



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1931089 B

(45) 授权公告日 2012.08.01

(21) 申请号 200610153957.5

(56) 对比文件

(22) 申请日 2006.09.15

US 5613492 A, 1997.03.25, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 李尹岑

2005-267763 2005.09.15 JP

(73) 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 岩馆雄治 野崎敦 塚元铁二

榎泽宏之

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 王小衡 刘杰

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006.01)

G01R 33/28(2006.01)

G01R 33/48(2006.01)

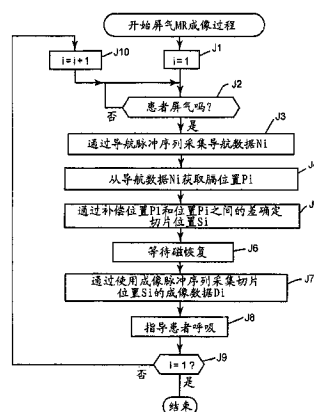
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 4 页

(54) 发明名称

屏气 MR 成像方法, MRI 装置, 屏气断层摄影成像方法, 和断层摄影成像装置

(57) 摘要

当进行其间具有呼吸间期的屏气成像的两轮或以上的操作时, 本发明允许切片位置依照每轮操作中器官的位移. 本发明包括: 用于导航的图像采集步骤, 其用于在屏气期间成像 MR 图像, 该 MR 图像具有包括膈的成像区; 膈位置获取步骤, 其用于通过分析所述导航图像获取膈的位置; 用于实际成像的图像采集步骤, 其用于在屏气期间采集预期切片的 MR 图像; 和用于释放呼吸的呼气间期步骤, 其中所述步骤以该顺序反复地重复两次或以上. 使第二或以后的期间的切片位置成为这样的位置, 该位置被设置成使得第一轮操作的切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈位置之间的差补偿。



1. 一种屏气 MR 成像方法,包括:

用于导航的图像采集步骤,其用于当屏气时成像 MR 图像,该 MR 图像具有包括膈的成像区;

膈位置获取步骤,其用于通过分析用于导航的所述 MR 图像获取膈的位置;

用于实际成像的图像采集步骤,其用于当屏气时成像预期切片的 MR 图像;和

用于释放呼吸的呼气间期步骤,

其中上述四个步骤以同样顺序反复地重复两次或以上,并且

其中使第二轮或以后的期间的切片位置成为如下位置,该位置被设置成使得第一轮操作的切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈位置之间的差补偿。

2. 根据权利要求 1 的屏气 MR 成像方法,其中用于导航的图像采集步骤的成像区沿体轴延伸。

3. 根据权利要求 1 或 2 的屏气 MR 成像方法,其中在用于实际成像的所述图像采集步骤之前,提供恢复步骤等待一秒或以上,以使残余侧向磁化部件恢复到垂直磁化。

4. 根据权利要求 1 或 2 的屏气 MR 成像方法,其中在用于实际成像的所述图像采集步骤之前,提供快速恢复步骤以用于强制地将残余侧向磁化部件恢复到垂直磁化。

5. 根据权利要求 1 或 2 的屏气 MR 成像方法,其中用于导航的所述图像采集步骤和用于实际成像的所述图像采集步骤使用反向中心视图排序。

6. 一种 MRI 装置 (100),包括:

用于导航的图像采集装置,其用于当屏气时采集 MR 图像,该 MR 图像具有包括膈的成像区;

膈位置获取装置,其用于通过分析用于导航的所述 MR 图像获取膈的位置;

用于实际成像的图像采集装置,其用于当屏气时采集预期切片的 MR 图像;

用于两次或以上重复地操作上述用于导航的图像采集装置、膈位置获取装置和用于实际成像的图像采集装置的控制装置,在所述操作之间具有呼吸间期;和

用于使第二轮或以后的操作的切片位置成为如下位置的补偿装置,该位置被设置成使得第一轮操作的切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈位置之间的差补偿。

7. 根据权利要求 6 的 MRI 装置 (100),其中用于导航的所述图像采集装置的成像区沿体轴延伸。

8. 根据权利要求 6 或权利要求 7 的 MRI 装置 (100),其中在操作用于实际成像的所述图像采集装置之前恢复时间等待一秒或以上,以使残余侧向磁化部件恢复到垂直磁化。

9. 一种屏气断层摄影成像方法,包括:

用于导航的图像采集步骤,其用于当屏气时采集断层摄影图像,该断层摄影图像具有包括膈的成像区;

膈位置获取步骤,其用于通过分析用于导航的所述断层摄影图像获取膈的位置;

用于实际成像的图像采集步骤,其用于当屏气时采集预期切片的断层摄影图像;和

用于释放呼吸的呼吸步骤,

其中上述四个步骤以同样顺序反复地重复两次或以上,并且

使第二轮或以后的期间的切片位置成为如下位置,该位置被设置成使得第一轮操作的

切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈位置之间的差补偿。

10. 一种断层摄影成像装置 (100), 包括:

用于导航的成像装置, 其用于当屏气时在体轴的方向上采集断层摄影图像, 该断层摄影图像具有包括膈的成像区;

膈位置获取装置, 其用于通过分析用于导航的所述断层摄影图像获取膈的位置;

用于实际成像的成像装置, 其用于当屏气时采集预期切片的断层摄影图像;

用于两次或以上重复地操作上述用于导航的成像装置、膈位置获取装置和用于实际成像的成像装置的控制装置, 在所述操作之间具有呼吸间期; 和

用于使第二轮或以后的操作的切片位置成为如下位置的补偿装置, 该位置被设置成使得第一轮操作的切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈位置之间的差补偿。

屏气 MR 成像方法, MRI 装置, 屏气断层摄影成像方法, 和断层摄影成像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及屏气 MR (磁共振) 成像方法, MRI (磁共振成像) 装置, 屏气断层摄影成像方法, 和断层摄影成像装置, 更具体而言涉及这样的屏气 MR (磁共振) 成像方法, MRI (磁共振成像) 装置, 屏气断层摄影成像方法, 和断层摄影成像装置, 其允许切片位置依照在其间具有呼气时间的两个或以上的屏气成像的重复成像期间 (session) 之间器官的位移。

