

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G06F 19/00 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310114875.6

[45] 授权公告日 2007 年 7 月 4 日

[11] 授权公告号 CN 1324514C

[22] 申请日 2003.11.11

[21] 申请号 200310114875.6

[30] 优先权

[32] 2002.11.11 [33] JP [31] 326198/02

[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 加藤生 桥本浩

[56] 参考文献

US6012458A 2000.1.11

JP200245360A 2002.2.12

JP2001-252268A 2001.9.18

JP2002-325348A 2002.11.8

CN1257694A 2000.6.28

审查员 杨小明

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 王 岳 梁 永

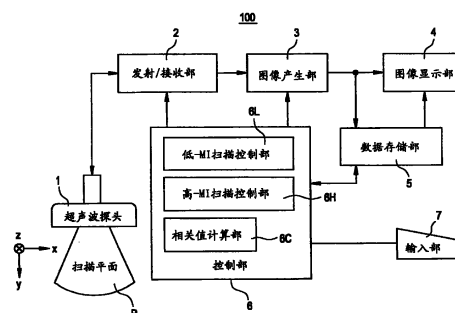
权利要求书 3 页 说明书 17 页 附图 20 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

甚至对于超声波探头的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域,出于在适当的扫描平面距离处获取对比度增强的图像的三维数据这一目的,一种超声波诊断装置包括:基于从一个扫描平面所取得的被接收数据用于产生图像的图像产生部(3);用于计算图像之间相关值的相关值计算部(6C);低-MI扫描控制部(6L),其利用不足以打破造影剂的低MI值重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值;以及高-MI扫描控制部(6H),当所述相关值变成小于所述阈值时,其利用足以打破造影剂的高MR值用于捕捉一个图像且用于将控制返回到所述低-MI扫描控制部(6L)。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头;

用于驱动所述超声波探头来利用超声波束以平面方式扫描受检者内部的发射/接收设备;

基于从一个扫描平面所取得的被接收数据产生图像的图像产生设备;

用于计算图像之间相关值的相关值计算设备;

监视扫描控制设备,其利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值;以及

成像扫描控制设备,当相关值变成小于阈值时,其利用处于足以打破造影剂水平的超声波束捕捉一个图像且将控制返回到所述监视扫描控制设备。

2. 根据权利要求 1 的超声波诊断装置,其中所述装置包括用于获取时间间隔的成像扫描时间间隔采集设备,在所述时间间隔所述成像扫描控制设备进行图像捕捉;以及在所述时间间隔的一次采集之后,所述成像扫描控制设备利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述时间间隔进行图像捕捉,而没有将控制返回到所述监视扫描控制设备。

3. 根据权利要求 2 的超声波诊断装置,其中在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述时间间隔进行 M 次图像捕捉,而没有将控制返回到所述监视扫描控制设备之后,所述成像扫描控制设备将控制返回到所述监视扫描控制设备,其中 $M > 1$ 。

4. 根据权利要求 1 的超声波诊断装置,其中所述装置包括用于获取时间间隔的成像扫描时间间隔采集设备,在所述时间间隔所述成像扫描控制设备进行图像捕捉;以及在所述时间间隔的 N 次采集之后,所述成像扫描控制设备利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述时间间隔的平均值或最大值进行图像捕捉,而没有将控制返回到所述监视扫描控制设备,其中 $N > 2$ 。

5. 根据权利要求 4 的超声波诊断装置,其中在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述时间间隔的平均值或最大值进行 M 次

图像捕捉, 而没有将控制返回到所述监视扫描控制设备之后, 所述成像扫描控制设备将控制返回到所述监视扫描控制设备, 其中 $M \geq 1$.

6. 一种超声波诊断装置, 包括:

超声波探头;

用于探测所述超声波探头位置的超声波探头位置探测设备;

用于驱动所述超声波探头来利用超声波束以平面方式重复地扫描受检者内部的发射/接收设备;

基于从一个扫描平面所取得的被接收数据产生图像的图像产生设备;

用于计算图像之间相关值的相关值计算设备;

监视扫描控制设备, 利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值;

成像扫描控制设备, 当相关值变成小于阈值时, 其利用处于足以打破造影剂水平的超声波束捕捉一个图像且将控制返回到所述监视扫描控制设备; 以及

用于获取扫描平面距离的成像扫描平面距离采集设备, 其中以所述扫描平面距离所述成像扫描控制设备利用所述超声波探头位置探测设备进行图像捕捉;

其中在采集到一次扫描平面距离之后, 所述成像扫描控制设备利用处于足以打破造影剂水平的超声波束以所述扫描平面距离进行图像捕捉, 而没有将控制返回到所述监视扫描控制设备。

7. 根据权利要求 6 的超声波诊断装置, 其中在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束以所述扫描平面距离进行 M 次图像捕捉, 而没有将控制返回到所述监视扫描控制设备之后, 所述成像扫描控制设备将控制返回到所述监视扫描控制设备, 其中 $M \geq 1$.

8. 一种超声波诊断装置, 包括:

超声波探头;

用于探测所述超声波探头位置的超声波探头位置探测设备;

用于驱动所述超声波探头来利用超声波束以平面方式重复地扫描受检者内部的发射/接收设备;

基于从一个扫描平面所取得的被接收数据产生图像的图像产生设备;

用于计算图像之间相关值的相关值计算设备;

监视扫描控制设备,利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值;

成像扫描控制设备,当相关值变成小于阈值时,其利用处于足以打破造影剂水平的超声波束捕捉一个图像且将控制返回到所述监视扫描控制设备; 以及

用于获取扫描平面距离的成像扫描平面距离采集设备,以所述扫描平面距离所述成像扫描控制设备通过所述超声波探头位置探测设备进行图像捕捉;

其中在扫描平面距离的 N 次 采集之后,所述成像扫描控制设备利用处于足以打破造影剂水平的超声波束以所述扫描平面距离的平均值或最大值进行图像捕捉,而没有将控制返回到所述监视扫描控制设备,其中 $N \geq 2$ 。

9. 根据权利要求 8 的超声波诊断装置,其中在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束以所述扫描平面距离的平均值或最大值进行 M 次图像捕捉,而没有将控制返回到所述监视扫描控制设备之后,所述成像扫描控制设备将控制返回到所述监视扫描控制设备,其中 $M \geq 1$ 。

10. 根据任何一项权利要求 1、6 和 8 的超声波诊断装置,进一步包括:用于在正交于扫描平面的方向上以恒定速度移动所述超声波探头的超声波探头移动设备。

11. 根据任何一项权利要求 1、6 和 8 的超声波诊断装置,其中所述监视扫描控制设备和所述成像扫描控制设备进行 B-模式扫描。

12. 根据任何一项权利要求 1、6 和 8 的超声波诊断装置,其中所述监视扫描控制设备进行 B-模式扫描,以及所述成像扫描控制设备进行 CFM、PDI、谐波成像或对比度应用扫描。

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置，且更具体地涉及一种在适当的扫描平面距离处可以获取对比度增强的图像的三维数据的超声波诊断装置。

背景技术

传统的超声波诊断装置通过交替地利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描以及利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描来捕捉对比度增强的图像（例如见专利文件1）。

此外，另一传统的超声波诊断装置通过当操作者正在正交于扫描平面的方向上移动超声波探头时获取在顺序邻近的扫描平面上的图像来获取三维数据（例如见专利文件2）。

此外，另一个传统的超声波诊断装置采用传感器，用于在采集三维数据期间探测超声波探头的位置（例如，见专利文件3）。

[专利文件1]

日本专利申请公开号 2002-045360

[专利文件2]

日本专利申请公开号 2002-325348

[专利文件3]

日本专利申请公开号 2001-252268

如果传统技术被加以组合，则可以获取对比度增强的图像的三维数据。

然而，如果相邻扫描平面之间的距离对于获取三维数据而言太小，甚至在当前扫描平面内的造影剂被先前扫描所打破，则由于用于捕捉对比度增强的图像的超声波束处于足以打破造影剂的水平，所以不可能取得对比度增强的图像的良好三维数据。另一方面，如果相邻扫描平面之间的距离对于获取三维数据而言太大，则尽管在当前扫描平面内的造影剂被防止被先前扫描所打破，但是在正交于扫描平面的方向上三维数据密度仍变得不够。

在传统技术中，使用适当的扫描平面距离来获取对比度增强的图

像的三维数据是困难的。

发明内容

因此本发明的目的是提供一种在适当的扫描平面距离处可以获取对比度增强的图像的三维数据的超声波诊断装置。

在其第一方面，本发明提供一种超声波诊断装置，所述装置的特征在于包括：超声波探头；用于驱动所述超声波探头来利用超声波束以平面方式扫描受检者内部的发射/接收装置；基于从一个扫描平面所取得的被接收数据用于产生图像的图像产生装置；用于计算图像之间相关值的相关值计算装置；监视扫描控制装置，其利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束用于重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值；以及成像扫描控制装置，当相关值变成小于阈值时，其利用处于足以打破造影剂水平的超声波束用于捕捉一个图像且用于将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在这个配置中，“初始图像”是在控制已经被传递到监视扫描控制装置之后所获取的第一图像。即，当控制被从成像扫描控制装置返回到监视扫描控制装置时，初始图像是其后所获取的第一图像。

在所述第一方面的超声波诊断装置中，当操作者以相对低的速度在正交于扫描平面的方向上移动超声波探头时，因为当离初始扫描平面的距离太小时图像之间的相关值大于阈值，所以利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描。因此，造影剂被防止受到打破。当离初始扫描平面的距离达到一适当的值，且图像之间的相关值变成小于阈值时，则利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描。因此，即使对于超声波探头的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域，也可以在适当的扫描平面距离处获取对比度增强的图像的三维数据。

此外，通过修改阈值可以调节扫描平面距离（即在正交于扫描平面方向上的三维数据密度）。

在其第二方面，本发明提供具有上述所提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：所述装置包括用于获取时间间隔的成像扫描时间间隔采集装置，在所述时间间隔所述成像扫描控制装置进行图像捕捉；以及在所述时间间隔的一次采集之后，所述成像扫描控制装置利用处

于足以打破造影剂水平的超声波束在所述时间间隔进行图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第二方面的超声波诊断装置中，在已经获取一次时间间隔之后，不利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束而利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所获取的时间间隔进行图像捕捉；且因此，并不是经常地需要相关值的计算，由此简化了处理。

在其第三方面，本发明提供具有上述所提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述时间间隔进行 M (≥ 1) 次图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置之后，所述成像扫描控制装置将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第三方面的超声波诊断装置中，过程返回到利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行图像捕捉且在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行 M 次图像捕捉之后计算相关值这样的处理；且因此，在三维数据的采集过程中所述时间间隔可以适当地被修正。

在其第四方面，本发明提供具有上述所提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：所述装置包括用于获取时间间隔的成像扫描时间间隔采集装置，在所述时间间隔所述成像扫描控制装置进行图像捕捉；以及在时间间隔的 N 次 (≥ 2) 采集之后，所述成像扫描控制装置利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述时间间隔的平均值或最大值进行图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第四方面的超声波诊断装置中，在已经获取了 N 次时间间隔之后，不利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束而利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述获取的时间间隔的平均值或最大值进行图像捕捉；且因此，并不经常需要相关值的计算，从而简化了处理。此外，由于使用了所获取的 N 次时间间隔的平均值或最大值，所以可靠性得到提高。

在其第五方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述时间间隔的平均值或最大值进行 M (≥ 1) 次图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置之后，所述成像扫描控制装置将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第五方面的超声波诊断装置中，过程返回到利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行图像捕捉且在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行 M 次图像捕捉之后计算相关值这样的处理；且因此，在三维数据的采集过程中所述时间间隔可以适当地被修正。

在其第六方面，本发明提供一种超声波诊断装置，其特征包括：超声波探头；用于探测所述超声波探头位置的超声波探头位置探测装置；用于驱动所述超声波探头来利用超声波束以平面方式重复地扫描受检者内部的发射/接收装置；基于从一个扫描平面所取得的被接收数据用于产生图像的图像产生装置；用于计算图像之间相关值的相关值计算装置；监视扫描控制装置，其利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束用于重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值；成像扫描控制装置，当相关值变成小于阈值时，其利用处于足以打破造影剂水平的超声波束用于捕捉一个图像且用于将控制返回到所述监视扫描控制装置；以及用于获取扫描平面距离的成像扫描平面距离采集装置，以所述扫描平面距离所述成像扫描控制装置利用所述超声波探头位置探测装置进行图像捕捉；其中在采集到一次扫描平面距离之后，所述成像扫描控制装置利用处于足以打破造影剂水平的超声波束以所述扫描平面距离进行图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在这个配置中，“初始图像”是在控制已经被传递到监视扫描控制装置之后所获取的第一图像。即，当控制被从成像扫描控制装置返回到监视扫描控制装置时，初始图像是其后所获取的第一图像。

