



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1827048 B

(45) 授权公告日 2010.05.26

(21) 申请号 200510121750.5

(22) 申请日 2005.11.22

(30) 优先权数据

2004-337647 2004.11.22 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 吉田哲也 神山直久

(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 11038

代理人 王以平

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5944666 A, 1999.08.31, 第 2 栏 57 到 60

行, 第 3 栏 30 到 52 行, 第 5 样 47 到 60 行, 第 8 样
5 到 13 行以及图 1—5, 12 和 13.US 20040215076 A1, 2004.10.28, 0010,
0034, 0051 到 0054, 0063, 0064, 0075, 0076,
0086 段以及图 1, 3A 和 3B.

US 6245019 B1, 2001.06.12, 全文.

US 6149597 A, 2000.11.21, 全文.

审查员 张筠

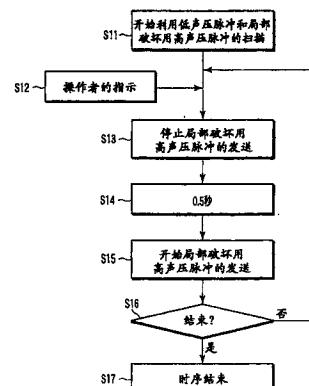
(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用超声波对被投放了造影剂泡沫的被检测体 (P) 的对象区域进行扫描, 由此获得诊断图像的超声波诊断装置, 上述超声波诊断装置具备: 超声波探头 (12); 发送接收单元 (21), 其通过上述超声波探头 (12), 实施具有实质上不破坏上述造影剂泡沫的声压的用于获取关于上述对象区域的血流灌注图像的低声压脉冲的发送接收, 还实施具有破坏上述造影剂泡沫的声压的用于使通过上述对象区域的一部分的造影剂泡沫从上述灌注图像中消失的局部破坏用高压脉冲的发送; 对上述发送接收单元 (21) 指示上述局部破坏用高压脉冲的发送定时的按钮 (13c); 基于通过上述低声压脉冲的发送接收所获取的多个接收信号, 生成多个超声波图像的图像生成电路 (24); 基于通过上述图像生成电路 (24) 所生成的多个超声波图像, 显示上述诊断图像的监视器 (14)。

CN 1827048 B



1. 一种超声波诊断装置,用超声波对被投放了造影剂泡沫的被检测体的对象区域进行扫描,由此获得诊断图像,

上述超声波诊断装置的特征在于具备:

与上述对象区域接触的超声波探头;

发送接收部,通过上述超声波探头,实施具有实质上不破坏上述造影剂泡沫的声压的、用于获取关于上述对象区域的血流灌注图像的第1超声波的发送接收,还通过上述超声波探头,实施具有破坏上述造影剂泡沫的声压的、用于使通过上述对象区域的一部分的造影剂泡沫从上述灌注图像中消失的第2超声波的发送;

定时指示部,对上述发送接收部指示上述第2超声波的发送定时;

图像生成部,基于通过上述第1超声波的发送接收获取的多个接收信号,生成多个超声波图像;

显示部,基于通过上述图像生成部所生成的多个超声波图像,显示上述诊断图像,

其中,上述定时指示部对上述发送接收部进行指示,使其在任意的时间内执行或者停止发送上述第2超声波,

上述任意的时间设定在如下的期间内:可通过上述诊断图像直接观察到由上述第2超声波的发送所形成的上述造影剂泡沫的不连续部分,且该造影剂泡沫的不连续部分滞留在上述对象区域内。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述任意的时间是0.01秒~5秒。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

进一步具备设定上述任意的时间和上述第2超声波的发送的执行或者停止次数中的至少一个的设定部。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

进一步具备:图像处理部,在由上述图像生成部所生成的多个超声波图像中,使用在任意的时间内执行或者停止上述第2超声波的发送之前所生成的第1图像、在任意的时间内执行或者停止上述第2超声波的发送之后生成的第2图像,在上述第1图像和上述第2图像的相互对应的每个位置上实施与亮度有关的差分运算,来生成多个差分图像。

5. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像处理部使用上述多个差分图像,对各个差分图像的相互对应的每个位置实施与亮度有关的最大值保持运算、最小值保持运算、积分运算、以及平均运算中的至少1种。

6. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示部将上述第1图像和上述差分图像重叠显示。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示部用彼此不同的色调显示上述第1图像和上述差分图像。

8. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

还进一步具备用于设定发送上述第2超声波的范围的设定部。

9. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述定时指示部发出指示后,在直到记录基准图像的期间内,对上述对象区域全体进行具有破坏上述造影剂泡沫的声压的第3超声波的发送,其后,停止上述第2超声波的发

送, 经过一定的停止时间后, 再开始上述第 2 超声波的发送,

其中, 上述基准图像用于与再开始上述第 2 超声波的发送后生成的超声波图像进行差分。

10. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

上述定时指示部对上述发送接收部指示上述第 3 超声波的发送定时。

11. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

上述发送接收部三维地多次实施第 1 超声波的发送接收和上述第 2 超声波的发送,

上述图像生成部基于通过上述第 1 超声波的发送接收所获取的多个接收信号, 生成多个三维图像或者二维投影图像。

超声波诊断装置

[0001] 参考文献

[0002] 本申请基于 2004 年 11 月 22 日申请的日本在先专利申请 No. 2004-337647 并要求其优先权,这里将其全文引入作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及在使用超声波造影剂进行的造影回波 (echo) 法中,可以将毛细血管级别的细微血流环流以及比毛细血管更快的血管血流的细微结构作为诊断信息进行提示的超声波诊断装置以及超声波诊断方法。

背景技术

[0004] 超声波诊断能够通过仅用超声波探头与体表接触这样简单的操作,对心脏的跳动以及胎儿的运动进行实时显示。另外,超声波诊断由于不使用 X 射线等,故安全性高,所以即使在产科和家庭医疗等情况下也可以使用。而且,超声波诊断由于其所使用的装置的规模比 X 射线装置、X 射线 CT 装置、MRI 装置等诊断仪器相比更小,所以在床边所进行的检查中也可以实施。如上所述,超声波诊断中,具有很多优点。

[0005] 近年来,随着静脉投放型超声波造影剂的产品化,在心脏和肝脏等的检查中,开始实施“造影回波法”。造影回波法是在从静脉注入超声波造影剂使得血流信号增强的基础上,评价血流动态的方法。

[0006] 造影剂的增多是为了使微小气泡作为超声波反射源而发挥功能。气泡由于根据其细微基材的性质,即使遇到普通诊断级别的超声波照射,也会因为其机械作用而简单地遭到破坏,故从扫描面得到的信号强度降低了。

[0007] 因此,为了实时观察到环流的动态,需要使超声波的声压降低等,减少因扫描而导致的气泡的破坏。然而,如果使用低声压的超声波,由于信号 / 噪声 (S/N) 比低劣,故需要进行对其进行校正的信号处理。

[0008] 对于产生所谓气泡破坏特征的情况,考虑如下的方法。首先,进行低声压的超声波发送接收,将流入扫描面的气泡的动向影像化。接着,停止低声压的超声波的发送接收,之后通过被发送的高声压的超声波,破坏扫描面内 (严格的说是照射体积内) 存在的所有气泡。接着,停止高声压超声波的发送,再一次由被发送接收的低声压超声波将流入扫描面内的气泡的状态影像化。上面的方法称为 replenishment (再充满法) 法 (例如:参考特开平 11-155858 号公报)。

[0009] 可是,超声波图像是作为 2 维图像处理的。但是在实际中,是在多个方向上发送超声波,并基于在各个方向上获取的多个 1 维信息,生成 2 维图像。

[0010] 因此,近年来,研究出了一种将高声压超声波的发送区域限定在局部范围内,并仅仅将诊断图像内的局部区域的气泡破坏的方法。该方法中,在诊断图像所描绘出的多个血管图像中,选择性地只让流入所期望的血管的气泡消失。然而,即使仅仅破坏诊断图像内的局部区域的气泡,仍然无法得到反映流入一个一个血管内的造影剂的速度和量的图像。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于：提供一种在细微血管分支级别的诊断中，可得到反映了流入一个一个血管内的造影剂的速度和量的诊断图像的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

[0012] 为了实现该目的，本发明的超声波诊断装置和超声波诊断方法具有如下结构。

[0013] (1) 一种用超声波对被投放了造影剂泡沫的被检测体的对象区域进行扫描，由此获得诊断图像的超声波诊断装置，上述超声波诊断装置具备：与上述被检测体接触的超声波探头；发送接收部，通过上述超声波探头，发送接收具有不实质上破坏上述造影剂泡沫的声压并用于获取与上述对象区域有关的血流灌注图像的第1超声波信号，其还通过超声波探头，发送具有破坏上述造影剂泡沫的声压并用于使通过上述对象区域的一部分的造影剂泡沫从上述灌注图像中消失的第2超声波；对上述发送接收部指示上述第2超声波的发送定时(timing)的定时指示部；基于通过上述第1超声波的发送接收所获取的多个接收信号，生成多个超声波图像的图像生成部；基于通过上述图像生成部所生成的多个超声波图像，显示上述诊断图像的显示部。

[0014] (2) 在(1)所述的超声波诊断装置中，上述定时指示部对上述发送接收部进行指示使其在任意的时间内执行或者停止发送上述第2超声波；上述任意的时间设定为，可通过上述诊断图像直接观察到由上述第2超声波的发送形成的上述造影剂泡沫的不连续部分，且处于该造影剂泡沫的不连续部分滞留在上述对象区域内的期间内。

[0015] (3) 如(2)所述的超声波诊断装置，上述任意的时间是0.01秒～5秒。

[0016] (4) 如(2)所述的超声波诊断装置，进一步具备设定部，设定上述任意的时间和上述第2超声波的发送的执行或者停止次数中的至少一个。

[0017] (5) 如(2)所述的超声波诊断装置，进一步具备：图像处理部，在上述图像生成部中生成的多个超声波图像中，使用上述第2超声波的发送在任意的时间内执行或者停止之前所生成的第1图像、上述第2超声波的发送在任意的时间内执行或者停止之后生成的第2图像，在上述第1图像和上述第2图像的每个相互对应的位置上实施关于亮度的差分运算，由此生成多个差分图像。

