

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580002020.1

[45] 授权公告日 2009 年 4 月 22 日

[11] 授权公告号 CN 100479762C

[22] 申请日 2005.10.20

[21] 申请号 200580002020.1

[30] 优先权

[32] 2004.10.20 [33] JP [31] 306125/2004

[32] 2004.10.28 [33] JP [31] 314345/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/019321 2005.10.20

[87] 国际公布 WO2006/043639 日 2006.4.27

[85] 进入国家阶段日期 2006.7.6

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 中屋重光 泻口宗基 市冈健一

挂江明弘 泷本雅夫 鹭见笃司

[56] 参考文献

US2001/0034485A1 2001.10.25

US5694937A 1997.12.9

CN1515229A 2004.7.28

US2003/0176792A1 2003.9.18

JP2002-165796A 2002.6.11

审查员 杨德智

[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 李春晖

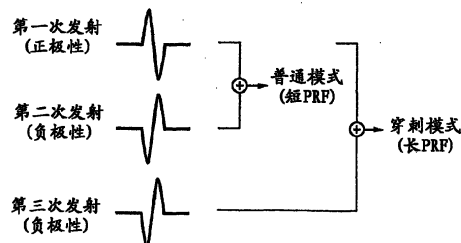
权利要求书 6 页 说明书 24 页 附图 14 页

[54] 发明名称

超声波诊断设备以及控制超声波诊断设备的方法

[57] 摘要

本发明涉及超声波诊断设备以及控制超声波诊断设备的方法。其中，对多个超声波扫描线中的每一个，按照预定的速率时间间隔执行正、负和负极性的三次超声波发射，并按照同样的速率时间间隔接收各次发射的超声波所导致和产生的回波信号。在每一扫描线，将基于第一次发射的正极性超声波的回波信号和基于第二次发射的负极性超声波的回波信号加起来，从而生成普通模式图像。此外，在每一扫描线，将基于第一次发射的正极性超声波的回波信号和基于第三次发射的负极性超声波的回波信号加起来，从而生成穿刺模式图像数据。以预定的方式显示所生成的普通模式图像和穿刺模式图像。



1. 一种超声波诊断设备，其中，为了对患者的内部成像，按照第一时间间隔向患者体内进行超声波发射，从而获得第一图像，该超声波诊断设备包括：

按照比第一时间间隔长的第二时间间隔向患者体内进行多次超声波发射，并从患者接收对应于各次发射的超声波的回波信号的发射/接收单元；

图像生成单元，其中，对应于各次超声波发射的回波信号被相加或者相减，从而生成第二图像数据；以及

基于第二图像数据显示第二图像的显示单元。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断设备，其中：

第一图像是用于对患者的组织进行成像的图像；

第二图像是用于对插入患者体内的穿刺针进行成像的图像。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断设备，其中，所述显示单元同时显示第一图像和第二图像。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断设备，其中，第二时间间隔的长度是第一时间间隔的整数倍。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断设备，还包括：

用于输入第二时间间隔的输入单元；

所述发射/接收单元按照用所述输入单元输入的第二时间间隔向患者体内进行所述多次超声波发射。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断设备，其中：

所述图像生成单元从下述信息中的至少一个信息确定插入患者

体内的穿刺针针尖的位置：第二图像的亮度信息，以及基于隔开至少第二时间间隔发射的超声波的多普勒信息和位置信息；并且

其生成包含所述被确定的针尖的位置的轨迹的第二图像。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断设备，其中，在针尖的所述被确定的位置，所述图像生成单元对对应于针尖的信号执行峰值保持处理，从而生成包含所述被确定的针尖的位置的轨迹的第二图像。

8. 如权利要求7所述的超声波诊断设备，其中，在使用基于隔开至少第二时间间隔发射的超声波的多普勒信息生成包含穿刺针的趋近患者表面的运动位移的第二图像的情况下，所述图像生成单元消除基于峰值保持处理的针尖轨迹。

9. 如权利要求6所述的超声波诊断设备，其中，基于穿刺针针尖的轨迹，所述图像生成单元生成包含作为穿刺针的预计行进路径的穿刺导线的第一图像。

10. 如权利要求9所述的超声波诊断设备，还包括：

报告单元，在穿刺导线与穿刺针针尖的轨迹之间的偏差超过预定幅度时，向操作人员报告发生了偏差。

11. 一种超声波诊断设备，包括：

包括超声波换能器的超声波探头，这些超声波换能器分别响应于所施加的驱动信号在患者体内的多个超声波扫描方向进行超声波的发射/接收；

发射控制单元，向所述超声波换能器提供驱动信号，以在所述多个超声波扫描方向中的每一个方向执行多次超声波发射，所述多次超声波发射是按照预定的速率时间间隔进行的，包括至少一次极性反转；

接收单元，按照所述预定的速率时间间隔，接收基于所述多次发

射的超声波的多个反射波;

图像生成单元,其中,使用所述多个反射波中按照所述预定速率时间间隔在时间上隔开至少两个速率时间间隔的两个反射波进行加法或者减法处理,以生成第一图像数据;以及

显示单元,基于第一图像数据显示第一图像。

12. 如权利要求11所述的超声波诊断设备,其中,第一图像是用于对穿刺针成像的图像。

13. 如权利要求11所述的超声波诊断设备,其中:

所述图像生成单元使用至少两个反射波进行加法或者减法处理,从而生成第二图像数据,所述至少两个反射波是所述多个反射波中的预定反射波,或者对应于所述多个反射波的相邻速率时间间隔;并且

所述显示单元基于所述第二图像数据并列或者叠加显示第一图像和第二图像。

14. 如权利要求11所述的超声波诊断设备,其中:

所述发射控制单元执行所述多次超声波发射,所述多次超声波发射包括至少一个不发射超声波的虚速率时间间隔;

所述图像生成单元使用所述多个反射波中按照所述预定速率时间间隔在时间上隔开至少两个速率时间间隔、并且具有相反极性的两个反射波进行加法处理,从而生成所述第一图像数据;并且

其基于所述多个反射波中的预定反射波生成第二图像数据;并且

所述显示单元基于所述第二图像数据并列或者叠加显示所述第一图像和第二图像。

15. 如权利要求13所述的超声波诊断设备,其中,就动态范围、增益、后期处理、暂留和其它图像处理条件而言,所述图像生成单元使用不同于第二图像的设置来生成第一图像。

16. 如权利要求13所述的超声波诊断设备, 其中, 所述显示单元将第一图像的至少一部分显示为不同于第二图像的颜色。

17. 如权利要求11所述的超声波诊断设备, 其中:

所述发射控制单元执行所述多次超声波发射, 所述多次超声波发射包括至少两次极性反转; 并且,

所述图像生成单元使用所述多个反射波中按照所述预定速率时间间隔在时间上隔开至少两个速率时间间隔、并且具有相同极性的两个反射波进行减法处理, 从而生成所述第一图像数据。

18. 如权利要求11的超声波诊断设备, 其中:

所述发射控制单元执行所述多次超声波发射, 所述多次超声波发射包括至少一个不发射超声波的虚速率时间间隔; 并且

所述图像生成单元使用所述多个反射波中按照所述预定速率时间间隔在时间上隔开至少两个速率时间间隔、并且具有相同极性的两个反射波进行减法处理, 从而生成所述第一图像数据。

19. 如权利要求11所述的超声波诊断设备, 其中:

所述发射控制单元执行所述多次超声波发射, 所述多次超声波发射包括至少一个不发射超声波的虚速率时间间隔; 并且

所述图像生成单元使用所述多个反射波中按照所述预定速率时间间隔在时间上隔开至少两个速率时间间隔、并且具有相反极性的两个反射波进行加法处理, 从而生成所述第一图像数据。

20. 如权利要求11所述的超声波诊断设备, 其中:

所述图像生成单元从下述信息中的至少一个信息确定插入患者体内的穿刺针针尖的位置: 第一图像的亮度信息, 以及基于按照预定速率时间间隔在时间上隔开至少两个速率时间间隔的两个反射波的多

普勒信息和位置信息；并且

其生成包含所述被确定的针尖的位置的轨迹的第一图像。

21. 如权利要求11所述的超声波诊断设备，其中，在针尖的所述被确定的位置，所述图像生成单元对对应于针尖的信号执行峰值保持处理，从而生成包含所述被确定的针尖的位置的轨迹的第一图像。

22. 如权利要求21所述的超声波诊断设备，其中，在使用基于按照预定速率时间间隔在时间上隔开至少两个速率时间间隔的两个反射波的多普勒信息生成包含穿刺针的趋近患者表面的运动位移的第一图像的情况下，所述图像生成单元消除基于峰值保持处理的针尖轨迹。

23. 如权利要求20所述的超声波诊断设备，其中，基于穿刺针针尖的轨迹，所述图像生成单元生成包含作为穿刺针的预计行进路径的穿刺导线的第一图像。

24. 如权利要求23所述的超声波诊断设备，还包括：

报告单元，在穿刺导线与穿刺针针尖的轨迹之间的偏差超过预定幅度的情况下，向操作人员报告发生了偏差。

25. 一种控制超声波诊断设备的方法，其中，为了对患者的内部成像，按照第一时间间隔向患者体内进行超声波发射，从而获得第一图像，该方法包括：

按照比第一时间间隔长的第二时间间隔向患者体内进行多次超声波发射，并从患者接收对应于各次发射的超声波的回波信号；

将对应于各次发射的超声波的回波信号相加或者相减，从而生成第二图像数据；以及，

基于第二图像数据显示第二图像。

26. 一种超声波诊断设备控制方法，包括：

向超声波换能器提供驱动信号，以在患者体内多个超声波扫描方向中的每一个方向上进行多次超声波发射，这些超声波发射是按照预定的速率时间间隔进行的，并包括至少一次极性反转；

按照所述预定的速率时间间隔接收基于所述多次发射的超声波发射的多个反射波；

使用所述多个反射波中按照所述预定的速率时间间隔在时间上隔开至少两个速率时间间隔的两个反射波进行加法或者减法处理，从而生成第一图像数据；以及，

基于所述第一图像数据显示第一图像。

超声波诊断设备以及控制 超声波诊断设备的方法

技术领域

本发明涉及提高例如超声波引导穿刺术的可靠性和精确性，尤其涉及用来改良穿刺针的可见性的超声波诊断设备，以及控制该设备的方法。

背景技术

超声波诊断设备是一种医学成像设备，其利用超声波脉冲回声法从身体的表面非侵入地获得活体软组织的断层图像。与其他医学成像设备相比，超声波诊断设备具有尺寸小、便宜、不用暴露于X射线而具有高度安全性等优点，并且能够进行血流量成像。超声波诊断设备广泛用于心脏、腹部、泌尿器官，并在妇产科等中得到广泛应用。

在使用超声波诊断设备进行成像诊断时，众所周知，通过提取组织的非线性波形传播和造影剂的非线性振动造成的谐波分量（在基频整数倍的频率处出现的更高次谐波分量）并使之成像，可以生成表现出高分辨率并且几乎没有伪影（伪影噪声）的非常高质量的图像。作为导出非线性分量比如非线性振动导致的谐波分量的方法，典型的是滤波方法。

除此之外，例如在Iwao Abiru和Tomoo Kamakura的"Nonlinear Propagation of Ultrasonic Pulses" (Technical Report of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, US89-23, p53)中阐述了，已经知道一种与上述滤波方法相比通过更有效地去除基波分量而提取谐波分量的方法。该方法是这样的：将互相反相的两种超声波脉冲交替发射到相同的超声波扫描线，将对应于发射超声波脉冲的两种接收信号加起来。该方法被称为“倒相法”。这种方法是一

种非常有价值的技术：它对基波分量执行抵消操作，从而允许去除滤波方法无法去除的进入谐波频带的基波分量；相反，对于谐波分量，它表现出加和增强作用。

另一方面，倒相法只在作为传播介质的组织是静止的情况下，或者在组织内的传播路径最终相同的情况下，才能精确工作。因此，如果把该方法应用于实际的活体（在活体中，存在以心脏为代表的器官的运动），在所述运动的影响下，在两个速率时间间隔（rates）的接收信号之间，在各个部分出现位移，结果是基波仍然未被消除，在图像上产生运动伪影。

