



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106456048 B

(45)授权公告日 2019.10.08

(21)申请号 201580028038.2

(22)申请日 2015.05.19

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106456048 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据  
2014-118669 2014.06.09 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.11.21

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2015/064361 2015.05.19

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02015/190244 JA 2015.12.17

(73)专利权人 株式会社日立制作所  
地址 日本东京都

(72)发明人 谷口阳 白猪亨 越智久晃

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 范胜杰 曹鑫

(51)Int.Cl.  
A61B 5/055(2006.01)

(56)对比文件  
JP H01249042 A,1989.10.04,  
US 2009160440 A1,2009.06.25,  
JP H04208134 A,1992.07.29,  
JP H04208134 A,1992.07.29,  
US 4680545 A,1987.07.14,  
JP H01214352 A,1989.08.28,  
CN 101002680 A,2007.07.25,  
CN 101495882 A,2009.07.29,  
CN 1688249 A,2005.10.26,  
CN 103596496 A,2014.02.19,

审查员 宋光

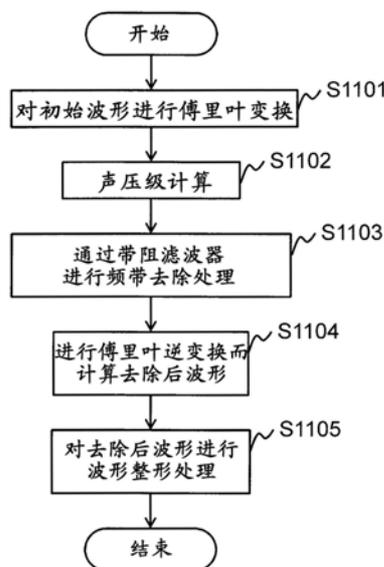
权利要求书2页 说明书15页 附图20页

(54)发明名称

磁共振成像装置以及梯度磁场波形调整方法

(57)摘要

通过在相位补偿型GE序列等梯度磁场脉冲的施加间隔没有时间余裕的高速摄像法来实现降噪。使用带阻滤波器来抑制声音的发生源即梯度磁场波形的声压级高的频带的成分,由此进行降噪。通常,当抑制梯度磁场波形的频带时,波形大幅度失真而无法满足摄像条件。因此,在抑制频带后,将失真的波形整形为满足摄像条件。使用装置固有的响应函数来计算出梯度磁场波形的声压级。



1. 一种磁共振成像装置,其特征在于,具备:

回波计测部,其按照预定的摄像条件和脉冲序列,对放置在静磁场中的被检体照射高频磁场的同时施加梯度磁场,对从上述被检体产生的回波信号进行计测;以及

梯度磁场波形调整部,其调整设定于上述脉冲序列的梯度磁场的波形即初始波形,得到调整后波形,

上述梯度磁场波形调整部具备:

频带去除部,其去除上述初始波形的频带的特定频带,生成去除后波形;以及

波形整形部,其以上述高频磁场照射中和上述回波信号计测中各个期间的上述去除后波形的平均强度与该期间的上述初始波形的平均强度大致相等的方式,对上述去除后波形的强度进行变更,将上述去除后波形整形为满足上述摄像条件,得到上述调整后波形,

上述回波计测部将上述调整后波形应用于上述脉冲序列来对上述回波信号进行计测。

2. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

去除的上述频带为上述初始波形的频带中、声压级为预定声压级以上的频带。

3. 根据权利要求2所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述频带去除部使用该磁共振成像装置固有的响应函数来计算上述初始波形的上述声压级。

4. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述波形整形部将上述高频磁场照射中和上述回波信号计测中各个期间的上述去除后波形整形为恢复至该期间的上述初始波形,得到上述调整后波形。

5. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述波形整形部以抑制由上述调整后波形引起的切片轮廓的变化的方式,对上述高频磁场的波形进行整形。

6. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

在一个以上的不同轴方向上分别施加上述梯度磁场,  
上述频带去除部按上述梯度磁场的施加轴来去除不同的频带。

7. 根据权利要求2所述的磁共振成像装置,其特征在于,

在一个以上的不同轴方向上分别施加上述梯度磁场,  
上述频带去除部去除在上述声压级的总和为预定声压级以上的轴方向上施加的上述梯度磁场的上述频带。

8. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

该磁共振成像装置还具备图像重建部,其从上述回波信号重建图像,  
上述图像重建部按照上述回波信号接收中的上述调整后波形,将上述回波信号网格化后进行重建。

9. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述频带去除部使用抑制期望范围的频带的带阻滤波器去除上述特定频带。

10. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

由上述频带去除部去除的频带被包含在0至3kHz的频带中。

11. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

由上述频带去除部去除的频带为2kHz附近的频带。

12. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,由上述频带去除部去除的频带的半值宽度为2kHz左右的值。
13. 根据权利要求3所述的磁共振成像装置,其特征在于,该磁共振成像装置还具备响应函数计算部,其施加预定的梯度磁场并计算上述响应函数。
14. 根据权利要求13所述的磁共振成像装置,其特征在于,该磁共振成像装置具备:  
话筒,其配置于上述被检体附近,收集上述产生的声音;以及  
频率分析部,其从由上述话筒收集到的声音得到频谱,  
上述响应函数计算部根据施加的上述梯度磁场和上述频谱来计算上述响应函数。
15. 根据权利要求4所述的磁共振成像装置,其特征在于,在一个以上的不同轴方向上分别施加上述梯度磁场,  
上述波形整形部,以被施加的每个轴的上述调整后波形的时间累计值与上述初始波形的该轴方向的时间累计值相等的方式,对上述调整后波形的强度进一步进行变更。
16. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,上述脉冲序列为相位补偿型GE序列。
17. 一种磁共振成像装置,其特征在于,具备:  
回波计测部,其按照用户所指定的摄像条件和脉冲序列,对放置在静磁场中的被检体照射高频磁场的同时施加梯度磁场,接收从上述被检体产生的回波信号;以及  
数据库,其与摄像条件和脉冲序列对应地保存该脉冲序列的降噪调整后的梯度磁场波形,  
上述回波计测部将与上述用户所指定的摄像条件和脉冲序列对应地保持在上述数据库中的上述降噪调整后的梯度磁场波形应用于该脉冲序列来对上述回波信号进行计测,  
上述降噪调整后的梯度磁场波形为,去除设定于上述脉冲序列的梯度磁场波形即初始波形的频带中的声压级为预定声压级以上的频带而生成去除后波形,并以上述高频磁场照射中和上述回波信号计测中各个期间的上述去除后波形的平均强度与该期间的上述初始波形的平均强度大致相等的方式对上述去除后波形的强度进行变更,整形为满足上述摄像条件的梯度磁场波形。
18. 一种磁共振成像装置的梯度磁场波形调整方法,其特征在于,包括:  
频带去除步骤,去除设定于用于摄像的脉冲序列的梯度磁场的波形即初始波形的频带的一部分,生成去除后波形;以及  
波形整形步骤,以高频磁场照射中和回波信号计测中各个期间的上述去除后波形的平均强度与该期间的上述初始波形的平均强度大致相等的方式,对上述去除后波形的强度进行变更,将上述去除后波形整形为满足预定的摄像条件。

## 磁共振成像装置以及梯度磁场波形调整方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging; MRI) 技术。特别是涉及一种降低梯度磁场引起的噪声的技术。

### 背景技术

[0002] 磁共振成像 (MRI) 装置是使横跨被检体的任意平面内的氢原子核产生核磁共振, 并从所产生的核磁共振信号拍摄该平面内的断层图像的医用图像获取装置。通常, 在施加用于确定摄像面的切片梯度磁场的同时施加激励该面内的磁化的激励脉冲, 得到由此被激励的磁化收敛的阶段中产生的核磁共振信号 (回波)。另外, 为了对磁化附加位置信息, 在从激励起直到得到回波为止的期间, 施加在断层内相互垂直的方向的相位编码梯度磁场和频率编码梯度磁场。

[0003] 根据预先设定的脉冲序列来施加用于产生回波的脉冲和各梯度磁场。该脉冲序列根据目的而已知各种脉冲序列, 例如存在将激励脉冲在较短时间重复施加的期间施加梯度磁场而获取回波的梯度回波 (GE) 类型高速摄像法。

[0004] 在这种高速摄像法中, 接近最大强度的梯形波的梯度磁场被高速地打开、关闭, 因此在配置被检体的孔内产生100dB以上的非常大的声音。该声音为放置在孔内的被检体即使佩戴了头戴式耳机、耳塞等也感到相当不舒服的大小。另外, 这种声音随着强磁场化而变大, 因此在3T (特斯拉) 以上的强磁场机中需要对策。

[0005] 对策之一, 存在以下方法: 通过低通滤波器使梯度磁场的梯形波的上升与下降的强度变化平缓, 由此进行降噪 (例如参照非专利文献1)。另外, 由梯度磁场产生的声音以梯度磁场波形的频率分布与装置固有的频率响应函数 (frequency response function, FRF) 的积来表示。存在以下方法: 利用该情况, 并使用低通滤波器来抑制梯度磁场的、FRF为微小范围以上的频率成分, 由此进行降噪 (例如参照非专利文献2)。

[0006] 现有技术文献

[0007] 非专利文献

[0008] 非专利文献1:Hedeen RA、Edelstein WA. "Characteriation and Prediction of Gradient Acoustic Noise in MR Imagers." Magn Reson Med 1997;37:p7-10.

[0009] 非专利文献2:Hennel F、Girard F、Loenneker T. " "Silent" MRI With Soft Gradient Pulses." Magn Reson Med 1999;42:p6-10.

### 发明内容

[0010] 发明要解决的课题

[0011] 例如在将上述专利文献2所公开的方法应用于常使用于头部拍摄的FSE (fast spin echo: 快速自旋回波) 序列的情况下, 存在声压级被降噪6至17dB的报告。但是, 在MRI中, 根据梯度磁场的时间累计值、一部分区间的强度来决定空间分辨率、视场等摄像条件。因此, 必须使得即使在降噪后该时间累计值、强度也不会发生变化, 基于该方法的降噪后的

梯度磁场的施加时间变长。因而,无法应用于在梯度磁场脉冲之间没有时间余裕的脉冲序列。

[0012] 例如在上述的GE类型的高速摄像法中,为了缩短拍摄时间和提高像质,在很多情况下尽可能缩短梯度磁场脉冲的施加时间。因此,不允许通过降噪使脉冲的施加时间延长,上述方法的应用较难。即使在GE类型的序列中,特别是在追加了将各轴的梯度磁场的时间积分设为零的梯度磁场脉冲的相位补偿型脉冲序列(相位补偿型GE序列)中,也几乎不存在没有施加梯度磁场的时间,因此基于波形变更的降噪本身较难。

[0013] 本发明是鉴于上述情形而完成的,目的在于提供一种通过在梯度磁场脉冲的施加间隔中没有时间余裕的高速摄像法来进行降噪的技术。

[0014] 用于解决课题的手段

[0015] 在本发明中,使用带阻滤波器来抑制声音的发生源即梯度磁场波形的声压级高的频带的成分,由此进行降噪。通常,当抑制梯度磁场波形的频带时,波形大幅度失真而无法满足摄像条件。因此,在抑制频带后,将失真的波形整形为满足摄像条件。使用装置固有的响应函数来计算梯度磁场波形的声压级。

[0016] 具体地说,提供一种磁共振成像装置,其特征在于,具备梯度磁场波形调整部,其调整预先设定于脉冲序列的梯度磁场的波形即初始波形,得到调整后波形,在按照预定的摄像条件对放置在静磁场中的被检体照射高频磁场的同时施加梯度磁场并对从上述被检体产生的回波信号进行计测时使用上述脉冲序列,上述梯度磁场波形调整部具备:频带去除部,其去除上述初始波形的频带的一部分,生成去除后波形;以及波形整形部,其将上述去除后波形整形为满足上述摄像条件,得到上述调整后波形,

[0017] 另外,提供一种磁共振成像装置的梯度磁场波形调整方法,其特征在于,包括:频带去除步骤,去除设定于使用于拍摄的脉冲序列的梯度磁场的波形即初始波形的频带的一部分,生成去除后波形;以及波形整形步骤,将上述去除后波形整形为满足预定的摄像条件。

[0018] 发明效果

[0019] 根据本发明,能够通过通过在梯度磁场脉冲的施加间隔中没有时间余裕的高速摄像法来进行降噪。

## 附图说明

[0020] 图1是表示本发明的实施方式的MRI装置的概要结构的框图。

[0021] 图2(a)是本发明的实施方式的计算机的功能框图,(b)是本发明的实施方式的变形例的计算机的功能框图。

[0022] 图3(a)是本发明的实施方式的相位补偿型GE序列的序列图,(b)是用于说明其k空间配置的说明图。

[0023] 图4(a)~(c)是用于说明本发明的实施方式的相位补偿型GE序列的梯度磁场波形的说明图。

[0024] 图5是本发明的实施方式的梯度磁场波形调整处理的流程图。

[0025] 图6(a)是用于说明在本发明的实施方式中设为波形调整对象的梯度磁场波形的说明图,(b)和(c)是用于说明设为该波形调整对象的梯度磁场的频率分布的说明图。

[0026] 图7(a)-(c)是用于说明本发明的实施方式的初始波形的说明图,(d)-(f)是用于说明去除后波形的说明图。

[0027] 图8(a)-(c)是用于说明本发明的实施方式的初始波形的频率分布的说明图,(d)-(f)是用于说明去除后波形的频率分布的说明图。

[0028] 图9是用于说明本发明的实施方式的响应函数例的说明图。

[0029] 图10是用于说明本发明的实施方式的初始波形的各轴方向的声压级的说明图。

[0030] 图11是用于说明本发明的实施方式的带阻滤波器例子的说明图。

[0031] 图12(a)-(c)是用于说明本发明的实施方式的带阻滤波器应用前后的频率分布的差分的说明图。

[0032] 图13(a)是本发明的实施方式的波形整形处理的流程图,(b)是本发明的变形例其一的波形整形处理的流程图。

[0033] 图14(a)-(c)是用于说明本发明的实施方式的调整后波形的说明图。

[0034] 图15(a)-(c)是用于说明本发明的实施方式的调整后波形的频率分布的说明图。

[0035] 图16(a)-(c)是用于说明本发明的实施方式的初始波形与调整后波形的频率分布的差分的说明图。

[0036] 图17是用于说明本发明的实施方式的调整后波形的各轴方向的声压级的说明图。

[0037] 图18(a)是用于说明本发明的实施方式的初始波形的各轴方向的声压级的总和的说明图,(b)是用于说明其调整后波形的各轴方向的声压级的总和的说明图,(c)是用于说明(a)与(b)的差分的说明图,(d)是用于说明(a)与本发明的变形例其一的波形整形后的调整后波形的各轴方向的声压级的总和的差分的说明图,(e)是用于说明(a)与本发明的变形例其二的使用了带阻滤波器的情况下的调整后波形的各轴方向的声压级的总和的差分的说明图。

[0038] 图19(a)-(c)是用于说明本发明的实施方式的去除后波形的说明图,(d)-(f)是用于说明其调整后波形的说明图,(g)-(i)是用于说明本发明的变形例其一的调整后波形的说明图。

[0039] 图20(a)是用于说明以往的低通滤波器的说明图,(b)是用于说明使用了(a)的低通滤波器的调整后的梯度磁场波形的说明图,(c)是用于说明图18(a)与图20(b)的声压级的总和的差分的说明图。

## 具体实施方式

[0040] 以下,说明应用本发明的实施方式的一例。在用于说明本发明的实施方式的全部图中,只要没有特别说明,对具有相同功能的部分附加相同的附图标记而省略其反复的说明。

[0041] [MRI装置结构]

