



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510071718.0

[43] 公开日 2005 年 10 月 5 日

[11] 公开号 CN 1676097A

[22] 申请日 2005.2.25

[21] 申请号 200510071718.0

[30] 优先权

[32] 2004. 2. 26 [33] JP [31] 2004 - 052312

[32] 2004. 2. 26 [33] JP [31] 2004 - 052313

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 内菌真一 町田好男 市之濑伸保

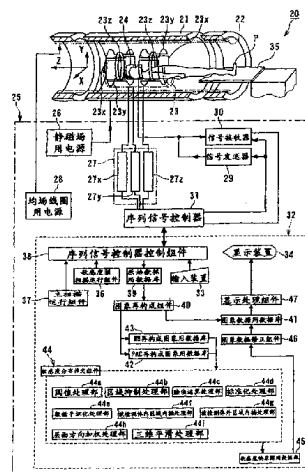
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商
标事务所
代理人 王以平

权利要求书 3 页 说明书 33 页 附图 20 页

[54] 发明名称 磁共振成像装置及其磁共振成像装置的数据处理方法

[57] 摘要

磁共振成像装置(20)具有执行用于生成 RF 线圈(24)的敏感度映象图数据的扫描作业的扫描实施组件;对扫描作业获得的图象数据的位于无信号区域附近位置处的有信号区域,实施区域抑制处理的区域抑制处理组件(44b);使用实施区域抑制处理后的图象数据,生成敏感度映象图数据的敏感度映象图数据生成组件(44);以及时敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的平滑处理组件(44i)。



1. 一种磁共振成象装置，具有：
扫描实施组件，实施用于生成 RF 线圈的敏感度映象图数据的扫描作业；
5 区域抑制处理组件，对由前述扫描作业获得的图象数据的位于无信号区域附近位置处的有信号区域实施区域抑制处理；
使用实施区域抑制处理后的前述图象数据，生成敏感度映象图数据的敏感度映象图数据生成组件；
以及对前述敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的平滑处理组件。
- 10 2. 一种磁共振成象装置，具有：
扫描实施组件，实施用于生成 RF 线圈的敏感度映象图数据的扫描作业；
使用通过前述扫描作业获得的图象数据，生成敏感度映象图数据的敏感度映象图数据生成组件；
对前述敏感度映象图数据的位于被检测体内的无信号区域实施线性内插
15 处理的线性内插处理组件；
以及对前述敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的平滑处理组件。
3. 一种磁共振成象装置，具有：
将实施图象摄象时的信号接收用线圈作为信号接收用线圈，而执行用于生成实施前述图象摄象时的信号接收用线圈的敏感度修正用数据的扫描作业的
20 的扫描实施组件；
以及仅仅将在前述扫描作业中由实施前述图象摄象时的信号接收用线圈获得的数据作为原始数据，而生成前述敏感度修正用数据的敏感度修正用数据生成组件。
4. 如权利要求 1 所述的磁共振成象装置，其特征在于：进一步设置有对
25 前述敏感度映象图数据的位于被检测体外的无信号区域实施区域增大处理的区域增大处理组件。
5. 如权利要求 1 所述的磁共振成象装置，其特征在于：进一步设置有通过沿切割层面方向进行加权，来对前述敏感度映象图数据实施修正的层面方向
加权处理组件。
- 30 6. 如权利要求 2 所述的磁共振成象装置，其特征在于：进一步设置有对

前述敏感度映象图数据的位于被检测体外的无信号区域实施区域增大处理的区域增大处理组件。

5 7. 如权利要求2所述的磁共振成象装置,其特征在於:进一步设置有通过沿切割层面方向进行加权的方式,对前述敏感度映象图数据实施修正的层面方向加权处理组件。

8. 如权利要求2所述的磁共振成象装置,其特征在於:进一步设置有实施使用任意变换函数将前述敏感度映象图数据变换为适合于线性内插的平坦化分布的数据平坦化处理,并且通过使用逆变换函数从而使实施线性内插处理后的前述敏感度映象图数据恢复为前述数据平坦化处理之前的分布的数据平坦化处理组件,其中

前述线性内插处理组件对前述数据平坦化处理后的前述敏感度映象图数据的无信号区域实施线性内插处理,前述平滑处理组件对恢复为通过前述数据平坦化处理组件实施前述数据平坦化处理之前的分布的前述敏感度映象图数据,实施三维平滑滤波处理。

15 9. 如权利要求3所述的磁共振成象装置,其特征在於:将用于生成前述敏感度修正用数据的扫描时的摄象条件,设置为获得为了能将仅仅使用前述图象摄象时的信号接收用线圈获得的数据作为前述敏感度修正用数据的原始数据而充分低的对比度的图象的条件。

20 10. 如权利要求3所述的磁共振成象装置,其特征在於:使用对前述敏感度修正用数据的原始数据实施阈值处理所抽取出的数据的区域缩小处理后的数据,生成前述敏感度修正用数据。

11. 如权利要求3所述的磁共振成象装置,其特征在於:前述扫描实施组件将表面线圈作为信号接收用线圈,而执行用于生成前述敏感度修正用数据的扫描。

25 12. 一种磁共振成象装置的数据处理方法,具有:

对实施用于生成 RF 线圈的敏感度映象图数据的扫描而获得的图象数据的位于无信号区域附近位置处的有信号区域,实施区域抑制处理的步骤;

使用实施区域抑制处理后的前述图象数据,生成敏感度映象图数据的步骤;

30 以及对前述敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的步骤。

13. 一种磁共振成像装置的数据处理方法, 具有:

使用实施用于生成 RF 线圈的敏感度映射图数据的扫描而获得的图象数据, 生成敏感度映射图数据的步骤;

5 对前述敏感度映射图数据的位于被检测体内的无信号区域实施线性内插处理的步骤;

以及对前述敏感度映射图数据实施三维平滑滤波处理的步骤。

14. 一种磁共振成像装置的数据处理方法, 具有:

10 将实施图象摄象时的信号接收用线圈作为信号接收用线圈, 执行用于生成实施前述图象摄象时的信号接收用线圈的敏感度修正用数据的扫描作业的步骤;

以及仅仅将前述扫描作业中由实施前述图象摄象时的信号接收用线圈获得的数据作为原始数据, 生成前述敏感度修正用数据的步骤。

磁共振成像装置及其 磁共振成像装置的数据处理方法

5

技术领域

本发明涉及利用核磁共振信号对被检测体图象实施摄象的磁共振成像装置以及磁共振成像装置的数据处理方法,特别涉及能够对信号接收用线圈的敏感度分布产生的图象数据亮度和信号值的不均匀性实施修正的磁共振成像装置以及磁共振成像装置的数据处理方法。

背景技术

在先技术中作为医疗现场使用的检测装置,包括如图 24 所示的磁共振成像(MRI: Magnetic Resonance Imaging)装置 1(比如说可以参见日本专利第 3135592 号公报)。

磁共振成像装置 1 是以下这样的装置:可以通过在位于形成静磁场用的筒形静磁场用磁铁 2 的内部处的被检测体 P 的摄象区域处,通过倾斜磁场线圈组件 3 的各倾斜磁场线圈 3x、3y、3z 形成沿 X 轴、Y 轴、Z 轴方向的倾斜磁场,并且通过 RF (Radio Frequency) 线圈 4 对拉莫尔(Larmor)频率的高频(RF)信号实施传送,来使位于被检测体 P 内部处的原子核自旋产生磁共振,并且利用激励所产生的核磁共振(NMR: Nuclear Magnetic Resonance)信号对被检测体 P 的图象实施再构成处理。

换句话说就是,可以预先使用静磁场用电源 5 在静磁场用磁铁 2 的内部形成静磁场。根据由输入装置 6 接收到的指令信号,由序列信号控制器控制组件 7a 将作为信号控制信息的序列信号传送至序列信号控制器 8 处,进而由序列信号控制器 8 依据序列信号,对将高频信号传送至与各倾斜磁场线圈 3x、3y、3z 相连接的倾斜磁场用电源 9 和 RF 线圈 4 处的信号发送器 10 实施控制。采用这种构成形式,可以在摄象区域处形成倾斜磁场,并且可以向被检测体 P 发送出高频信号。

由倾斜磁场线圈 3x、3y、3z 在这时产生的 X 轴倾斜磁场、Y 轴倾斜磁场、

Z 轴倾斜磁场，主要是分别作为相位编码 (PE: phase encoding) 用倾斜磁场、读取 (RO: readout) 用倾斜磁场、层面编码 (SE: slice encoding) 用倾斜磁场使用的。因此，作为原子核位置信息的 X 坐标、Y 坐标、Z 坐标，分别被变换为原子核自旋的相位、频率、层面的位置，并且一边改变相位编码量，一边重复进行序列作业。

然后，伴随着对位于被检测体 P 内部处的原子核自旋实施激励所产生的 NMR 信号，利用 RF 线圈 4 接收信号，同时传送至信号接收器 11 处并变换为数字化的原始数据 (raw data)。该原始数据可以通过序列信号控制器 8 读取至序列信号控制器控制组件 7a 处，进而由序列信号控制器控制组件 7a 将原始数据配置在形成在原始数据用数据库 7b 处的 K 空间 (傅立叶空间) 处。图象再构成组件 7c 可以通过对配置在 K 空间处的原始数据实施傅立叶变换，来获得被检测体 P 的再构成图象数据，并将其储存在图象数据用数据库 7d 处。而且，还可以通过显示处理组件 7e 将图象数据传送至适当的显示装置 7f 处，以对其实施显示。

这种磁共振成像装置 1 为了能够提高摄象速度，采用着 RF 线圈 4 由发送信号用的整体 (WB: whole-body) 线圈和作为接收信号用的主线圈的相控矩阵线圈 (PAC: phased-array coil) 构成的构成形式 (比如可以参见 Roemer PB, et al, The MNR Phased Array, MRM 16, 192-225 (1990))。相控矩阵线圈具有多个表面线圈，所以可以通过使用各表面线圈同时接收 NMR 信号以在短时间里收集更多原始数据的方式，缩短摄象所需要的时间。

当采用这种磁共振成像装置 1 实施图象诊断时，不希望在最终获得的图象数据中出现亮度起伏 (unevenness) (信号强度起伏)。然而，当 RF 线圈 4 是由具有多个表面线圈的相控矩阵线圈构成时，由于构成 RF 线圈 4 用的各表面线圈的敏感度不均匀性，会使 NMR 信号的信号强度和简单对原始数据实施傅立叶变换等再构成处理获得的图象数据的信号强度产生不均匀性，所以会使图象数据产生亮度起伏。

因此，在先技术中是在实施生成被检测体 P 图象用的主扫描之前，先进行敏感度预扫描的。所以，通过敏感度预扫描利用 WB 线圈和相控矩阵线圈获得图象数据，并通过图 25 所示的流程步骤，依据作为各图象数据的信号强度 S_{PAC} 、 S_{WB} 的除法运算值的信号强度比 (S_{PAC}/S_{WB})，对作为三维敏感度映

象图数据的相控矩阵线圈的敏感度分布实施推定,进而通过所获得的三维敏感度映象图数据对图象数据的亮度实施修正。

首先,通过敏感度预扫描运行组件 7g 将敏感度推定用序列信号传送至序列信号控制器控制组件 7a 处,实施敏感度预扫描作业。将通过 WB 线圈获得的 WB 再构成图象和通过相控矩阵线圈获得的 PAC 再构成图象,分别储存在 WB 再构成图象用数据库 7h 和 PAC 再构成图象用数据库 7i 处。

随后,由敏感度分布推定组件 7j 依据 WB 再构成图象和 PAC 再构成图象,求解相控矩阵线圈的敏感度分布的推定值。

换句话说就是,在步骤 S1 中,由阈值处理部 7k 对 WB 再构成图象和 PAC 再构成图象实施阈值处理。对 WB 再构成图象和 PAC 再构成图象的各信号强度小于等于阈值(包含该阈值)的区域实施屏蔽处理(mask),并且生成出 WB 绝对值图象数据和 PAC 绝对值图象数据。

随后在步骤 S2 中,由区域抑制处理(region reduction)部 7l 对实施 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象的阈值处理后的区域实施区域抑制处理,将位于缩小后的屏蔽区域附近处的信号强度比较小的部分,从三维敏感度映象图数据制作时使用的数据中除去。

随后在步骤 S3 中,由除法运算处理部 7m 通过将阈值处理和区域抑制处理后的各层面中的 PAC 绝对值图象(PAC 再构成图象的信号绝对值),除以 WB 绝对值图象(WB 再构成图象的信号绝对值)的方式,对作为三维敏感度映象图数据的 PAC 绝对值图象和 WB 绝对值图象间的信号强度比实施求解。

随后在步骤 S4 中,通过标准化处理部 7n 对作为 PAC 绝对值图象和 WB 绝对值图象间的信号强度比求解出的三维敏感度映象图数据,按每个层面实施标准化处理。

随后在步骤 S5 中,由被检测体内区域内插处理部 7o 对实施标准化处理后的三维敏感度映象图数据中位于被检测体 P 内部处的无信号区域,实施线性内插处理。

随后在步骤 S6 中,为了对位于被检测体外部处无信号区域中的敏感度分布实施推定,通过被检测体外区域内插处理部 7p 实施区域增大(region growing)处理,由此对被检测体外部处无信号区域中的敏感度分布实施内插。

随后在步骤 S7 中,为了使沿切割层面方向的敏感度分布一样,而由层面

方向加权处理部 7q 对三维敏感度映射图数据沿切割层面方向加权，由此对其实施修正处理。

随后在步骤 S8 中，由平滑处理部 7r 实施诸如数据拟合处理和平滑 (smoothing) 处理等各种处理，以制作出作为整个三维区域中的体积数据的敏感度映射图，并储存在敏感度映射图用数据库 7s 处。

随后，可以将图象获得用序列信号由主扫描运行组件 7t 传送至序列信号控制器控制组件 7a 处，运行主扫描。由图象再构成组件 7c 实施图象再构成处理，并将所获得的图象数据储存在图象数据用数据库 7d 处。图象数据修正组件 7u 利用储存在敏感度映射图用数据库 7s 处的敏感度映射图，对储存在图象数据用数据库 7d 处的图象数据的亮度实施修正，并且通过显示处理组件 7e 将实施亮度修正后的图象数据传送至显示装置 7f 处，以实施显示。

一般说来，通过敏感度预扫描和主扫描获得的图象数据中包含有无信号区域。在作为摄象区域的被检测体处存在有诸如肺等的部位，所以存在有不会产生 NMR 信号的无信号区域。而且，位于被检测体内的无信号区域与有信号区域间的边界附近位置处的有信号区域，通常会出现信号强度比较小的现象。而且，这会对相控矩阵线圈的敏感度分布推定值产生影响。

然而，属于在先技术的磁共振成象装置 1，在制作相控矩阵线圈的敏感度映射图时的无信号区域内插方法，与位于被检测体内外无关地仅仅对无信号区域实施区域增大处理的。

而且，使用相控矩阵线圈实施的敏感度预扫描与使用 WB 线圈实施的敏感度预扫描是分别实施的，所以在使用相控矩阵线圈获得的图象数据中的被检测体 P 的形状，与使用 WB 线圈获得的图象数据中的被检测体 P 的形状间往往会出现偏差。

而且，不只是相控矩阵线圈处的各表面线圈的敏感度分布，还会由于配置特性而产生与装置坐标系统中 Z 轴方向相关的信号强度不均匀性。

然而，属于在先技术的磁共振成象装置 1，并没有考虑到实施敏感度预扫描时的图象数据位置偏差和表面线圈的配置特性产生的信号强度不均匀性，仅是对 WB 再构成图象数据和 PAC 再构成图象数据的各信号强度实施阈值处理，并依据由此分别获得的 PAC 绝对值图象数据和 WB 绝对值图象数据间的信号强度比，对相控矩阵线圈的敏感度分布实施推定并生成敏感度映射图。

由于采用这种构成形式,属于在先技术的磁共振成像装置1,难以使通过敏感度预扫描推定出的相控矩阵线圈的敏感度分布具有良好精度,所以存在有难以对实施主扫描获得的再构成图象的亮度实施具有良好精度的修正的问题。

而且,在先技术中作为医疗现场使用的检测装置,还包括如图26所示的
5 磁共振成像装置1(比如说可以参见日本专利第3135592号公报)。

如上所述,当RF线圈4是由相控矩阵线圈和WB线圈构成时,与相控矩阵线圈和WB线圈的敏感度不均匀性相关的NMR信号,以及通过再构成处理方式获得的图象数据的信号强度也会出现不均匀性。一般说来,WB线圈的敏感度不均匀性小到可以被忽略的程度,然而作为为了其它技术目的而设置
10 的线圈的相控矩阵线圈中的表面线圈的敏感度不均匀性则比较大,会对图象数据产生影响。

因此,有必要对由于相控矩阵线圈的敏感度不均匀性而产生的图象数据信号强度中的不均匀性实施修正。

如图26所示的磁共振成像装置1,可以按照如图27的示意性流程图所示,
15 在步骤S1中通过敏感度预扫描运行组件7g,将敏感度推定用序列信号传送至序列信号控制器控制组件7a处,将相控矩阵线圈和WB线圈作为信号接收用线圈并实施敏感度预扫描作业。将通过WB线圈获得的WB线圈图象数据和通过相控矩阵线圈获得的主线圈图象数据,作为相控矩阵线圈的敏感度分布推定用的图象数据实施获取,并分别储存在WB线圈图象用数据库7h和主线圈
20 图象用数据库7v处。采用这种构成形式,可以按两次方式对作为三维图象数据的体积数据实施摄象。