除此之外，当超声波脉冲的发射间隔（也就是PRF（Pulse Repetition Frequency, 脉冲重复频率））加长时，各部分的位移变得更大，运动伪影的影响变得更强。运动伪影会遮蔽希望观察的部分，同时严重降低图像质量。因此，在倒相法中，通常的做法是进行一种防止出现运动伪影的设计，例如将PRF设置得不要不必要地长。

同时，在作为对肝细胞癌的局部治疗的射频切除术（RFA, radio frequency ablation）中，或者在检查肝细胞组织的活组织检查中，广泛地进行超声波引导穿刺术，并且精确地穿刺感兴趣的部分比如肿瘤是很重要的。因此要求能够在超声波图像上确定无疑地抓取在穿刺期间活体内要插入穿刺针的部位。

然而，在超声波引导穿刺术中，穿刺针的超声波图像常常被埋在活体的图像中。因此，存在难以抓取要插入穿刺针的部位的问题。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况作出的，其目的是提供一种能够例如在超声波引导穿刺术中增强穿刺针的可见性的超声波诊断设备，以及一种控制超声波诊断设备的方法。

为了实现上述目的，本发明采用了下述手段。

本发明的第一个方面在于一种超声波诊断设备，其中，为了对患者的内部成像，按照第一时间间隔向患者体内进行超声波发射，从而

获得第一图像，该超声波诊断设备包括：发射/接收单元，该发射/接收单元按照比第一时间间隔长的第二时间间隔向患者体内进行多次超声波发射，并从患者接收对应于各次发射的超声波的回波信号；图像生成单元，其中，将对应于各次发射的超声波的回波信号相加或者相减，从而生成第二图像数据；以及显示单元，其基于第二图像数据显示第二图像。

本发明的第二方面在于一种超声波诊断设备，其包括：超声波探头，其包括超声波换能器，它们分别响应于所施加的驱动信号进行患者体内多个超声波扫描方向上的超声波发射/接收；发射控制单元，其向所述超声波换能器提供所述驱动信号，以在所述多个超声波扫描方向中的每一个方向上进行多次超声波发射，这些超声波发射是按照预定的速率时间间隔（rate period，速率周期）进行的，并包括至少一次极性反转；接收单元，其按照所述预定的速率时间间隔（rate period）接收基于所述多次发射的超声波发射的多个反射波；图像生成单元，其中，使用所述多个反射波中按照所述预定的速率时间间隔（rate period）在时间上隔开至少两个速率时间间隔（rates）的两个反射波进行加法或者减法处理，从而生成第一图像数据；以及显示单元，其基于所述第一图像数据显示第一图像。

本发明的第三方面在于一种控制超声波诊断设备的方法，其中，为了对患者的内部成像，按照第一时间间隔向患者体内进行超声波发射，从而获得第一图像，该方法包括：按照比第一时间间隔长的第二时间间隔向患者体内进行多次超声波发射，并从患者接收对应于各次发射的超声波的回波信号；将对应于各次发射的超声波的回波信号相加或者相减，从而生成第二图像数据；以及，基于第二图像数据显示第二图像。

本发明的第四方面在于一种超声波诊断设备控制方法，其包括：向超声波换能器提供驱动信号，以在患者体内多个超声波扫描方向中的每一个方向上进行多次超声波发射，这些超声波发射是按照预定的速率时间间隔（rate period）进行的，并包括至少一次极性反转；按

照所述预定的速率时间间隔 (rate period) 接收基于所述多次发射的超声波发射的多个反射波; 使用所述多个反射波中按照所述预定的速率时间间隔 (rate period) 在时间上隔开至少两个速率时间间隔(rates) 的两个反射波进行加法或者减法处理, 从而生成第一图像数据; 以及, 基于所述第一图像数据显示第一图像。

附图说明

图1的示意图图示了根据第一种实施方式的超声波诊断设备的模块配置的一个例子;

图2是用于说明根据第一种实施方式由穿刺模式功能执行的扫描序列的概念示意图;

图3是用于说明根据第一种实施方式对由穿刺模式功能获取的超声波回波信号的信号处理的概念示意图;

图4的示意图图示了由穿刺模式功能执行的超声波图像显示的一个例子;

图5的示意图图示了由穿刺模式功能执行的超声波图像显示的另一个例子;

图6的流程图图示了由穿刺模式功能执行的各个处理步骤的流程;

图7是用于说明根据第二种实施方式由穿刺模式功能执行的扫描序列的概念示意图;

图8是用于说明根据第二种实施方式对由穿刺模式功能获取的超声波回波信号的信号处理的概念示意图;

图9是用于说明根据第三种实施方式由穿刺模式功能执行的扫描序列的概念示意图;

图10是用于说明根据第三种实施方式由穿刺模式功能对超声波回波信号执行的信号处理的概念示意图;

图11是用于说明根据第四种实施方式由穿刺模式功能执行的扫描序列的概念示意图;

图 12 是用于说明根据第四种实施方式由穿刺模式功能对超声波回波信号执行的信号处理的概念示意图；

图 13 是用于说明根据第五种实施方式由手工穿刺模式功能执行的扫描序列的概念示意图；

图 14 是用于说明根据第五种实施方式对由手工穿刺模式功能获取的超声波回波信号的信号处理的概念示意图；

图 15 的流程图图示了根据第五种实施方式由手工穿刺模式功能执行的各个处理步骤的流程；

图 16 的方框图图示了根据第六种实施方式的超声波诊断设备的配置；

图 17 的流程图图示了根据第六种实施方式的超声波诊断设备中的操作；

图 18A 的示意图图示了在第六种实施方式中在穿刺模式期间在监视器 25 上显示的超声波图像；此外，图 18B 的示意图图示了在现有技术中在穿刺模式期间在监视器 25 上显示的超声波图像；

图 19 的示意图图示了穿刺针进入和退出患者体内时由上述处理进行了峰值保持的穿刺针图像；

图 20 图示了下述情况下的示意图：当穿刺针偏离穿刺导线（puncture guideline）的显示角度时，自动校正穿刺导线的角度以重新显示；

图 21 的示意图图示了在第六种实施方式中当穿刺针弯曲为曲线形时显示在监视器上的穿刺导线。

具体实施方式

下面结合附图描述本发明的第一种实施方式到第七种实施方式。顺便说明，在下面的说明中，具有基本相同的功能和结构的组成部分具有相同的附图标记，除非是在必要的场合，将不对它们进行重复描述。

(第一种实施方式)

图1图示了根据该实施方式的超声波诊断设备的配置框图。如图所示,该超声波诊断设备由超声波探头1、存储单元30、输入单元7、监视器25和设备主体50构成。

超声波探头1生成超声波并向患者发射超声波,接收从患者体内反射的反射波并生成回波信号。其具有压电换能器。这些压电换能器是压电陶瓷或者类似材料的声电可逆换能器。所述多个压电换能器并行排列,被设置在超声波探头1的末端。

存储单元30在其中存储过去形成的图像、从网络或者可换式存储介质接收到设备中的图像、用于执行预定成像序列的专用程序,等等。

输入单元7在其控制面板上包括液晶显示板和输入设备,比如键盘、跟踪球、鼠标以及用于执行下面将要描述的“穿刺模式”的专用接口。操作人员使用输入单元7执行发射/接收条件(比如患者信息和速率时间间隔(rate period) T_r)的输入,以及图像显示模式的选择,等等。

监视器25将活体内的形态学上的信息或者血流量信息显示为基于从设备主体50接收到的视频信号的图像。响应于来自输入单元7等的预定操作,显示在监视器25上的图像等被存储在设备主体50内的存储单元中。

设备主体50包括:超声波发射单元2,其执行从超声波探头1发射的超声波的发射控制;超声波接收单元3,其执行对超声波探头1接收到的回波信号的预处理;谐波检测单元4,其从经过预处理的回波信号中检测谐波分量;信号处理单元5,其通过使检测到的谐波分量经过预定的信号处理而生成图像数据;图像生成单元8,其基于所述图像数据生成超声波图像,以显示该图像;以及控制电路(CPU)6。

超声波发射单元2包括速率脉冲(rate pulse)发生器11、发射延迟电路12以及脉冲发生器13。速率脉冲发生器11生成速率脉冲,速率脉冲确定要辐射到患者体内的超声波脉冲的重复周期(速率时间

间隔, 速率周期, rate period), 速率脉冲发生器 11 将速率脉冲提供给发射延迟电路 12。随后, 发射延迟电路 12 (由 M 个通道的独立延迟电路构成, M 个通道的数量等于用于发射的超声波换能器的数量) 对接收到的速率脉冲赋予用于将超声波脉冲聚焦于预定深度的聚焦延迟时间, 以及用于将超声波脉冲发射到预定方向的偏转延迟时间。发射延迟电路将得到的速率脉冲提供给脉冲发生器 13。此外, 脉冲发射器 13 具有 M 个通道的独立驱动电路, M 个通道的数量等于发射延迟电路 12 的通道的数量。每一个驱动电路生成的驱动信号被施加给设置在超声波探头 1 中的对应的超声波换能器, 从而, 每一个超声波换能器被驱动从而向患者体内辐射超声波脉冲。

超声波接收单元 3 包括前置放大器 14、模数转换器 15、射束形成器 16 和加法器 28。前置放大器 14 被设计为放大由超声波换能器转换为电接收信号的微小信号, 并确保令人满意的信噪比。在前置放大器 14 中被放大为预定幅度的接收信号的基波分量和谐波分量被模数转换器 15 转换为数字信号, 数字信号被送到射束形成器 16。射束形成器 16 对被转换为数字信号的接收信号赋予用于聚焦来自预定深度的超声波反射波的聚焦延迟时间, 以及用于通过顺序改变超声波反射波的接收方向性而扫描患者的偏转延迟时间。加法器 28 使所得到的来自射束形成器 16 的输出经过定相加法处理 (phasing addition) (其中, 从预定方向获得的接收信号以同相方式相加)。

谐波提取单元 4 包括波形存储器 17、加法器/减法器 18 以及滤波电路 19。波形存储器 17 在其中暂时存储在预定方向的第一次发射/接收所获得的接收信号。加法器/减法器 18 对预定方向的第二次到第 n 次 (其中 n 是至少为 2 的自然数, 假设 $n=4$) 发射/接收所获得的接收信号以及波形存储器 17 中保存的接收信号进行加法或者减法。另一方面, 滤波电路 19 是减少由于诸如器官的运动和身体的运动等原因而不能被倒相法消除的基波分量的滤波器。

信号处理单元 5 包括包络检波器 20、对数转换器 21 以及暂留转换器 (persistence converter) 22。包络检波器 20 使输入的数字信号

经过包络检波计算，从而检测包络线。此外，对数转换器 21 包括执行输入值的对数转换的查询表，并输出得到的值，接收信号的幅度在对数转换器 21 中被进行对数转换，以相对强调微弱信号。暂留转换器在存储器中暂时存储几个帧的扫描线，并执行将亮度变化平均的处理。

图像生成单元 8 包括显示图像存储器 23 和图像生成电路 24。在显示图像存储器 23 中，从信号处理单元 5 提供的图像数据和附加数据比如与图像数据有关的字符和数字被合成并被暂时存储。此外，在显示图像存储器 23 中，暂时保存将普通模式图像和后面要描述的穿刺模式图像以预定方式合成而成的图像数据。所保存的图像数据和附加数据在图像生成电路 24 中经过数模转换和电视格式转换，以显示在 CRT 监视器 25 上。

基于用户从输入单元 7 输入的有关模式选择、发射开始/结束等的指令，控制电路 6 读出存储在存储单元 30 中的发射/接收条件和专用程序，其根据读出的条件等静态地或者动态地控制单个单元和整个系统。

尤其是在本实施方式中，控制电路 6 从存储单元 30 读出用于具体实现后面要描述的穿刺模式功能的专用程序，并将程序扩展到预定存储器上，从而根据程序执行对各单元的控制。作为例子，控制单元 6 向超声波发射单元 2 提供脉冲发生器 13 中的驱动脉冲的极性的切换控制信号，向谐波提取单元 4 提供用于确定滤波电路 19 中的滤波特性（比如中心频率和频带）的控制信号，以及波形存储器 17 和加法器/减法器 18 中的加减控制信号。

