

[12] 发 明 专 利 说 明 书

[21] ZL 专利号 94108761.1

[45] 授权公告日 2002 年 6 月 26 日

[11] 授权公告号 CN 1086573C

[22] 申请日 1994.7.30

[21] 申请号 94108761.1

[30] 优先权

[32]1993.7.31 [33]JP [31]208335/93

[73] 专利权人 株式会社岛津制作所

地址 日本京都市

[72]发明人 饭岛直人 山崎一成

审查员 张 潇

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所

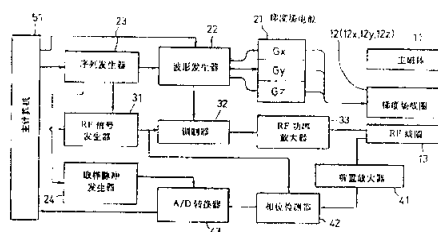
代理人 张政权

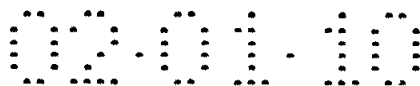
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图页数 4 页

[54]发明名称 磁共振成像装置

[57] 摘要

一种利用核磁共振原理的磁共振成像装置,其中,主磁体在成像空间内产生一均匀静磁场;射频线圈用以发射射频信号和检测核磁共振信号;梯度场控制器使第一梯度场线圈产生一薄片选择梯度场脉冲,使第二梯度场线圈产生相位编码梯度场脉冲,使第三梯度场线圈产生读梯度场脉冲;射频控制器控制磁化转移对比度脉冲的辐照强度;数据处理器收集由射频线圈检测的来自核磁共振信号的数据,并根据该数据重现一剖面图像。





权 利 要 求 书

1. 一种利用核磁共振现象的磁共振成像装置, 其特征在于包括:

用以在成像空间内产生一个均匀静磁场的主磁体;

用以产生薄片一选择梯度场脉冲、相位编码梯度场脉冲以及读梯度场脉冲三个梯度场脉冲, 其磁强度在成像空间内沿三个正交方向变化的第一至第三梯度场线圈;

用以发送射频信号并检测核磁共振 信号的射频线圈;

一梯度场控制装置, 用以使所述第一梯度场线圈以与射频线圈发送射频信号的定时关系产生所述薄片一选择梯度场脉冲, 使所述第二梯度场线圈产生所述相位编码梯度场脉冲, 使所述第三梯度场线圈实际与响应射频信号所产生的核磁共振 信号同步的方式产生读梯度场脉冲, 并在改变所述相位编码梯度场脉冲的同时重复这一脉冲序列;

一射频控制装置, 用以使所述射频线圈按脉冲序列发送射频信号, 施加一个其频率与自由水质子的谐振频率稍有偏差的射频信号一磁转移对比度脉冲, 并根据所述相位编码梯度场脉冲的强度变化控制磁转移对比度 脉冲的辐照强度, 使得该辐照强度当相位编码量为小时增大, 当相位编码量为大时减小; 以及

用以收集由所述射频线圈检测的所述核磁共振信号的数据, 并根据该数据重现一个剖面图像的数据处理器。

2. 如权利要求 1 所述的磁共振成像装置, 其特征在于, 所述射频控制装置可以用所述脉冲序列来操纵, 以实现一种开/关控制, 当相位编码量为小时加入磁转移对比度脉冲, 当相位编码量为大时消除磁转移对比度脉冲。

3. 如权利要求 2 所述的磁共振成像装置, 其特征在于, 所述射频控制装置可与所述梯度场控制装置配合, 以减少加入磁转移对比度脉冲时的脉冲序列的重复时间, 使之短于消除磁转移对比度脉冲时

的脉冲序列的重复时间。

4. 如权利要求 1 所述的磁共振成像装置, 其特征在于, 所述射频控制装置根据所述相位编码梯度场脉冲的强度变化来控制磁转移对比度脉冲的辐照强度, 使之随着相位编码量的递减逐渐增大所述辐照强度。

5. 如权利要求 1 所述的磁共振成像装置, 其特征在于, 通过所述射频控制装置加入的磁转移对比度脉冲为一种双重标定的脉冲。

6. 如权利要求 1 所述的磁共振成像装置, 其特征在于, 所述梯度场控制装置使第一至第三梯度场线圈的每一个线圈在脉冲序列中产生扰流脉冲, 该脉冲位于薄片-选择梯度场脉冲产生之前和读梯度场脉冲产生之后。

7. 如权利要求 1 所述的磁共振成像装置, 其特征在于, 所述梯度场控制装置使所述第一梯度场线圈产生第一相位编码梯度场脉冲, 使所述第二梯度场线圈产生第二相位编码梯度场脉冲;

所述射频控制装置根据第一和第二相位编码梯度场脉冲的强度变化来控制磁转移对比度脉冲的辐照强度; 于是, 磁转移对比度脉冲的辐照强度当编码量为小时增高, 当相位编码量为大时减低;

