



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510071430.3

[43] 公开日 2005 年 11 月 16 日

[11] 公开号 CN 1695551A

[22] 申请日 2005.5.6

[21] 申请号 200510071430.3

[30] 优先权

[32] 2004.5.6 [33] US [31] 10/709455

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 M·B·塞勒斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

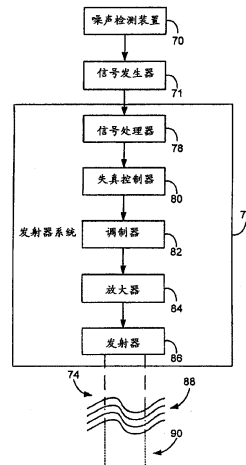
代理人 杨凯 张志醒

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 3 页

[54] 发明名称 降低与医学成像过程关联的噪声听觉感知的系统和方法

[57] 摘要

公开了用于声频噪声降低/抵消的系统和方法，所述系统包括配置成在成像区域内扫描成像对象(76)并且工作时发射系统噪声的医学成像扫描器(10)。所述系统还包括超声发射器系统(72)，它构造成发射无声信号(74)，所述无声信号具有至少在部分成像区域周围降低对系统噪声的感知的特性。



1. 一种医学成像扫描系统，它包括：
医学成像扫描器(10)，它配置成在成像区域内扫描成像对象
5 (76)，其中所述医学成像扫描器(10)在工作时发射系统噪声；以及
发射器系统(72)，它构造成发射无声信号(74)，所述无声信号具有
用来至少在部分成像区域周围降低对所述系统噪声的感知的特性。
2. 如权利要求1所述的医学成像扫描系统，其中还包括参数声
10 音发生器(71)，后者配置成产生具有用来降低对所述系统噪声的感知的
特性的信号。
3. 如权利要求1所述的医学成像扫描系统，其中所述发射器系
统(72)包括能够进行柱状发射(74)的超声发射器。
4. 如权利要求3所述的医学成像扫描系统，其中这样设置所述
15 超声发射器(72)，使得所述柱状发射(74)射向一个位置，以便向成像
对象(76)提供基本上无噪声的环境。
5. 如权利要求1所述的医学成像扫描系统，其中所述发射器系
统(72)对准所述成像对象区域和操作员区域(12)中的至少一个。
6. 如权利要求1所述的医学成像扫描系统，其中所述发射器系
20 统(72)配置成定向发射所述无声信号(74)。
7. 如权利要求1所述的医学成像扫描系统，其中所述发射器系
统(72)包括发射器(86)，它在所述发射器(86)前方产生超声能量柱
(74)，所述超声能量柱(74)具有在与非线性介质(88)交互时产生抵消
声频频率(90)的特性。
- 25 8. 如权利要求1所述的医学成像扫描系统，其中所述非线性介
质(88)包括常压空气。
9. 如权利要求7所述的医学成像扫描系统，其中沿超声能量柱
的方向将所述抵消声频频率(90)解调。

10. 如权利要求 9 所述的医学成像扫描系统, 其中所述解调的抵消声频频率(90)与所述系统噪声相互作用, 以便在所述成像区域降低可感知的系统噪声。

降低与医学成像过程关联的噪声听觉感知的系统和方法

5 技术领域

本发明一般涉及医学成像装置，更详细地说，涉及利用参数信号发生器来降低在医学成像装置工作期间产生的可觉察的噪声的系统和方法。

10 背景技术

当物质例如人体组织处于均匀磁场(极化场 B_0)中时，组织中的各个自旋磁矩试图与所述极化场对准，但以随机顺序以它们的特征 Larmor 频率围绕所述极化场自旋。如果物质，或组织，处于在 x-y 平面上并接近 Larmor 频率的磁场(激励场 B_1)中，则净对准磁矩，或“纵向磁化” M_z ，就可能被旋转，或向 x-y 平面“倾斜”，产生净横向磁矩 M_t 。在激励信号终止之后，由受激自旋发射信号。可以接收所述信号并且通过施加梯度线圈所产生的线性梯度磁场(B_x 、 B_y 和 B_z)的组合来处理所述信号，以便形成图像。这些磁场使人体组织中的各个自旋以不同的频率(Larmor 关系)形成，且这些差异可以用来对原始数据编码，以提供真实的图像。