[0018] (6) 如(5)所述的超声波诊断装置，上述图像处理部使用上述多个差分图像，在各个差分图像的每个相互对应的位置上至少实施关于亮度的最大值保持运算、最小值保持运算、积分运算、以及平均运算中的1种。

[0019] (7) 如(5)所述的超声波诊断装置，上述显示部将上述第1图像和上述差分图像重叠显示。

[0020] (8) 如(7)所述的超声波诊断装置，上述显示部用彼此不同的色调显示上述第1图像和上述差分图像。

[0021] (9) 如(1)所述的超声波诊断装置，还进一步具备用于设定发送上述第2超声波的范围的设定部。

[0022] (10) 如(1)所述的超声波诊断装置，上述发送接收部在发送上述第2超声波之前，先对上述对象区域全体发送具有破坏上述造影剂泡沫的声压的第3超声波。

[0023] (11) 如(10)所述的超声波诊断装置，上述定时指示部对上述发送接收部指示上述第3超声波的发送定时。

[0024] (12) 如 (1) 所述的超声波诊断装置,上述发送接收部 3 维地多次实施第 1 超声波的发送接收和上述第 2 发送;上述图像生成部基于通过上述第 1 超声波的发送接收所获取的多个接收信号,生成多个 3 维图像或者 2 维投影图像。

[0025] (13) 一种用超声波对被投放了造影剂泡沫的被检测体的对象区域进行扫描,由此获得诊断图像的超声波诊断方法,上述超声波诊断方法具备:对上述被检测体多次实施具有不实质上破坏上述造影剂泡沫的声压并用于获取与上述对象区域有关的血流灌注图像的第 1 超声波信号的发送接收的步骤;在指定的任意定时下,对上述被检测体发送具有破坏上述造影剂泡沫的声压并用于使通过上述对象区域的一部分的造影剂泡沫从上述灌注图像中消失的第 2 超声波的步骤;基于通过上述第 1 超声波的发送接收所获取的多个接收信号,生成多个超声波图像的步骤;基于上述多个超声波图像,显示上述诊断图像的步骤。

[0026] (14) 如 (13) 所述的超声波诊断方法,在任意的时间内执行或者停止上述第 2 超声波的发送;上述任意的时间设定为,可通过上述诊断图像直接观察到由上述第 2 超声波的发送所形成的上述造影剂泡沫的不连续部分,且处于该造影剂泡沫的不连续部分滞留在上述对象区域内的期间内。

[0027] (15) 如 (14) 所述的超声波诊断方法,上述任意的时间是 0.01 秒~5 秒。

[0028] (16) 如 (14) 所述的超声波诊断方法,可任意设定上述任意的时间以及上述第 2 超声波的发送的执行或者停止次数中的至少一个。

[0029] (17) 如 (14) 所述的超声波诊断方法,在上述多个超声波图像中,使用在任意的时间内执行或者停止上述第 2 超声波的发送之前所生成的第 1 图像、在任意的时间内执行或者停止上述第 2 超声波的发送之后生成的第 2 图像,并在上述第 1 图像和第 2 图像的每个相互对应的位置上实施关于亮度的差分运算,由此生成多个差分图像。

[0030] (18) 如 (17) 所述的超声波诊断方法,使用上述多个差分图像,在各个差分图像的每个相互对应的位置上至少实施关于亮度的最大值保持运算、最小值保持运算、积分运算、以及平均运算中的 1 种。

[0031] (19) 如 (17) 所述的超声波诊断方法,将上述第 1 图像和上述差分图像重叠显示。

[0032] (20) 如 (19) 所述的超声波诊断方法,用彼此不同的色调显示上述第 1 图像和上述差分图像。

[0033] (21) 如 (13) 所述的超声波诊断方法,任意地设定发送上述第 2 超声波的范围。

[0034] (22) 如 (13) 所述的超声波诊断方法,在发送上述第 2 超声波之前,先对上述对象区域全体发送具有破坏上述造影剂泡沫的声压的第 3 超声波。

[0035] (23) 如 (22) 所述的超声波诊断方法,任意地设定上述第 3 超声波的发送定时。

[0036] (24) 如 (13) 所述的超声波诊断方法,对上述被检测体 3 维地多次实施上述第 1 超声波的发送接收和上述第 2 超声波的发送;基于通过上述第 1 超声波的发送接收所获取的多个接收信号,生成多个 3 维图像或者 2 维投影图像。

[0037] 根据本发明,在细微血管分支级别的诊断中,可以得到反映了流入一个个血管内的造影剂的速度和量的图像。

[0038] 本发明的其他目的和优点将通过如下说明书的叙述而更加清楚明白,或者通过对本发明的实践而发现。通过这里特别指出的手段和组合可以实现和获得本发明的目的和优点。

附图说明

- [0039] 引入这些附图并作为说明书的一部分,用来图解说明这些优选实施例,与上面给出的发明概述和下面给出的对优选实施例的详细描述一起用来解释本发明的原理。
- [0040] 图 1 是表示本发明的第 1 实施例中超声波诊断装置的方块图。
- [0041] 图 2A 是表示同一实施例中超声波脉冲的发送接收形态的概略图。
- [0042] 图 2B 是表示同一实施例中超声波脉冲的另一个发送接收形态的概略图。
- [0043] 图 3 是同一实施例中通过低声压脉冲的发送接收所产生的超声波图像。
- [0044] 图 4A 是表示同一实施例中的按钮和鼠标的概略图。
- [0045] 图 4B 是表示同一实施例中的参数设定的概念图。
- [0046] 图 5 是表示同一实施例中的扫描序列的流程图。
- [0047] 图 6A 是同一实施例中,表示从对象血管基干部到末梢,血流信息消失的状态的超声波图像。
- [0048] 图 6B 是表示同一实施例中产生成块泡沫的状态的超声波图像。
- [0049] 图 6C 是表示同一实施例中成块泡沫发生分支或者被稀释的状态的超声波图像。
- [0050] 图 7 是表示本发明的第 2 实施例的扫描序列的流程图。
- [0051] 图 8A 是表示同一实施例中序列开始之后的差分图像。
- [0052] 图 8B 是表示同一实施例中从序列开始而经过预定时间之后的差分图像。
- [0053] 图 9 是同一实施例中对差分图像实施最大保持运算所得到的超声波图像。
- [0054] 图 10 是表示本发明的第 3 实施例的扫描序列的流程图。
- [0055] 图 11 是表示本发明的第 4 实施例的扫描序列的流程图。
- [0056] 图 12A 是表示同一实施例中从对象血管的基干部到其下流侧,血流信息消失的状态的超声波图像。
- [0057] 图 12B 是表示同一实施例中产生成块空隙的状态的超声波图像。
- [0058] 图 12C 是表示同一实施例中成块空隙产生分支或者被稀释的状态的超声波图像。

具体实施方式

- [0059] 下面,参考附图对第 1 实施例~第 4 实施例进行说明。
- [0060] (第 1 实施例)
- [0061] 首先,对本发明的第 1 实施例进行说明。
- [0062] [超声波诊断装置的结构]
- [0063] 图 1 是表示本发明的第 1 实施例中超声波诊断装置的方块图。
- [0064] 如图 1 所示,本实施例的超声波诊断装置具备:装置主体 10、超声波探头 12、输入装置 13、以及监视器(显示部)14。
- [0065] 装置主体 10 具备:发送接收单元(发送接收部)21、B 模式处理单元 22、多普勒处理单元 23、图像生成电路(图像生成部)24、控制处理器(图像处理部)25、内部存储装置 26、接口 29、以及存储部 30。
- [0066] 这些发送接收单元 21、B 模式处理单元 22、多普勒处理单元 23、图像生成电路 24、控制处理器 25、内部存储装置 26、接口 29、以及存储部 30 可以用集成电路等的硬件构成,也

可以是将软件模块化而成的软件程序。

[0067] 发送接收单元 21 具备脉冲产生电路、延迟电路、以及触发产生电路等。脉冲产生电路以预定的速率频率 fr [Hz] (周期: $1/fr$ 秒), 循环产生用于形成发送超声波的速率脉冲。延迟电路在每个信道中将发送超声波汇聚成束状, 且将在发送指向性确定中所需要的延迟时间赋予各个速率脉冲。这样, 形成在被检测体 P 的扫描中使用的超声波脉冲。与超声波探头 12 的振子面对应的超声波脉冲的发送方向是根据延迟时间的变化而调整的。触发产生电路在基于上述速率脉冲的定时下向超声波探头 12 施加驱动脉冲。

[0068] 而且, 发送接收单元 21 具备根据控制处理器 25 的指示执行扫描序列 (在后描述) 的功能。该功能中, 包括瞬间变更延迟时间、发送频率、以及发送驱动电压等的功能。尤其对于变更发送驱动电压来说, 是通过可以瞬间切换其值的线性放大器型发送电路或者通过电切换多个电源单元的机构来实现的。

[0069] 另外, 发送接收单元 21 还具备放大器电路、A/D 转换器、以及加法器等。放大器电路在每个信道中放大从超声波探头 12 接收到的回波信号 (在后描述)。A/D 转换器对放大了的多个回波信号施加为了确定信号接收指向性所需要的延迟时间。加法器对赋予了延迟时间的多个回波信号进行加法运算。通过该加法运算, 强调了来自与回波信号的信号接收指向性对应的方向的反射成分。如此, 形成了具备信号接收指向性和发送指向性的超声波发送接收的综合波束。

[0070] B 模式处理单元 22 对从发送接收单元 21 接收到的回波信号实施对数放大以及包络线检波处理等, 生成用亮度表现信号强度的数据。该数据被输送到图像生成电路 24, 作为用亮度表现反射波强度的 B 模式图像显示在监视器 14 上。

[0071] 多普勒处理单元 23 基于从发送接收单元 21 所接收到的回波信号对速度信息进行频率分析, 提取出血流、组织、以及造影剂的回波成分, 对多点求出平均速度、分布、以及能量等血流信息。该血流信息被输送到图像生成电路 24, 并作为平均速度图像、分布图像、能量图像、以及它们的组合图像以彩色方式显示在监视器 14 上。