在所述第六方面的超声波诊断装置中，当操作者以相对低的速度在正交于扫描平面的方向上移动超声波探头时，因为当离初始扫描平面的距离太小时图像之间的相关值大于阈值，所以利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描。因此，造影剂被防止受到打破。当离初始扫描平面的距离达到一适当的值，且图像之间的相关值变成小于阈值时，则利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描。因此，即使对于超声波探头的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域，也可以在适当的扫描平面距离处获取对比度增强的图像的三维数据。

在已经获取一次扫描平面距离之后，不利用处于不足以打破造影

剂水平的超声波束而利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所获取的扫描平面距离处进行图像捕捉；且因此，并不是经常地需要相关值的计算，由此简化了处理。

此外，通过修改阈值可以调节扫描平面距离（即在正交于扫描平面方向上的三维数据密度）。

在其第七方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束以所述扫描平面距离进行 M (≥ 1) 次图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置之后，所述成像扫描控制装置将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第七方面的超声波诊断装置中，过程返回到利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行图像捕捉且在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行 M 次图像捕捉之后计算相关值这样的处理；且因此，在三维数据的采集过程中所述时间间隔可以适当地被修正。

在其第八方面，本发明提供一种超声波诊断装置，其特征在于包括：超声波探头；用于探测所述超声波探头位置的超声波探头位置探测装置；用于驱动所述超声波探头来利用超声波束以平面方式重复地扫描受检者内部的发射/接收装置；基于从一个扫描平面所取得的被接收数据用于产生图像的图像产生装置；用于计算图像之间相关值的相关值计算装置；监视扫描控制装置，其利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束用于重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值；成像扫描控制装置，当相关值变成小于阈值时，其利用处于足以打破造影剂水平的超声波束用于捕捉一个图像且用于将控制返回到所述监视扫描控制装置；以及用于获取扫描平面距离的成像扫描平面距离采集装置，其中以所述扫描平面距离所述成像扫描控制装置通过所述超声波探头位置探测装置进行图像捕捉；其中所述扫描平面距离的 N 次 ($N \geq 2$) 采集之后，所述成像扫描控制装置利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述扫描平面距离的平均值或最大值进行图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在这个配置中，“初始图像”是在控制已经被传递到监视扫描控制装置之后所获取的第一图像。即，当控制被从成像扫描控制装置返回到监视扫描控制装置时，初始图像是其后所获取的第一图像。

在所述第八方面的超声波诊断装置中，当操作者以相对低的速度在正交于扫描平面的方向上移动超声波探头时，因为当离初始扫描平面的距离太小时图像之间的相关值大于阈值，所以利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描。因此，造影剂被防止受到打破。当离初始扫描平面的距离达到一适当的值，且图像之间的相关值变成小于阈值时，则利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描。因此，即使对于超声波探头的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域，也可以在适当的扫描平面距离处获取对比度增强的图像的三维数据。

在已经获取 N 次扫描平面距离之后，不利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束而利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所获取的扫描平面距离的平均值或最大值进行图像捕捉；且因此，并不是经常地需要相关值的计算，由此简化了处理。此外，由于使用了所获取的 N 次时间间隔的平均值或最大值，所以可靠性得到提高。

此外，通过修改阈值可以调节扫描平面距离（即在正交于扫描平面方向上的三维数据密度）。

在其第九方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述扫描平面距离的平均值或最大值进行 M (≥ 1) 次图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置之后，所述成像扫描控制装置将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第九方面的超声波诊断装置中，过程返回到利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行图像捕捉且在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行 M 次图像捕捉之后计算相关值这样的处理；且因此，在三维数据的采集过程中所述时间间隔可以适当地被修正。

在其第十方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于包括：用于在正交于扫描平面的方向上以恒定速度移动所述超声波探头的超声波探头移动装置。

在所述第十方面的超声波诊断装置中，所述超声波探头可以自动地在正交于扫描平面的方向上被移动。因此，甚至对于不同的受检者或被成像区域，可以以适当的扫描平面距离获取对比度增强的图像的三维数据，而同时维持超声波探头的恒定移动速度。

在其第十一方面，本发明提供一种超声波诊断装置，所述装置的特征在于包括：两维阵列的超声波探头；发射/接收装置，其用于驱动所述两维阵列的超声波探头来利用超声波束以平面方式顺序地重复扫描受检者的内部以及随后在预先定义的距离处重复扫描与先前扫描平面相邻的扫描平面；基于从一个扫描平面所取得的被接收数据用于产生图像的图像产生装置；用于计算图像之间相关值的相关值计算装置；监视扫描控制装置，其利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束用于重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值；以及成像扫描控制装置，当相关值变成小于阈值时，其利用处于足以打破造影剂水平的超声波束用于捕捉一个图像且用于将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在这个配置中，“初始图像”是在控制已经被传递到监视扫描控制装置之后所获取的第一图像。即，当控制被从成像扫描控制装置返回到监视扫描控制装置时，初始图像是其后所获取的第一图像。

在所述第十一方面的超声波诊断装置中，当在扫描平面之间相对小的距离处重复图像捕捉时，因为当离初始扫描平面的距离太小时图像之间的相关值大于阈值，所以利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描。因此，造影剂被防止受到打破。当离初始扫描平面的距离达到一适当的值，且图像之间的相关值变成小于阈值时，则利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行扫描。因此，即使对于不同的受检者或被成像区域，也可以在适当的扫描平面距离处获取对比度增强的图像的三维数据，而同时维持恒定的扫描平面距离。

此外，通过修改阈值可以调节扫描平面距离。即可以调节在正交于扫描平面方向上的三维数据密度。

在其第十二方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：所述装置包括用于获取扫描平面距离的成像扫描平面距离采集装置，以所述扫描平面距离所述成像扫描控制装置进行图像捕捉；且在采集一次扫描平面距离之后，所述成像扫描控制装置利用处于足以打破造影剂水平的超声波束以所述扫描平面距离进行图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第十二方面的超声波诊断装置中，在已经获取一次时间间隔之后，不利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束而利用处于足

以打破造影剂水平的超声波束在所获取的扫描平面距离处进行图像捕捉；且因此，并不是经常地需要相关值的计算，由此简化了处理。

在其第十三方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束以所述扫描平面距离进行 M (≥ 1) 次图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置之后，所述成像扫描控制装置将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第十三方面的超声波诊断装置中，过程返回到利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行图像捕捉且在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束进行 M 次图像捕捉之后计算相关值这样的处理；且因此，在三维数据的采集过程中所述时间间隔可以适当地被修正。

在其第十四方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：所述装置包括用于获取扫描平面距离的成像扫描平面距离采集装置，以所述扫描平面距离所述成像扫描控制装置进行图像捕捉；且在扫描平面距离的 N 次 ($N \geq 2$) 采集之后，所述成像扫描控制装置利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述扫描平面距离的平均值或最大值进行图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第十四方面的超声波诊断装置中，在已经获取 N 次时间间隔之后，不利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束而利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所获取时间间隔的平均值或最大值进行图像捕捉；且因此，并不是经常地需要相关值的计算，由此简化了处理。此外，因为使用所获取的 N 次时间间隔的平均值或最大值，所以可靠性得到提高。

在其第十五方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：在利用处于足以打破造影剂水平的超声波束在所述扫描平面距离的平均值或最大值进行 M (≥ 1) 次图像捕捉，而没有将控制返回到所述监视扫描控制装置之后，所述成像扫描控制装置将控制返回到所述监视扫描控制装置。

在所述第十五方面的超声波诊断装置中，过程返回到利用处于不足以打破造影剂水平的超声波束进行图像捕捉且在利用处于足以打破

造影剂水平的超声波束进行 M 次图像捕捉之后计算相关值这样的处理，在三维数据的采集过程中所述时间间隔可以适当地被修正。

在其第十六方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：所述监视扫描控制装置和所述成像扫描控制装置进行 B-模式扫描。

在所述第十六方面的超声波诊断装置中，在适当的扫描平面距离处可以获取 B-模式对比度增强的图像的三维数据。

在其第十七方面，本发明提供具有上述提到配置的超声波诊断装置，其特征在于：所述监视扫描控制装置进行 B-模式扫描；且所述成像扫描控制装置进行 CFM（色流映射）、PDI（功率多普勒成像）、谐波成像（harmonic imaging）、或对比度应用扫描。

在所述第十七方面的超声波诊断装置中，在适当的扫描平面距离处可以通过 CFM、PDI、谐波成像如相位转换或对比度应用获取对比度增强的图像的三维数据。

根据本发明的超声波诊断装置，甚至对于超声波探头的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域，可以在适当的扫描平面距离处获取对比度增强的图像的三维数据。

从如所附附图所示例的对本发明优选实施例的下述说明中，本发明的进一步目的及优点将显而易见。

附图说明

图 1 是示出根据第一实施例的超声波诊断装置的配置图。

图 2 是示出通过根据第一实施例的超声波诊断装置所进行的对比度增强的三维数据采集处理的流程图。

图 3 是示出对应于初始图像的扫描平面的位置说明图。

图 4 是示出对应于初始图像和当前图像的扫描平面的位置说明图。

图 5 是示出利用高 MI 值所扫描的扫描平面的位置说明图。

图 6 是示出对应于新初始图像的扫描平面的位置说明图。

图 7 是示出利用高 MI 值所扫描的扫描平面距离的说明图。

图 8 是示出对比度增强的三维数据的概念简图。

图 9 是示出通过根据第二实施例的超声波诊断装置所进行的对比

度增强的三维数据采集处理的流程图。

图 10 是示出通过根据第三实施例的超声波诊断装置所进行的对比度增强的三维数据采集处理的流程图。

图 11 是示出根据第四实施例的超声波诊断装置的配置图。

图 12 是示出通过根据第四实施例的超声波诊断装置所进行的对比度增强的三维数据采集处理的流程图。

图 13 是示出根据第五实施例的超声波诊断装置的配置图。

图 14 是示出通过根据第五实施例的超声波诊断装置所进行的对比度增强的三维数据采集处理的流程图。

图 15 是示出对应于初始图像的扫描平面的位置说明图。

图 16 是示出对应于初始图像和当前图像的扫描平面的位置说明图。

图 17 是示出利用高 MI 值所扫描的扫描平面的位置说明图。

图 18 是示出对应于新初始图像的扫描平面的位置说明图。

图 19 是示出利用高 MI 值所扫描的扫描平面距离的说明图。

图 20 是示出对比度增强的三维数据的概念简图。

具体实施方式

现在参考所附附图中所示的实施例，将对本发明进行更详细的说明。

-第一实施例-

图 1 是示出根据第一实施例的超声波诊断装置的配置图。

超声波诊断装置 100 包括超声波探头 1、用于驱动超声波探头 1 来利用超声波束以平面方式扫描受检者内部的发射/接收部 2、基于从一个扫描平面所取得的被接收数据用于产生图像的图像产生部 3、用于显示图像的图像显示部 4、用于存储图像和三维数据的数据存储部 5、用于控制全面操作的控制部 6、以及由操作者所使用用来规定阈值且发出指令的输入部 7。

控制部 6 包括：负责以不足以打破造影剂的低 MI（机械指数）值进行扫描的低-MI 控制部 6L、负责以足以打破造影剂的高 MI 值进行扫描的高-MI 扫描控制部 6H、以及用于计算图像之间相关值的相关值计

算部 6C。

MI 值是由参考声压 1 Mpa 所归一化的在声轴上的负最大峰声压。

图 2 是示出由超声波诊断装置 100 所进行的对比度增强的三维数据采集处理的第一实例的流程图。

操作者将造影剂注入进受检者、将超声波探头 1 靠放在受检者上、启动对比度增强的三维数据采集处理、且随后在正交于其扫描平面（x-y 平面）的方向（z-方向）上缓慢地移动超声波探头 1。

在步骤 S1，低-MI 扫描控制部 6L 以不足以打破造影剂的低 MI 值进行 B-模式扫描、图像产生部 3 产生 B-模式图像、以及数据存储部 5 将所述 B-模式图像作为初始图像存储。

图 3 示出对应于所述初始图像的扫描平面 p1 的位置。

在步骤 S2，低-MI 扫描控制部 6L 等待一预先确定的时间、以不足以打破造影剂的低 MI 值进行 B-模式扫描、图像产生部 3 产生 B-模式图像、以及数据存储部 5 将所述 B-模式图像作为当前图像而存储。

