



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02151500. X

[43] 公开日 2003 年 6 月 11 日

[11] 公开号 CN 1422598A

[22] 申请日 2002.11.22 [21] 申请号 02151500. X

[30] 优先权

[32] 2001.11.22 [33] JP [31] 358371/2001

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 中屋重光 神山直久 森安史典

[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

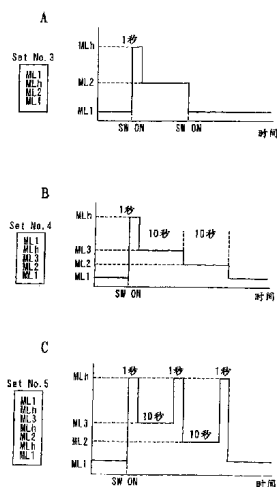
代理人 付建军

权利要求书 5 页 说明书 16 页 附图 7 页

[54] 发明名称 超声波诊断设备及控制超声波诊断
设备的方法

[57] 摘要

在一种超声波诊断设备中,对于对比回波方法定义了一组对存在性诊断优化的发射条件 ML1,以及对定性诊断优化的两个发射条件 ML2 和 ML3,并根据诊断顺序被适当选择用于收集及处理超声波图象。根据事先记录的程序,发射条件能够自动或根据由操作者发出的命令从一个向另一个切换。在存在性诊断与定性诊断之间的发射条件 MLh 下进行快闪发射。这使用户能够观察造影剂向被观察的区域新的流入。



1. 一种超声波诊断设备，包括：

超声波探测器，该探测器向已注入造影剂的受检者预定区域发射超声波，并接收来自受检者的反射波；

驱动信号产生单元，其被配置为产生驱动信号以驱动所述超声波探测器；

控制器，控制所述驱动信号产生单元，以便按预定顺序切换至少三种波发射条件，该至少三种波发射条件的每一种都用于获取施加到所述预定区域的组织中的造影剂的分布信息，并表示不同的造影剂破坏能力；以及

图象产生单元，其被配置为从反射波产生超声波图象，该反射波通过按三种波发射条件的每一种分别发射的超声波的至少一种所获得。

2. 根据权利要求1的超声波诊断设备，其中至少三种波发射条件包括用于获取超声波图象而不破坏造影剂的第一种波发射条件，用于破坏造影剂的第二种波发射条件，以及不同于第一和第二种波发射条件的第三种波发射条件；所述控制器控制所述驱动信号产生单元，以便顺序地切换第二、第三及第一种波发射条件；以及

所述图象产生单元从按第三种波发射条件所发射的超声波获得的反射波实时地产生多个超声波图象，并从按第一种波发射条件所发射的超声波获得的反射波实时地产生多个超声波图象。

3. 根据权利要求1的超声波诊断设备，其中至少三种波发射条件的每一种包括从由以下各项组成的组中选择的至少一项：声压，驱动所述超声波探测器的驱动信号电压，超声波频率，每单位时间所产生的超声波数及驱动信号数。

4. 根据权利要求1的超声波诊断设备，还包括：存储器，用于存储定义诊断预定顺序的第一程序，其方式是按预定顺序切换第一波发射条件，第二波发射条件和第三波发射条件，以便诊断组织中的血流

及脉管系统中的血流;

其中所述控制器根据第一程序控制所述驱动信号产生单元。

5. 根据权利要求1的超声波诊断设备, 还包括: 程序记录单元, 其被配置为新记录不同于第一程序的第二程序;

其中所述存储器存储第二程序; 以及

所述控制器根据第一程序或第二程序控制所述驱动信号产生单元。

6. 根据权利要求1的超声波诊断设备, 还包括: 输入装置, 输入用于切换至少三种波发射条件的命令。

7. 根据权利要求1的超声波诊断设备, 其中切换至少三种波发射条件的定时可以任意设置; 且所述控制器控制所述驱动信号产生单元, 以便按预置定时自动地切换至少三种波发射条件。

8. 根据权利要求1的超声波诊断设备, 还包括: 显示装置, 用于或者彼此分开或者空间位置上彼此重叠地同时显示第一超声波图象和第二超声波图象, 第一超声波图象从按第一种波发射条件所发射的超声波获得, 第二超声波图象从按第三种波发射条件所发射的超声波获得。

9. 一种超声波诊断设备, 包括:

超声波探测器, 该探测器向已注入造影剂的受检者预定区域发射超声波, 并接收来自该受检者的反射波;

驱动信号产生单元, 其被配置为产生驱动信号以驱动所述超声波探测器;

控制器, 用于控制所述驱动信号产生单元, 以便按预定顺序切换实质上不破坏造影剂的第一种波发射条件, 实质上破坏造影剂的第二种波发射条件, 以及不同于第一和第二种波发射条件的第三种波发射条件; 以及

图象产生单元, 其被配置为基于反射波而产生超声波图象, 该反射波通过分别按第一、第二和第三种波发射条件所发射的至少一种超声波所获得。

10. 根据权利要求 9 的超声波诊断设备, 其中所述控制器控制所述驱动信号产生单元, 以便按预定顺序切换第一种波发射条件, 第二种波发射条件, 第三种波发射条件以及不同于第一、第二及第三种波发射条件的第四种波发射条件。

11. 一种控制超声波诊断设备的方法, 该设备使用超声波探测器扫描带有已注入造影剂的受检者的预定的区域, 并产生超声波图象, 所述方法包括:

向所述超声波探测器提供驱动信号, 以便按预定的顺序切换至少三种波发射条件, 用于通过所述超声波扫描获取造影剂在所述预定区域的组织中的分布信息, 该至少三种波发射条件分别表示不同的造影剂破坏能力; 以及

从反射波产生超声波图象, 该反射波从按至少三种波发射条件的每一种分别发射的至少一种超声波获得。

12. 根据权利要求 11 的方法, 其中至少三种波发射条件的每一种包括从由以下各项组成的组中选择的至少一项: 声压, 驱动所述超声波探测器的驱动信号电压, 超声波频率, 每单位时间所产生的超声波数及驱动信号数。

13. 根据权利要求 11 的方法, 其中至少三种波发射条件包括用于获取超声波图象而不破坏造影剂的第一种波发射条件, 用于破坏造影剂的第二种波发射条件, 以及不同于第一和第二种波发射条件的第三种波发射条件;

提供驱动信号, 提供该驱动信号是用于切换第二种波发射条件、第三种波发射条件及第一种波发射条件; 以及

产生超声波图象, 从按第三种波发射条件所发射的超声波获得的反射波实时地产生多个超声波图象, 并从按第一种波发射条件所发射的超声波获得的反射波实时地产生多个超声波图象。