[0042] 首先,说明本实施方式的MRI装置。图1是表示本实施方式的MRI装置100的概要结构的框图。MRI装置100具备产生静磁场的磁体101、产生梯度磁场的梯度磁场线圈102、定序器104、梯度磁场电源105、高频磁场发生器106、照射高频磁场的同时检测核磁共振信号的发送接收线圈107、接收器108、计算机109、显示器110以及存储装置111。发送接收线圈107在附图中表示单一的部分,但是也可以分别具备发送线圈和接收线圈。

[0043] 梯度磁场线圈102具备对MRI装置100的装置坐标系的x、y、z各轴方向分别施加梯度磁场的 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ 的各线圈。按照来自梯度磁场电源105的指示,从每个线圈施加梯度磁场。

[0044] 另外,本实施方式的MRI装置100还具备在该MRI装置100固有的响应函数的计算时使用的话筒112和频率分析装置113。话筒112配置于被检体103附近,收集通过施加梯度磁场而产生的声音并变换为电信号。频率分析装置113从通过话筒112收集到的声音得到频谱。

[0045] 被检体(例如生物体)103被载置在磁体101产生的静磁场空间内的床(载置台)上。另外,定序器104向梯度磁场电源105和高频磁场发生器106发送命令,分别产生梯度磁场和高频磁场。高频磁场通过发送接收线圈107被施加到被检体103。从被检体103产生的核磁共振信号被发送接收线圈107接收,通过接收器108进行检波。由定序器104设置作为检波的基准的核磁共振频率(检波基准频率 $f_0$ )。检波后的信号被发送到计算机109,在此进行图像重建等信号处理。其结果显示在显示器110中。根据需要,还能够使存储装置111存储检波后的信号、测量条件。

[0046] 定序器104按照来自计算机109的指示进行控制,使得各装置以预先编程的定时、强度进行动作。程序中特别是记述了高频磁场、梯度磁场、信号接收的定时、强度的程序被称为脉冲序列(摄像序列)。在本实施方式的MRI装置100中能够使用任意的脉冲序列。

[0047] 话筒112通过频率分析装置113与计算机109相连接。通过施加梯度磁场而产生的声音被话筒112收集而变换为电信号之后,通过频率分析装置113被变换为频谱而被输入到计算机109。计算机109根据所施加的梯度磁场的波形和从频率分析装置113输入的频谱来计算响应函数。

[0048] [计算机的功能块]

[0049] 如上所述,本实施方式的计算机109对MRI装置100的各部进行控制并执行拍摄。此时,在本实施方式中,为了降低由施加梯度磁场而引起的噪声,调整梯度磁场波形。

[0050] 为了实现这一点,如图2所示,本实施方式的计算机109具备:回波计测部120,其按照预定的摄像条件和脉冲序列对放置在静磁场中的被检体103照射高频磁场的同时施加梯度磁场,对从上述被检体103产生的回波信号进行计测,配置于k空间;图像重建部130,其从上述回波信号重建图像;梯度磁场波形调整部140,其对设定于上述脉冲序列的梯度磁场的波形即初始波形进行调整,得到调整后波形;以及响应函数计算部150,其获取响应函数。而且,回波计测部120代替初始波形而将调整后波形应用于脉冲序列来对回波信号进行计测。

[0051] 计算机109的CPU将存储在存储装置111中的程序下载至存储器并执行,由此实现这些各功能。此外,不需要将上述各功能的所有功能通过软件来实现,也可以将一部分或全部通过ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、FPGA(field-programmable gate array:现场可编程门阵列)电路等硬件来实现。

[0052] [脉冲序列]

[0053] 在本实施方式中,举例说明了作为回波计测部120遵从的脉冲序列,使用GE类型的相位补偿型脉冲序列(相位补偿型GE序列)的情况。首先,说明该相位补偿型GE序列。

[0054] 图3是相位补偿型GE序列200的序列图。在该图中,RF、 $G_s$ 、 $G_p$ 、 $G_r$ 分别表示高频磁场、切片梯度磁场、相位编码梯度磁场、频率编码梯度磁场。

[0055] 在相位补偿型GE序列200中,对通常的GE类型的序列追加用于将各轴的梯度磁场的时间累计值设为零的梯度磁场脉冲。另外,翻转角的大小与GrE法相比一般较大,其相位被交替地反转。另外,反复时间TR更短为5ms左右。

[0056] 在相位补偿型GE序列200中,首先,施加切片梯度磁场201的同时照射高频磁场(RF)脉冲202,激励对象物体内的某一切片的磁化。接着,在施加切片重定相梯度磁场203和用于对磁化的相位附加相位编码方向的位置信息的相位编码梯度磁场204、去相位用频率编码梯度磁场205之后,一边施加用于附加导出方向的位置信息的频率编码梯度磁场206一边对磁共振信号(回波)207进行计测。而且,最后施加用于将各轴的梯度磁场的时间累计值设为零的梯度磁场208、209、210。以下,将回波计测期间称为A/D期间。

[0057] 使相位编码梯度磁场204和209的强度(相位编码量 $k_p$ )变化并且使RF脉冲的相位每隔180度发生变化的同时以重复时间TR来重复上述过程,对得到一幅图像所需的回波进行计测。各回波207如图3(b)所示配置在k空间上,通过傅里叶逆变换来重建图像。

[0058] 根据该相位补偿型GE序列200,得到强调了T1(纵阻尼时间)的图像。得到的图像表示反映了T2(横阻尼时间)/T1的对比度,组织与血液的对比度良好,广泛使用于心脏的形态和功能诊断、腹部的形态诊断。

[0059] 此外,在本实施方式中,在上述序列的结构要素中调整梯度磁场群,实现降噪。梯度磁场群根据其功能而存在切片梯度磁场201、相位编码梯度磁场204以及频率编码梯度磁场206这三种。以下,将向切片梯度磁场201施加轴方向施加的梯度磁场群(在上述相位补偿型GE序列200中,切片梯度磁场201、切片重定相梯度磁场203以及梯度磁场208)总称为切片梯度磁场s。同样地,将向相位编码梯度磁场204施加轴方向施加的梯度磁场群称为相位编码梯度磁场p,将向频率编码梯度磁场206施加轴方向施加的梯度磁场群称为频率编码梯度磁场f。

[0060] [梯度磁场波形]

[0061] 图4(a)~图4(c)示出上述三种梯度磁场(切片梯度磁场s、相位编码梯度磁场p、频率编码梯度磁场f;还称为s、p、f各轴方向的梯度磁场)各自的梯度磁场波形400s、400p、400f。这些附图示出的梯度磁场波形为最初设定于相位补偿型GE序列200的初始波形。

[0062] 此外,在回波计测时,通过将s、p、f各轴方向的梯度磁场分配至x、y、z轴的各梯度磁场线圈( $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ )来决定摄像面的角度。例如如图3所示,如果设(s、p、f)=(z、y、x),则拍摄轴面的图像,如果设(s、p、f)=(x、y、z),则拍摄弧矢面的图像。

[0063] s、p、f各轴方向的梯度磁场波形(初始波形)400s、400p、400f分别如这些图所示,由在四个区间A、B、C、D中分别打开和关闭的梯形波构成。区间A为包含RF脉冲202的照射的区间。另外,区间C为包含回波信号计测(A/D)期间207的区间。区间B为两者之间的期间,区间D为从区间C至下一重复时间的区间A为止的期间。

[0064] 将向各区间施加的梯度磁场(梯形波)分别称为 $A_s$ 、 $B_s$ 、 $B_p$ 、 $B_f$ 、 $C_f$ 、 $D_s$ 、 $D_p$ 、 $D_f$ ,特别是将初始波形的各梯形波如图4(a)~图4(c)所示分别称为 $A_{s0}$ 、 $B_{s0}$ 、 $B_{p0}$ 、 $B_{f0}$ 、 $C_{f0}$ 、 $D_{s0}$ 、 $D_{p0}$ 、 $D_{f0}$ 。此外,在区间A实际照射RF的期间(称为RF期间)仅为 $A_{s0}$ 的强度为固定的期间。另外,同样地在区间C中实际对回波信号进行计测(A/D)的期间(A/D期间)仅为 $C_{f0}$ 的强度为固定的期间。

[0065] 例如在图3(a)示出的相位补偿型GE序列200中, $A_{s0}$ 为切片梯度磁场201, $B_{s0}$ 为切

片重定相梯度磁场203, Ds0为梯度磁场208。另外, Bp0为相位编码梯度磁场204, Dp0为梯度磁场209。而且, Bf0为去相位用频率编码梯度磁场205, Cf0为频率编码梯度磁场206, Df0为梯度磁场210。

[0066] [梯度磁场波形调整]

[0067] 梯度磁场波形调整部140进行梯度磁场波形调整处理,使预先设定于脉冲序列(相位补偿型GE序列200)的梯度磁场波形(初始波形)变形并实现降噪。

[0068] 在相位补偿型GE序列200中,由于时间限制而低通滤波器的应用较难。因此,在本实施方式中,使用能够抑制期望的频带的带阻滤波器,抑制(去除)声压级大的频带,使声压级降低,由此进行降噪。此外,使用装置固有的响应函数(FRF)来计算由在相位补偿型GE序列200中施加的梯度磁场而产生的声音的声压级。

[0069] 此时,仅应用带阻滤波器会成为无法满足摄像条件的波形。因此,在本实施方式中,将应用带阻滤波器后的波形(去除后波形)整形为不使梯度磁场的施加时间延长而满足摄像条件。

[0070] 为了实现该目的,如图2所示,本实施方式的梯度磁场波形调整部140具备:频带去除部141,其去除初始波形的频带的一部分,生成去除后波形;以及波形整形部142,其将上述去除后波形整形为满足上述摄像条件,得到调整后波形。

[0071] [频带去除部]

[0072] 频带去除部141在初始波形的频带中去除声压级为预定以上的频带,得到去除后波形。使用MRI装置100固有的响应函数来计算初始波形的声压级。使用用于抑制期望的频带的带阻滤波器(频带去除滤波器)来去除频带。

[0073] 带阻滤波器与低通滤波器、高通滤波器不同,是使构成波形的频带中的低频、高频直接通过而仅能够抑制中频的特定频带的滤波器。能够限定地设定要抑制的频带。

[0074] 此外,也可以按每个装置、所使用的每个脉冲序列来预先决定抑制(去除)频带的声压级。另外,也可以构成为在计算出初始波形的频带的声压级之后,将其结果呈现给用户,而由用户决定。

[0075] [波形整形部]

[0076] 如上所述,根据摄像条件来决定向图4(a)的A、B、C、D这四个区间施加的各梯形波As、Bs、Bp、Bf、Cf、Ds、Dp、Df的面积、在RF脉冲202照射中施加的As的强度、在信号接收中(A/D中)施加的Cf的强度。当这些值发生变化时,得不到期望的图像,因此波形整形部142为了满足这些条件而对去除后波形进行整形。

[0077] 本实施方式的波形整形部142整形RF期间和A/D期间各自的去除后波形,使得恢复至该期间的初始波形,得到调整后波形。具体地说,将RF脉冲202照射中的RF期间的s、p、f各轴方向的去除后波形恢复至初始波形的梯形波(强度为固定的波形)。另外,将A/D期间的s、p、f各轴方向的去除后波形恢复至初始波形的梯形波(强度为固定的波形)。

[0078] 并且,本实施方式的波形整形部142,针对s、p、f各轴方向分别对去除后波形的强度进行变更,使得去除后波形的面积(有符号)的合计(时间累计值)与初始波形的面积(有符号)的合计(时间累计值)大致相等,由此对去除后波形进行整形。这是为了维持s、p、f各轴方向的梯度磁场施加量。由此满足初始波形的摄像条件。此时,进行变更使得上述四个区间整体的梯度磁场施加时间不会延长。即,仅调整去除后波形的强度来进行波形整形。

[0079] [响应函数获取部]

[0080] 响应函数计算部150施加已知的梯度磁场波形,根据由此产生的声音的频谱计算出该MRI装置100的响应函数。即,将从施加已知的梯度磁场的同时进行测量而得到的声音得到的频谱除以对所施加的已知的梯度磁场进行傅里叶变换而得到的频谱,计算出响应函数。作为已知的梯度磁场波形,例如也可以使用白噪声。白噪声状的梯度磁场的频谱为固定,因此施加白噪声状的梯度磁场而测量的频谱直接成为响应函数。

[0081] 此外,如上所述,施加已知的梯度磁场波形而产生的声音被话筒112收集而变换为电信号,通过频率分析装置113被变换为频谱,并被输入到响应函数计算部150。

[0082] [梯度磁场波形调整处理的流程]

[0083] 说明本实施方式的梯度磁场波形调整部140的梯度磁场波形调整处理的流程。图5是本实施方式的梯度磁场波形调整处理的流程图。此外,预先计算出使用于频带去除处理的MRI装置100固有的响应函数。

[0084] 首先,频带去除部141对预先设定于相位补偿型GE序列200的梯度磁场波形(初始波形)实施傅里叶变换,变换为频率分布(步骤S1101)。接着,频带去除部141对得到的频率分布乘以MRI装置100固有的响应函数310而得到声压级(步骤S1102)。

[0085] 频带去除部141进行频带去除处理(步骤S1103)。频带去除部141将抑制声压级为预定阈值以上的频带的带阻滤波器应用于在步骤S1101中得到的频率分布,由此进行频带去除处理。

[0086] 频带去除部141通过傅里叶逆变换将频带去除后的频率分布恢复至梯度磁场波形(步骤S1104)。将此时得到的梯度磁场波形称为去除后波形。

[0087] 波形整形部142进行将梯度磁场波形整形为满足摄像条件的波形整形处理(步骤S1105)。

[0088] [梯度磁场波形调整处理]

[0089] 接着,示出具体例而说明由上述频带去除处理和波形整形处理构成的梯度磁场波形调整处理的各步骤。

[0090] 此外,在实际拍摄时,重复施加图3的相位补偿型GE序列200示出的一系列脉冲群。即,重复施加图4(a)~图4(c)示出的s、p、f各轴方向的梯度磁场。

[0091] 以下,举例说明如图6(a)所示将作为波形调整的对象梯度磁场波形(初始波形)410设为将图4(a)~图4(c)示出的初始波形400s、400p、400f施加五次的波形的情况。此外,在图6(a)中,横轴表示时间[ms],纵轴表示强度[mT/m]。

[0092] [步骤S1101]

[0093] 图6(b)示出频带去除部141将图6(a)示出的初始波形410以65kHz进行采样并进行傅里叶变换而得到的频率分布(频谱)510。此外,图6(c)是提取了图6(b)的、横轴的±3kHz范围的部分(频谱)510a。在图6(b)和图6(c)中,横轴表示频率[kHz],纵轴表示强度[mT/m]。

[0094] 根据这些图可知,对初始波形410进行傅里叶变换而得到的频率分布(频谱)510集中在1kHz以下。

[0095] 此外,在图7(a)~图7(c)中分别示出将图6(a)示出的初始波形410在s、p、f各轴方向上进行分离的波形(初始波形410s、410p、410f)。另外,在图8(a)~图8(c)中分别示出将图6(c)示出的频谱510在s、p、f各轴方向上进行分离的频谱(频谱510s、510p、510f)。

[0096] [步骤S1102]

[0097] 首先,说明预先计算出的响应函数。在本实施方式中,关于x、y、z各轴,通过上述方法来计算响应函数。图9示出计算出的响应函数310的一例。在该图中,310x为x方向的响应函数的图表,310y为y方向的响应函数的图表,310z为z方向的响应函数的图表。

[0098] 如该图所示,MRI装置100固有的响应函数310x、310y、310z在1.5kHz附近最大,200Hz以下的成分非常小。因而,当使用低通滤波器来抑制梯度磁场波形的更大的频率成分时能够将声音抑制得较小。

[0099] 频带去除部141将图9示出的x、y、z各轴方向的响应函数310x、310y、310z乘以s、p、f各轴方向的梯度磁场的频率分布510s、510p、510f,分别得到声压级。此外,在预先决定摄像面的情况下,也可以仅在通过该摄像面决定的施加方向上计算出声压级。