所述数据处理装置以三维傅里叶变换为基础, 根据所收集的数据重现一个三维图像。

说明书

磁共振成像装置

本发明涉及利用 NMR (核磁共振)原理的磁共振成像装置。

磁共振成像装置利用原子核的共振根据其自旋张弛时间差观测生物细胞组织。这种装置由于能获得具有最佳对比度反映该张弛时间差的图像,故在医学领域的结构形态诊断中是非常有用的。通常,所用的 NMR 参数包括质子密度 P 和两种类型的张弛时间。后者为纵向张弛时间(也称为自旋—晶格张弛时间)T₁ 和横向张弛时间(也称为自旋—自旋张弛时间)T₂。

适用于依靠 MT (磁转移)效应的磁共振成像装置的一种对比度改进技术近年来已为众所周知(例如参见 S. P. Wolf 和 R. S. Balaban 在 1989 年出版的《Mag. Reson. Med.》第 10 卷第 135 页, B. S. Hu 等人在 1992 年出版的《Mag. Reson. Med.》第 26 卷第 231 页上发表的文章,以及第 3-173529 号日本专利公告(未审))。该技术根据生物细胞组织中自由水的质子、诸如隔膜和蛋白质一类高分子的质子以及以运动受约束方式围绕生物细胞的水(以下称为受约束水)的质子之间的互作用获得图像对比度。由 MT 幅度产生的图像对比度称为 MTC (磁转移对比度)。预计该 MT 效应有利于医学诊断,不仅具有改进的图像对比度,而且能反映细胞组织的性能。

按常规,这种 MTC 图像是运用称为自旋回波技术的一种方法获得的,即将其频带与自由水的谐振频率稍有偏移(即有一个频偏)的初始饱和脉冲,或称为双重标定并具有特定形状的初始饱和脉冲(这些脉冲在此统称为 MTC 脉冲)加到某个具有梯度回波的图像序列。该双重标定的脉冲是一种具有特定形式的脉冲,其锯齿形频谱不包含自由水的谐振频率,但包含使受约束水的质子产生谐振的频率(见 Hore, P. J. 于 1983 年在《J. Magn. Resonance》第 54 期,第 539—542 页上发表的“水溶液质子 NMR 频谱中水抑制的一种新方

法》一文)。

横向迅速张弛(即横向张弛时间 T_2 不超过 0.5 毫秒)且无法用普通方法观测的受约束水的质子,可以使之部分谐振,当用 MTC 脉冲辐照时就变成饱和。受约束水的质子的饱和间接地影响到当时从自由水的质子获得的 NMR 信号的强度,而自由水的质子缓慢地横向张弛(例如横向张弛时间 T_2 至少为 30 毫秒),由此改变图像对比度。

然而,在常规实践中,当具有较大功率的 RF (射频)脉冲作为 MTC 脉冲施加时,将由包含高频分量的 MTC 脉冲产生 RF 加热(与 MTC 脉冲辐照强度和辐照时间的乘积成正比)。这样,尤其当受检对象为人体时就产生了问题。

本发明已经考虑到上述现有技术的状况,其目的在于提供一种改进的磁共振成像装置。该磁共振成像装置能获得与现有技术所述相同的对比度,但能够抑制因 RF 加热而增高的温度。

根据本发明,上述目的是通过利用 NMR 现象的磁共振成像装置实现的,该装置包括:

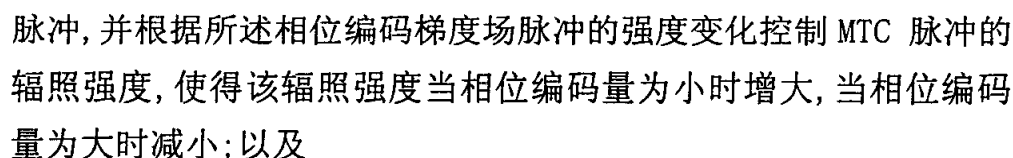
用以在成像空间内产生一个均匀静磁场的主磁体;

用以产生薄片一选择梯度场脉冲、相位编码梯度场脉冲以及读梯度场脉冲三个梯度场脉冲,其磁强度在成像空间内沿三个正交方向变化的第一至第三梯度场线圈;

用以发送 RF 信号并检测 NMR 信号的 RF 线圈;

一梯度场控制装置,用以使所述第一梯度场线圈以与 RF 线圈发送 RF 信号的定时关系产生所述薄片一选择梯度场脉冲,使所述第二梯度场线圈产生所述相位编码梯度场脉冲,使所述第三梯度场线圈实际与响应 RF 信号所产生的 NMR 信号同步的方式产生读梯度场脉冲,并在改变所述相位编码梯度场脉冲的同时重复这一脉冲序列;

一 RF 控制装置,用以使所述 RF 线圈按脉冲序列发送 RF 信号,施加一个其频率与自由水质子的谐振频率稍有偏差的 RF 信号—MTC



用以收集由所述 RF 线圈检测的所述 NMR 信号的数据, 并根据该数据重现一个剖面图像的数据处理器。

当施加了其频率与自由水质子的谐振频率稍有偏移的 MTC 脉冲时, 诸如蛋白质一类高分子的质子以及以运动受约束方式围绕它们的质子, 即受约束水的质子的自旋相位被搅乱, 质子变成饱和。这样, 有关围绕受约束水的自由水质子的自旋方面的相位信息就受到 MT 效应的互作用的影响。