14. 根据权利要求 11 的方法, 其中所述提供驱动信号是响应各输入命令或自动按预定定时进行。

15. 根据权利要求 11 的方法, 还包括: 或者彼此分开或者空间位

置上彼此重叠地同时显示第一超声波图象和第二超声波图象，第一超声波图象从按第一种波发射条件所发射的超声波获得，第二超声波图象从按第三种波发射条件所发射的超声波获得。

16. 一种存储计算机可执行程序代码的存储器，该程序代码用于控制超声波诊断设备，该诊断设备使用超声波探测器扫描带有已注入造影剂的受检者的预定区域，并产生超声波图象，所述程序代码包括：

第一装置，用于引起计算机向所述超声波探测器提供驱动信号，以便按预定顺序切换至少三种波发射条件，该至少三种波发射条件的每一种都用于获取所述预定区域的组织中造影剂分布信息，并表示不同的造影剂破坏能力；以及

第二装置，用于引起计算机从反射波而产生超声波图象，该反射波从分别按至少三种波发射条件的每一种发射的超声波至少之一获得。

17. 根据权利要求 16 的存储器，其中至少三种波发射条件包括用于获取超声波图象而不破坏造影剂的第一种波发射条件，用于破坏造影剂的第二种波发射条件，以及不同于第一和第二种波发射条件的第三种波发射条件；所述第一装置向所述超声波探测器产生单元提供驱动信号，以便切换第二种波发射条件、第三种波发射条件及第一种波发射条件；所述第二装置从按第三种波发射条件所发射的超声波获得的反射波实时地产生多个超声波图象，并从按第一种波发射条件所发射的超声波获得的反射波实时地产生多个超声波图象。

18. 根据权利要求 16 的存储器，其中至少三种波发射条件的每一种包括从由以下各项组成的组中选择的至少一项：声压，驱动所述超声波探测器的驱动信号电压，超声波频率，每单位时间所产生的超声波数及驱动信号数。

19. 根据权利要求 16 的存储器，其中所述第一装置根据用于定义诊断预定顺序的第一程序向所述探测器提供驱动信号，以便按预定顺序切换第一波发射条件，第二波发射条件和第三波发射条件，从而诊断组织中的血流及脉管系统中的血流。

20. 根据权利要求 16 的存储器, 还包括:

第三装置, 用于引起计算机新记录不同于第一程序的第二程序;

其中所述第一装置根据第一程序或第二程序向所述探测器提供驱动信号。

21. 根据权利要求 16 的存储器, 还包括: 第四装置, 用于引起计算机或者彼此分开或者空间位置上彼此重叠地同时显示从按第一种波发射条件所发射的超声波获得的第一超声波图象, 以及从按第三种波发射条件所发射的超声波获得的第二超声波图象。

超声波诊断及控制超声波诊断设备的方法

相关申请的交叉对比

本申请基于并要求先有的 Japanese 专利申请 No. 2001-358371 (2001 年 11 月 22 日申请) 的优先权, 其全部内容在此引入以资对比。

技术领域

本发明涉及例如用于医学图象诊断的超声波诊断设备, 并且还涉及控制这种超声波诊断设备的方法。

背景技术

只需把超声波探测器加到受检者身体的表面, 超声波诊断设备就能够实时显示受检者心脏的跳动或胎儿的运动。此外, 它们能够安全地反复用于同一受检者, 因为它们不向受检者施加 X 射线。另外, 它们比任何其它类型的诊断设备, 诸如 X-线 CT 扫描仪及 MRI 设备小。因而它们能够易于移动到床边并能够检查受检者。由于这些和其它的优点, 在产科妇科学领域超声波诊断设备广泛用于检查心脏, 腹部和泌尿器官。每一种超声波诊断设备取决于该设备所执行的功能可以有各种尺寸。至今已研制出小到足以由单手携带的小型设备。预料未来患者可以操纵某些可由患者操作的超声波诊断设备。

已知对于超声波图象诊断设备有各种成象方法。它们之中有代表性的是所谓“对比回波法”。在对比回波法中, 包含微细泡沫的超声波造影剂被注入受检者血管以增强散射的超声回波。

近年来, 向静脉注入的超声波造影剂已有市售。对比回波法现在被广泛采用。在该方法中, 超声波造影剂被注入到受检者的静脉以增强血流信号并评估动态血流。这便于检查心脏或腹部器官。在大多数造影剂中, 微细泡沫的作用是作为反射剂。任何造影剂当它密度高并

注入量大时的成象效果都是突出的。然而已知道，微弱且脆弱的微细泡沫当超声波施加到它们时就破裂。因而，这缩短了造影剂保持有效的的时间。

从这种脆弱的微细泡沫不变而连续地接收回波信号最简单的技术是降低超声波的声压。一般来说，随着发射输出水平的降低，设备的接收信号对系统噪声水平的比值，或所谓的 S/N 率降低，致使难以获得用于诊断的满意的图象。由于近来数字电路技术的进步，超声波诊断设备中的 S/N 率已明显增加。另外，预料未来能够以低的和中等水平超声波辐射水平实现效果满意的图象诊断。这是因为不久的将来表现出改进的抗声压性能的造影剂将有市售。

使用造影剂方法典型的诊断模式包括存在性诊断和定性诊断。进行存在性诊断是通过以三维方式扫描活体器官，并且如果有病变的话，从获得的图象检测器官中的病变区域。为了完成存在性诊断，必须选择并向设备施加适合于观察器官的微灌注图象的参数。定性诊断是要确定活体器官中已检测到的瘤状损害中的疾病的类型和进展。为了实现定性诊断，必须选择并施加使得血管的微结构更加清晰可辨的参数。

适用于存在性诊断的参数与适用于定性诊断的参数是矛盾的。为了使用传统的超声波诊断设备在单一的诊断顺序中进行两类诊断，必须选择彼此相互矛盾的参数。这种参数的选择是很麻烦且困难的。换言之，既进行存在性诊断又进行定性诊断，则诊断顺序必须进行两次，这就需要长时间及大量的劳动。这种费时、麻烦的操作对于操作者和患者都是繁重的负担。

发明内容

本发明是就考虑到以上的情形作出的。本发明的一个目的是要提供一种超声波诊断设备及控制这种超声波诊断设备的方法，该设备和方法能够在单一的诊断顺序中既可实现存在性诊断又可实现定性诊断。

本发明可提供一种超声波诊断设备，它包括：超声波探测器，该

探测器向已注入造影剂的受检者的预定区域发射超声波，并接收来自受检者的反射波；驱动信号产生单元，其被配置为产生驱动信号以驱动超声波探测器；控制器，用于控制驱动信号产生单元，以便按预定的顺序切换至少三种波发射条件，这至少三种波发射条件的每一种都是用于获取施加到预定区域的造影剂的分布信息，并表示不同的造影剂破坏能力；以及图象产生单元，其被配置为从反射波产生超声波图象，该反射波通过按三种波发射条件的每一种分别发射的超声波中的至少一种所获得。