[0100] 在图10中示出针对全部轴计算出的声压级。各图表中的横轴表示频率[kHz]、纵轴表示声压级[dB(A)]。

[0101] 图表610s为将切片梯度磁场s在x轴(Gx)上施加的情况下的声压级(频谱510s与响应函数310x的积)。

[0102] 图表610p为将相位编码梯度磁场p在x轴(Gx)上施加的情况下的声压级(频谱510p与响应函数310x的积)。

[0103] 图表610f为将频率编码梯度磁场f在x轴(Gx)上施加的情况下的声压级(频谱510f与响应函数310x的积)。

[0104] 图表620s为将切片梯度磁场s在y轴(Gy)上施加的情况下的声压级(频谱510s与响应函数310y的积)。

[0105] 图表620p为将相位编码梯度磁场p在y轴(Gy)上施加的情况下的声压级(频谱510p与响应函数310y的积)。

[0106] 图表620f为将频率编码梯度磁场f在y轴(Gy)上施加的情况下的声压级(频谱510f与响应函数310y的积)。

[0107] 图表630s为将切片梯度磁场s在z轴(Gz)上施加的情况下的声压级(频谱510s与响应函数310z的积)。

[0108] 图表630p为将相位编码梯度磁场p在z轴(Gz)上施加的情况下的声压级(频谱510p与响应函数310z的积)。

[0109] 图表630f为将频率编码梯度磁场f在z轴(Gz)上施加的情况下的声压级(频谱510f与响应函数310z的积)。

[0110] 根据图10可知,即使在将s、p、f中的任一种梯度磁场在x、y、z中的任一个轴方向上施加的情况下,声压级高的频率也为0.5kHz至1.0kHz附近以及2kHz附近。因而,在通过该MRI装置100来执行该相位补偿型GE序列200的情况下,认为将抑制该频带的带通滤波器应用于降噪中是有效的。

[0111] 但是,0.5kHz至1.0kHz的频带为如图6(c)所示占据频谱510的大部分的区域。因而,当较强地抑制该频带时,梯度磁场波形的变化变大。因此,使用抑制2kHz附近而不抑制其它频带的带阻滤波器。

[0112] 即,使用响应函数310计算出的使用于拍摄的脉冲序列的梯度磁场的声压级高的频带被包含在0至3kHz的范围中,特别是在脉冲序列为相位补偿型GE序列200的情况下,为

2kHz附近的频带。另外,其半值宽度为2kHz前后。因而,优选频带去除部141使用0至3kHz的频带、特别是2kHz附近的频带,且半值宽度为2kHz前后的带阻滤波器来去除梯度磁场的频带。

[0113] 图11示出抑制2kHz附近的带阻滤波器710的一例。该带阻滤波器710的函数为从1减去中心 $\pm 2\text{kHz}$ 、半值宽度1.7kHz的图基(Tukey)窗函数(最大值为1)而得的函数。

[0114] 图8(d)~图8(f)示出将该带阻滤波器710分别乘以图8(a)~图8(c)示出的频谱510s、510p、510f而得到的频率分布520s、520p、520f。

[0115] [步骤S1104]

[0116] 图7(d)~图7(f)分别示出通过将各频率分布520s、520p、520f进行傅里叶逆变换而恢复至波形所得到的去除后波形420s、420p、420f。

[0117] 并且,在图12(a)~图12(c)中分别示出带阻滤波器710应用前(初始波形)的频谱510s、510p、510f以及应用后(去除后波形)的频谱520s、520p、520f的差分550s、550p、550f。

[0118] 根据图7(a)~图7(f)可知,通过带阻滤波器710的应用,各梯度磁场发生一些变化,但是大致保持原形。

[0119] 另外,根据图8(a)~图8(c)示出的频谱510s、510p、510f与图8(d)~图8(f)示出的频谱520s、520p、520f的比较可知,由带阻滤波器710的应用引起的频率分布的变化,2kHz附近的强度降低较大。另外,通过观察图12(a)~图12(c)的差分550s、550p、550f可知,在初始波形中声压级高的1.0kHz附近也降低不小。

[0120] [步骤S1105]

[0121] 图7(d)~图7(f)示出的去除后波形420s、420p、420f无法直接满足摄像条件。因此,波形整形部142将这些波形,如上所述为了满足摄像条件而将波形整形。

[0122] 图13(a)示出由波形整形部142进行的波形整形处理的流程。此外,以下,将向图4(a)的A、B、C、D这四个区间施加的各梯形波As0、Ap0、Af0、Bs0、Bp0、Bf0、Cs0、Cf0、Cp0、Ds0、Dp0、Df0的去除后波形分别称为Asd、Apd、Afd、Bsd、Bpd、Bfd、Csd、Cpd、Cfd、Dsd、Dpd、Dfd。

[0123] 波形整形部142首先将去除后波形整形为满足摄像条件(步骤S1201)。即,将RF期间和A/D期间的去除后波形恢复至该期间的初始波形。

[0124] 具体地说,进行以下三个处理。

[0125] 1-1) 将切片梯度磁场脉冲Asd的RF期间的强度和形状设为与该期间的初始波形As0的强度和形状相同,将切片梯度磁场脉冲Csd的A/D期间的强度设为零,分别设为Ase和Cse。

[0126] 1-2) 将相位编码梯度磁场脉冲Apd、Cpd的RF期间和A/D期间的强度设为零。

[0127] 1-3) 将频率编码梯度磁场脉冲Afd的RF期间的强度设为零。另外,将频率编码梯度磁场脉冲Cfd的A/D期间的强度和形状设为与该期间的初始波形Cf0的强度和形状相同,设为Cfe。

[0128] 接着,波形整形部142将各轴方向的去除后波形的面积(有符号)的合计设为与初始波形的该轴的面积(有符号)的合计相等(步骤S1202)。此时,调整以脉冲为单位仅进行强度的调整而不变更施加时间。另外,不变更RF期间与A/D期间的脉冲(Ase与Cfe)的强度。这是由于将切片轮廓和导出条件设为与初始波形相同。这是由于当导出条件发生变化时,导出方向的视场、空间分辨率发生变化。

[0129] 此外,相位补偿型GE序列200被设计为各轴的梯度磁场的时间累计值成为零。因而,在此,具体地说,进行以下三个处理。

[0130] 2-1) 以切片梯度磁场s的脉冲Ase、Bsd、Dsd的时间累计值成为零的方式调整Bsd、Dsd的强度,设为Bse、Dse。

[0131] 2-2) 将相位编码梯度磁场p的脉冲Bpd、Dpd的面积分别恢复至初始波形的Bp0、Dp0的面积,设为Bpe、Dpe。

[0132] 2-3) 以频率编码梯度磁场f的脉冲Bfd、Cfe、Dfd的时间累计值成为零的方式调整Bfd与Dfd的强度,设为Bfe、Dfe。

[0133] 在图14(a)~图14(c)中示出图7(d)~图7(f)示出的去除后波形420s、420p、420f各自的s、p、f各轴方向的波形整形后的梯度磁场波形(调整后波形)430s、430p、430f。另外,在图15(a)~图15(c)中示出s、p、f各轴方向的调整后波形430s、430p、430f的频率分布530s、530p、530f。并且,在图16(a)~图16(c)中示出s、p、f各轴方向的初始波形的频率分布510s、510p、510f与调整后波形的频率分布530s、530p、530f的差分560s、560p、560f。

[0134] 当将图16(a)~图16(c)示出的差分560s、560p、560f与图12(a)~图12(c)示出的滤波器应用前后的差分550s、550p、550f进行比较时,能够确认虽然强度的降低程度变小,但是2kHz附近和1kHz附近的很多成分仍然降低。

[0135] [声压级的变化]

[0136] 最后,示出由本实施方式的梯度磁场波形调整处理引起的声压级的变化的样子。

[0137] 图17示出应用带阻滤波器710来进行频带去除之后进行波形整形而得到的调整后波形的声压级。将s、p、f各轴方向的调整后波形的频率分布530s、530p、530f分别乘以x、y、z各轴方向的响应函数310x、310y、310z而得到各声压级。以下,分别表示为Gx、Gy、Gz。

[0138] 在此,分别用实线表示调整后波形的声压级660s、660p、660f、670s、670p、670f、680s、680p、680f。另外,为了进行比较,分别用虚线表示带阻滤波器710应用前、即图10示出的初始波形的该轴方向的声压级610s、610p、610f、620s、620p、620f、630s、630p、630f。

[0139] 通过本实施方式的包含由带阻滤波器710进行的频带去除处理的梯度磁场波形调整处理,针对任意轴与图16(a)~图16(c)同样地,均能够确认为2kHz附近与1kHz附近的声压级降低。

[0140] 用数值表示上述结果。

[0141] 在图18(a)的表810中示出带阻滤波器710应用前(初始波形)的上述声压级610s、610p、610f、620s、620p、620f、630s、630p、630f各自的总和(Overall)。各值的单位为[dB]。

[0142] 另外,在图18(b)的表820中示出应用带阻滤波器710并整形后的调整后波形的上述声压级660s、660p、660f、670s、670p、670f、680s、680p、680f各自的总和(Overall)。

[0143] 另外,在图18(c)的表830中示出图18(a)与图18(b)的差分。

[0144] 根据图18(c)的表830可知,即使在将s、p、f各轴的梯度磁场在x、y、z中的任一个轴上施加的情况下,声压级从3dB下降7dB。

[0145] 如上所述,本实施方式的MRI装置具备梯度磁场波形调整部140,该梯度磁场波形调整部140对预先设定于脉冲序列的梯度磁场的波形即初始波形进行调整,得到调整后波形,在按照预定的摄像条件对放置在静磁场中的被检体103照射高频磁场的同时施加梯度磁场并对从上述被检体103产生的回波信号进行计测时使用上述脉冲序列,上述梯度磁场

波形调整部140具备:频带去除部141,其去除上述初始波形的频带的一部分,生成去除后波形;以及波形整形部142,其将上述去除后波形整形为满足上述摄像条件,得到上述调整后波形。

[0146] 还具备回波计测部120,该回波计测部120按照上述摄像条件和上述脉冲序列对上述回波信号进行计测,上述回波计测部120将上述调整后波形应用于上述脉冲序列,对上述回波信号进行计测。

[0147] 根据本实施方式,在对梯度磁场应用带阻滤波器710之后,对波形进行整形。带阻滤波器710被设计成根据从实测结果得到的声压级来抑制声压级为预定的阈值以上的频带。并且,为了满足摄像条件而对由带阻滤波器710进行频带抑制后的梯度磁场波形进行整形。

[0148] 如上述图17所示,通过上述处理得到的调整后波形与初始波形相比,声压级下降。另外,满足摄像条件。并且,仅通过强度来进行波形整形,因此梯度磁场施加时间不会延长。因而,根据本实施方式,不会使梯度磁场的施加时间延长并且不会使像质降低,而能够实现声压级的下降,能够降噪。

[0149] 因此,根据本实施方式,在脉冲的时间间隔中没有余裕的摄像序列中,也能够有效地使声压级降低。

[0150] <变形例其一>

[0151] 此外,在上述实施方式中,在波形整形处理中,将RF期间和A/D期间的梯度磁场波形恢复至初始波形。然而,波形整形处理并不限于该方法。例如,也可以进一步提高整形的自由度,将这些期间中的梯度磁场波形的整形构成为仅使强度的平均值相等。

[0152] 即,波形整形部142也可以以高频磁场照射中和A/D中各个期间的去除后波形的平均强度与该期间的初始波形的平均强度大致相等的方式对去除后波形进行整形,得到调整后波形。

[0153] 在该情况下,RF期间的梯度磁场强度不再固定。因而,关于RF脉冲202,也以切片厚度、切片轮廓不从初始状态发生变化的方式,与整形后的切片梯度磁场波形一致地对RF脉冲的波形形状进行修正。即,波形整形部142以抑制由调整后波形引起的切片轮廓的变化的方式整形RF脉冲的波形。

[0154] 另外,A/D期间的梯度磁场强度不再固定。因此,对回波信号进行采样的结果在k空间上不以等间隔进行配置。因此,在该情况下,在通过网格化将k空间上的配置设为等间隔之后进行傅里叶变换来重建图像。即,图像重建部130按照回波信号计测中的调整后波形将回波信号网格化之后,进行图像的重建。

[0155] 以下,图13(b)示出该变形例的波形整形过程。将波形整形对象的梯度磁场设为将带阻滤波器710应用于图4(a)~图4(c)示出的初始波形并进行了频带去除处理的各梯度磁场Asd、Bsd、Bpd、Bfd、Cfd、Dsd、Dpd、Dfd。

[0156] 波形整形部142将去除后波形和RF波形整形为满足摄像条件(步骤S1301)。此时,调整仅通过强度调整来进行,施加时间不会变更。

[0157] 具体地说,进行以下处理。

[0158] 3-1) 将切片梯度磁场脉冲Asd的RF期间的强度平均值设为与该期间的初始波形As0的强度平均值相等,将切片梯度磁场脉冲Csd的A/D期间的强度设为零。将处理后的区间

A的波形设为Asg。

[0159] 3-2) 将相位编码梯度磁场脉冲A<sub>pd</sub>、C<sub>pd</sub>的RF期间和A/D期间的强度设为零。

[0160] 3-3) 将频率编码梯度磁场脉冲A<sub>fd</sub>的RF期间的强度设为零,将频率编码梯度磁场脉冲C<sub>fd</sub>的A/D期间的强度平均值设为与该期间的初始波形C<sub>f0</sub>的强度平均值相等。将处理后的区间C的波形设为C<sub>fg</sub>。

[0161] 然后,波形整形部142使各轴方向的去后波形的面积(有符号)的合计与初始波形的该轴的面积(有符号)的合计相等(步骤S1302)。此时,调整仅通过每个脉冲的强度调整来进行,施加时间不会变更。

[0162] 具体地说,进行以下处理。

[0163] 4-1) 调整B<sub>sd</sub>、D<sub>sd</sub>的强度,使得切片梯度磁场脉冲A<sub>sg</sub>、B<sub>sd</sub>、D<sub>sd</sub>的面积(有符号)之和与A<sub>s0</sub>、B<sub>s0</sub>、D<sub>s0</sub>的面积(有符号)之和相等,设为B<sub>sg</sub>、D<sub>sg</sub>。

[0164] 4-2) 调整B<sub>pd</sub>、D<sub>pd</sub>的强度,使得相位编码梯度磁场脉冲B<sub>pd</sub>、D<sub>pd</sub>的面积与初始波形的B<sub>p0</sub>、D<sub>p0</sub>的面积分别相等,设为B<sub>pg</sub>、D<sub>pg</sub>。

[0165] 4-3) 调整B<sub>fd</sub>、D<sub>fd</sub>的强度,使得频率编码梯度磁场脉冲B<sub>fd</sub>、C<sub>fg</sub>、D<sub>fd</sub>的面积(有符号)之和与B<sub>f0</sub>、C<sub>f0</sub>、D<sub>f0</sub>的面积(有符号)之和相等,设为B<sub>fg</sub>、D<sub>fg</sub>。

[0166] 最后,与切片梯度磁场A<sub>sg</sub>的形状一致地,对RF脉冲202的形状进行修正(步骤S1303)。在此,将RF脉冲202的形状进行修正,使得如上所述切片厚度、切片轮廓不从初始状态发生变化。

[0167] 例如能够通过小尖角度近似(small tip angle approximation)(STAA)法来实现该修正。具体地说,根据对梯度磁场强度进行整形前的、即设定于相位补偿型GE序列200的初始的RF脉冲b<sub>As0</sub>,按照以下式(1)来求出满足上述条件的RF脉冲b<sub>As3</sub>。

[0168] [数学式1]

$$b_{As3}(t) = b_{As0}(\tau(t))f_{As3}(t)/f_{As0}(t) \quad \dots (1)$$

$$\tau(t) = \int_0^t f_{As3}(t)/f_{As0}(t)dt$$

[0170] 在此,f<sub>As0</sub>和f<sub>As3</sub>分别为初始波形的梯度磁场强度和整形后的梯度磁场强度,τ为时间扩展函数。

[0171] 图19(a)~图19(i)示出将图4(a)~图4(c)示出的初始波形400s、400p、400f通过该变形例的方法进行整形后的调整后波形与通过上述实施方式的方法进行整形后的调整后波形的比较。