在步骤 S3，相关计算部 6C 计算初始图像与当前图像之间的相关值。

在步骤 S4，如果所述相关值不小于阈值，则低-MI 扫描控制部 6L 返回到步骤 S2，以及如果所述相关值小于所述阈值，则前进到步骤 S5。

如图 4(a) 所示，当对应于初始图像的扫描平面 p1 的位置及对应于当前图像的扫描平面 p2 的位置彼此靠近时，相关值不小于阈值，且过程返回到步骤 S2。

如图 4(b) 所示，当对应于初始图像的扫描平面 p1 的位置及对应于当前图像的扫描平面 p2 的位置被适当分开时，相关值小于阈值，且过程前进到步骤 S5。

在步骤 S5，高-MI 扫描控制部 6H 以足以打破造影剂的高 MI 值进行 B-模式、CFM 或 PDI 扫描，图像产生部 3 产生 B-模式、CFM 或 PDI 图像，以及数据存储部 5 将 B-模式、CFM 或 PDI 图像作为对比度增强的三维数据的原始数据进行存储。

图 5 示出利用高 MI 值所扫描的扫描平面 P1 的位置。

在步骤 S11，如果未发布终止采集的命令，则控制部 6 指令数据存储部 5 将通过低-MI 扫描控制部 6L 由下一个扫描所产生的图像作为当前图像进行存储、并且返回到步骤 S1。如果发布终止采集的命令，则

过程终止。

图 6 示出在返回步骤 S1 之后对应于新初始图像的扫描平面 p1 的位置。

作为所述过程的结果，如图 7 所示，甚至对于超声波探头 1 的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域，在适当的距离处扫描平面 P1、P2、P3、... 可以进行高-MI 扫描。

因此，数据存储部 5 可以适宜地获取如图 8 所示的对比度增强的三维数据 TD。

此外，通过修改阈值可以调节扫描平面 P1、P2、P3、...（即在正交于扫描平面的方向上对比度增强的三维数据 TD 的密度）之间的距离。

-第二实施例-

图 9 是示出通过根据超声波诊断装置 100 所进行的对比度增强的三维数据采集处理的第二实例的流程图。

在这个处理中所使用的重复数目 $n (\geq 1)$ 由操作者事先加以规定。

在步骤 S0，控制部 6 将重复计数器初始化为 $k=0$ 。

步骤 S1-S5 类似于第一实施例中所说明的那些步骤。

在步骤 S6，如果未成立 $k \geq n+1$ ，则控制部 6 前进到步骤 S7，且如果成立 $k \geq n+1$ 则前进到步骤 S8。

在步骤 S7，控制部 6 递增重复计数器 k 。然后过程返回到步骤 S1。

在步骤 S8，控制部 6 取得时间间隔的平均值（或最大值），其中在所述时间间隔的平均值（或最大值）以高 MI 值获取图像。如果已经规定 $n=1$ ，则仅获取了一个时间间隔，且它被用做平均值（或最大值）。

在步骤 S10，高-MI 扫描控制部 6H 在步骤 S8 中所获取的时间间隔的平均值（或最大值）以高 MI 值进行 B-模式、CFM 或 PDI 扫描，图像产生部 3 产生 B-模式、CFM 或 PDI 图像，以及数据存储部 5 将 B-模式、CFM 或 PDI 图像作为对比度增强的三维数据的原始数据进行存储。

在步骤 S11，如果未发布终止采集的命令，则控制部 6 返回到步骤 S10。如果发布终止采集的命令，则过程终止。

作为所述过程的结果，由于在适当的扫描平面距离高-MI 扫描得以进行，所以甚至对于超声波探头 1 的不同移动速度或对于不同的受检

者或被成像区域，可以适宜地获取对比度增强的三维数据。此外，由于相关计算仅针对头 n 次被加以进行，所以处理负荷被减轻。

-第三实施例-

图 10 是示出通过超声波诊断装置 100 所进行的对比度增强的三维数据采集处理的第三实施例的流程图。

在这个处理中所使用的重复数量 n (≥ 1) 和 M (≥ 1) 由操作者事先加以规定。

步骤 S0-S8 类似于第二实施例中所说明的那些步骤。

在步骤 S9 中，控制部 6 将重复计数器初始化为 $q=1$ 。

在步骤 S10 中，高-MI 扫描控制部 6H 在步骤 S8 中所获取的时间间隔的平均值（或最大值）以高 MI 值进行 B-模式、CFM 或 PDI 扫描，图像产生部 3 产生 B-模式、CFM 或 PDI 图像，以及数据存储部 5 将 B-模式、CFM 或 PDI 图像作为对比度增强的三维数据的原始数据进行存储。

在步骤 S11，如果未发布终止采集的命令，则控制部 6 前进到步骤 S12。如果发布终止采集的命令，则过程终止。

在步骤 S12，如果未成立 $q \geq M$ ，则控制部 6 前进到步骤 S13，且如果成立 $q \geq M$ ，则返回到步骤 S0。

在步骤 S13，控制部 6 将重复计数器 q 递增。然后过程返回到步骤 S10。

作为所述过程的结果，由于在适当的扫描平面距离高-MI 扫描得以进行，所以甚至对于超声波探头 1 的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域，可以适宜地获取对比度增强的三维数据。此外，由于当利用高 MI 值进行 M 次扫描时并未进行相关计算，所以处理负荷被减轻。此外，所述过程返回到利用低 MI 值进行图像捕捉以及在利用高 MI 值进行 M 次扫描之后计算相关值这样的处理，且因此，在三维数据的采集过程中可适当地修正时间间隔。

-第四实施例-

图 11 是示出根据第四实施例的超声波诊断装置的配置图。

除了超声波探头 1 被提供有位置传感器 8 以外，超声波诊断装置

400基本上与根据第一实施例的超声波诊断装置100相同。

图12是示出通过根据超声波诊断装置400所进行的对比度增强的三维数据采集处理的流程图。

在步骤S0, 控制部6将重复计数器初始化为 $k=0$ 。

在步骤S1, 低-MI扫描控制部6L利用低MI值进行B-模式扫描、图像产生部3产生B-模式图像、以及数据存储部5将B-模式图像作为初始图像进行存储。

图3示出对应于所述初始图像的扫描平面p1的位置。

在步骤S2', 低-MI扫描控制部6L等待位置传感器8以探测离先前扫描平面的预先确定的距离、利用低MI值进行B-模式扫描、图像产生部3产生B-模式图像、以及数据存储部5将所述B-模式图像作为当前图像加以存储。

在步骤S3, 相关计算部6C计算初始图像与当前图像之间的相关值。

在步骤S4, 如果所述相关值不小于阈值, 则低-MI扫描控制部6L返回到步骤S2', 以及如果所述相关值小于所述阈值, 则前进到步骤S5。

在步骤S5, 高-MI扫描控制部6H利用高MI值进行B-模式、CFM或PDI扫描, 图像产生部3产生B-模式、CFM或PDI图像, 以及数据存储部5将B-模式、CFM或PDI图像作为对比度增强的三维数据的原始数据进行存储。

在步骤S6, 如果未成立 $k \geq n+1$, 则控制部6前进到S7, 以及如果成立 $k \geq n+1$ 则前进到步骤S8。

在步骤S7, 控制部将重复计数器 k 递增。随后所述过程返回到步骤S1。

在步骤S8', 控制部6取得扫描平面距离的平均值(或最大值), 其中在所述平均值(或最大值)利用高MI值捕捉图像。如果已经规定 $n=1$, 则仅获取一个扫描平面距离, 且它被用做平均值(或最大值)。

在步骤S9, 控制部6将重复计数器初始化为 $q=1$ 。

在步骤S10', 高-MI扫描控制部6H在步骤S8'中所获取的时间间隔的平均值(或最大值)以高MI值进行B-模式、CFM或PDI扫描, 图像产生部3产生B-模式、CFM或PDI图像, 以及数据存储部5将B-模

式、CFM 或 PDI 图像作为对比度增强的三维数据的原始数据进行存储。

在步骤 S11, 如果未发布终止采集的命令, 则控制部 6 前进到步骤 S12。如果发布终止采集的命令, 则过程终止。

在步骤 S12, 如果未成立 $q \geq M$, 则控制部 6 前进到步骤 S13, 以及如果成立 $q \geq M$, 则返回到步骤 S0。

在步骤 S13, 控制部 6 将重复计数器 q 递增。然后所述过程返回到步骤 S10'。

作为所述过程的结果, 由于在适当的扫描平面距离处高-MI 扫描得以进行, 所以甚至对于超声波探头 1 的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域, 可以适宜地获取对比度增强的三维数据。

虽然图 12 对应于图 10 被加以描绘, 但是它可以容易地被修改成对应于图 2 或 9。

-第五实施例-

图 13 是示出根据第五实施例的超声波诊断装置的配置图。

除了超声波诊断装置 500 包括二维阵列的超声波探头 10 和控制部 6' 以外, 它基本上与根据第一实施例的超声波诊断装置 100 相同, 其中所述控制部 6' 通过在正交于扫描平面的方向上像活板 (flap) 一样电子地移动扫描平面来改变扫描平面的位置。

图 14 是示出通过根据超声波诊断装置 500 所进行的对比度增强的三维数据采集处理的流程图。

操作者将造影剂注入进受检者、将超声波探头 10 靠放在受检者上、触发对比度增强的三维数据采集处理、且随后以预先确定的角距离沿着正交方向 (z -方向) 电子地移动超声波探头 10 的扫描平面 (x - y 平面)。

在步骤 S1, 低-MI 扫描控制部 6L 利用低 MI 值进行 B-模式扫描、图像产生部 3 产生 B-模式图像、以及数据存储部 5 将所述 B-模式图像作为初始图像加以存储。

图 15 示出对应于所述初始图像的扫描平面 $p1$ 的位置。

在步骤 S2'', 低-MI 扫描控制部 6L 将扫描平面变化到位于离先前平面一预先确定距离的扫描平面上、利用低 MI 值进行 B-模式扫描、图像产生部 3 产生 B-模式图像、以及数据存储部 5 将所述 B-模式图像作

为当前图像而存储。

在步骤 S3, 相关计算部 6C 计算初始图像与当前图像之间的相关值。

在步骤 S4, 如果所述相关值不小于阈值, 则低-MI 扫描控制部 6L 返回到步骤 S2'', 以及如果所述相关值小于所述阈值, 则前进到步骤 S5。

如图 16(a) 所示, 当对应于初始图像的扫描平面 p1 的位置及对应于当前图像的扫描平面 p2 的位置彼此靠近时, 相关值不小于阈值, 且过程返回到步骤 S2''。

如图 16(b) 所示, 当对应于初始图像的扫描平面 p1 的位置及对应于当前图像的扫描平面 pi 的位置被适当分开时, 相关值小于阈值, 且过程前进到步骤 S5。

在步骤 S5, 高-MI 扫描控制部 6H 利用高 MI 值进行 B-模式、CFM 或 PDI 扫描, 图像产生部 3 产生 B-模式、CFM 或 PDI 图像, 以及数据存储部 5 将 B-模式、CFM 或 PDI 图像作为对比度增强的三维数据的原始数据进行存储。

图 17 示出利用高 MI 值所扫描的扫描平面 P1 的位置。

在步骤 S11, 如果未发布终止采集的命令, 则控制部 6 通知数据存储部 5 将通过低-MI 扫描控制部 6L 由下一个扫描所产生的图像作为当前图像进行存储、并且返回到步骤 S1。如果发布终止采集的命令, 则过程终止。