背景技术

[0002] 迄今为止, 当两个或以上的屏气成像期间在其间具有呼气间期时, 提出了一种方法, 该方法通过观察膈的位置以用于在膈处于相同位置的时候指导屏气 (例如下面引用的专利文献 1)。

[0003] 在另一方面, 当进行非屏气成像 (未屏气的成像期间) 时, 提出了一种方法, 其中通过检测呼吸导致的对象位移, 移动切片位置从而依照位移量 (例如下面引用的专利文献 2)。

[0004] 专利文献 1 : JP-A-2004-508859 (权利要求 8, [0008])

[0005] 专利文献 2 : JP-A-2004-305454 (权利要求 6, [0048]-[0050])

[0006] 在上面引用的专利文献 1 中, 未具体公开用于在当膈处于相同位置的时候指导屏气的技术。如果在当膈处于相同位置的时候发信号通知对象屏气, 只要由对象的意愿自主地屏气, 屏气定时的波动就继续存在, 从而膈的位置将在屏气的实际定时发生位移。这造成的问题在于每次器官相对于切片位置的位置发生变化。

[0007] 在另一方面, 在上面引用的专利文献 2 中, 切片位置调整主要应用于非屏气成像期间, 而不是屏气成像期间。然而, 当存在其间具有呼气间期的两个或以上的重复屏气成像期间时, 每个间期中屏气定时的波动会继续存在, 并且最终膈的位置将在当实际屏气的时候发生变化。这也对专利文献 2 造成的问题在于每次屏气成像期间器官相对于切片位置的位置会发生变化。

发明内容

[0008] 所以, 本发明的目的是提供一种屏气 MR 成像方法, MRI 装置, 屏气断层摄影成像方法, 和断层摄影成像装置, 其允许每当进行在其间具有呼气间期的两个或以上的屏气成像期间时切片位置依照器官的位移。

[0009] 在本发明的第一方面, 本发明提供了一种屏气 MR 成像方法, 包括: 用于导航的图像采集步骤, 其用于当屏气时成像 MR 图像, 该 MR 图像具有包括膈的成像区; 膈位置获取步骤, 其用于通过分析所述导航图像获取膈的位置; 用于实际成像的图像采集步骤, 其用于当屏气时成像预期切片的 MR 图像; 和用于释放呼吸的呼气间期步骤, 其中所述步骤以该顺序反复地重复两次或以上, 并且其中第二或以后的期间的切片位置成为这样的位置, 该位置被设置成使得第一轮操作的切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈

位置之间的差补偿。

[0010] 根据上述的第一方面的屏气 MR 成像方法,检测屏气时膈的位置以与膈的位置相一致地补偿切片位置。照这样当进行其间具有呼气间期的两个或以上的屏气成像期间时,切片位置可以依照每个期间中屏气定时的波动导致的器官位移。

[0011] 在本发明的第二方面,本发明提供了根据第一方面的屏气 MR 成像方法,其中用于导航的图像采集步骤的成像区采用的形式是与体轴一起延伸的线。

[0012] 呼吸引起的膈位移是三维的,但是位移的主方向位于体轴的方向。所以在体轴的方向获得位移是足够有效的。

[0013] 为此,根据本发明的第二方面的屏气 MR 成像方法,用于导航的图像采集步骤的成像区采用的形式是在体轴的方向上的线。这仅仅需要极少的数据采集和计算。

[0014] 在本发明的第三方面,本发明提供了一种屏气 MR 成像方法,其中在根据本发明的第一或第二方面的屏气 MR 成像方法中的用于实际成像的图像采集步骤之前,提供恢复步骤等待一秒或以上,以使残余侧向磁化部件恢复到垂直磁化。

[0015] 根据本发明的以上第三方面的屏气 MR 成像方法,用于导航的图像采集步骤对用于实际成像的图像采集步骤的影响被防止。

[0016] 在本发明的第四方面,本发明提供了一种屏气 MR 成像方法,其中在根据本发明的第一至第三方面之一的屏气 MR 成像方法中的用于实际成像的图像采集步骤之前,提供快速恢复步骤以用于强制地将残余侧向磁化部件恢复到垂直磁化。

[0017] 在根据本发明的以上第四方面的屏气 MR 成像方法中,用于导航的图像采集步骤对用于实际成像的图像采集步骤的影响被防止。

[0018] 在本发明的第五方面,本发明提供了一种根据第一至第四方面之一的屏气 MR 成像方法,其中用于导航的图像采集步骤和用于实际成像的图像采集步骤使用反向中心视图排序。

[0019] 在根据本发明的第五方面的屏气 MR 成像方法中,用于导航的图像采集步骤对用于实际成像的图像采集步骤的影响被防止。

[0020] 在本发明的第六方面,本发明提供了一种根据本发明的第一至第五方面之一的屏气 MR 成像方法,其中在用于实际成像的图像采集步骤中进行腹部成像的对比 MR 血管造影术。

[0021] 在根据本发明的以上第六方面的屏气 MR 成像方法中,相对于器官的成像位置每次都是相同的,可以获得正确的时间强度曲线。另外可以获得正确的减影图像(subtraction image)。

[0022] 在本发明的第七方面,本发明提供了一种根据本发明的第一至第五方面之一的屏气 MR 成像方法,其中在用于实际成像的图像采集步骤中进行肝的多相(动脉相,门静脉相,平衡相)成像。

[0023] 在根据本发明的第七方面的屏气 MR 成像方法中,相对于肝的成像位置每次都是相同的,从而可以正确地执行相之间的比较。

[0024] 在本发明的第八方面,本发明提供了一种根据本发明的第一至第五方面之一的屏气 MR 成像方法,其中在用于实际成像的图像采集步骤的第一轮操作中使用体线圈进行灵敏度补偿成像,在用于实际成像的图像采集步骤的第二轮或以后的操作中进行用于实际图

