TRANSCEIVER MODULE DESIGN GUIDE” (“SC-PA 系列收发机模块设计指导”，引用在此作为参考) 中所描述的那样，TR-916-SC-PA 模块在其 TXDATA 端接收从 HFBR-2523 FO 收发机的引脚 1 和 4 中输出的电学数据信号。当通过将高逻辑电平和低逻辑电平分别施加到 TXEN 端和 RXEN 端子、并通过将 PDN 引脚偏置到打开从而切换到发送模式时，TR-916-SC-PA 模块从其 ANT 引脚中发送出频率调制信号，在该频率调制信号上运送施加到 TXDATA 引脚上的数据信号。TR-916-SC-PA 模块 331 能够按高达 33.6 Kbps 的数据速率发送频率中心为 916.48 MHz 的调制信号。

滤波器 337 最好被实现成由 Toko Inc. 制造的 TKS2606CT-ND 电介质滤波器。如数据表 (T042) 749 (引用在此作为参考) 中所揭示的那样，TKS2606CT-ND 滤波器具有 915 MHz 的中心频率和  $\pm 13.0$  MHz 的带宽。当其输入连接到收发机模块 331 的 ANT 端时，滤波器 337 将有效地去除不想要的信号和寄生噪声，同时允许其接收到的调制信号通过并到达天线 339。尽管 TKS2606CT-ND 型号

是带通滤波器，但是也可以使用高通滤波器和陷波滤波器来衰减运送除相关数据的那些频率以外的频率。

第一 RF 收发机电路 330 的天线 339 可采取任何数目的可购买天线的形式。一种可接受天线的示例是 Linx Technologies Inc.所制造的 ANT-916-CW-QW 天线。这种类型的天线也可用作第二 RF 收发机电路 340 的天线 349。

被配置成接收由第一 RF 收发机电路 330 通过天线 339 发送的数据的第二 RF 收发机电路 340 包括：收发机模块 341、滤波器 347 和天线 349。由第一收发机电路 330 的天线 339 所辐射出的调制信号最初是被天线 349 接收，然后传递到滤波器 347。像第一收发机电路中的对应物那样，滤波器 347 可以用 TKS2606CT-ND 带通滤波器来实现，或者用低通滤波器、高通或陷波滤波器来实现。滤波器 347 所输出的经滤波调制信号被传递到收发机模块 341 的 ANT 端。

像收发机模块 331 那样，收发机模块 341 可用 TR-916-SC-PA RF 收发机单元的形式来实现。当通过将低逻辑电平和高逻辑电平分别施加到 TXEN 端和 RXEN 端、并通过打开 PDN 端从而切换到接收模式时，TR-916-SC-PA 模块能够在其 ANT 引脚处接收由第一 RF 收发机电路 330 发送的频率调制信号。然后，TR-916-SC-PA 模块 341 对该调制信号进行解调，并通过其 RXDATA 端将所得的数据信号传递到第二换能器电路 350。

第二换能器电路 350 被用于将它从收发机模块 341 中接收到的电学数据信号转换成光学形式。它包括驱动电路 351 和电光换能器 357。尤其当人们期望用很长的光纤光缆使换能器 357 和远程装置 360 互连的时候，该驱动电路主要用于确保有足够的功率来驱动该电光换能器 357。驱动电路 351 可以表现为 N 沟道 MOSFET，比如 Vishay Intertechnology Inc.在 2001 年 7 月 16 日公布的文档 70213 S-04279-Rev. F 中所揭示的 VN2222L 芯片。电光换能器 357 可采用 Agilent Technologies Inc.所制造的 HFBR-1523 FO 收发机，这在 Agilent 公报 5988-1765EN 中有所揭示。如图 7 所示，MOSFET 的栅极接收来自收发机模块 341 的 RXDATA 端的电学数据信号。驱动电路 351 的源极和漏极端将放大后的电输出提供给 HFBR-1523 FO 收发机的端子 2 和 4。然后，由 HFBR-1523 FO 收发机所输出的光学数据信号通过光纤光缆或其它合适的波导路由到远程装

置 360。

调节器级 490 可以用电气/电子技术中已知的任一种调节器电路来实现。例如,图 6A 所示的调节器是由马萨诸塞州 Norwood 的 Analog Devices Inc.生产并销售的型号为 REF02 的精密基准电压源。如其规格表 Rev.C (2002) (引用在此作为参考)所揭示的那样,REF02 调节器 490 能够根据直流电源线 130 从 GLM65-15 电源 120 中接收的 15V 直流输入,提供稳定的调节到变化为约 $\pm 1\%$ 的 5V 直流输出。该 5V 直流基准电压被提供给输出选择器级 410 和指示器级 480。

用于系统 300 中的每一个收发机组件的电源调节电路 370 可采用电气/电子技术中已知的各种调节器电路的任一种的形式。一种这样的调节器是 Fairchild Semiconductor Inc.所生产的 LM7805 调节器。如 2001 年 7 月 2 日公布的 MC78XX/LM78XX/MC78XXA 数据表(引用在此作为参考)中所揭示的那样,LM7805 调节器能够根据 9V 直流输入提供稳定的 5V 直流输出。第一收发机组件具有一个调节电路 370,使用该调节电路 370 将 5V 直流基准电压提供给 HFBR-2523 FO 收发机 320 和 TR-916-SC-PA 收发机模块 331。类似地,其它收发机组件具有调节电路 370,用来将 5V 直流基准电压提供给驱动电路 351、HFBR-1523 FO 收发机 357 以及 TR-916-SC-PA 收发机模块 341。

最好只被嵌入第二收发机电路 340 中的系统 300 的链路状态指示器电路 380,可用 N 沟道 MOSFET (比如 VN2222L 芯片)和发光二极管(LED)来实现。如图 7 所示,LED 将其阳极连接到由调节电路 370 提供的 5V 直流电压,而其阴极则连接到 MOSFET 的漏极。MOSFET 的栅极连接到收发机模块 341 的 RSSI(即“接收信号强度指示器”)端,当模块 341 正在发送或接收时 MOSFET 从该 RSSI 端处接收到偏置信号。当在其栅极如此偏置时, MOSFET 被导通,由此将其漏极连接到源极并因此提供了一条接地的通路以向 LED 供电。指示器电路 380 的主要目的是,当数据正在传感器机构 310 和远程装置 360 之间传输时可以向用户提供可视化的指示。