本发明还可提供一种超声波诊断设备，包括：超声波探测器，该探测器向已注入造影剂的受检者的预定区域发射超声波，并接收来自受检者的反射波；驱动信号产生单元，其被配置为产生驱动信号以驱动超声波探测器；控制器，用于控制驱动信号产生单元，以便按预定顺序切换实质上不破坏造影剂的第一种波发射条件，实质上破坏造影剂的第二种波发射条件，以及不同于第一和第二种波发射条件的第三种波发射条件；以及图象产生单元，其被配置为基于反射波而产生超声波图象，该反射波通过分别按第一、第二和第三种波发射条件所发射的至少一种超声波所获得。

本发明可提供一种控制超声波诊断设备的方法，该设备使用超声波探测器扫描带有已注入造影剂的受检者预定的区域，并产生超声波图象，该方法包括：向超声波探测器提供驱动信号，以便按预定的顺序切换至少三种波发射条件，用于通过超声波扫描获取造影剂在预定区域的组织中的分布信息，该至少三种波发射条件分别表示不同的造影剂破坏能力；以及从反射波产生超声波图象，该反射波从按至少三种波发射条件的每一种分别发射的至少一种超声波获得。

本发明可进而提供一种存储计算机可执行程序代码的存储器，该程序代码用于控制一超声波诊断设备，该诊断设备使用超声波探测器扫描已注入造影剂的受检者的预定区域，并产生超声波图象，该程序代码包括：第一装置，用于引起计算机向超声波探测器提供驱动信号，以便按预定顺序切换至少三种波发射条件，该至少三种波发射条件的

每一种都用于获取预定区域组织中造影剂的分布信息，并表示不同的造影剂破坏能力；以及第二装置，用于引起计算机从反射波产生超声波图象，该反射波从分别按至少三种波发射条件的每一种发射的超声波中的至少之一获得。

附图说明

图 1 是表示根据本发明的超声波诊断设备 10 的框图；

图 2 是在所示的内部存储器装置 29 中事先记录的超声波发射条件(发射电压，发射频率及发射帧速率)列表；

图 3 是 MLS 程序-记录功能的一概念性表示；

图 4 示出显示用于集合 No. 1 的 ML 按钮 41 的格式；

图 5 描绘了显示用于集合 No. 1 的 ML 按钮 41 的另一格式；

图 6 是 MLS 程序-记录功能的一概念性图示，这与图 3 所示的功能不同；

图 7A 表示当使用图 6 中的集合 No. 3 时所进行的超声波发射操作顺序；

图 7B 表示当使用图 6 中的集合 No. 4 时所进行的超声波发射操作顺序；

图 7C 表示当使用图 6 中的集合 No. 5 时所进行的超声波发射操作顺序；

图 8 是一流程图，表示当使用图 6 中的集合 No. 3 时所进行的超声波诊断顺序；

图 9 是一流程图，表示当使用图 6 中的集合 No. 4 时所进行的超声波诊断顺序；

图 10 是一流程图，表示当使用图 6 中的集合 No. 5 时所进行的超声波诊断顺序；

图 11 表示在监视器 25 上并排显示的灌注图象和脉管图象；

图 12 表示由彼此重叠且其空间姿态彼此对应的灌注图象和脉管图象组成的合成组合图象；

图 13 是表示根据本发明的超声波诊断设备效果的图示；以及
图 14 是表示根据本发明的超声波诊断设备效果的图示。

具体实施方式

以下将参照各附图说明本发明。在以下说明中，附图中彼此相同的或类似的组件以相同的标号标记，除非必要不再重复说明。

图 1 是根据本发明的超声波诊断设备 10 的框图。首先参照图 1，说明超声波诊断设备 10 的构成。

超声波诊断设备 10 包括超声波探测器 13，T/R 14，发射电路 15，接收电路 17，B 模式处理系统 19，彩色多普勒处理系统 21，图象产生电路/图象存储器 23，监视器 25，控制处理器 27，内部存储器装置 29，输入装置 33，及通信装置 35。

超声波探测器 13 具有由压电陶瓷制成的压电振荡器。该振荡器的功能是作为声/电可逆换能器。它们可移动地连接到设备 10 的主体。压电振荡器并列地装设在探测器 13 的前端。它们被设计为从发射电路 15 提供的电压脉冲产生超声波。

T/R 14 是一开关，用于切换超声波探测器 13 的操作从发射到接收，或相反。更具体来说，当 T/R 14 选择发射工作模式时，发射电路 15 向超声波探测器 13 提供驱动信号。当 T/R 14 选择接收工作模式时，由超声波探测器 13 接收的回波信号被发送到接收电路 17。

发射电路 15 连接到探测器 13。它有脉冲产生器，发射延迟电路，及脉冲器。该脉冲产生器，例如以 5 kHz 的速率频率 f_0 Hz(周期: $1/f_0$ 秒)重复产生速率脉冲。产生的速率脉冲对发射频道分配并被发送到发射延迟电路。该发射延迟电路按延迟时间延迟每一速率脉冲。延迟时间是会聚并改变超声波为波束并确定发射方向性的值。发射延迟电路从触发信号产生器(未示出)接收作为定时信号的触发信号。当收到来自发射延迟电路的速率脉冲时，脉冲器向探测器 13 对每一频道施加电压脉冲。在收到电压脉冲时，在超声波探测器 13 前端的每一压电振荡器振动，产生中心频率为 f_0 的超声波脉冲。该超声波脉冲被施加到受

检者 P。

从超声波探测器 13 施加的超声波脉冲通过受检者 P 传播。在受检者 P 中，超声波脉冲从声阻抗不连续的平面被反射。这样被反射的超声波脉冲以回波的形式返回到超声波探测器 13。回波的振幅取决于超声波脉冲被反射的不连续平面处组织的声阻抗。从由血液和任何运动的心脏壁表面所反射的超声波脉冲而产生的回波，与受检者 P 在波束方向运动的速度有关。由于多普勒效应回波受到频率偏移。

在稍后将要说明的诊断顺序中，发射电路 15 发射作为根据各种编程的发射条件及发射频率而变化的电压脉冲函数的超声波。这些因素将在稍后详细说明。

接收电路 17 具有一前置放大器，A/D 转换器，接收延迟电路，及加法器。前置放大器放大接收电路 17 从探测器 13 对每一频道收到的回波信号。被放大的回波信号已经被充分延迟，足以供接收电路确定接收方向性。来自各频道的回波信号被加到加法器以形成用于一个扫描线符的信号。从而产生回波信号(RF 信号)。在回波信号中，在取决于收到的回波信号的接收方向性的一定方向上来到的反射成分被加强。接收的方向性和发射的方向性确定了超声波发射/接收整个的方向性(或“扫描线”)。