随后在步骤S2中,通过敏感度分布推定组件7j对相控矩阵线圈的敏感度分布推定值实施求解。换句话说就是,通过使用除法运算处理部7w,利用如图28(b)所示的WB线圈图象数据的信号强度 S_{WB} ,对如图28(a)所示的
25 主线圈图象数据的信号强度 S_{PAC} 实施除运算的方式,求出作为相控矩阵线圈的敏感度分布推定值的、如图28(c)所示的主线圈图象数据与WB线圈图象数据间的信号强度比(S_{PAC}/S_{WB})。

在这时,为了不对主线圈图象数据和WB线圈图象数据的信号强度 S_{PAC} 、 S_{WB} 小于阈值(不包含该阈值)、比如说小于最大值的10%(不包括10%)
30 的区域,实施除法运算处理,可以使用阈值处理部7x根据需要实施作为除法

运算前处理的各信号强度 S_{PAC} 、 S_{WB} 的阈值处理, 对位于小于阈值 (不包含该阈值) 的区域处的各信号强度 S_{PAC} 、 S_{WB} 实施屏蔽。

通过实施将这种阈值处理作为前处理的除法运算处理, 可以消除诸如图象对比度等的、相控矩阵线圈的敏感度分布不均匀性之外的主要因素对图象数据的信号强度产生的影响, 从而可以按照具有良好精度的方式对敏感度分布实施推定。

随后, 对由于肺叶等的存在而在实施阈值处理时产生的数据失落部分的无信号区域, 使用内插处理部 7y 实施内插处理或外插处理, 对敏感度分布实施推定, 进而通过平滑处理部 7z 对整个二维区域实施数据拟合处理和平滑处理, 获得如图 28 (d) 所示的敏感度分布推定值曲线。

然后, 对整个三维区域的各个剖面实施同样的图象数据处理, 求解出作为体积数据的敏感度分布推定值。

随后在步骤 S3 中, 将作为三维敏感度映射图数据的相控矩阵线圈的敏感度分布推定值, 储存在敏感度映射图用数据库 7s 处。

随后在步骤 S4 中, 将图象获得用序列信号由主扫描运行组件 7t 传送至序列信号控制器控制组件 7a 处, 在将相控矩阵线圈作为信号接收用线圈的条件下运行主扫描。对原始数据实施收集并通过图象再构成组件 7c 实施的图象再构成处理, 获得图象数据。

随后在步骤 S5 中, 按照与实施主扫描时诸如摄象剖面方向、空间分辨率等摄象条件、数据收集条件、图象再构成条件等的各条件相对应的方式, 通过图象数据修正组件 7u 从敏感度映射图用数据库 7s 中获取出相对应的三维敏感度映射图数据。

随后在步骤 S6 中, 图象数据修正组件 7u 利用所获取出的三维敏感度映射图数据, 对图象数据实施修正处理。采用这种方式, 可以改善图象数据的信号强度不均匀性。

在另一方面, 还采用以下的方法: 通过对使用相控矩阵线圈接收到的 NMR 信号获得的图象数据自身实施后处理, 来对作为敏感度映射图数据的相控矩阵线圈的敏感度分布实施推定, 进而利用所获得的相控矩阵线圈的敏感度映射图数据, 对图象数据的信号强度起伏实施修正。如果举例来说, 可以采用通过对使用相控矩阵线圈获得的图象数据实施平滑处理的方式, 制作出具有极

低频率成分的图象数据，并将其作为敏感度分布使用的方法。

而且，还提出以下方案：以从 WB 线圈实施信号发送的高频信号的信号强度作为参考，对由通过相控矩阵线圈接收到的 NMR 信号获得的图象数据的信号强度起伏实施修正的技术（比如说可以参见日本特开昭 63-132645 号公报），以及利用预先储存的相控矩阵线圈的敏感度分布和从图象数据实施推定所获得的相控矩阵线圈的位置信息，对图象数据的信号强度起伏实施修正的技术（比如说可以参见日本特开平 7-59750 号公报）。

然而，如果采用在先技术中依据实施敏感度预扫描时分别通过相控矩阵线圈和 WB 线圈获得的图象数据的信号强度值 Sig_{PAC} 、 Sig_{WB} 的除法运算值（ Sig_{PAC}/Sig_{WB} ），对相控矩阵线圈的敏感度分布实施推定，由此对图象数据的信号强度实施修正的方法时，会出现实施敏感度预扫描所需要的时间比较长的问题。因此，对于对例如被检测体 P 的腹部实施摄象的场合，与敏感度预扫描的运行时间相对应地暂停呼吸时间也会比较长。

而且，在使用相控矩阵线圈实施图象数据收集与使用 WB 线圈实施图象数据收集之间，有可能由于被检测体 P 移动等原因而导致被检测体 P 的位置偏离（错误记录）。而且，为了能够通过相控矩阵线圈和 WB 线圈两者获取图象数据，还需要使相控矩阵线圈和 WB 线圈间形成完全去耦（decoupling）的构成形式。

在另一方面，在使用对由相控矩阵线圈给出的图象数据自身实施后处理推定出的相控矩阵线圈的敏感度分布，对图象数据的信号强度起伏实施修正的方法中，由于对相控矩阵线圈的敏感度分布的推定精度比较低，所以难以对图象数据的信号强度起伏实施充分修正，从而难以使最终获得的修正后的图象数据具有充分的均匀性。

而且，还存在有通常难以对各种各样的图象种类实施精度良好的修正处理的问题。如果举例来说，在通过对图象数据进行 T1 强调和 T2 强调的方式，使图象数据为具有所希望的对比度的图象数据的场合，即使能够通过平滑处理而对敏感度分布实施推定，由于表示敏感度分布的图象数据具有对比度，所以也难以使用实施平滑处理后的图象数据作为敏感度分布使用。

而且，还一直存在有通过多重层面方式实施摄象时，难以对全部层面实施图象数据修正的问题。

发明内容

本发明就是解决上述技术问题用的发明，本发明的目的就是提供一种能够依据通过实施敏感度预扫描获得的图象数据，对 RF 线圈的敏感度分布实施
5 更高精度的推定，从而可以依据所获得的 RF 线圈的敏感度分布，对实施主扫描而获得的图象数据的亮度实施良好修正的磁共振成象装置，以及磁共振成象装置的数据处理方法。

本发明的另一目的就是提供一种能够在更短的时间里，按照与图象种类等摄象条件无关的方式，对信号接收用线圈的敏感度分布的不均匀性造成的图
10 象数据的信号强度起伏实施精度良好的修正的磁共振成象装置，以及磁共振成象装置的数据处理方法。

为了能够实现上述目的，本发明提供的一种磁共振成象装置具有：执行用于生成 RF 线圈的敏感度映象图数据用的扫描作业的扫描实施组件；对前述扫描作业获得的图象数据的无信号区域附近位置处的有信号区域，实施区域抑
15 制处理的区域抑制处理组件；使用实施区域抑制处理后的前述图象数据，生成敏感度映象图数据的敏感度映象图数据生成组件；以及对前述敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的平滑处理组件。

而且，为了能够实现上述目的，本发明提供的另一种磁共振成象装置具有：执行用于生成 RF 线圈的敏感度映象图数据用的扫描作业的扫描实施组件；
20 使用通过前述扫描作业获得的图象数据，生成敏感度映象图数据的敏感度映象图数据生成组件；对前述敏感度映象图数据的被检测体内部处的无信号区域实施线性内插处理的线性内插处理组件；以及对前述敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的平滑处理组件。

而且，为了能够实现上述目的，本发明提供的再一种磁共振成象装置具
25 有：将实施上述图象摄象时的信号接收用线圈作为信号接收用线圈，执行用于生成前述图象摄象的信号接收用线圈的敏感度修正数据的扫描作业的扫描实施组件；以及仅仅将前述扫描作业中通过前述图象摄象时的信号接收用线圈获得的数据作为原始数据，生成前述敏感度修正用数据的敏感度修正用数据生成组件。

30 而且，为了能够实现上述目的，本发明提供的一种磁共振成象装置的数

据处理方法具有：对实施用于生成 RF 线圈的敏感度映象图数据的扫描而获得的图象数据的位于无信号区域附近的有信号区域，实施区域抑制处理的步骤；使用实施区域抑制处理后的前述图象数据，生成敏感度映象图数据的步骤；以及对前述敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的步骤。

5 而且，为了能够实现上述目的，本发明提供的另一种磁共振成像装置的数据处理方法具有：使用实施用于生成 RF 线圈的敏感度映象图数据的扫描而获得的图象数据，生成敏感度映象图数据的步骤；对前述敏感度映象图数据的位于被检测体内部的无信号区域实施线性内插处理的步骤；以及对前述敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的步骤。

10 而且，为了能够实现上述目的，本发明提供的再一种磁共振成像装置的数据处理方法具有：将实施图象摄象时的信号接收用线圈作为信号接收用线圈，执行用于生成前述图象摄象的信号接收用线圈的敏感度修正用数据的扫描的步骤；以及仅仅将前述扫描作业中通过前述图象摄象的信号接收用线圈获得的数据作为原始数据，生成前述敏感度修正用数据的步骤。

15 根据本发明的磁共振成像装置和磁共振成像装置的数据处理方法，能够依据实施敏感度预扫描而获得的图象数据，以更高精度对 RF 线圈的敏感度分布实施推定，进而能够依据所获得的 RF 线圈的敏感度分布，对通过实施主扫描而获得的图象数据的亮度实施更为良好的修正处理。

而且，还可以在更短的时间里，与图象种类等摄象条件无关地，对信号接收用线圈的敏感度分布的不均匀性造成的图象数据的信号强度起伏实施精度良好的修正。

附图说明

图 1 为表示本发明的磁共振成像装置的一种实施形式的功能方框图。

25 图 2 为表示图 1 中所示的 RF 线圈和信号接收器的详细构成图。

图 3 为表示图 2 中所示的 WB 线圈和相控矩阵线圈的一个配置实例的剖面模式图。

图 4 为表示使用图 1 中所示的磁共振成像装置对被检测体实施断层图象摄象时的步骤的流程图。

30 图 5 为表示使用图 1 中所示的磁共振成像装置生成敏感度映象图数据时

的详细步骤的流程图。

图 6 为表示通过图 1 中所示的磁共振成像装置实施区域抑制处理的一个实例的图。

图 7 为表示通过图 1 中所示的磁共振成像装置对三维敏感度映射图数据的位于被检测体内部中的无信号区域实施线性内插处理的一个实例用的图。

图 8 为说明通过 26 点方法对三维敏感度映射图数据的位于被检测体外部的无信号区域实施区域增大处理的场合的说明图。

图 9 为说明通过 6 点方法对三维敏感度映射图数据的位于被检测体外部的无信号区域实施区域增大处理的场合的说明图。

图 10 为表示通过图 1 中所示的磁共振成像装置对三维敏感度映射图数据的位于被检测体外部的无信号区域实施区域增大处理的一个实例的图。

图 11 为表示使用图 1 中所示的磁共振成像装置对三维敏感度映射图数据沿切割层面方向实施加权处理时的修正系数的曲线图。

图 12 为表示使用图 1 中所示的磁共振成像装置获得的亮度修正后的被检测体的断层图象的图。

图 13 为表示使用在先技术中的磁共振成像装置获得的亮度修正后的被检测体的断层图象的图。

图 14 为表示本发明的磁共振成像装置的第二实施形式的功能方框图。

图 15 为表示图 14 中所示的 RF 线圈和信号接收器的一个实例的详细构成图。

图 16 为表示使用图 14 中所示的磁共振成像装置对被检测体实施断层图象摄象时的步骤的流程图。

图 17 为表示在图 16 中所示的流程图中,对相控矩阵线圈的敏感度分布实施推定时的详细步骤的一个实例的流程图。

图 18 为表示在低对比度摄象条件下获得的主线圈图象数据的信号强度分布的图。

图 19 为表示在常规对比度摄象条件下获得的主线圈图象数据的信号强度分布的图。

图 20 为表示使用在先技术中的磁共振成像装置实施三维敏感度映射图数据生成时所生成出的数据的图。

图 21 为说明使用图 14 中所示的磁共振成像装置实施三维敏感度映射图数据生成时所存在问题的说明图。

图 22 为表示通过能够避免如图 21 所示问题的步骤，使用磁共振成像装置作为三维敏感度映射图数据时所生成出的数据的图。

5 图 23 为表示本发明的磁共振成像装置的第三实施形式的功能方框图。

图 24 为表示在先技术中的一种磁共振成像装置的功能方框图。

图 25 为表示通过图 24 中所示的在先技术的磁共振成像装置生成敏感度映射图的步骤的流程图。

图 26 为表示在先技术中的一种磁共振成像装置的功能方框图。

10 图 27 为表示通过图 26 中所示的在先技术的磁共振成像装置对图象数据信号强度起伏实施修正的步骤的流程图。

图 28 为说明通过图 26 中所示的在先技术的磁共振成像装置推定敏感度分布的步骤的说明图。

15 具体实施方式

下面参考附图，对本发明的磁共振成像装置以及磁共振成像装置的数据处理方法的实施形式进行说明。

图 1 为表示本发明的磁共振成像装置的第一实施形式的功能方框图。

20 磁共振成像装置 20 构成为：将形成静磁场用的筒形静磁场用磁铁 21、设置在该静磁场用磁铁 21 内部处的均场线圈 (shim coil) 22、以及倾斜磁场线圈组件 23 和 RF 线圈 24，安装在图中未示出的机架中。

而且，在磁共振成像装置 20 中还设置有控制系统 25。控制系统 25 具有静磁场用电源 26、倾斜磁场用电源 27、均场线圈用电源 28、信号发送器 29、信号接收器 30、序列信号控制器 31 和计算机 32。控制系统 25 中的倾斜磁场用电源 27 由 X 轴倾斜磁场用电源 27x、Y 轴倾斜磁场用电源 27y 和 Z 轴倾斜磁场用电源 27z 构成。而且，计算机 32 具有图中未示出的运算装置和储存装置，并且设置有输入装置 33 和显示装置 34。

30 静磁场用磁铁 21 与静磁场用电源 26 相连接，并且具有能够通过由静磁场用电源 26 供给的电流在摄象区域形成静磁场的功能。而且，在静磁场用磁铁 21 的内侧处，还同轴地设置着筒型的均场线圈 22。均场线圈 22 与均场线

圈用电源 28 相连接，并且构成为能够由均场线圈用电源 28 向均场线圈 22 供给电流而使静磁场均匀化。

倾斜磁场线圈组件 23 由 X 轴倾斜磁场线圈 23x、Y 轴倾斜磁场线圈 23y 和 Z 轴倾斜磁场线圈 23z 构成，并且在静磁场用磁铁 21 的内部形成为筒状。

5 在倾斜磁场线圈组件 23 的内部设置有躺卧平台 35 并成为摄象区域，并且可以将被检测体 P 设置在躺卧平台 35 上。而且，也可以采用不将 RF 线圈 24 设置在机架中，而是设置在躺卧平台 35 和被检测体 P 附近的构成形式。

倾斜磁场线圈组件 23 与倾斜磁场用电源 27 相连接。倾斜磁场线圈组件 23 中的 X 轴倾斜磁场线圈 23x、Y 轴倾斜磁场线圈 23y 和 Z 轴倾斜磁场线圈 10 23z，分别与倾斜磁场用电源 27 中的 X 轴倾斜磁场用电源 27x、Y 轴倾斜磁场用电源 27y 和 Z 轴倾斜磁场用电源 27z 相连接。

而且，通过由 X 轴倾斜磁场用电源 27x、Y 轴倾斜磁场用电源 27y 和 Z 轴倾斜磁场用电源 27z 分别向 X 轴倾斜磁场线圈 23x、Y 轴倾斜磁场线圈 23y 和 Z 轴倾斜磁场线圈 23z 供给电流，可以在摄象区域处分别形成 X 轴方向的 15 倾斜磁场 G_x 、Y 轴方向的倾斜磁场 G_y 和 Z 轴方向的倾斜磁场 G_z 。

RF 线圈 24 与信号发送器 29 和信号接收器 30 相连接。RF 线圈 24 具有从信号发送器 29 接收高频信号并传送至被检测体 P 处的功能，并且具有接收随着被检测体 P 内部的原子核自旋的高频信号形成的激励所产生的 NMR 信号，并传送至信号接收器 30 的功能。

20 图 2 为表示图 1 中所示的 RF 线圈 24 和信号接收器 30 的详细构成图。

RF 线圈 24 由例如高频信号发送用的 WB 线圈 24a、NMR 信号接收用的相控矩阵线圈 24b 构成。相控矩阵线圈 24b 具有多个表面线圈 24c，信号接收器 30 由多个信号接收系统回路 30a 构成。而且，各表面线圈 24c 分别独立地与信号接收器 30 的各信号接收系统回路 30a 相连接，WB 线圈与信号发送器 25 29 和信号接收系统回路 30a 相连接。

图 3 为表示图 2 中所示的 WB 线圈 24a 和相控矩阵线圈 24b 的一个配置实例用的剖面模式图。

相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c，围绕 Z 轴对称地配置在包含例如被检测体 P 的特定关注部位的剖面 L 的周围。而且，将 WB 线圈 24a 设置在相 30 控矩阵线圈 24b 的外侧处。RF 线圈 24 可以通过 WB 线圈 24a 向被检测体 P

发出高频信号，并且可以利用 WB 线圈 24a 或相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c，通过多信道接收由包含特定关注部位的剖面 L 处给出的 NMR 信号，进而传送至各信号接收器 30 的各信号接收系统回路 30a。