只有在相位编码量小的脉冲序列中,才能获得附加有受约束水的质子信息的信号。在相位编码量小的脉冲序列中所获得的数据,置于原始数据空间(也称为 K 空间)的中心区,它是一组在二维傅里叶变换之前的数据。置于中心区的数据主要为低频分量。当重新构建图像时,它将对对比度产生重要的影响。另一方面,在相位编码量大的脉冲序列中所获得的数据,置于原始数据空间的周边区域。置于周边区域的数据主要为高频分量,当重新构建图像时,它将对分辨率产生重要的影响,但对对比度的影响很小。

这样, 在获得的数据置于原始数据空间中心区的序列中, 即在编码量小的序列中 MTC 脉冲的辐照强度有增加, 它将调整重现图像的对比度。于是, 高信号强度的 MTC 脉冲加入对对比度有重要影响的图像序列中, 而低信号强度的 MTC 脉冲则加入对分辨率有重要影响的序列中。结果, 获得的图像其对比度与将具有同样信号强度的 MTC 脉冲加入整个图像序列所获得的对比度不相上下, 但能抑制因 RF 加热而引起的温度增高。

根据本发明的装置, 最好 RF 控制器可以用脉冲序列来操纵, 以实现一种开/关控制, 当相位编码量小时加入(即开)MTC 脉冲, 当相位编码量大时取消(即关)MTC 脉冲。

因 MTC 脉冲根据相位编码梯度场脉冲所决定的相位编码量而

开和关,故与将 MTC 脉冲加到整个脉冲序列的情况相比,它可以抑制 RF 加热。

此外,RF 控制器最好与梯度场控制器配合,以减少加入 MTC 脉冲时的脉冲序列的重复时间,使之短于消除 MTC 脉冲时的脉冲序列的重复时间。

在加入 MTC 脉冲的脉冲序列期间,受约束水的质子的自旋相位被弄乱,需要时间使质子变为饱和。在消除 MTC 脉冲的脉冲序列期间,则无需上述时间。于是,与加入 MTC 脉冲的序列相比,该序列的重复时间可以缩短。结果,可以在总的时间周期减少的情况下获得一幅图像,该周期包括一连串以预定次数重复的脉冲序列。

此外,在根据本发明的装置中,RF 控制器最好可以操作,根据相位编码梯度场脉冲的强度变化来控制 MTC 脉冲的辐照强度,随着编码量的递减逐渐增加辐照强度。

通过逐渐改变 MTC 脉冲的辐照强度,可以改变迅速张弛的受约束水质子的饱和度。这将允许相应的控制原始数据区间内的数据变化。结果,通过调节 MTC 脉冲的辐照强度,可以获得具有所需对比度的图像。

在根据本发明的装置中,最好由 RF 控制器施加的 MTC 脉冲是一种双重标称的脉冲。

该双重标称的脉冲是一种具有锯齿形频谱的特定形式的脉冲,它不包含自由水质子的谐振频率,但包含使受约束水质子产生谐振的频率。由于该频谱为锯齿形,故当采用该脉冲时,总功率可以减低。这样,需要使受约束水饱和的总功率可以减小,而因 RF 加热的温度增高可以得到抑制。

在根据本发明的装置中,梯度场控制器最好可操作,使第一至第三梯度场线圈的每个线圈在脉冲序列中产生扰流脉冲,该脉冲位于薄片一选择梯度场脉冲产生之前和读梯度场脉冲产生之后。

当反复施加激励脉冲时,横向磁化可能属于自由水的质子。这将使实际不存在的具有阴影、轮廓等的幻像(称为人为痕迹)出现

在重现图像上。于是,在脉冲序列中产生薄片选择梯度场脉冲之前和产生读梯度场脉冲之后,通过产生扰流脉冲来消除属于自由水质子的横向磁化。这就确保了无人为痕迹的清晰的重现图像。

进一步,在根据本发明的装置中,可以操纵梯度场控制器,使第一梯度场线圈产生与 RF 线圈发出 RF 信号的传输具有定时关系的薄片选择梯度场脉冲,此后,使第一梯度场线圈产生第一相位编码梯度场脉冲,使第二梯度场线圈产生第二相位编码梯度场脉冲,实际上与响应该 RF 信号所产生的 NMR 信号同步地使第三梯度场线圈产生读梯度场脉冲,当改变第二相位编码梯度场脉冲的强度时重复该脉冲序列,并当改变第一相位编码梯度场脉冲的强度时重复该脉冲序列;可以操纵 RF 控制器,以便根据第一和第二相位编码梯度场脉冲的强度变化来控制 MTC 脉冲的辐照强度,于是,MTC 脉冲的辐照强度,当编码量为小时增高,当相位编码量为大时则减低;且可以操纵数据处理器,在三维傅里叶变换的基础上利用所收集的数据重现一个三维图像。