像的图像采集。

[0025] 在根据本发明的第八方面的屏气 MR 成像方法中,相对于器官,在灵敏度补偿图像采集时的切片位置可以等于用于实际图像的图像采集时的切片位置。

[0026] 在本发明的第九方面,本发明提供了一种根据本发明的第一至第五方面之一的屏气 MR 成像方法,其中在用于实际成像的图像采集步骤的第一轮操作中采集用于参考图像的图像,和在用于实际成像的图像采集步骤的第二轮或以后的操作中采集用于并行成像的图像。

[0027] 在根据本发明的第九方面的屏气 MR 成像方法中,参考图像的切片位置和在并行成像时的切片位置可以相对于器官是相同的。

[0028] 在本发明的第十方面,本发明提供了一种根据本发明的第一至第五方面之一的屏气 MR 成像方法,其中通过在用于实际成像的图像采集步骤中每次改变成像条件采集用于图像融合的图像。

[0029] 在根据本发明的第十方面的屏气 MR 成像方法中,可以消除错误配准。

[0030] 在本发明的第十一方面,本发明提供了一种根据本发明的第一至第五方面之一的屏气 MR 成像方法,其中在用于实际成像的图像采集步骤中进行用于弥散图像的图像采集。

[0031] 在根据本发明的第十一方面的屏气 MR 成像方法中,当 NEX 增加时可以忽略任何失真。

[0032] 在本发明的第十二方面,本发明提供了一种 MRI 装置,包括:用于导航的图像采集装置,其用于当屏气时采集 MR 图像,该 MR 图像具有包括膈的成像区;膈位置获取装置,其用于通过分析所述导航图像获取膈的位置;用于实际成像的图像采集装置,其用于当屏气时采集预期切片的 MR 图像;用于两次或以上重复地操作所述装置的控制装置,在所述操作之间具有呼吸间期;和用于使所述位置成为第二轮或以后的操作的切片位置的补偿装置,所述位置被设置成使得第一轮操作的切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈位置之间的差补偿。

[0033] 在根据本发明的以上第十二方面的 MRI 装置中,可以合适地体现根据本发明的第一方面的屏气 MR 成像方法。

[0034] 在本发明的第十三方面,本发明提供了一种根据本发明的第十二方面的 MRI 装置的 MRI 装置,其中用于导航的图像采集步骤的成像区采用的形式是与体轴一起延伸的线。

[0035] 在本发明的以上第十三方面的 MRI 装置中,可以合适地体现根据本发明的第二方面的屏气 MR 成像方法。

[0036] 在本发明的第十四方面,本发明提供了一种根据第十二或第十三方面的 MRI 装置的 MRI 装置,其中在操作用于实际成像的图像采集装置之前恢复时间等待一秒或以上,以使残余侧向磁化部件恢复到垂直磁化。

[0037] 在根据本发明的以上第十四方面的 MRI 装置中,可以合适地体现根据本发明的第三方面的屏气 MR 成像方法。

[0038] 在本发明的第十五方面,本发明提供了一种根据第十二至第十四方面之一的 MRI 装置的 MRI 装置,其中在操作用于实际成像的图像采集装置之前,操作快速恢复装置以用于强制地将残余侧向磁化部件恢复到垂直磁化。

[0039] 在根据本发明的以上第十五方面的 MRI 装置中,可以合适地体现根据本发明的第

四方面的屏气 MR 成像方法。

[0040] 在本发明的第十六方面,本发明提供了一种根据本发明的第十二至第十五方面之一的 MRI 装置的 MRI 装置,其中用于导航的图像采集步骤和用于实际成像的图像采集步骤使用反向中心视图排序。

[0041] 在根据本发明的以上第十六方面的 MRI 装置中,可以合适地体现根据本发明的第五方面的屏气 MR 成像方法。

[0042] 在本发明的第十七方面,本发明提供了一种屏气 MR 成像方法,其使用根据本发明的以上第十二至第十六方面的 MRI 装置,以用于进行腹部成像的对比 MR 血管造影术。

[0043] 在根据本发明的以上第十七方面的屏气 MR 成像方法中,可以合适地体现根据本发明的第六方面的屏气 MR 成像方法。

[0044] 在本发明的第十八方面,本发明借助于根据本发明的第十二至第十六方面之一的 MRI 装置提供了一种屏气 MR 成像方法,其中进行肝的多相图像采集。

[0045] 在根据本发明的以上第十八方面的屏气 MR 成像方法中,可以合适地体现根据本发明的第七方面的屏气 MR 成像方法。

[0046] 在本发明的第十九方面,本发明提供了一种屏气 MR 成像方法,其使用根据本发明的第十二至第十六方面之一的 MRI 装置,以用于在用于实际成像的图像采集步骤的第一轮操作中使用体线圈进行灵敏度补偿成像,在用于实际成像的图像采集步骤的第二轮或以后的操作中进行用于实际图像的图像采集。

[0047] 在根据本发明的以上第十九方面的屏气 MR 成像方法中,可以合适地体现根据本发明的第八方面的屏气 MR 成像方法。

[0048] 在本发明的第二十方面,本发明提供了一种屏气 MR 成像方法,其使用根据本发明的第十二至第十六方面之一的 MRI 装置,以用于在用于实际成像的图像采集步骤的第一轮操作中进行参考图像采集,和在用于实际成像的图像采集步骤的第二轮或以后的操作中进行并行图像采集。

[0049] 在根据本发明的以上第二十方面的屏气 MR 成像方法中,可以合适地体现根据本发明的第九方面的屏气 MR 成像方法。

[0050] 在本发明的第二十一方面,本发明提供了一种屏气 MR 成像方法,其使用根据本发明的第十二至第十六方面之一的 MRI 装置,以用于通过每次改变成像条件进行用于图像融合的图像采集。