由传感器机构 310 所传输的数据不需要只限于生理数据。它也可以包括关于传感器机构 310 自身的运行和状态的数据。可被传输的运行数据的类型示例包括下列信息:(i) 向调节电路 370 供电的电池的电荷状态,以及如果适用的话,(ii) 基本生理信号是从多引线的引线组中的哪一根或哪几根引线中获得

的。

尽管以上内容集中于单向通信方案，但是系统 300 也能够进行双向通信。两个换能器电路 320 和 350、两个 TR-916-SC-PA 收发机模块 331 和 341、以及两个滤波器 337 和 347 全都设计成用于双向通信。结果，本发明也能够将数据从远程装置 360 传输到传感器机构 310。可传输回传感器机构 310 的数据的类型示例包括控制信号。这种控制信号可用于命令传感器机构 310 只选择多引线的引线组中的某些引线，从这些选定的引线中拾取基本的示例信号。在 ECG 的情况下（例如其中使用了 3 根引线的引线组），控制信号可指示传感器机构 310 从那 3 根引线中选择两根，以便从这选定的两根中拾取生理信号、并由此发送从那两个生理信号中获得的 ECG 信号。

本发明也设想了一种无线地传输数据（比如用于表示暴露于 MR 系统扫描仪的病人的状况的生理信号）的方法。在一目前较佳的实施例中，该方法包括：从连在病人身上的传感器模块（例如 ECG 模块 110）中获取数据；以及将该数据从光学形式转换成电学形式。然后，由与传感器模块相关联的第一收发机组件以 RF 形式发送电学数据信号。该方法还包括下列步骤：使用远离传感器模块的第二收发机组件来接收由第一收发机组件所发送的 RF 数据信号；然后，将该数据从电学形式转换成光学形式。然后，将光学数据信号从第二收发机组件传递到与其链接的远程设置装置（例如，监控器 150）。

此外，该方法最好能够进行从远程装置到传感器模块的通信。在该目前较佳的实施例中，这包括：将从远程装置中接收到的数据从光学形式转换成电学形式；将该电学数据信号传递到第二收发机组件；以及以 RF 形式将它发送到第一接收机组件。下面的步骤包括：使用第一收发机组件来接收所发送的 RF 数据信号；然后将该数据信号从电学形式转换成光学形式，以便传递到传感器模块并为该传感器模块所用。可传输回传感器模块的数据的类型示例包括上文结合较佳系统实施例而描述的控制信号。[[如下文更全面描述地，传感器模块和远程装置之间的通信必须在不受 MR 系统运行的不利影响、且也不给 MR 系统运行造成不利影响的情况下来实现]]。

本发明还提供了通信模块的两个较佳实现方式—一个专用于 ECG，而另一个则是通用的—它们能够与远程设置的监控装置 150/360 进行通信。图 4 示出

了适用于 ECG 电极/引线组组件的通信模块，以便于对从诸如位于扫描仪腔体内这种噪声环境中的病人身上获得的 ECG 信号进行无线传输。在其较佳的实施例中，该通信模块（通常用 800 来表示）包括 RF 滤波器 805、引线选择网络 810、差分放大器 815、放大器电路 820、信号处理电路 825、调制器电路 830、发射器电路 840、滤波器电路 850 以及天线 855。RF 滤波器 805 链接到 ECG 电极/引线组传感器，从该传感器中它接收到来自每一根引线的生物电信号。滤波器被调节成去除传送生物电信号的那些频率以外的频率。响应于从远程装置 150/360 发送过来的控制信号引线选择网络 810 被用于选择电极/引线组传感器中特定的引线，从该选定引线中可拾取生物电信号。差分放大器 815 从网络 810 所选出的生物电信号中获得 ECG 信号。放大器电路 820 被用于放大从差分放大器中接收到的 ECG 信号。信号处理电路 825 最好被用于改善从放大器电路中接收到的 ECG 信号的状况。调制器电路 830 根据从信号处理电路中接收到的 ECG 信号对载波信号进行数字调制，以形成调制信号。最好被配置成在微波波段中进行发射的发射器电路 840 连接到调制器电路，以便发送从调制器电路中接收到的调制信号。滤波器电路 850 使从发射器电路中接收到的调制信号通过，但衰减了额外的噪声和其它不想要的频率。然后，由合适的天线辐射该调制信号。

为了能够进行双向通信，通信模块还可以包括限幅器电路 860、接收机电路 870 和编码器电路 880。限幅器电路 860 链接到滤波器电路 850，以便限制由天线从远程装置 150/360 中拾取的控制信号的振幅。接收机电路 870 链接到限幅器电路，从该限幅器电路中接收到控制信号。选择性地响应于控制信号，编码器电路 880 可用于对输出 ECG 信号编码，该输出 ECG 信号具有关于各种运行参数的信息。这些参数的示例包括下列信息：通信模块可获得的功率值；以及电极/引线组传感器中的从中拾取生物电信号的特定引线。

图 5 示出了一种适用于更一般形式的病人传感器的通信模块，比如 EEG 模块、EMG 模块、甚至 EOG 模块。这种通信模块 900 包括输入调节电路 910、信号处理电路 920、转换器电路 930、发射器电路 940、滤波器电路 950、限幅器电路 960、接收机电路 970 以及控制电路 980。这种电路系统共同执行与结合通信模块 800 所描述的那些功能在很大程度上相同的功能，同时做出了适当

的调整以适应可与其一起使用的不同类型的病人传感器。

除了信号获取和处理电路以外，通信模块 800 和 900 最好还包括一种用于确保自身和与其通信的远程装置之间通信的完整性的装置。例如，通信模块可使用 CRC（循环冗余检查）或类似的验证测试，来确定它自身和远程装置之间通信传输中的误码率。

在所揭示的各个实施例中，数据的传送必须在不对该通信所处环境中的设备运行造成不利影响、同时也不受该设备运行的不利影响的的情况下来实现。例如，当用在 MR 套间中时，本文所揭示的收发机组件和通信模块必须包括用于减小因扫描仪电磁频谱的敏感收听区（拉莫尔频率附近）内的 RF 噪声而在图像中出现伪像的可能性的设备。否则，这种噪声可使扫描过程中所获得的图像中出现伪像。还必须保护收发机组件和通信模块，使它们免受扫描进行时从扫描仪中辐射出的高能 RF 信号的影响。通过使用 915 MHz、2.4 GHz 和 5.8 GHz 的工业、科学和医药（ISM）通信带宽，便可在无需申请许可的情况下执行微波通信。另外，也可使用其它受许可的微波频带，比如上述美国专利申请公报 2003/0058502 A1 中所讨论的那些。在这些更高的频率下，可使用更小的天线，这将有益地减小从扫描仪中接收到的 RF 信号能量，因为天线的长度相对于所用的扫描仪波长而言远小于  $\lambda/10$ 。对于扫描仪腔体内任何类型的设备，应该使用非磁性材料来构建天线和所有其它电子元件。还应该使用屏蔽，以进一步减小通信模块对扫描仪所发出的电磁能量的易感性。