（穿刺模式功能）

下面描述超声波诊断设备具有的穿刺模式功能。该功能利用倒相法将穿刺针的运动成像为运动伪影。顺便说明，在该实施方式中，下面这样的成像条件称为“穿刺模式”，在该成像条件下：将 PRF 延长，以故意地生成运动伪影，从而增强穿刺针的可见性，尽管这不适合活体内的图像的诊断。此外，此前用于普通诊断的成像条件称为“普通模

式”。

图 2 是用于说明由穿刺模式功能执行的扫描序列的概念示意图。如图所示，在基于穿刺模式进行成像时，按照预定的 PRF 对每一条扫描线执行三次超声波发射，其中，极性被变为正（时刻 t_1 ）、负（时刻 t_2 ）和负（时刻 t_3 ）。附带说明，图 2 中的 SP_1 、 SP_2 和 SP_3 模拟地表示由最后的超声波发射所获得的回波信号的频谱波形。

图 3 是用于说明对由穿刺模式功能获得的超声波回波信号的信号处理的概念示意图。如图所示，用于生成用于诊断的超声波图像（普通模式图像）的普通模式图像数据例如在加法器/减法器 18 中以这样的方式生成：对于每一条扫描线，使对应于第一次超声波发射的回波信号（也就是在图 2 的时刻 t_1 的具有正极性的超声波的回波信号）与对应于第二次超声波发射的回波信号（也就是在图 2 的时刻 t_2 的具有负极性的超声波的回波信号）相加起来。

相比之下，用于生成用于抓取穿刺针的运动超声波图像（穿刺模式图像）的穿刺模式图像数据是在例如加法器/减法器 18 中以这样一种方式生成的：将对应于第一次超声波发射的回波信号与对应于第三次超声波发射的回波信号（也就是在图 2 的时刻 t_3 的具有负极性的超声波的回波信号）相加起来。

这里，下面将要论述的差别在于普通模式图像数据的生成和穿刺模式图像数据的生成之间。普通模式图像数据是使用对应于普通的相对较短的时间间隔的 PRF 生成的。因此，可归因于第一次超声波发射和第二次超声波发射之间身体的运动等原因的运动伪影产生的可能性较低，因此可以生成能够对器官合适地成像的超声波图像数据。另一方面，穿刺模式图像数据是使用对应于二倍于普通模式图像数据的 PRF 长度的长度的 PRF 生成的，因此可以生成能够适当地对运动伪影（可归因于第一次超声波发射和第三次超声波发射之间发生的身体运动和穿刺针运动）成像的超声波图像数据。

在随后的滤波电路 19 和信号处理单元 5 中，普通模式图像数据经过预定的信号处理，并在监视器 5 上显示为普通模式图像。同样，

穿刺模式图像数据经过类似的处理，并显示在监视器 5 上作为穿刺模式图像。

图 4 的示意图图示了由穿刺模式功能执行的超声波图像显示的一个例子。如图所示，在监视器 5 上，作为例子，并列地同时显示普通模式图像和穿刺模式图像。操作人员在穿刺模式图像上确认穿刺针的位置，同时可以在普通模式图像上观察器官的状态，并可以处理该器官。尤其是在操作期间，有时通过稍微移动穿刺针产生超声波图像的亮度变化，从而增强穿刺针的可见性。由于穿刺模式图像是使用在时间上比通常更加隔开的两个信号生成的，与现有技术相比，运动伪影被表现得更加明显。因此，与现有技术相比，操作人员能够从视觉上更加确定地在超声波图像上辨识穿刺针的位置。

图 5 的示意图图示了由穿刺模式功能执行的超声波图像显示的另一个例子。如图所示，在显示器 5 上，作为例子，叠加地显示普通模式图像和穿刺模式图像，从而能够实现同样的目的。

顺便说明，在穿刺模式中，最好使动态范围、增益、后期处理、暂留（persistence）等图像处理项目不同于普通模式中的图像处理项目，以增强穿刺针的可见性。

此外，为了即使在针的运动停下来时也保持可见性，设备可以被设计为单独地执行利用几个帧的图像的峰值保持处理（最大亮度值保持处理）。

另外，为了便于识别穿刺针的位置，设备可以被设计为将穿刺模式图像的至少一部分（例如包含穿刺针的区域）的颜色显示为不同于该部分周围或者普通模式图像的颜色。

（操作）

下面描述在超声波诊断设备的穿刺模式下的操作。图 6 的流程图图示了在穿刺模式下执行的处理步骤的流。如图所示，首先输入患者信息、诊断部分等（步骤 S1），选择成像模式（这里选择“穿刺模式”）（步骤 S2）。

接下来，对多个超声波扫描线（扫描方向）中的每一个，按照预定的速率时间间隔，以正、负和负极性进行三次超声波发射（步骤S3），按照同样的频率（速率，rate）接收由各次超声波发射导致和产生的反射波（步骤S4）。

随后，在每一扫描线，将基于第一次超声波发射时正极性的超声波的回波信号和基于第二次超声波发射时负极性的超声波的回波信号加起来，从而生成普通模式图像数据。另外，在每一扫描线，将基于第一次超声波发射时正极性的超声波的回波信号和基于第三次超声波发射时负极性的超声波的回波信号加起来，从而生成穿刺模式图像数据（步骤S5）。

随后，基于生成的各图像数据按照预定的方式显示普通模式图像和穿刺模式图像（步骤S6）。

根据上述配置，可以获得下面所述的优点。

根据该超声波诊断设备，在利用倒相法成像时，使用在时间上与用于诊断图像（第一图像）的至少两个反射波相比间隔得更开的至少两个反射波生成故意成像出运动伪影的第二图像。例如在使用穿刺针进行处理时，通过使用第二图像，也就是通过观察并列显示或者重叠显示的第一图像和第二图像，可以比现有技术更加确定地抓取穿刺针的位置。结果，这种超声波诊断设备能够有助于提供高质量的医疗。

另外，根据该超声波诊断设备，对于穿刺针的成像，除了首先要选择穿刺模式之外，不需要其它的操作。因此，操作人员可以更加确定地观察其中对穿刺针成像了的超声波图像，而不用执行任何特别的操作，从而可以减轻操作人员在操作期间的操作负担。

此外，由该超声波诊断设备具体实现的穿刺模式功能可以以这样的方式实现：将用于具体实现该功能的专用程序安装在现有的超声波系统中。因此，可以容易而低成本地实现安全的穿刺针等。

（第二实施方式）

下面描述本发明的第二实施方式。该实施方式在于：通过进一步

利用速率时间间隔相减法 (rate subtraction method) 执行增强穿刺针等的可见性的成像。附带说明, “速率时间间隔相减法”是这样一种技术: 利用同相图像 (相同极性的图像) 之间的差来进行成像。该技术例如在 JP-A-8-336527 中有描述。

图7的概念示意图用于描述根据第二实施方式由穿刺模式功能执行的扫描序列。此外, 图8的概念示意图用于描述根据第二实施方式由穿刺模式功能执行的对超声波回波信号的信号处理。

如图7所示, 例如, 对于多个超声波扫描线中的每一个, 将反转极性的或者说正、负、正极性的超声波脉冲发射三次。顺便说明, 在图中, 通过超声波发射获得的回波信号分别用频谱波形表示为 SP_1 , SP_2 和 SP_3 。

在该实施方式中, 与第一实施方式一样, 基于回波信号 SP_1 (正极性) 和回波信号 SP_2 (负极性) 之间的加法所获得图像数据生成普通模式图像。另一方面, 基于回波信号 SP_1 (正极性) 和回波信号 SP_3 (正极性) 之间的减法所获得图像数据生成穿刺模式图像。在这种情况下, 在穿刺模式图像中, 在第一次超声波发射和第三次超声波发射之间没有运动的部分不通过减法处理成像。但是, 在两次之间穿刺针运动了的情况下, 使用差值将剩下的运动伪影分量适当地成像出来。

通过这样的配置, 可以获得与第一实施方式相同的优点, 同样实现发明目的。

(第三实施方式)

下面描述本发明的第三种实施方式。该实施方式在于, 利用虚速率时间间隔 (dummy rate) 进行增强穿刺针的可见性的成像。

顺便说明, “虚速率时间间隔”是这样一种速率时间间隔: 按照该速率时间间隔进行超声波发射, 但是不执行利用超声波发射所获得的反射波进行的成像, 或者, 在该速率时间间隔, 不进行超声波发射本身。

图9的概念示意图用于描述根据第三实施方式由穿刺模式功能执

行的扫描序列。此外，图 10 的概念示意图用于描述根据第三实施方式由穿刺模式功能执行的对超声波回波信号的信号处理。

在该实施方式中，如图 9 所示，作为例子，对于多个超声波扫描线中的每一个，进行三次超声波发射：正极性、负极性，然后是虚速率时间间隔，然后是负极性。此外，在该实施方式中，如图 10 所示，与在第一或者第二实施方式中一样，基于反射波 SP_1 （正极性）和反射波 SP_2 （负极性）之间的加法所获得的图像数据生成普通模式图像。另一方面，基于第一次发射的反射波 SP_1 （正极性）和在虚速率时间间隔之后的第三次发射的反射波 SP_3 （负极性）之间的加法所获得的图像数据生成穿刺模式图像。

由于这样插入虚速率时间间隔，与第一或者第二实施方式的情况相比，可以将 PRF 延长一次超声波脉冲发射。因此，可以对其间出现的更多数量的运动伪影进行成像，可以增强穿刺针的可见性。

附带说明，可以将该实施方式设计为这样生成穿刺模式图像：通过对第一次和第三次发射的超声波设置相同的极性来执行速率时间间隔相减法。

（第四实施方式）

下面描述本发明的第四种实施方式。该实施方式是利用虚速率时间间隔的又一个例子。

图 11 的概念示意图用于描述根据第四实施方式由穿刺模式功能执行的扫描序列。此外，图 12 的概念示意图用于描述根据第四实施方式由穿刺模式功能执行的对超声波回波信号的信号处理。

在该实施方式中，如图 11 所示，例如，对多个超声波扫描线中的每一个，执行两次超声波发射：正极性，然后是虚速率时间间隔，然后是负极性。普通模式图像是这样形成的：在没有倒相的 B 模式下，只对第一次发射的正极性成像；而穿刺模式图像是利用第一次发射的正极性超声波和在虚速率时间间隔之后的第三次发射的负极性超声波进行成像而形成的。

在第三实施方式中由于加入了虚速率时间间隔,可以将PRF延长一次超声波脉冲发射。因此,可以对其间出现的更多数量的运动伪影进行成像,增强穿刺针的可见性。

附带说明,该实施方式也可以被配置为这样生成穿刺模式图像:通过对第一次和第三次发射的超声波设置相同的极性来执行速率时间间隔相减法。

顺便说明,本发明不限于上述实施方式,在实施的时候,可以通过在不偏离其主旨的范围内修改组成部件而实现。一种实际可行的修改例如是如下所述那样。

(第五种实施方式)

下面描述本发明的第五种实施方式。第一到第四种实施方式中的每一种都采用了延长PRF、故意生成运动伪影以增强穿刺针的可见性的技术,尽管这不适合活体内图像的诊断。相比之下,本实施方式将阐释这样一种成像技术:在倒相法中,对于每一扫描线,在基准超声波发射之后过去希望的延迟时间 T 之后,执行用于对穿刺针成像的超声波发射,从而,通过利用用于对穿刺针成像的超声波发射,故意地生成运动伪影。

在本实施方式中,在下面将这样的成像模式称为“手工穿刺模式”:其中,通过设置延迟时间 T 来故意地生成运动伪影,从而可以增强穿刺针的可见性,尽管这样不适合活体内图像的诊断。

本实施方式的超声波诊断设备1的框图结构与图2所示基本相同。下面描述与已经描述的实施方式中的功能不同的组成部分。

存储单元30在其中存储用于具体实现后面要描述的手工穿刺针成像模式的专用程序,以及用在手工穿刺针成像模式中的参数。

控制电路6读出存储单元30中存储的专用程序,并将该程序扩展到未图示的存储器上,以具体实现手工穿刺模式功能。下面详细描述该功能的内容。

超声波发射/接收单元2根据手工穿刺模式下的设定发射条件执

行超声波发射/接收。

输入单元7是用于将后面要描述的延迟时间 T 设置为所需要的值的接口。

(手工穿刺模式功能)