[0051] 在根据本发明的以上第二十一方面的屏气 MR 成像方法中,可以合适地体现根据本发明的第十方面的屏气 MR 成像方法。

[0052] 在本发明的第二十二方面,本发明提供了一种屏气 MR 成像方法,其使用根据本发明的第十二至第十六方面之一的 MRI 装置,以用于进行用于弥散图像的图像采集。

[0053] 在根据本发明的以上第二十二方面的屏气 MR 成像方法中,可以合适地体现根据本发明的第十一方面的屏气 MR 成像方法。

[0054] 在本发明的第二十三方面,本发明提供了一种屏气断层摄影成像方法,包括:用于导航的图像采集步骤,其用于当屏气时采集断层摄影图像,该断层摄影图像具有包括膈的成像区;膈位置获取步骤,其用于通过分析所述导航图像获取膈的位置;用于实际成像的图像采集步骤,其用于当屏气时采集预期切片的断层摄影图像;和用于释放呼吸的呼吸步

骤,其中所述步骤以该顺序反复地重复两次或以上,并且其中使第二或以后的期间的切片位置成为这样的位置,该位置被设置成使得第一轮操作的切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈位置之间的差补偿。

[0055] 在根据本发明的以上第二十三方面的屏气断层摄影成像方法中,屏气时检测膈的位置,因此与被检测膈位置相一致地补偿了切片位置。当进行其间具有呼吸间期的两个或以上的连续屏气成像时,切片位置可以依照每轮操作中器官的位移。

[0056] 在本发明的第二十四方面,本发明提供了一种断层摄影成像装置,包括:用于导航的图像采集装置,其用于当屏气时在体轴的方向上采集断层摄影图像,该断层摄影图像具有包括膈的成像区;膈位置获取装置,其用于通过分析所述导航图像获取膈的位置;用于实际成像的成像装置,其用于当屏气时采集预期切片的断层摄影图像;用于两次或以上重复地操作所述装置的控制装置,在所述操作之间具有呼吸间期;和用于使所述位置成为第二轮或以后的操作的切片位置的补偿装置,所述位置被设置成使得第一轮操作的切片位置由第一轮操作的膈位置与第二轮或以后的操作的膈位置之间的差补偿。

[0057] 在根据本发明的以上第二十四方面的断层摄影成像装置中,可以合适地体现根据本发明的第二十三方面的屏气断层摄影成像方法。从前述内容可以看出,除了 MRI 装置之外,断层摄影成像装置可以包括 X 射线 CT 装置。

[0058] 根据本发明的屏气 MR 成像方法,MRI 装置,屏气断层摄影成像方法,和断层摄影成像装置,当两次或以上屏气成像在其间具有呼吸间期时切片位置可以依照器官的位移。

[0059] 通过两次或以上反复地重复其间具有呼吸间期的屏气图像采集期间,根据本发明的屏气 MR 成像方法,MRI 装置,屏气断层摄影成像方法,和断层摄影成像装置可以用于获取对象的断层摄影图像。

[0060] 从附图中所示的本发明的优选实施方式的以下描述将显而易见本发明的进一步目的和优点。

附图说明

[0061] 图 1 是显示根据本发明的第一优选实施方式的 MRI 装置的总览的框图;

[0062] 图 2 是显示根据本发明的第一优选实施方式反复地重复屏气的扫描过程的流程图;

[0063] 图 3 是显示根据本发明的第一优选实施方式的屏气成像的时间图;和

[0064] 图 4 是由于屏气的时间差引起的器官位移的示意图。

具体实施方式

[0065] 将参考在附图中描绘的优选实施方式具体描述本发明。在这里应当注意的是,所示的优选实施方式不应当被视为限制本发明。

[0066] [第一实施方式]

[0067] 现在参考图 1,示出了表示根据本发明的第一优选实施方式的 MRI 装置 100 的示意框图。

[0068] 在该 MRI 装置 100 中,磁体组件 101 包括用于在其中承载对象的中心腔(镗孔)。围绕镗孔布置了用于向对象施加恒定静态场的静态磁场线圈 101C,用于在 X、Y 和 Z 轴的方

向上生成梯度场的梯度线圈 101G, 用于发射 RF 脉冲的发射线圈 101T, 其中所述脉冲用于激发对象内原子核的自旋, 用于接收来自对象的 NMR 信号的多个接收线圈 101(0)...101(I)。

[0069] 发射线圈 101T 和接收线圈 101(0) 是体线圈, 而接收线圈 101(1)...101(I) 是表面线圈。

[0070] 静态磁场线圈 101C, 梯度线圈 101G, 发射线圈 101T 均分别连接到静态磁场电源 102, 梯度线圈驱动电路 103, RF 功率放大器 104。接收线圈 101(0)...101(I) 均连接到前置放大器 105(0)...105(I)。

[0071] 永磁体可以用于替换静态磁场线圈 101C。

[0072] 在计算机 107 的控制下, 序列存储电路 108 基于存储在其中的脉冲序列操作梯度线圈驱动电路 103 以从梯度线圈 101G 生成梯度磁场, 并且操作门调制电路 109 以将 RF 振荡电路 110 的载波输出信号调制成具有预定定时, 预定包络线形状, 和预定相位的脉冲信号, 从而作为 RF 脉冲应用到 RF 功率放大器 104, RF 功率放大器 104 放大功率输出并且因此将放大功率应用到发射线圈 101T。

[0073] 选择器 111 将接收线圈 101(0)...101(I) 所接收的、然后由前置放大器 105(0)...105(I) 放大的 NMR 信号传输到 m 个接收器 112(1)...112(m)。该方案用于任意地改变接收线圈 101(0)...101(I) 与接收器 112(1)...112(m) 的组合。