[0072] 图像生成电路 24 将扫描得到的扫描线信号列转换成以电视等为代表的视频格式的扫描线信号列, 由此生成超声波图像。另外, 图像生成电路 24 具备存储图像数据的记忆存储器。如此, 操作者能够例如在诊断之后等, 调用在检查中所存储的图像。

[0073] 控制处理器 25 具有作为信息处理装置的功能, 在本实施例中控制超声波诊断装置的所有动作。特别地, 控制处理器 25 从内部存储装置 26 中读出用于执行超声波发送接收、图像生成、图像显示、扫描序列 (在后描述)、差分运算、最大值保持运算、平均运算、积分运算以及重叠显示等操作的控制程序, 在软件存储部 30b 上展开, 而执行与各种处理相关的运算和控制等。

[0074] 内部存储装置 26 存储有: 用于执行超声波发送接收、图像生成、图像显示、扫描序列、差分运算、最大值保持运算、平均运算、积分运算、以及重叠显示等的控制程序, 还有诊断信息 (例如患者 ID、医生的意见等)、诊断协议、发送接收条件、及其它数据组。另外, 内部存储装置 26 根据需要还被用来保管存储在图像存储器 30a 中的图像数据。保管在内部存储装置 26 中的图像数据可以经由接口 29 向外围装置输送。

[0075] 接口 29 与输入装置 13 和网络等连接。另外, 接口 29 根据需要还与新的外部存储装置 (未图示) 连接。用超声波诊断装置得到的超声波图像等的数据和分析结果等可以通

过接口 29 和网络输送到其他的装置。

[0076] 存储部 30 具备:图像存储器 30a 和软件存储部 30b。图像存储部 30a 是保存从图像生成电路 24 接收到的图像数据的记忆存储器。操作者能够在例如诊断之后,调用该图像数据。所调用的图像数据可以用静止画面表示或者也可以用动画来再现。而且,在用动画再现的情况下,要使用多个图像数据。另外,图像存储器 30a 根据需要存储发送接收单元 21 的输出信号(称为“RF 信号”)、B 模式处理单元 22 的输出信号、其他的原始数据、或者通过网络获取的图像数据等。软件存储部 30b 用来暂时存储在每次执行超声波发送接收、图像生成、图像显示、扫描序列、差分运算、最大值保持运算、平均运算、积分运算、以及重叠显示等时需要的控制程序。

[0077] 超声波探头 12 具备:将来自被检测体 P 的反射波转换成电信号的多个压电振子;使压电振子和被检测体 P 声音匹配的声音匹配层;吸收从压电振子向超声波探头 12 的后方传播的超声波的背衬(backing)材料等,并基于来自发送接收单元 21 的驱动信号产生超声波脉冲。

[0078] 如果从超声波探头 12 向被检测体 P 发送超声波脉冲,则该超声波脉冲在被检测体 P 内的声音阻抗不连续部分接连不断地被反射。从被检测体内返回来的超声波脉冲作为回波信号被超声波探头 12 接收。回波信号的振幅依赖于构成反射的不连续部分的声音阻抗的差。另外,如果发送的超声波脉冲在血流和心脏壁等移动体处发生反射,则由于多普勒效应,回波信号对应于移动体相对于超声波脉冲的发送方向的速度成分产生频率偏移。

[0079] 输入装置 13 连接到装置主体 10,用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域(ROI)的设定指示、以及种种画质条件设定指示等输入到装置主体 10 中。输入装置 13 具备:轨迹球(设定部)13a、各种开关 13b、按钮(定时指示部)13c、鼠标(设定部)13d、以及键盘(设定部)13e 等。

[0080] 按钮 13c 用于指示扫描序列的开始,而且也用于指示高声压超声波脉冲(以下,称为“局部破坏用高声压脉冲”)的发送的停止定时。但是,也可以使用开关 13b 来代替按钮 13c。

[0081] 另外,轨迹球 13a 用来设定局部破坏用高声压脉冲的发送方向 D。鼠标 13d 用来设定局部破坏用高声压脉冲的发送范围 R、局部破坏用高声压脉冲的停止时间(任意的时间)、局部破坏用高声压脉冲的停止次数、以及停止期间和停止期间之间的间隔等。而且,还可以用键盘 13e 代替鼠标 13d。作为开关 13b 一般使用触摸屏。轨迹球 13a、按钮 13c、鼠标 13d、以及键盘 13e 的功能也可以用触摸屏来实现。

[0082] 监视器 14 基于用图像生成电路 24 所得到的视频格式的扫描线信号列,将被检测体 P 内的形态学信息和血流信息等作为诊断图像显示。

[0083] [超声波诊断装置的使用]

[0084] (前提)

[0085] 在本实施例中,作为投放到被检测体 P 中的造影剂,使用所谓的“下一代造影剂”。该“下一代造影剂”具有即使发送低声压的超声波脉冲(下面,称为“低声压脉冲”)泡沫也不会被破坏,并持续发出和谐的信号的性质。因此,如果使用下一代造影剂,则可以实现长时间的影像化。另外,在造影剂的注入中,使用持续注入泵等。如此,使向被检测体投放的每预定时间内的造影剂量小且稳定,能够在长时间范围内保持被检测体体内的造影剂浓度

一定。

[0086] (超声波脉冲的发送形态)

[0087] 图 2A 是表示该实施例的超声波脉冲的发送接收形态的概略图。

[0088] 如图 2A 所示,在生成普通的 B 模式图像的情况下,执行 N 次超声波脉冲的发送接收。而且,基于在 N 次发送接收中所得到的 N 条扫描线 S1,生成 1 帧超声波图像。而且,也存在在 1 个方向上反复进行超声波脉冲的发送接收来得到 1 条扫描线信息的方法。然而,在生成 B 模式图像这一点上,该方法由于与上述方法具有相同的目的,故这里省略其说明。

[0089] 图 2B 是表示同一实施例中的超声波脉冲的另外的发送接收形态的概略图。

[0090] 在同时生成 B 模式图像和 M 模式图像的情况下,如图 2B 所示,每 N 次地交替反复进行用于生成 B 模式图像的超声波脉冲的发送接收和用于生成 M 模式图像的超声波脉冲的发送接收。基于在 B 模式图像用的 N 次发送接收中所得到的 N 条扫描线 S1,生成 1 帧超声波图像。另外,基于在 M 模式图像用的 N 次发送接收中所得到的 N 条扫描线 S2,生成回波信号的时间变化信息。

[0091] 在该情况下,如果速率频率 (1[sec] 所进行的超声波脉冲的发送接收次数) 是 $fr[\text{Hz}]$,则 B 模式图像是按照在 $2N/fr[\text{sec}]$ 中拍摄 1 张的比例生成的。另外, M 模式图像由于是利用以在 $2/fr[\text{sec}]$ 中进行 1 次的比例所得到的接收信号来生成的,所以即使对于非常快的运动也能提示其相应的信息。

[0092] 而且,在本实施例中,虽然 M 模式图像用的超声波脉冲的发送接收方向是相对于超声波探头 12 的振子面垂直的方向,但是并不限于此。另外,虽然 B 模式图像用的超声波发送接收和 M 模式图像用的超声波发送接收是交替的,但是可以任意变更其比例。

[0093] (利用低声压脉冲进行的血管结构的描绘)

[0094] 图 3 是同一实施例中利用低声压脉冲的发送接收所生成的超声波图像。

[0095] 在本实施例中,首先用低声压脉冲 (第 1 超声波) 对被检测体 P 进行扫描。而且在本实施例中,如上所述,作为投放到被检测体 P 的造影剂,使用具备上述性质的“下一代造影剂”。因此,如果利用低声压脉冲对被检测体 P 进行扫描,则如图 3 所示,能够将扫描面内几乎所有的血管结构都在超声波图像上描绘出来。

[0096] (参数设定)

[0097] 图 4A 是表示同一实施例中按钮 13C 和鼠标 13d 的概略图、图 4B 是表示同一实施例的参数设定的概念图。

[0098] 在超声波图像上的血管结构描绘中,操作者可以在观察该血管结构的同时为了执行扫描序列,操作轨迹球 13a、鼠标 13d、键盘 13e 等,或者触摸命令屏幕,来设定需要的参数。

[0099] 在参数中包括:局部破坏用高声压脉冲的发送的停止时间、局部破坏用高声压脉冲的发送频率、局部破坏用高声压脉冲的发送方向 D、局部破坏用高声压脉冲的发送范围 R 等。在参数设定中,重要的是使局部破坏用高声压脉冲的发送方向 D 朝向所关注的血管的基干部分,而且局部破坏用高声压脉冲的发送停止时间要根据上述所关注的血管的血流速度来进行设定。

[0100] 这是因为根据血管的类型而血流速度也有很大的不同。例如:肝动脉的血流速度是 $20[\text{cm/sec}]$ 左右,门静脉的血流速度是 $10[\text{cm/sec}]$ 左右。另外,如果是血管的末梢,血

流速度还有可能进一步加速。因此,如果对所有的血管设定相同的停止时间,则会在成块泡沫 b(在后描述)的长度上产生差异。

[0101] 因此,发明人在对象血流速度是 $5[\text{cm/sec}] \sim 30[\text{cm/sec}]$ 左右的程度下进行考察,并进一步对识别性和扩散程度进行研究,其结果是,得出了成块泡沫 b 的长度优选在 $0.3[\text{cm}] \sim 10[\text{cm}]$ 左右的结论。因此,按照局部破坏用高声压脉冲的停止时间在 $0.01[\text{sec}] \sim 5[\text{sec}]$ 的范围内可以调整的方式来构成本实施例中的超声波诊断装置。

[0102] 但是,在本实施例中实施的后述的扫描序列中,由于对象血管是肝动脉,所以将停止时间设定为 $0.5[\text{sec}]$ 。而且,发送范围 R 设定为 3 条扫描线,发送频率设定为 $2[\text{MHz}]$ 。

[0103] (扫描序列)