[0172] 在这些图中,图19(a)~图19(c)为s、p、f各轴方向的波形整形前、即去除后波形420s、420p、420f的一部分。另外,图19(d)~图19(f)为通过上述实施方式的方法进行波形整形后的s、p、f各轴方向的调整后波形430s、430p、430f的一部分。然后,图19(g)~图19(i)为通过该变形例的方法进行波形整形后的s、p、f各轴方向的调整后波形440s、440p、440f。此外,在各图中,虚线为图4(a)~图4(c)初始波形400s、400p、400f。

[0173] 将图19(d)~图19(f)的调整后波形430s、430p、430f与图19(g)~图19(i)的调整后波形440s、440p、440f进行比较。

[0174] 在后者中,如上所述,消除了使RF照射中与A/D中的梯度磁场脉冲固定的限制,因此,区间A的切片梯度磁场(A<sub>sg</sub>)与区间C的频率编码梯度磁场(C<sub>fg</sub>)的强度变化并不固定这

一点大不同。

[0175] 图18(d)的表840示出初始波形的声压级与通过该变形例的方法得到的调整后波形的声压级的差分。当与图18(c)的表830示出的与上述实施方式的调整后波形之间的差分进行比较时,表示在将切片梯度磁场 $s$ 在 $x$ 轴方向( $G_x$ )上施加的情况下以及将频率编码梯度磁场 $f$ 在各轴方向上施加的情况下声压级进一步下降。

[0176] 即,在这些情况下,可知通过消除使RF照射中与A/D中的梯度磁场的强度固定的限制,得到2dB以上的声压级下降效果。特别是在将频率编码梯度磁场 $f$ 在 $G_x$ 轴方向上施加的情况下,得到8dB的大下降效果。

[0177] <变形例其二>

[0178] 另外,在上述实施方式中,针对任意轴均应用图11示出的相同带阻滤波器710(中心频率2kHz、全值宽度3.4kHz)并进行频带去除处理。但是,如图9所示,响应函数310根据轴而不同。因而,也可以使用频带根据轴而不同的带阻滤波器。

[0179] 即,频带去除部141也可以构成为按梯度磁场的每个施加轴使用不同的带阻滤波器来去除不同的频带。

[0180] 图18(e)的表850示出使用与上述带阻滤波器710不同规格的带阻滤波器(中心频率2kHz、全值宽度4.2kHz)来进行频带去除处理的情况下的调整后波形的声压级(Overall:总和)与初始波形的声压级(Overall:总和)之间的差分。此外,在此,波形整形处理使用了上述实施方式的方法。

[0181] 当将图18(e)的表850与图18(c)的表830的各声压级(Overall:总和)进行比较时,在将频率编码梯度磁场 $f$ 在 $G_x$ 轴上施加的情况下,应用带阻滤波器(中心频率2kHz、全值宽度4.2kHz),声压级的下降更大。

[0182] 因而,在将频率编码梯度磁场 $f$ 在 $G_x$ 方向上施加的情况下,将带阻滤波器的中心频率设为2kHz,将全值宽度设为4.2kHz,在除此以外的情况下,将带阻滤波器的中心频率设为2kHz,将全值宽度设为3.4kHz。由此,得到更大的声压级下降效果。

[0183] 这样,通过使用适合于每个轴的带阻滤波器,能够使声压级进一步下降。

[0184] <变形例其三>

[0185] 在上述实施方式中,对全部轴进行使用了带阻滤波器710的步骤S1103的频带去除处理。然而,不需要对全部轴进行频带去除处理。

[0186] 声音的大小被声压级最大的声音影响。因此,将频带去除处理仅应用于声压级高的轴,也得到大致相同的效果。即,频带去除部141也可以去除声压级(Overall:总和)为预定声压级以上的在轴方向上施加的梯度磁场的预定的频带。

[0187] 例如在图6(a)示出的初始波形410的情况下,根据图18(a)的表810的结果,将切片梯度磁场 $s$ 在 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 轴方向上施加的情况与将频率编码梯度磁场 $f$ 在 $y$ 、 $z$ 轴方向上施加的情况的声压级(Overall:总和)的值超过110dB。因而,例如仅在这些情况下实施频带去除处理。

[0188] 通过设为这种结构,与对全部轴进行频带去除处理相比,使处理简化。另外,此时,针对进行频带去除处理的轴,也可以如上述变形例其二那样,构成为分别去除不同的频带。

[0189] <变形例其四>

[0190] 梯度磁场波形的频率特性根据摄像条件的视场、TR、TE等而发生变化。因而,在上

述实施方式中,在变更了摄像条件的情况下,需要每次进行频带去除处理。

[0191] 然而,也可以构成为,针对常使用的脉冲序列和摄像条件,预先通过上述方法进行频带去除处理和波形整形处理而制作调整后波形,与该摄像条件对应地保存到存储装置111等中。

[0192] 即,如图2(b)所示,MRI装置100还可以具备将通过上述方法得到的调整后波形(降噪调整后的梯度磁场波形)与在得到该波形时使用的摄像条件与脉冲序列对应地保存的数据库。该降噪调整后的梯度磁场波形是去除设定于上述脉冲序列的梯度磁场波形即初始波形的频带的一部分并整形为满足上述摄像条件的波形。

[0193] 在该情况下,也可以不具备梯度磁场波形调整部140和响应函数计算部150。

[0194] 在该情况下,在进行拍摄时,回波计测部120将与用户所指定的摄像条件和脉冲序列对应地存储在上述数据库中的调整后波形(降噪调整后的梯度磁场波形)应用于该脉冲序列,进行回波信号的计测。

[0195] 此外,此时,也可以构成为分别保存通过上述实施方式的方法进行波形整形的部分和通过上述变形例的方法进行波形整形的部分,而能够由用户进行选择。

[0196] <比较例>

[0197] 在此,作为比较例,图20(a)~图20(c)示出在频带去除处理中代替本实施方式的带阻滤波器710而使用以往的低通滤波器的情况的示例。

[0198] 图20(a)示出使用于该频带去除处理的低通滤波器910。图11示出的带阻滤波器710仅抑制2kHz附近,与此相对,该低通滤波器910抑制(切断)2kHz以上的高频成分。

[0199] 图20(b)为对使用该低通滤波器910而进行频带去除后的波形进行了上述变形例的波形整形后的s、p、f各轴方向的梯度磁场波形920s、920p、920f。通过应用低通滤波器来切断高频成分。因此,与图19(g)~图19(i)示出的调整后波形440s、440p、440f相比成为非常缓和的波形。

[0200] 图20(c)为表示整形前后的声压级(Overall:总和)的变化的表930。当与图18(d)的表840的结果进行比较时,声压级的下降相等或变小。例如在将频率编码梯度磁场f在Gx轴方向上施加的情况下,在使用带阻滤波器710的情况下,发生-14dB变化,与此相对,当使用低通滤波器910时变化量为-11dB,效果减小了3dB。

[0201] 这样,可知本实施方式的使用带阻滤波器进行频带去除与以往的使用低通滤波器910的方法相比降噪效果更大。

[0202] 此外,在上述实施方式和变形例中,举例说明了作为脉冲序列而使用相位补偿型GE序列200的情况,但是并不限于此。

[0203] 另外,本发明的实施方式并不限于上述各实施方式和变形例,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种追加和变更等。

[0204] 符号的说明

[0205] 100: MRI装置; 101: 磁体; 102: 梯度磁场线圈; 103: 被检体; 104: 定序器; 105: 梯度磁场电源; 106: 高频磁场发生器; 107: 发送接收线圈; 108: 接收器; 109: 计算机; 110: 显示器; 111: 存储装置; 112: 话筒; 113: 频率分析装置; 120: 回波计测部; 130: 图像重建部; 140: 梯度磁场波形调整部; 141: 频带去除部; 142: 波形整形部; 150: 响应函数计算部; 160: 数据库; 200: 相位补偿型GE序列; 201: 切片梯度磁场; 202: RF脉冲; 203: 切片重定相梯度磁场;

204:相位编码梯度磁场;205:去相位用频率编码梯度磁场;206:频率编码梯度磁场;207:回波信号;208:梯度磁场;209:梯度磁场;210:梯度磁场;310:响应函数;310x:响应函数;310y:响应函数;310z:响应函数;400s:初始波形;400p:初始波形;400f:初始波形;410:初始波形;410s:初始波形;410p:初始波形;410f:初始波形;420s:去除后波形;420p:去除后波形;420f:去除后波形;430s:调整后波形;430p:调整后波形;430f:调整后波形;440s:调整后波形;440p:调整后波形;440f:调整后波形;510:初始波形的频率分布;510a:初始波形的频率分布;510s:初始波形的频率分布;510p:初始波形的频率分布;510f:初始波形的频率分布;520s:去除后波形的频率分布;520p:去除后波形的频率分布;530f:去除后波形的频率分布;550s:初始波形与去除后波形的频率分布的差分;550p:初始波形与去除后波形的频率分布的差分;550f:初始波形与去除后波形的频率分布的差分;560s:初始波形与调整后波形的频率分布的差分;560p:初始波形与调整后波形的频率分布的差分;560f:初始波形与调整后波形的频率分布的差分;610s:初始波形的声压级;610p:初始波形的声压级;610f:初始波形的声压级;620s:初始波形的声压级;620p:初始波形的声压级;620f:初始波形的声压级;630s:初始波形的声压级;630p:初始波形的声压级;630f:初始波形的声压级;660s:调整后波形的声压级;660p:调整后波形的声压级;660f:调整后波形的声压级;670s:调整后波形的声压级;670p:调整后波形的声压级;670f:调整后波形的声压级;680s:调整后波形的声压级;680p:调整后波形的声压级;680f:调整后波形的声压级;710:带阻滤波器;810:表;820:表;830:表;840:表;850:表;910:低通滤波器;920s:梯度磁场波形;920p:梯度磁场波形;920f:梯度磁场波形;930:表。