[0074] 接收器 112(1)...112(m) 将 NMR 信号转换成数字信号以输入到计算机 107 中。

[0075] 计算机 107 读取来自接收器 112 的数字信号以对其进行处理, 从而生成 MR 图像。计算机 107 也执行总体机器管理, 例如接收来自控制台 113 的信息输入。

[0076] 显示单元 106 显示其上的图像和消息。

[0077] 现在参考图 2, 显示了表示根据本发明的第一优选实施方式的屏气 MR 成像过程的流程图。

[0078] 在步骤 J1 中, 重复计数器中的值 i 被初始化为“1”。

[0079] 在步骤 J2 中, 发信号通知患者屏气, 并且当患者屏气时该过程进入下一步骤 J3。

[0080] 在步骤 J3 中, 用于导航的脉冲序列用来收集用于导航的数据 N_i 。图 3 中所示的参考数字 K1 对应于第一轮操作 ($i = 1$) 的步骤 J3, K4 对应于第二轮操作 ($i = 2$) 的步骤 J3。

[0081] 收集导航数据 N_i 的目的是检测膈位置 P_i 。在该描述中, 为了简化起见, 成像区被假定为与体轴一起延伸的线形。导航脉冲序列因此可以使用公知的脉冲序列, 该脉冲序列可以激发线形的成像区。当在体轴方向上的位移量大约为 2cm 时, 成像区的长度在体轴的方向上可以超过 2cm。

[0082] 在步骤 J4 中, 从导航数据 N_i 获得膈位置 P_i 。图 3 中所示的参考数字 C1 对应于在第一轮操作 ($i = 1$) 中的步骤 J4, 参考数字 C3 对应于在第二轮操作 ($i = 2$) 中的步骤 J4。图 4(a) 中所示的参考数字 P1 指示在第一轮操作 ($i = 1$) 时膈 D 的位置 P_1 , 图 4(c) 中所示的参考数字 P2 指示在第二之后轮操作 ($i > 2$) 时膈 D 的位置 P_i 。

[0083] 在步骤 J5 中, 确定在第一轮操作 ($i = 1$) 时膈 D 的位置 P_1 与在第 i 轮操作 ($i \geq 1$) 时膈 D 的位置 P_i 之间的差 Δ , 预定切片位置由差 Δ 补偿以设置第 i 轮操作的切片位置 S_1 。在第一轮操作 ($i = 1$) 时, 差 $\Delta_1 = 0$, 因此预定切片位置将成为第一轮操作的切片位置 S_1 。当在第二轮之后的操作 ($i > 2$) 时 $\Delta_i \neq 0$ 时, 切片位置将被补偿。图 4(b) 中所示的参考

数字 S1 指示在第一轮操作 ($i = 1$) 时的切片位置 S1, 图 4(d) 中所示的参考数字 Si 指示在第二轮之后的操作 ($i > 2$) 时的切片位置 Si。

[0084] 在步骤 J6 中, 该过程等待由导航脉冲序列激发的磁化恢复以进入步骤 J7。该等待期是图 3 中所示的垂直磁化恢复期。垂直磁化恢复期可以超过一秒, 例如它可以是两秒。然而, 如果通过使用公知快速恢复方法中的一种, 例如通过应用例如图 3 中所示的 K2 和 K5 这样的快速恢复脉冲使残余侧向磁化部件强制恢复到垂直磁化, 垂直磁化恢复期可以被缩短或省略。如果用于实际成像的图像采集使用反向中心视图排序, 垂直磁化恢复时间也可以被缩短或省略, 所述反向中心视图排序抑制带状伪像, 这将在下面进行描述。

[0085] 在步骤 J7 中, 成像脉冲序列用于收集在切片位置 Si 的成像数据 Di。图 3 中所示的参考数字 K3 对应于在第一轮操作 ($i = 1$) 时的步骤 J7, 参考数字 K6 对应于在第二轮操作 ($i = 2$) 时的步骤 J7。

[0086] 在步骤 J8 中, 指导患者呼吸, 从而患者进行呼吸。

[0087] 在步骤 J9 中, 如果计数器的值 i 达到计划重复次数 I, 则扫描过程将终止, 否则该过程进入步骤 J10。

[0088] 在步骤 J10 中, 计数器的值 i 增加“1”, 然后该过程返回步骤 J2。

[0089] 当患者呼吸时, 图像可以被重建为图 3 中所示的 C2 和 C5。

[0090] 根据第一优选实施方式的 MRI 装置 100, 切片位置可以依照多轮操作间屏气时间差引起的器官位移。这可以实现以下效果:

[0091] (1) 在用于实际成像的图像采集 J7 中, 当进行腹部对比 MR 血管造影术以试图获得时间强度曲线时, 因为每轮操作的成像位置相对于器官是相同的, 因此可以获得正确的时间强度曲线。同样当试图获得减影图像时, 可以获得正确的减影图像。

[0092] (2) 在用于实际成像的图像采集 J7 中, 当进行如图 4 中所示的肝 L 的多相 (即动脉相, 门静脉相, 和平衡相) 成像时, 因为每轮操作的切片位置 Si 相对于肝 L 是相同的, 因此可以正确地执行相之间的比较。

[0093] (3) 当在用于实际成像的图像采集步骤 J7 的第一轮操作中使用体线圈 101(0) 进行灵敏度补偿成像, 和在用于实际成像的图像采集步骤 J7 的第二轮操作中使用表面线圈 101(1)...101(I) 进行用于实际成像的图像采集时, 因为在灵敏度补偿成像时的切片位置和用于实际成像的图像采集时的切片位置是相同的, 因此可以正确地执行灵敏度补偿。这对于诸如 PURE 和 CLEAR 这样的成像方法来说特别有效。

[0094] (4) 当在用于实际成像的图像采集步骤 J7 的第一轮操作中采集用于参考图像的图像和在用于实际成像的图像采集步骤 J7 的第二轮和以后的操作中采集用于并行成像的图像时, 因为用于参考图像的切片位置和用于并行成像的切片位置是相同的, 因此可以正确地执行并行成像。这对于诸如 ASSET 和 SENSE 这样的成像方法来说特别有效。