下面描述手工穿刺模式功能。在该模式中,设置基准超声波发射。其被选择为延迟时间 T 的开始时间。作为例子,在对每一条扫描线执行包括至少一次倒相的 n 次超声波发射(这里, n 表示至少为3的整数)的情况下,第一超声波发射或者紧邻用于对穿刺针成像的超声波发射的前一超声波发射可以被采用为所述基准超声波发射。

顺便说明,在该实施方式中,为了使说明更加具体,假设了一个例子,其中将手工穿刺模式应用于根据第一种实施方式的扫描序列,也就是,在该例子中,在对每一条扫描线执行包括至少一次倒相的三次超声波发射(正、负、负极性的超声波发射)的情况下,按照参照第一次超声波发射设定的延迟时间 T 在第三次执行用于对穿刺针成像的超声波发射。但是,手工穿刺模式也可以被应用于例如第二到第四实施方式中任何一个的扫描序列,而不用拘泥于所假设的例子。

图13的概念示意图用于说明由手工穿刺模式功能执行的扫描序列。如图所示,在基于手工穿刺模式进行成像时,对于多个扫描线中的每一个,执行极性分别被倒为正(时刻 t_1)、负(时刻 t_2)和负(时刻 t_3)的三次超声波发射。这里,时刻 t_1 和时刻 t_2 之间的时间间隔是一个速率时间间隔,时刻 t_1 和时刻 t_3 之间的时间间隔是延迟时间 T 。因此,操作人员通过预定的操作将延迟时间 T 设定为所需的值,从而能够按照与 PRF 间隔无关的时间间隔执行用于对穿刺针成像的超声波发射,能够通过该成像超声波发射故意地生成运动伪影,以对穿刺针成像。

图14的概念示意图用于说明对手工穿刺模式功能获取的超声波回波信号的信号处理。如图所示,例如在加法器/减法器18中以下述方式生成用于生成用于诊断的超声波图像(普通模式图像)的普通模

式图像数据：对于每一扫描线，将对应于第一次发射的超声波（也就是在图 13 的时刻 t_1 的具有正极性的超声波）的回波信号与对应于第二次发射的超声波（也就是在图 13 的时刻 t_2 的具有负极性的超声波）的回波信号相加。

相比之下，例如在加法器/减法器 18 中以下述方式生成用于生成用于抓取穿刺针的运动的超声波图像（手工穿刺模式图像）的图像数据：将对应于在时刻 t_1 发射的第一次发射的超声波的回波信号与在时刻 t_1 之后过去延迟时间 T 之后发射的第三次发射的超声波（也就是在图 13 的时刻 t_3 的具有负极性的超声波）所对应的回波信号相加起来。在随后各级的滤波电路 19 和信号处理单元 5 使所生成的手工穿刺模式图像数据经过预定的信号处理，从而生成手工穿刺模式图像。所生成的手工穿刺模式图像例如以图 4 所示的方式显示在监视器 5 上。

这里，例如在第一实施方式中获得的穿刺模式图像数据的生成，与在本实施方式中获得的手工穿刺模式图像数据的生成之间，存在如下所述的区别。穿刺模式图像数据是使用对应于时间间隔为 PRF 的整数倍（在第一实施方式中是二倍）的两次超声波发射的回波信号生成的。另一方面，手工穿刺模式图像数据则是使用下述回波信号生成的：对应于在时刻 t_1 发射的第一超声波的回波信号，以及对应于在时刻 t_1 之后过去延迟时间 T 的时刻 t_3 发射的第三超声波的回波信号。根据手工穿刺模式图像数据，对于可归因于在与 PRF 的整数倍无关的所希望的延迟时间 T 期间发生的运动的运动伪影，可以适当地成像。

附带说明，同样，在手工穿刺模式中，与穿刺模式的情况一样，为了增强穿刺针的可见性，最好执行与动态范围、增益、后期处理、暂留等有关的图像处理、峰值保持处理以及至少部分图像的彩色显示，等等。

（操作）

下面描述超声波诊断设备的手工穿刺模式中的操作。图15的流程图图示了在手工穿刺模式中执行的处理步骤的流程。如图所示，首先

输入患者信息、诊断部分等（步骤S11），选择成像模式（这里选择“手工穿刺模式”）（步骤S12）。

随后，输入在手工穿刺模式下与超声波发射/接收有关的参数（步骤 S13）。这里，术语“在手工穿刺模式下与超声波发射/接收有关的参数”表示至少以下参数：每一扫描线的发射次数 n ，PRF 和/或延迟时间 T 。对于参数的选择，作为例子，预先在存储单元 30 中存储由多个设定值构成的预定组合的表，以从表中选择所述组合中所需要的组合。

接下来，对于所述多个超声波扫描线（扫描方向）中的每一个，按照 PRF 和预定的延迟时间 T ，以正、负和负极性执行三次超声波发射（步骤 S14），接收各次超声波发射所导致和生成的反射波（步骤 S15）。

接下来，在每一扫描线，将基于正极性的第一次超声波发射的回波信号和基于负极性的第二次超声波发射的回波信号加起来，从而生成普通模式图像数据。另外，在每一扫描线，将基于正极性的第一次超声波发射的回波信号和基于负极性的第三次超声波发射的回波加起来，以生成手工穿刺模式图像数据（步骤 S16）。基于所生成的图像数据，以预定方式分别显示普通模式图像和手工穿刺模式图像（步骤 S17）。

根据上述配置，获得下述优点。

根据该超声波诊断设备，在对每一扫描线进行包括至少一次倒相的 n 次超声波发射（ n 是至少为 3 的整数）的情况下，在基准超声波发射之后过去延迟时间 T 后执行用于对穿刺针成像的超声波发射。因此，可以在与 PRF 的整数倍无关的时刻（也就是在基准超声波发射之后过去延迟时间 T 后）执行用于对穿刺针成像的超声波发射，从而，对于可归因于在该延迟时间 T 期间发生的穿刺针的运动的运动伪影，可以适当成像。

另外，可以通过预定操作将延迟时间 T 设定为操作人员希望的值。因此，操作人员能够通过预定的操作按照所希望的延迟时间 T 来

执行用于对穿刺针成像的超声波发射，从而，利用该用于成像的超声波发射，能够故意地生成运动伪影，从而对穿刺针成像。

此外，由超声波诊断设备具体实现的手工穿刺模式功能可以以这样的方式实现：将具体实现所述功能的专用程序安装在现有的超声波系统中。因此，可以容易而低成本地实现安全的穿刺针等。

（第六种实施方式）

下面描述本发明的第六种实施方式。该实施方式增强图像上穿刺针的可见性。

图16的框图图示了根据本实施方式的超声波诊断设备的配置。如图所示，本实施方式的超声波诊断设备1不同于图1的配置的地方在于还包括图像处理单元和多普勒处理单元60。下面描述图像处理单元以及其它的功能不同于前述内容的组成部分。

图像处理单元包括可变增益放大器41以及图像处理器42。可变增益放大器41用于增加或者降低多普勒图像信号的增益，其例如由乘法型数模转换器构成。图像处理器42是图像生成辅助单元，其功能是，利用从信号处理单元5传送的B模式图像信号以及从多普勒处理单元60传送的多普勒图像信号，对被识别为表示穿刺针的信号进行峰值保持处理，然后显示轨迹；其功能还有从所获得的轨迹预测穿刺针的行程，并且在该行程偏离穿刺导线时自动校正引导。这里，图像处理器42改变可变增益放大器41的增益，以降低彩色流图像的感色灵敏度。

在后面要描述的诊断序列中，发射电路13按照符合各种编好程的发射条件的电压脉冲、发射频率等发射超声波。

图像生成电路24将由各扫描线的信息项构成的转换后的断层（tomographic layer）分为像素，将各像素分配给存储器地址，以在其中存储断层分析层的反射强度信息。此外，为了描绘表示穿刺针的插入位置的穿刺导线，图像生成电路24在其中存储穿刺导线的点位置，作为数据。

多普勒处理单元60由相位检测电路51、模数转换器52、MTI

滤波器 53、自动相关单元 54 以及运算器 55 构成，其提取血流量分量和穿刺针针尖的基于多普勒效应的运动分量，以获得多个点的平均速度、方差、功率等多普勒图像信息项目。通过图像生成单元 8 将多普勒图像信息项目发送给监视器 25，并被彩色显示为平均速度图像、方差图像、功率图像或者这些图像的组合图像。

监视器 25 以下面将要描述的方式显示添加到断层分析图像到并与之合成在一起的穿刺针针尖、穿刺导线等。

(操作)

下面结合附图描述根据本发明的超声波诊断设备的操作。

图 17 的流程图图示了在本发明的超声波诊断设备的一个实施方式中的操作。此外，图 18A 的示意图图示了在本实施方式中执行穿刺期间，在监视器 25 上显示的超声波图像。另外，作为参考，在图 18B 中图示了在进行穿刺期间，在监视器 25 上显示的现有技术的超声波图像。

如图 17 所示，当首次移动穿刺针时 (S1)，多普勒信号从信号处理单元 5 和多普勒处理单元 50 传送到图像生成单元 8。多普勒处理单元 50 判断有关的信号是不是由穿刺针的运动产生的信号 (S2)。

如图 18B 所示，在现有技术中，穿刺针的图像被埋在活体的图像中，难以识别穿刺针位于何处。因此，如图 18A 所示，这样识别穿刺针：利用从信号处理单元 5 和多普勒处理单元 50 发送到图像生成单元 8 的信号中，B 模式下的亮度和位置信息项目、多普勒模式下的速度、功率和行进方向信息项目，等等，来在图像处理器 42 中进行阈值判定。

对于图像处理器 42 用来进行识别穿刺针的判定的阈值，作为例子，有以下条件：

- (1) B 模式下的亮度高；
- (2) 信号是穿刺导线附近的信号；
- (3) 在多普勒模式中包含速度分量；

(4) 多普勒模式中的方向和穿刺导线指示的方向基本一致;

(5) 功率值大。

满足上述至少某一个条件的信号被图像处理器 42 识别为穿刺针。此外, 阈值被存储在存储单元 30 中, 在进行阈值判定的情况下, 图像处理器 42 从存储单元 30 读出该阈值。

一般而言, 穿刺针只在针尖(末端部分)表现出相对较高的亮度, 在其它部分表现出较低的亮度, 因此穿刺针的图像被埋在活体的图像中。因此, 在识别出满足上述条件的多普勒信号的情况下(S2: “是”), 则其被识别为是由穿刺针的运动产生的, 图像处理器 42 使穿刺针的针尖的 B 模式图像信号经过峰值保持处理。这样, 穿刺针的针尖的轨迹被视为整个穿刺针的图像。因此, 穿刺针的图像变得更为确定, 即使在穿刺针的运动停止而不再产生多普勒分量时, 也可以知道穿刺针针尖所在的位置, 以及整个穿刺针所处的状态。附带说明, 图像处理器 42 的峰值保持处理是在用穿刺针进行的穿刺的任何状态下(也就是在穿刺针插入、停止和拔出等所有状态中的任何状态下)进行的。此外, 当穿刺针运动时, 在现有技术中并不进行多普勒测量。

这里, 在本实施方式中, 识别出来的穿刺针也可以经过图像处理器 42 的彩色化处理, 从而增强其可见性。

此外, 当图像处理器 42 执行只以不同的颜色显示由 B 模式图像信号识别的穿刺针针尖部分的处理时, 仅穿刺针针尖被强调, 穿刺针已前进到的位置变得更为明确。

图 19 的示意图图示了在穿刺针插入患者体内和从患者体内退出时, 由上述处理进行了峰值保持的穿刺针图像。

在穿刺时, 进行了将穿刺针插入要被穿刺的部分(图中的“穿刺的目标肿瘤”), 以及此后将穿刺针拔出的系列操作。如前述条件(3)所示, 当插入穿刺针时, 多普勒图像信号具有离开患者身体表面的分量, 当拔出穿刺针时, 多普勒图像信号具有趋近身体表面的分量。