B 模式处理系统 19 具有回波滤波器，检测电路，及 LOG 压缩电路，它们没有示出。回波滤波器是与相位检测适配的带通滤波器，以便抽取所需频带中的信号。检测电路检测从回波滤波器输出的回波信号包络。它确定用于产生 B 模式图象的 B 模式信号，该信号将按以下所述的方式使得对于每一扫描线的基本波成分可视化。LOG 压缩电路通过对数变换压缩 B 模式检测数据。

彩色多普勒处理系统 21 具有未示出的物理检测电路，模拟/数字转换器，MTI 滤波器，自相关器，及算法部分。系统 21 被配置为抽取可归因为多普勒效应的血流成分并获取血流信息。该血流信息包括对于若干点的平均速度，离差，及动力。血流信息通过图象产生电路/图象存储器 23 被发送到监视器 25。该信息以平均速度图象，离差图

象，动力图象及其组合图象被彩色显示。

图象产生电路/图象存储器 23 接收通过超声波扫描产生的扫描线信号串及来自 B 模式处理系统 19 或彩色多普勒处理系统 21 的输入。存储器 23 基于空间信息把扫描线信号变换为直角座标系的数据。在变换为象素之后，存储器 23 划分从关于每一扫描线信息获得的平面。存储器 23 通过向存储器地址分配象素而存储关于平面反射强度的信息。该信息作为以普通视频格式排布的扫描线信号串从存储器 23 被读出，这种格式可以是电视的视频格式。这样读出的信息作为视频信号输出到监视器 25。

监视器 25 一般包括一 CRT。它显示由输入的视频信号表示的线断层图象并表示受检者 P 的组织。更精确地说，监视器显示由 B 模式信号，动力信号和速度信号合成的图象，所有这些信号通过图象产生电路/图象存储器 23 产生。

控制处理器 27 控制超声波诊断设备 10 的某些组件；其功能是作为控制中心。

内部存储器装置 29 存储用于收集、处理和显示普通超声波图象所必须的控制程序和图象数据。该内部存储器装置 29 还存储一种必须的控制程序，该程序用于实现为观察灌注图象的发射条件，及使血管微结构在诊断顺序中更可辨认的发射条件，以及能够根据程序用于超声波发射的超声波发射条件。超声波发射条件是影响被发射的超声波物理条件的参数，包括被发射到活体中的声压，发射频率，发射脉冲的每单位时间被发射的波数，及发射的次数等。超声波发射条件存储在内部存储器装置 29 作为默认条件。通过按预定的方式操作输入装置 33，操作者能够改变这些条件并记录其它的条件。

图 2 是事先记录在内部存储器装置 29 中的超声波发射条件(发射电压，发射频率及发射帧速率)列表。图 2 中及以下说明中使用的缩写“ML”代表力学水准。力学水准是由三个参数，即发射电压、发射频率和发射帧速率定义的全面的超声波发射条件。这样，任何被选择的 ML 意味着发射电压、发射频率和发射帧速率被唯一地定义。

如图 2 所示, 在 ML1, 定义了提供低造影剂破坏能力的发射条件, 该条件用于观察灌注图象(低声压水准)。在 ML2 到 ML5, 提供了造影剂破坏能力高于对观察灌注图象所定义的条件, 并按升序排布。这些水准提供了对于观察脉管图象的造影剂破坏能力(对于观察灌注图象的破坏能力与用于闪现回波 (flash echo) 破坏能力之间)(中间到高声压水准)。在 MLh, 定义了很高的发射条件, 用于在短时间内破坏扫描平面上的微泡沫(以便用于闪现回波方法)(高声压水准)。

ML 还用作破坏造影剂能力的程度的指标。本实施例中, 附标在 ML 的号码表示破坏造影剂能力的水准。就是说, 图 2 中 ML2 表示破坏造影剂的能力高于 ML1。如果两个 ML 表示相同的发射电压和相同的发射频率并表示不同的发射帧速率, 则表示较高发射帧速率的那个 ML 附标以较大的号码。这是因为当以相同声压发射的两个超声波时, 表示较高发射帧速率的 ML 那个在单位时间内能破坏造影剂。

超声波诊断设备 10 能够事先作为程序记录 ML 的任何组合。当选择这程序时, 则执行只使用该程序的 ML 的诊断顺序, 这将在以下更为详细地说明。

当已知造影剂的物理性质时, 能够确定强度最适合诊断图象的 ML。就此来看, 希望超声波诊断设备 10 具有若干 ML 作为默认值。如图 2 所示, 定义了五个 ML 的组合。然而, 可以存储比五个更多的 ML。

以下将进而参照图 1 描述超声波诊断设备 10。输入装置 33 是一接口(包括鼠标或跟踪球, 模式转换开关和键盘), TCS(触摸命令屏)等, 操作者使用这些定义相关的区域(ROI)以便输入各种命令, 指令和数据。

(存在性诊断, 定向诊断)

上述结构的超声波诊断设备 10, 通过使用为诊断受检者而利用超声波造影剂的对比回波法来观察动态血流。其中可能形成瘤状损害(占位病变)的诸如肝脏、胰腺和脾等器官诊断的典型方法, 包括存在性诊断和典型诊断。这些诊断将在以下说明。

存在性诊断是通过三维扫描器官来检测活体器官中病态区域(瘤状损害)的诊断模式。在某些情形下,使用普通的B模式线断层图象能够检测到瘤状损害。然而在大多数情形下,医生需要仔细检查图象以检测瘤状损害。这是不可避免的,因为病变区域和正常组织就图象的亮度对比度来说没有表现出任何差异。因而,病变区域和正常组织几乎无法相互区分。特别是小的病变区域和带有不清晰损害边界的区域常常不被注意到。

一般来说,在造影剂施加后所看到的这种瘤状损害的图象看起来与造影剂施加之前所看见的图象颇为不同。正常组织由于血液的灌注其亮度相对均匀地升高,而瘤的动态血流明显不同于正常组织。这样,从图象的亮度对比度比率可清晰检测到瘤的图象。因而,对于存在性诊断最好使用组织的灌注图象。通过对非常慢速的血流信息的处理,能够获得组织的灌注图象。

为了获取关于非常慢速的血流信息,设备可能需要(1)使发射的声压最小以便降低微泡沫的损失,(2)使超声波发射的时间间隔最长以便不破坏微泡沫(所谓的间歇发射方法),或者(3)只检测较高的谐波信号成分(所谓的谐波成象法)。在大多数情形下,方法(1)如对于本实施例所述,用来抽取用于存在性诊断之用的组织的灌注图象。希望对于超声波诊断设备定义适合于观察器官的微灌注图象(或称为灌注图象)的参数。