当把电流引入梯度线圈以便例如产生 B_x 、 B_y 和 B_z 磁场时，就会由 Lorentz 力产生声频噪声。这种噪声相当响，对于非本专业技术人员来说可将其描述为类似于用锤子敲打空鼓。虽然以这种方式产生噪声并不直接影响医学成像过程，但此噪声对于成像对象来说很不舒服或令其烦恼。于是，已研发出噪声消除装置，试图降低成像对象对噪声的感知，从而在成像过程中为成像对象提供更舒适的环境。但先有技术的噪声消除装置和方法因许多原因未被普遍接受。

例如，曾试图利用传统的声音产生装置例如扬声器等来产生声

频噪声消除信号，以降低成像对象对噪声的感知，但因各种原因这些试图大部分都不成功。首先，扬声器在处于强磁场(例如成像过程所产生的那种强磁场)中时就会失效。就是说，在成像过程中产生的磁场和扬声器中的音圈相互作用，干扰了所需的噪声消除信号从扬声器中的正常发射。第二，传统的扬声器所发射的声频信号很难控制，因为在传播时所述声频信号向四周发散。为此，将扬声器从成像装置的附近移开，以减轻成像装置所产生的磁场的影响，声频可能会“泄放”到不希望的区域中去而实际上产生更多的不需要的噪声。所以，虽然加大扬声器系统和成像装置之间的距离可以降低磁场的影响，但加长的距离使噪声消除信号进一步发散到不希望的区域中去。

此外，也曾试图利用气体驱动或空气驱动的信号(例如在商用飞机应用中的那种信号)来构成噪声降低系统。这些系统之所以有利是因为它们可以对一个区域提供强定向的信号，且不使用导电材料，因导电材料会受到成像时所产生的磁场的负面影响。但是，气体驱动的系统通常不能足够精确地发送信号，不足以降低成像过程所产生的噪声。所以当耳机是由塑料，玻璃或其它非导电材料制成以使信号发送具有强定向性且不受磁场的破坏时，所发送信号的精确度却不足以用作适合的噪声消除方法。

其它的声频产生系统例如压电扬声器等，由于其在低频范围时的固有限制，也不适合于这种噪声消除应用。所以，虽然压电扬声器不受与医学成像关联的磁场的影响，但在梯度线圈上 Lorentz 力所产生的所需低频率时，适用的噪声消除仍不成功。所以，作为成像过程的副产品所产生的低频未受影响，成像对象仍能听到。

所以需要有一种能产生适合的噪声消除信号的系统和方法，以降低与医学成像过程例如 MR 成像相关联的可感知的噪声。而且，最好有一种系统和方法能定向地控制噪声消除信号的发射，以免噪声消除信号不必要地传播到不需要的区域中。还有，最好这种系统和

方法能够产生必需的噪声降低信号而没有由磁场引起的显著的工作损害。

发明内容

5 本发明提供一种通过声频噪声消除来降低对作为医学成像过程的副产品而产生的噪声的感知的系统和方法。这种无声信号是由参数信号发生器产生的并被发射和指向所选择的区域，使所述区域中可感知的噪声显著降低。

10 按照本发明的一个方面，公开了一种医学成像扫描系统，它配置成在成像区域扫描成像对象，在工作时发射系统噪声。所述医学成像扫描系统包括发射器系统，所述发射器系统构造成发射无声信号，所述信号具有至少在部分成像区域周围降低对系统噪声的感知的特性。

15 按照本发明的另一方面，公开了一种医学成像方法，它包括对成像对象执行医学成像过程。这种医学成像过程通常会产生产生不需要的噪声副产品。所述医学成像方法包括发射一种声频信号来减少对噪声副产品的感知。

20 按照本发明的又一方面，公开了一种包括磁共振成像(MRI)系统的磁共振成像(MRI)装置，所述MRI装置包括位于用于施加极化磁场的极化磁体孔周围的多个梯度线圈。MRI系统还包括由脉冲模块控制的、用于将RF信号发送到RF线圈组件以便获取MR图像的RF收发信机系统和RF开关。MRI装置还包括参数信号发生器，所述参数信号发生器配置成产生用于降低对MRI系统在工作时所产生的噪声的感知的超声信号。