因此, 图像处理器 42 执行这样的处理: 当插入穿刺针时, 也就是, 当多普勒图像信号具有离开身体表面的分量时(图 17 中的 S3:

“是”），如前所述，穿刺针（针尖）的轨迹被留下来；当拔出穿刺针时（图 17 中的 S3：“否”），也就是，当检测到多普勒图像信号具有趋近患者身体表面的分量时，对于由前述处理进行峰值保持显示的穿刺针针尖的轨迹，消除运动位移分量（图 17 中的 S5）。

这样，防止了在拔出穿刺针后留下穿刺针的轨迹。

图 20 图示了在下述情况下的示意图：当穿刺针偏离穿刺导线的显示角度时，自动校正穿刺导线的角度，以重新显示。

通常，在穿刺模式下，由图像处理单元 40 进行被称为“穿刺导线”的线条（例如虚线）的图像生成处理，并由控制电路 6 将其叠加显示在监视器 25 上（叠加在超声波图像上），从而能够将该线条的显示与穿刺针的行为（穿刺针插入患者体内或者从患者体内拔出）的显示相比较。

但是，在某些情况下，由于活体内组织的影响，穿刺针会有扭曲，穿刺针不按照与穿刺导线所指的方向前进。

因此，由图像处理器 42 基于前述处理所显示的穿刺针针尖的轨迹进行线性回归计算或者类似处理，控制电路 6 基于图像处理器 42 获得的结果预测穿刺针的前进方向，并校正穿刺导线相对于该预测方向的偏差，从而在监视器 25 上重新显示穿刺导线。

具体而言，这样重新显示穿刺导线：控制电路 6 基于 B 模式图像信号所指示的，穿刺针随着时间的流逝在超声波图像上的各个位置，进行线性回归计算，从而找到要显示穿刺导线的位置，从而，控制电路 6 将该穿刺导线写入显示图像存储器 23。也就是，B 模式图像信号所指出的穿刺针针尖随着时间的流逝的各个位置（点）被视为统计数据，进行作为一种统计处理的线性回归计算，从而，可以预测穿刺针会大致沿着表示所述点之间的关系的直线前进，该直线被显示为穿刺导线。

这样，在对患者进行穿刺之前手工进行穿刺针的超声波图像以及指示穿刺针的插入位置的穿刺导线的位置和角度的校正处理的情况下，可以缩短工时。另外，由于仅仅通过设置线性回归计算电路就可

以校正穿刺导线，因此可以用便宜的装置进行校正。

此外，本实施方式中的穿刺导线也可以被显示为形成任意角度的两条直线，而不是一条直线。在这里经过校正的穿刺导线的位置和角度超出最大导线的可预期的作为校正值的位置和角度的情况下，设备可以通过显示出错消息来提示操作人员再次进行校正。

作为例子，即使在图像处理器 42 所生成的穿刺导线首先由控制电路 6 以 67 度显示在监视器 25 上，穿刺针从 67 度偏到 63 度的情况下，通过感测穿刺针的角度，图像处理器 42 执行将穿刺导线校正到 63 度的处理，控制电路 6 在监视器 25 上重新显示结果，从而可以将穿刺针的前进方向显示为穿刺导线。

此外，在穿刺针有很大的偏离，相对于穿刺导线从 67 度偏到 50 度的情况下，图像处理器 42 命令监视器在超声波图像上显示消息，比如“不可能进行精确穿刺”。这样，知道了该消息的操作人员就有机会重新进行穿刺。

由于这样的显示，操作人员可以确认穿刺针相对于穿刺导线的显著偏离，从而可以防止对患者产生伤害。

图 21 的示意图图示了在本实施方式中，当穿刺针弯曲为曲线形时，显示在监视器上的穿刺导线。

如图 21 所示，在穿刺针曲线弯曲的情况下，基于控制电路 6 通过执行二次回归计算或者类似计算(作为校正穿刺导线的偏差的方法)而获得的图像数据(在超声波图像上的坐标信息)，表现弯曲的穿刺导线。

同样，在这种情况下，控制电路 6 基于 B 模式图像信号所指示的、穿刺针在超声波图像上随着时间的流逝的各个位置(坐标)执行二次回归计算。此外，控制电路 6 将该计算获得的在超声波图像上的坐标写入显示图像存储器 23，作为曲线穿刺导线，并使监视器 25 在上面显示信息。这样，即使穿刺针被弯曲为曲线时，控制电路 6 计算穿刺针的预计行程，监视器 25 显示该行程，从而能够用便宜的装置校正穿刺导线。

（第七种实施方式）

下面描述第七种实施方式。根据该实施方式的超声波诊断设备在于：在根据第一到第五实施方式之一的穿刺模式或者手工穿刺模式的成像中，执行根据第六实施方式的穿刺导线强调显示。

具体地，控制电路 6 控制可变增益放大器 41、图像处理器 42、显示图像存储器 23、图像生成电路 24 等，以便可以使用按照第一到第五实施方式之一的成像模式（自动穿刺模式或者手工穿刺模式）获取的图像数据执行按照第六实施方式的穿刺导线强调显示。

例如，在使用第一实施方式的穿刺模式成像时执行穿刺导线强调显示的情况下，在图 6 的步骤 S6 执行图 17 所示的处理。也就是，控制电路 6、图像处理器 42 等使用穿刺模式图像数据和手工穿刺模式图像数据执行峰值保持处理、穿刺导线的角度校正处理等。此外，多普勒处理单元 50 对于每一条扫描线使用至少两个隔开至少两个速率时间间隔（rates）的反射波（分别对应于第一和第三次超声波发射的反射波）检测多普勒模式中的速度分量。控制电路 6、图像处理器 42 等使用所获得的速度分量执行穿刺针的识别等。

根据这样的配置，借助于第一到第五实施方式之一的成像模式，可以适当地对可归因于穿刺针的运动的运动伪影成像，同时可以通过对穿刺导线的强调显示在超声波图像上显示高可见度的精确穿刺导线。结果，本实施方式有助于进一步提高医疗服务的质量。

（1）可以以下述方式具体实现上述每一个实施方式的功能：将执行相应处理的程序安装在计算机（比如工作站）上，并将程序扩展到存储器上。在这种情况下，能够使计算机执行所述处理的程序也可以以存储在记录介质上的状态进行分发，所述记录介质比如是磁盘（软盘、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD等）或者半导体存储器。

（2）在每一种实施方式中，作为例子描述了穿刺针可见性的增强。但是，这不是要将本发明局限于穿刺针，本发明也可以应用于观测活体的运动的其它在医学上有用的信息项目。

(3) 在每一种实施方式中，作为例子，描述了对多个超声波扫描线中的每一个执行三次超声波发射（或者包括虚速率时间间隔的三次超声波发射）的情况。但是，这不是要将每一条扫描线的超声波发射次数局限于三次，本发明也可以被配置为执行更多次数的超声波发射。即使在这种配置的情况下，使用基于时间上隔开至少两个速率时间间隔（rates）的两次超声波发射的回波信号，从而可以比现有技术更好地对穿刺针等成像。

(4) 不用说，在所有的实施方式中，对于超声波的特性，可以对超声波发射的极性进行对称的替换（将所有的正极性代之以负极性，或者将所有的负极性代之以正极性）。

此外，通过适当地组合在前述实施方式中公开的多个组成要素，可以形成各种发明。作为例子，在每一实施方式中指出的部分或者全部组成要素也可以被省略。另外，不同实施方式的组成要素也可以适当地加以组合。