图 18 示出在返回步骤 S1 之后对应于新初始图像的扫描平面 p1 的位置。

作为所述过程的结果, 如图 19 所示, 甚至对于不同的受检者或被成像区域, 在适当的距离处扫描平面 P1、P2、P3、... 可以进行高-MI 扫描。

因此, 数据存储部 5 可以适宜地获取如图 20 所示的对比度增强的三维数据 TD。

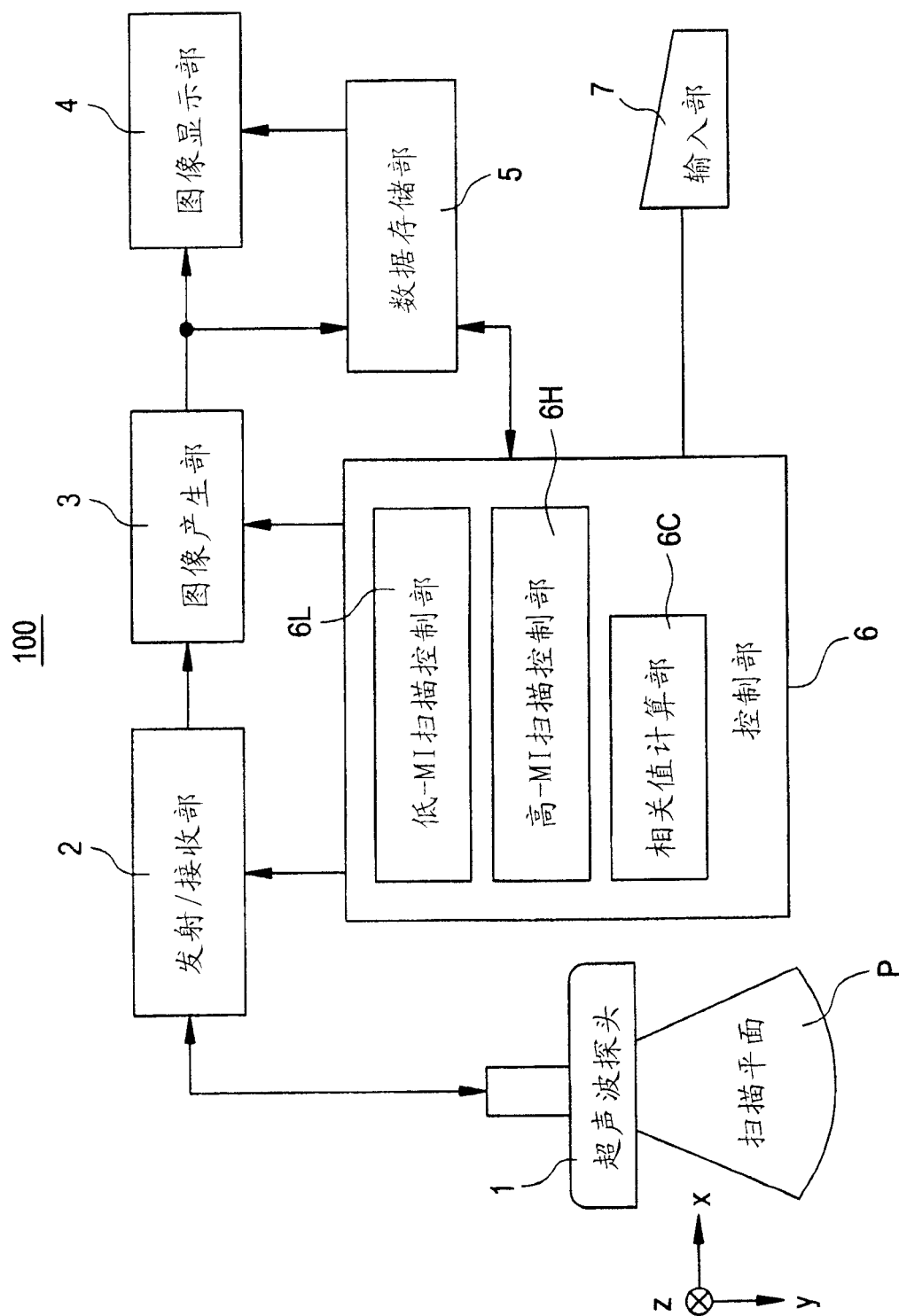
此外, 通过修改阈值可以调节扫描平面 P1、P2、... (即在正交于扫描平面的方向上对比度增强的三维数据 TD 的密度) 之间的距离。

虽然图 14 对应于图 2 被加以描绘, 但是它可以容易地被修改成对应于图 9、10 或 12。

-另一实施例-

虽然在第一至第四实施例中假设其中操作者在正交于扫描平面的方向上移动超声波探头 1 的情况，但是可以采用以恒定速度机械式地移动超声波探头 1 的超声波移动装置。

可配置本发明的许多广泛不同的实施例，而不偏离本发明的实质和范围。应该理解到除了在所附权利中所定义的那些除外，本发明并不局限于在技术规范中所说明的特定实施例。



一
[X]