对于使用比如 2.4 GHz ISM 波带中的微波频率的通信方案（例如，802.11b、Bluetooth™），滤波器可被构建成微波带状线滤波器、波导滤波器、表面声波（SAW）滤波器、或电介质滤波器。（在 2.4 GHz 处工作良好的电介质滤波器的一个示例来自 Toko Inc.、型号为 TFM1B-2450T-10。该设备的中心频率为 2.450 GHz，其通带宽度为 50 MHz 且最大通带插入损耗为 2.3 dB。）也可能使用最近刚被联邦通信委员会（FCC）批准的超宽带（UWB）技术。UWB 无线电系统通常使用脉冲调制，由此调制并发射极窄的脉冲以便传递或接收信息。发射带宽通常超过一千兆赫。在一些情况下，使用“冲击（impulse）”发射器，其中脉冲并不调制载波。相反，由脉冲产生的射频发射被施加到天线，天线的共振频率决定了辐射发射的中心频率。天线的带宽特性将充当低通滤波器，从

而进一步影响辐射信号的形状。

这种通信所用的高频信号基本上都在扫描仪的拉莫尔频率之上，因此不太可能引起与 MR 系统的干扰、或者受 MR 系统影响。其截止频率在拉莫尔频率之上且具有足够的阻带衰减（例如，80~100 dB 的信号损耗）的高通滤波器将允许数据信号通过，但会减小任何有可能干扰 MR 扫描或产生图像伪像的低频信号。

为了保护电子元件，通信模块 800/900 包括限幅器电路 860/960，以阻挡任何过量的 RF 能量从扫描仪耦合到天线。最好使用诸如 PIN-PIN 二极管限幅器或 PIN-Schottky 二极管限幅器这样的器件来阻止从扫描仪耦合到天线的 RF 能量超过某限值（通常约 10 dBm）以上，但在发送生理数据时允许足够的能量通过。微波 PIN 二极管是一种电流控制式半导体器件，可在 RF 和微波频率处充当可变电阻器。当一器件被用作天线输入上的分路时，它可以在输入信号变得过量时有效地限制这些输入信号。两个 PIN 二极管的组合可用于提供接收机输入保护、并作为天线发送接收开关（即，它们可用于在发射机工作时便将接收机与发射机隔离开的一种电路中）。

在扫描过程中，还有可能在不使用扫描仪的 RF 信号或梯度线圈时在短暂时段内发送来自通信模块的数据信号。这使得噪声更少且通信更可靠。对于 ECG 应用而言，通过监控电极/引线组组件的引线以便寻找来自扫描仪的 RF 和梯度感应信号的特征标记，便可以对扫描仪执行“非运行时间”窗口的检测。

对于图 2 所示的系统 100，ECG 模块 110 通过光纤链路连接到收发机组件 710，收发机组件 710 可位于病人平台附近或其上或扫描仪外壳的表面上。该方法允许将非微波 RF 信号用于通信。另外，该方法在监控设备（例如，显示器）的安置方面具有更大的灵活性，因为非微波 RF 信号不是定向的。该方法还提供另一个优点，即有可能将单独的、更大的电池电源用于收发机，从而允许系统进行距离更长、且运行时间更久的通信。注意，通过一些调制装置将光信号或电信号转换成 RF 信号，便有可能用无线连接来替代目前使用的光纤或导线连接。对于用电池驱动的设备，脉冲位置调制或其它高功率效率调制方案是较佳的。

为了使设备安置的灵活性最大，本文所描述的天线最好是圆形极化的，比

如通过使用螺旋天线设计来实现这一点。尽管每一根天线有可能损失标称的 3 dB 增益,但是这会使天线在通信设备上的定向、极化和安置都有更大的灵活性。如果收发机组件/通信模块很可能位于工作环境中的固定位置,则可以使用具有更大增益/更好方向性的天线设计(比如抛物线式天线设计、喇叭状天线设计或 Yagi 天线设计),从而使信号强度耦合和系统信噪比(SNR)达到最佳。

另外,有可能使用在多个倍频处工作的宽带天线,以允许在若干频率处通信。例如,螺旋天线设计自然是宽带的,并且可用于在不止一个频率范围中工作。多个天线也可用于天线分集,这是一种处理多路信号传输效应的方式,尤其是在因金属屏蔽和通常位于其中的设备而很可能成为高反射性环境的扫描仪室内。最好将用于增大信号增益的任何定向天线置于控制室内,其中多路效应很可能比扫描仪室内要小。

对于收发机组件 710/720 和通信模块 800,有可能将电极/引线组组件的引线用作天线。该天线可被实现为具有引线组的附加导体。或者,可以使用作为引线组的一部分的导线。必须包括合适的带阻滤波,以消除来自扫描仪的 RF 能量的输入,但允许输出用于 RF 通信的更高频率信号。如果引线组组件被用作天线,则引线必须具有合适的长度并且必须经适当调谐以确保它们是有效的天线。此外,来自收发机组件/通信模块的 RF 发射功率必须被限制到安全水平。

因为收发机组件/通信模块都是用电池供电的,所以一些电源管理装置可用于帮助维持这些设备的工作时间。这可用许多方式来实现。首先,可以使收发机组件/模块能够监控何时从远程设置的收发机处接收数据信号。当接收到数据信号时,可使系统的其余部分上电。如果来自位于扫描仪腔体外的设备的信号在某个时段内不存在,则可使系统的其余部分断电。其次,收发机组件/模块可对移动作监控,并且在检测到移动后上电达某一时段。最后,收发机组件/模块可监控来自扫描仪的 RF 能量,从而指出扫描仪正在运行并且上电达某一时段。此外,作为电源管理的一部分,收发机组件/模块可发出低电池电压警告,或者以减小的速率发送数据以指出电池电压变低,同时延长了剩余电池工作周期。