工业实用性

根据上面描述的本发明，可以实现一种具有增强例如超声波引导穿刺术中的穿刺针的可见性的功能的超声波诊断设备，以及一种控制该超声波诊断设备的方法。

图1

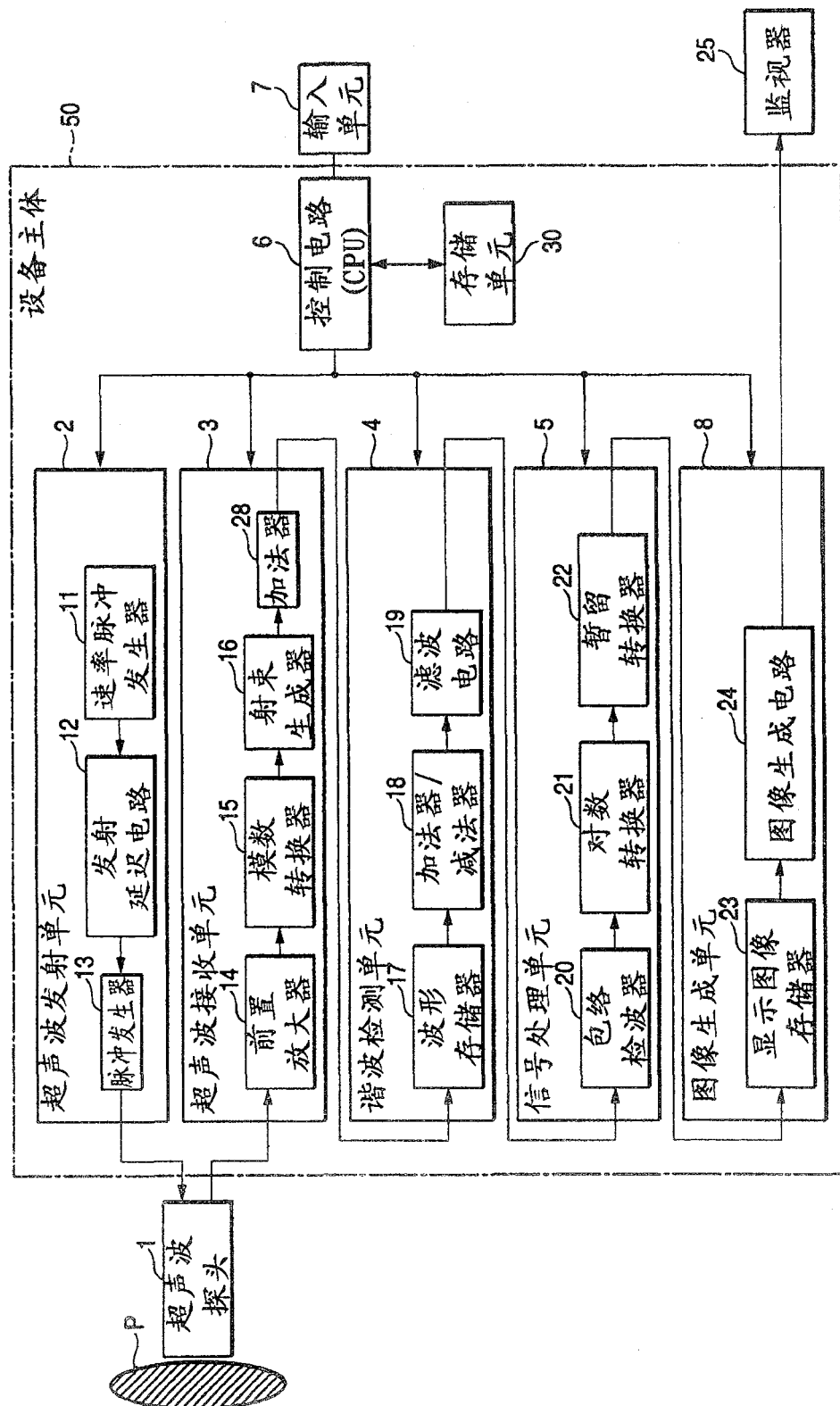


图 2

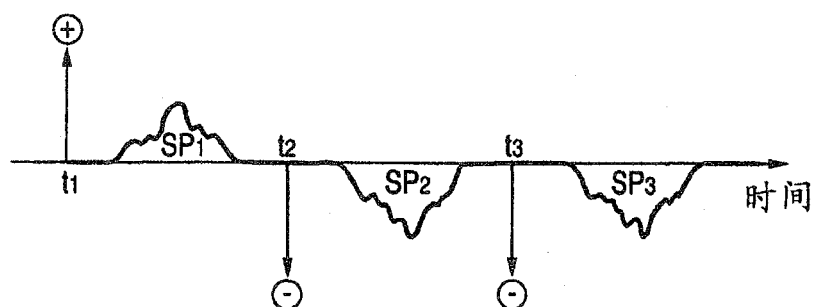


图 3

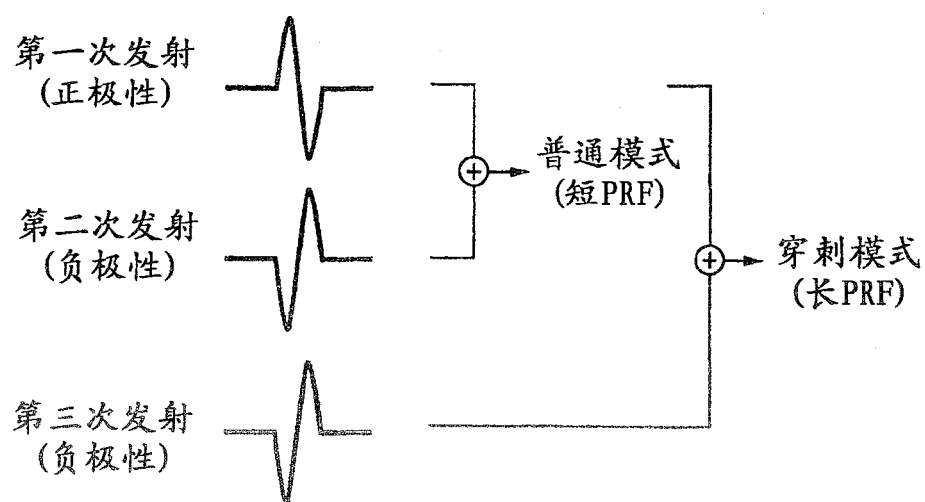


图 4

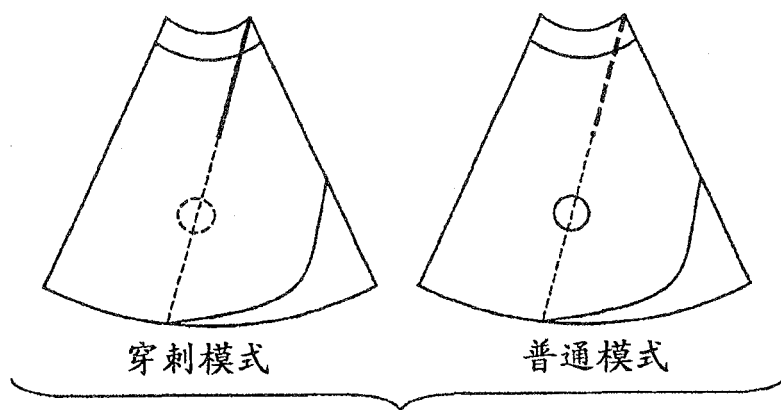


图 5

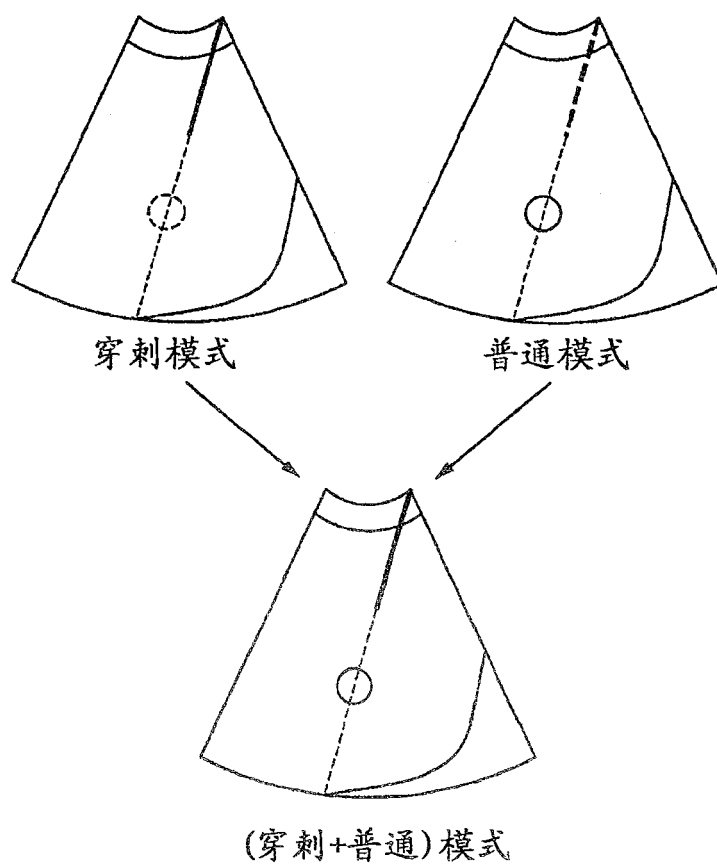


图 6

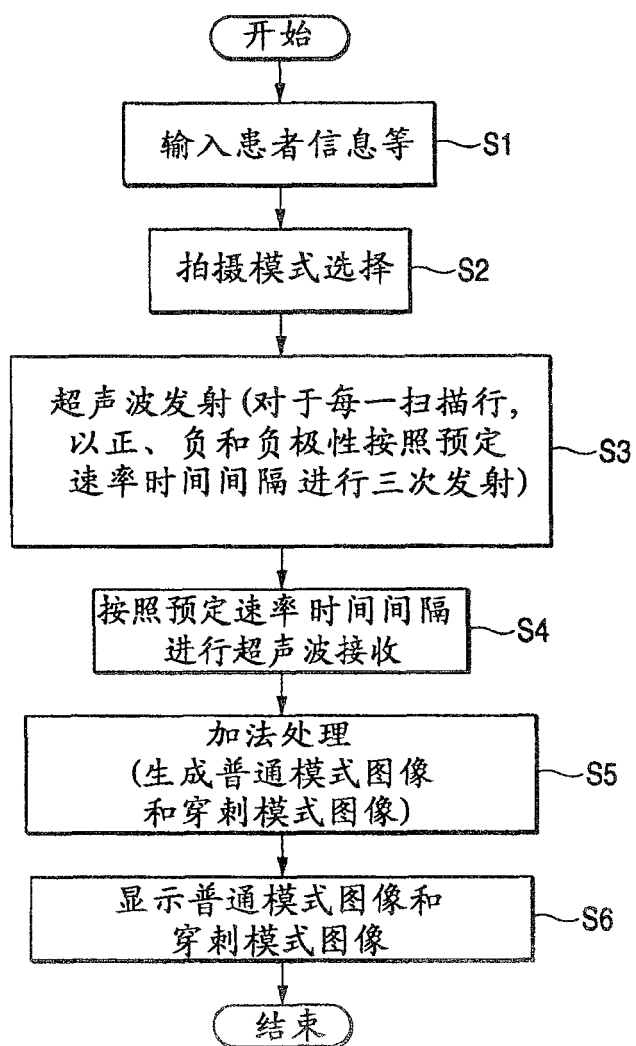


图 7

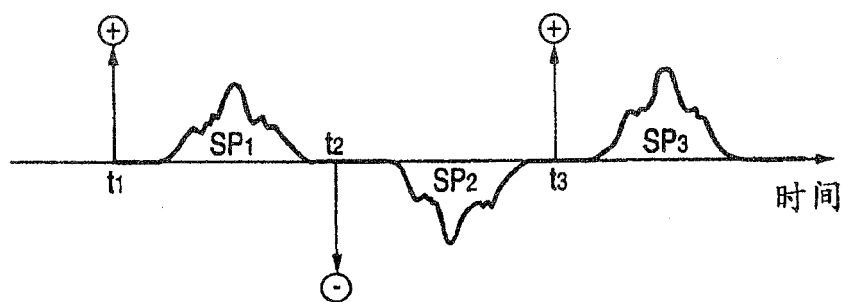