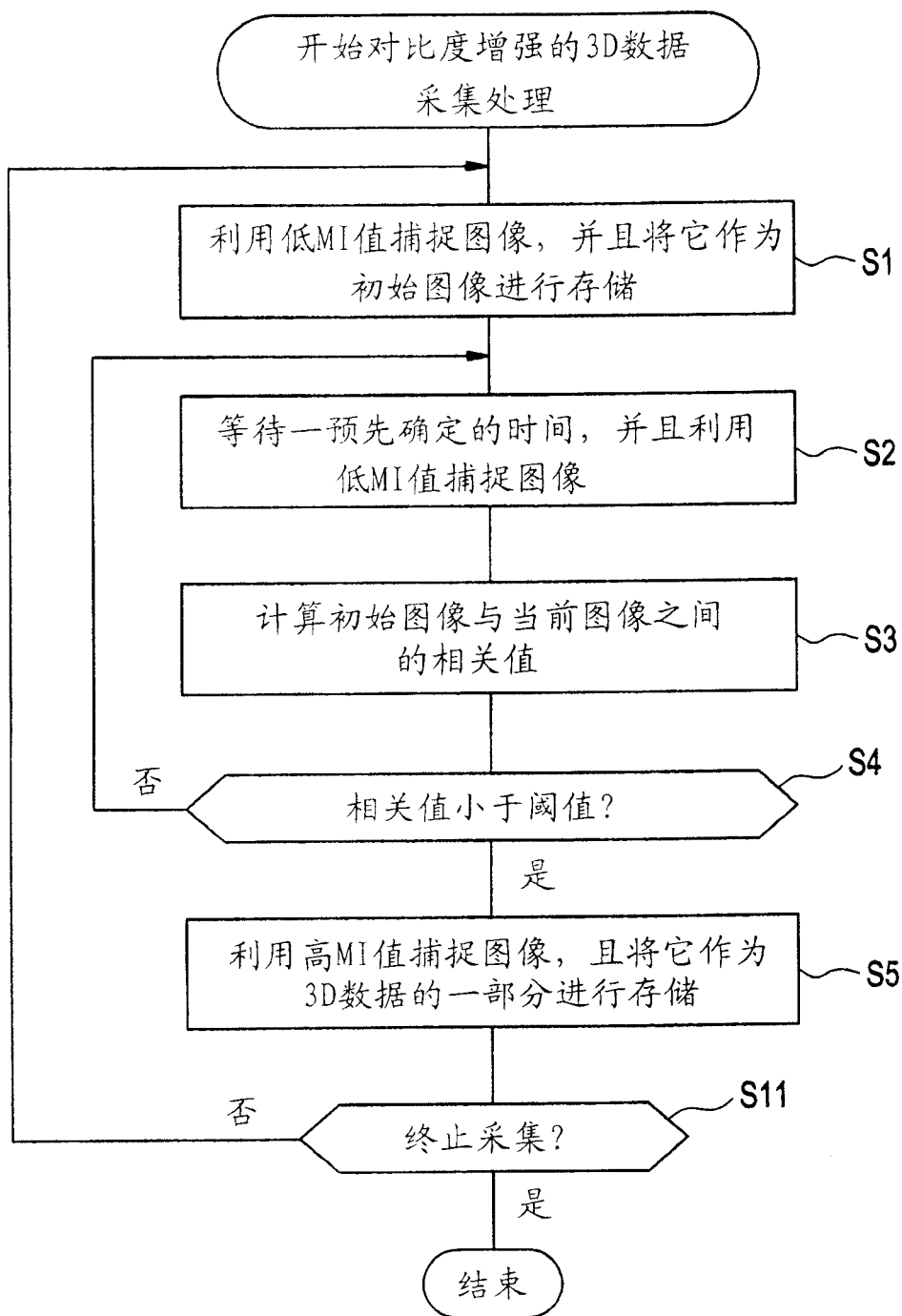


图 2

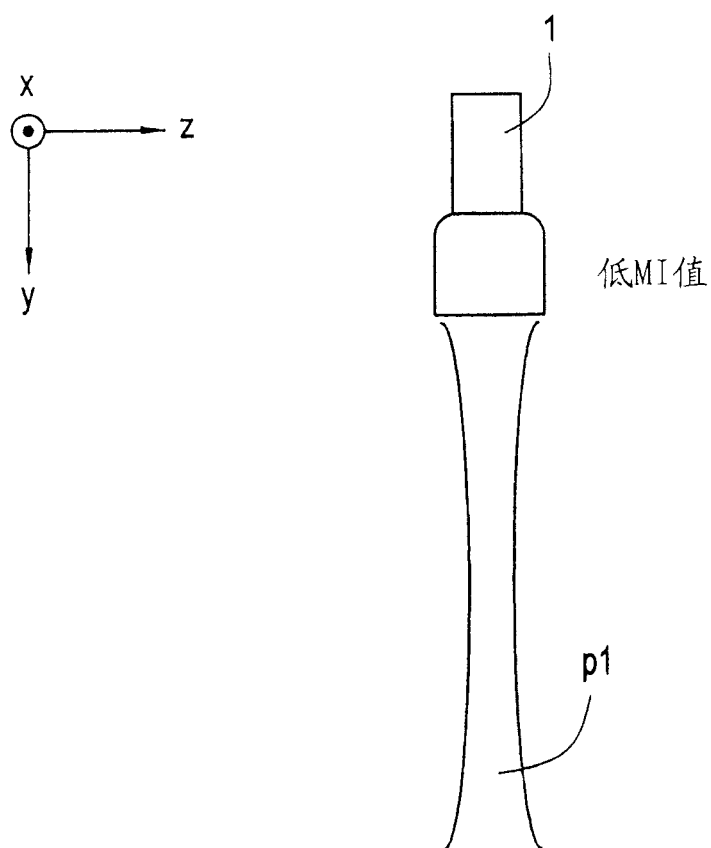


图 3

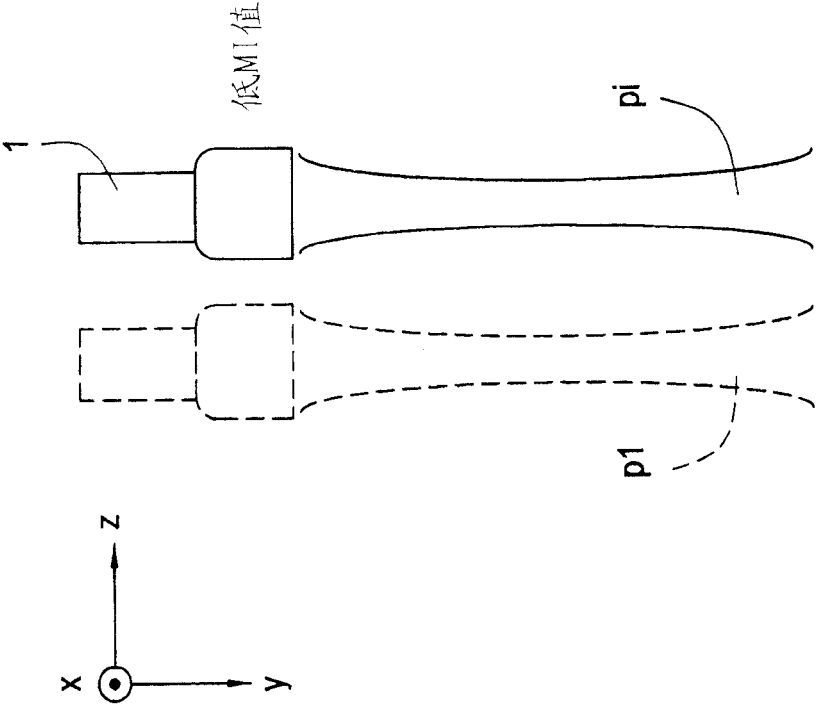


图 4B

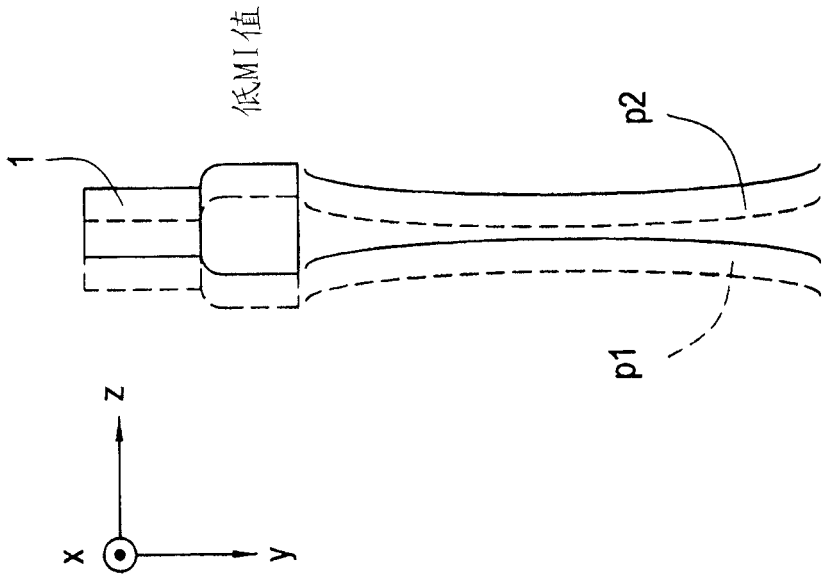


图 4A

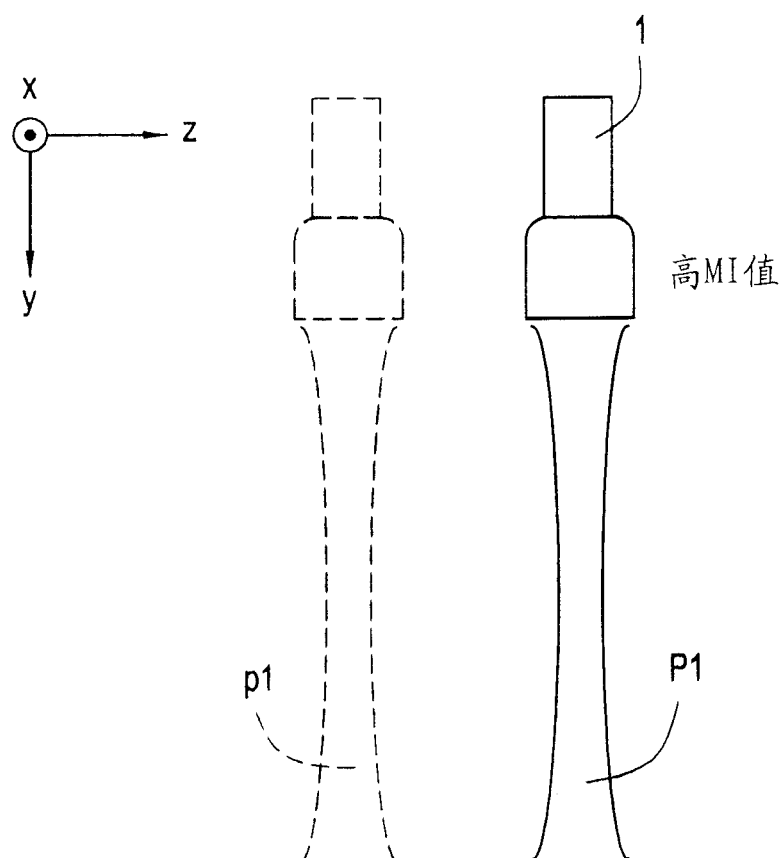


图 5

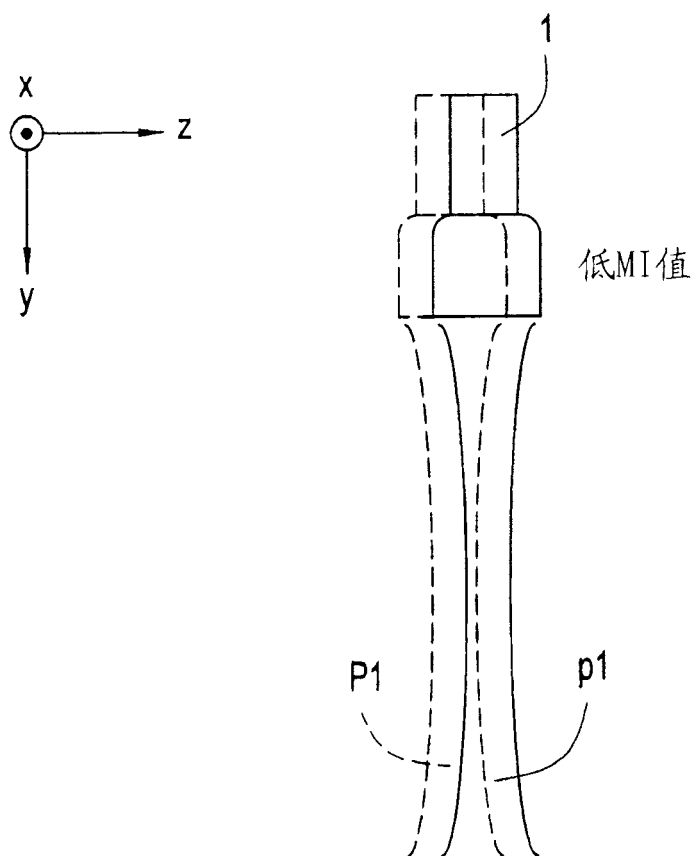


图 6

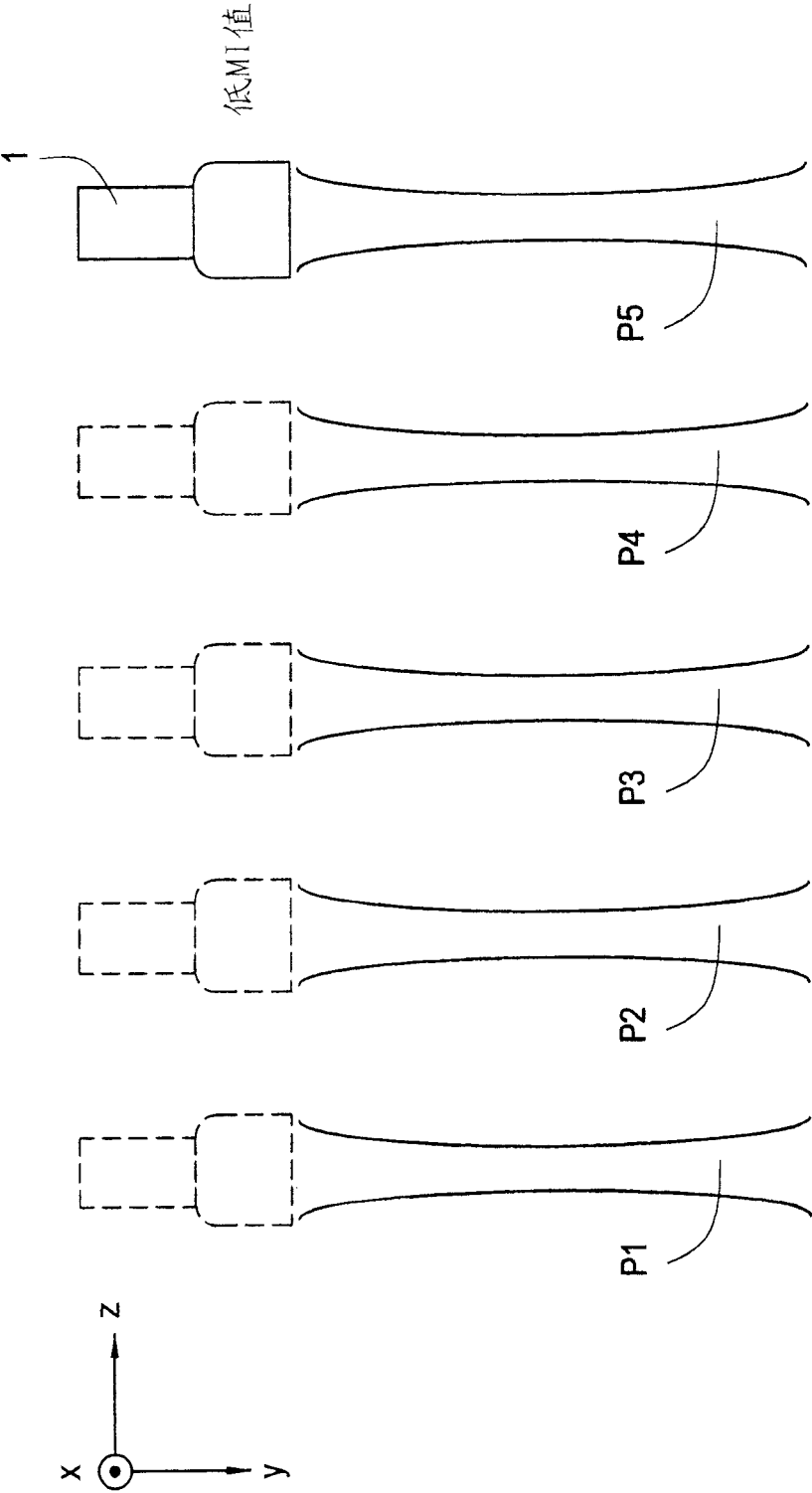
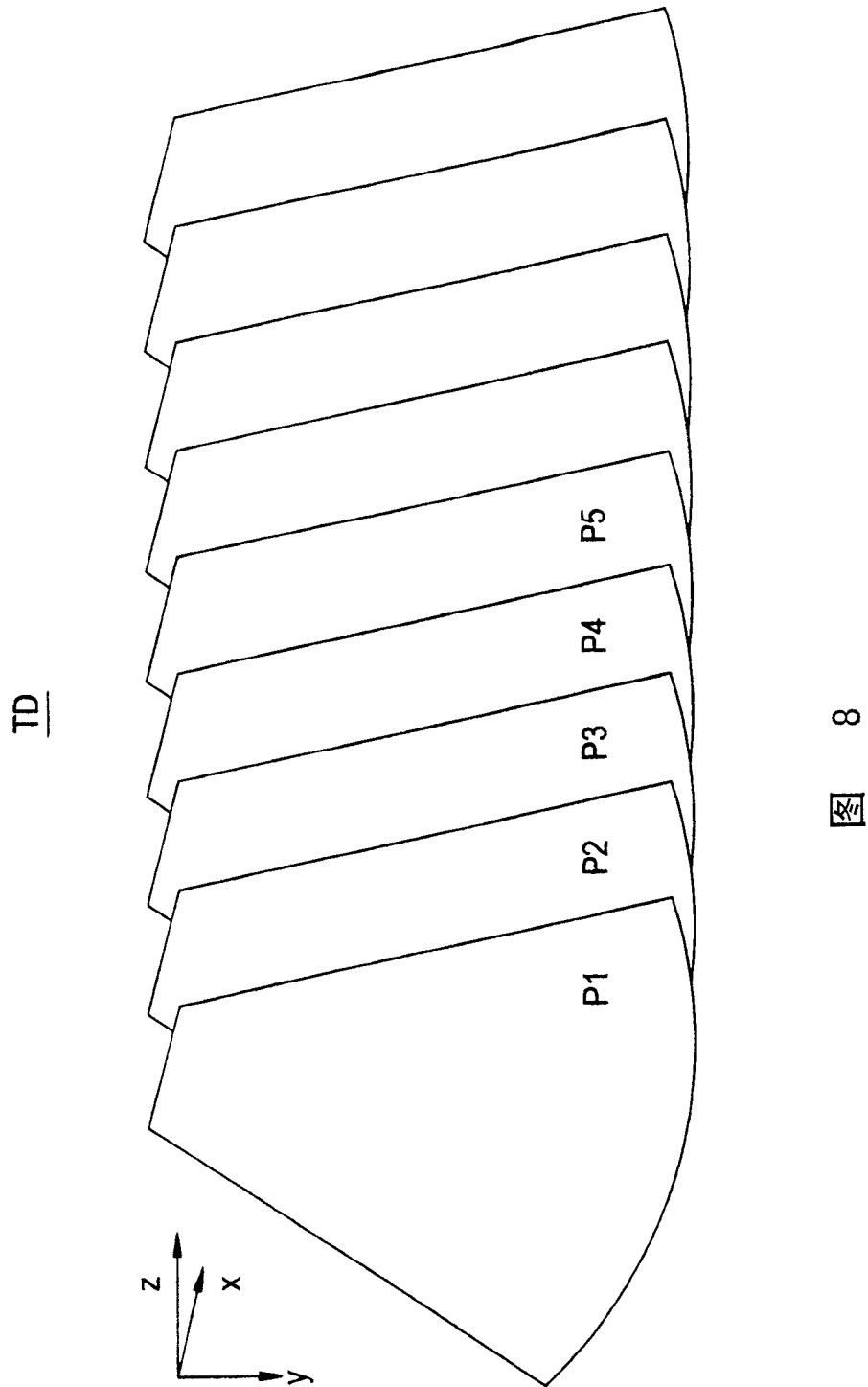