在另一方面，控制系统 25 的序列信号控制器 31，与倾斜磁场用电源 27、信号发送器 29 和信号接收器 30 相连接。序列信号控制器 31 具有以下功能：
5 对驱动倾斜磁场用电源 27、信号发送器 29 和信号接收器 30 所需要的控制信息、描述诸如施加至倾斜磁场用电源 27 处的脉冲电流的强度和施加时间、施加定时时间等动作控制信息的序列信号信息实施储存的功能；依据所储存的规定的序列信号对倾斜磁场用电源 27、信号发送器 29 和信号接收器 30 实施驱
10 动，以生成出 X 轴倾斜磁场 G_x 、Y 轴倾斜磁场 G_y 、Z 轴倾斜磁场 G_z 和高频信号的功能。

而且，序列信号控制器 31 还可以从信号接收器 30 接收作为数字化后的 NMR 信号的原始数据 (raw data)，并传送至计算机 32。

因此，信号发送器 29 具有依据从序列信号控制器 31 接收到的控制信息，
15 将高频信号传送至 RF 线圈 24 处的功能，信号接收器 30 具有：对由 RF 线圈 24 接收到的 NMR 信号实施所需要的信号处理并实施 A/D 变换，由此生成作为数字化后的 NMR 信号的原始数据的功能；将所生成出的原始数据传送至序列信号控制器 31 的功能。

而且，计算机 32 可以通过对程序实施读取和运行的方式，而作为敏感度
20 预扫描运行组件 36、主扫描运行组件 37、序列信号控制器控制组件 38、原始数据用数据库 39、图象再构成组件 40、图象数据用数据库 41、PAC 再构成图象用数据库 42、WB 再构成图象用数据库 43、敏感度分布推定组件 44、敏感度映象图用数据库 45、图象数据修正组件 46、显示处理组件 47 发挥作用。当然，不只是程序，还可以通过设置特定的电路而构成计算机 32。

敏感度预扫描运行组件 36 具有：对为了求出作为相控矩阵线圈 24b 的敏感度分布的三维敏感度映象图数据，而实施敏感度预扫描时的序列信号（敏感度推定用序列信号）实施生成的功能；将所生成出的敏感度推定用序列信号，
25 传送至序列信号控制器控制组件 38 以实施敏感度预扫描的功能。

主扫描运行组件 37 具有：将实施用于获取图象数据的主扫描时使用的各
30 种序列信号，传送至序列信号控制器控制组件 38 以实施主扫描的功能。

序列信号控制器控制组件 38 具有：依据由输入装置 33 或其它构成要素给出的信息，将从敏感度预扫描运行组件 36 和主扫描运行组件 37 接收到的序列信号中的所需要的序列信号，传送至序列信号控制器 31 处以实施敏感度预扫描或主扫描的功能。而且，序列信号控制器控制组件 38 还具有接收从序列信号控制器 31 通过实施敏感度预扫描或主扫描所收集到的 WB 线圈 24a 和相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c 的原始数据，并将其配置在形成在原始数据用数据库 39 处的 K 空间（傅立叶空间）中的功能。

采用这种构成形式，原始数据用数据库 39 可以对信号接收器 30 中生成出的各个 WB 线圈 24a 和表面线圈 24c 的各原始数据实施储存。换句话说就是，将原始数据配置在形成在原始数据用数据库 39 处的 K 空间中。

图象再构成组件 40 具有：对通过运行主扫描而配置在原始数据用数据库 39 的 K 空间处的原始数据，实施诸如傅立叶变换（FT）等图象再构成处理以再构成出被检测体 P 的图象数据的功能；将再构成出的图象数据写入至图象数据用数据库 41 的功能。

而且，图象再构成组件 40 还具有：对通过运行敏感度预扫描而配置在原始数据用数据库 39 的 K 空间处的原始数据，按照对运行主扫描而获得的原始数据实施再构成处理相同的方式实施再构成处理，从而根据由相控矩阵线圈 24b 和 WB 线圈 24a 分别获得的被检测体 P 的图象数据，生成出 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象的功能；将所生成出的 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象，分别写入至 PAC 再构成图象用数据库 42 和 WB 再构成图象用数据库 43 处的功能。

敏感度分布推定组件 44 具有：使用分别储存在 PAC 再构成图象用数据库 42 和 WB 再构成图象用数据库 43 中的 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象，制作出相控矩阵线圈 24b 的三维敏感度映象图数据的功能；将所制作出的三维敏感度映象图数据写入至敏感度映象图用数据库 45 处的功能。换句话说就是，敏感度分布推定组件 44 具有作为生成 RF 线圈 24 的敏感度映象图数据的敏感度映象图数据生成组件使用的功能。

因此，敏感度分布推定组件 44 具有阈值处理部 44a、区域抑制处理部 44b、除法运算处理部 44c、标准化处理部 44d、数据平坦化处理部 44e、被检测体内区域内插处理部 44f、被检测体外区域内插处理部 44g、层面方向加权处理

部 44h、三维平滑处理部 44i。

阈值处理部 44a 具有对 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象实施阈值处理的功能，即具有对 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象中的各信号强度小于等于分别预先设定的阈值（包括该阈值）的部分的数据实施屏蔽的功能。

- 5 区域抑制处理部 44b 具有通过对敏感度分布推定时使用的 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象的阈值处理后的区域，实施区域抑制处理，将位于缩小后屏蔽区域附近处的信号强度比较小的部分，从三维敏感度映象图数据制作时使用的数据中除去的功能。

- 10 除法运算处理部 44c 具有通过将作为阈值处理和区域抑制处理后的 PAC 再构成图象的信号绝对值的 PAC 绝对值图象，除以作为 WB 再构成图象的信号绝对值的 WB 绝对值图象，求出作为三维敏感度映象图数据的 PAC 绝对值图象和 WB 绝对值图象间的信号强度的功能。

标准化处理部 44d 具有对三维敏感度映象图数据实施标准化处理的功能。

- 15 数据平坦化处理部 44e 具有利用变换函数对三维敏感度映象图数据实施数据平坦化处理，并且利用逆变换函数对数据平坦化处理后的三维敏感度映象图数据实施处理，以求解出实施数据平坦化处理前的三维敏感度映象图数据的功能。换句话说就是，数据平坦化处理部 44e 具有作为暂时将三维敏感度映象图数据变换为适用线性内插的平坦化分布，并且将线性内插处理后的三维敏感度映象图数据恢复至原始分布的数据平坦化处理组件使用的功能。因此，可以
20 与目的相对应地将任意的函数作为这种变换函数。

被检测体内区域内插处理部 44f 具有作为对三维敏感度映象图数据的被检测体 P 内部的无信号区域，实施线性内插处理的线性内插处理组件使用的功能。

- 25 被检测体外区域内插处理部 44g 具有作为对三维敏感度映象图数据的被检测体 P 外部的无信号区域，通过区域增大处理而实施内插的区域增大处理组件使用的功能。

层面方向加权处理部 44h 具有能够沿切割层面方向对三维敏感度映象图数据实施加权处理的功能。

- 30 三维平滑处理部 44i 具有作为对三维敏感度映象图数据实施三维平滑滤波处理的平滑处理组件使用的功能。

图象数据修正组件 46 具有：从储存在敏感度映象图用数据库 45 处的三维敏感度映象图数据中，分离并抽出与实施主扫描时的摄象条件、数据收集条件、图象再构成条件等的图象数据获取条件相对应的三维敏感度映象图数据的功能；使用所抽取出的三维敏感度映象图数据，对通过运行主扫描而储存在图
5 象数据用数据库 41 处的图象数据的亮度实施修正的功能。

显示处理组件 47 具有将储存在图象数据用数据库 41 处的图象数据，传
送至显示装置 34 处以实施显示的功能。

具有上述构成形式的磁共振成象装置 20，作为整体，由各个构成要素作为实施诸如主扫描和敏感度预扫描等扫描的扫描运行组件、对通过敏感度预扫
10 描获得的图象数据的位于无信号区域附近处的信号区域实施区域抑制处理的区域抑制处理组件、使用通过敏感度预扫描获得的图象数据生成出敏感度映象图数据的敏感度映象图数据生成组件、以及通过对敏感度映象图数据沿切割层面方向进行加权而对其实实施修正的层面方向加权处理组件而发挥功能。

下面，对磁共振成象装置 20 的作用进行说明。

15 图 4 为表示使用图 1 中所示的磁共振成象装置 20 对被检测体 P 实施断层图象摄象时的步骤的流程图，图中在字母 S 后附加有数字的参考标号，表示流程中的各步骤。

首先在步骤 S10 中，通过敏感度预扫描运行组件 36 将敏感度推定用序列信号传
送至序列信号控制器控制组件 7a 处，在用于获取图象数据的主扫描之
20 前，先进行获取相控矩阵线圈 24b 的敏感度映象图数据的敏感度预扫描作业。

换句话说就是，将被检测体 P 预先设置在躺卧平台 35 上，由静磁场用电源 26 向静磁场用磁铁 21 供给电流以在摄象区域形成静磁场。而且，由均场线圈用电源 28 向均场线圈 22 供给电流以使形成在摄象区域处的静磁场均匀化。

随后，从输入装置 33 向序列信号控制器控制组件 38 发出动作指令。序
25 列信号控制器控制组件 38 将敏感度推定用序列信号传送至序列信号控制器 31。序列信号控制器 31 依据该敏感度推定用序列信号对倾斜磁场用电源 27、信号发送器 29 和信号接收器 30 实施驱动，从而在设置有被检测体 P 的摄象区域处形成 X 轴倾斜磁场 G_x 、Y 轴倾斜磁场 G_y 、Z 轴倾斜磁场 G_z ，而且同时产生出高频信号。

30 在这时，由倾斜磁场线圈产生的 X 轴倾斜磁场 G_x 、Y 轴倾斜磁场 G_y 、Z

轴倾斜磁场 G_z ，主要是分别作为相位编码 (PE) 用倾斜磁场、读取 (RO) 用倾斜磁场、层面编码 (SE) 用倾斜磁场使用。因此，在被检测体 P 的内部的原子核自旋的转动方向上表现出规则性的、作为利用 SE 用倾斜磁场沿 Z 轴方向形成的层面中的二维位置信息的 X 坐标和 Y 坐标，被分别变换为通过 PE 用倾斜磁场和 RO 用倾斜磁场形成的被检测体 P 内部的原子核自旋的相位变化量和频率变化量。

与敏感度推定用序列信号相对应地将高频信号，从信号发送器 29 施加至 RF 线圈 24 的 WB 线圈 24a 处，并且从 WB 线圈 24a 将高频信号传送至被检测体 P 处。而且，在被检测体 P 的内部与高频信号的频率相对应的包含在切割层面内的原子核磁共振产生的 NMR 信号，通过 RF 线圈 24 的 WB 线圈 24a 和相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c，通过多信道被接收并分别传送至各信号接收器 30 处。

各信号接收器 30 从 WB 线圈 24a 和相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c 接收 NMR 信号，并且对其进行诸如前置放大、中间频率变换、相位检波、低频放大、滤波等各种信号处理。各信号接收器 30 还通过对 NMR 信号实施 A/D 变换的方式，生成出作为数字数据的 NMR 信号的原始数据。信号接收器 30 还将所生成出的原始数据传送至序列信号控制器 31 处。

序列信号控制器 31 将从信号接收器 30 接收到的原始数据传送至序列信号控制器控制组件 38 处，由序列信号控制器控制组件 38 将原始数据配置在形成在原始数据用数据库 39 处的 K 空间中。图象再构成组件 40 通过分别对由 WB 线圈 24a 和相控矩阵线圈 24b 获得的原始数据实施傅立叶变换 (FT)，而生成出作为被检测体 P 的三维图象数据的 WB 再构成图象和 PAC 再构成图象，并且分别将其写入至 WB 再构成图象用数据库 43 和 PAC 再构成图象用数据库 42 中。

在这时，对通过敏感度预扫描收集到的原始数据实施的再构成处理方法，可以是与主扫描中的再构成处理方法相同的方法。如果举例来说，在主扫描中使用相控矩阵线圈 24b 进行的再构成处理方法，可以是对通过各表面线圈 24c 获得的图象数据求解平方和的平方根的 Sum of Square 处理 (SoS 处理) 方法，或对通过各表面线圈 24c 获得的图象数据求解信号强度绝对值的和的再构成处理方法。

随后在步骤 S11 中, 敏感度分布推定组件 44 通过利用储存在 WB 再构成图象用数据库 43 和 PAC 再构成图象用数据库 42 处的各切割层面的 WB 再构成图象和 PAC 再构成图象, 来生成出三维敏感度映象图数据。

图 5 为表示使用图 1 中所示的磁共振成像装置 20, 生成敏感度映象图数据时的详细步骤的流程图, 图中在字母 S 后附加有数字的参考标号, 表示流程中的各步骤。

首先在步骤 S20 中, 由阈值处理部 44a 对 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象实施阈值处理, 对 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象的各信号强度小于等于分别预先设定的阈值 (包含该阈值) 的部分的数据实施屏蔽。因此, 由于位于肺叶和被检测体外部区域的信号强度会小于等于阈值 (包含该阈值), 所以将被认为是无信号区域的区域处的 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象, 从制作三维敏感度映象图数据用的数据中排除。

随后在步骤 S21 中, 由区域抑制处理部 44b 对敏感度分布推定时使用的 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象的阈值处理后的区域实施区域抑制处理, 将位于缩小后屏蔽区域附近处的信号强度比较小的部分从三维敏感度映象图数据制作时使用的数据中除去。

图 6 为表示通过图 1 中所示的磁共振成像装置 20 实施区域抑制处理的一个实例的图。

实施区域抑制处理之前的 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象, 具有如图 6 (a) 所示的、通过阈值处理实施屏蔽后的无信号区域 D1 和有信号区域 D2。位于无信号区域 D1 附近位置处的有信号区域 D2, 通常会出现信号强度比较小的现象。由于使用相控矩阵线圈 24b 实施的敏感度预扫描和使用 WB 再构成图象实施的敏感度预扫描是分别实施的, 所以对于被检测体 P 的内脏等产生了位置偏离的场合, 如果原封不动地使用 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象的信号强度比, 则在位于无信号区域 D1 附近位置处的有信号区域 D2 中会出现信号强度不连续的现象。

因此, 将如图 6 (b) 所示的有信号区域 D2 中的位于无信号区域 D1 附近位置处的部分 D2' 替换为无信号区域, 从而缩小有信号区域 D2。采用这种方式, 可以将 PAC 再构成图象和 WB 再构成图象中的位于无信号区域 D1 附近位置处的信号强度比较小的有信号区域 D2, 从三维敏感度映象图数据制作时

使用的数据中除去。

随后在步骤 S22 中，由除法运算处理部 44c 通过将实施阈值处理和区域抑制处理后的各切割层面的作为 PAC 再构成图象的信号绝对值的 PAC 绝对值图象，除以作为 WB 再构成图象的信号绝对值的 WB 绝对值图象，从而求出作为三维敏感度映象图数据的 PAC 绝对值图象和 WB 绝对值图象间的信号强度比。

随后在步骤 S23 中，通过标准化处理部 44d 对作为 PAC 绝对值图象和 WB 绝对值图象间的信号强度比求解出的三维敏感度映象图数据，按每个切割层面实施标准化处理。

随后在步骤 S24 中，由数据平坦化处理部 44e 利用变换函数，对实施标准化处理后的三维敏感度映象图数据实施数据平坦化处理，将三维敏感度映象图数据变换为适于进行线性内插的平坦化数据。如果举例来说，可以采用诸如 n 次函数、指数函数、对数函数等任意函数，对三维敏感度映象图数据实施数据拟合，并按照能够降低对线性内插产生影响的局部数据起伏的方式实施适当处理。

随后在步骤 S25 中，由被检测体内区域内插处理部 44f 对实施数据平坦化处理后的三维敏感度映象图数据中的位于被检测体 P 内部处的无信号区域，实施线性内插处理。

图 7 为表示通过图 1 中所示的磁共振成像装置 20，对三维敏感度映象图数据的位于被检测体 P 内部的无信号区域实施线性内插处理的一个实例的图。

图 7 (a) 为表示沿切割层面方向看三维敏感度映象图数据时的一个实例的图，图 7 (b) 为表示沿 PE 层面方向看三维敏感度映象图数据时的一个实例的图。实施标准化处理和数据平坦化处理后的三维敏感度映象图数据，具有无信号区域 D1 和有信号区域 D2。而且，无信号区域 D1 由位于被检测体 P 内部的无信号区域 D1a 和位于被检测体 P 外部的无信号区域 D1b 构成。

被检测体内区域内插处理部 44f 如图 7 (b) 中的箭头所示，对位于被检测体 P 内部的无信号区域 D1a，通过使用直线对诸如沿 RO 方向剖面的有信号区域 D2 中的信号强度值实施连接的方式，实施线性内插处理。采用这种方式，可以将位于被检测体 P 内部的无信号区域 D1a 置换为有信号区域 D2。

而且，线性内插处理并不仅限于沿 RO 方向，还可以沿诸如 PE 方向、SL

方向等任意方向进行。

随后在步骤 S26 中，由数据平坦化处理部 44e 对实施线性内插处理后的三维敏感度映射图数据，利用逆转换函数将其再次转换为实施数据平坦化处理前的状态。

- 5 随后在步骤 S27 中，由被检测体外区域内插处理部 44g 对三维敏感度映射图数据中的位于被检测体 P 外部的无信号区域，通过实施区域增大处理的方式实施内插处理。

图 8 为说明通过 26 点法对三维敏感度映射图数据的位于被检测体 P 外部的无信号区域实施区域增大处理的场合下的方法的说明图，图 9 为说明通过 6 点方法对三维敏感度映射图数据的位于被检测体 P 外部的无信号区域实施区域增大处理的场合下的方法的说明图。