25 从以下的详细说明和附图将明白本发明的各种其它特征、目的和优点。

附图说明

附图示出目前所考虑到的用于实施本发明的一个优选实施例。

图 1 是用于本发明的 MR 成像系统的示意的方框图。

图 2 是用于图 1 的 MR 成像系统的定向噪声感知降低系统的方框图。

5 图 3 是说明按照本发明一个实施例的噪声感知降低技术的各步骤的流程图。

具体实施方式

10 公开了用于利用定向无声信号来降低对作为成像过程副产品而产生的噪声的感知的系统和方法。利用发射器发射一种无声信号，所述无声信号具有用来至少在成像对象的一部分的周围降低由成像系统所产生的噪声的特性。

15 参阅图 1，图中示出包括本发明的优选磁共振成像 (MRI) 系统 10 的主要部件。所述系统的工作由操作控制台 12 控制，操作控制台包括键盘或其它输入装置 13、控制面板 14 和显示屏幕 16。操作控制台 12 通过链路 18 与单独的计算机系统 20 通信，使操作员能控制显示屏幕 16 上图像的产生和显示。计算机系统 20 包括通过底板 20a 互相通信的多个模块。这些模块包括图像处理器模块 22、CPU 模块 24 和业界称为帧缓冲器的、用于存储图像数据阵列的存储器模块 26。计
20 算机系统 20 连接到磁盘存储器 28 和磁带驱动器 30，用于存储图像数据和程序，并通过高速串行链路 34 与单独的系统控制器 32 通信。输入装置 13 可以包括鼠标、控制杆、键盘、跟踪球、触摸激励屏、光棒、语音控制、或任何类似或等效的输入装置，并且可以用于交互几何说明。

25 系统控制器 32 包括通过底板连接在一起的一组模块。这些模块包括通过串联链路 40 连接到操作控制台 12 的 CPU 模块 36 和脉冲发生器模块 38。系统控制器 32 通过链路 40 接收来自操作员的、指示需进行的扫描序列的指令。脉冲发生器模块 38 使系统组件工作，进

行所需的扫描序列，并产生表示所产生的 RF 脉冲的定时、强度和形状以及数据采集窗口的定时和长度的数据。脉冲发生器模块 38 连接到一组梯度放大器 42 上，以指示在扫描时产生的梯度脉冲的定时和形状。脉冲发生器模块 38 还可以接收来自生理采集控制器 44 的患者数据，生理采集控制器 44 从连接到患者身上的许多不同的传感器接收信号，例如连接到患者身上的电极发出的 ECG 信号。最后，脉冲发生器模块 38 连接到扫描室接口电路 46，所述接口电路 46 从各种传感器接收与患者和磁体系统的状态相关联的信号。患者定位系统 48 也是通过扫描室接口电路 46 接收指令，将患者移动到所需位置进行扫描。

将脉冲发生器模块 38 产生的梯度波形加到包括 G_x 、 G_y 和 G_z 放大器的梯度放大器系统 42。每个梯度放大器激励梯度线圈组件(总体编号为 50)中的一个相应的物理梯度线圈，产生用于空间编码获取信号的磁场梯度。梯度线圈组件 50 形成磁体组件 52 的一部分，磁体组件 52 包括极化磁体 54 和整体 RF 线圈 56。系统控制器 32 中的收发信机模块 58 产生脉冲，所述脉冲由 RF 放大器 60 放大并由发射/接收开关 62 连接到 RF 线圈 56。患者体中被激励的细胞所发射的信号可由同一 RF 线圈 56 检测并通过发射/接收开关 62 连接到前置放大器 64。放大后的 MR 信号在收发信机 58 的接收部分中被解调、滤波和数字化。发射/接收开关 62 由脉冲发生器模块 38 发出的信号控制，在发射方式时将 RF 放大器 60 电连接到线圈 56，而在接收方式时将前置放大器 64 连接到线圈 56。发射/接收开关 62 还可以使单独的 RF 线圈(例如表面线圈)能够用于发射方式或接收方式。

收发信机模块 58 把由 RF 线圈 56 拾取的 MR 信号数字化并将其传送到系统控制器 32 中的存储器模块 66。当存储器模块 66 中已获得原始 k-空间数据阵列时一次扫描即完成。所述原始 k-空间数据被重新安排成每一个待重构的图像的单独的 k-空间数据阵列，并且把每个阵列输入到阵列处理器 68 中，处理器 68 对数据进行傅里叶变换，