图 7



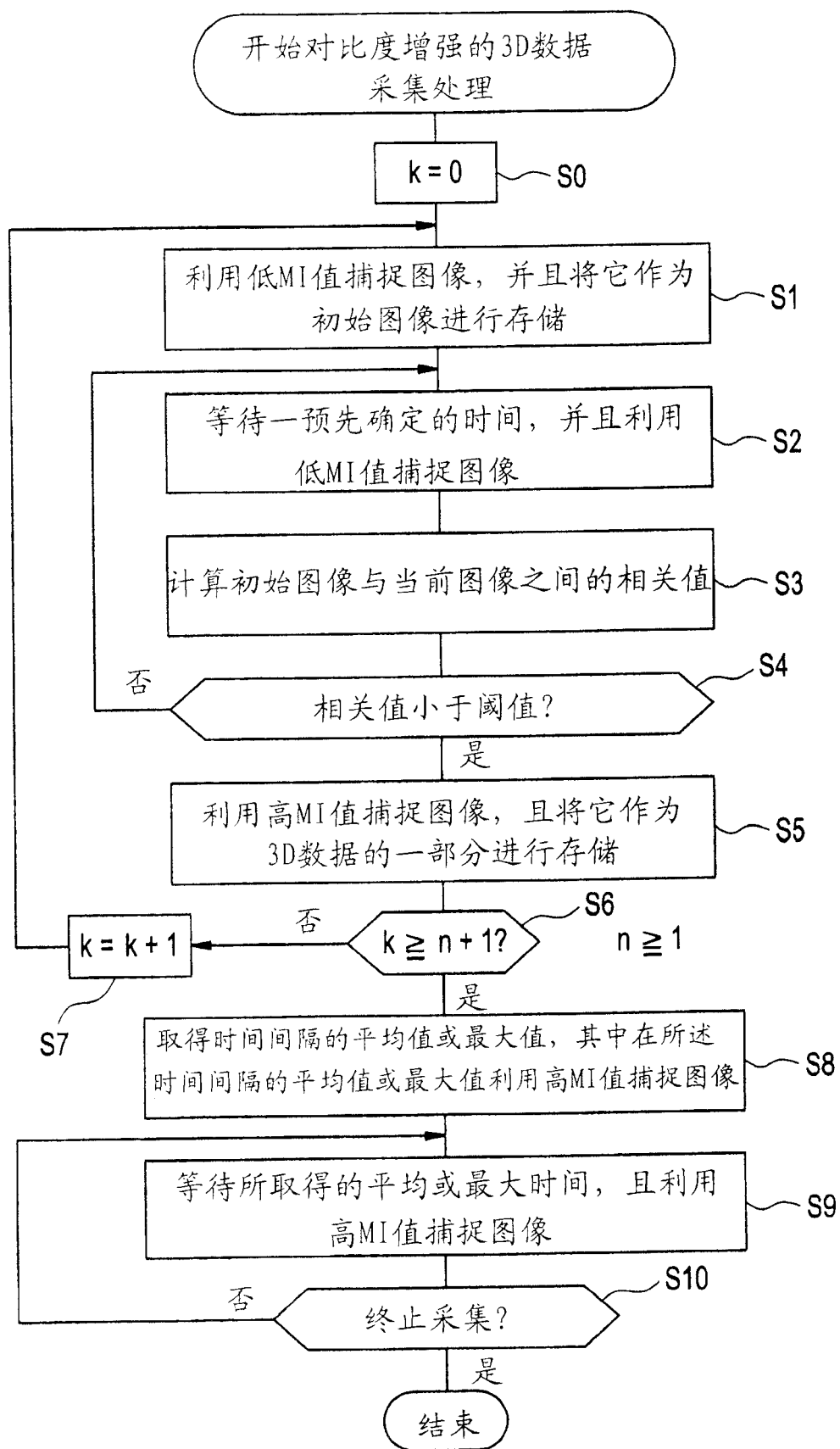


图 9

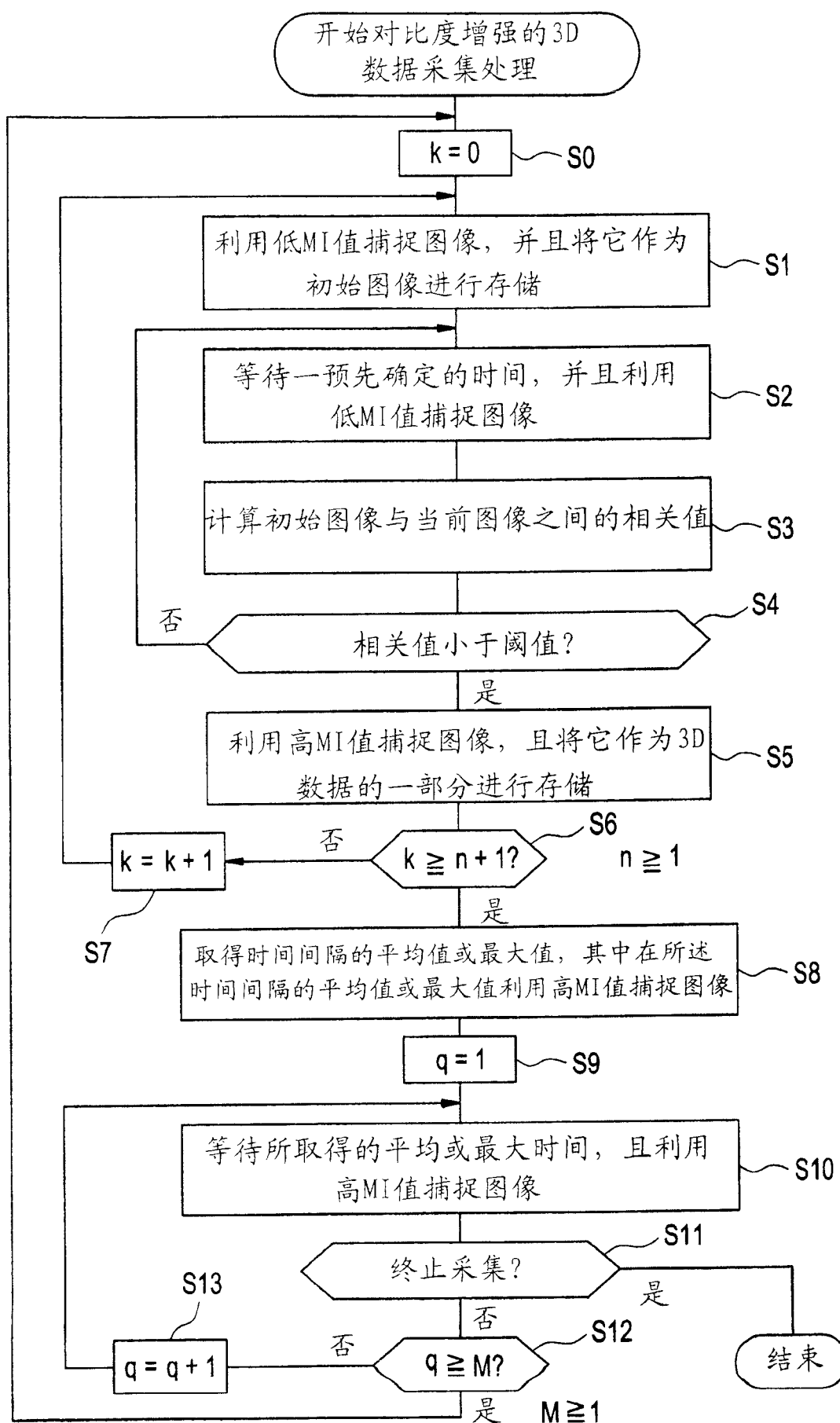


图 10

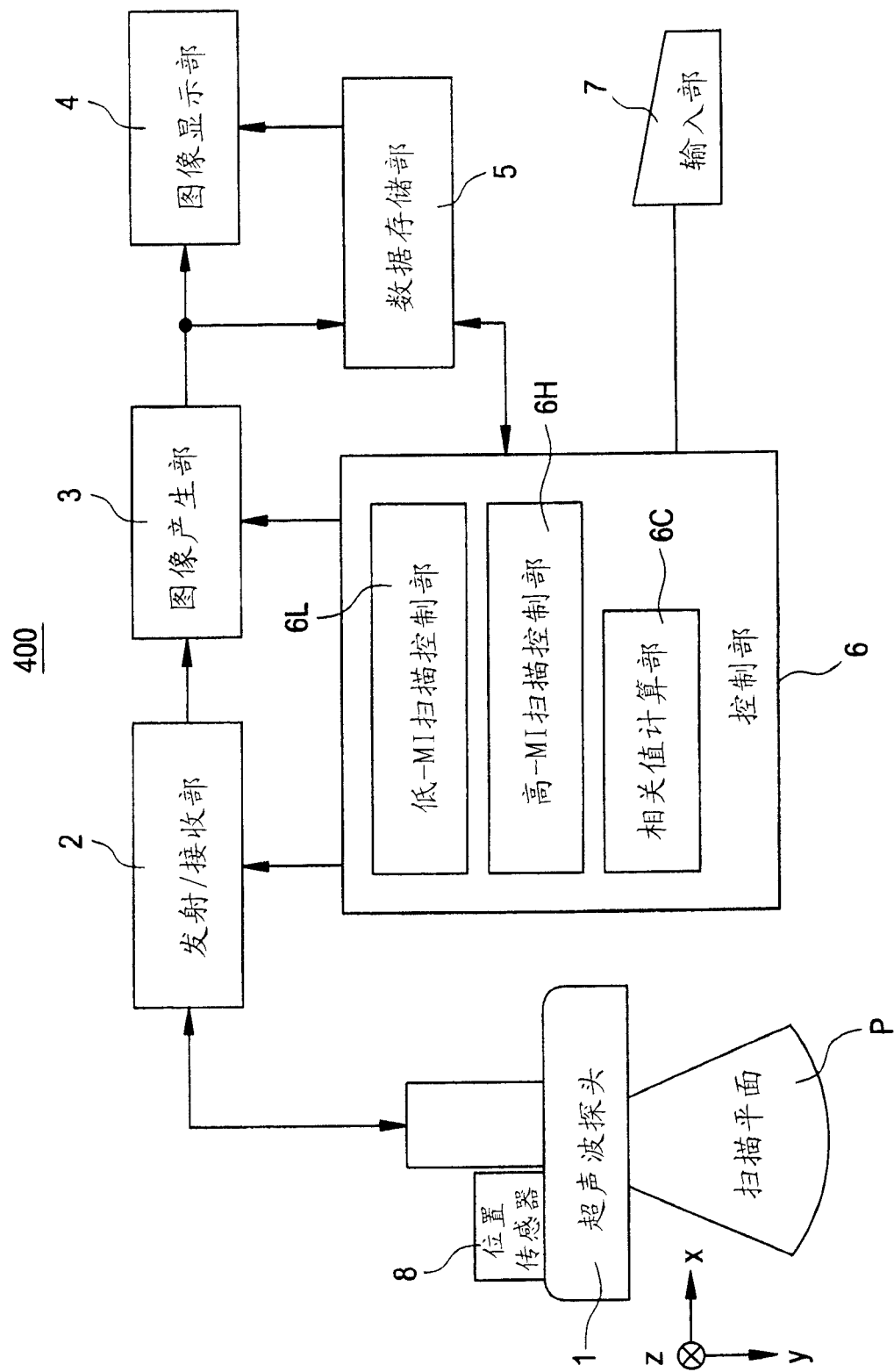


图 11

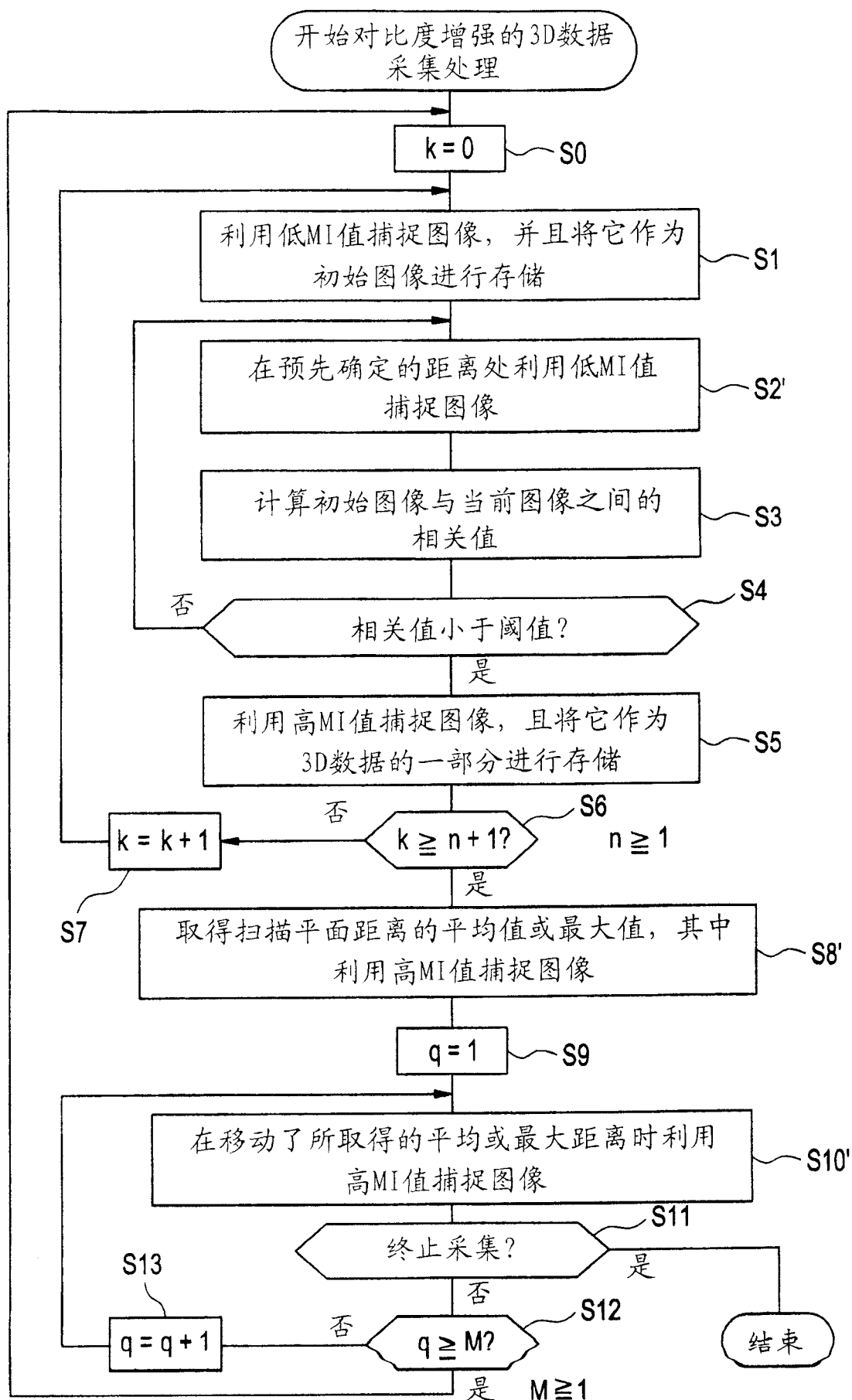


图 12

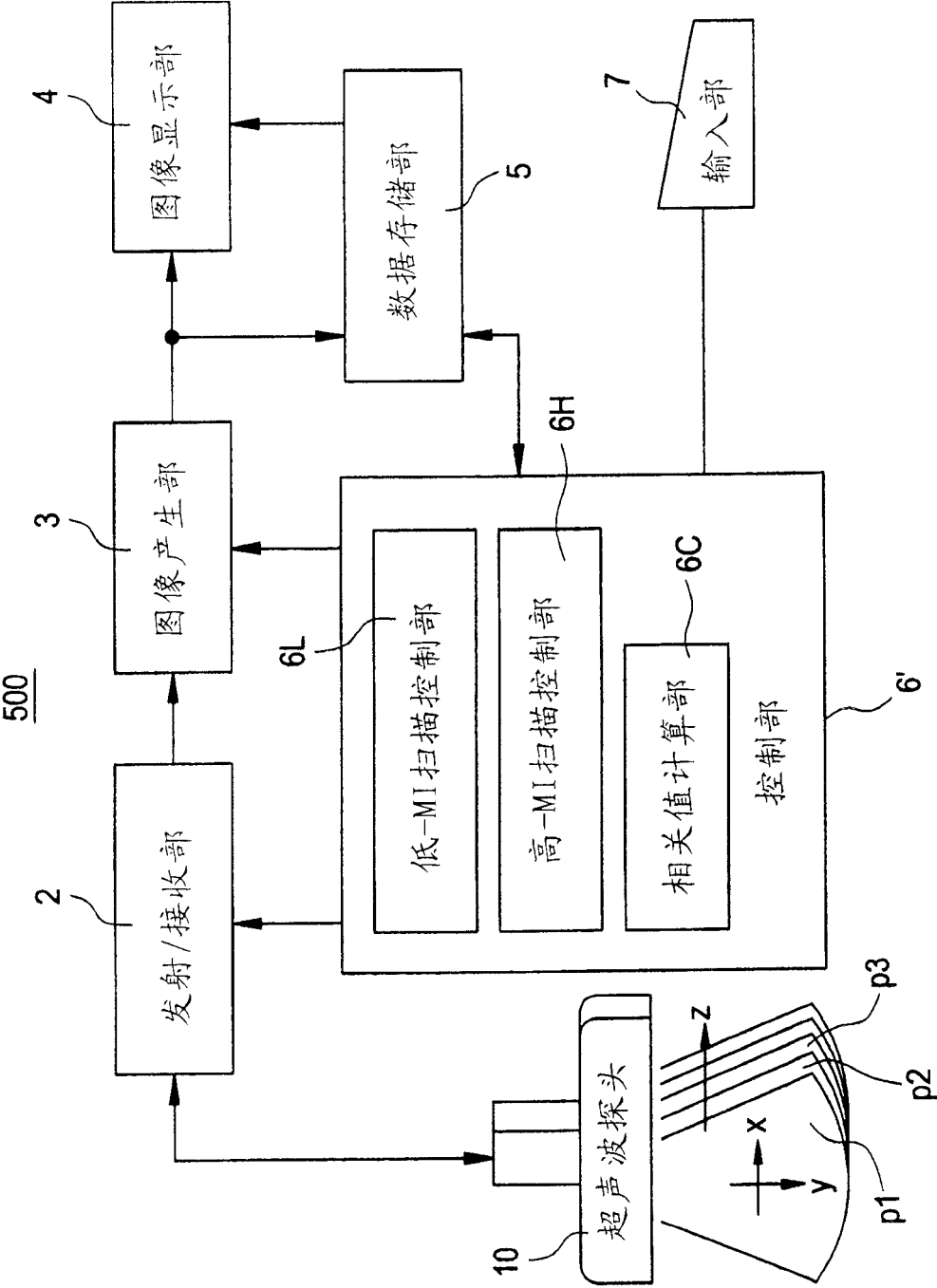


图 13

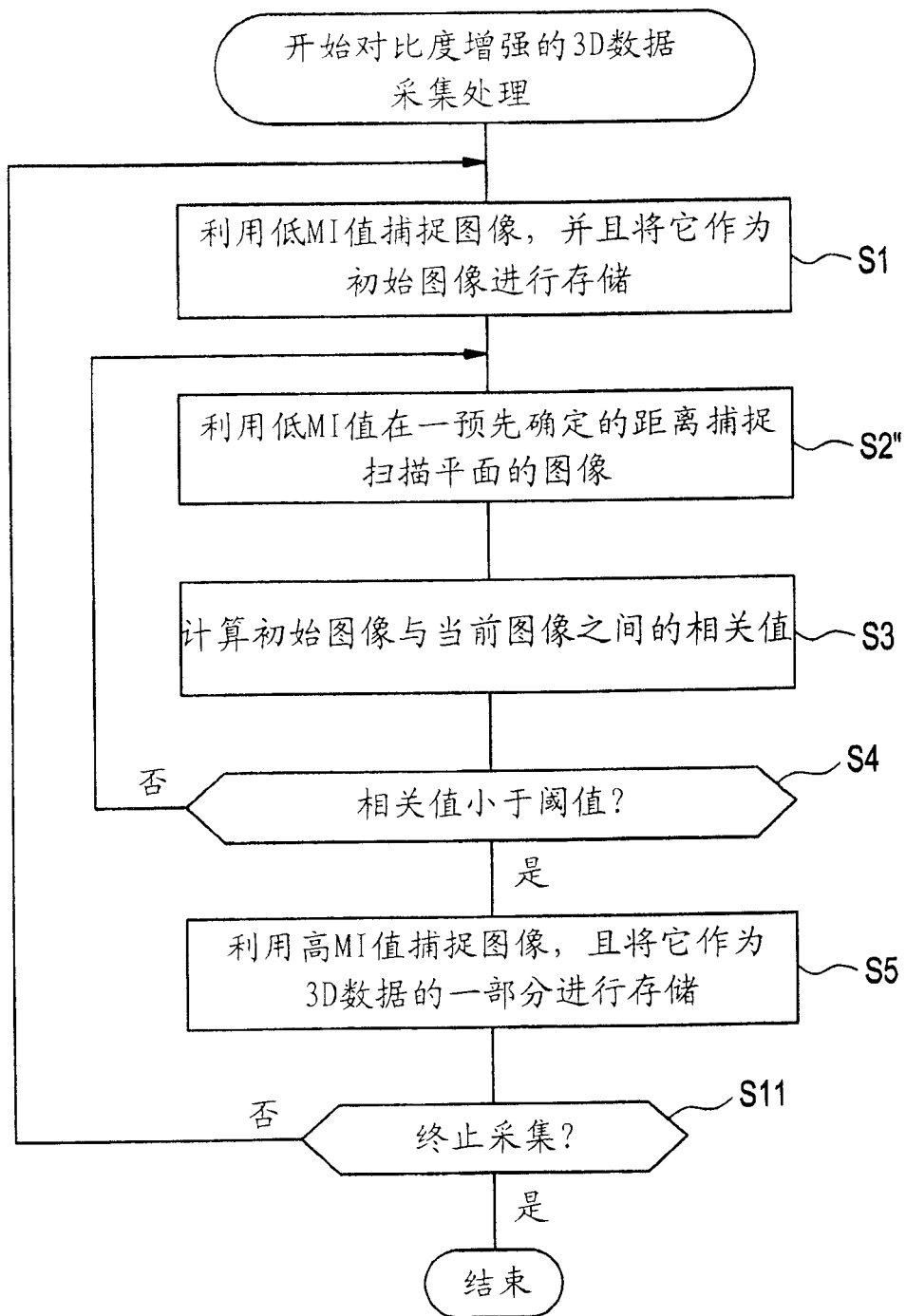


图 14

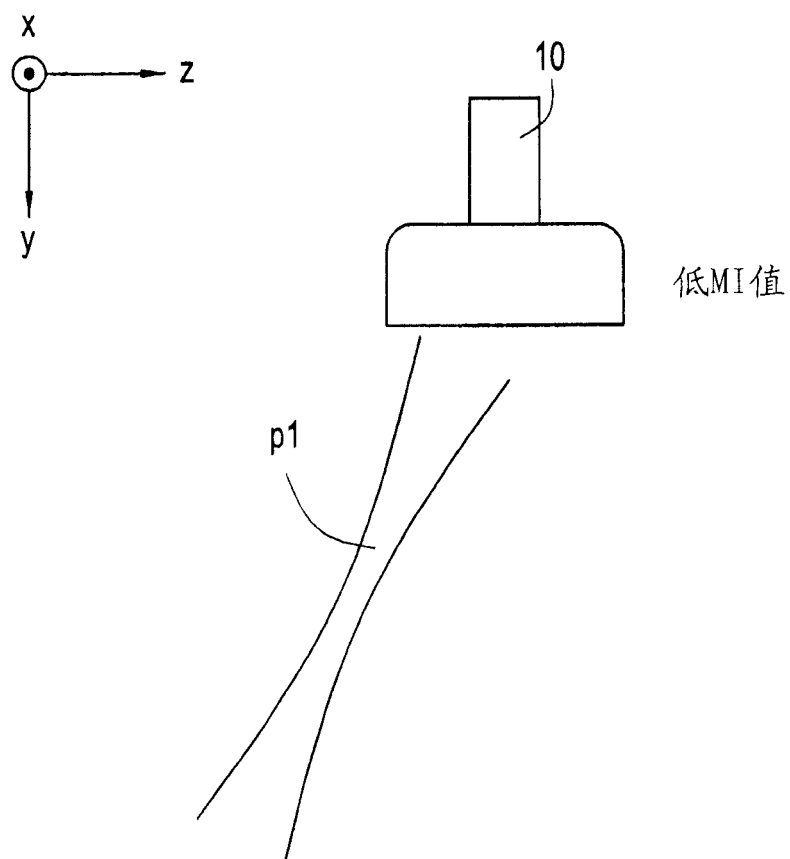


图 15

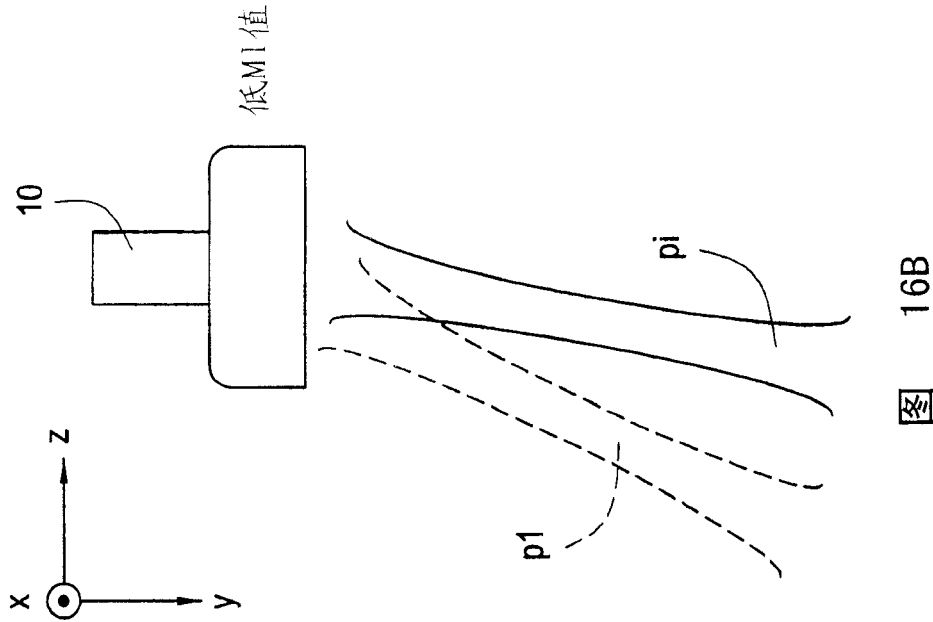


图 16A

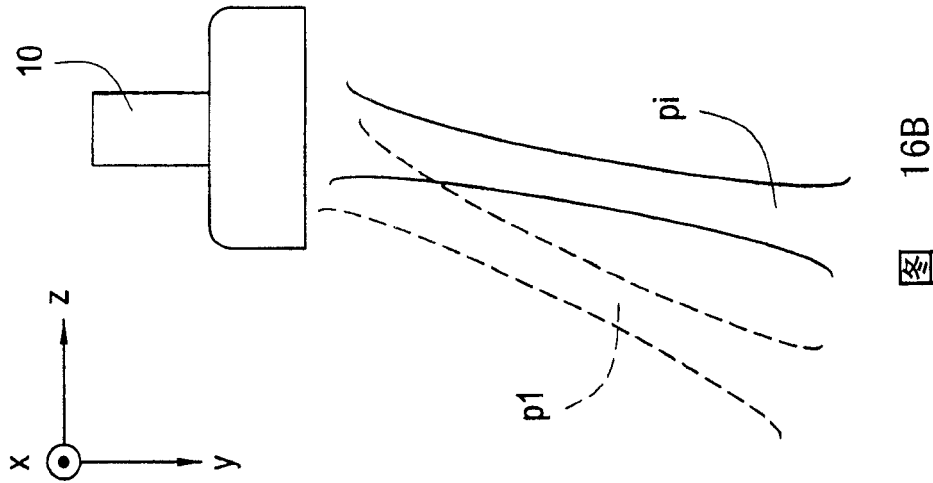


图 16B