[0095] (5) 当在用于实际成像的图像采集步骤 J7 中改变成像条件的同时采集用于图像融合的图像时, 每轮操作的切片位置总是相同的, 因此可以消除错误配准。

[0096] (6) 当在用于实际成像的图像采集步骤 J7 中采集用于弥散成像的图像并且 NEX 增加时, 可以避免弥散图像中的失真。

[0097] [第二实施方式]

[0098] 本发明可以同等地应用于除 MRI 装置之外的任何断层摄影成像装置。

[0099] 可以配置本发明的许多不同实施方式而不脱离本发明的精神和范围。应当理解的是,本发明并不限于在说明书中描述的具体实施方式,而是由后附权利要求限定。

[0100] 部件列表

[0101] 图 1

[0102] 计算机 107

[0103] 序列存储电路 108

[0104] 梯度线圈驱动电路 103

[0105] 门调制电路 109

[0106] RF 功率放大器 104

[0107] RF 振荡电路 110

[0108] 静态磁场电源 102

[0109] 接收器 112(1)

[0110] 接收器 112(2)

[0111] 接收器 112(m)

[0112] 选择器 111

[0113] 前置放大器 105(0)

[0114] 前置放大器 105(1)

[0115] 前置放大器 105(I)

[0116] 显示单元 106

[0117] 控制台 113

[0118] 梯度线圈 101G

[0119] 发射线圈 101T

[0120] 静态磁场线圈 101C

[0121] 接收线圈 101(0)

[0122] 接收线圈 101(1)

[0123] 接收线圈 101(I)

[0124] 磁体组件 101

[0125] MRI 装置 100

[0126] 图 2

[0127] 开始屏气 MR 成像过程

[0128] $J1i = 1$

[0129] J2 患者屏气吗?

[0130] J3 通过导航脉冲序列采集导航数据 Ni

[0131] J4 从导航数据 Ni 获取膈位置 Pi

[0132] J5 通过补偿位置 $P1$ 和位置 Pi 之间的差确定切片位置 Si

[0133] J6 等待磁恢复

[0134] J7 通过使用成像脉冲序列采集切片位置 Si 的成像数据 Di

[0135] J8 指导患者呼吸

[0136] $J9i = I$ 吗?

- [0137] $J10i = i+1$
- [0138] 结束
- [0139] 图 3
- [0140] 患者 扫描 计算
- [0141] 呼吸
- [0142] 开始屏气
- [0143] 屏气
- [0144] 导航成像 K1
- [0145] 垂直磁化恢复周期
- [0146] 强制恢复 K2
- [0147] 获取膈位置 C1
- [0148] 成像 K3
- [0149] 开始呼吸
- [0150] 呼吸
- [0151] 图像重建 C2
- [0152] 开始屏气
- [0153] 屏气
- [0154] 导航成像 K4
- [0155] 强制恢复 K5
- [0156] 获取膈位置 C3
- [0157] 切片位置补偿 C4
- [0158] 成像 K6
- [0159] 开始呼吸
- [0160] 呼吸
- [0161] 时间 图像重建 C5
- [0162] 图 4
- [0163] (a) 肝 ; 膈
- [0164] (b) 肝 ; 膈
- [0165] (c) 肝 ; 膈
- [0166] (d) 肝 ; 膈