沿薄片平面方向(X—Y 方向)的位置信息,通过用于第二相位编码梯度场的脉冲和用于读梯度场的脉冲加入;而沿薄片厚度方向(Z 向)的位置信号通过用于第一相位编码梯度场的脉冲加入。这样就提供了具有各向同性的空间分辨率的三维图像(也沿薄片厚度的方向)。采用以二维傅里叶变换为基础的技术,NMR 信号只能从在 Z 方向上厚度较小的有关位置上获得。这种以三维傅里叶变换为基础的技术可使 NMR 信号从有关的三维位置上获得。这样,NMR 信号具有增大的绝对量,以实现高信噪比的数据。依据这些数据,可以获得具有优良对比度的三维图像。

此外,采用以二维傅里叶变换为基础的技术,薄片厚度取决于激励脉冲的频带以及薄片选择梯度场的脉冲强度。然而,由于激励脉冲的频带限定得较窄,只能获得 5mm 数量级的薄片厚度。另一方面,采用三维傅里叶变换,可以通过沿薄片厚度方向施加用于第一相位编码梯度场的脉冲来提高分辨率。这样,从重现三维图像可以获得

具有 1 mm 数量级的极小薄片厚度的剖面图像。

为了说明本发明,在附图中显示几种目前为较佳的几种形式,然而,显然本发明并不局限于如图所示那样精密的设置和手段。

图 1 是表示根据本发明的整个脉冲序列的时序图;

图 2A 至 2D 是表示根据本发明在一个重复时间内的脉冲序列的时序图;

图 3 是表示根据本发明的一个原始数据空间的示意图;

图 4 是根据本发明的磁共振成像装置的方框图;

图 5A 至 5D 是表示根据三维傅里叶变换在一个重复时间内的一个脉冲序列的时序图。

以下将参照附图详细描述本发明的一个较佳实施例。

图 1 表示由图 4 所示磁共振成像装置执行的如图 2A 至 2D 所示一个脉冲序列的重复。例如,通过重复脉冲序列收集 256 行数据,同时沿 256 点改变相位编码量,由此重现一个具有 256×256 点阵的图像。在此情况下,MTC 脉冲 3 按如下方法施加。相位编码量最初在负向上为大,逐渐变为接近于零,在达到零以后,逐渐在正向上增大。在初始期“a”或最终期“c”当相位编码量为大时,不加入 MTC 脉冲 3。MTC 脉冲 3 仅在中期“b”当相位编码量减小接近于零时才被加入。

首先将描述图 4 所示的磁共振成像装置。该装置包括用以形成一个静磁场的主磁体 11,以及用以在该静磁场上叠加梯度磁场的三个梯度场线圈 12 (即 12X、12Y 和 12Z)。该三个梯度场线圈 12X、12Y 和 12Z 在主磁体 11 形成的均匀静磁场上叠加,用于三个梯度场 GX、GY 和 GZ 的脉冲(即薄片选择梯度场脉冲、相位编码梯度场脉冲以及读梯度场脉冲),每个脉冲都有沿三个正交方向(X、Y 和 Z)变化的场强。受检者(患者)位于形成静磁场和梯度场的空间内,RF 线圈(射频线圈)13 加到受检者身上。

梯度场电源 21 连接至梯度场线圈 12,以供电产生梯度场 GX、GY 和 GZ。梯度场电源 21 接收来自波形发生器 22 的波形信号,控制梯

度场 GX、GY 和 GZ 的波形。RF 线圈 13 接收来自 RF 功率放大器 33 的 RF 信号,用 RF 信号辐照受检者。该 RF 信号由调制器 32 根据从波形发生器 22 接收的波形,对 RF 信号发生器 31 产生的 RF 信号通过调幅而产生。

该 RF 线圈 13 接收受检者产生的 NMR 信号,并将这些信号经由前置放大器 41 送到相位检测器 42。相位检测器 42 利用来自 RF 信号发生器 31 的 RF 信号作为基准信号,检测所接收的信号的相位。检测结果输出到模一数(A/D)转换器 43。A/D 转换器 43 还接收来自取样脉冲发生器 24 的取样脉冲,用于将检测结果转换为数字数据。该数字数据送到主计算机 51。

主计算机 51 处理该数据以重现图像,并通过序列发生器 23 确定整个序列的时序。即序列发生器 23 在主计算机 51 的控制下,将时序信号发送到波形发生器 22、RF 信号发生器 31 和取样脉冲发生器 24,以确定波形发生器 22 输出的波形信号的时序,RF 信号发生器 31 产生的 RF 信号的时序,以及取样脉冲发生器 24 产生的取样脉冲的时序。再者,主计算机 51 将波形信息发送到波形发生器 22,以控制用于梯度场 GX、GY 和 GZ 脉冲的波形、强度及类似参量,并确定由 RF 线圈 13 发射到受检者的 RF 信号的包络。主计算机 51 还将一个信号发送到 RF 信号发生器 31,以控制 RF 信号的频率。于是,主计算机 51 根据梯度回波技术或类似技术的图像序列,控制整个脉冲序列,并确定 MTC 脉冲 3 的频率和波形,确定是加入还是不加该脉冲。