区域增大处理是一种用有信号区域处的值原封不动地对无信号区域处的值实施置换的处理方法。如果举例来说，采用 26 点方法的区域增大处理如图 8 所示，对于格子中点 A 的信号强度大于等于阈值（包含该阈值）的有信号区域，且与该中点 A 邻接的 26 个格点的各信号强度小于等于阈值（包含该阈值）的无信号区域的场合，使用中点 A 处的信号强度对无信号区域的 26 个格点处的信号强度实施置换处理。

采用 6 点方法的区域增大处理如图 9 所示，对于格子中点 A 的信号强度大于等于阈值（包含该阈值）的有信号区域，且与该中点 A 邻接的 6 个格点的各信号强度小于等于阈值（包含该阈值）的无信号区域的场合，使用中点 A 处的信号强度对无信号区域的 6 个格点处的信号强度实施置换处理。

图 10 为表示通过图 1 中所示的磁共振成像装置 20，对三维敏感度映射图数据的位于被检测体 P 外部的无信号区域实施区域增大处理的一个实例的图。

实施线性内插处理后的三维敏感度映射图数据如图 10 (a) 所示，具有位于被检测体 P 外部的无信号区域 D1 和位于被检测体 P 内部的有信号区域 D2。对位于被检测体 P 外部的无信号区域 D1 实施区域增大处理的结果是，如图 10 (b) 所示，将位于被检测体 P 外部的无信号区域 D1 置换为有信号区域 D2 而实施内插处理，使全部区域均为有信号区域 D2。而且，对各个切割层面的所有区域均制作出三维敏感度映射图数据。

30 根据相控矩阵线圈 24b 的信道配置形式，相控矩阵线圈 24b 的敏感度分

布在装置座标系统的 Z 轴方向（层面方向）上有可能不一样。

因此在步骤 S28 中，由层面方向加权处理部 44h 通过对三维敏感度映象图数据沿切割层面方向进行加权而对其实施修正。层面方向加权处理部 44h 可以通过诸如公式 (1)，对修正系数的倒数 Y 实施求解，进而通过将修正系

5 数 1/Y 乘以三维敏感度映象图数据，来对其沿切割层面方向加权。

$$Y=1 \quad \text{if } Z < B \quad (1)$$

$$Y=A \times (A - B)^2 + 1 \quad \text{if } Z \geq B$$

其中，Z: 沿 Z 方向的层面位置

A: 系数

10 B: 偏移量

图 11 为表示使用图 1 中所示的磁共振成象装置 20，对三维敏感度映象图数据沿切割层面方向实施加权处理时的修正系数 1/Y 的曲线图。

图 11 中的纵轴表示修正系数 1/Y，横轴表示沿 Z 方向的层面位置 Z。而且，图 11 中的实线表示当公式 (1) 中系数 A=-20、偏移量 B=0 时的修正系

15 数 1/Y 的曲线。

换句话说就是，对于沿 Z 方向的层面位置 Z 比预先确定的偏移量 B=0 更小的场合，设置为修正系数 1/Y=1，而不对三维敏感度映象图数据实施修正。

在另一方面，对于沿 Z 方向的层面位置 Z 大于等于预先确定的偏移量 B=0（包括 0）的场合，利用二次函数的计算公式对修正系数 1/Y 实施计算，进而

20 通过将所获得修正系数 1/Y 乘以三维敏感度映象图数据而对其实施修正。

然而，对修正系数的倒数 Y 实施计算的计算公式也可以不采用二次函数，而是采用其它任意函数实施近似处理。

随后在步骤 S29 中，由三维平滑处理部 44i 对三维敏感度映象图数据实施适当的、具有所需要的强度的 3D 平滑滤波处理。采用这种方式，可以去除局

25 部位置处的值极端大的部位，从而可以沿 RO 方向、PE 方向、SL 方向的各方向上提高连续性，高精度地生成出最终的三维敏感度映象图数据。

随后在步骤 S30 中，将通过敏感度分布推定组件 44 生成出的三维敏感度映象图数据，写入并储存在敏感度映象图用数据库 45 处。

随后在图 4 的步骤 S12 中，由主扫描运行组件 37 将图象获得用序列信号

30 传送至序列信号控制器控制组件 38 处，执行主扫描。而且，通过由图象再构

成组件 40 对所收集到的原始数据实施图象再构成处理的方式, 获取图象数据。

随后在步骤 S13 中, 使用三维敏感度映象图数据对通过主扫描获得的图象数据的亮度实施修正。采用这种方式, 可以按照与主扫描中的诸如摄象剖面方向、空间分辨率等摄象条件、数据收集条件、图象再构成条件等的各项条件
5 相对应地, 由图象数据修正组件 46 从敏感度映象图用数据库 45 中获取出对应的三维敏感度映象图数据。

而且, 图象数据修正组件 46 使用获取出的三维敏感度映象图数据, 对图象数据的亮度实施修正。在这时还可以根据需要, 对所获取出的三维敏感度映象图数据实施标准化处理。

10 采用这种构成形式, 可以抑制由于相控矩阵线圈 24b 的敏感度离散产生的信号强度不均匀性的影响, 从而可以获得改善亮度后的图象数据。

如果采用具有上述构成形式的磁共振成象装置 20, 可以依据实施敏感度预扫描所获得的图象数据, 更高精度地对相控矩阵线圈 24b 的敏感度分布实施推定, 进而可以依据所获得的相控矩阵线圈 24b 的敏感度分布, 对通过实施主
15 扫描所获得的图象数据的亮度实施更加良好的修正。

对于使用属于在先技术的磁共振成象装置 1 的图象数据亮度修正方法, 在无法对图象数据的亮度实施足够修正的各种场合, 比如说在敏感度预扫描摄象区域中包含有诸如肺等的无信号区域的场合, 由于与被检测体 P 的思维无关地内脏形状变化, 而在实施敏感度预扫描摄象时通过相控矩阵线圈 24b 实施
20 摄象获得的被检测体 P 的形状与通过 WB 线圈 24a 实施摄象获得的被检测体 P 的形状间产生有偏差的场合, 以及由于相控矩阵线圈 24b 的各信道配置特性, 会沿装置座标系的 Z 轴方向产生信号强度不均匀性的场合, 如果采用磁共振成象装置 20 则可以对图象数据的亮度实施良好的修正。

图 12 为表示使用图 1 中所示的磁共振成象装置 20 获得的亮度修正后的
25 被检测体 P 的一个断层图象的示意图, 图 13 为表示使用在先技术中的磁共振成象装置 20 获得的亮度修正后的被检测体 P 的一个断层图象的示意图。

正如图 13 所示, 在实施敏感度预扫描摄象时通过相控矩阵线圈 24b 实施摄象获得的被检测体 P 的形状与通过 WB 线圈 24a 实施摄象获得的被检测体 P 的形状间产生有偏差时, 无法对图象数据的亮度实施良好的修正。

30 在另一方面, 正如图 12 所示, 通过对 WB 再构成图象和 PAC 再构成图

象实施区域抑制处理的方式,即使在通过相控矩阵线圈 24b 实施摄象获得的被检测体 P 的形状与通过 WB 线圈 24a 实施摄象获得的被检测体 P 的形状间产生有偏差时,也可以高精度地生成提高连续性后的三维敏感度映象图数据,从而可以对图象数据的亮度实施良好的修正。

- 5 而且,在具有如上所述构成形式的磁共振成象装置 20 中,也可以省略数据处理过程中的一部分,并且省略与该部分相关的构成要素中的一部分。而且,还可以代替相控矩阵线圈 24b,而是采用单一线圈的构成形式。

图 14 为表示本发明的磁共振成象装置的第二实施形式的功能方框图。

- 10 如图 14 所示的磁共振成象装置 20A,其 RF 线圈 24 和信号接收器 30 的具体构成形式和计算机 32 所具有的功能,与如图 1 所示的磁共振成象装置 20 不同。其它构成要素和作用均与如图 1 所示的磁共振成象装置 20 实质上相同,因此采用相同的参考标号表示相同的构成部分,并且省略了对这些部分的详细说明。

- 15 图 15 为表示图 14 中所示的 RF 线圈 24 和信号接收器 30 的一个实例的详细构成图。

RF 线圈 24 由对高频信号实施发送用的 WB 线圈 24a、作为对主扫描时的 NMR 信号实施接收的线圈用的、成为主线圈的相控矩阵线圈 24b 构成。相控矩阵线圈 24b 具有多个表面线圈 24c。

- 20 信号接收器 30 由多个信号接收系统回路 30a 构成。而且,各表面线圈 24c 分别与信号接收器 30 的信号接收系统回路 30a 相连接, WB 线圈 24a 与信号发送器 29 相连接。另外, WB 线圈 24a 还可以与信号接收器 30 的信号接收系统回路 30a 相连接。

WB 线圈 24a 和相控矩阵线圈 24b 的具体配置形式与如图 3 所示的构成形式相同。

- 25 换句话说就是,相控矩阵线圈 24b 处的各表面线圈 24c,例如围绕 Z 轴对称地配置在包含被检测体 P 的特定关注部位的剖面 L 周围。而且,将 WB 线圈 24a 设置在相控矩阵线圈 24b 的外侧。RF 线圈 24 构成为通过 WB 线圈 24a 向被检测体 P 发送出高频信号,并且利用相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c,通过多信道对从包含特定关注部位的剖面 L 处给出的 NMR 信号实施信号接
30 收,进而传送至各信号接收器 30。

另外，计算机 32 通过对程序实施读取和运行的方式，作为敏感度预扫描运行组件 36、敏感度预扫描条件设定组件 50、主扫描运行组件 37、序列信号控制器控制组件 38、原始数据用数据库 39、图象再构成组件 40、图象数据用数据库 41、主线圈图象用数据库 51、敏感度分布推定组件 44、敏感度映象图用数据库 45、图象数据修正组件 46、显示处理组件 47 而发挥功能。当然，也可以不采用程序方式，而是通过特定的回路设计构成这种计算机 32。

敏感度预扫描运行组件 36 具有：依据从敏感度预扫描条件设定组件 50 接收到的摄象条件，对为了求出作为相控矩阵线圈 24b 的敏感度分布的三维敏感度映象图数据而实施敏感度预扫描时的序列信号（敏感度推定用序列信号）实施生成的功能；将所生成出的敏感度推定用序列信号传送至序列信号控制器控制组件 38 以实施敏感度预扫描的功能。

敏感度预扫描条件设定组件 50 具有：按照为了求解三维敏感度映象图数据而使对比度充分低的方式，对敏感度预扫描时的摄象条件实施设定的功能；将所设定的敏感度预扫描摄象条件传送至敏感度预扫描运行组件 36 处的功能。

主扫描运行组件 37 具有将执行用于获取图象数据的主扫描时使用的各种序列信号，传送至序列信号控制器控制组件 38 以实施主扫描的功能。

序列信号控制器控制组件 38 具有依据由输入装置 33 或其它构成要素给出的信息，将从敏感度预扫描运行组件 36 和主扫描运行组件 37 接收到的序列信号中所需要的序列信号，传送至序列信号控制器 31 处以实施敏感度预扫描或主扫描的功能。而且，序列信号控制器控制组件 38 还具有接收由序列信号控制器 31 通过实施敏感度预扫描或主扫描所收集到的相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c 的原始数据，并将其配置在形成在原始数据用数据库 39 处的 K 空间（傅立叶空间）处的功能。

因此，原始数据用数据库 39 对在信号接收器 30 中生成出的每个表面线圈 24c 的各原始数据实施储存。换句话说就是，可以将原始数据配置在形成在原始数据用数据库 39 中的 K 空间处。

图象再构成组件 40 具有：对通过运行主扫描而配置在原始数据用数据库 39 的 K 空间处的原始数据，实施诸如傅立叶变换（FT）等图象再构成处理以再构成出被检测体 P 的图象数据的功能；将再构成出的图象数据写入至图象

数据用数据库 41 处的功能。

而且，图象再构成组件 40 还具有：对通过运行敏感度预扫描而配置在原始数据用数据库 39 的 K 空间处的原始数据，按照对运行主扫描而获得的原始数据实施再构成处理相同的方式实施再构成处理，将被检测体 P 的图象数据
5 作为主线圈图象数据实施再构成处理的功能；将再构成出的主线圈图象数据写入至主线圈图象用数据库 51 的功能。

敏感度分布推定组件 44 具有：通过将储存在主线圈图象用数据库 51 处的主线圈图象数据，作为构成敏感度修正用原始数据的敏感度推定用数据使用，从而制作出作为敏感度修正用数据的相控矩阵线圈 24b 的三维敏感度映象
10 图数据的功能；将所制作出的三维敏感度映象图数据写入至敏感度映象图用数据库 45 处的功能。敏感度分布推定组件 44 具有阈值处理部 44j、区域缩小部 44k、内插处理部 44l、平滑处理部 44m。

阈值处理部 44j 具有对主线圈图象数据实施阈值处理的功能，即具有对主线圈图象数据的信号强度小于等于预先设定的阈值（包含该阈值）的部分处的
15 数据实施屏蔽的功能。

区域缩小部 44k 具有对实施敏感度分布推定时使用的主线圈图象数据的区域实施缩小处理，将屏蔽区域附近处的信号强度比较小的部分从三维敏感度映象图数据制作时使用的数据中除去的功能。

内插处理部 44l 具有通过外插处理或内插处理，对作为主线圈图象数据实施区域缩小处理后被屏蔽了的无信号区域中的三维敏感度映象图数据实施推定的方式，对敏感度分布推定用的主线圈图象数据实施内插的功能。
20

平滑处理部 44m 具有对敏感度分布推定用的主线圈图象数据，实施平滑处理以制作出最终的三维敏感度映象图数据的功能。

图象数据修正组件 46 具有：从储存在敏感度映象图用数据库 45 处的三维敏感度映象图数据中，分离抽取与实施主扫描时的摄象条件、数据收集条件、
25 图象再构成条件等的图象数据获取条件相对应的三维敏感度映象图数据的功能；使用所抽取出的三维敏感度映象图数据，对通过运行主扫描而获得的储存在图象数据用数据库 41 处的图象数据的信号强度实施修正的功能。

显示处理组件 47 具有将储存在图象数据用数据库 41 处的图象数据，传
30 送至显示装置 34 处以实施显示的功能。

具有上述构成形式的磁共振成像装置 20A, 作为整体, 各个构成要素具有作为将图象摄象时的信号接收线圈作为信号接收线圈, 而执行用于生成实施主扫描图象摄象时的信号接收线圈的敏感度修正用数据的敏感度预扫描的扫描运行组件、仅仅将实施敏感度预扫描的图象摄象中的由信号接收线圈获得的数据作为原始数据, 而生成敏感度修正数据的敏感度修正用数据生成组件而使用的功能。

图 16 为表示使用图 14 中所示的磁共振成像装置 20A, 对被检测体 P 实施断层图象摄象时的步骤的流程图, 图中在字母 S 后附加有数字的参考标号, 表示流程中的各步骤。

10 首先在步骤 S40 中, 运行敏感度预扫描作业。敏感度预扫描条件设定组件 50 对敏感度预扫描的摄象条件进行设置, 并将敏感度推定用序列信号传送至敏感度预扫描运行组件 36 处。在此, 将敏感度预扫描的摄象条件设置为, 使为了制作三维敏感度映象图数据而执行再构成处理获得的图象具有充分低的对比度。

15 如果举例来说, 低对比度的摄象条件, 可以设定为通过延长重复时间 (TR: repetition time) 且缩短回波时间 (TE: echo time) 的方式, 使对 T1 (纵缓和时) 和 T2 (横缓和时) 中的任何一个的影响均比较小的质子密度强调图象摄象时的条件, 或是与该条件相近似的摄象条件。

而且如果举例来说, 实施敏感度预扫描用的敏感度推定用序列信号, 可以是在高速傅立叶回波 (FFE) 型序列信号时将 TE 设定为比较短的 1—5 毫秒 (ms) 左右, 将反转 (flip) 角设定为比较小的 5~10 度左右的信号。而且, 当 TR 为 200 毫秒 (ms) 左右时, 可以对大于等于 20 幅 (包括 20 幅) 的切割层面的主线圈图象数据实施收集, 进而可以获得反映了制作三维敏感度映象图数据所需要的表面线圈 24c 的敏感度的整个体积的主线圈图象数据。

25 在另一方面, 敏感度预扫描的摄象可以是对 2D 的多重切割层面进行的摄象, 也可以为 3D 摄象。实施 3D 摄象时的敏感度推定用序列信号, 例如可以采用在 FFE 型序列信号中将 TE 设定为比较短的 1—5 毫秒 (ms) 左右, 将反转 (flip) 角设定为比较小的小于等于 5 度 (包含 5 度) 的信号。而且, 当 TR 为 10 毫秒 (ms) 左右时, 可以在与 2D 摄象同样的时间内获得所需要的主线圈图象数据。

30

通过敏感度预扫描运行组件 36 将敏感度推定用序列信号传送至序列信号控制器控制组件 38 处，并仅仅将实施主扫描时的信号接收用线圈（主线圈）的相控矩阵线圈 24b 作为信号接收用线圈实施敏感度预扫描。换句话说就是，在进行获取图象数据用的主扫描之前，先进行用于获取相控矩阵线圈 24b 的敏感度映象图数据的敏感度预扫描作业。

将被检测体 P 预先设置在躺卧平台 35 上，由静磁场用电源 26 向静磁场用磁铁 21 供给电流以在摄象区域形成静磁场。而且，由均场线圈用电源 28 向均场线圈 22 供给电流，以使形成在摄象区域处的静磁场均匀化。