[0104] 图 5 是同一实施例中表示扫描序列的流程图,图 6A 是表示同一实施例中从对象血管 J 的基干部 K 到末梢,血流信息消失的状态的超声波图像,图 6B 是表示同一实施例中产生成块泡沫 b 的状态的超声波图像、图 6C 是表示同一实施例中成块泡沫 b 发生分支或者被稀释的状态的超声波图像。

[0105] 一旦参数设定结束,则操作者按下按钮 13c。于是,将以发送方向 D 为中心的相当于 3 条扫描线的区域 A(下面,称为“照射区域”)的声压切换到可以实质上破坏泡沫的高声压。如此,使得利用混合了低声压脉冲和局部破坏用高声压脉冲的超声波脉冲进行的扫描开始(步骤 S11)。

[0106] 图 6A 表示此时的超声波图像。在发送局部破坏用高声压脉冲的过程中,由该声压导致存在于照射区域 A 中的泡沫被破坏。因此,如果延长发送局部破坏用高声压脉冲的时间,则如图 6A 所示,从对象血管 J 的基干部 K 到末梢,血流信息消失。

[0107] 接着,操作者在观察显示在监视器 14 上的超声波图像的同时在期望的时机下按下按钮 13c(步骤 S12)。于是,停止局部破坏用高声压脉冲的发送(步骤 S13)。而且,在停止局部破坏用高声压脉冲的发送的时候,还可以代之而进行低声压脉冲的发送。如果停止局部破坏用高声压脉冲的发送,则对象血管 J 中的泡沫从基干部 K 开始向下游流动,朝向对象血管 J 的末梢部分,血流信息得到放大。

[0108] 而且,一旦从局部破坏用高声压脉冲的发送停止经过 $0.5[\text{sec}]$ (步骤 S14),则自动再开始局部破坏用高声压脉冲的发送(步骤 S15)。如此,再次开始混合了低声压脉冲和局部破坏用高声压脉冲的扫描。

[0109] 图 6B 表示此时的超声波图像。一旦再开始局部破坏用高声压脉冲的发送,则存在于照射区域 A 的泡沫再次被破坏。如此,在局部破坏用高声压脉冲的发送停止的期间($0.5[\text{sec}]$)中向对象血管 J 的基干部 K 的下游流出的部分,被从基干部 K 的上流侧的泡沫中切离,如图 6B 所示那样,形成小的块而流向血管的下游。

[0110] 然后,形成小的块的泡沫 b(下面,称为“成块泡沫”),如图 6C 所示那样,根据血管的形状而分支或者被稀释。如此,操作者从成块泡沫 b 分支的状态和被稀释的状态,能够确认血流良好的地方和不好的地方。

[0111] 另外,如果得到了所期望的血流信息(步骤 S16 的 YES),则结束扫描序列(步骤 S17)。另外,在想要再一次观察血流信息的情况下(步骤 S16 的 NO),操作者在观察超声波图像的同时在所期望的时机下按下按钮 13c(步骤 S12)。于是,执行与上述同样的步骤,操作者能够再一次确认成块泡沫 b 分支的状态和被稀释的状态。

[0112] (本实施例的作用)

[0113] 在本实施例的超声波诊断装置中,在对对象血管 J 的基干部 K 发送局部破坏用高声压脉冲的时候,根据来自操作者的指示仅停止 0.5[sec] 的局部破坏用高声压脉冲的发送。

[0114] 因此,一旦再次进行局部破坏用高声压脉冲的发送,则在对象血管 J 的基干部 K 的下游侧处形成成块泡沫 b,操作者通过观察该成块泡沫 b 分支的状态和被稀释的状态,就能够确认对象血管 J 内的血流状态。

[0115] 本实施例中的输入装置 13 具备:用于指示局部破坏用高声压脉冲的停止时机的按钮 13c。因此,从操作者指示时机开始到局部破坏用高声压脉冲的发送实际上停止为止的时间延迟减少了,因此能够得到操作者所希望的瞬间的血流信息。

[0116] 而且,在本实施例中,是以局部破坏用高声压脉冲的发送仅停止 1 次的例子进行说明的。然而,本发明不限于这样的方案。也就是说本发明还可以是以下的形态,通过鼠标 13d 或者键盘 13e 等的操作,对局部破坏用高声压脉冲的停止次数和局部破坏用高声压脉冲的停止间隔进行自由设定。在该情况下,在对象血管 J 中,由于在每个预定时间形成多个成块泡沫 b,所以操作者通过观察这些多个成块泡沫 b,就能够观察到成块泡沫 b 的分支和稀释的状态随着时间的经过而进行变化的状态。

[0117] 另外,在本实施例中,假定了对象血管为肝动脉。因此,局部破坏用高声压脉冲的停止时间为设定成最适于肝动脉的 0.5[sec]。然而,本发明不限于此。例如,还可以是基于由多普勒处理单元 23 所检测出的血流速度,对最适于对象血管 J 的停止时间进行自动计算的形态。

[0118] 另外,如果发送接收单元 21 具有 3 维地发送接收超声波脉冲的功能,而且图像生成电路 24 具有从 3 维体数据生成 3 维图像或者 2 维投影图像的功能,则根据发送接收单元 21 所接收到的 3 维体数据还能够得到更多的信息。也就是说,本发明还可以与 3 维显示方式一并使用。

[0119] (第 2 实施例)

[0120] 接着,对本发明的第 2 实施例进行说明。而且,这里对于与上述实施例相同的结构和作用,省略其说明。

[0121] 图 7 是表示本发明的第 2 实施例的扫描序列的流程图,图 8A 是同一实施例中序列开始之后的差分图像,图 8B 是同一实施例中在序列开始后经过预定时间之后的差分图像。

[0122] 如图 7 所示,本实施例中的扫描序列相对于第 1 实施例中的扫描序列,增加了步骤 S21 和步骤 S22。

[0123] 也就是说,在本实施例中的扫描序列中,如果操作者按下按钮 13c(步骤 S12),则将此前生成的超声波图像作为基准图像 F0 进行记录(步骤 S21)。如图 6A 所示,该基准图像 F0 是通过局部破坏用高声压脉冲的发送使对象血管 J 内的泡沫选择性地消失了的超声波图像。

[0124] 另外,如果局部破坏用高声压脉冲的发送开始(步骤 S15),则针对通过低声压脉冲的扫描依次生成的超声波图像 F1、F2、...,在与基准图像 F0 之间执行亮度差分运算。如此,如图 8A 和图 8B 所示那样,生成仅仅提取出成块泡沫 b 来表示的差分图像 F1-F0、F2-F0、... (步骤 S22)。这样,如果对依次生成的超声波图像 F1、F2、... 执行亮度差分运

算,则将成块泡沫 b 之外的血流信息从诊断图像中删除了,因此操作者可以容易地识别出成块泡沫 b 分支的状态和被稀释的状态。

[0125] 另外,如果将基准图像 F0 和差分图像 F1-F0、F2-F0、… 以彼此不同的色调重叠显示在监视器 14 上,则使得血管结构与成块泡沫 b 的分支和稀释的状态之间的对应关系更加明了,因此操作者可以很容易地识别在哪个血管分支处血流不好等情况。

[0126] 而且,还设想了对于上述的差分图像 F1-F0、F2-F0、… 执行所谓最大保持运算。该最大保持运算就是将多个差分图像 F1-F0、F2-F0、… 中的空间上对应的像素的亮度进行比较,选择采用亮度高的一方的运算方法。这样,如果对多个差分图像 F1-F0、F2-F0、… 执行了最大保持运算,则如图 9 所示那样,成块泡沫 b 的轨迹构成血管结构并被影像化,能够得到更多的信息。

[0127] 另外,还设想了对上述的差分图像 F1-F0、F2-F0、… 执行所谓的积分运算。该积分运算就是对多个差分图像 F1-F0、F2-F0、… 中的空间上对应的像素的亮度值进行加法运算,采用该加法运算之后的亮度的运算方法。这样,如果对多个差分图像 F1-F0、F2-F0、… 执行了积分运算,则对血管内的成块泡沫 b 的疏密情况以亮度形式来表现,因此能够进一步得到更多的信息。

[0128] 而且,还设想了对上述的差分图像 F1-F0、F2-F0、… 执行所谓的平均运算。该平均运算就是采用多个差分图像 F1-F0、F2-F0、… 中的空间上对应的像素的亮度值的平均值的运算方法。这样,对多个差分图像 F1-F0、F2-F0、… 执行平均运算,也能够得到与上述积分运算类似的效果。

[0129] (第 3 实施例)

[0130] 接着,对本发明的第 3 实施例进行说明。而且,这里对于与上述实施例相同的结构和作用,省略其说明。

[0131] 图 10 是表示本发明的第 3 实施例中的扫描序列的流程图。

[0132] 如图 10 所示,本实施例的扫描序列相对于第 2 实施例的扫描序列增加了步骤 S31。

[0133] 也就是说,在本实施例的扫描序列中,如果操作者按下按钮 13c(步骤 S12),则直到记录基准图像 F0(步骤 S21)的期间内,以全体破坏用高声压脉冲对被检测体 P 进行扫描(步骤 S31),破坏存在于扫描面内的所有的泡沫。这样,即使泡沫进入到了血管的末梢部分和组织内部,也不会让因此而引起的血流信息造成麻烦,能够获取鲜明的诊断图像。

[0134] (第 4 实施例)

[0135] 接着,对本发明的第 4 实施例进行说明。而且,这里对与上述实施例同样的结构和作用,省略其说明。

[0136] 图 11 是表示本发明的第 4 实施例的扫描序列的流程图,图 12A 是同一实施例中从对象血管 J 的基干部 K 到其下游侧,血流信息消失的状态的超声波图像,图 12B 是同一实施例中产生成块空隙 v 的状态的超声波图像,图 12C 是同一实施例中成块空隙 v 发生分支或者被稀释的状态的超声波图像。

[0137] 在本实施例中,使用成块空隙 v 来代替成块泡沫 b。也就是说,操作者通过观察成块空隙 v 分支的状态和被稀释的状态,来确认血流状态。下面,进行详细的说明。