该实施例采用以梯度回波技术为基础的脉冲序列,作为如图 2A—2D 中所示的图像序列。MTC 脉冲 3 加入该图像序列中。如图 2A 至 2D 所示,在该图像序列中,具有预定触发角的激励脉冲 1 连同脉冲 4 应用于薄片一选择梯度场(在本实施例中为场 GZ)。根据众所周知的梯度技术,通过加入一个脉冲 5 产生一个回波信号 2,该脉冲 5 的极性与用于薄片一选择梯度场 GZ 的脉冲的极性反相。用于相位编码梯度场(在本实施例中为场 GY)的脉冲 6 在回波信号 2 产

生之前加入,而用于读梯度场(在本实施例中为场 GX)的脉冲 7 在产生回波信号 2 时加入。MTC 脉冲 3 在激励脉冲 1 之前立即加入,其所确定的载波频率(即由 RF 信号发生器 31 产生的 RF 信号的频率被确定)具有稍微偏离自由水的谐振频率(即有一个频偏)的一个频带。激励脉冲 1 的频率相当于自由水的谐振频率。在图 2A—2D 所示的图像序列中,扰流脉冲 8 被加入梯度场线圈 12X、12Y 和 12Z (用于相应的场 GZ、GY 和 GX),以在前级和后级,尤其在用于薄片一选择梯度场 GZ 的脉冲 4 之前和用于读梯度场 GX 的脉冲 7 之后扰乱其相位。这是为了防止实际不存在的阴影、轮廓及类似的幻像(称为人为痕迹)出现在重现图像中,作为重复施加激励脉冲 1 的结果,它可能出现在横向磁化属于自由水质子的时候(实际在一个短时期内)。该扰流脉冲 8 确保了清晰的重现图像无人为痕迹。

MTC 脉冲 3 的波形在主计算机 51 控制下由波形发生器 22 确定。调制器 32 用该波形对 RF 信号发生器 31 发出的 RF 信号进行调幅,以确定 MTC 脉冲 3 的信号强度。如前所述,在本实施例中,MTC 脉冲 3 的信号强度在初始期“a”时置为零(关),在下一个时期“b”置为最大,并在终止期“c”再次置为零(见图 1)。即图 2A—2D 所示的脉冲序列重复“n”次(例如 256 次),同时改变相位编码梯度场 GY。通常,相位编码梯度场 GY 受控从一个最大负值逐渐趋于零,并在达到零后逐渐沿正向增加。这样,MTC 脉冲 3 在属于初始期“a”以重复次数#1、#2、#3…消失,在属于下一周期“b”以重复次数#K、#K+1…出现(在该期间,相位编码量接近零),在属于终止期“c”以重复次数#n 消失(在该期间,编码量沿正向为大)。

以重复次数“n”获得的回波信号 2 一行接一行地收集数据。如图 3 所示,该一行接一行的数据以获得数据的顺序排列于原始数据空间内。对如上所述按二维排列的数据完成二维傅里叶变换,以重现一个二维图像。例如,当“n”为 256 时,从一个回波信号 2 取出 256 个取样以获得 256 个数据,原始数据空间成为 256X256 矩阵,于是完成重现图像。

重现图像的对比度主要取决于排列在原始数据空间中心区 B 中的数据(即在“b”期间所获得的数据)。在外围区域 A 和 C 排列的数据(即分别在“a”和“c”期间获得的数据)对对比度的影响很小。这是因为,排列于中心区 B 的数据主要为低频分量,而排列于外围区 A 和 C 的数据主要为高频分量。在本实施例中,由于 MTC 脉冲 3 仅在“b”周期加入,通过 MT 作用加入新信息的数据仅仅是排列于中心区 B 的数据。因此,尽管 MTC 脉冲 3 未在所有的重复次数“n”加入,但重现图像的对比仍比得上当 MTC 脉冲 3 在所有的重复次数“n”加入时所获得的情况。由于 MTC 脉冲 3 的发送局限于“b”周期,因 RF 发热而产生的人体总的热量得到了抑制。这样,既使对比度得到有效的提高,又避免了发热问题。

上述实施例可以通过各种方式进行变换。例如, 通过加入 MTC 脉冲 3 所获得的数据可以是排列于原始数据空间中心区内的任何数据, 即当相位编码量为小时所获得的任何数据。这样, 本发明就不局限于 MTC 脉冲 3 在初始期和终止期 “a” 和 “c” 期间消失, 而在中期 “b” 期间接入 (即随着相位编码量改变而可变) 这样的次序。

在 MTC 脉冲 3 接入期间(如图 1 中的“b”期间),受约束水的质子的自旋相位被弄乱,需要一个时期使受约束水的质子变成饱和。在 MTC 脉冲 3 消失期间(如图 1 中的“a”和“c”期间),由于不需要上述时期,该重复时间可以缩短。结果,可以在减少包含重复次数“n”的一个总时期内获得一个图像。

在上述实施例中, MTC 脉冲 3 接入和消去。然而, 通过控制调制波形可以得出 MTC 脉冲 3 的平均值, 由此使 MTC 脉冲 3 的包络根据相位编码量 (的绝对值) 逐渐变化。这使迅速张弛的受约束水质子的饱和度能发生变化, 并能相应地控制原始数据空间内的数据变化, 由此获得具有所需对比度的图像。