另一方面,定性诊断是用于在被检测的瘤状损害中诊断病变类型和进展的诊断模式。其基本的功能之一是区分恶性瘤(原发性肝癌)与良性瘤(血管瘤)。通过观察在瘤的内部怎样丰富地形成血管,在检测的原发性肝癌的治疗中可使用定性诊断。

这样,重要的是要通过定性诊断更详细地了解损害。为了进行成功的定性诊断,实质上是要从血管中比灌注更快的血流确定血管的结构,尽管结构可能非常精细。如果对于定性诊断选择类似于施加到存在性诊断的参数,则血管的微结构将被隐藏在灌注的亮度背后。这使得难以观察到诊断的对象。这通过以下能够避免:(1)适当地提高所发

射的声压以便只检测表示相对高供给速率的脉管系统的血流，以使得不检测灌注水准的慢速血流，(2')以对于只检测表示相对高供给速率的血流适合的间隔间歇地发射声压，或者(3')不仅使用谐波信号而且使用用于检测流率的成象方法(诸如多普勒方法)。

当采取措施(1')时，不再能够观察到分别关于适合于定性诊断的超声波诊断条件，及适合于存在性诊断的超声波诊断条件的血管的微结构及灌注图象。这是因为所希望的是对于诊断设备要定义参数，以使得血管的微结构对于定性诊断清晰可辨。

使用超声波诊断设备 10，适合于存在性诊断的超声波诊断的条件与适合于定性诊断的诊断条件，例如用于发射超声波的条件，能够快速和容易地被切换，使得两种诊断能够在单一的诊断顺序中进行。这从以下将要说明的收集和显示超声波图象的技术可更清楚地理解。

(ML 的程序记录)

现在，将说明超声波诊断设备 10 所具有的 ML 的程序特征。这一特征用来事先作为程序记录 ML 的任何组合。当程序被选择时，则执行只使用这一程序的 ML 的诊断顺序。

图 3 示出记录 ML 特征的一程序。如图 3 所示，假设七个力学效果 ML1 到 ML7 事先记录在内部存储器装置 29 中。然后，包含 ML1, ML2, ML6, ML7 的 ML 列表作为程序 Set No.1 被记录。

为了执行记录的程序 Set No.1 以进行诊断顺序，只能使用程序 Set No.1 的 ML。更具体来说，当执行诊断顺序的操作者请求“Set No.1”时，Set No.1 的 ML 按钮 41 显示在设备 10 的 TCS 或监视器 25 上，如图 4 所示。这样，操作者只能够使用对应于显示按钮 41 的 Set No.1 的 ML。因而操作者通过选择 ML 的按钮之一，能够快速而容易地确定适合于任何各种诊断图象的超声波发射条件，包括灌注图象和脉管图象。

显示 ML 按钮 41 的模式不限于图 4 所示的模式。而是可以使用各种显示模式。例如，ML 可以自动地按 ML 的实际值(力学效果)升序(或降序)排布，而图 4 中所示是按附标在它们的号码升序排布的。最好使

用图 5 所示的 ML 的值更可视且定量表示的显示模式。

ML 的程序记录不限于图 3 的例子。选择的 ML 的值的集合可以按执行(选择)顺序记录,如图 6 所示。例如,条件 MLh 插入在 ML1 和 ML2 之间及 ML2 和 ML3 之间而没有 Set No.2 中的故障,且该顺序作为程序的一部分被记录。

使用单个按钮足以请求图 6 的 Set No.2 移动 ML。操作者只需反复按动该按钮以移动 ML 直到所需的条件集被选择。

最好提供用于跳过 ML 的按钮以快速达到所需的 ML。类似地,最好装设用于返回顺序开头的“复位”按钮。

希望对于所记录的条件集能够记录各“属性”。这里所使用的术语“属性”意指除了发射电压,发射频率及发射帧速率之外的信息。例如,属性可以提供一种条件,即从特定的 ML 移动到下一个 ML 需要通过规定的按钮输入。另一属性可提供一种条件,即需要定义规定的执行时间。例如,超声波发射可以在 MLh 只进行 T 秒,并然后自动选择下一个条件集。

(收集并显示超声波图象)

以下将参照图 7A 到 12 说明超声波诊断设备 10 如何进行收集用于存在性诊断的灌注图象,及用于实现定性诊断的脉管图象的诊断顺序。

图 7A, 7B, 和 7C 示出当分别使用图 6 的 Set No.3, Set No.4 和 Set No.5 时的超声波发射顺序。图 8, 9 和 10 是流程图,说明当分别使用图 6 的 Set No.3, Set No.4 和 Set No.5 时所进行的超声波诊断的顺序。

首先,参照图 7A 和 8 说明使用程序 Set No.3 所进行的超声波诊断顺序。

如图 8 所示,当操作者通过进行预定的输入操作选择程序 Set No.3 时, Set No.3 从内部存储器装置 29 被读出,并存储在控制处理器 27 的工作存储器中(步骤 S1)。

当 Set No.3 这样被选择时,造影剂被注入(步骤 S2)。根据记录的程序超声波被发射。“SonoVue(BRI)”可以是在步骤 S2 所注入的

优选的造影剂的非限制性例子。可以使用其它造影剂的优选例子“Levovist, Optison, Sonozoid”，等等。

然后，在 ML1 条件发射超声波，该条件适合于收集组织的灌注图象用于存在性诊断的目的，并收集运动的灌注图象并显示(步骤 S3)。

一旦在条件 ML1 下发射了超声波，就能够实时地观察到被诊断的区域的定位，新的造影剂的流入，及表示弥漫整个组织的造影剂的灌注图象。通过操作排布在超声波诊断设备上的用于调节发射增益的量值控制器，能够顺次转变 ML1 的发射电压。

当操作者按动预定的按钮以便改变条件时，用于 ML 的切换的命令被输入。从而选择 MLh 的条件。然后，以 MLh 条件发射超声波，以破坏正在被观察的区域中的造影剂的泡沫(步骤 S4)。现在能够观察到新的造影剂流入被观察的区域，以用于下一步的诊断。注意，从图 7A 可见，MLh 的属性定义为“1 秒钟”。因而发射条件被切换到一秒钟后自动选择的 ML2 的条件。

接下来，在 ML2 的条件下发射超声波，该条件适合于观察表示用于定性诊断的相对高供给速率的脉管系统的血流，并实时地收集运动的脉管图象并显示(步骤 S5)。结果，造影剂逐渐流入血管并能够观察到血管中的亮度逐渐升高。

当操作者再次按动开关改变发射条件时，超声波再次按 ML1 条件发射。实时显示移动的超声波图象。这时，任何流速高的血管的内部以高亮度水准被显示(步骤 S6)。这是因为，使造影剂流入而显示出高浓度水准，同时组织被显示得使得增加的亮度可视化。

在 Set No.3 的条件下超声波图象被收集并显示。这一诊断顺序可被重复，直到一般通过按钮输入终止该诊断顺序的命令为止。超声波发射/接收的操作，例如按 B 模式收集图象的操作，最好在按 Set No.3 条件的诊断顺序完成之后并在按 Set No.4 条件的诊断顺序开始之前进行。

以下将参照图 7B 和 9 说明当使用程序 Set No.4 时如何进行超声波诊断顺序。

如图 9 所示,当操作者通过执行预定的输入操作选择程序 Set No.4 时, Set No.4 从内部存储器装置 29 被读出,并存储在控制处理器 27 的工作存储器中(步骤 S1`).