[0138] (扫描序列)

[0139] 一旦用于执行扫描序列的参数设定结束,则操作者按下按钮 13c。于是,开始仅利

用低声压脉冲的被检测体 P 的扫描 (步骤 S41)。而且,在本实施例中,使用与第 1 实施例相同的“下一代造影剂”。因此,如图 3 所示,在用该扫描获取的超声波图像中,描绘出了扫描面内基本上所有的血管结构。

[0140] 另外,在参数中,包括:局部破坏用高声压脉冲的发送时间(任意的时间)、局部破坏用高声压脉冲的发送频率、局部破坏用高声压脉冲的发送方向 D、以及局部破坏用高声压脉冲的发送范围 R 等。而且,在本实施例中,与第 1 实施例中的参数同样地,发送时间为 0.5[sec],发送范围 R 为 3 条扫描线,发送频率为 2[MHz]。

[0141] 然后,如果通过低声压脉冲的发送接收在超声波图像上描绘出了血管结构,则操作者在观察该血管结构的同时在希望的时机下按下按钮 13c(步骤 S42)。这样,对于照射区域 A(以发送方向 D 为圆心相当于 3 条扫描线的区域 A),开始局部破坏用高声压脉冲的发送(步骤 S43)。

[0142] 图 12A 表示此时的超声波图像。在局部破坏用高声压脉冲的发送的过程中,通过该声压破坏存在于照射区域 A 中的泡沫。因此,从发送了局部破坏用高声压脉冲之后开始,如图 12A 所示,从对象血管 J 的基干部 K 到下流侧,形成血流信息消失了的部分。

[0143] 而且,如果从局部破坏用高声压脉冲的发送开始经过了 0.5[sec](步骤 S44),则自动停止局部破坏用高声压脉冲的发送(步骤 S45),再次开始只用低声压脉冲进行扫描。

[0144] 图 12B 表示这时的超声波图像。如果局部破坏用高声压脉冲的发送停止,则血流信息再次在对象血管 J 的基干部 K 的下流侧扩大,如图 12B 所示,在进行局部破坏用高声压脉冲的发送的期间(0.5[sec])血流信息消失了的部分形成了小的块而向血管下游移动。

[0145] 这些形成小的块的血流信息消失了的部分 v(下面,称为“成块空隙”)如图 12C 所示,根据对象血管 J 的形状而分支或者被稀释。这样,操作者通过在超声波图像中观察成块空隙 v 分支的状态或者被稀释的状态,能够确认血流状态好的地方和不好的地方等。

[0146] 而且,如果得到期望的信息(步骤 S46 的 YES),则扫描序列结束(步骤 S47)。在想要再一次观察血流信息的情况下(步骤 S46 的 NO),操作者在观察超声波图像的同时在希望的时机下按下按钮 13c(步骤 S42)。于是,执行与上述相同的步骤,操作者能够再一次观察到成块空隙 v 分支的状态和被稀释的状态。

[0147] 在本实施例的超声波诊断装置中,在仅执行低声压脉冲的发送接收的时候,对对象血管 J 的基干部 K 仅执行 0.5[sec] 的局部破坏用高声压脉冲的发送。

[0148] 因此,如果停止局部破坏用高声压脉冲的发送,则在对象血管 J 的基干部 K 的下流侧处形成由血流信息的消失部分构成的成块空隙 v,所以,操作者通过观察该成块空隙 v 分支的状态和被稀释的状态,能够与第 1 实施例相同地,确认对象血管 J 内的血流状态。

[0149] 而且,在本实施例中,作为设定局部破坏用高声压脉冲的照射区域 A 的方法,使用轨迹球 13a、鼠标 13d、键盘 13e、或者触摸屏。然而,只要是操作者能够在观察诊断图像的同时进行简单的操作,也并不限于上面这些设备。

[0150] 本发明并不仅限于上述实施例的内容,还可以在实施阶段在不脱离其宗旨的范围内通过对构成要素进行变形来具体实现。另外,还可以通过对上述实施例中所公开的多个构成要素进行适当的组合来形成各种发明。例如:还可以从实施例中所公开的所有构成要素中删除几个构成要素。而且还可以将不同的实施例中的构成要素进行适当的组合。

[0151] 对于本领域的普通技术人员来说,本发明的其他优点和修正也是显而易见的。所以,

本发明的更广泛的方面不应该被限制在这里的的说明书的具体内容和提供的实施例所展示和描述的那样。因此,通过附带的权利要求和其可替代品所定义的内容,在不脱离本发明观点的精神和范围的情况下,可以得到多种不同修改例。