MTC 脉冲 3 是频率稍偏离自由水质子谐振频率的一种 RF 信号。然而, MTC 脉冲 3 可以是具有特定形式的一种双重标称的脉冲, 它具有一种锯齿形频谱, 不包含自由水的谐振频率, 但含有受约束水

质子谐振时的频率。这样,锯齿形频谱可以减少使受约束水饱和所需的功率,进一步可有效地抑制因 RF 发热而引起的温度增高。

本发明不仅适用于根据上述二维傅里叶变换重现一个二维图像,而且适用于根据三维傅里叶变换重现一个三维图像。以下将参照图 5A—5D 进行专门叙述。首先,与激励脉冲 1 同步产生用于薄片选择梯度场 GZ 的脉冲 4。然后,使已经产生用于薄片一选择梯度场 GZ 的脉冲 4 的谐振频率线圈 12Z 产生用于第一相位编码梯度场的脉冲 9。同时,使梯度场线圈 12Y 产生用于第二相位编码梯度场 GY 的脉冲 6。脉冲序列重复“n”次同时改变第二相位编码梯度场 GY 的相位编码量。接下来,脉冲序列再重复“n”次,第二相位编码梯度场 GY 的相位编码量从先前的一串脉冲序列起改变。它将重复预定的次数。对数据进行三维傅里叶变换,由此使其按三维排列,以重现一个三维图像。在每个脉冲序列中,在每个第一相位编码梯度场 GZ 和第二相位编码梯度场 GY,针对小的相位编码量而不是针对大的相位编码量施加 MTC 脉冲 3。

根据此变换,通过用于第一相位编码梯度场 GY 的脉冲 9 以及用于第二相位编码梯度场 GZ 的脉冲 6,施加沿薄片厚度方向(Z 向)和薄片平面方向(X—Y 方向)的位置信息。这样就提供了具有各向同性空间分辨率(也是沿薄片厚度方向)的三维图像。该以三维傅里叶变换为基础的技术使 NMR 信号能从有关的三维地点得到。于是,NMR 信号具有增大的绝对量来实现高信噪比的数据。以这些数据为基础,可以获得具有优良对比度的三维图像。由于通过沿薄片厚度方向施加用于第一相位编码梯度场的脉冲而提高了分辨率,可以从重现的三维图像获得薄片厚度小至 1 mm 的剖面图像。