随后，由输入装置 33 向序列信号控制器控制组件 38 发出动作指令。在接收到该指令时，序列信号控制器控制组件 38 将敏感度推定用序列信号传送至序列信号控制器 31。序列信号控制器 31 依据该敏感度推定用序列信号对倾斜磁场用电源 27、信号发送器 29 和信号接收器 30 实施驱动，从而在设置有被检测体 P 的摄象区域处形成 X 轴倾斜磁场 G_x 、Y 轴倾斜磁场 G_y 、Z 轴倾斜磁场 G_z ，并且同时产生出高频信号。

在这时，由倾斜磁场线圈产生的 X 轴倾斜磁场 G_x 、Y 轴倾斜磁场 G_y 、Z 轴倾斜磁场 G_z ，主要是分别作为相位编码（PE）用倾斜磁场、读取（RO）用倾斜磁场、层面编码（SE）用倾斜磁场使用。因此，被检测体 P 的内部的原子核自旋沿转动方向表现出规则性，作为利用 SE 用倾斜磁场沿 Z 轴方向形成的层面中的二维位置信息的 X 坐标和 Y 坐标，通过 PE 用倾斜磁场和 RO 用倾斜磁场分别被变换为被检测体 P 内部的原子核自旋的相位变化量和频率变化量。

从信号发送器 29 与敏感度推定用序列信号对应地将高频信号施加至 RF 线圈 24 的 WB 线圈 24a 处，并且从 WB 线圈 24a 将高频信号传送至被检测体 P 处。而且，在被检测体 P 的内部与高频信号的频率相对应的包含在切割层面中的原子核磁共振产生的 NMR 信号，通过 RF 线圈 24 的、作为主线圈的相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c，通过多信道被接收并分别传送至各信号接收器 30 处。

而且，WB 线圈 24a 可以仅仅用于对高频信号实施发送，而不用于信号的接收作业。

各信号接收器 30 从相控矩阵线圈 24b 的各表面线圈 24c 处接收 NMR 信

号, 并且进行诸如前置放大、中间频率变换、相位检波、低频放大、滤波等的各种信号处理。各信号接收器 30 还通过对 NMR 信号实施 A/D 变换的方式, 生成出作为数字数据的 NMR 信号的原始数据。信号接收器 30 还将所生成出的原始数据传送至序列信号控制器 31 处。

- 5 序列信号控制器 31 将从信号接收器 30 接收到的原始数据传送至序列信号控制器控制组件 38 处, 由序列信号控制器控制组件 38 将原始数据配置在形成在原始数据用数据库 39 中的 K 空间处。图象再构成组件 40 通过对配置在形成在原始数据用数据库 39 中的 K 空间处的原始数据实施傅立叶变换(FT), 来对作为主线圈图象数据的、构成被检测体 P 的三维图象数据的体积数据实施再构成处理, 并且将获得相控矩阵线圈 24b 的三维敏感度映象图数据用的敏感度推定用序列信号, 写入至主线圈图象用数据库 51 处。

- 10 在这时, 对通过敏感度预扫描收集到的原始数据实施的再构成处理方法, 是与主扫描中的再构成处理方法相同的方法。如果举例来说, 在主扫描中使用相控矩阵线圈 24b 进行的再构成处理方法, 可以为对通过各表面线圈 24c 获得的图象数据求解平方和的平方根的 Sum of Square 处理 (SoS 处理) 方法, 和对通过各表面线圈 24c 获得的图象数据求解信号强度绝对值的和的再构成处理方法等。

- 15 随后在步骤 S41 中, 敏感度分布推定组件 44 通过将储存在主线圈图象用数据库 51 处的成为体积数据的主线圈图象数据作为敏感度推定用数据使用的, 对敏感度分布实施推定。

图 17 为表示在图 16 中所示的示意性流程图中, 对相控矩阵线圈 24b 的敏感度分布实施推定时的步骤的流程图, 图中在字母 S 后附加有数字的参考标号, 表示流程中的各步骤。

- 20 首先在步骤 S50 中, 将主线圈图象数据从主线圈图象用数据库 51 读取至敏感度分布推定组件 44 处。

图 18 为表示在低对比度摄象条件下获得的主线圈图象数据的信号强度分布的示意图, 图 19 为表示在常规对比度摄象条件下获得的主线圈图象数据的信号强度分布的示意图。

- 30 在图 18 和图 19 中, 纵轴表示主线圈图象数据的信号值, 横轴表示包含如图 3 所示的关注区域 (ROI: region of interest) 的剖面 L 方向的位置。

正如图 19 所示, 对于在具有常规对比度的摄象条件下获得的主线圈图象数据, 由于对比度不同产生的影响并不是充分小, 所以难以原封不动地作为相控矩阵线圈 24b 的敏感度推定用数据使用。

5 在另一方面, 正如图 18 所示, 对于在低对比度摄象条件下获得的主线圈图象数据, 由于对比度不同产生的影响充分小, 所以即使原封不动地作为相控矩阵线圈 24b 的敏感度推定用数据使用, 所产生的误差也相当小。

而且在此, 将主线圈图象数据作为包含 ROI 的直线 L 上的一维数据进行说明的, 然而实际上也可以构成为采用实施二维或三维摄象, 将二维或三维主线圈图象数据作为敏感度推定用数据使用, 制作三维敏感度映象图数据用的各种处理对象。

10 因此, 将在低对比度的摄象条件下获得的主线圈图象数据作为敏感度推定用数据使用, 实施用于制作三维敏感度映象图数据所需要的各种处理作业。下面, 对在先技术中的敏感度映象图数据的制作方法进行比较说明。

15 图 20 为表示使用在先技术中的磁共振成象装置 1 生成三维敏感度映象图数据时所生成出的数据的示意图。

属于在先技术的磁共振成象装置 1, 为了将相控矩阵线圈 24b 和 WB 线圈 24a 均作为信号接收用线圈实施敏感度预扫描, 而将如图 20 (a) 所示的通过相控矩阵线圈 24b 获得的主线圈图象数据、如图 20 (b) 所示的通过 WB 线圈 24a 获得的 WB 线圈图象数据这两个数据均作为敏感度推定用数据使用。

20 而且, 通过将主线圈图象数据和 WB 线圈图象数据双方与预先设定的阈值 ε 、 ε' 进行比较来实施阈值处理, 将无信号区域部分由敏感度推定用数据中去除。

通过将实施阈值处理后的敏感度推定用数据区域 D1 中的主线圈图象数据除以 WB 线圈图象数据, 来制作出如图 20 (c) 所示的无维化后的三维敏感度映象图数据。而且, 通过对整个区域实施外插处理或内插处理等的内插处理,

25 来对三维敏感度映象图数据实施推定, 进而制作出如图 20 (d) 所示的三维敏感度映象图数据。

在另一方面, 如图 14 所示的磁共振成象装置 20A, 可以仅采用相控矩阵线圈 24b 作为信号接收用线圈实施敏感度预扫描。

30 图 21 为说明使用图 14 中所示的磁共振成象装置 20A 实施三维敏感度映象图数据生成时所存在的问题的说明图, 图 22 为表示通过能够避免如图 21

所示的问题的步骤，使用磁共振成像装置 20A 实施三维敏感度映射图数据生成时所生成出的数据的示意图。

换句话说就是，在如图 17 所示的步骤 S51 中，通过阈值处理部 44j 对主线圈图象数据实施阈值处理。即，如图 21 (a) 所示和如图 22 (a) 所示，对主线圈图象数据中信号强度小于等于预先设定的阈值 ϵ (直至与该阈值 ϵ 相等) 的部分的数据实施屏蔽，以将位于被检测体 P 的区域之外和肺部等的无信号区域的部分，从敏感度推定用数据中去除。

对于诸如质子密度强调图象等的低对比度的主线圈图象数据，在实施阈值处理后的敏感度推定用数据区域 D1 中可以不对 WB 线圈图象数据实施除法运算，而将其原封不动地作为敏感度推定用数据使用，但如果仅仅实施阈值处理，如图 21 (b) 所示不消除位于被检测体 P 的区域之外和肺部等给出的无信号区域附近位置处的信号强度比较低部分的影响，则敏感度推定用数据的值比较小，将难以对三维敏感度映射图数据实施正确制作。

因此在步骤 S52 中，由区域缩小部 44k 对作为敏感度推定用数据使用的区域实施缩小处理。换句话说就是，如图 22 (b) 所示在敏感度推定用数据区域 D1 的屏蔽区域的边界部附近位置处，通常会出现信号强度比其它部分小的现象，所以通过对敏感度推定用数据区域 D1 实施缩小处理，来去除信号强度小的边缘部分的区域。

随后在步骤 S53 中，如图 22 (c) 所示，将实施区域缩小处理后的新的敏感度推定用数据区域 D2 中的主线圈图象数据的信号强度，看作是三维敏感度映射图数据。而且，通过内插处理部 44l 实施外插处理或内插处理等的内插处理，来对实施区域缩小处理后的被屏蔽了的无信号区域中的三维敏感度映射图数据实施推定，制作出如图 22 (d) 所示的整个区域中的三维敏感度映射图数据。

随后在步骤 S54 中，通过对内插处理后的整个区域中的三维敏感度映射图数据，进行诸如正交函数展开等的的数据拟合处理，来实施平滑处理。采用这种方式，最终制作出连续性好的三维敏感度映射图数据。

而且，在图 16 所示的步骤 S42 中，将相控矩阵线圈 24b 的三维敏感度映射图数据储存在敏感度映射图用数据库 45 处。

随后在步骤 S43 中，将图象获取用序列信号由主扫描运行组件 37 传送到

序列信号控制器控制组件 38 处，将相控矩阵线圈 24b 作为信号接收用线圈实施主扫描作业。然后，收集原始数据并由图象再构成组件 40 实施图象再构成处理，获得图象数据。

随后在步骤 S44 中，按照与主扫描中的诸如摄象剖面方向、空间分辨率等摄象条件、数据收集条件、图象再构成条件等的各项条件相对应的方式，由
5 图象数据修正组件 46 从敏感度映象图用数据库 45 中取得相对应的三维敏感度映象图数据。

随后在步骤 S45 中，由图象数据修正组件 46 使用取得的三维敏感度映象图数据，对图象数据实施修正。换句话说就是，通过将三维敏感度映象图数据的
10 倒数乘以图象数据的各信号强度的方式，实施修正处理。在这时，还可以适当地进行使三维敏感度映象图数据非零化的处理，或是对于三维敏感度映象图数据为零的场合，进行诸如场合分类处理等的图象数据修正的各种常规的错误处理。

采用这种构成形式，可以对由于相控矩阵线圈 24b 的敏感度离散产生的
15 信号强度不均匀性的影响实施抑制，可以获得对图象质量实施改善后的图象数据。

如果采用具有上述构成形式的磁共振成象装置 20A，则可以采用由多个表面线圈构成的相控矩阵线圈 24b 进行图象摄象，即使信号接收用线圈的敏感度产生离散，由于并不将 WB 线圈 24a 作为实施敏感度预扫描时的信号接收
20 用线圈，所以可以在更短的时间里按照与图象种类等摄象条件无关的方式，对图象数据的信号强度起伏实施修正。而且，与在先技术相比，可以容易地在具有良好精度的条件下获得在整个摄象视野范围内均具有比较高诊断能力的图象。

如果举例来说，对于在如上所述的 TR 为 200 毫秒 (ms) 的摄象条件下，
25 对 48×48 的矩阵实施摄象时，在先技术中为了能够在实施敏感度预扫描时获得 WB 线圈 24a 和相控矩阵线圈 24b 两者的数据，摄象时间为 19.2 秒，然而如果采用磁共振成象装置 20A，通过在一半的时间、即 9.6 秒中进行憋气摄象，就可以获得制作三维敏感度映象图数据所需要的全部必需的主线圈图象数据，因此可以将摄象时间减少一半，从而可以降低患者的负担。

30 而且，采用本方法时由于不需要进行使用 WB 线圈 24a 的摄象，所以可

以在 WB 线圈 24a 和相控矩阵线圈 24b 的去耦性并不十分充分的状态下运行，并且可以防止出现 WB 线圈 24a 与相控矩阵线圈 24b 间的数据位置偏差等的错误。

图 23 为表示本发明的磁共振成象装置的第三实施形式的功能方框图。

5 如图 23 所示的磁共振成象装置 20B，在计算机 32 作为均场 (shimming) 用摄影条件设定组件 60 使用的功能方面，与如图 14 所示的磁共振成象装置 20A 不同。其它构成要素和作用均与如图 14 所示的磁共振成象装置 20A 实质上相同，因此采用相同的参考标号表示相同的构成部分，并且省略了对这些部分的详细说明。

10 磁共振成象装置 20B 的计算机 32，还具有能够作为均场用摄影条件设定组件 60 使用的功能。均场用摄影条件设定组件 60 具有对为了对静磁场空间不均匀性实施修正而进行的均场处理的摄影条件实施设定，并且将其传送至敏感度预扫描运行组件 36 处的功能。采用这种构成形式，敏感度预扫描运行组件 36 构成为生成能够同时实施敏感度预扫描和均场作业的摄影条件下的序列信号，并且将其传送至序列信号控制器控制组件 38 处。

15 磁共振成象装置 20B 可以在实施敏感度预扫描作业的同时实施均场作业。这时的摄影序列信号，例如在 FFE 中可以将 TE 设定为 4.5 毫秒 (ms) / 9.0 毫秒 (ms) 的两个回波，将反转角设定为 5~10 度左右。而且，可以根据两个回波间的信号相位差求解磁场分布并进行均场作业，将 4.6 毫秒 (ms) 的数据

20 作为敏感度推定用数据。

因此，如果采用磁共振成象装置 20B，除了可以获得磁共振成象装置 20A 所具有的技术效果之外，还可以通过更高的效率实施摄影作业。

25 而且在磁共振成象装置 20A、20B 中，不只是相控矩阵线圈 24b，还可以将头部用线圈、各种阵列线圈、表面线圈等目的不同的各种线圈，作为实施主扫描时的信号接收用线圈，即作为 RF 线圈 24 的主线圈。而且，RF 线圈 24 或主线圈也可以采用单一的线圈构成。

如果采用这种构成形式，也可以使用 WB 线圈 24a 自身制作出 WB 线圈 24a 的敏感度映象图数据。WB 线圈 24a 的敏感度起伏比相控矩阵线圈 24b 小，但即使今后进一步使装置小型化，基本上也无法对 WB 线圈 24a 产生的敏感

30 度起伏忽略不计。所以，如果仅将 WB 线圈 24a 作为实施敏感度预扫描时的

信号接收用线圈，制作 WB 线圈 24a 的敏感度映象图数据，则可以容易地使装置进一步小型化。

- 在另一方面，如果仅将实施主扫描时由信号接收用线圈获得的图象数据作为原始数据，来生成敏感度映象图数据，则也可以采用实施主扫描时的信号接收用线圈之外的其它线圈，作为实施敏感度预扫描时的信号接收用线圈。
- 5