执行与图 8 所示的步骤 S2 到 S4 相同的步骤执行步骤 S2`到步骤 S4`.

接下来,以 ML3 的条件发射超声波,该条件适合于观察表示用于定性诊断的目的相对高供给速率的脉管系统的血流,并收集运动的脉管图象(步骤 S5`).结果是,能够实时地观察到逐渐流入血管的造影剂及血管中亮度的逐渐升高.注意,如图 7B 所示,对于 Set No.4, ML3 的属性被定义为“10 秒钟”.因而,在十秒钟之后发射条件被切换到自动选择的 ML2 的条件.

因而,按 ML2 条件发射超声波,这低于用于定性诊断目的的 ML3,并收集且显示运动的脉管图象(步骤 S6`).结果,能够观察到适合于描绘更精细的脉管系统的运动的脉管图象.该运动的脉管图象比在 ML3 实时获得的图象有较低的流率.由于 ML2 和 ML3 在破坏造影剂的能力方面不同,因此在使造影剂流过血管时,能够观察到表示亮度不同变化速率的运动的超声波图象.破坏造影剂的能力在 ML2 比在 ML3 要低.因而在 ML2 血管中亮度的变化率比在 ML3 要高.这样,因为 ML2 与 ML3 提供了具有不同亮度变化率的运动的超声波图象,因而能够满意地观察到造影剂.在本实施例中对于 Set No.4, ML2 的属性也定义为“10 秒钟”.因而,十秒钟之后,发射的条件被切换到自动选择的 ML1 的条件.

然后,再次以 ML1 的条件发射超声波,并实时地显示组织的运动灌注图象供观察.(步骤 S7`)

这样,在 Set No.4 的条件下超声波图象被收集并显示.超声波发射/接收的操作,例如按 B 模式收集图象的操作,如上所述最好在完成以 Set No.4 的条件进行的诊断顺序之后及以 Set No.5 的条件进行的诊断顺序开始之前进行.

以下将参照图 7C 和 10,说明按程序 Set No.5 进行超声波诊断的

操作顺序。在这一诊断顺序中，在从用于存在性诊断的超声波发射向用于定性诊断的超声波发射切换时，插入按 MLh 条件的 1 秒钟的闪现发射。结果，被观察的区域中的造影剂能够被抹掉，并能够观察到向观察的区域造影剂新的流入。

如图 10 所示，在操作者通过执行预定的输入操作而选择程序 Set No.5 时，Set No.5 从内部存储器装置 29 被读出并存储到控制处理器 27 的工作存储器(步骤 S1”)。

然后，执行如在图 8 中步骤 S2 到步骤 S4 的情形的步骤 S2”到步骤 S4”的操作(步骤 S2”到 S4”)。

接下来，按 ML3 的条件实际发射超声波，该条件适合于观察用于定性诊断的目的表示相对高供给速率的脉管系统的血流，并收集和显示运动的脉管图象(步骤 S5”)。作为按 ML3 条件超声波发射的结果，能够通过实时地移动的脉管图象观察到造影剂逐渐流入血管。注意，ML3 的属性被定义为 “10 秒钟”。因而，在十秒钟之后发射条件被切换到自动选择的 MLh 的条件。

此后，按 MHh 条件进行步骤 S5”的十秒钟的闪现发射，目的是破坏累积的造影剂(步骤 S6”)。如在步骤 S4”中那样，这一按 MLh 条件的超声波发射进行 1 秒钟，且发射条件被切换到自动选择的 ML2 的条件。

然后，按比用于定性诊断目的的 ML3 低的 ML2 条件发射超声波，并收集且显示运动的脉管图象(步骤 S7”)。结果，能够实时观察到适合于描绘更为细致的脉管系统的运动脉管图象，该图象比在 ML3 获得的图象有较低的速率。如图 7C 所示 ML2 的属性也定义为 “10 秒钟”。因而在十秒钟之后，发射条件被切换到自动选择的 MLh 的条件。

此后，进行一秒钟的闪现发射，目的是为破坏在步骤 S7”累积达十秒钟的造影剂(步骤 S8”)。接下来，发射条件被切换到自动选择的 ML1 的条件。

然后，以 ML1 条件发射超声波，使得能够实时观察到造影剂被累积的组织的灌注图象(步骤 S9”)。

通过进行以上的顺序，按 Set No.5 的条件超声波图象被收集且显示。超声波发射/接收的操作，例如以 B 模式收集图象的操作，最好在完成按 Set No.5 条件的诊断顺序之后进行。

在存在性诊断顺序和定性诊断顺序期间，运动的灌注图象和/或运动的脉管图象能够按以下所述的方式显示在监视器 25 上。

图 11 示出一运动灌注图象和一运动脉管图象，它们并列显示在监视器 25 上。从图 11 可见，监视器 25 的显示屏被划分为两部分，分别分配给灌注图象和脉管图象，以便同时显示这些图象。

在图 11 的显示模式中，通过定义用于判断“什么条件集被优先选择”以供发射的属性，能够自动显示最新更新的图象作为所选择的灌注图象，或者作为所选择的脉管图象。更具体来说，在一个诊断属性中，如果指定给 ML 发射条件的属性是用于观察灌注图象的，则显示灌注图象(实时地显示运动灌注图象)。如果指定的属性是用于观察脉管图象的，则显示脉管图象。在普通的超声波诊断系统中，最近收集的图象作为不活动的图象保持在屏幕上。因而操作者在同一显示屏幕同时能够同时看见灌注图象和脉管图象。

能够显示一种合成的组合图象，该图象由具有相同的空间姿态并彼此重叠的灌注图象与脉管图象组成，如图 12 所示。为了使操作者能够无误地区分两个图象，最好以具有不同的灰度的不同的颜色显示灌注图象与脉管图象。如果这些图象这样显示，则能够在包含对每一种诊断的灌注的组织的回波图象中，从结构上清晰地观察到血管中的血流。