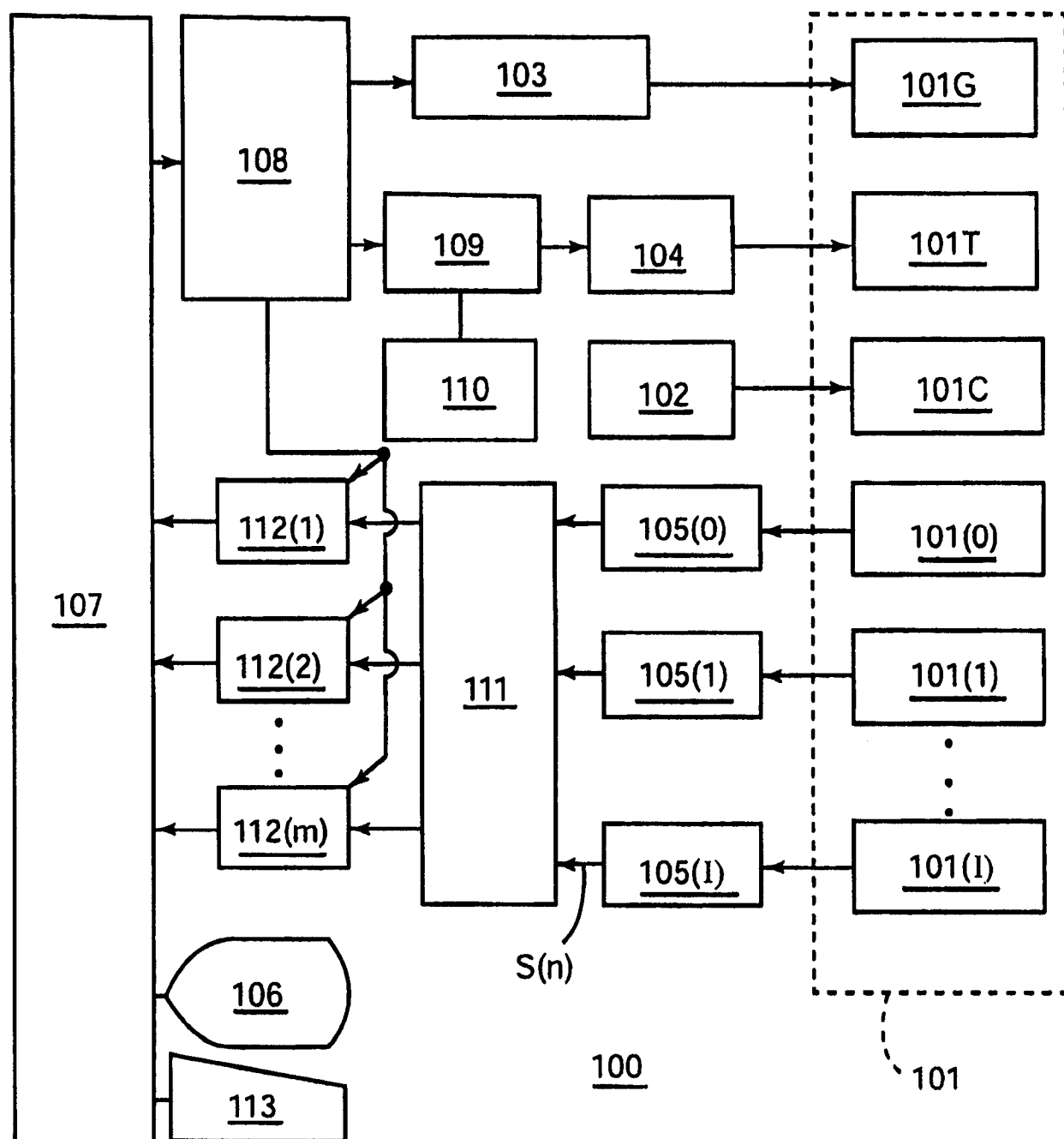


图 1

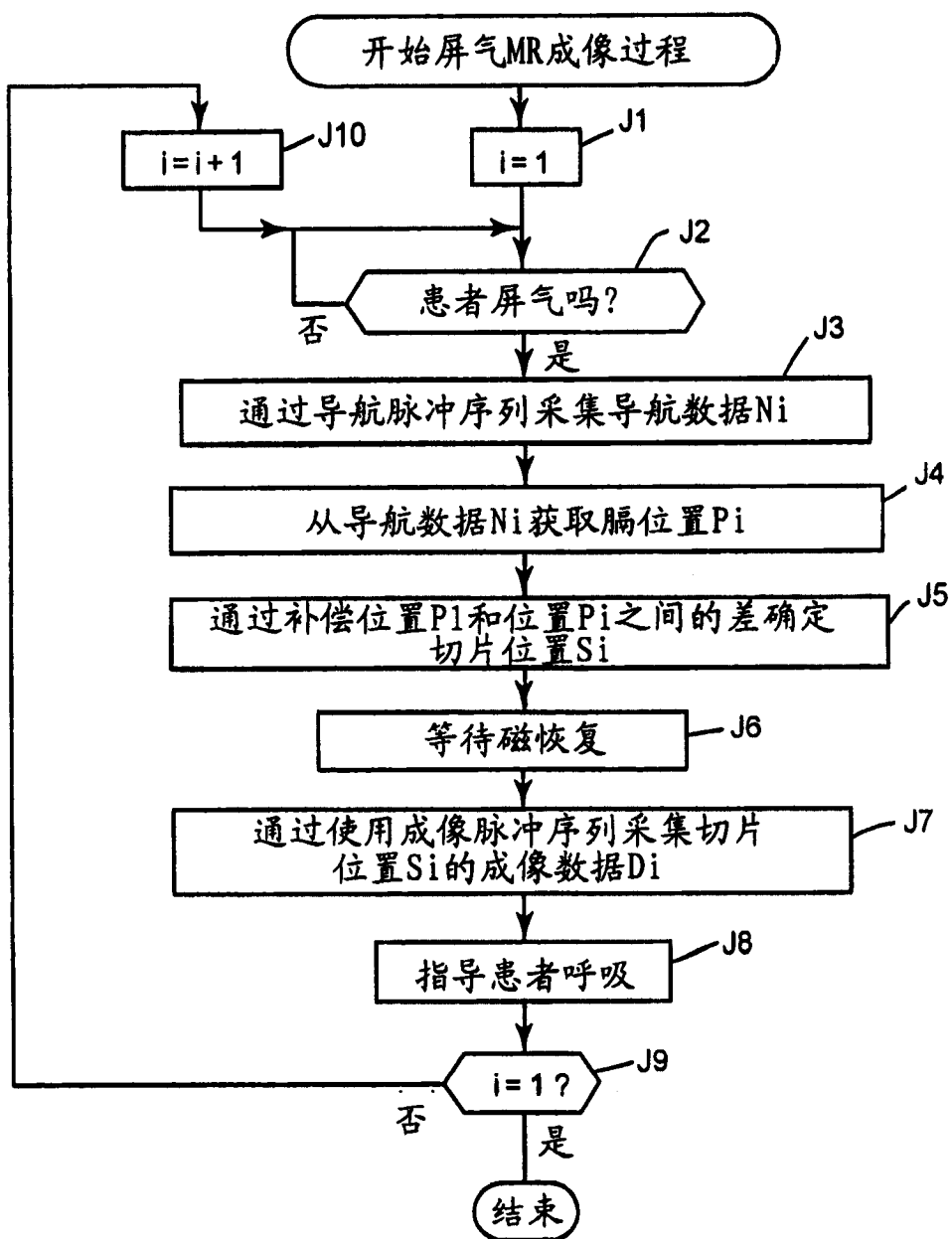


图 2