本发明在不脱离其基本精神的情况下还可以以其它的特定形式实施,因此,本发明的范围应当取决于所附权利要求书而不是前面的说明书。

说明书附图

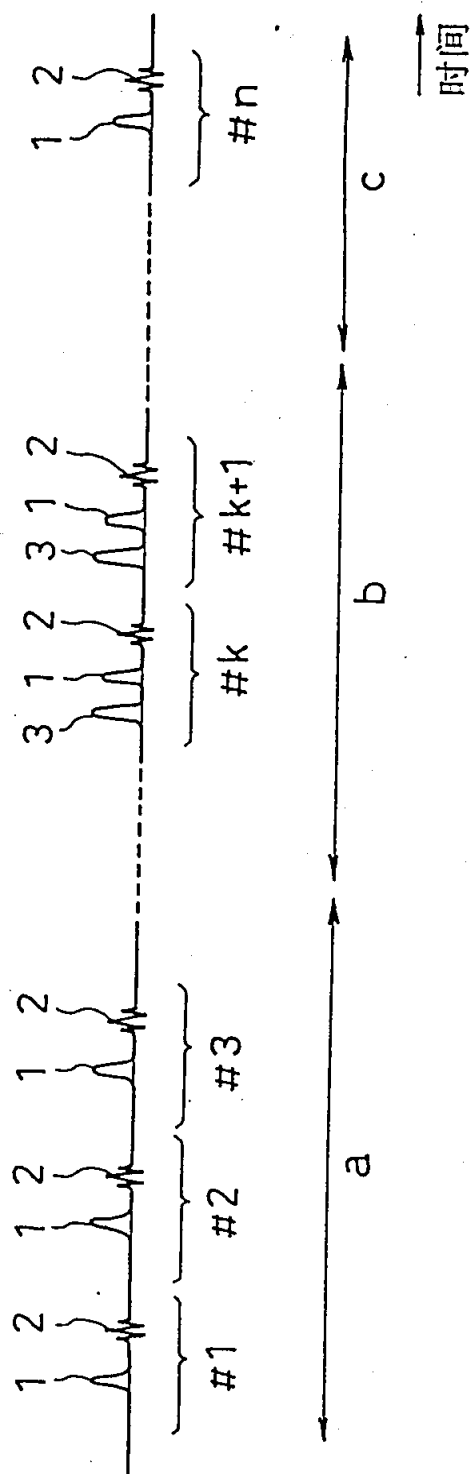


图 1

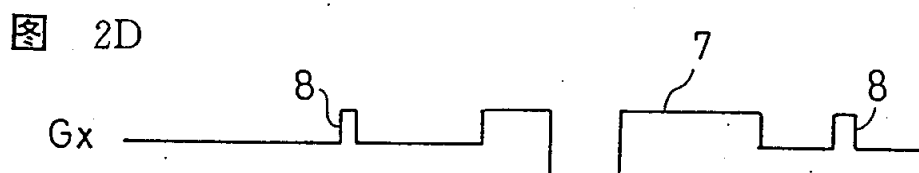
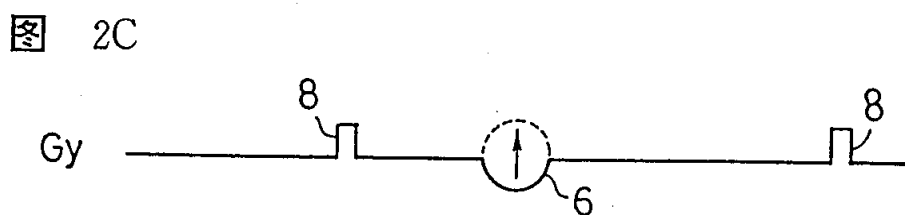
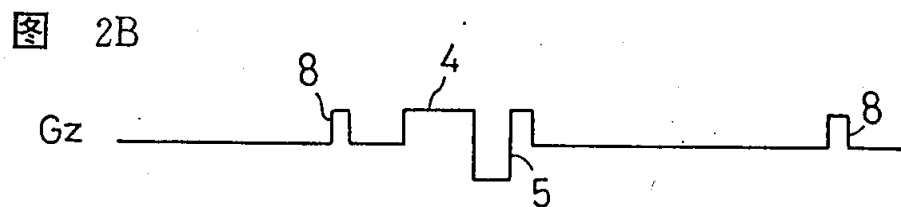
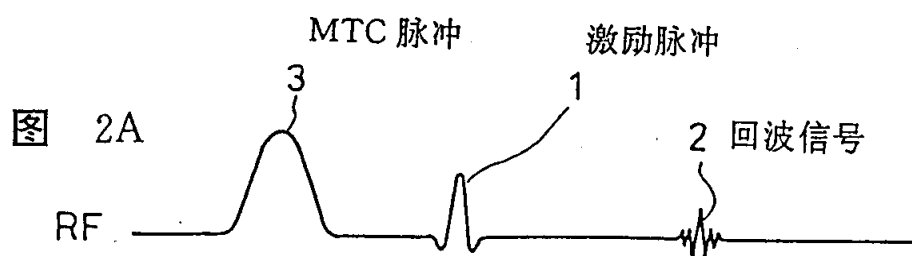


图 3

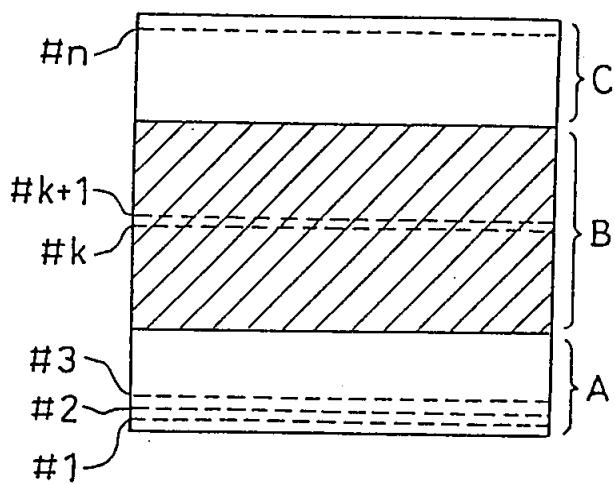
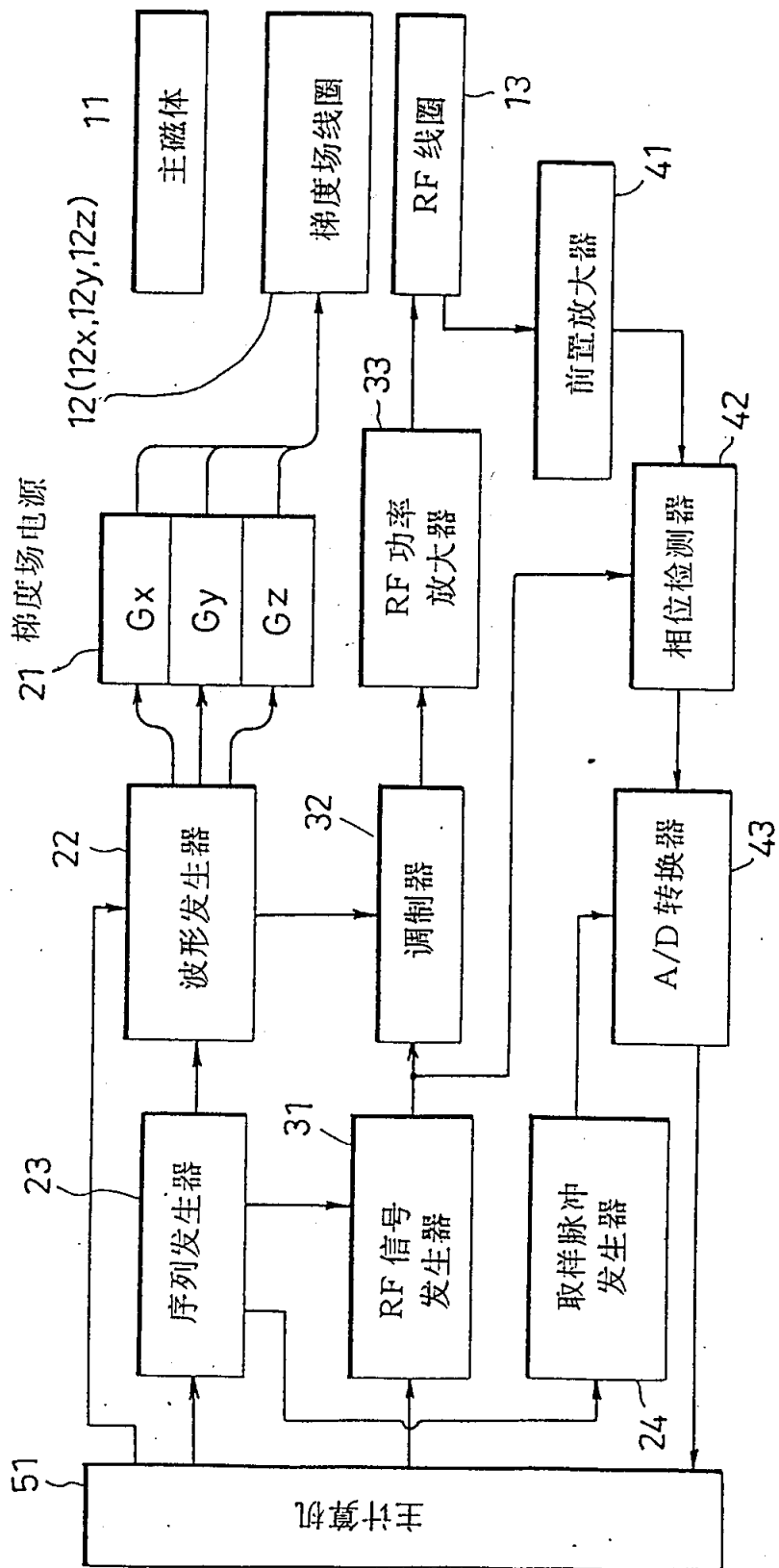