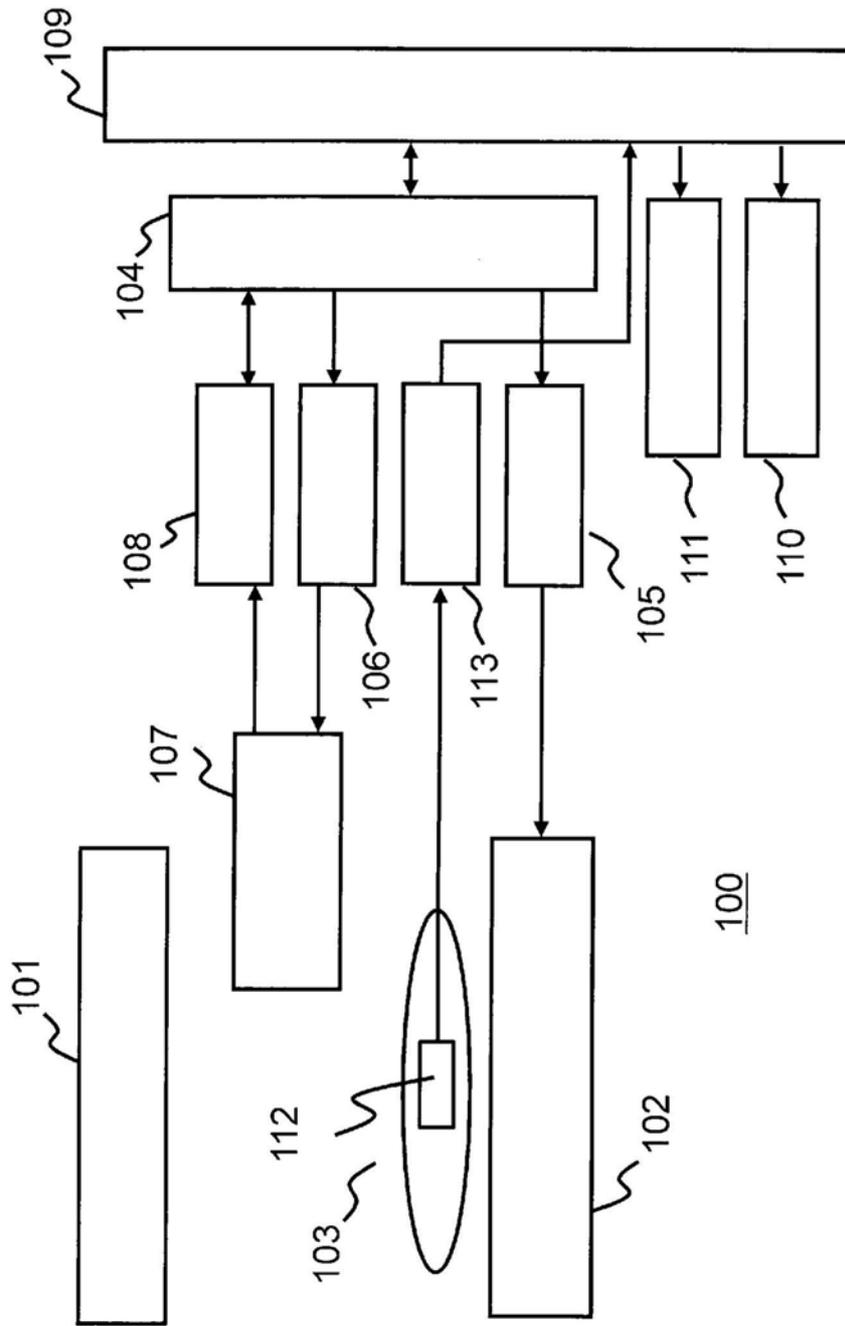


图1

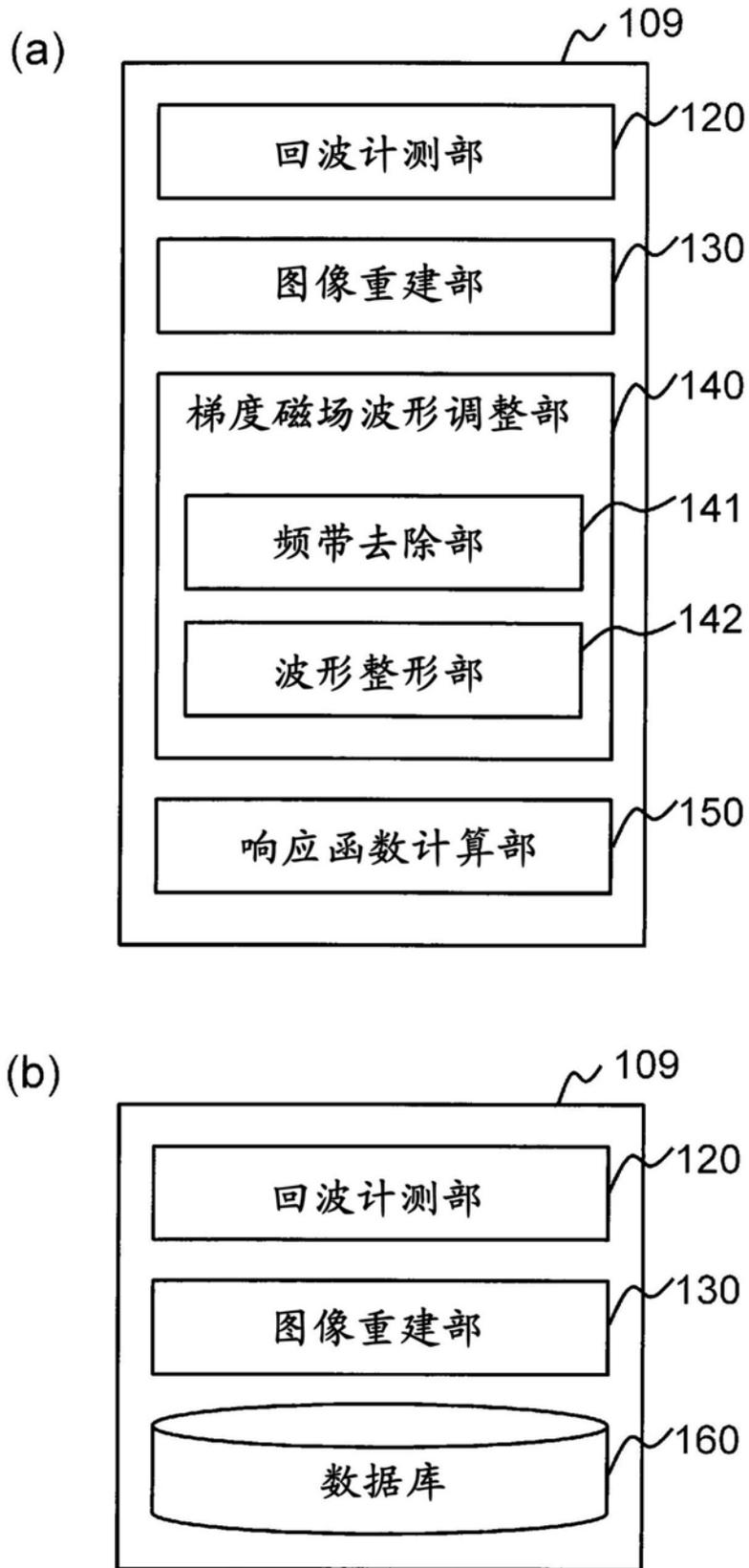


图2

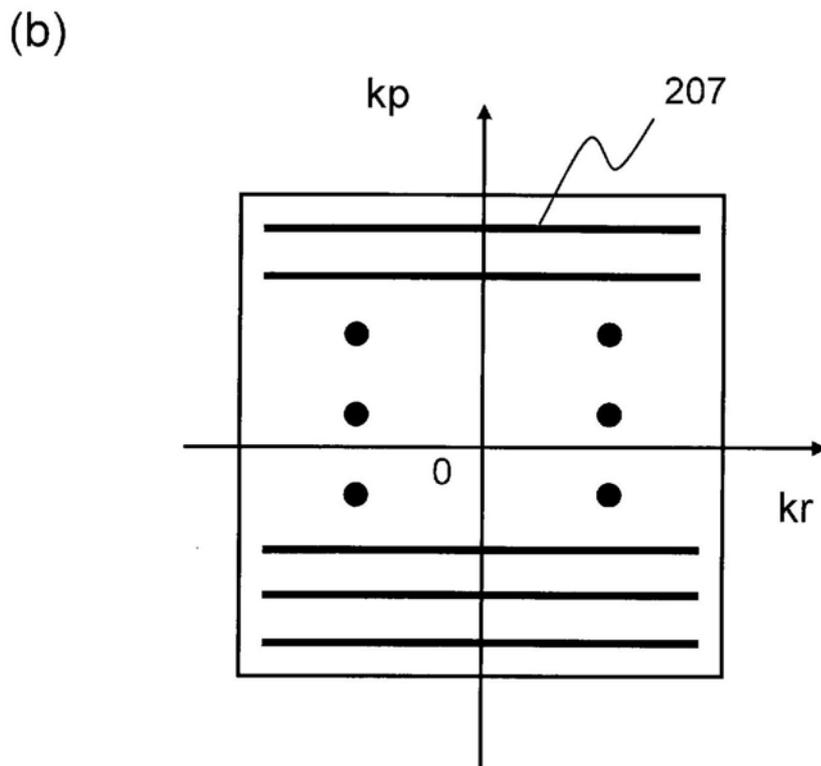
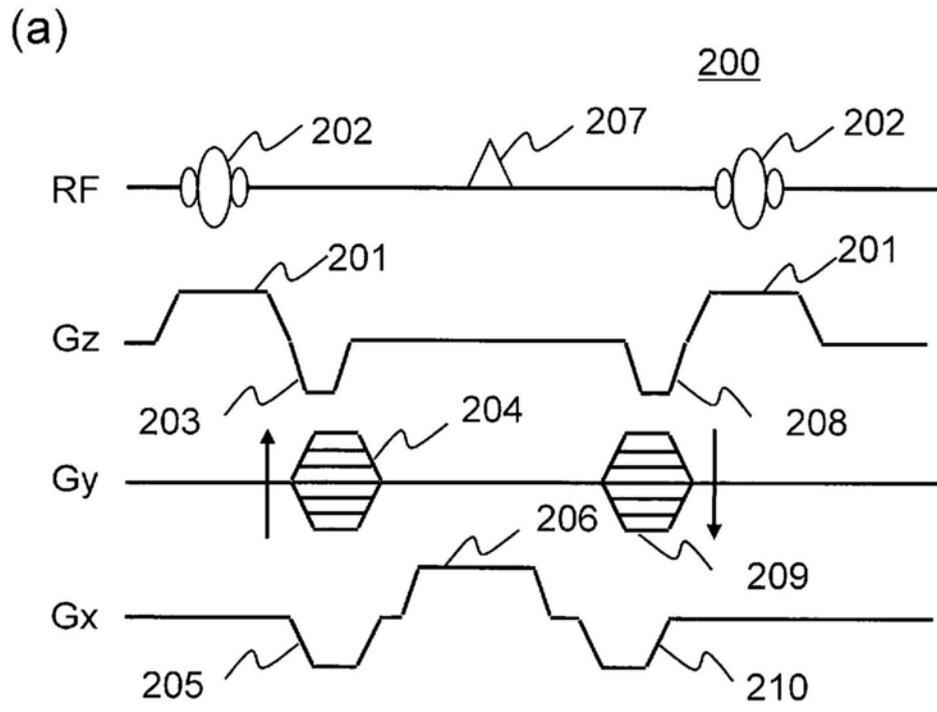