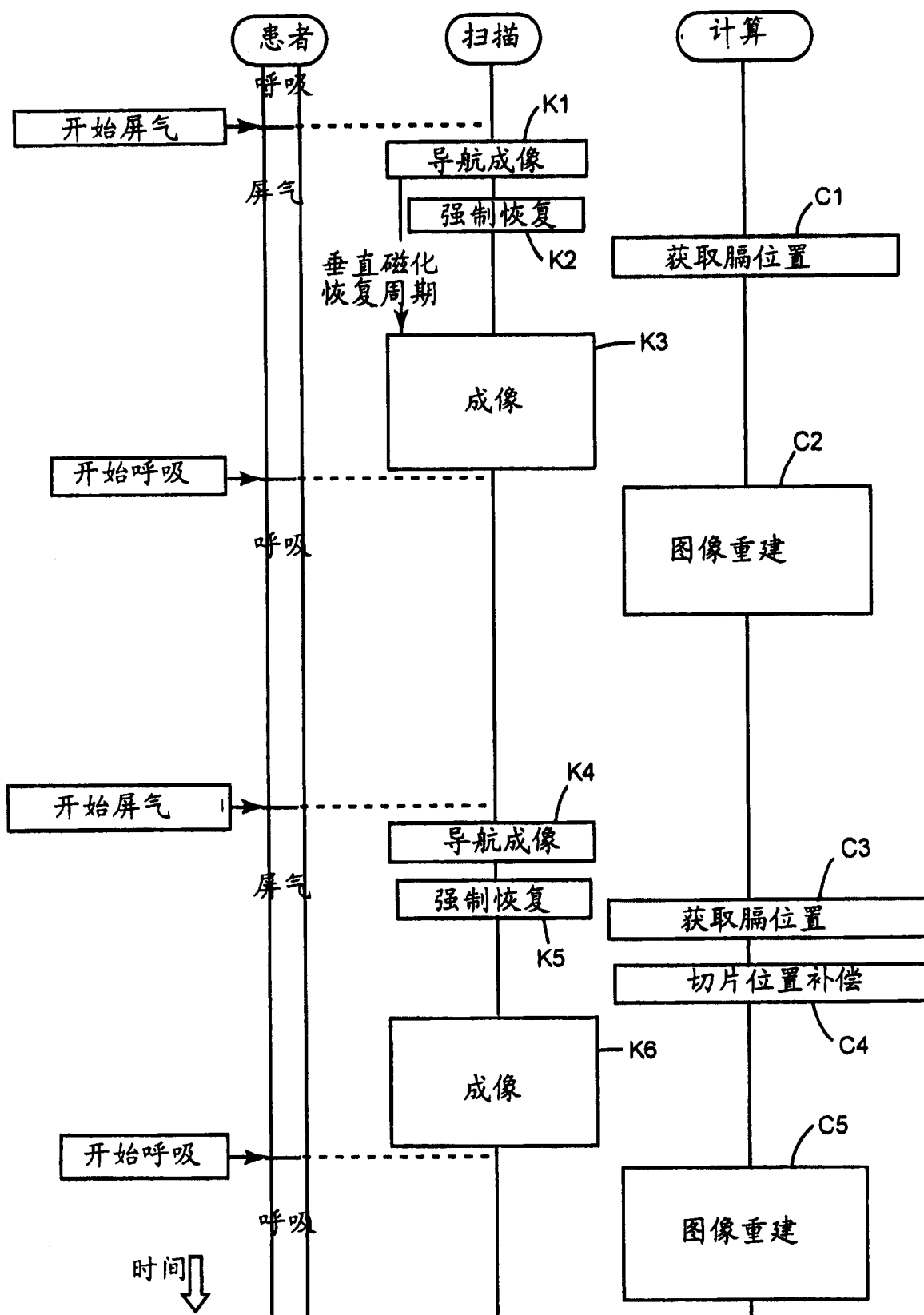


图 3

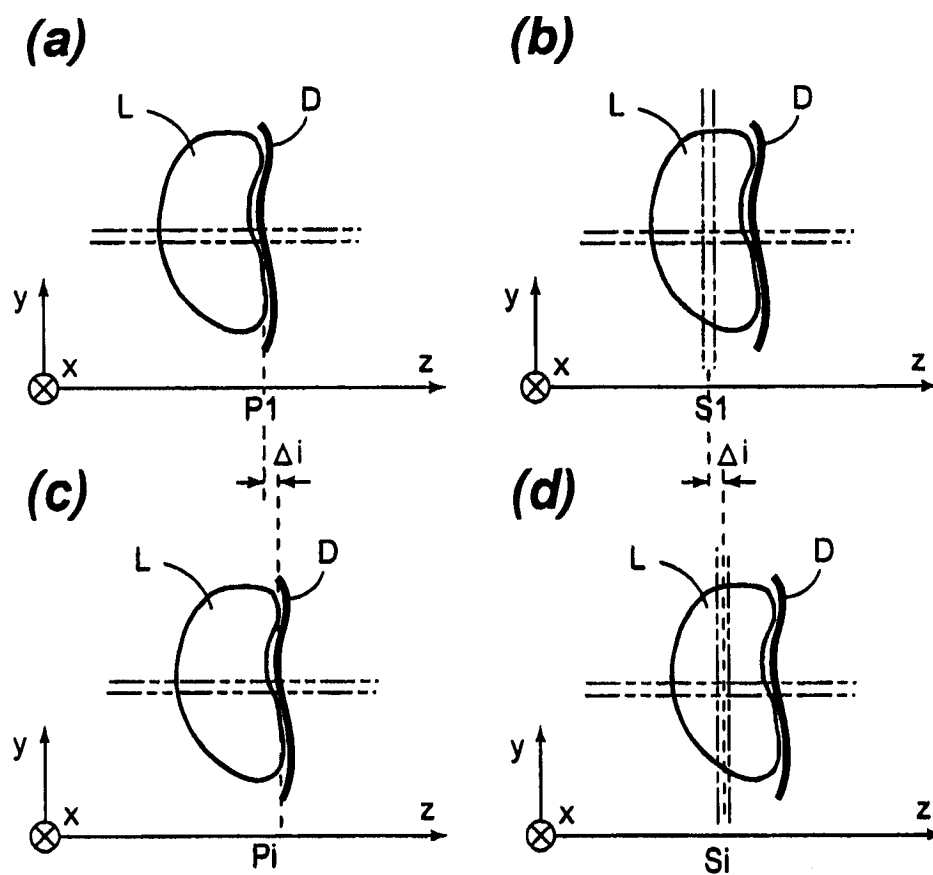


图 4