本发明提供了以下的益处。

如上所述，超声波必须如图 13 所示以低 ML 发射以降低微泡沫的损失，从而获得组织的灌注图象以用于存在性诊断。为了进行定性诊断，操作者必须选择相对高的 ML，以便只检测表现出相对高的供给速率的脉管系统中的血流，并获得脉管图象。使用传统的超声波诊断设备不能同时获得两种图象。因而，任何传统的设备的操作者，必须通过例如扭转刻度盘调节将发射的超声波的声压来选择所需的条件。

然而，超声波的声压不是定义 ML 的唯一的参数。于是，操作者需要在他或她旋转刻度盘的同时操作频率按钮和其它按钮。

使用根据本发明的超声波诊断设备，对于存在性诊断及定性诊断两者优化的发射条件能够在对比回波方法中选择。此外，根据为被适当切换的两种类型的诊断所提供的诊断顺序，收集并处理超声波图象。根据事先记录的程序，或者自动或者由操作者按动按钮，这样来产生条件的选择命令以便选择超声波发射的条件。因而，虽然它们的最优发射条件彼此是矛盾的，但用于存在性诊断的规程及用于定性诊断的规程能够在单一诊断顺序中迅速而容易地随之而来。结果，借助于存在性诊断规程能够检测出占位性病变(瘤)，并能够借助于定性诊断规程对其识别。

此外，能够使用高亮度回波信号收集超声波图象，并通过在存在性诊断和定性诊断之间实现闪现发射，在下一个存在性诊断或定性诊断中观察到造影剂向相关区域的新的流入。

根据本发明的超声波诊断设备能够作为程序记录所需的 ML 组合。因而，操作者能够确定所需的顺序，并根据该顺序能够容易而快捷地进行存在性诊断及定性诊断。

在包含存在性诊断和定性诊断的诊断顺序中，收集的灌注图象和脉管图象彼此可并排或重叠显示。这样，观察者能够比其它方式更方便地比较灌注图象和脉管图象。

已如上述，本发明提供了能够显示包括存在性诊断和定性诊断两者的诊断顺序的超声波诊断设备，并提供了控制这种超声波诊断设备的方法。

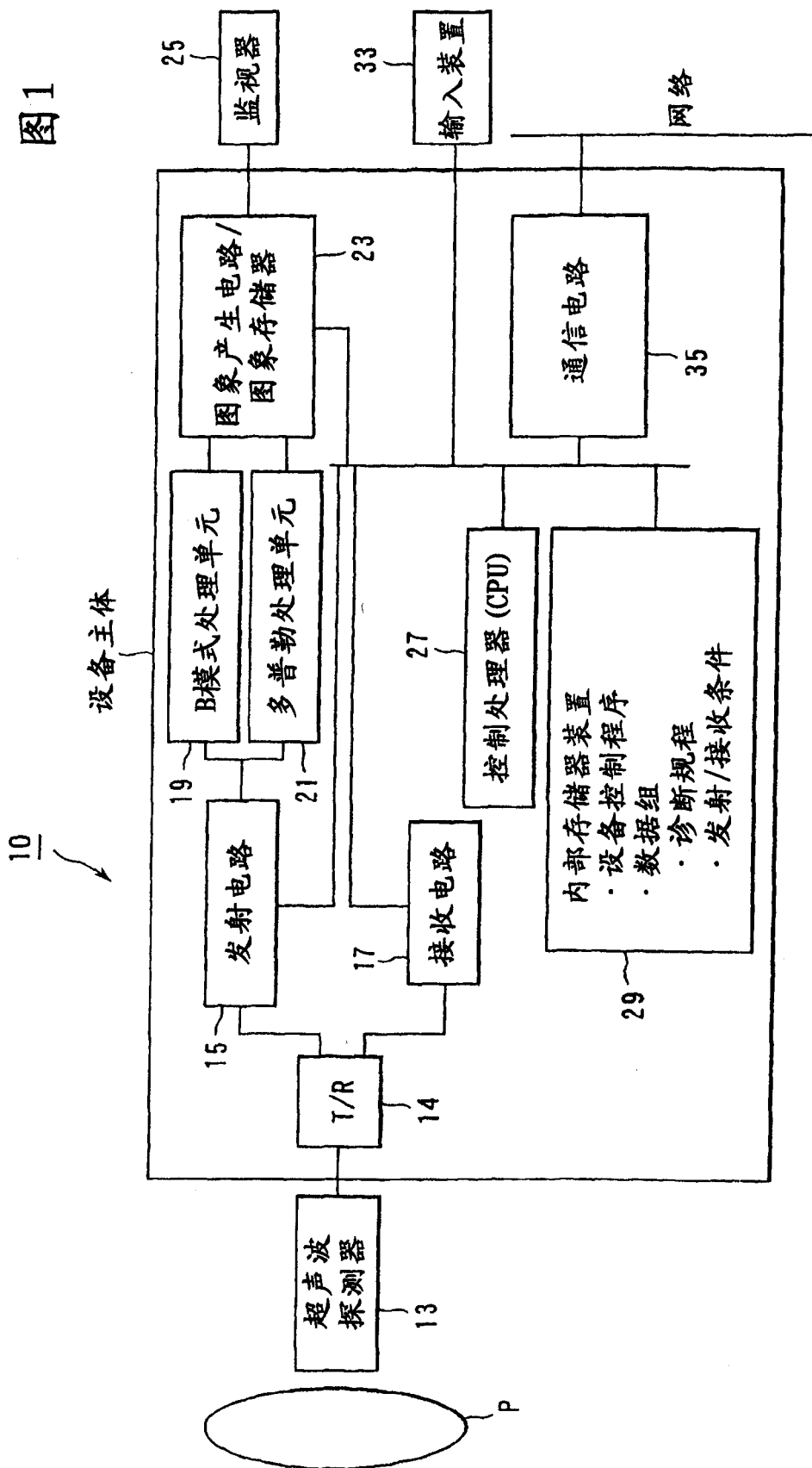


图 2

力学水准	发射电压	发射频率	发射帧速率
ML1	5V	3MHz	10Hz
ML2	10V	4MHz	30Hz
ML3	, 0V	4MHz	30Hz
ML4	30V	4MHz	30Hz
MLh	100V	2MHz	40Hz