图3

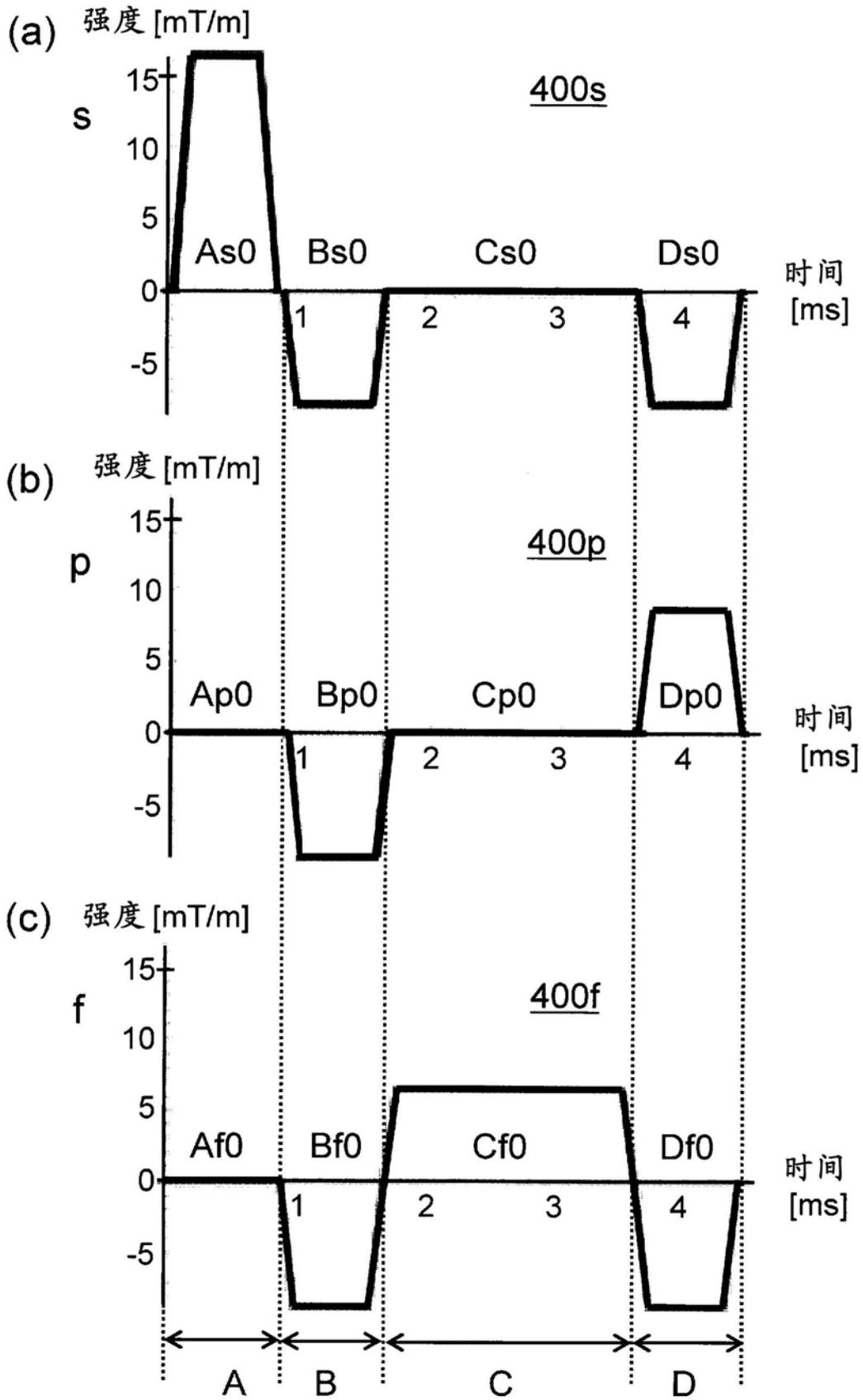


图4

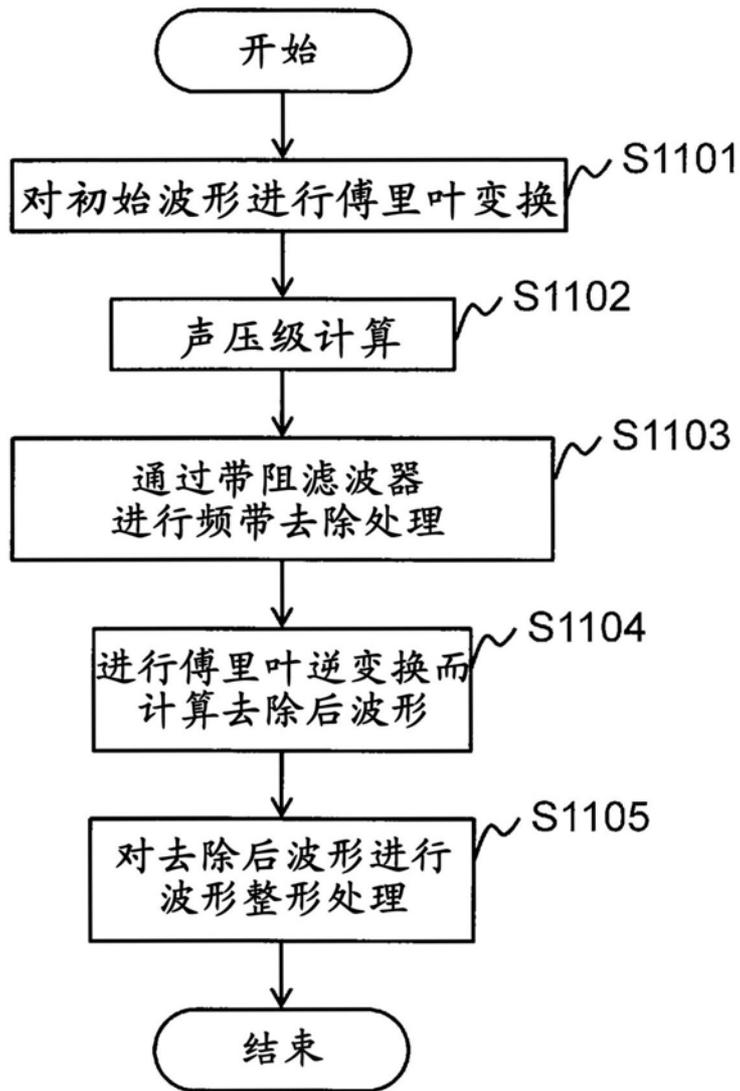


图5

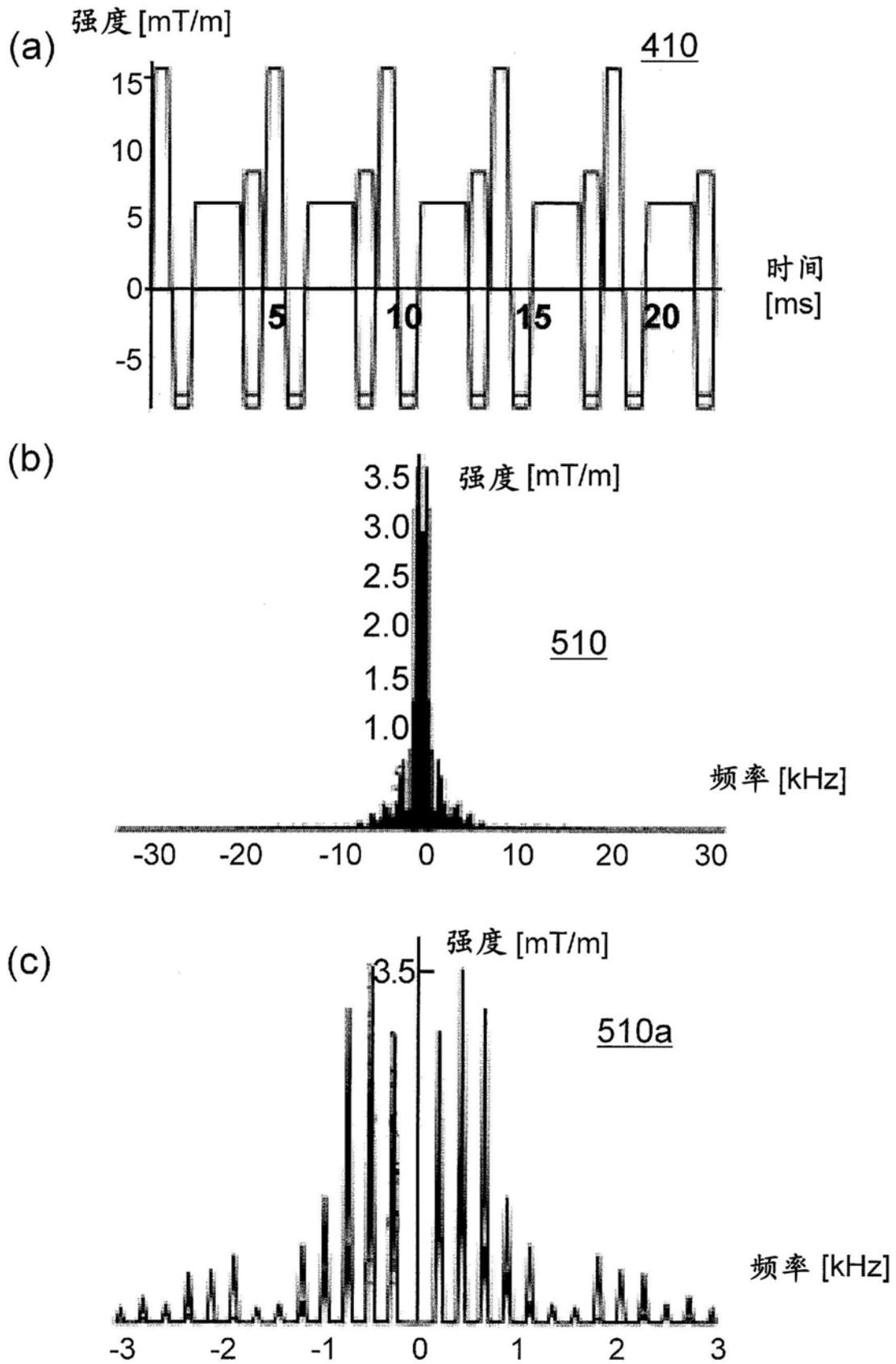


图6

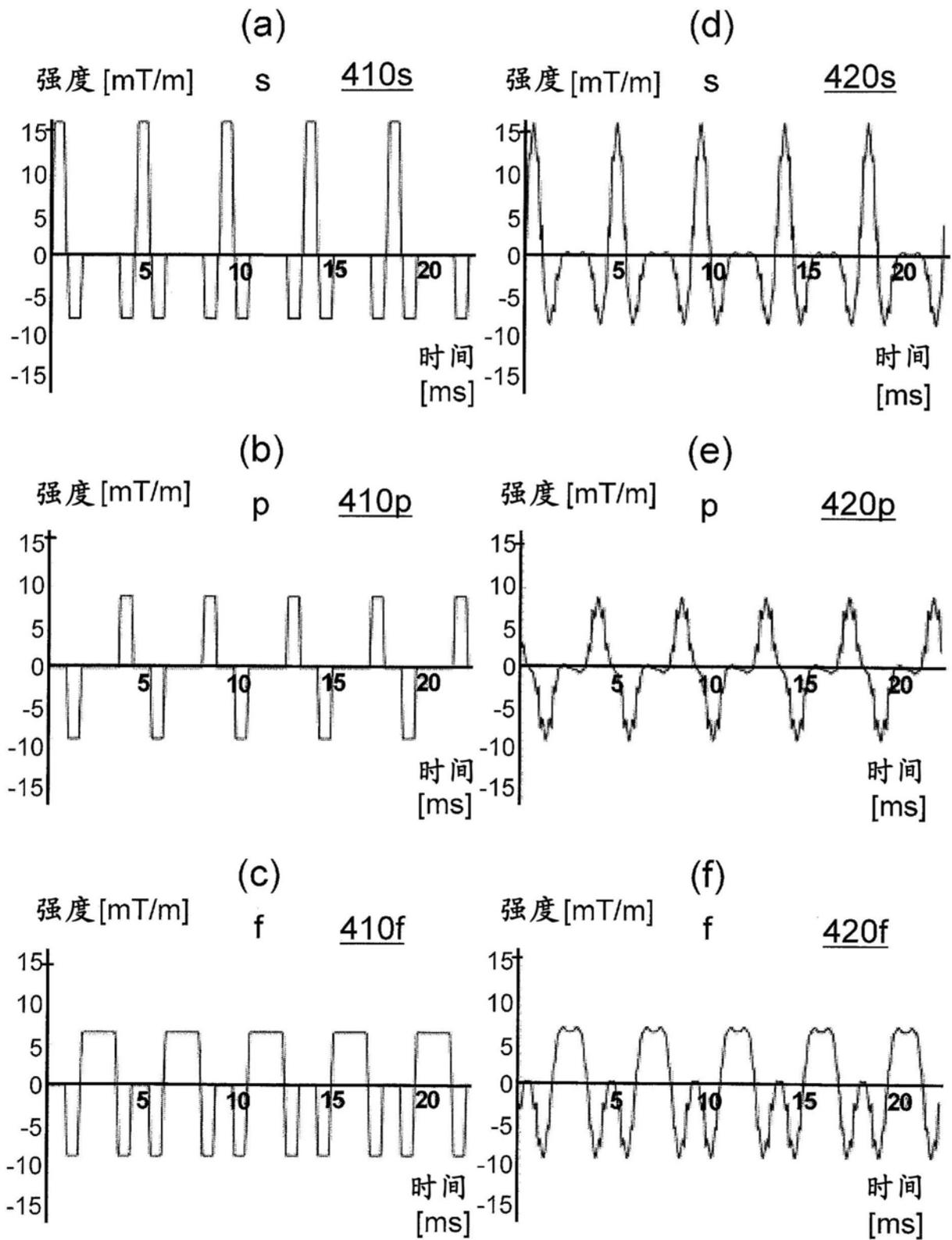


图7

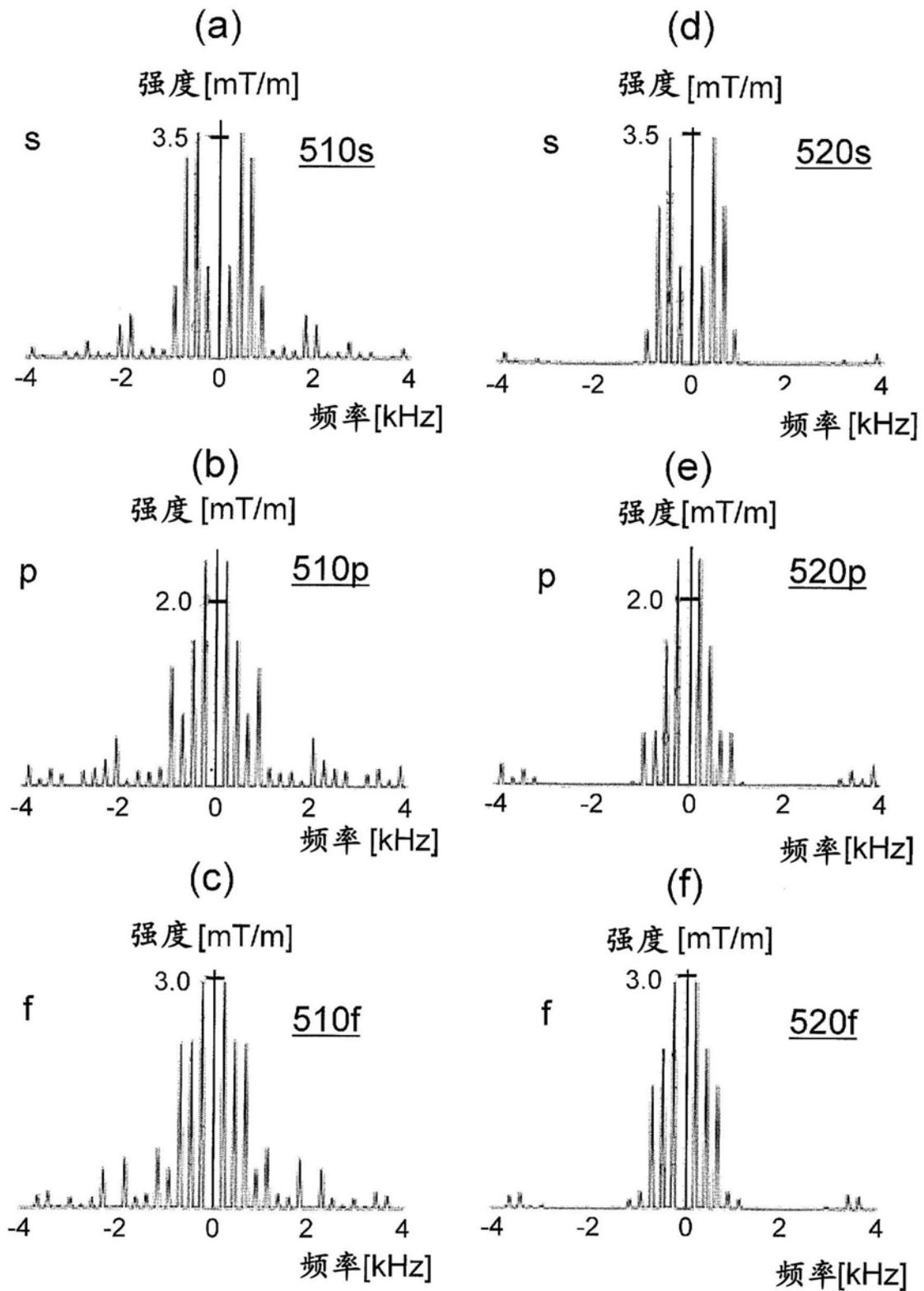


图8

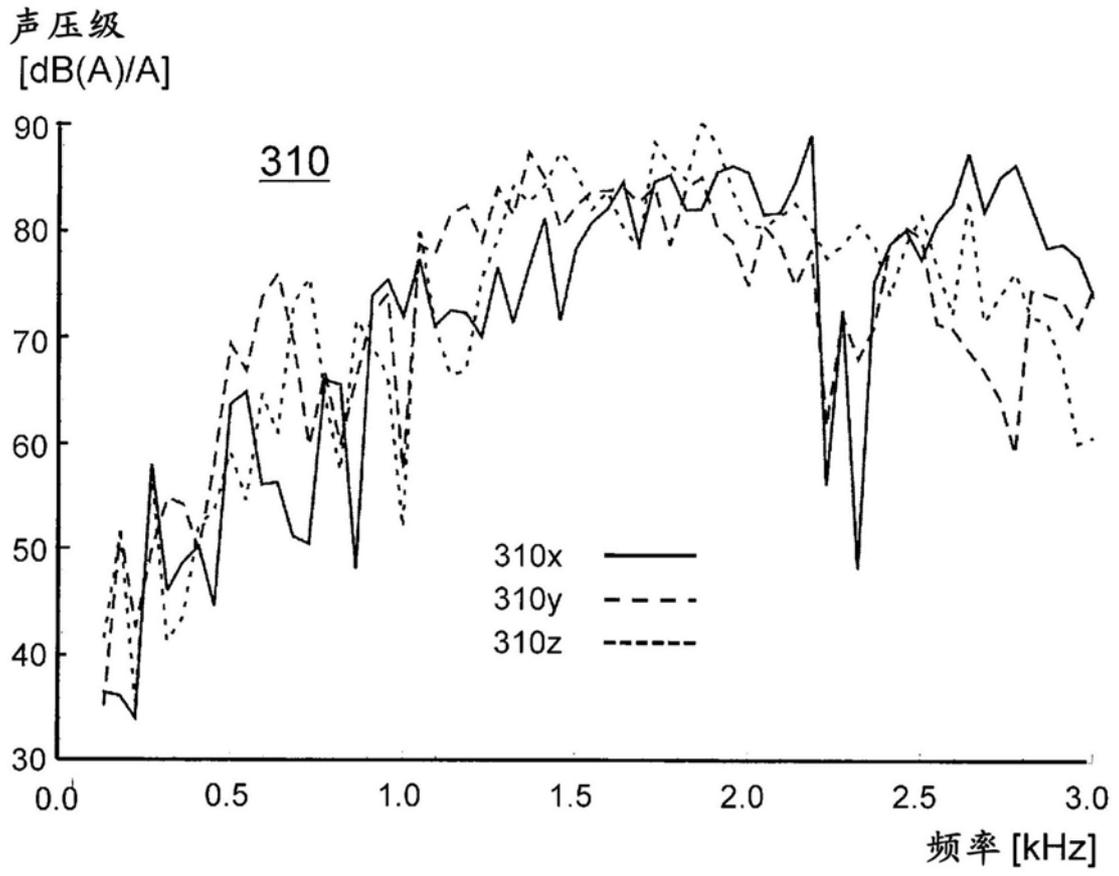


图9

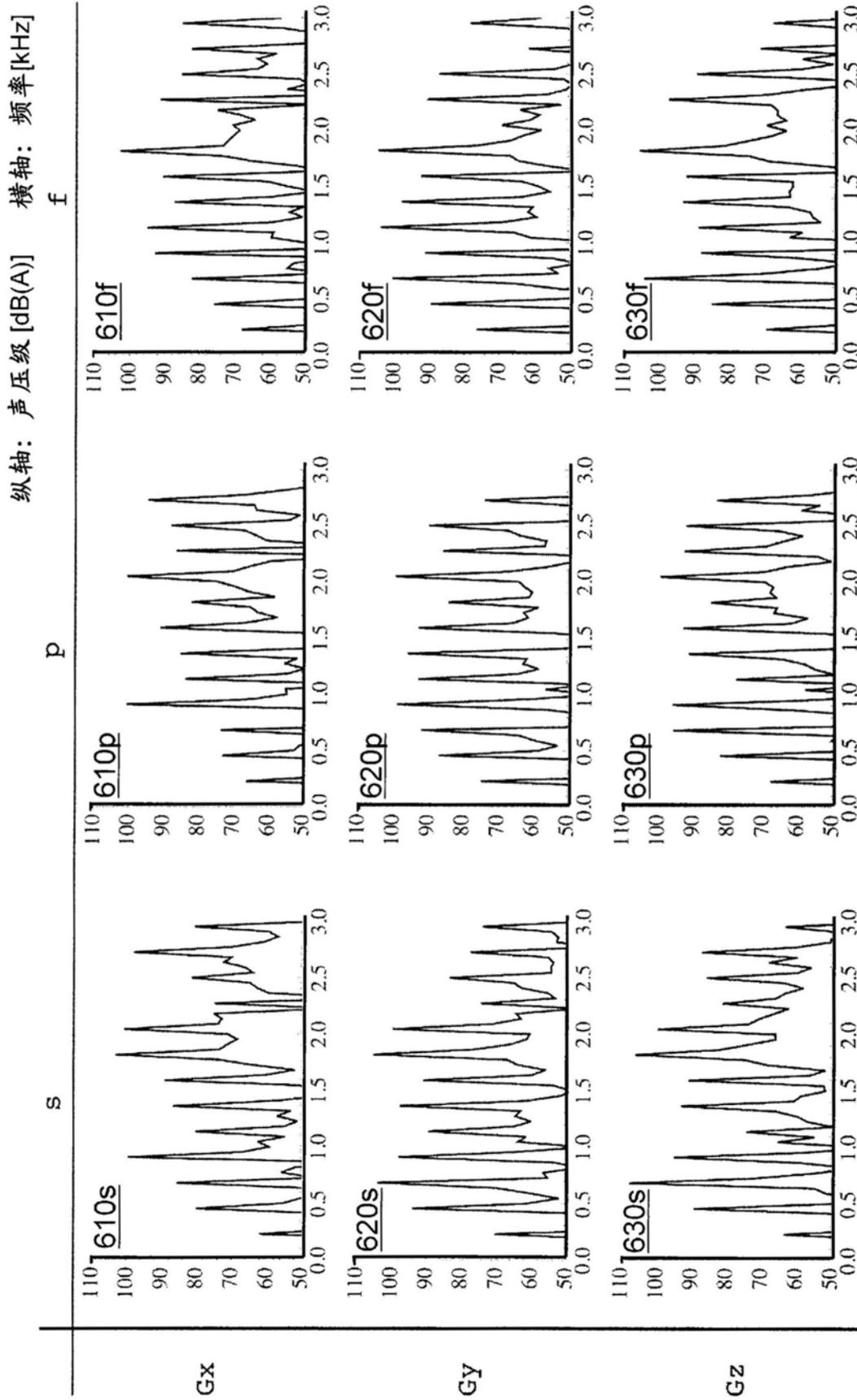


图10

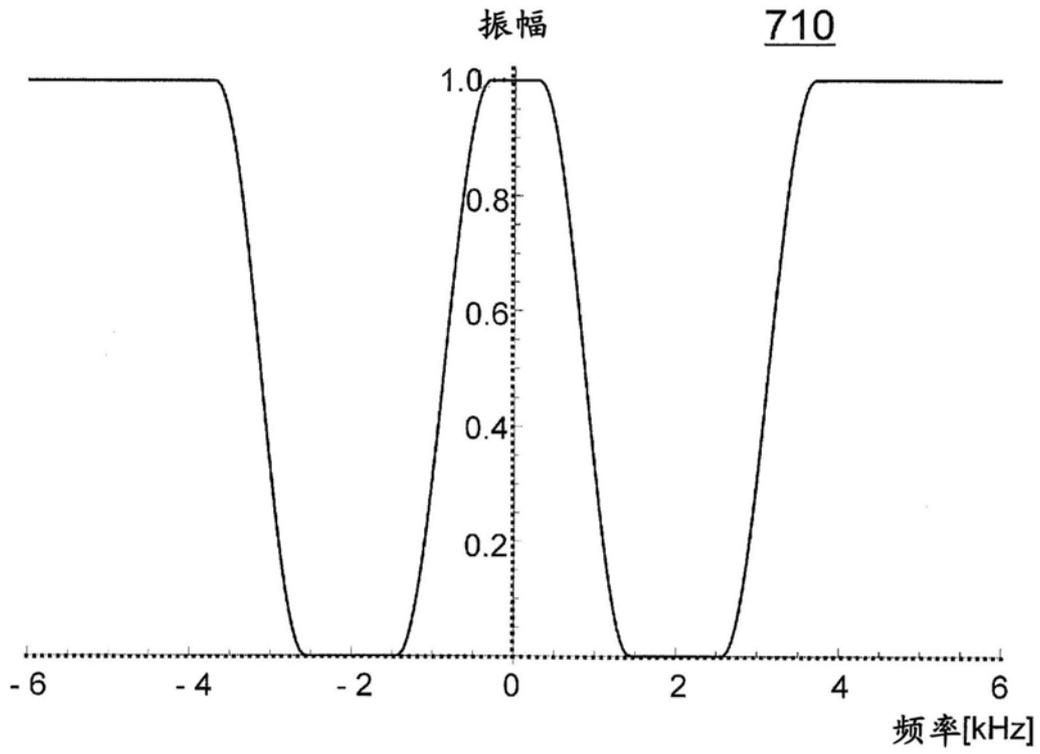


图11