使之成为图像数据阵列。所述图像数据通过串行链路 34 传送到计算机系统 20，存储在存储器中，例如磁盘存储器 28 中。根据从操作控制台接收到的指令，所述图像数据可以存档作长期存储，例如存储在磁带驱动器 30 上，或者可以由图像处理器 22 作进一步的处理并传送到操作控制台 12 在显示器 16 上显示。

MRI 系统 10 还具有噪声检测装置 70、信号发生器 71 和发射器系统 72。噪声检测装置 70 配置成在工作时监控 MRI 系统并检测与工作关联的某种噪声。噪声检测装置 70 将有关检测到的噪声的反馈发送到信号发生器 71。信号发生器 71 检查来自噪声检测装置 70 的反馈并确定用于降低对所述检测到的噪声的听觉感知所需要的信号特性。信号发生器 71 产生一种信号，其特性可以降低对作为成像过程副产品而形成的系统噪声的感知。信号发生器 71 将产生的信号发送到发射器系统 72 进行处理和发射。

信号发生器 71 和发射器系统 72 一起起参数信号发生器的作用。就是说，如以下将结合图 2 更详细地说明的，发射器系统 72 接收信号发生器 71 产生的信号。发射器系统 72 利用这个信号来产生超声信号，所述超声信号的频率最好比当它被引入非线性介质例如空气时的频率高约 2kHz，从一组超声频率转换成声频信号，以降低对成像系统 10 噪声的听觉感知。

发射器系统 72 设计成以柱的形式发射无声信号，以便产生抗噪声或噪声消除信号，所述噪声消除信号降低成像对象 76 所感知的听觉噪声。无声信号 74 设计成由非线性介质解调。所以，当无声信号 74 从发射器系统 72 中发出时，通过与具有非线性特性的环境空气的相互作用而将所述信号解调。所述解调以强定向柱的形式产生可听音调，可以将其对准成像对象 76，以便至少部分抵消由 MRI 系统 10 的工作产生的噪声。

可以设想，可以把发射器系统 72 和/或其组件设置在线圈 50 所产生的磁场之内，或者可以设置在磁场之外。在优选实施例中，发

射器系统包括 HyperSonic® Sound (HSS®)发射器(可在 American Technology Corporation 的 R220 系统中购得), 用来产生无声信号。所述发射器基于压电技术, 不受上述的低频限制, 因为它用来产生超声频率信号的。HyperSonic® Sound 和 HSS ®都是 American
5 Technology Corporation, 12725 Stowe Drive Poway, California 92064 的注册商标。HSS®发射器可以位于远离线圈 50 或在线圈 50 附近, 向成像对象 76 发射无声信号。

图 2 图解说明噪声检测装置 70、信号发生器 71 和发射器系统 72 的实施例, 它们一起传送强定向无声信号, 所述强定向无声信号用来降低在成像过程中产生的可感知噪声。按照优选实施例, 发射器
10 系统 72 包括信号处理器 78、失真控制器 80、调制器 82、放大器 84 和发射器 86。

噪声检测装置 70 发出反馈, 指示噪声目前或即将作为成像过程的副产品产生, 信号发生器 71 对此反馈作出响应, 产生一种信号,
15 所述信号具有具体地用来降低由噪声检测装置 70 检测到的噪声的特性。所产生的信号频率取决于作为成像过程的副产品而产生的噪声和所接收的有关所述噪声的反馈。

可以设想, 在 MR 系统产生任何噪声之前, 可以利用一种查阅表, 从而, 可以利用所选择的成像序列的特性从查阅表中查阅有关所选择的成像序列的噪声特性的信息。所产生的噪声副产品的特性与在
20 具体成像过程中所使用的脉冲序列直接有关, 并根据所选择的扫描有显著的变化。所以, 所选择的成像过程可以用来预测与之相关的噪声特性, 并预测性地确定为降低作为所选择的成像过程的副产品而产生的可感知噪声所需要的信号特性。

附加地或者以替换的方式, 一旦成像过程已开始, 正在产生噪声副产品, 信号发生器 71 就分析检测到的噪声。通过由噪声检测系
25 统 70 对所述检测到的噪声进行分析, 信号发生器 71 动态地确定降低噪声副产品感知所需的信号特性。可以设想, 信号发生器 71 在成像