而且，还可以对上述实施形式的磁共振成象装置 20、20A、20B 实施相互组合，或是省略其中的一部分构成要素和功能。

图1

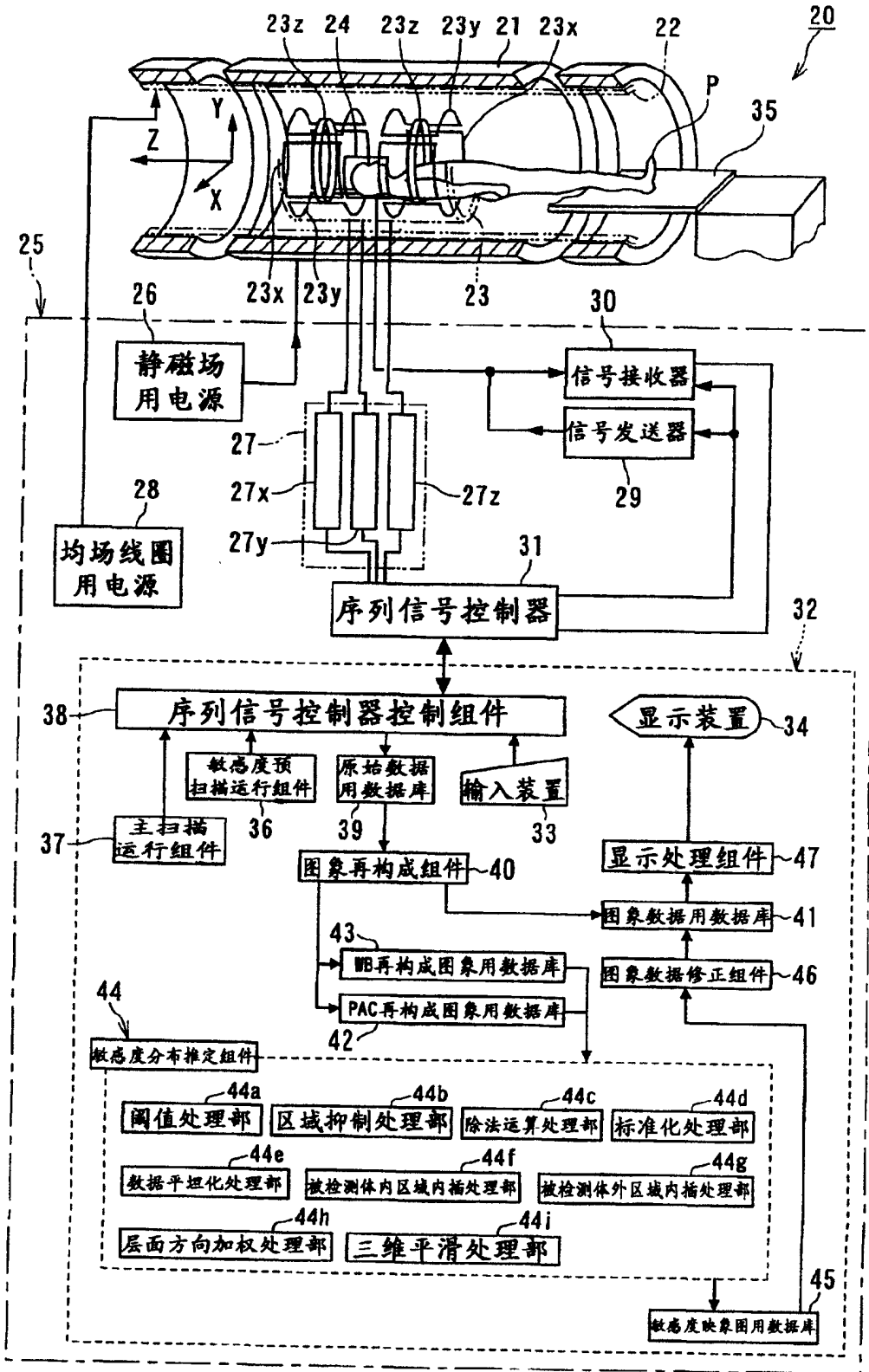


图 2

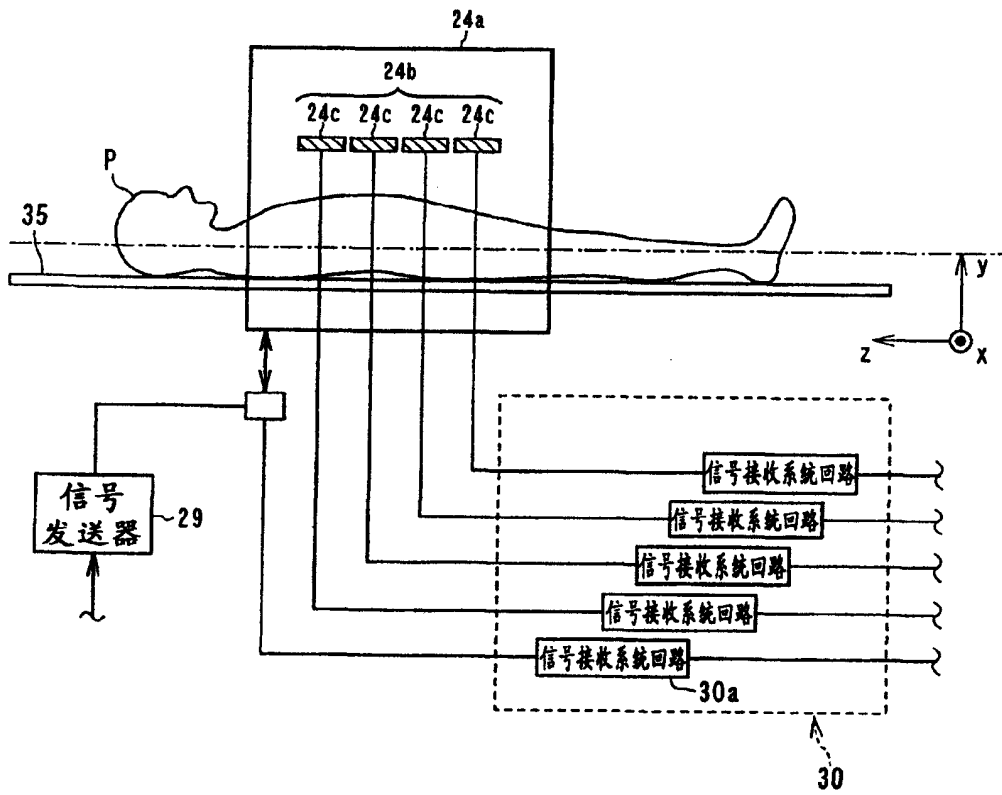


图 3

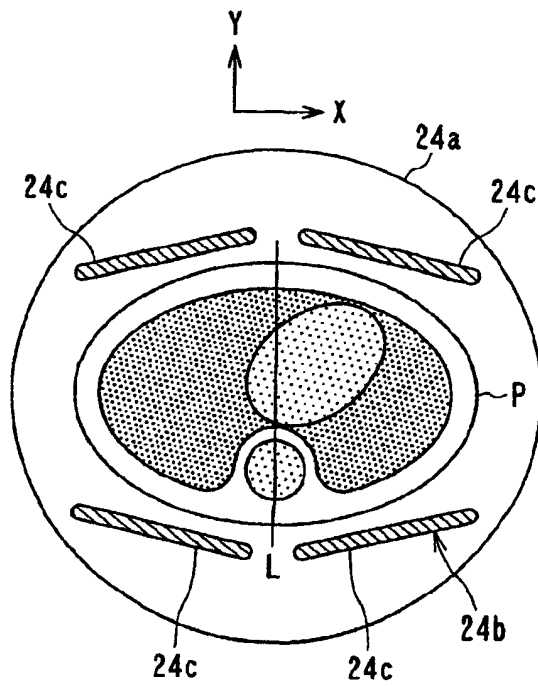


图 4

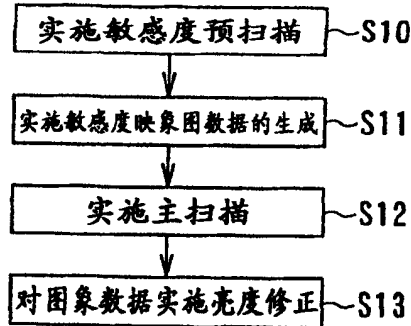


图 5

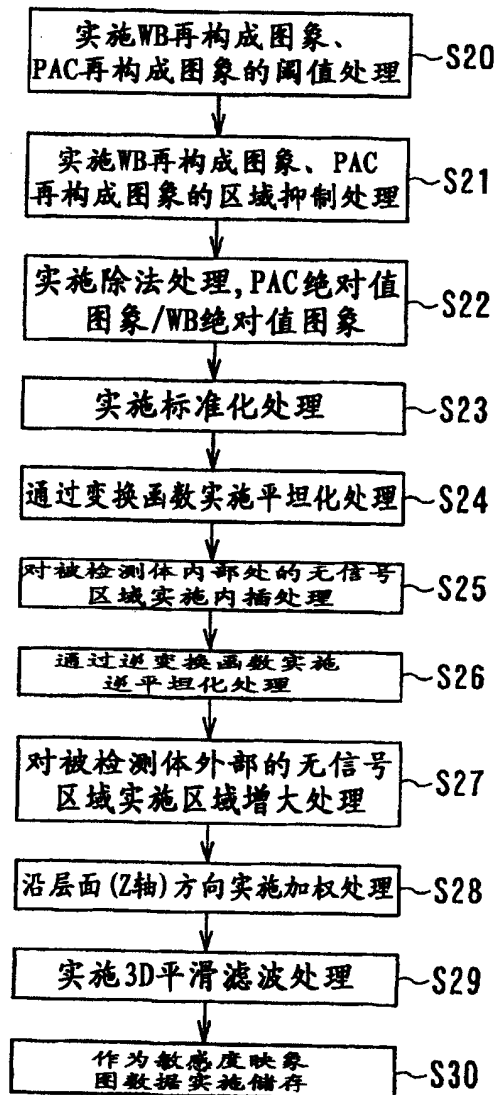


图6

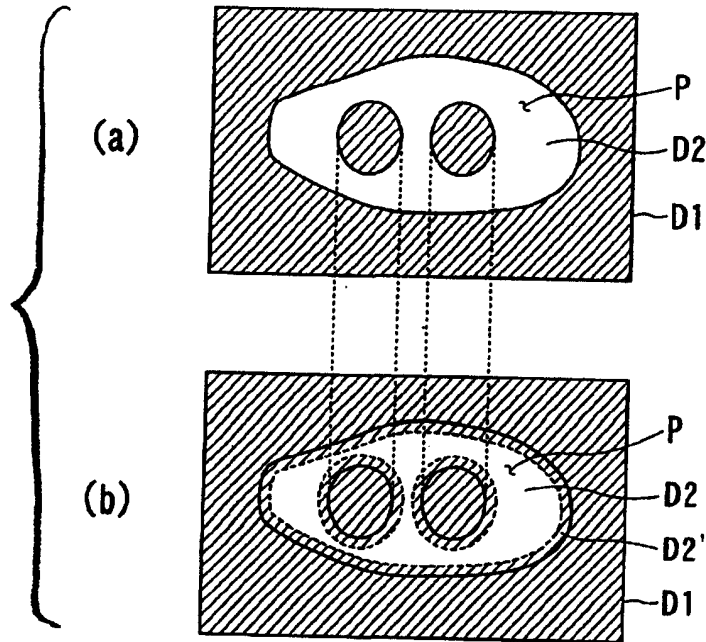


图7

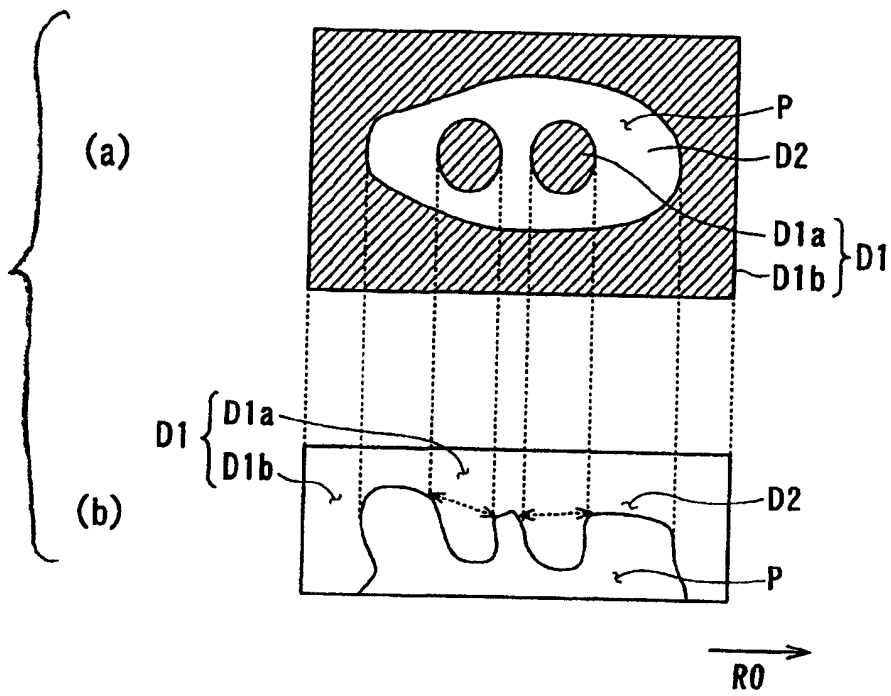


图8

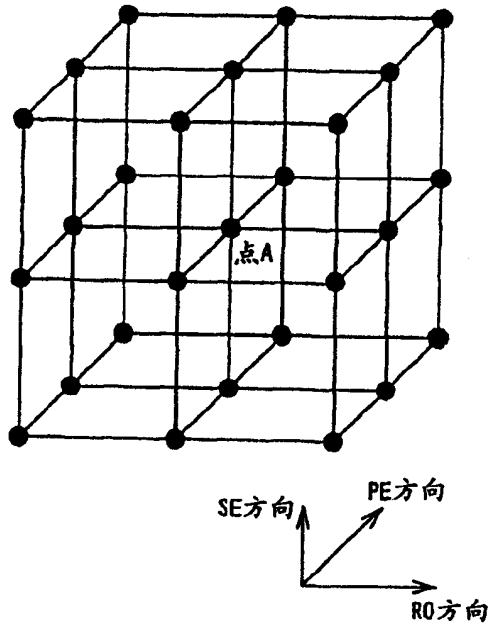


图9

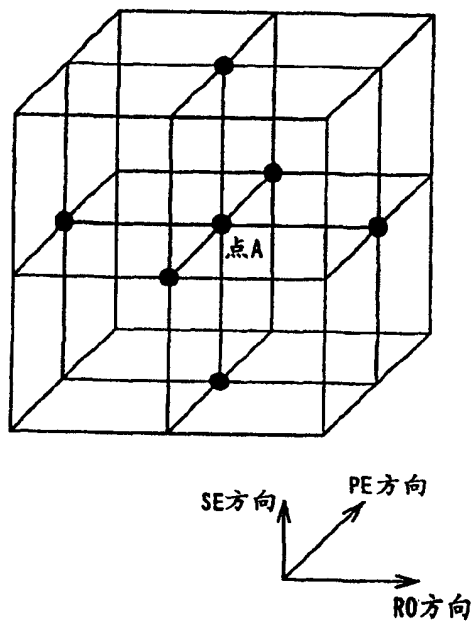