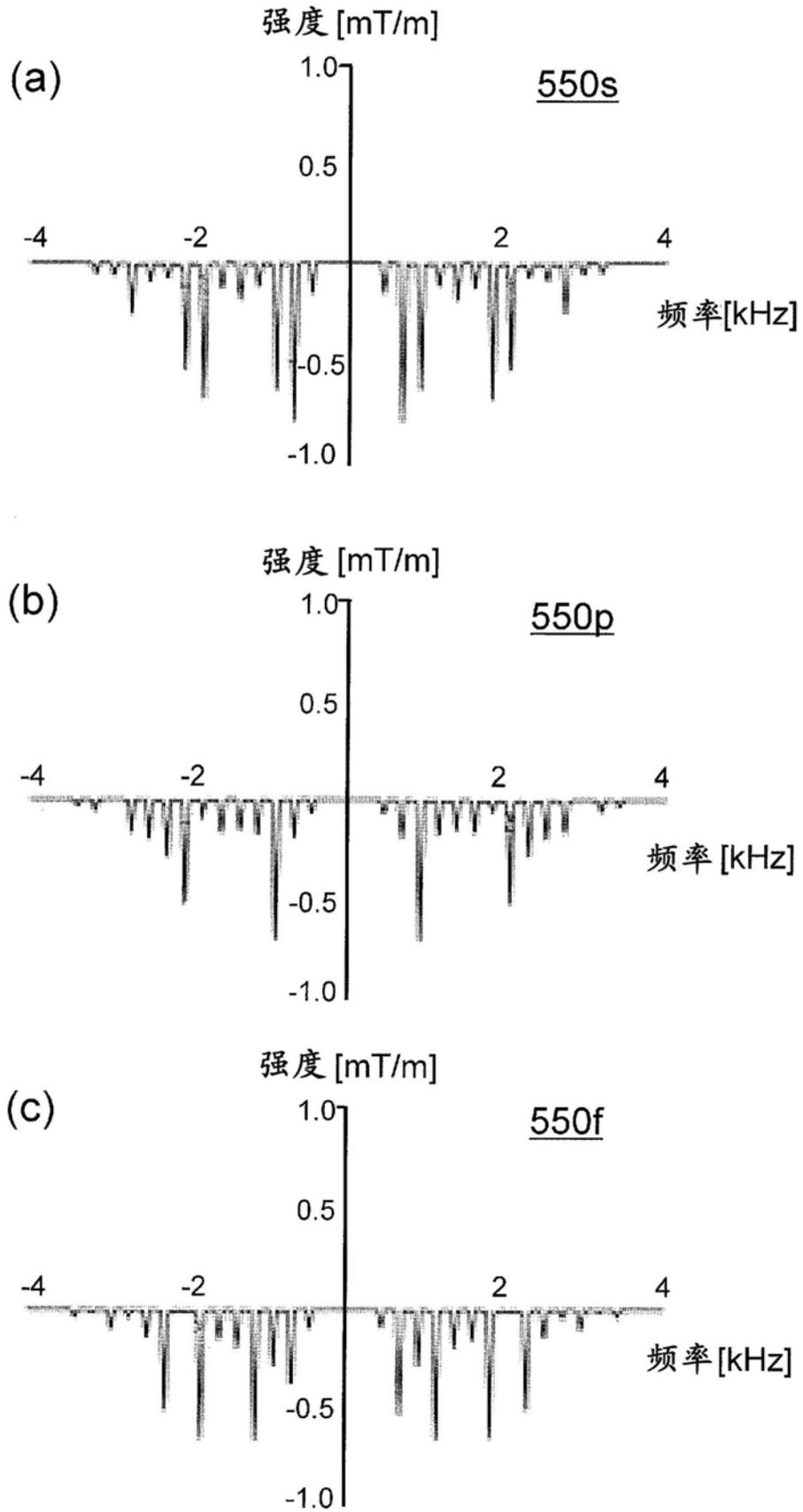


图12

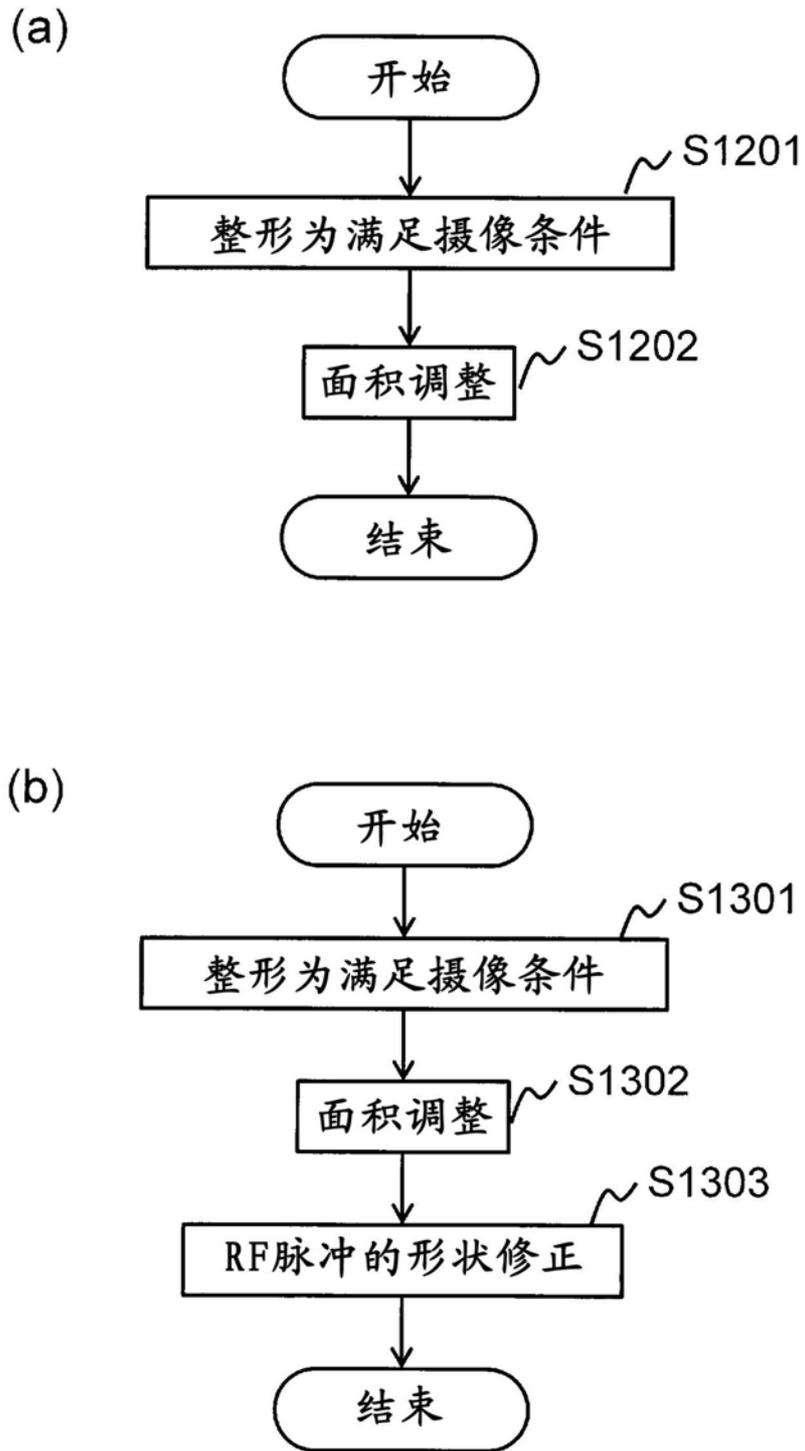


图13

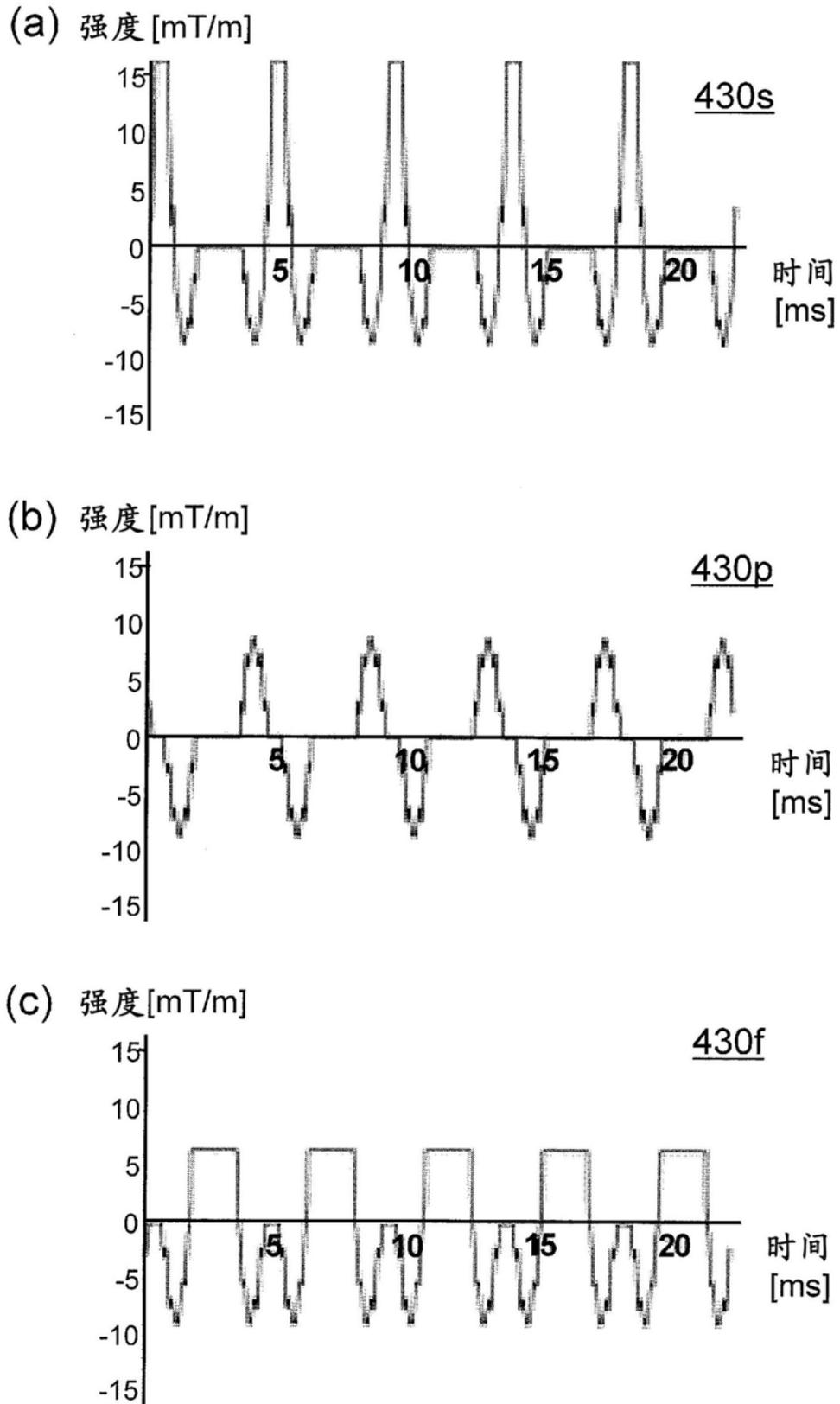


图14

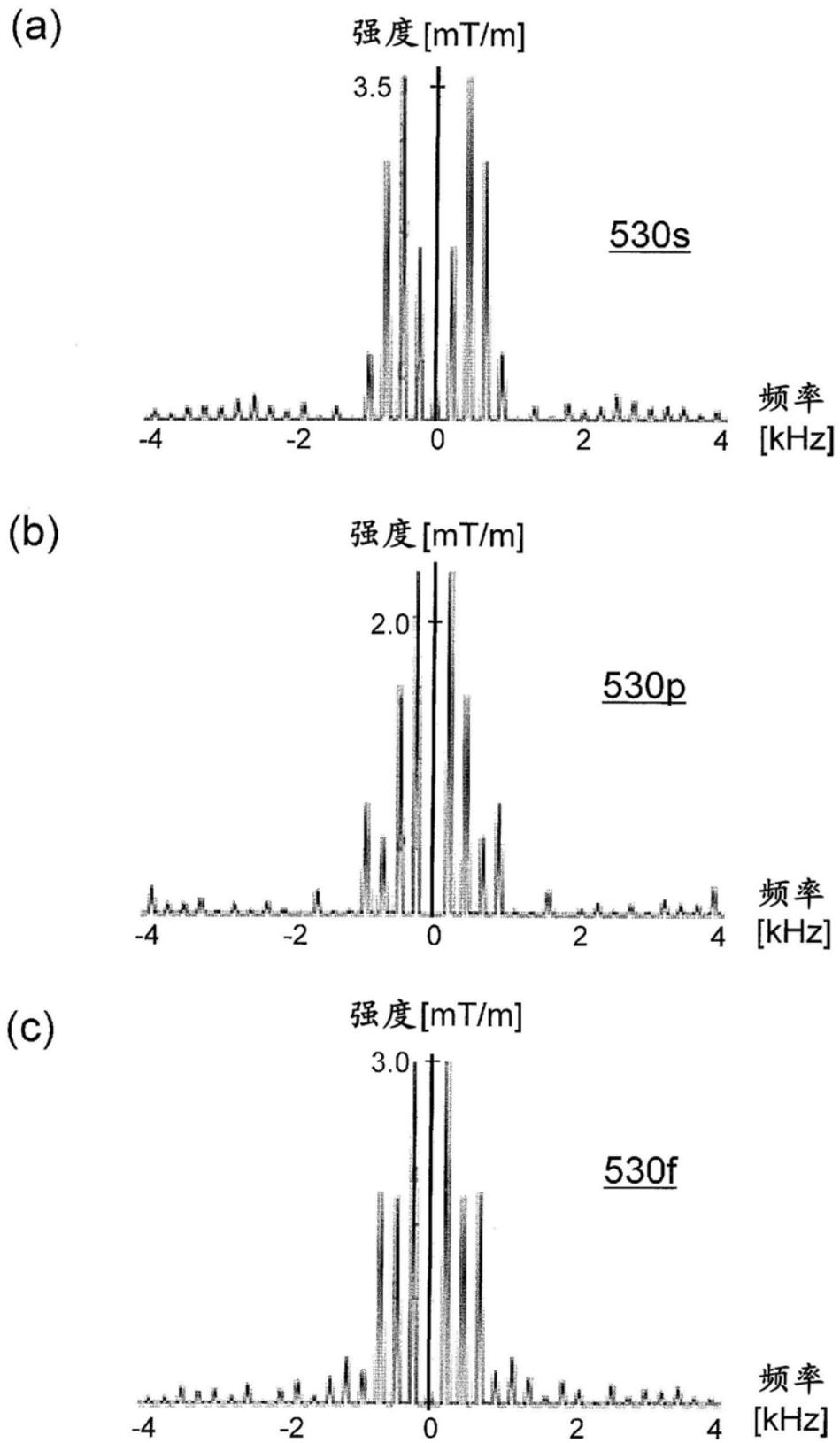


图15

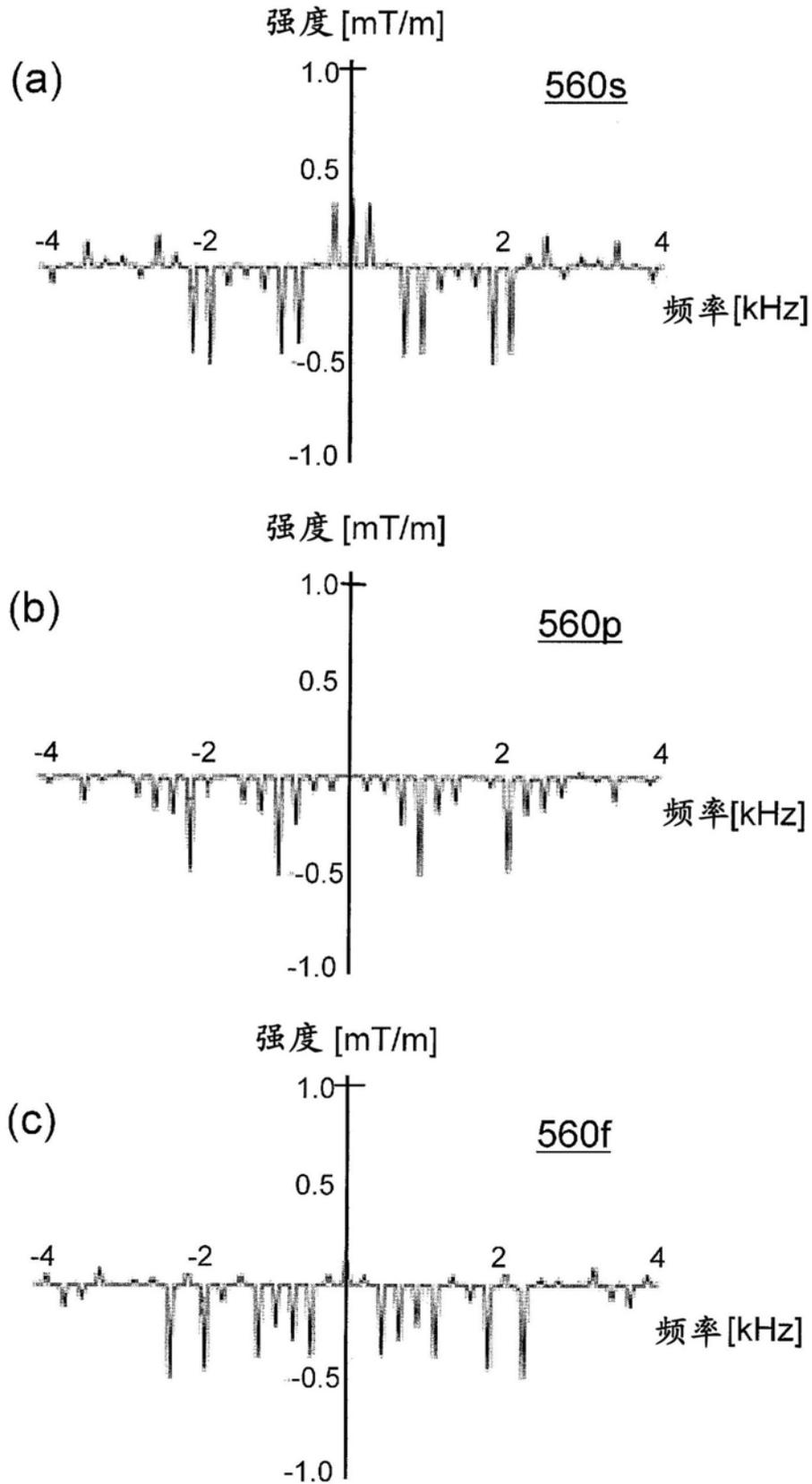


图16

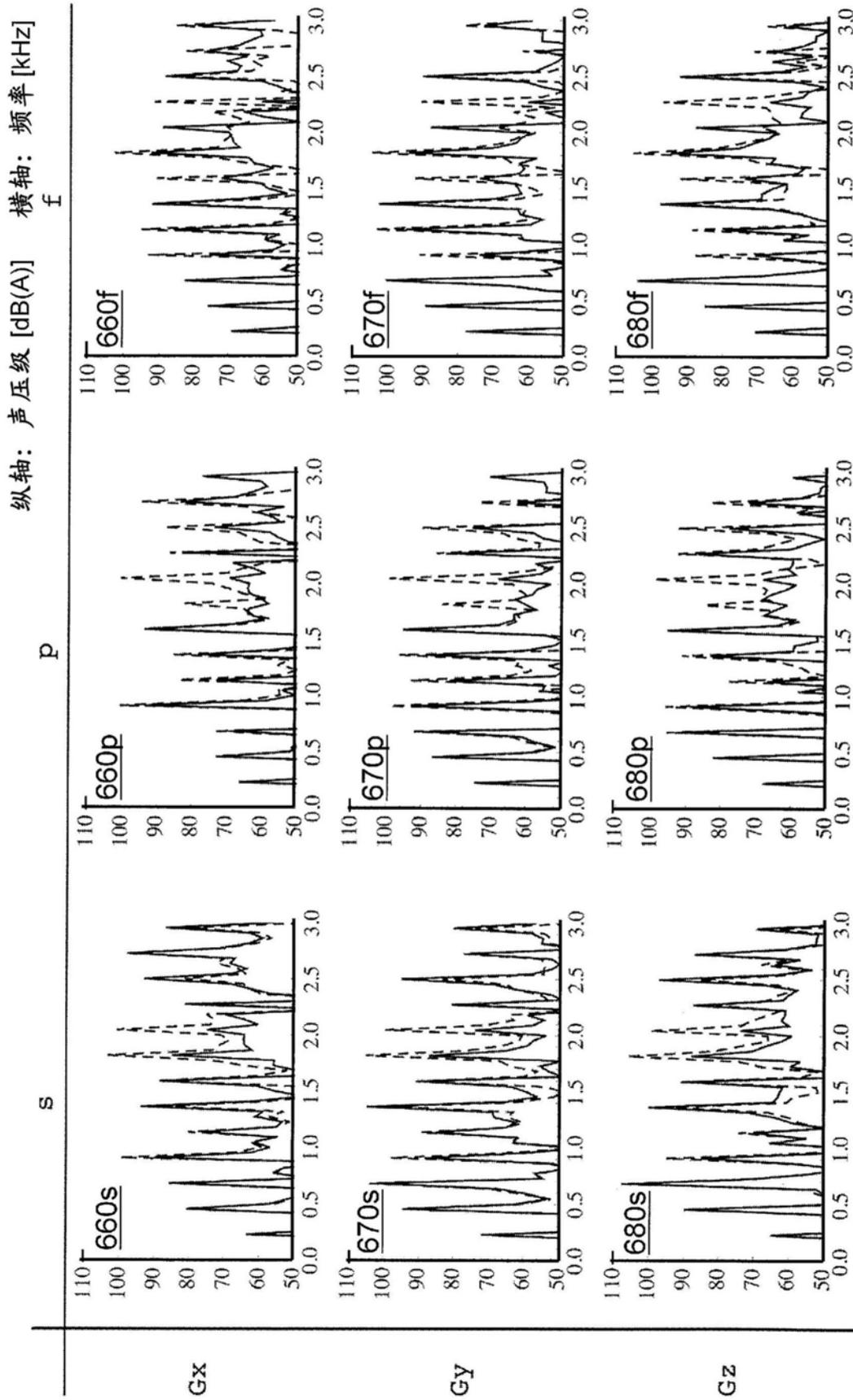


图17

		[dB]		
(a)		s	p	f <u>810</u>
	Gx	110	108	107
	Gy	112	107	112
	Gz	114	107	112
(b)		s	p	f <u>820</u>
	Gx	103	101	101
	Gy	108	101	108