图 8

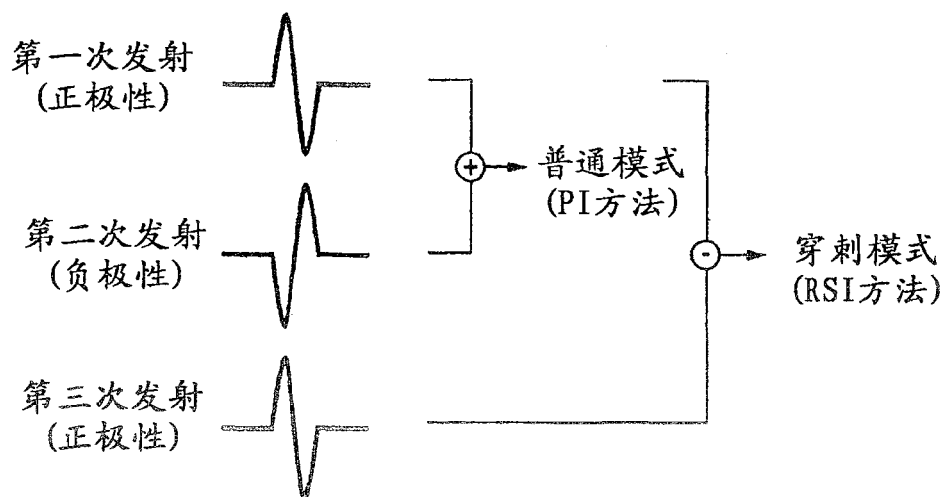


图 9

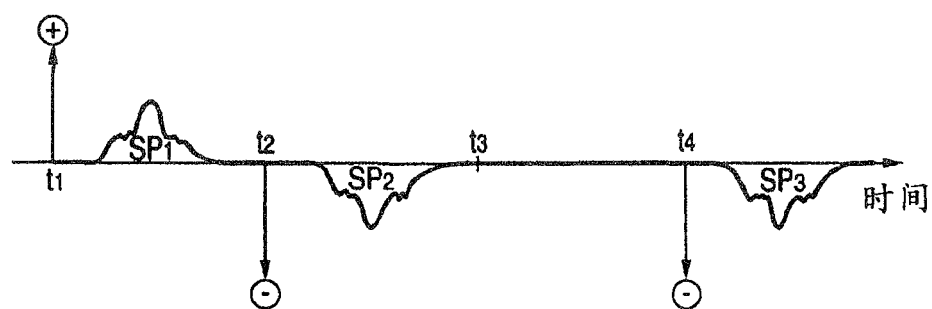


图 10

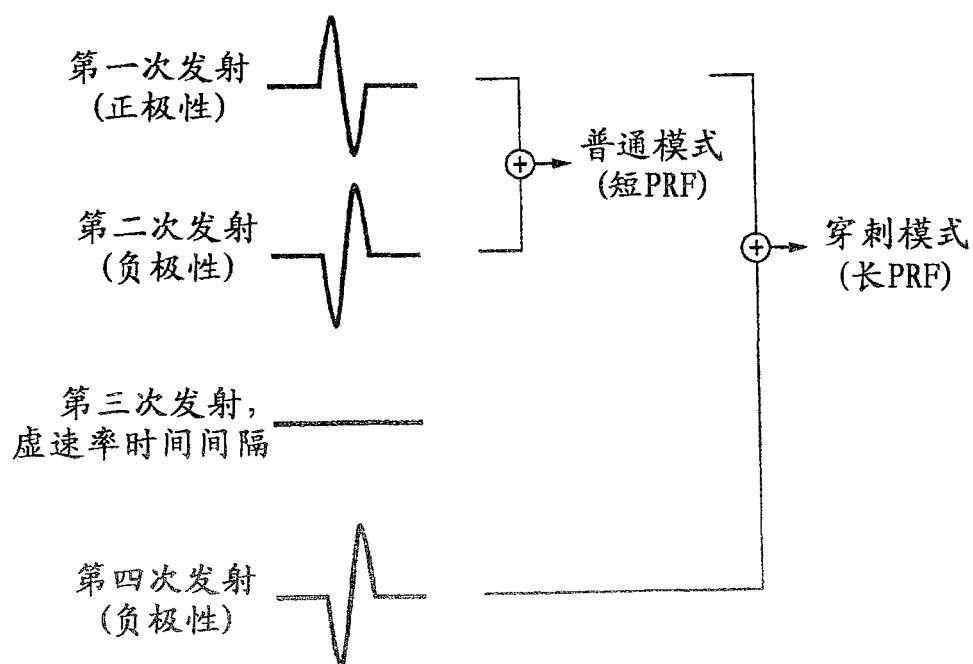


图 11

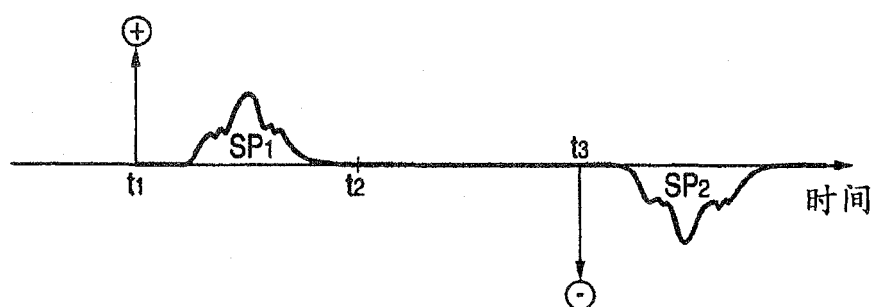


图 12

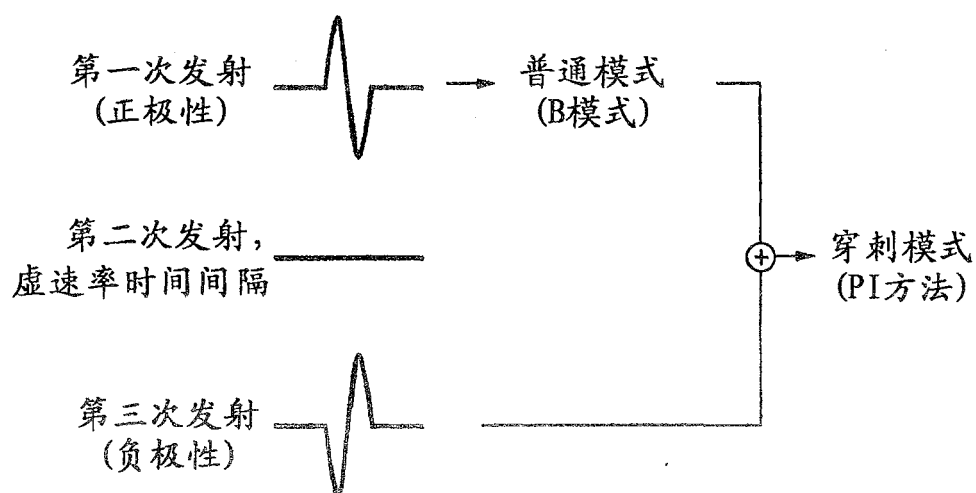


图 13

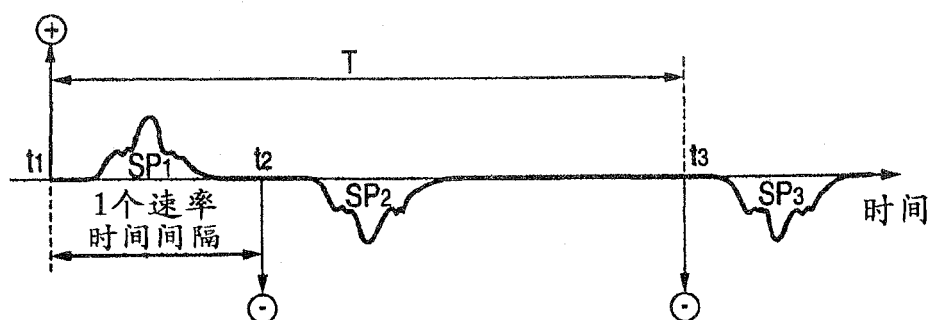


图 14

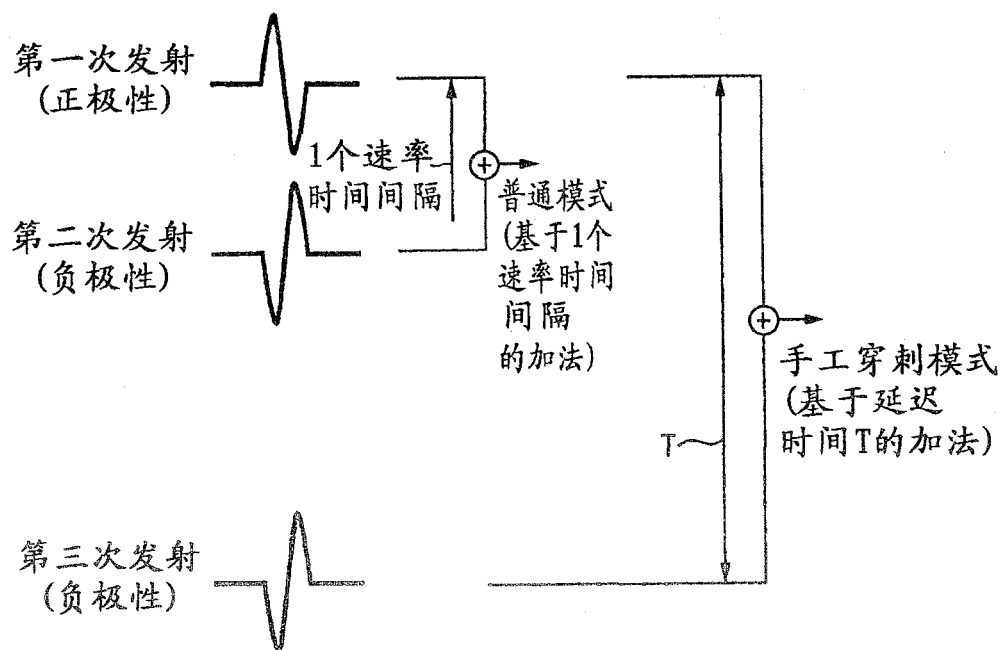
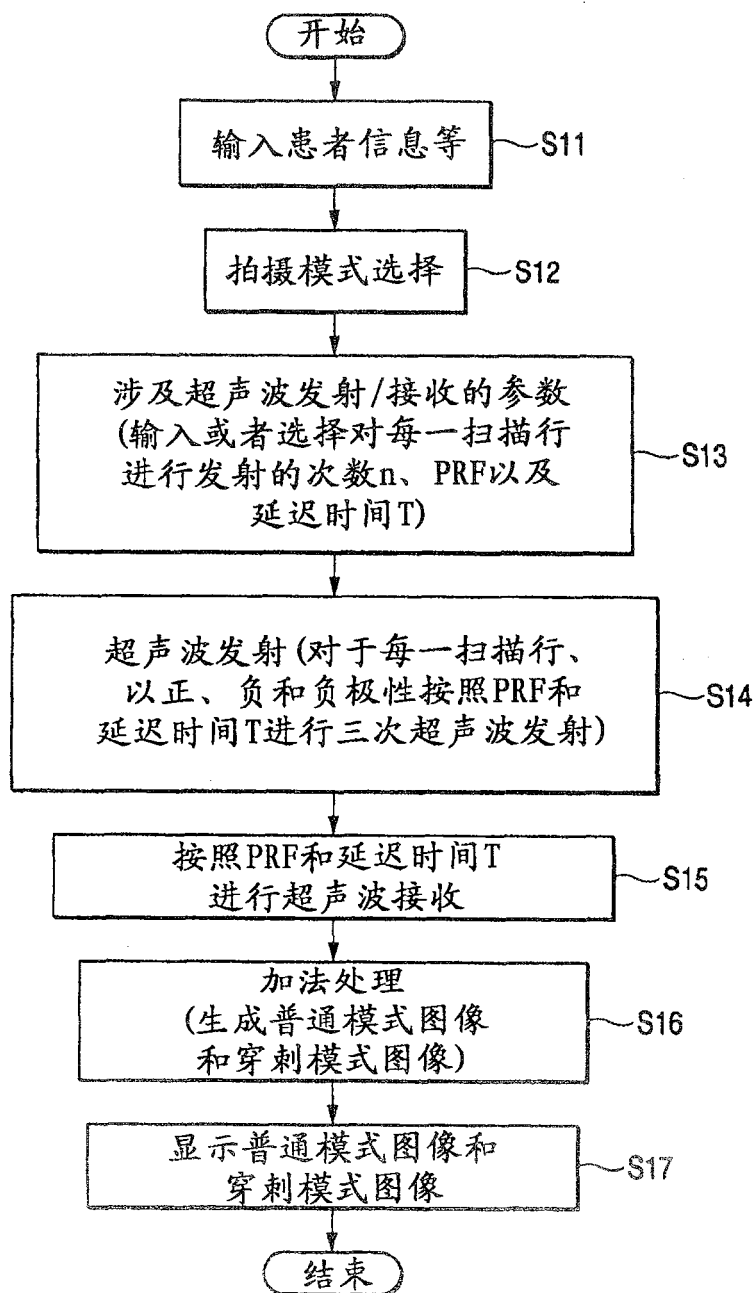