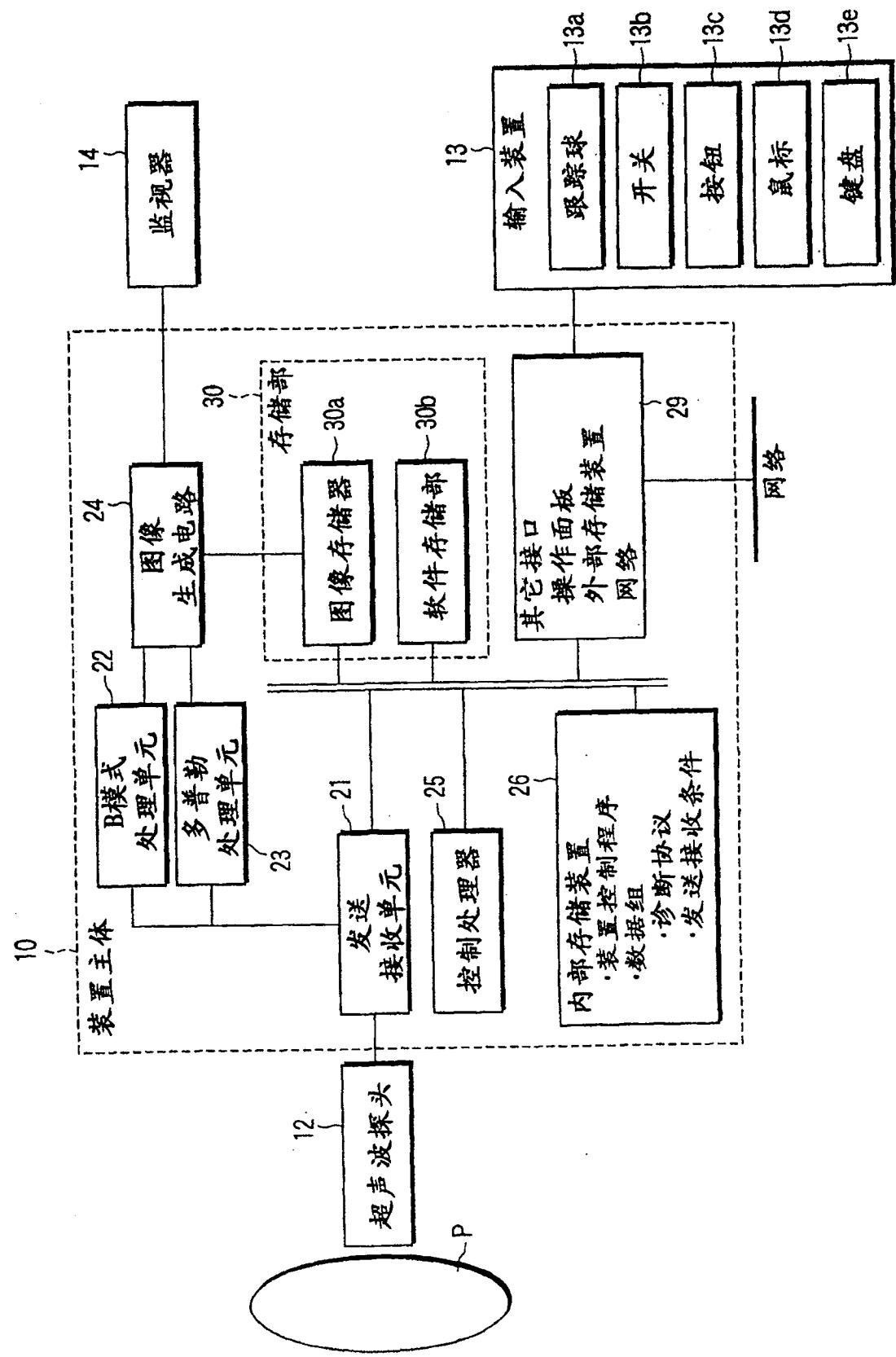


图 1

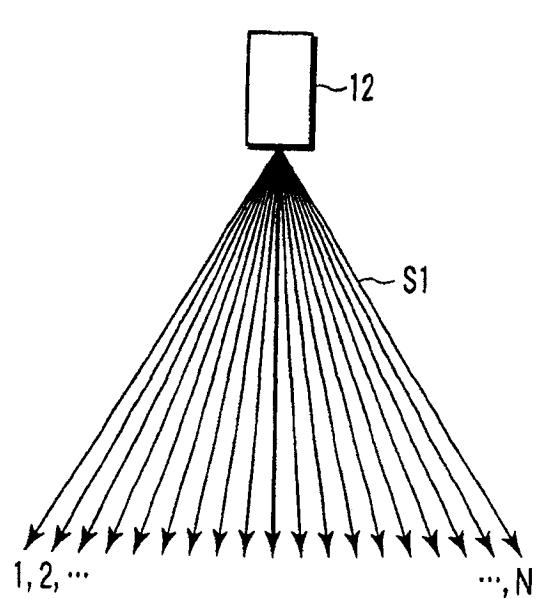


图 2A

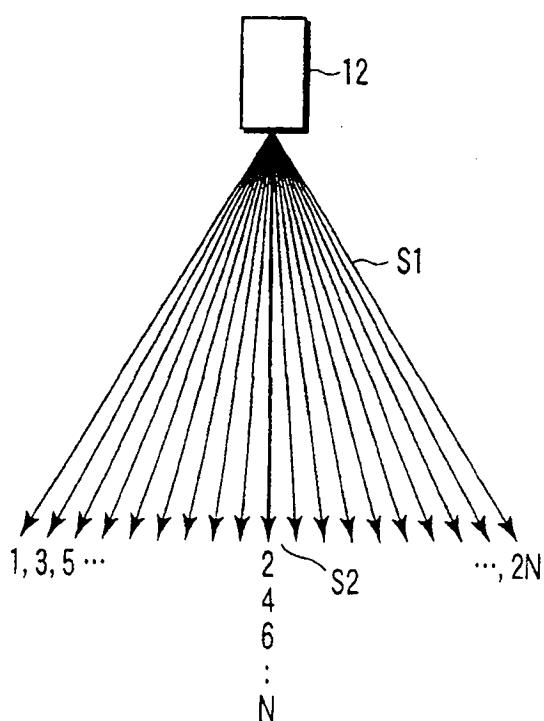


图 2B

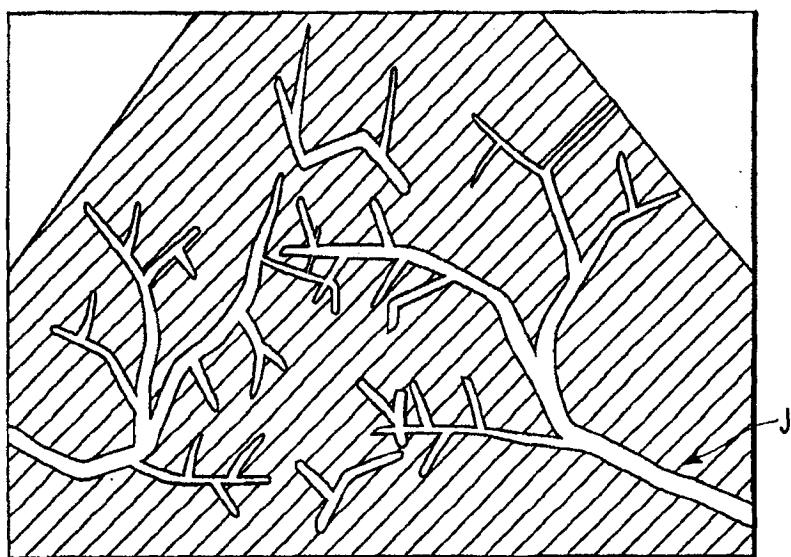


图 3

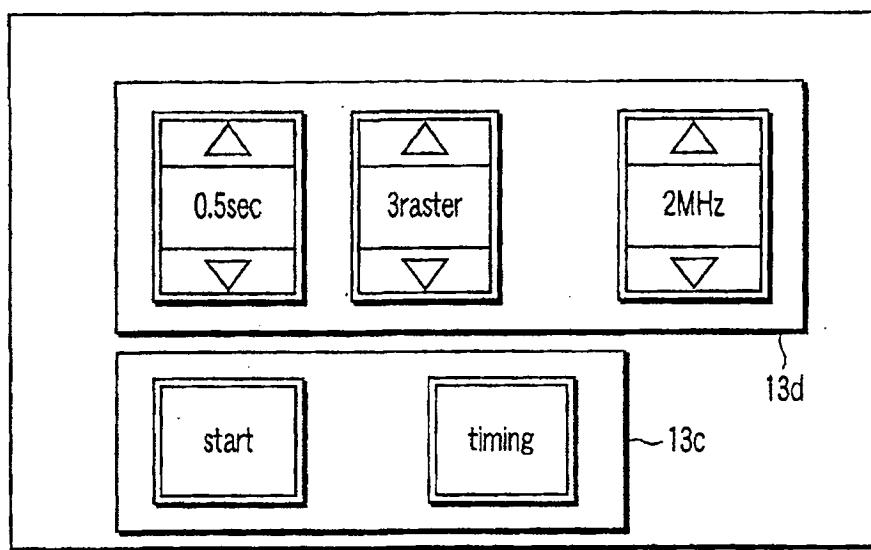


图 4A

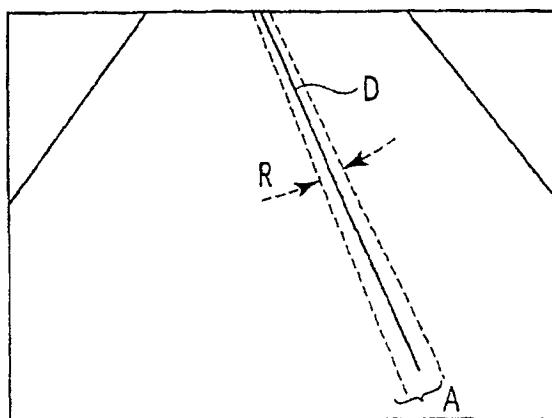


图 4B

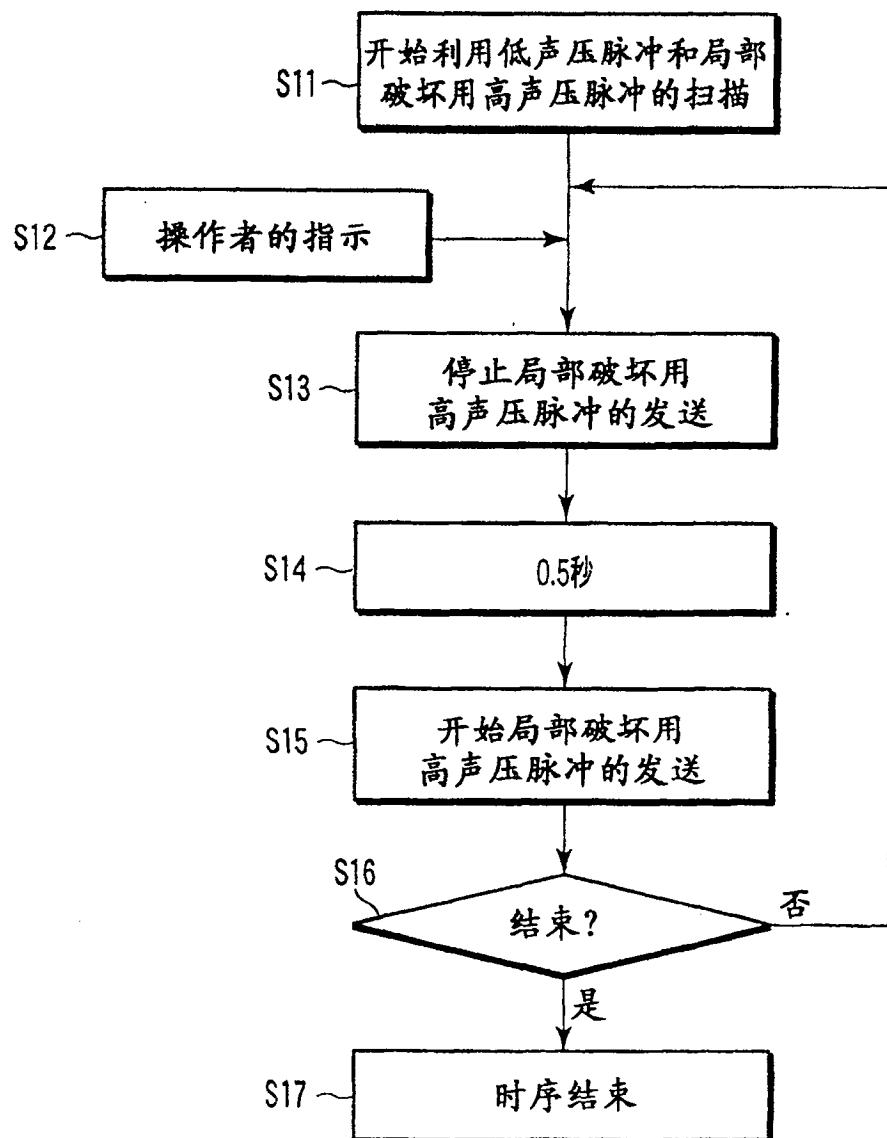


图 5

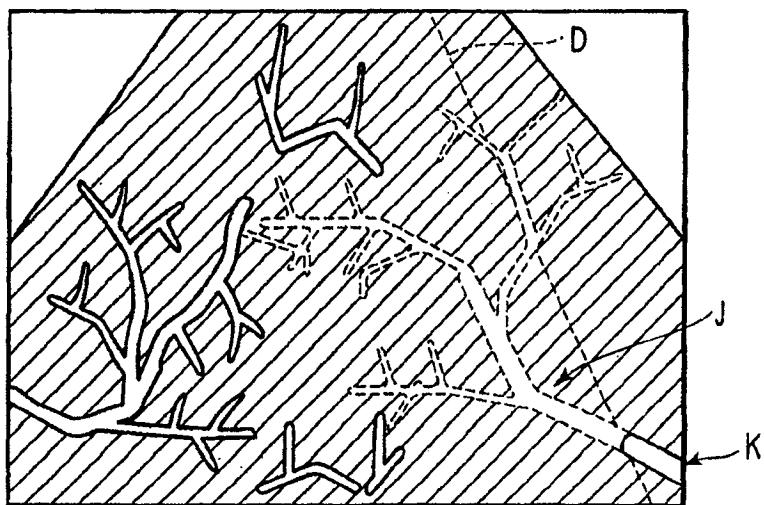


图 6A

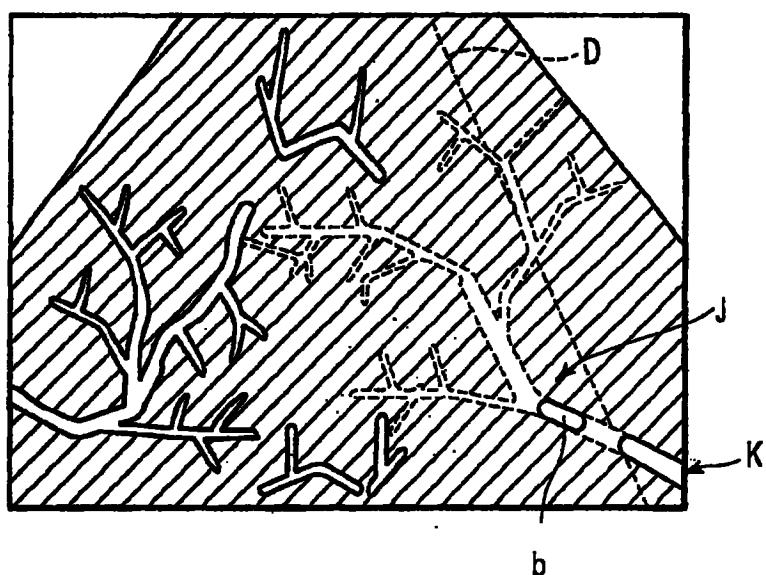


图 6B

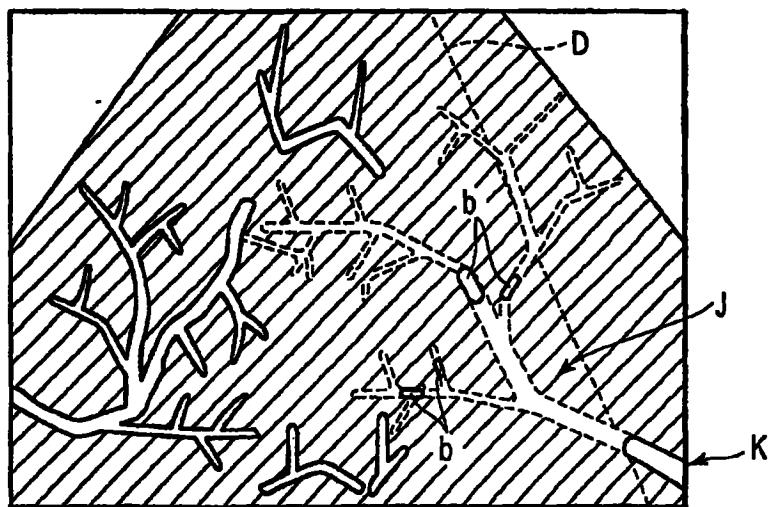


图 6C

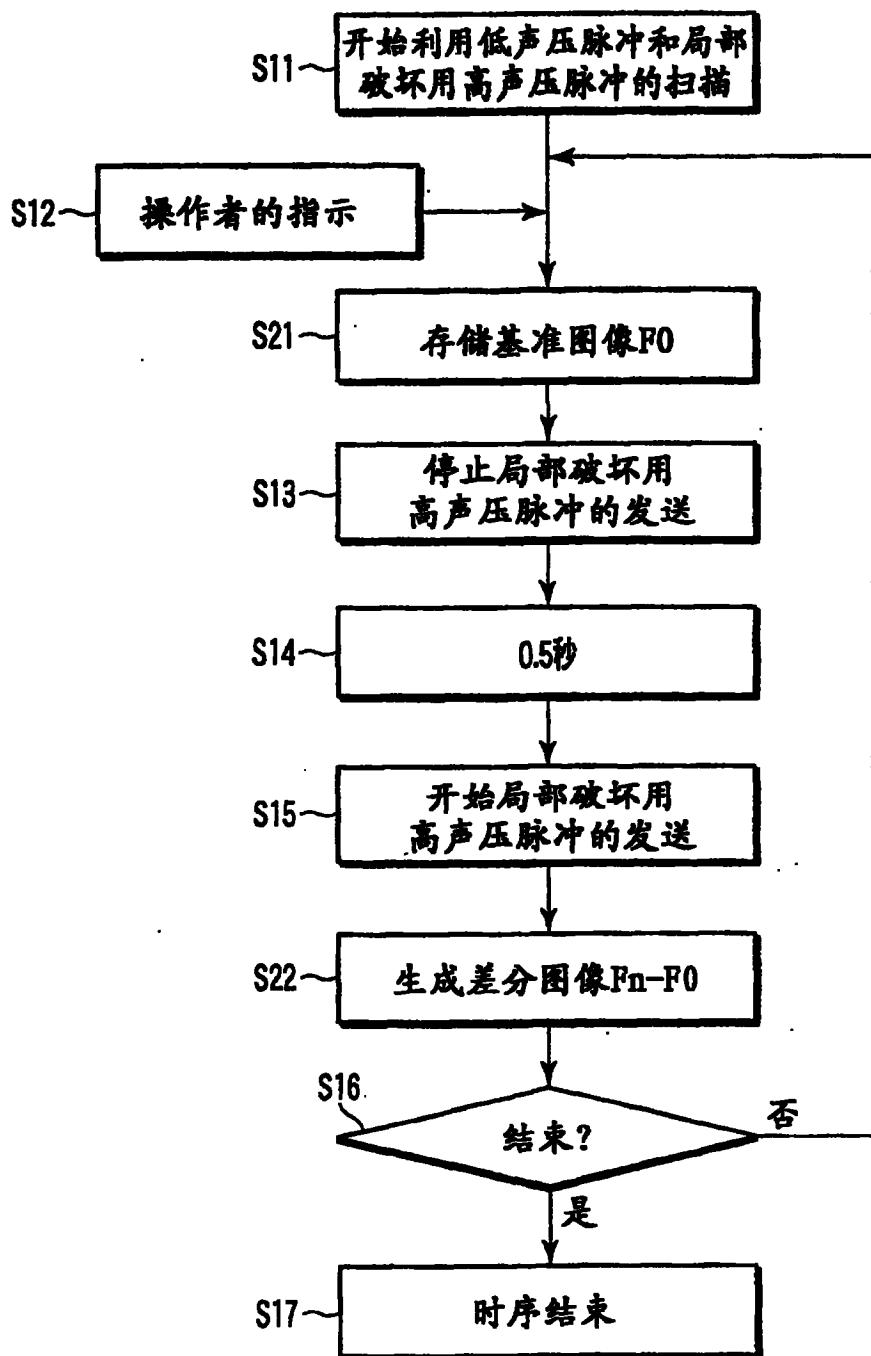


图 7

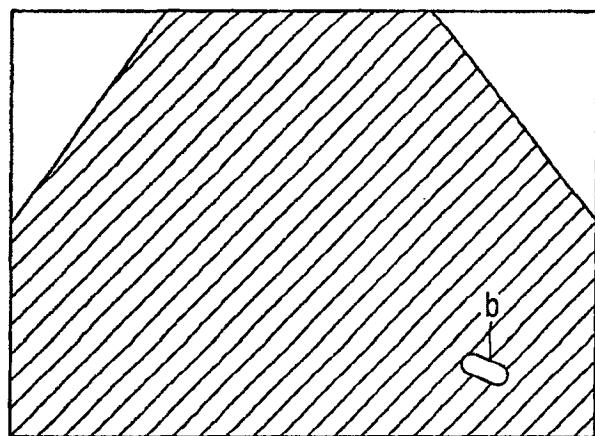