过程期间继续进行分析，以便动态地调节所述噪声副产品的变化，以降低对噪声副产品的听觉感知，而与噪声特性的改变无关。

一旦信号发生器 71 确定了所需的信号，所述信号就被发送到发射器系统 72。到达发射器系统 72 后，所述信号通过信号处理器 78、失真控制器 80 和调制器 82，以便形成复合的无声波形或超声波形。具体地说，信号处理器 78 接收信号发生器 71 产生的信号，并产生超声频率信号，由调制器 82 用第二信号(可以是或不是超声信号)调制，产生复合超声波形。将复合超声波形提供到放大器 84，产生放大的复合超声波形，将其传送到发生器 82。放大的复合超声波形作为强定向的无声信号柱 74 从发射器 86 输出。就是说，发射的无声信号 74 在发射器 86 的正前方形成虚拟柱。

射到非线性介质 88 例如大气上时，无声信号 74 与空气相互作用。空气 88 的非线性将无声信号 74 解调，产生抵消的可听声音 90。这些可听声音 90 是由于无声信号柱 74 所穿过的非线性介质(即空气)的特性而产生的。具体地说，非线性介质将无声信号 74 “下变频”成较低的可听频谱，从而将无声信号柱 74 转换成可听信号柱 90。

所以，对噪声反馈作出响应，信号发生器 71 产生一种信号，用来降低作为成像过程副产品而产生的感知噪声。所述信号通过信号处理器 78、失真控制器 80 和调制器 82，产生复合超声波形。复合超声波形传送到放大器 84，再从发射器 86 输出。当发射的无声信号 74 通过非线性介质 88 例如空气时，通过与非线性介质的相互作用而将信号 74 解调，以便产生可听音调 90，用来至少降低成像对象对作为成像过程的副产品而产生的噪声的感知。超声信号 74 和最终的可听信号 90 以强定向信号的形式传送，可以控制所述柱形式的强定向信号，以便将其对准成像对象和/或任何其它目标，而没有显著的信号发散和关联的泄漏。

现参阅图 3，图中示出流程图 100，说明用于降低成像过程中成像对象感知的噪声的技术步骤。所述技术 100 在启动或选择所需的

成像过程时开始(104)。一旦选择了所需的成像过程(104)，就可预测和/或检测作为成像过程副产品而产生的噪声，如结合图 2 所述。就是说，如前所述，可以利用查阅表来预测成像过程将产生的噪声，然后不断检测作为已启动的成像过程副产品而产生的噪声，在成像过程中动态地产生降低噪声的信号(106)。

噪声预测和/或检测(106)用来确定要产生的具体信号，使之包括为降低成像对象所感知的噪声副产品而选择的特性(108)。对在步骤(108)中选择的信号进行处理，如结合图 2 所述，并以无声信号柱的形式发射所述信号(112)。

为确保噪声副产品的变化不偏离在步骤(106)中预测/检测的噪声，需要进行检查以确定成像过程是否已完成(114)。如果所述过程尚未完成(116)，那么，系统再次确定成像过程所产生的噪声副产品，以便随所述产生的系统噪声的变化而继续确定和调节源信号。这样，使系统动态地适应噪声副产品特性的变化，以确保充分地降低成像对象所感知的噪声。另一方面，一旦成像过程已完成(118)，所述技术结束(120)，信号发射停止。

所以，上述系统和方法产生强定向性的受控信号，所述受控信号用来在成像过程中降低成像对象所感知的噪声。所述产生的信号是动态地产生的并以超声信号的形式发射，当所述超声信号与空气相互作用时，就产生可听信号，在整个噪声变化频谱范围内降低了成像对象所感知的噪声。此外，这样设计上述系统，使得所产生的信号和用于发射信号的系统都不受与成像过程关联的强磁场的影响。可以设想，虽然本发明特别适用于 MR 成像系统，但是实施成像过程的系统还可包括：超声成像系统；x 射线成像系统；计算机断层摄影(CT)成像系统；电子束断层摄影系统；正电子发射断层摄影系统；单光子发射计算机断层摄影系统；或者可以从噪声降低受益的任何其它成像系统。