除了监控生理数据以外,本文所揭示的无线链路还可有其它用途。例如,无线技术也可应用于控制和病人相连的注入设备。例如,它可用于编程、开始或结束注入过程,以及将注入状态传输到另一个设备。另一个潜在的应用是,

控制 MRI 的可调式人体线圈，比如用于测量颞下颌关节 (TMJ) 的头和颈线圈。本发明的诸多概念也可应用于在实用 MRI 研究中监控病人反应所用的那种类型的分歧系统。类似地，本发明也可以等价地应用于能向病人提供无线视频和/或声音、以及能够提供来自病人的无线视频和/或声音的系统（例如，耳机或视频设备）。

根据专利法，已经详细阐述了用于实施本发明的较佳和可替换的实施例。本发明相关领域中的普通技术人员可以认识到，在不背离以下权利要求书的精神的情况下有许多可替换的方式来实践本发明。结果，落在权利要求书字面意义之内或其等价范围之中的所有改变和变体都将被包括在权利要求书的范围中。这些技术人员还会认识到，本发明的范围由权利要求书来指示，而并非由上文所讨论或示出的任何特定示例或实施例来限定。

因此，为了促进科学和实用技术的进步，在专利法所规定的时间内，我用专利证书来确保对权利要求书所包括的所有主题拥有排他性权利。

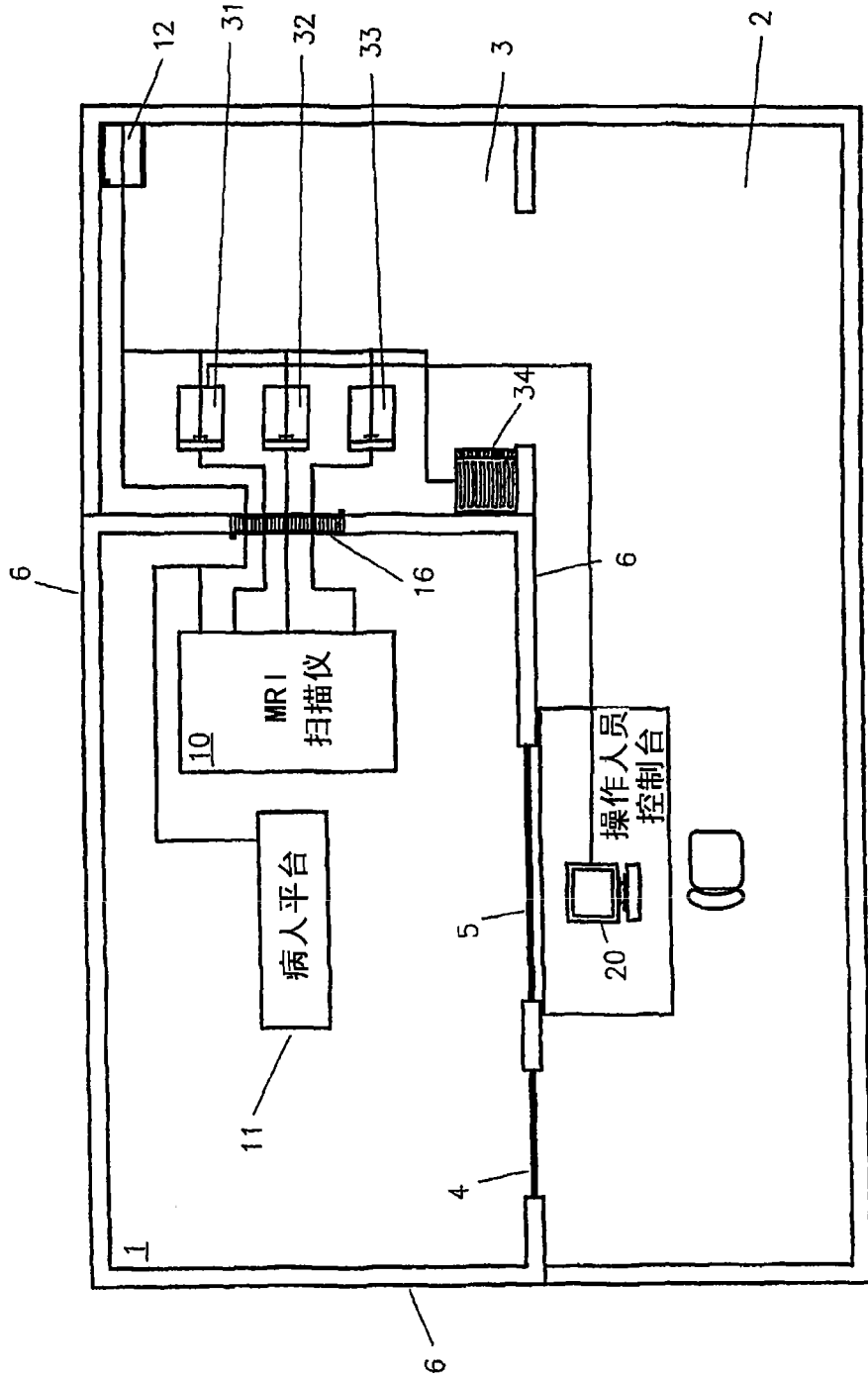