图 8A

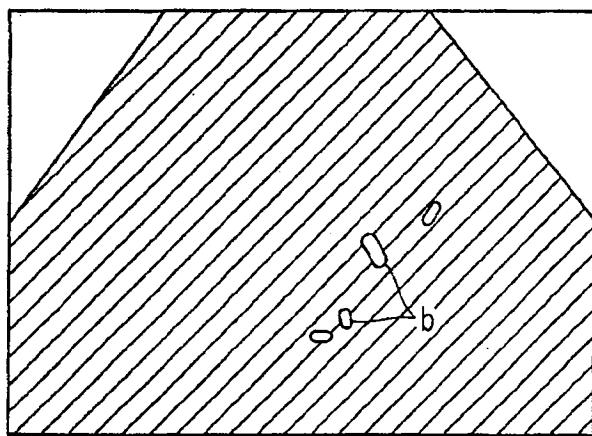


图 8B

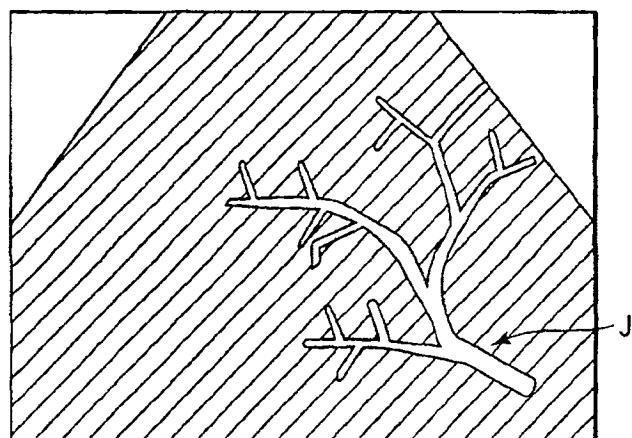


图 9

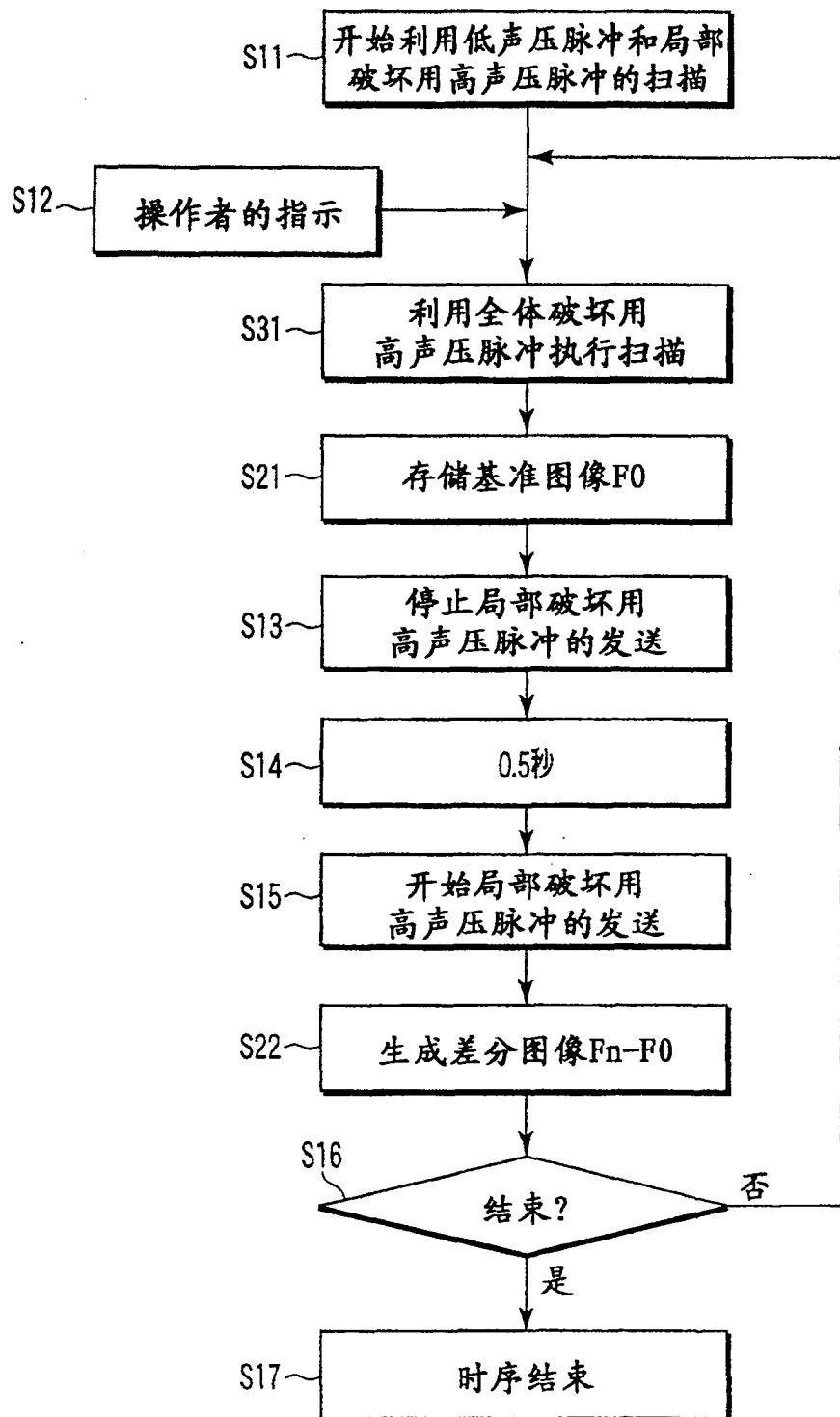


图 10

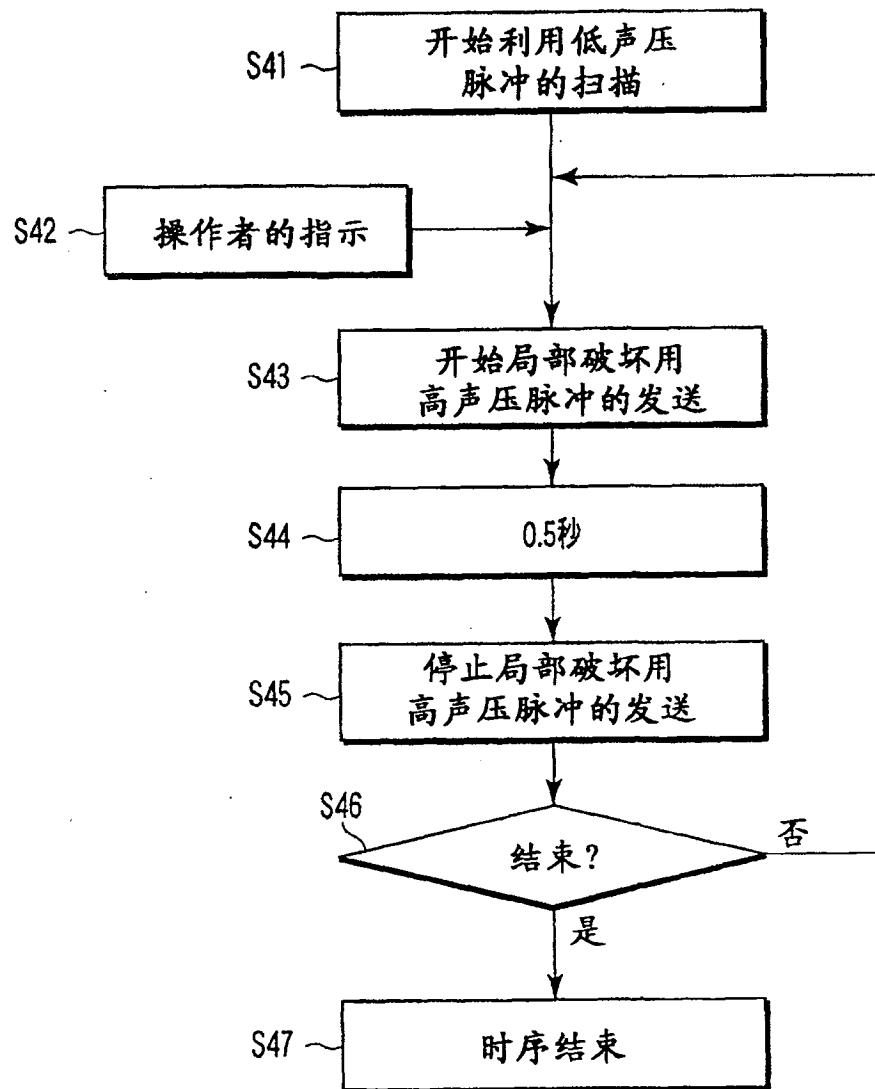


图 11

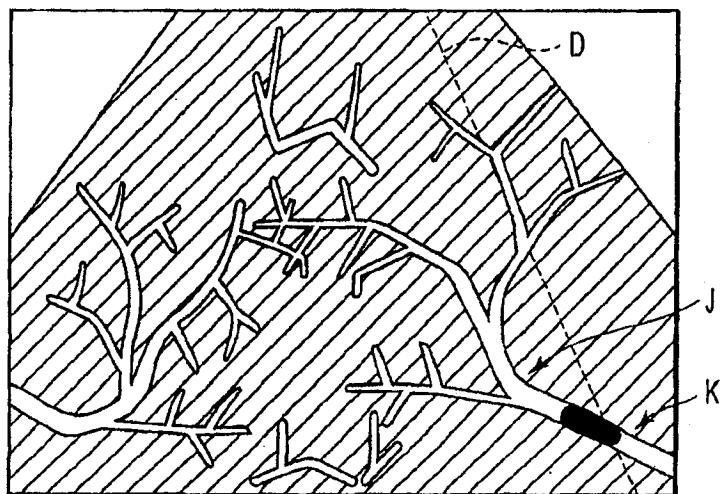


图 12A

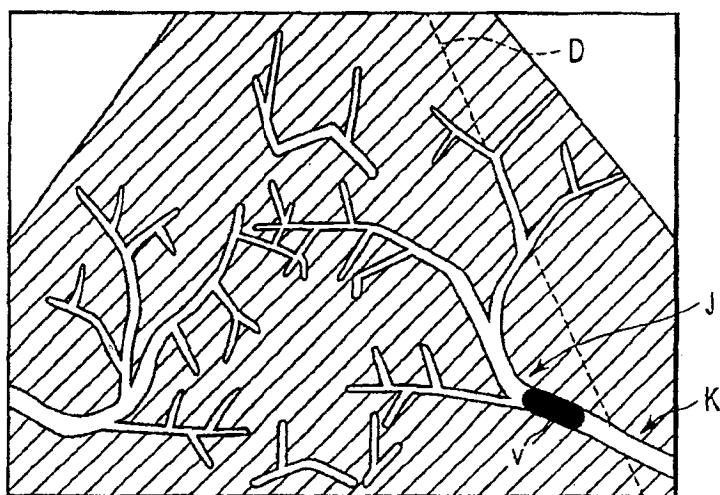


图 12B

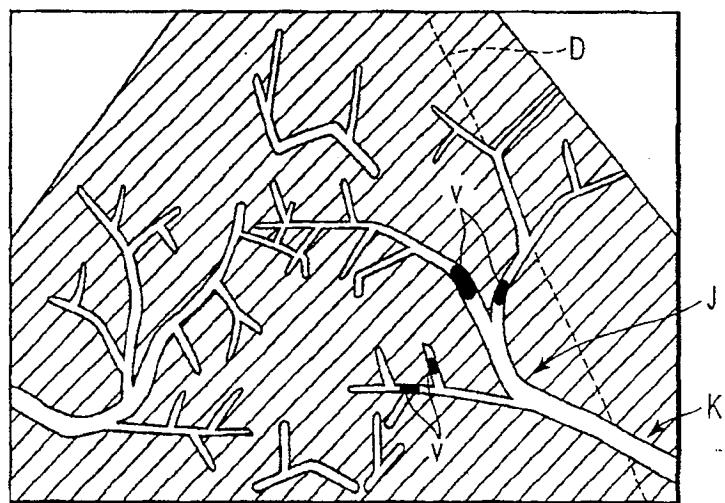


图 12C

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1827048B	公开(公告)日	2010-05-26
申请号	CN200510121750.5	申请日	2005-11-22
[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	吉田哲也 神山直久		
发明人	吉田哲也 神山直久		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 G01S7/52084 G01S7/52041 A61B8/481 G01S7/52085 G01S15/8979		
审查员(译)	张筠		
优先权	2004337647 2004-11-22 JP		
其他公开文献	CN1827048A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及一种用超声波对被投放了造影剂泡沫的被检测体(P)的对象区域进行扫描，由此获得诊断图像的超声波诊断装置，上述超声波诊断装置具备：超声波探头(12)；发送接收单元(21)，其通过上述超声波探头(12)，实施具有实质上不破坏上述造影剂泡沫的声压的用于获取关于上述对象区域的血流灌注图像的低声压脉冲的发送接收，还实施具有破坏上述造影剂泡沫的声压的用于使通过上述对象区域的一部分的造影剂泡沫从上述灌注图像中消失的局部破坏用高声压脉冲的发送；对上述发送接收单元(21)指示上述局部破坏用高声压脉冲的发送定时的按钮(13c)；基于通过上述低声压脉冲的发送接收所获取的多个接收信号，生成多个超声波图像的图像生成电路(24)；基于通过上述图像生成电路(24)所生成的多个超声波图像，显示上述诊断图像的监视器(14)。