所以，本发明提供一种系统和方法，通过声频噪声消除来降低

作为医学成像副产品而产生的可感知噪声。参数信号发生器用来产生无声信号，所述无声信号具有用来至少在部分成像对象周围降低成像系统所产生的噪声的特性。

5 按照本发明的一个实施例，医学成像扫描系统配置成在成像区域内扫描成像对象。医学成像扫描器在工作时发射系统噪声。医学成像扫描系统还包括发射器系统，后者构造成发射一种无声信号，所述无声信号具有至少在部分成像对象周围降低对系统噪声的感知的特性。

10 本发明的另一实施例包括医学成像方法。所述方法包括对成像对象执行医学成像过程，其中医学成像过程产生噪声副产品。所述医学成像方法包括发射可听信号配置成减小对噪声副产品的听觉感知。

15 在本发明的又一实施例中，MRI设备包括具有多个梯度线圈的MRI系统，所述多个梯度线圈位于用于施加极化磁场的极化磁体的孔周围。MRI系统还包括RF收发信机系统和RF开关，所述RF收发信机系统和RF开关由脉冲模块控制而向RF线圈组件发送RF信号，以便获取MR图像。MRI设备还包括参数信号发生器，后者配置成产生用于降低对MRI系统在工作时所产生的噪声的感知的超声信号。