图 1A

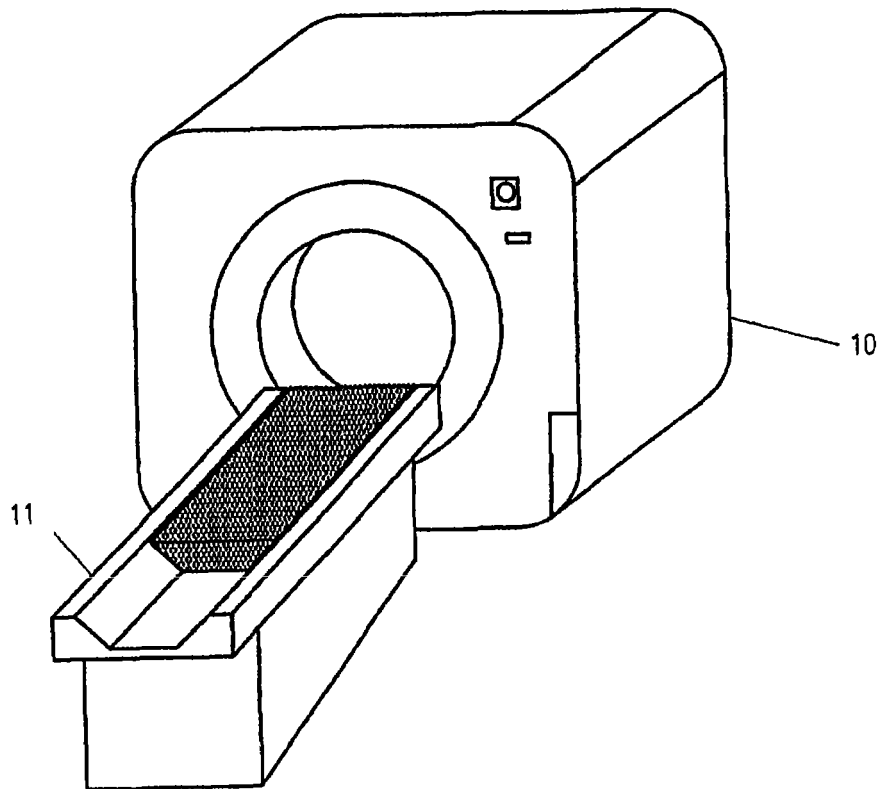


图 1B

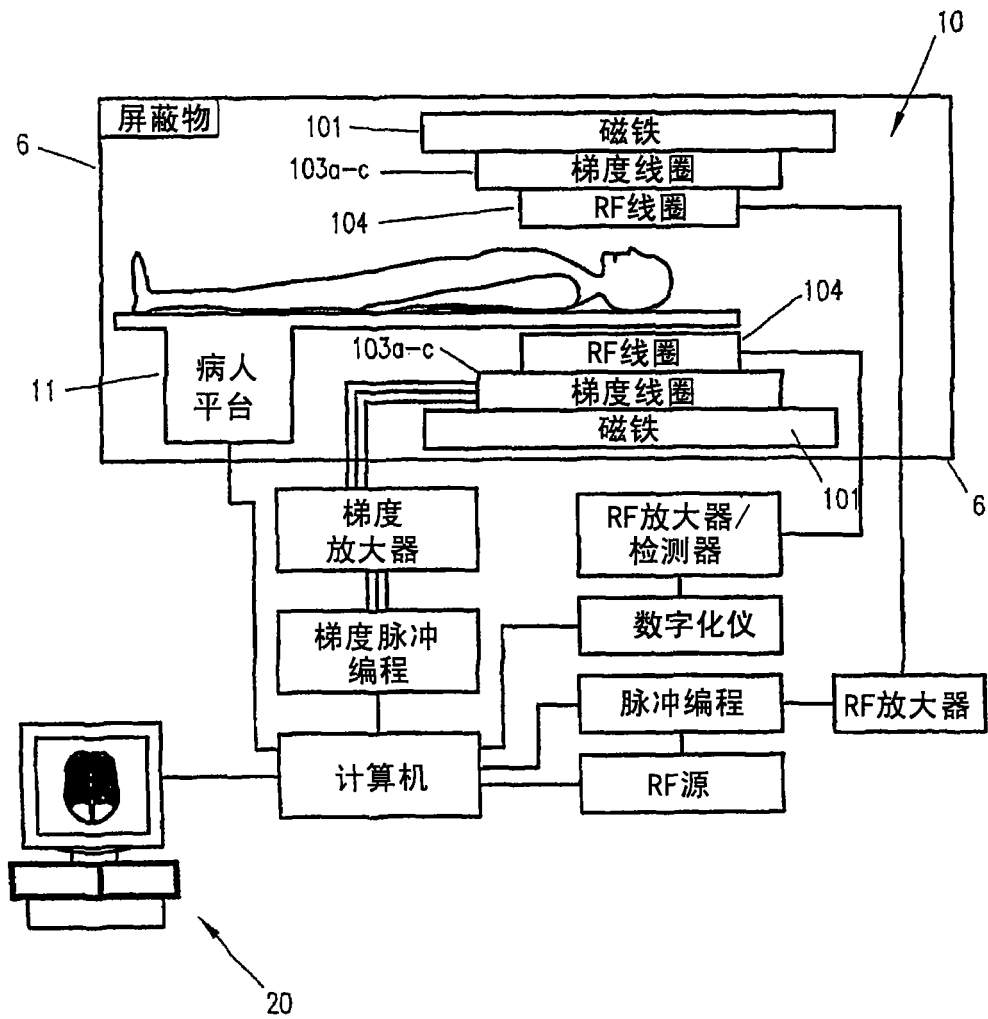


图 1C

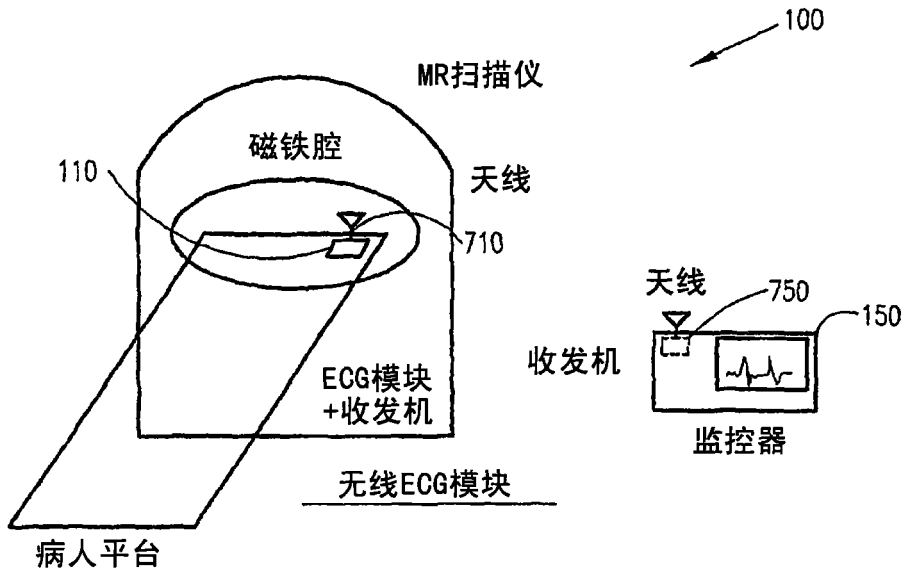


图 2

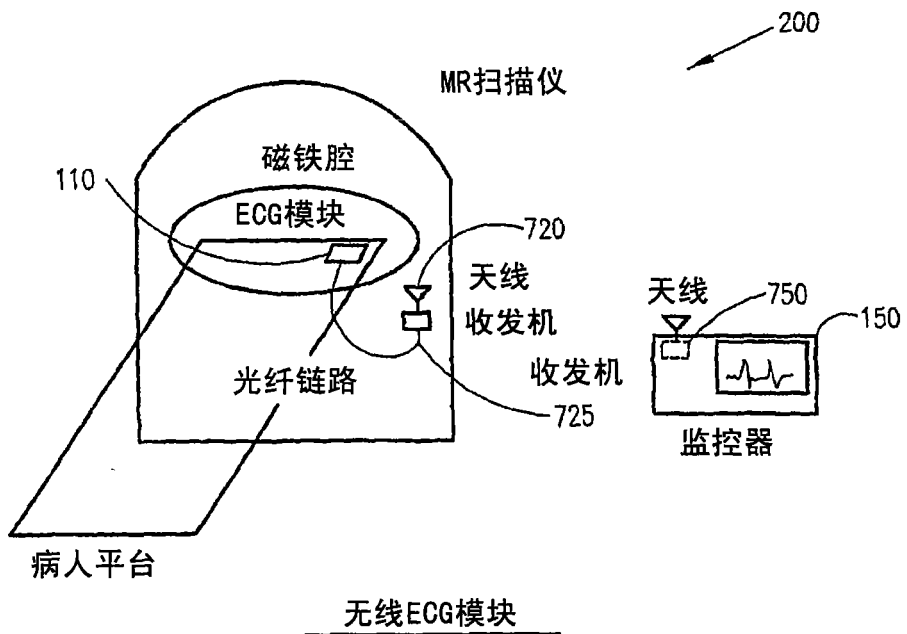
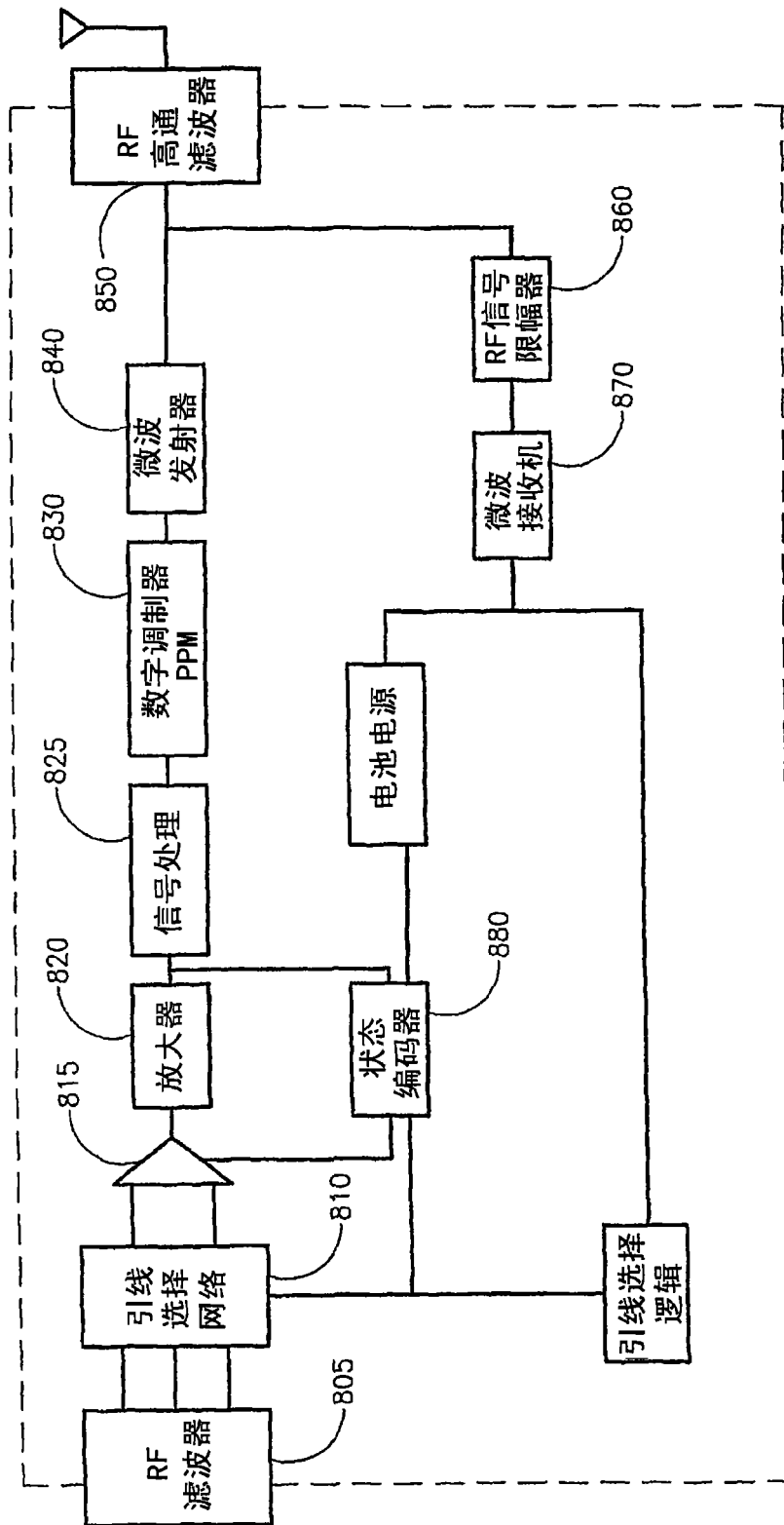
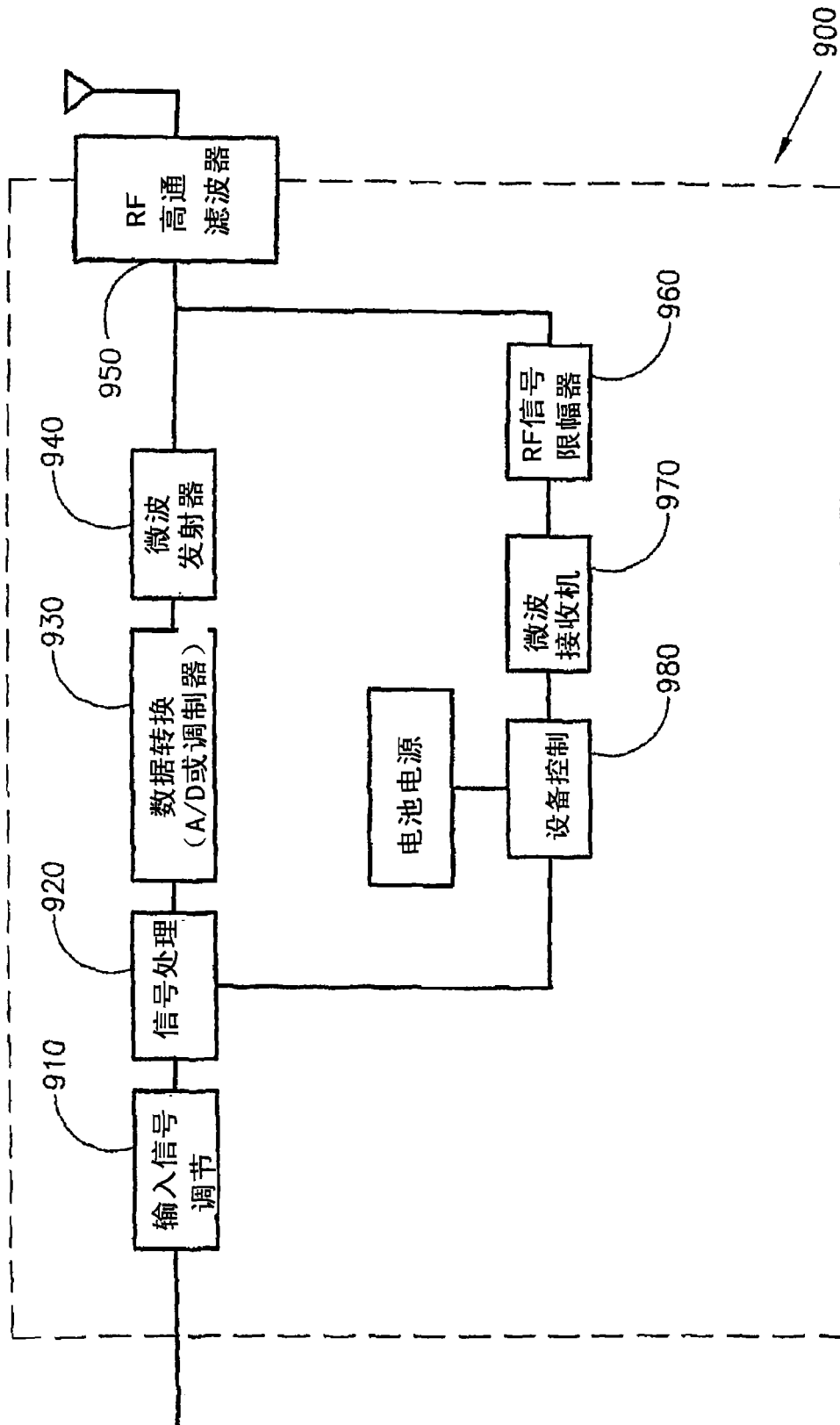