	Gz	111	100	108
(c)		s	p	f <u>830</u>
	Gx	-7	-7	-6
	Gy	-4	-7	-4
	Gz	-3	-7	-3
(d)		s	p	f <u>840</u>
	Gx	-9	-7	-14
	Gy	-4	-7	-8
	Gz	-3	-7	-16
(e)		s	p	f <u>850</u>
	Gx	-6	-7	-7
	Gy	-2	-6	-3
	Gz	-3	-6	-3

图18

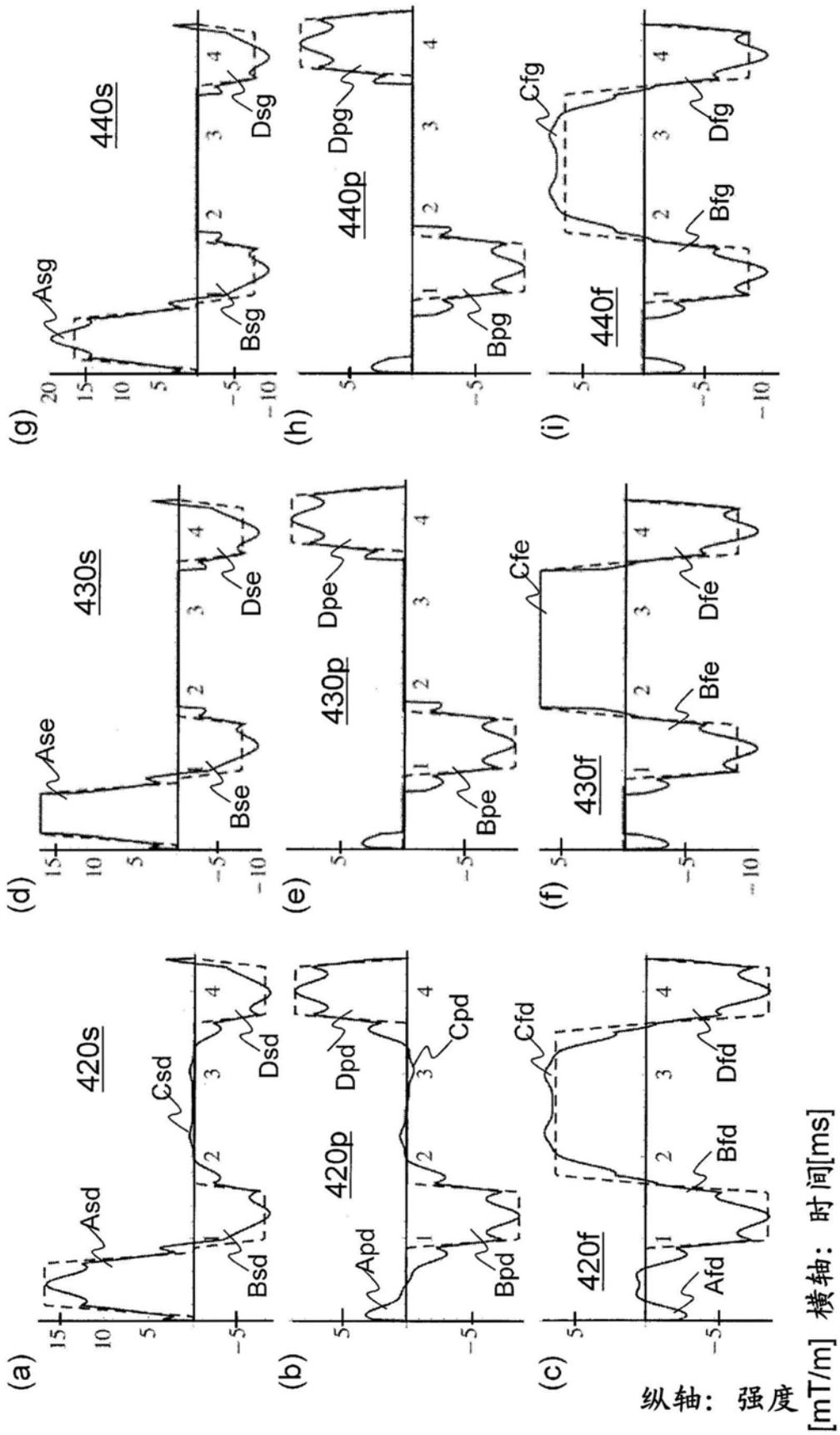
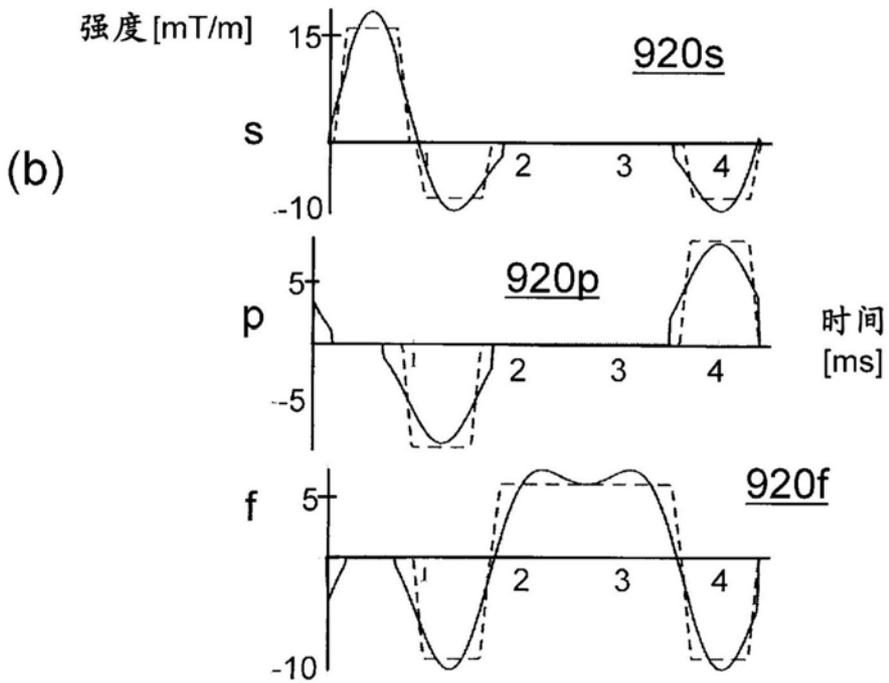
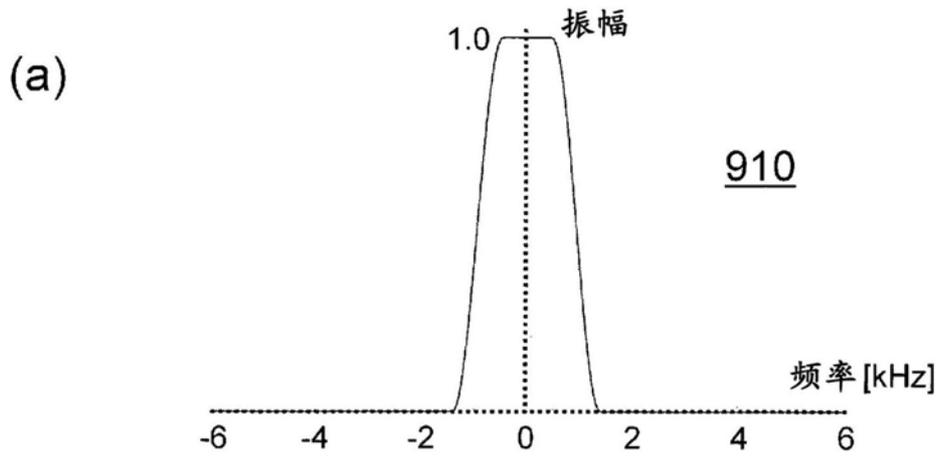


图19



(c)

	s	p	f
Gx	-9	-7	-11
Gy	-4	-6	-7
Gz	-3	-6	-5

930

图20