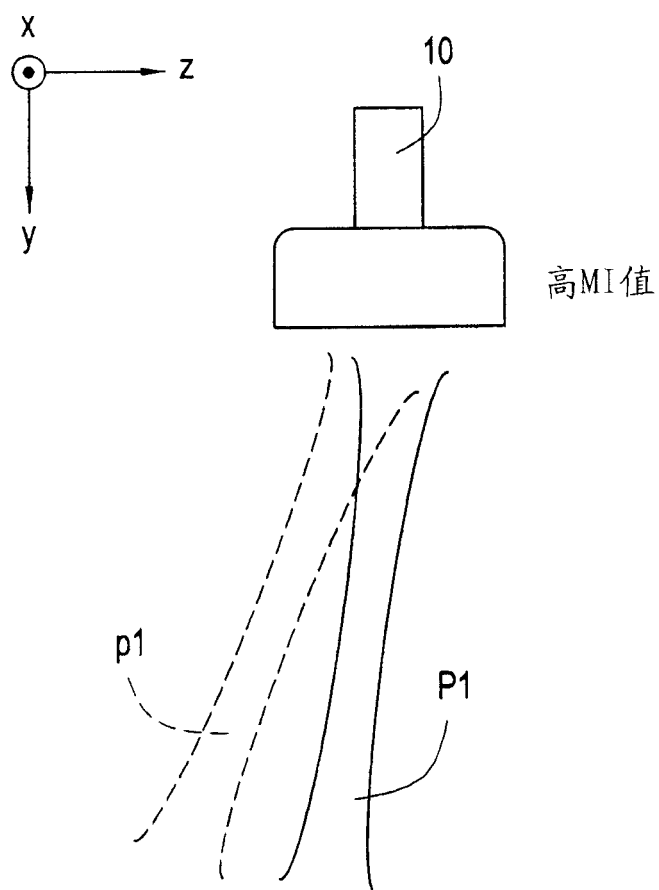


图 17

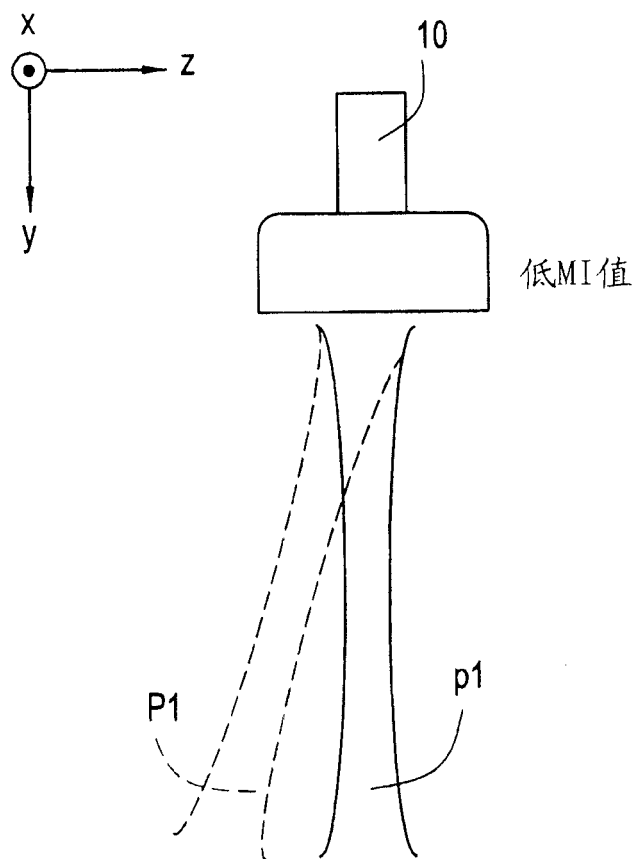


图 18

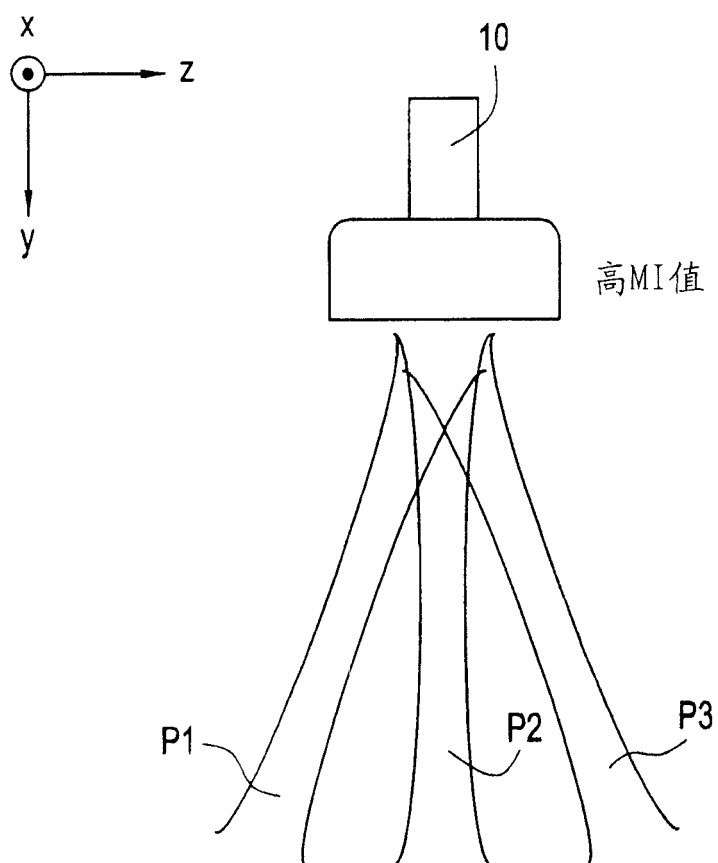


图 19

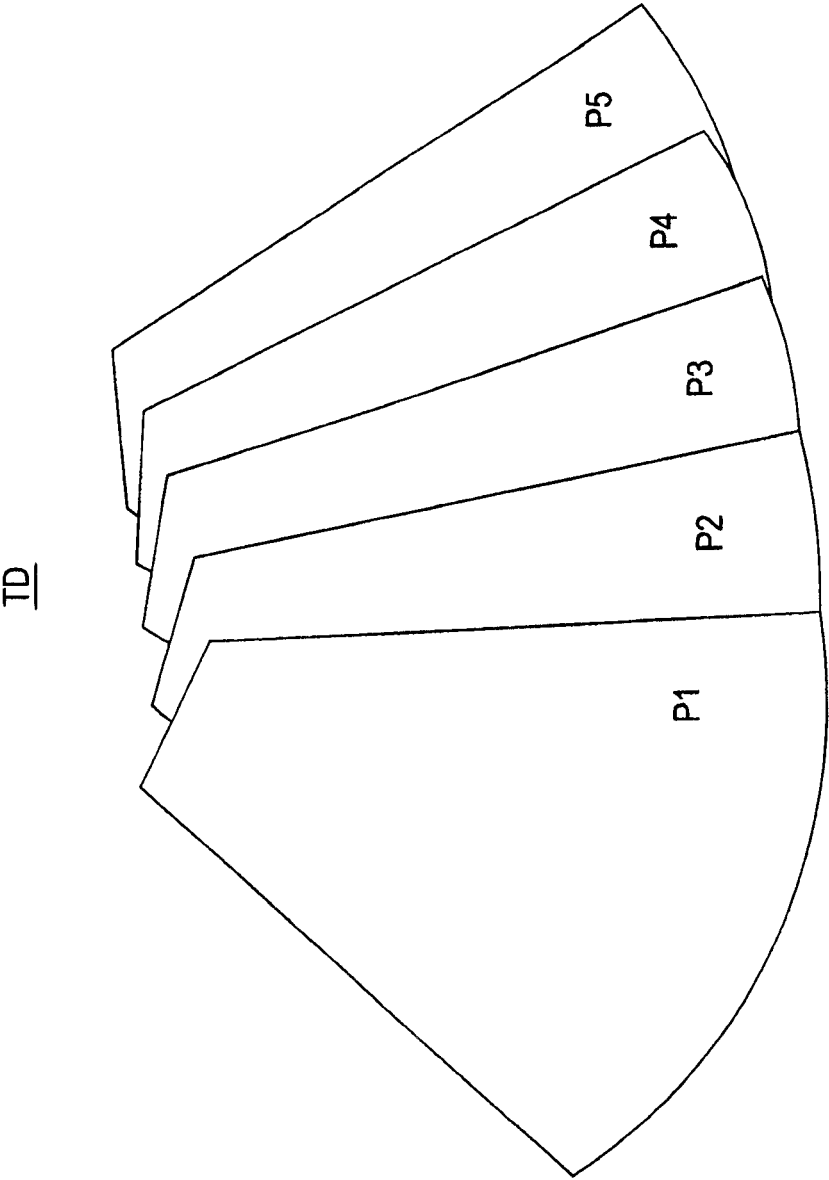


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1324514C	公开(公告)日	2007-07-04
申请号	CN200310114875.6	申请日	2003-11-11
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	加藤生 桥本浩		
发明人	加藤生 桥本浩		
IPC分类号	G06F19/00 A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/481 G01S15/8993 G01S7/52046 G01S7/52085		
代理人(译)	王岳 梁永		
审查员(译)	杨小明		
优先权	2002326198 2002-11-11 JP		
其他公开文献	CN1501311A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

甚至对于超声波探头的不同移动速度或对于不同的受检者或被成像区域，出于在适当的扫描平面距离处获取对比度增强的图像的三维数据这一目的，一种超声波诊断装置包括：基于从一个扫描平面所取得的被接收数据用于产生图像的图像产生部(3)；用于计算图像之间相关值的相关值计算部(6C)；低-MI扫描控制部(6L)，其利用不足以打破造影剂的低MI值重复地进行扫描直至初始图像与当前图像之间的相关值变成小于阈值；以及高-MI扫描控制部(6H)，当所述相关值变成小于所述阈值时，其利用足以打破造影剂的高MR值用于捕捉一个图像且用于将控制返回到所述低-MI扫描控制部(6L)。