20 已经就优选实施例对本发明作了说明，但是可以理解，除上述明确说明的以外，等效方案、变通方案和修改等都是可能的，均包括在所附权利要求书的范围之内。

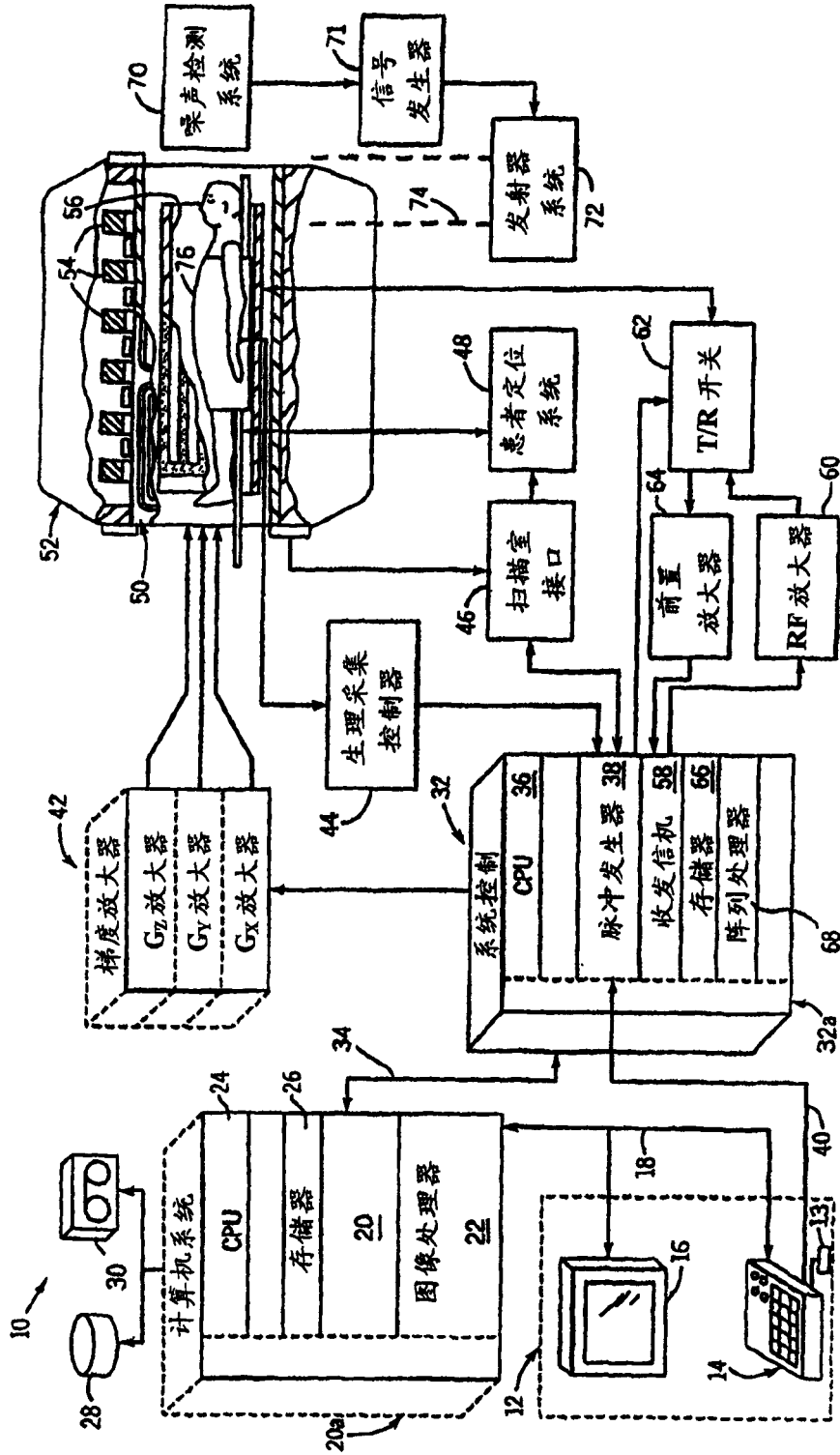


图 1

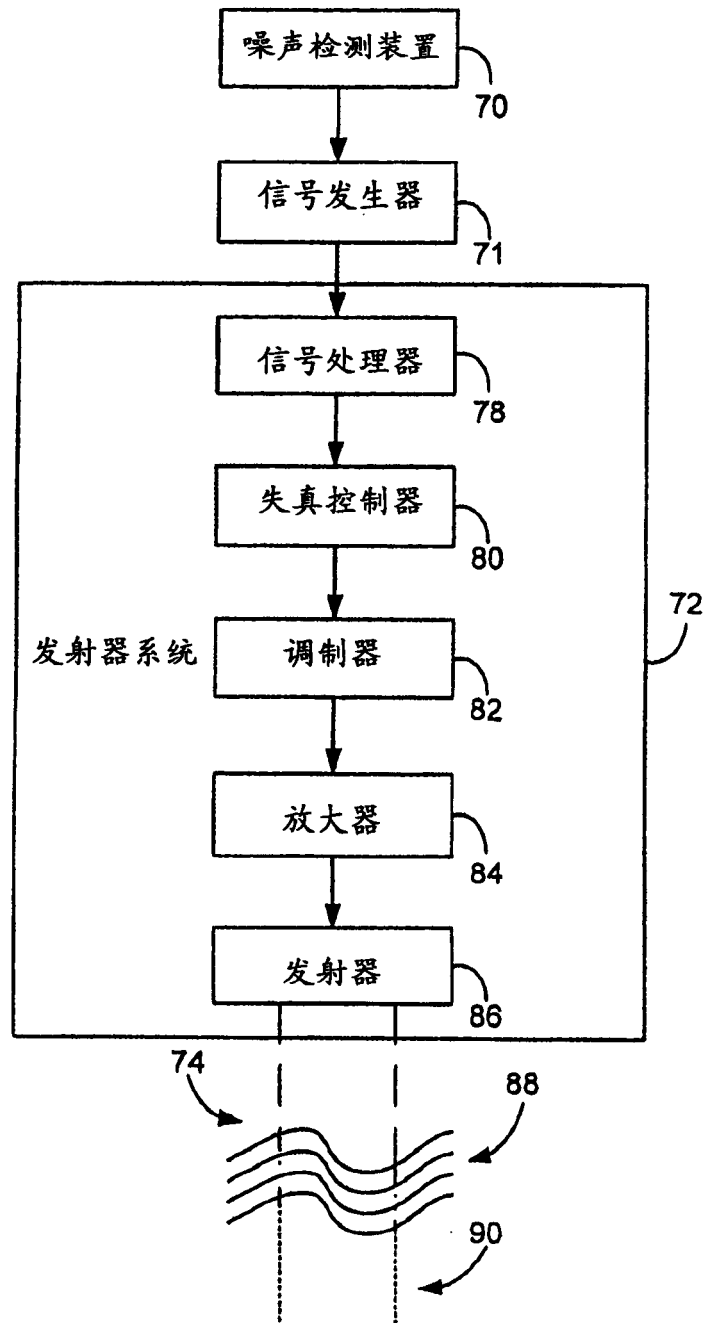


图 2

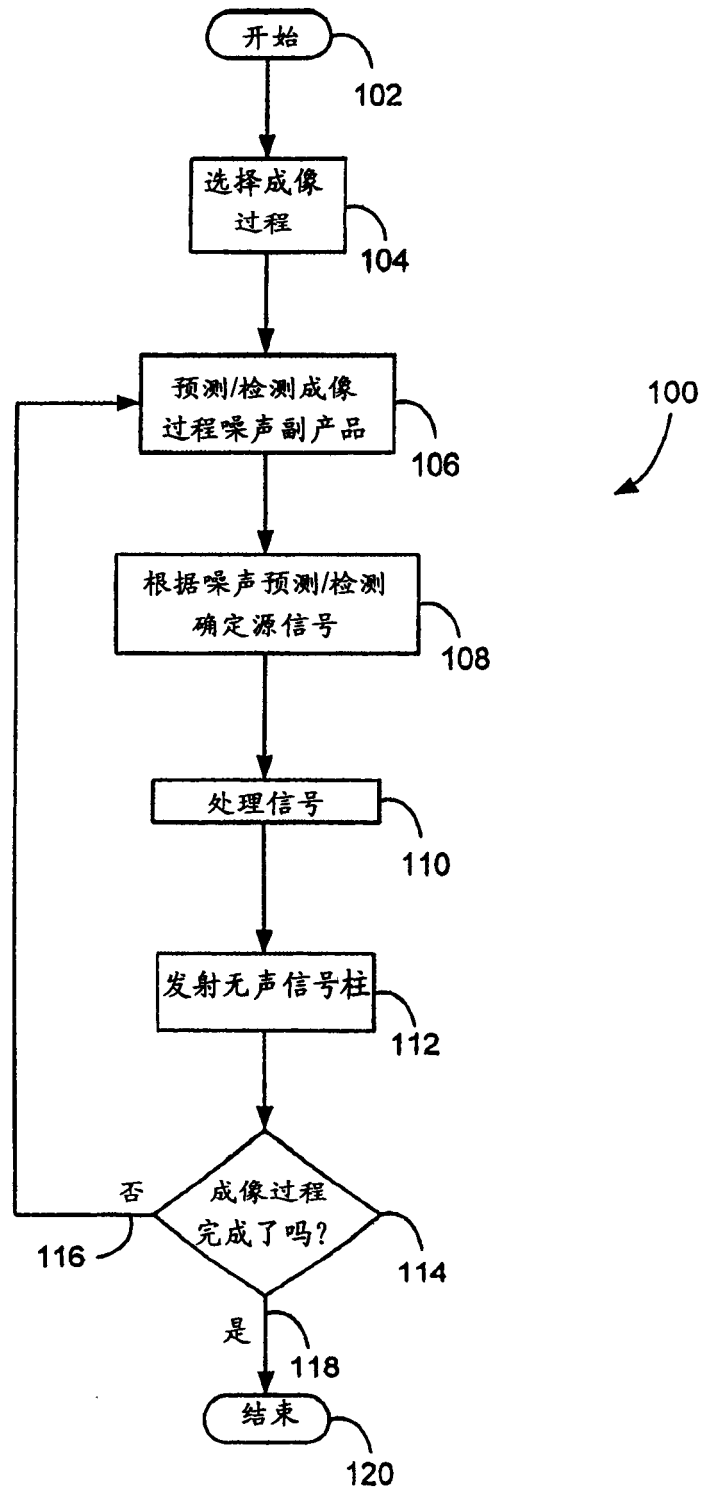


图 3

专利名称(译)	降低与医学成像过程关联的噪声听觉感知的系统和方法		
公开(公告)号	CN1695551A	公开(公告)日	2005-11-16
申请号	CN200510071430.3	申请日	2005-05-06
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	MB塞勒斯		
发明人	M· B· 塞勒斯		
IPC分类号	A61B5/055 G01R33/385 G01V3/00 G10K11/16 G10K11/178 H04R3/00 A61B8/00 A61B6/00		
CPC分类号	G01R33/3854		
代理人(译)	杨凯		
优先权	10/709455 2004-05-06 US		
其他公开文献	CN100553557C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于声频噪声降低/抵消的系统和方法，所述系统包括配置成在成像区域内扫描成像对象(76)并且工作时发射系统噪声的医学成像扫描器(10)。所述系统还包括超声发射器系统(72)，它构造成发射无声信号(74)，所述无声信号具有至少在部分成像区域周围降低对系统噪声的感知的特性。