图 15



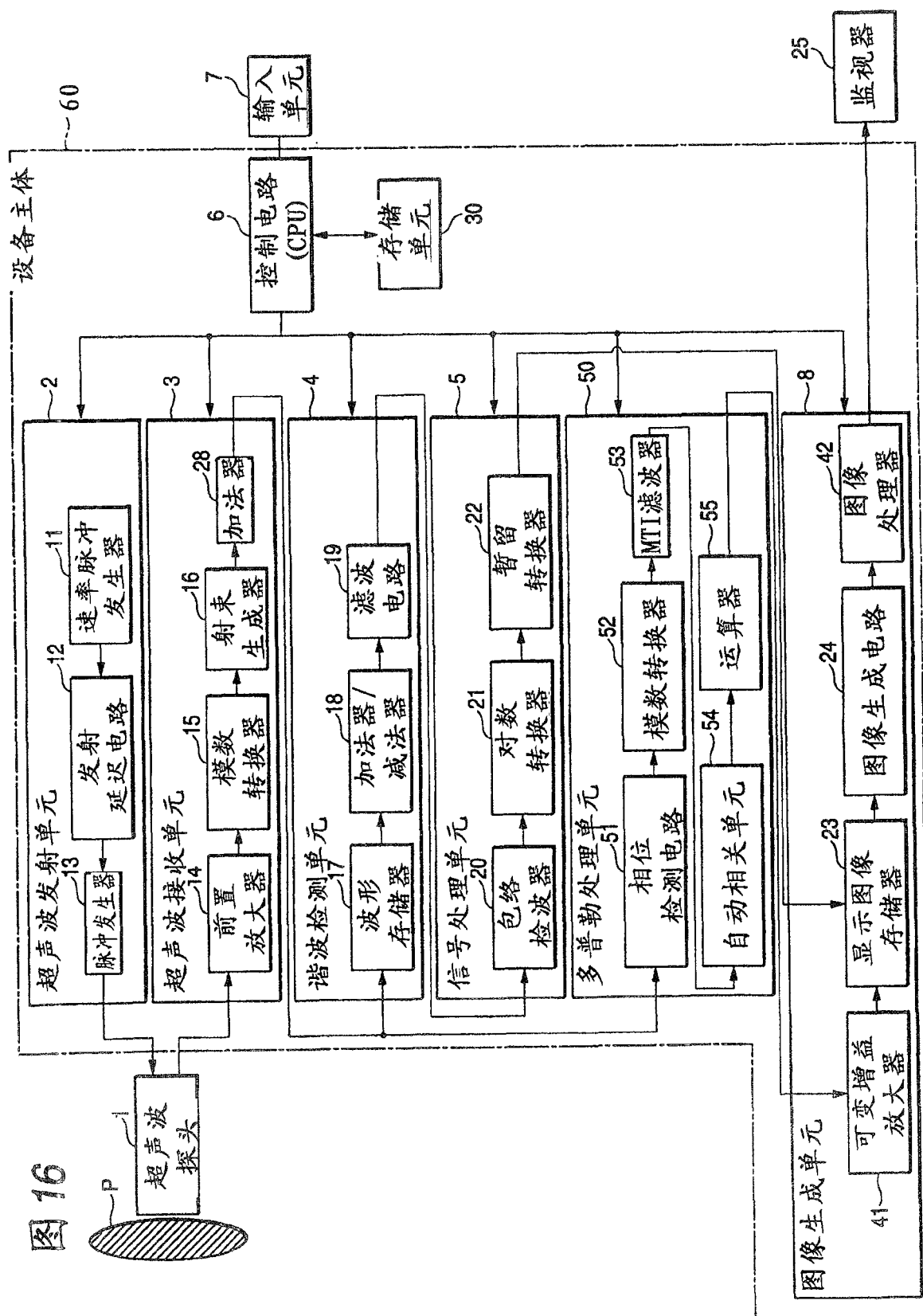


图 17

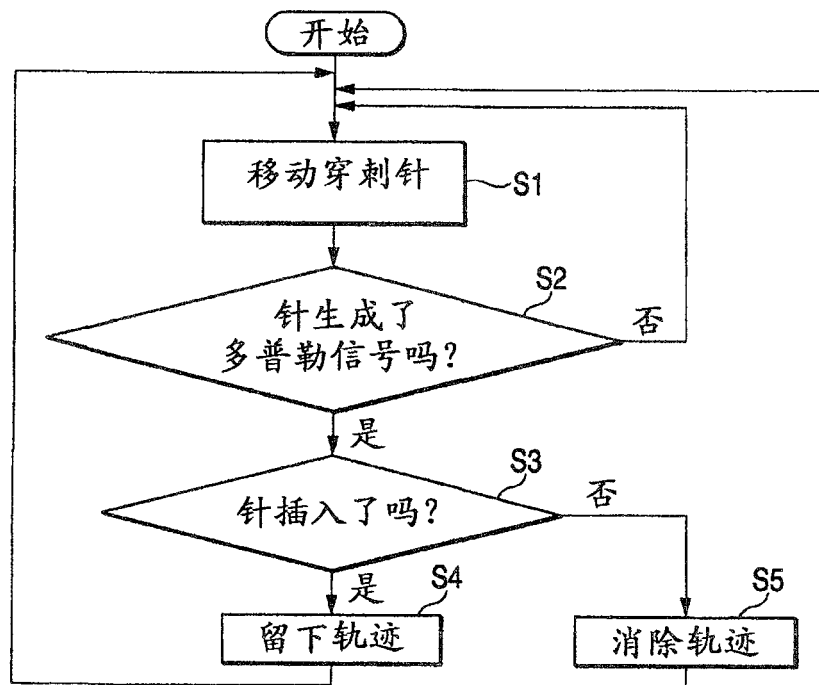


图 18A

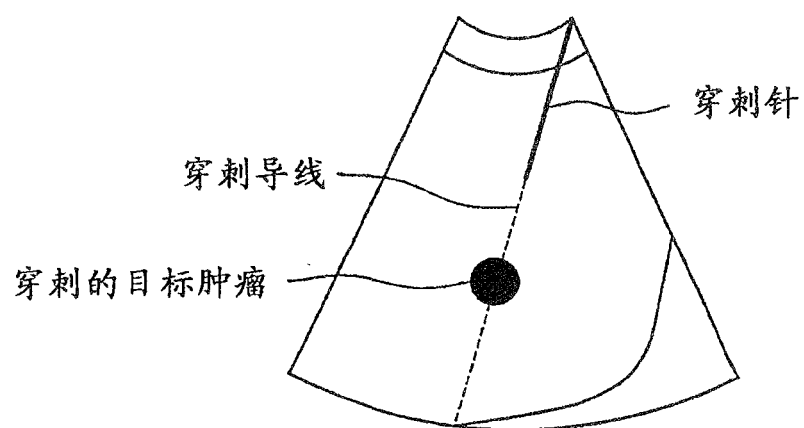


图 18B

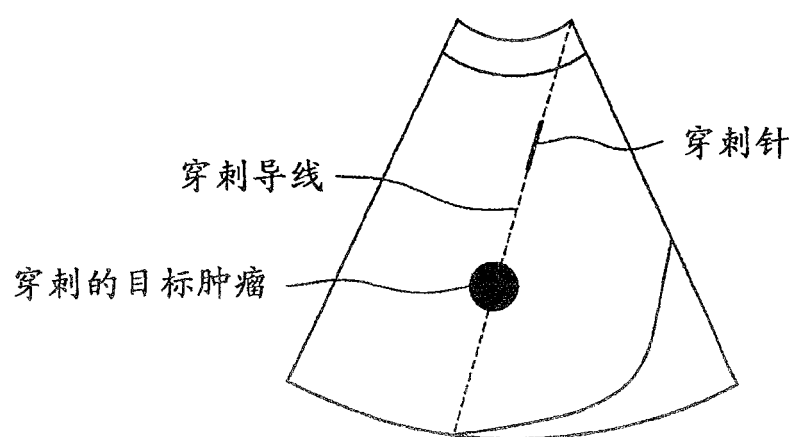


图 19

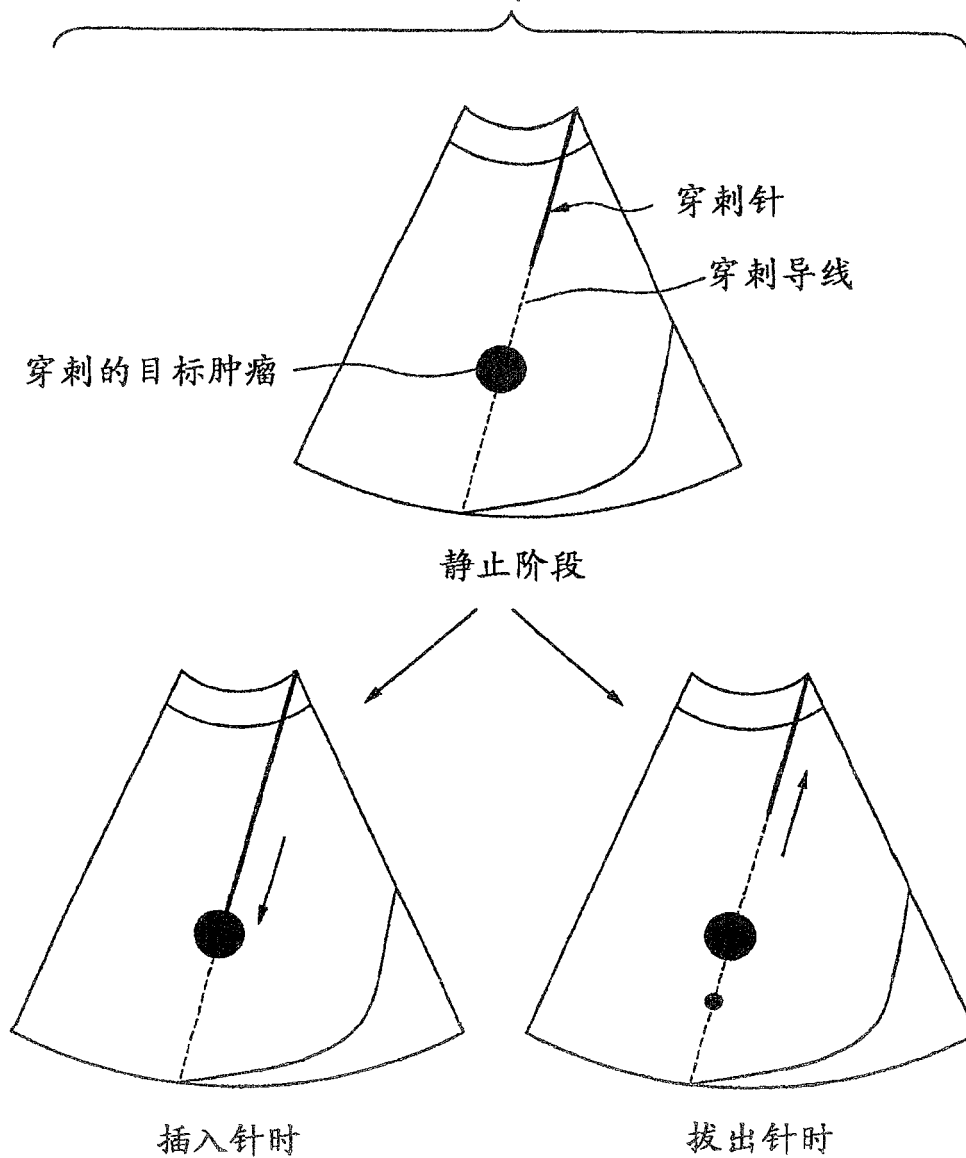


图 20

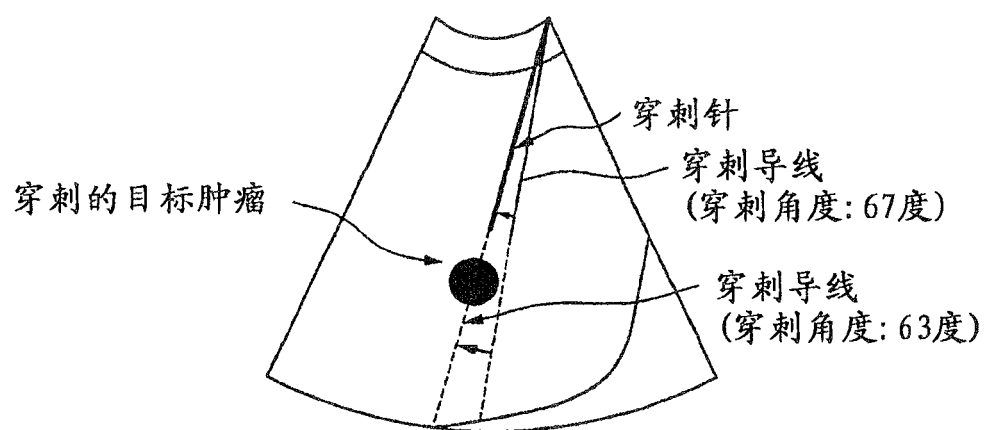
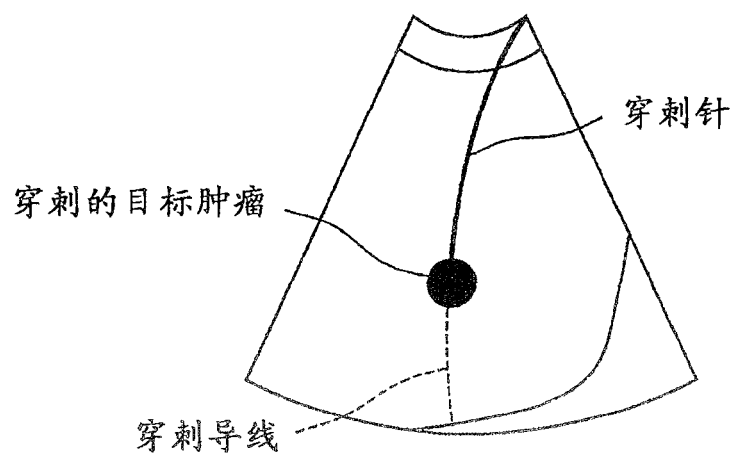


图 21



专利名称(译)	超声波诊断设备以及控制超声波诊断设备的方法		
公开(公告)号	CN100479762C	公开(公告)日	2009-04-22
申请号	CN200580002020.1	申请日	2005-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	中屋重光 泻口宗基 市冈健一 挂江明弘 泷本雅夫 鷺见笃司		
发明人	中屋重光 泻口宗基 市冈健一 挂江明弘 泷本雅夫 鷺见笃司		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	李春晖		
审查员(译)	杨德智		
优先权	2004306125 2004-10-20 JP 2004314345 2004-10-28 JP		
其他公开文献	CN1909835A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断设备以及控制超声波诊断设备的方法。其中，对多个超声波扫描线中的每一个，按照预定的速率时间间隔执行正、负和负极性的三次超声波发射，并按照同样的速率时间间隔接收各次发射的超声波所导致和产生的回波信号。在每一扫描线，将基于第一次发射的正极性超声波的回波信号和基于第二次发射的负极性超声波的回波信号加起来，从而生成普通模式图像。此外，在每一扫描线，将基于第一次发射的正极性超声波的回波信号和基于第三次发射的负极性超声波的回波信号加起来，从而生成穿刺模式图像数据。以预定的方式显示所生成的普通模式图像和穿刺模式图像。