图 10

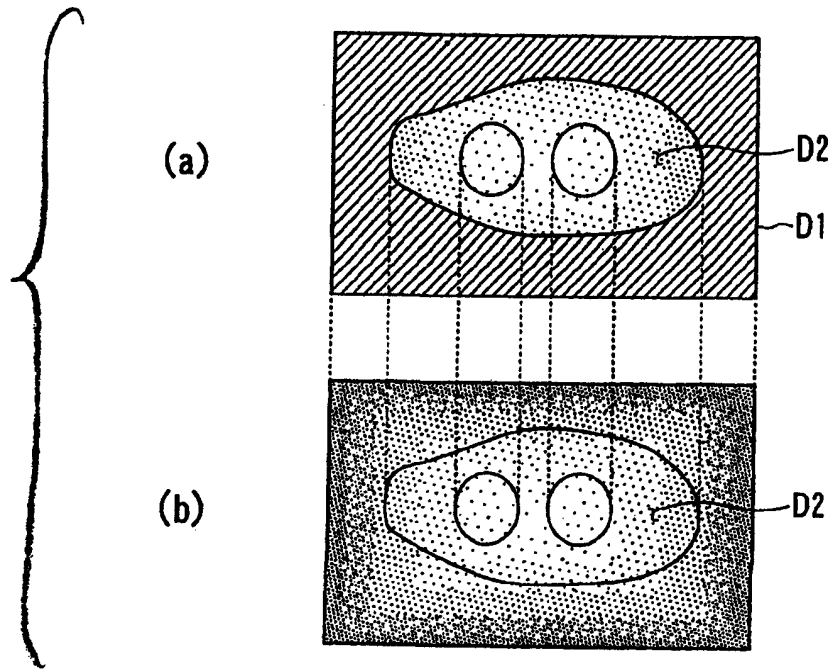


图 11

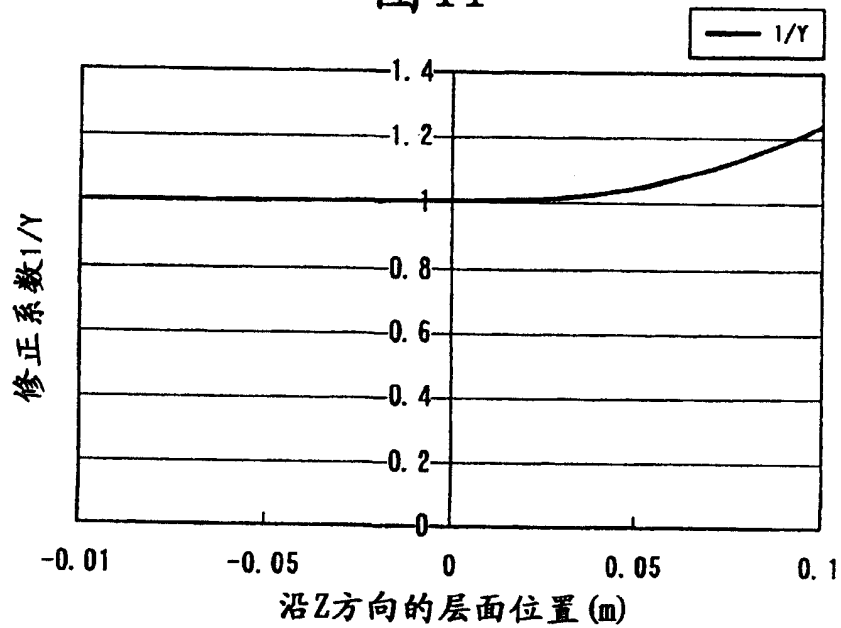


图 12

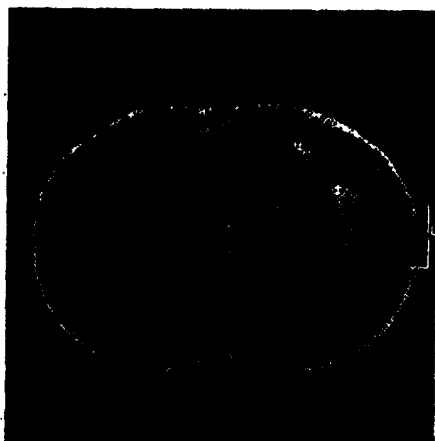


图 13

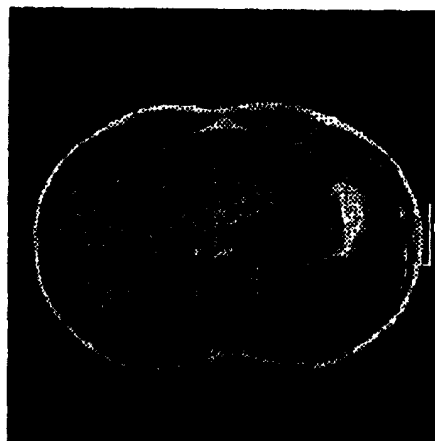


图 14

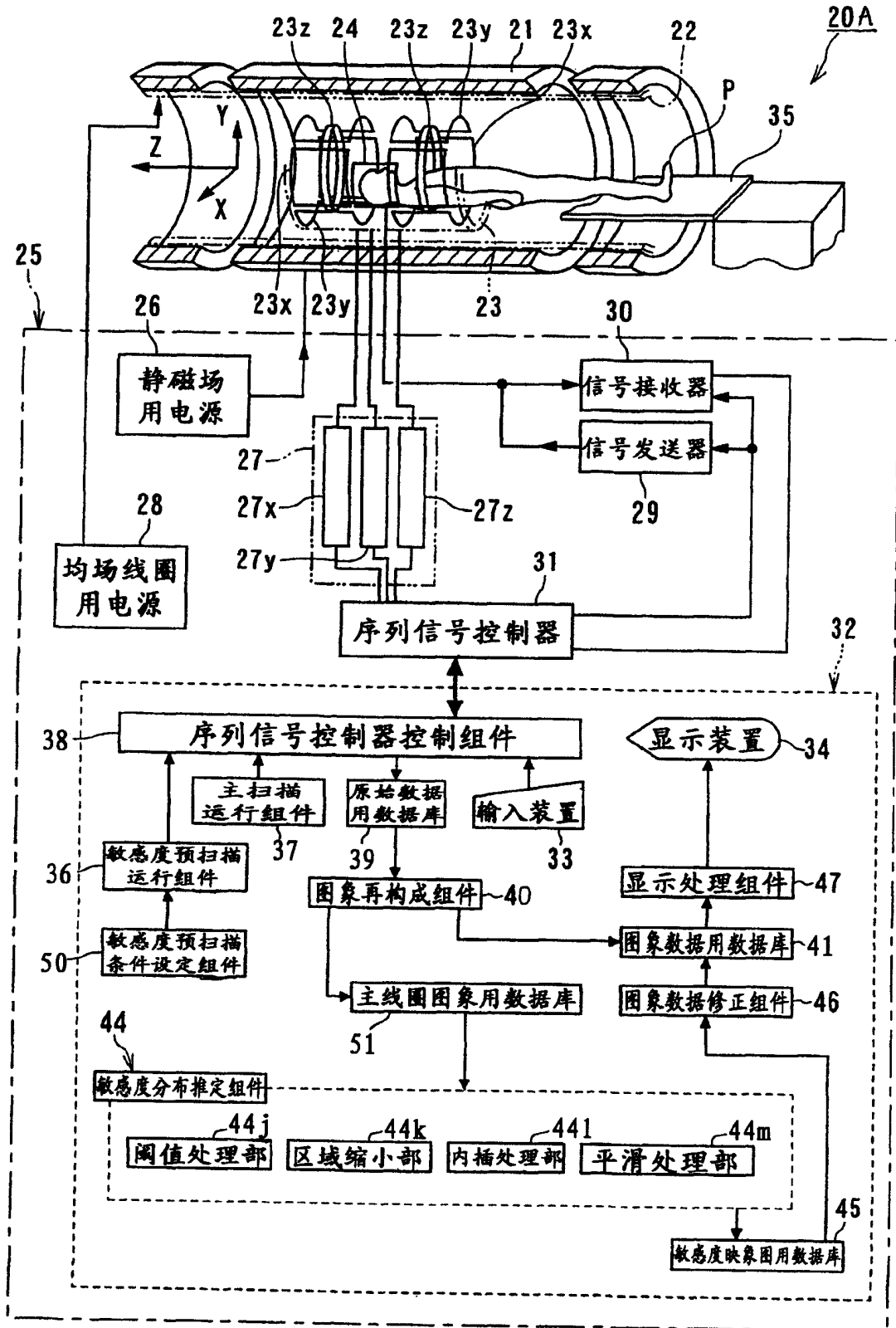


图 15

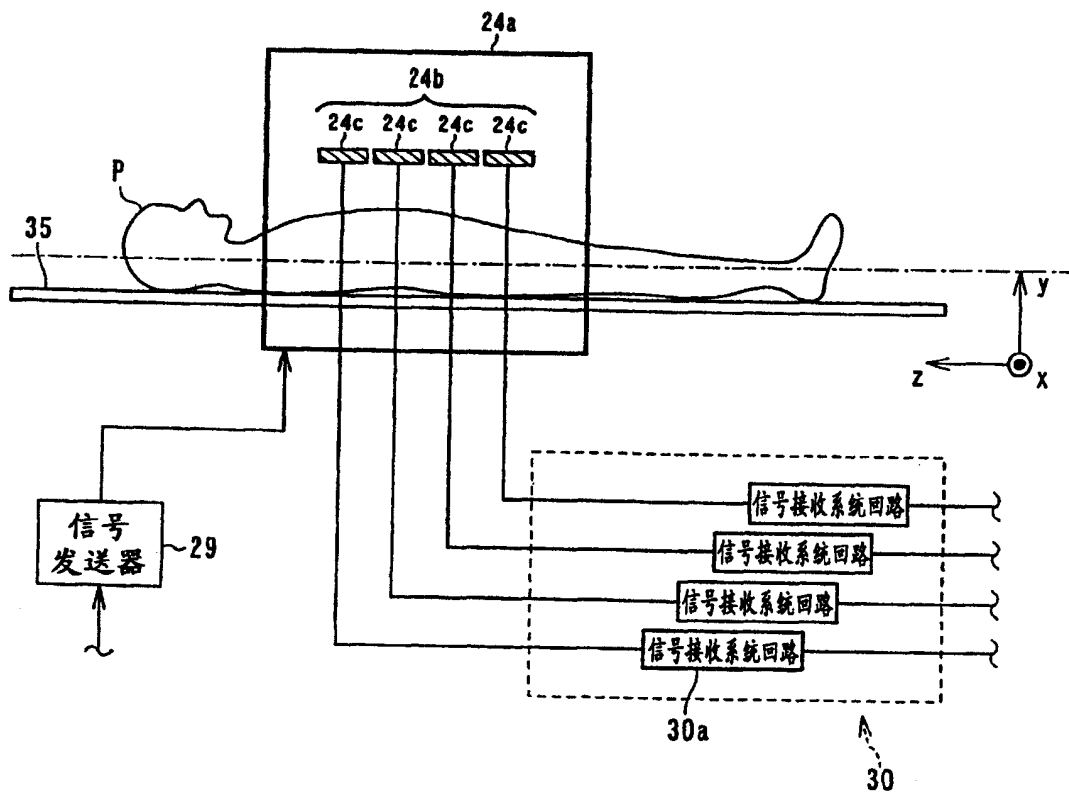


图16

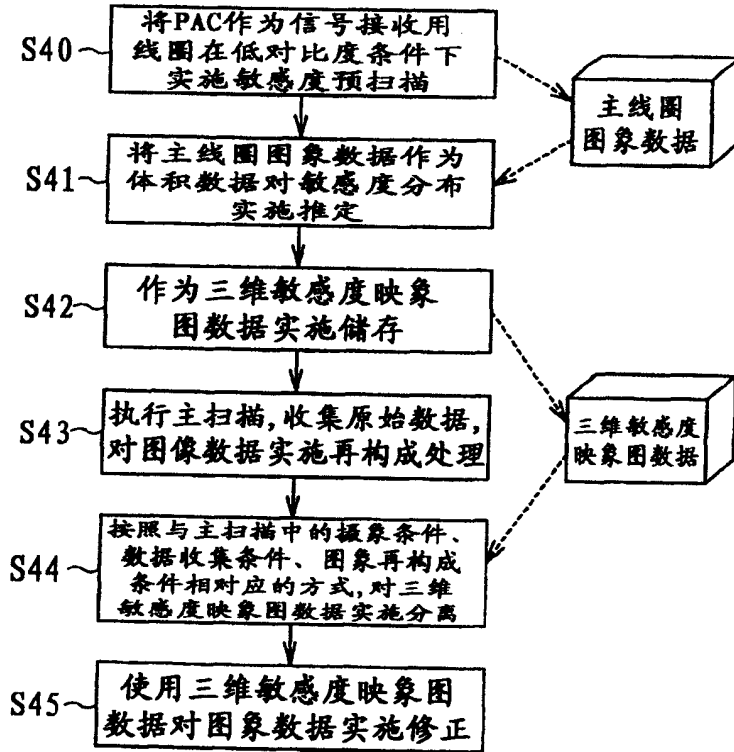


图17

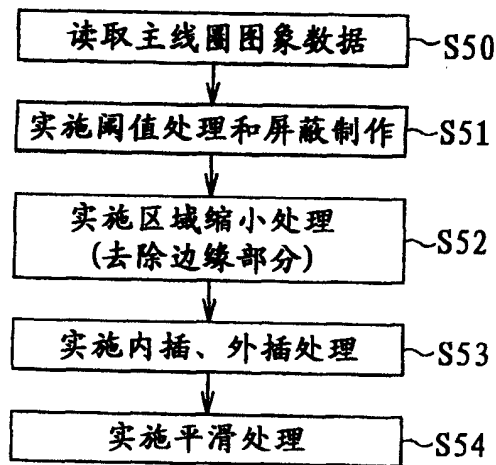


图18

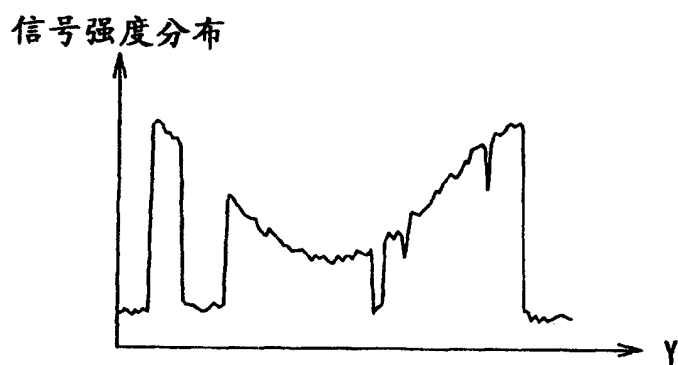


图19

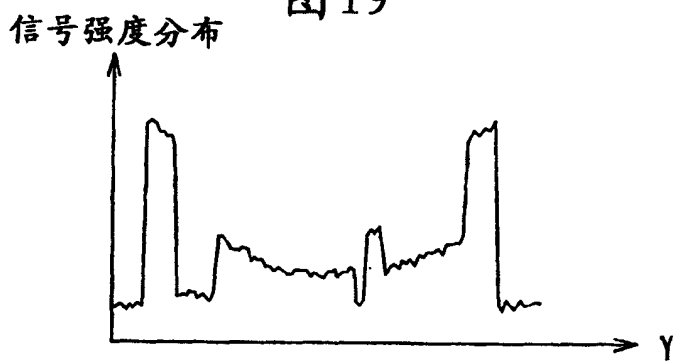