图 3



无线ECG模块

图 4



无线病人传感器模块 - 通用的

图 5

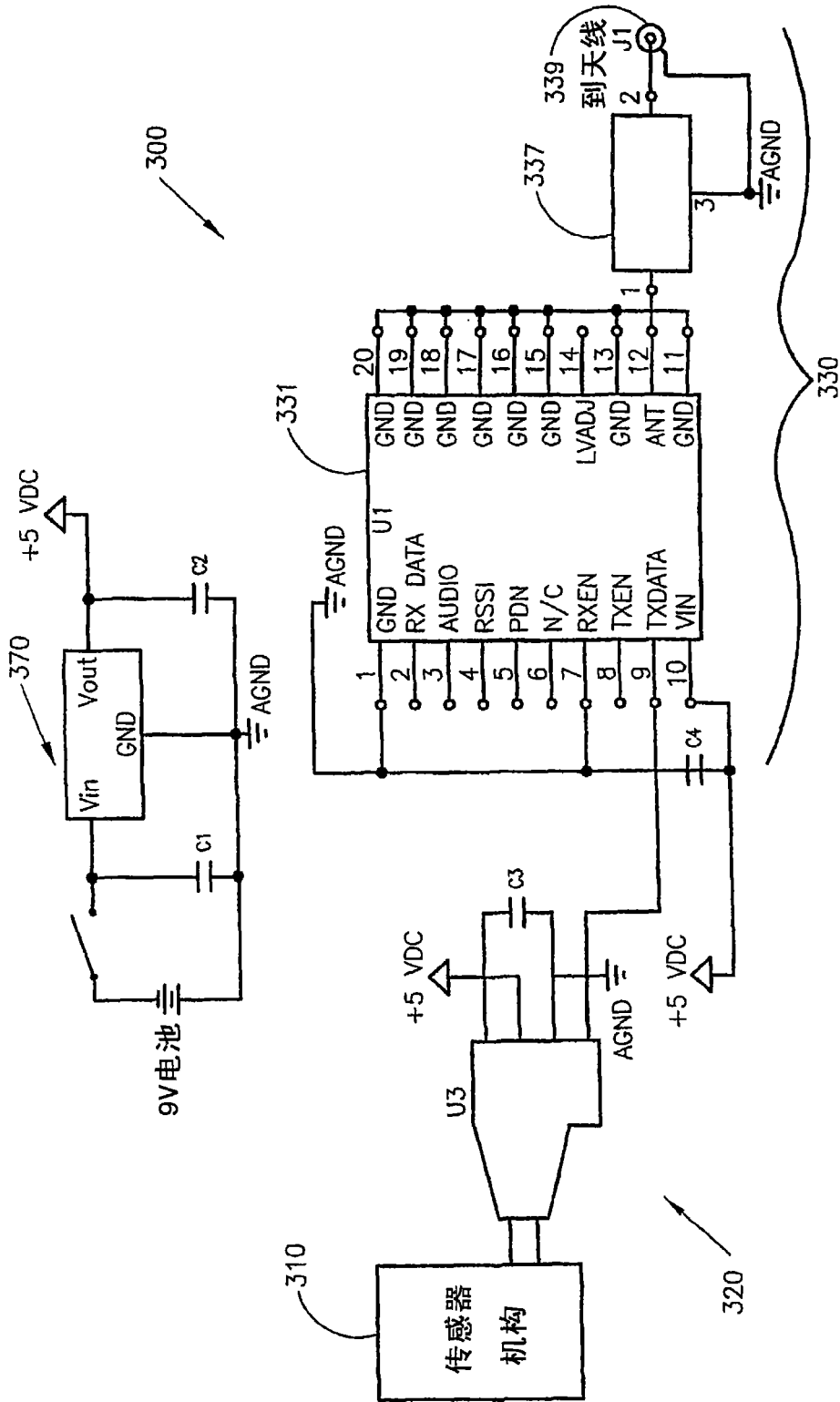


图 6

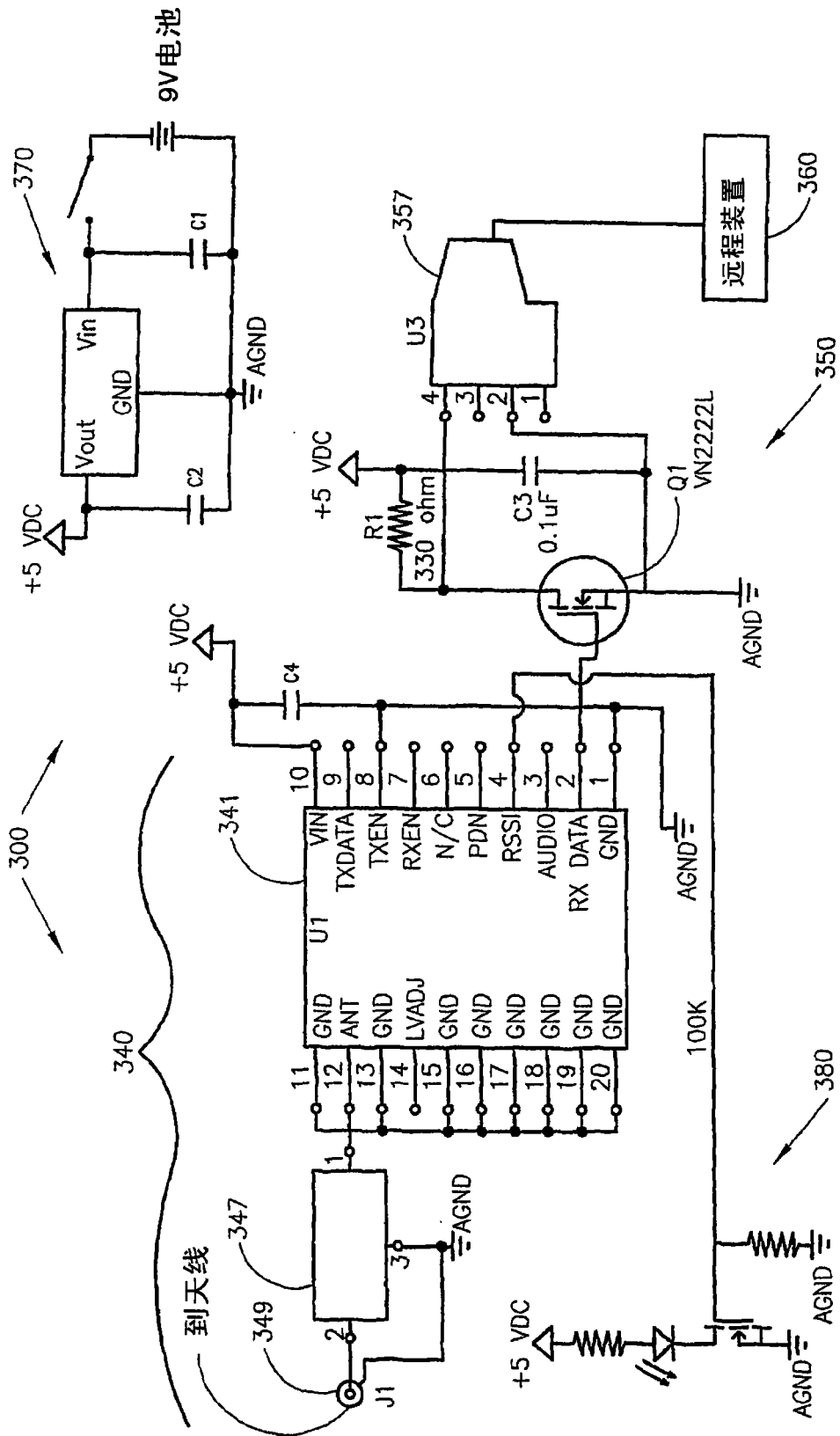


图 7

专利名称(译)	用于核磁共振成像的无线病人监控设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN101262816A</a>	公开(公告)日	2008-09-10
申请号	CN200580024566.7	申请日	2005-07-12
[标]申请(专利权)人(译)	梅德拉股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	梅德拉股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	MEDRAD INC.		
[标]发明人	D M 格里芬斯		
发明人	D·M·格里芬斯		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 A61B5/055 G01R33/28		