图 4



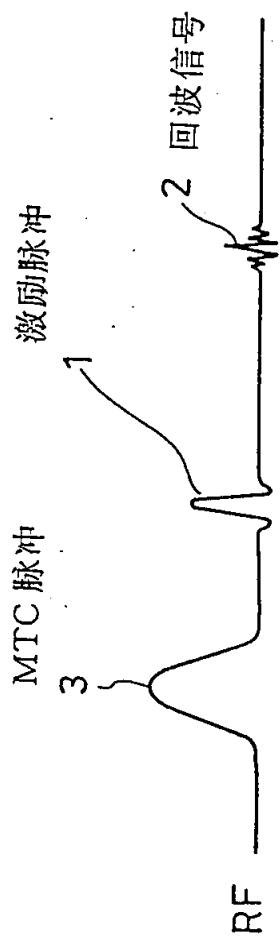


图 5A

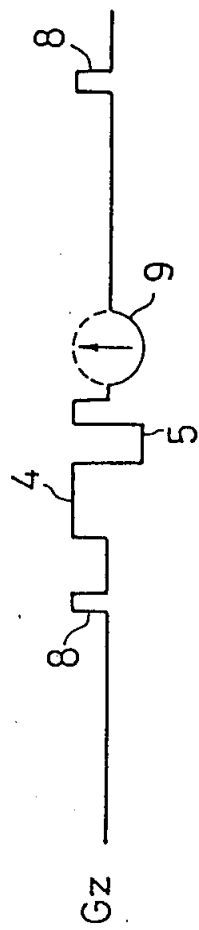


图 5B

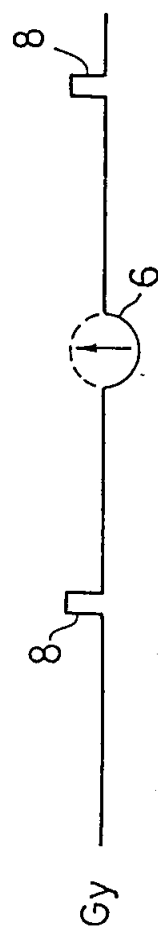


图 5C

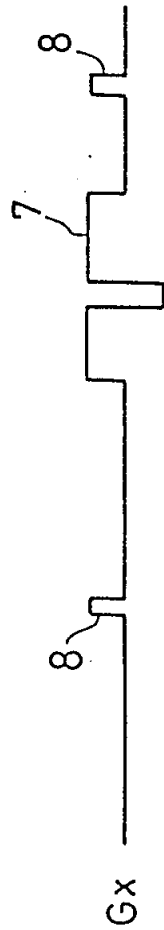


图 5D