图 20

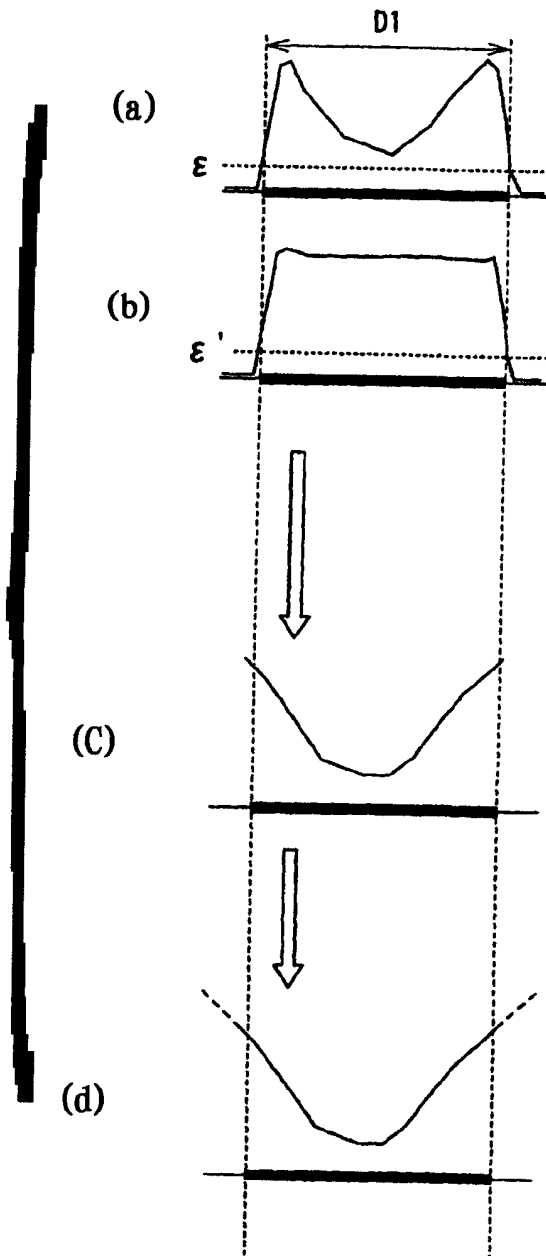


图 21

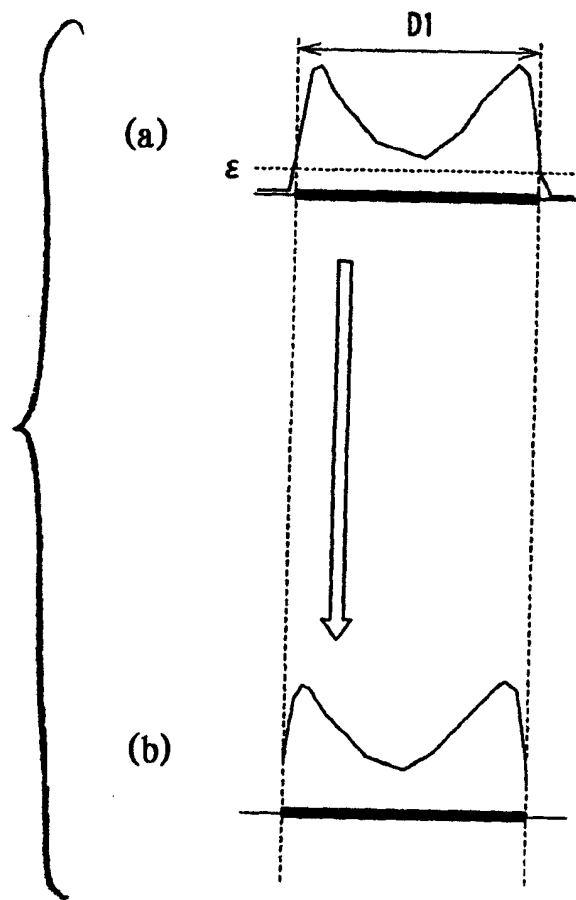


图 22

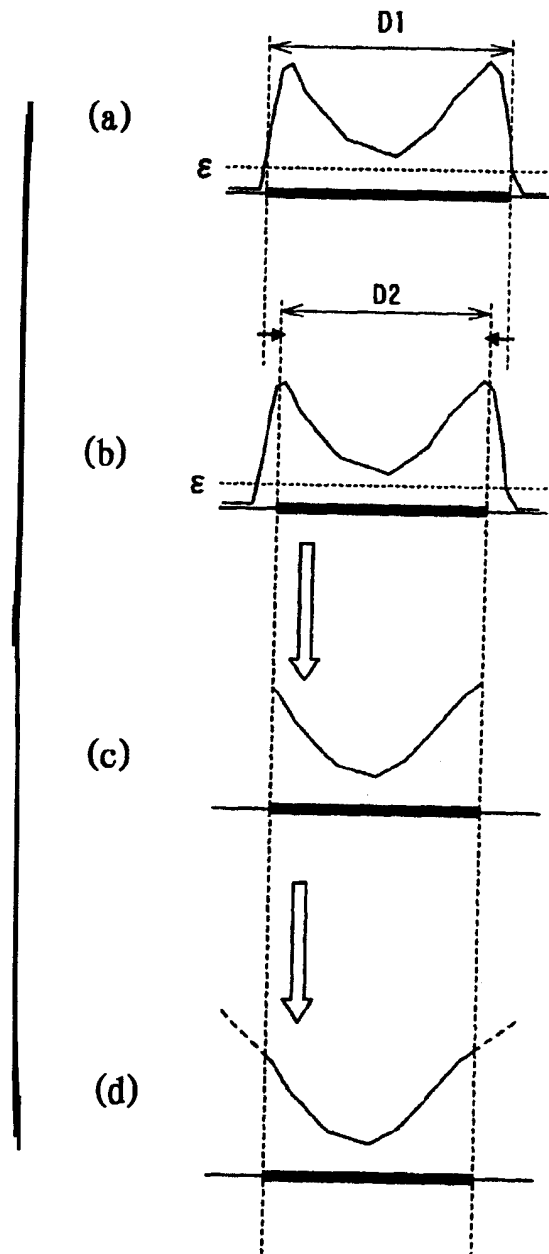


图 23

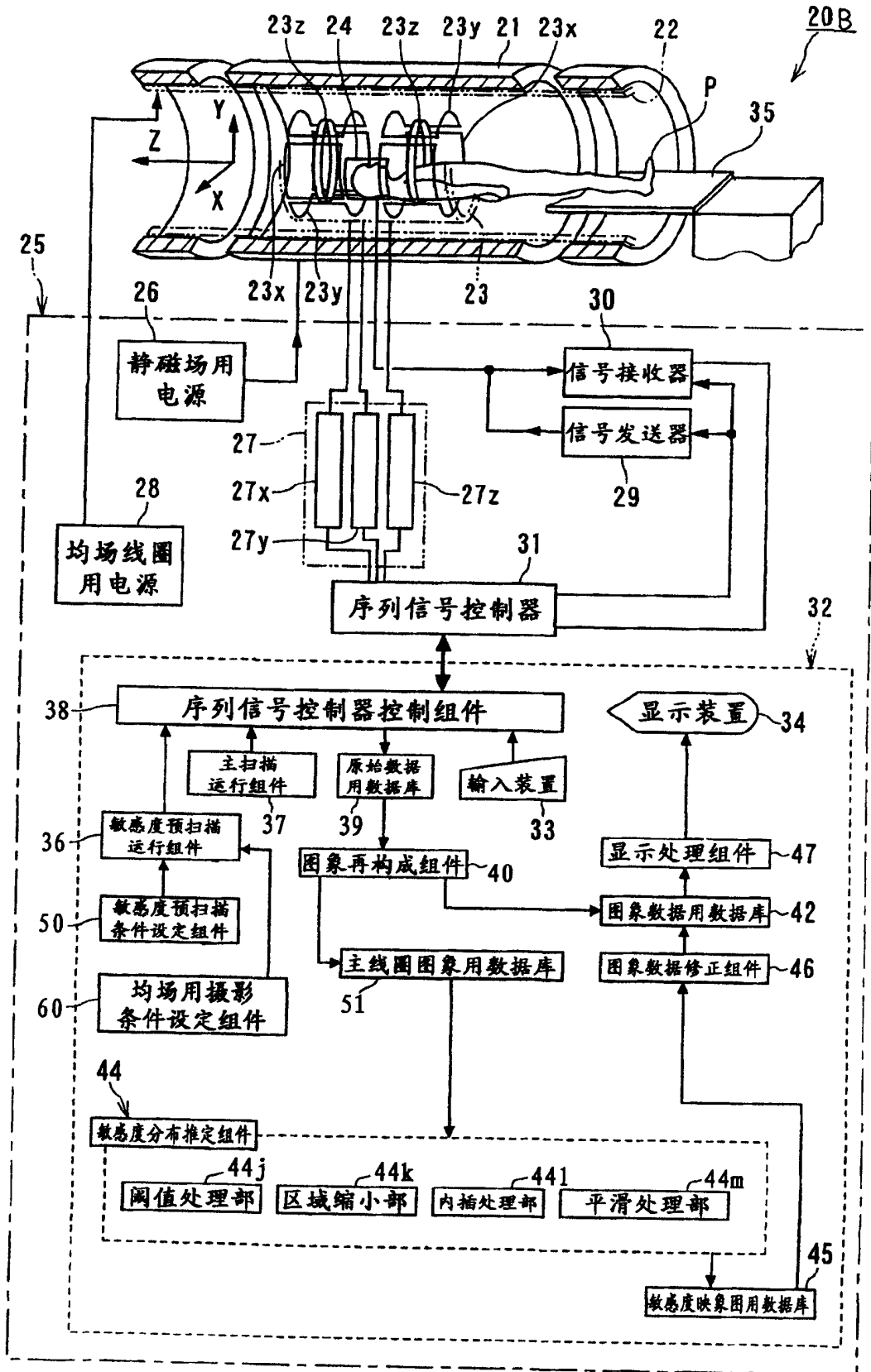
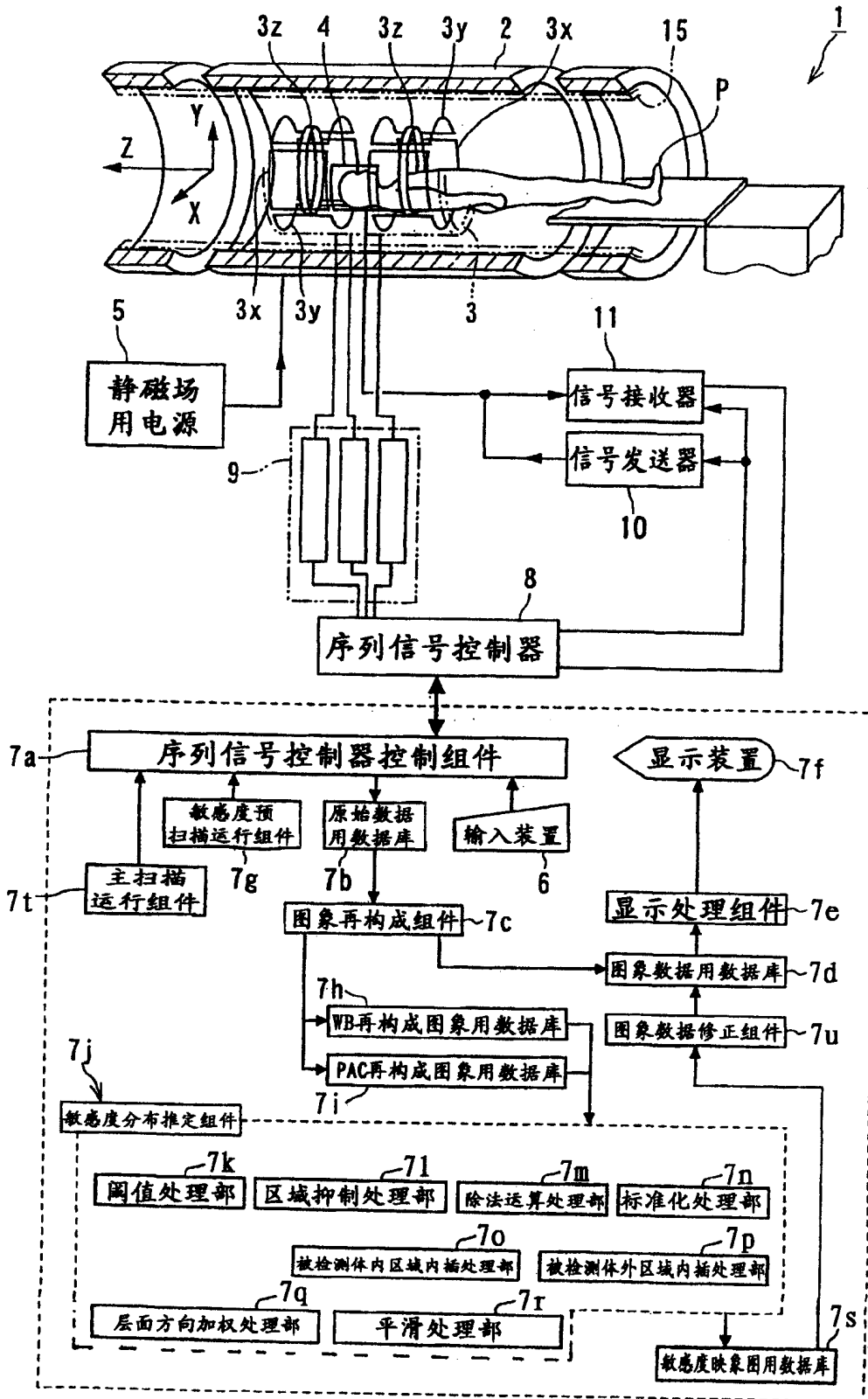
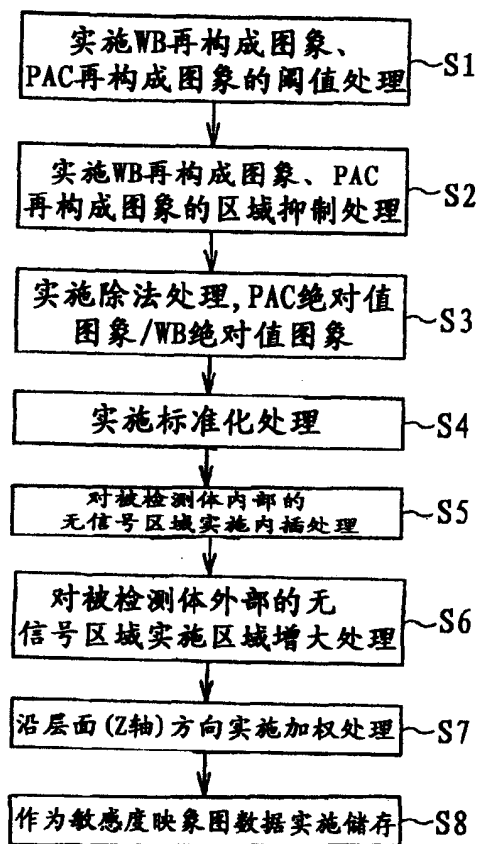


图 24



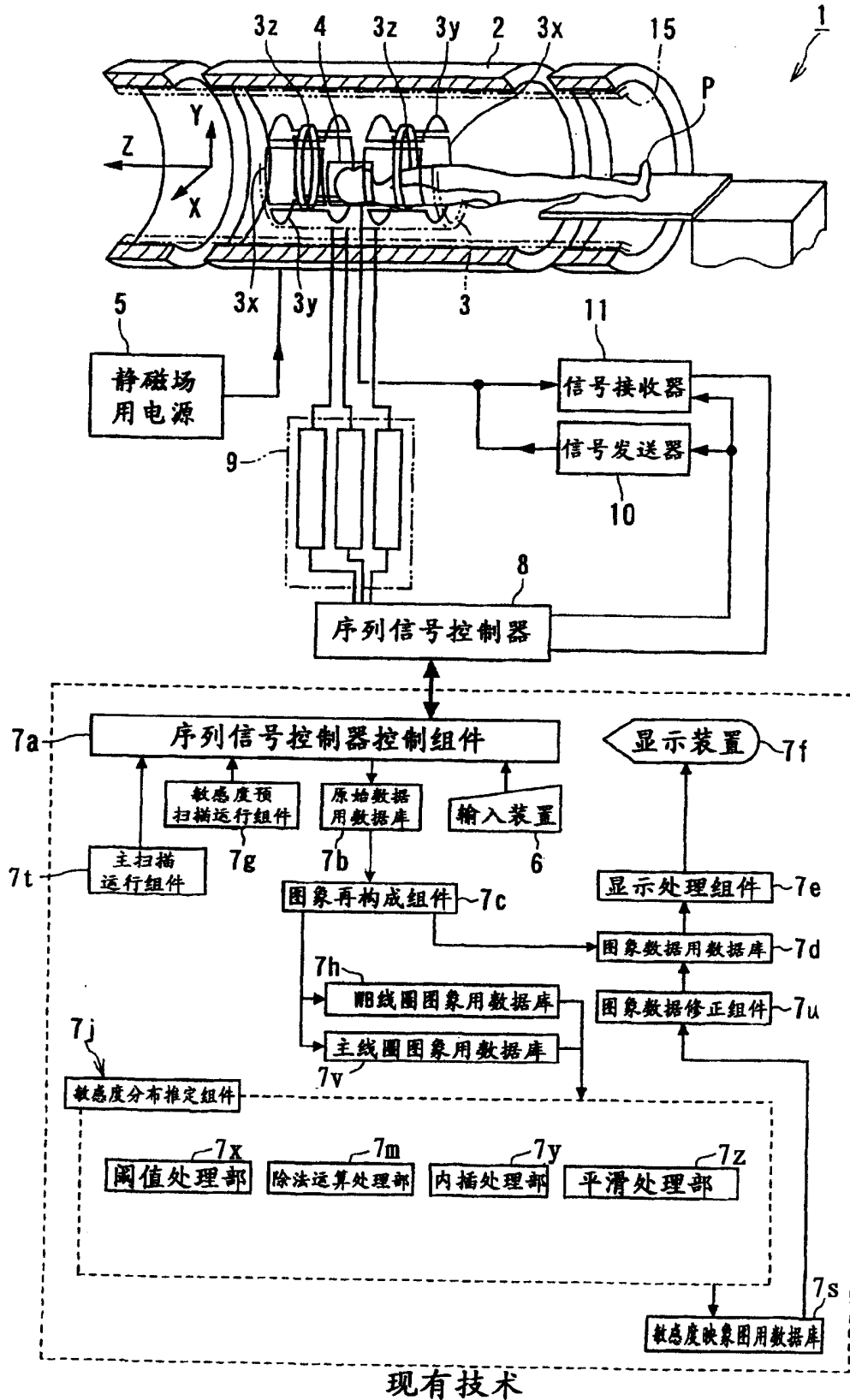
现有技术

图 25



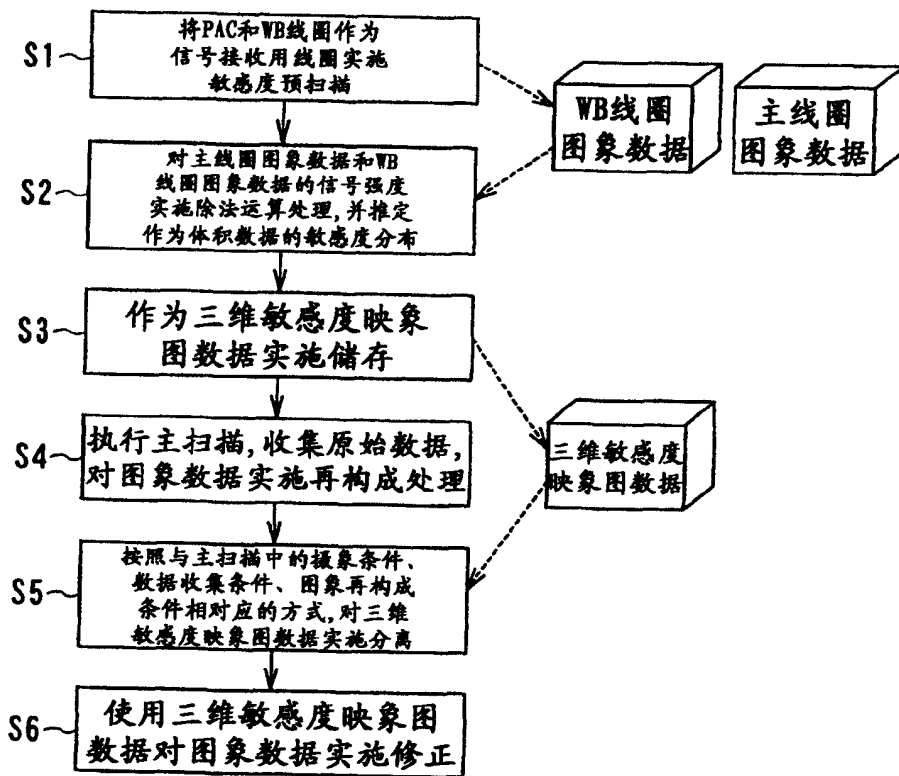
现有技术

图 26



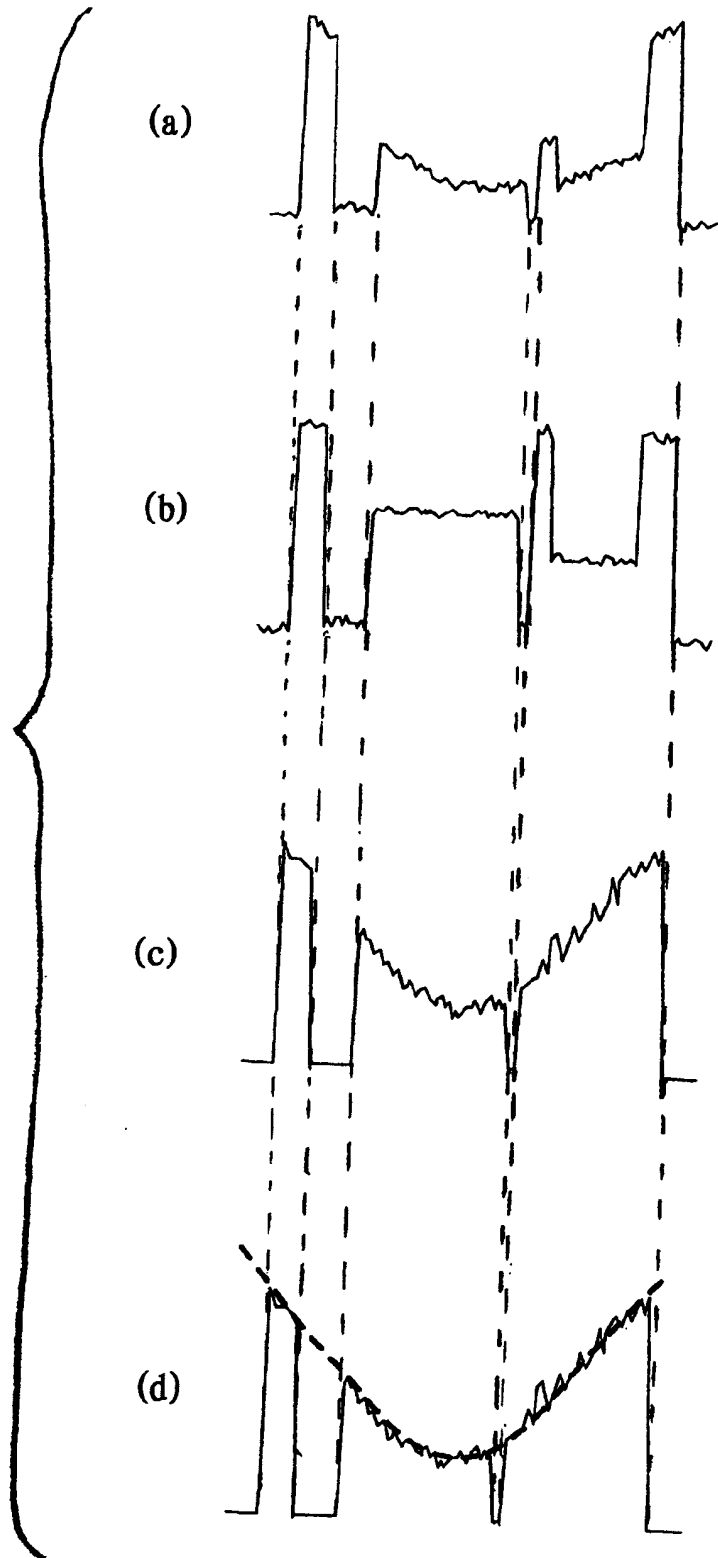
现有技术

图 27



现有技术

图 28



现有技术