CPC分类号	G01R33/567 A61B5/0046 A61B5/055 G01R33/283 G01R33/5673		
代理人(译)	陈斌		
优先权	10/897737 2004-07-23 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及在电磁噪声环境(比如核磁共振成像(MRI)套间)中无线传输生理信号或其它数据所用的系统、方法和相关设备。它们允许在病人处于MR扫描仪腔体内时,对于从连接到病人的传感器模块中获取的数据进行无线传输。该系统包括第一收发机和第二收发机。第一收发机链接到传感器模块,用于发送从传感器模块中接收到的数据。连接到远离第一收发机的装置的第二收发机被用于将从第一收发机中接收到的数据传递给该装置。第一和第二收发机使传感器模块和该装置能够单向或双向通信,同时不受MR系统运行的不利影响或者不对MR系统运行造成不利影响。

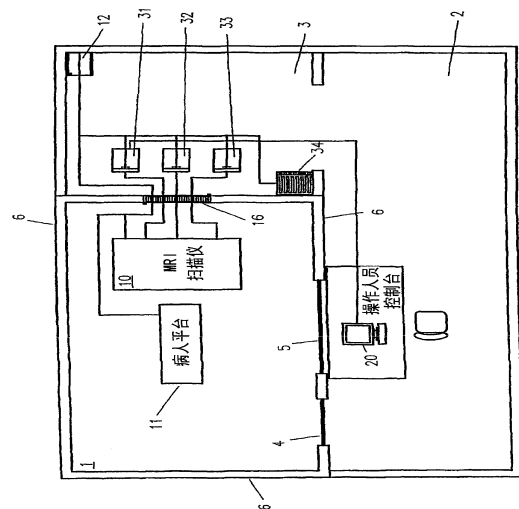


图 1A