图 3

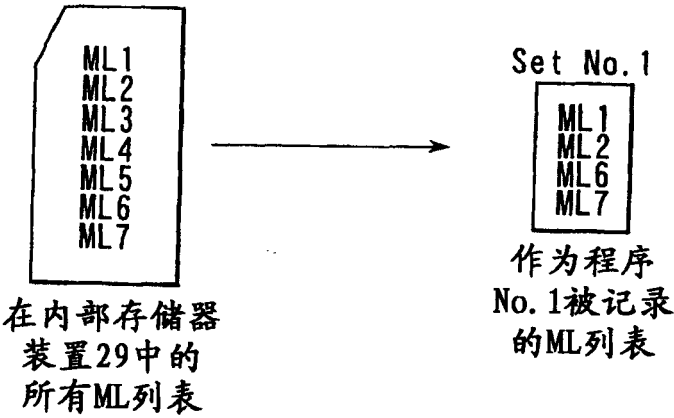


图 4

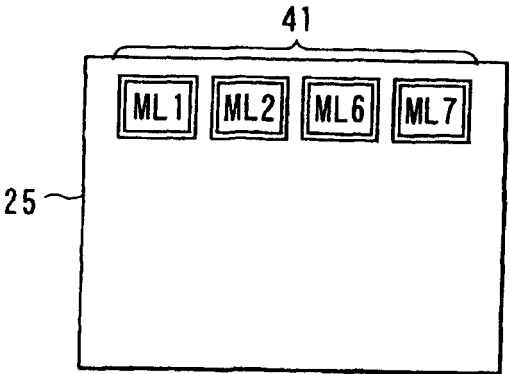
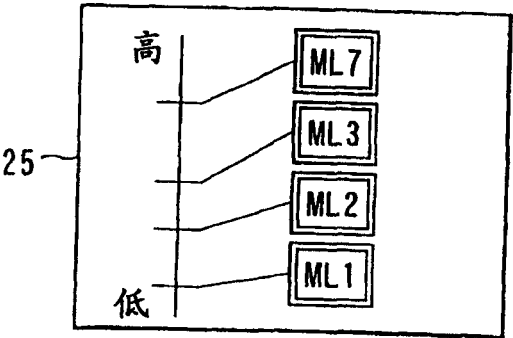


图 5



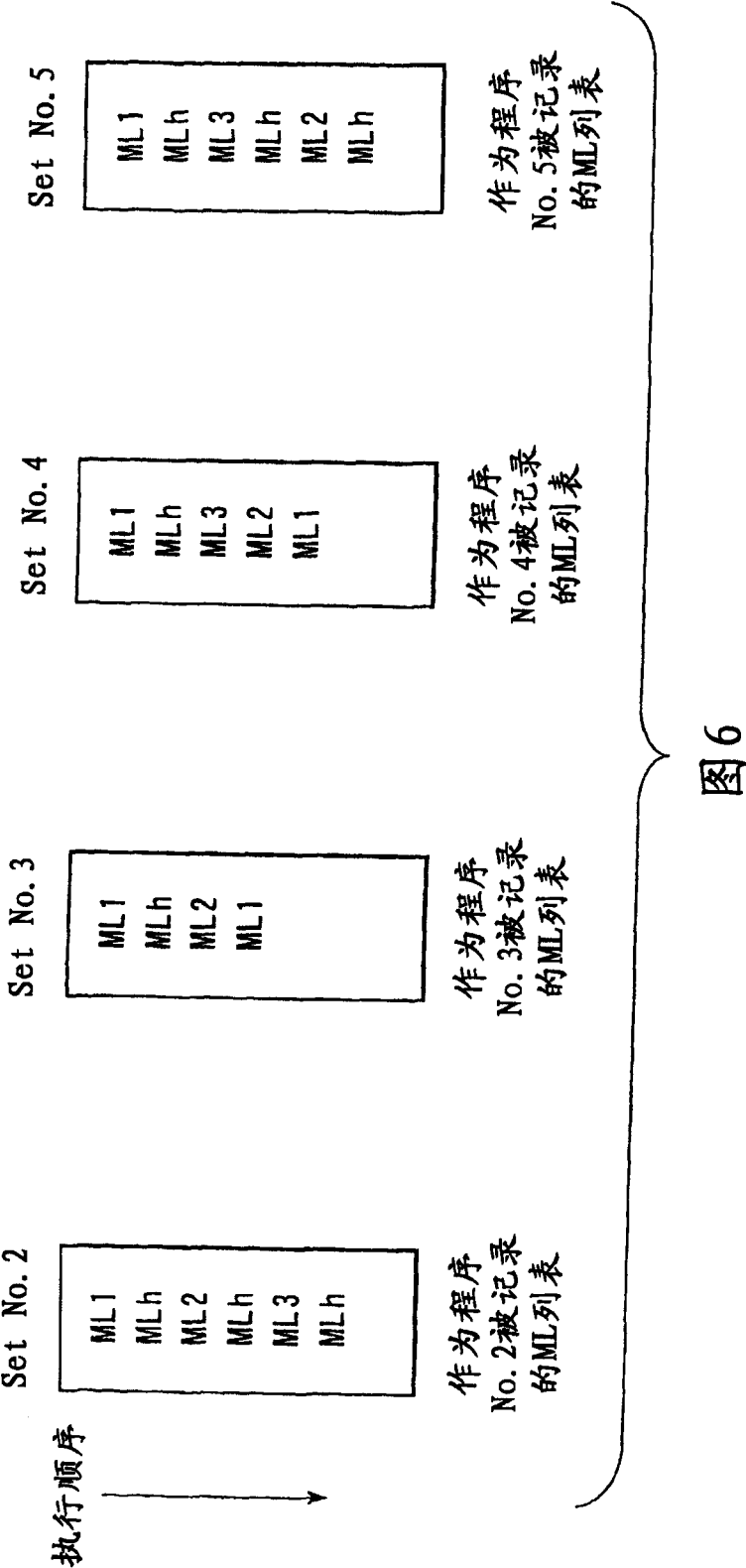


图 7A

Set No. 3

ML1
MLh
ML2
ML1

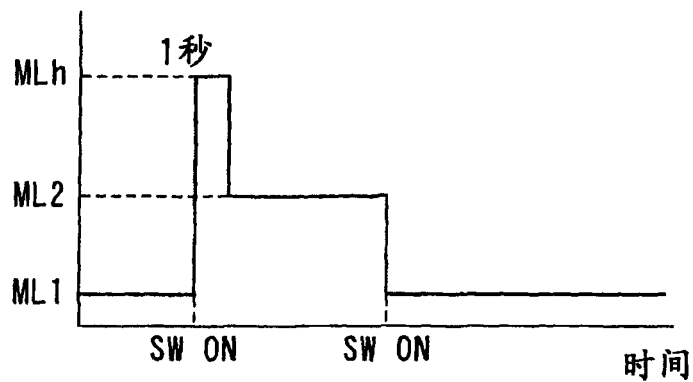


图 7B

Set No. 4

ML1
MLh
ML3
ML2
ML1

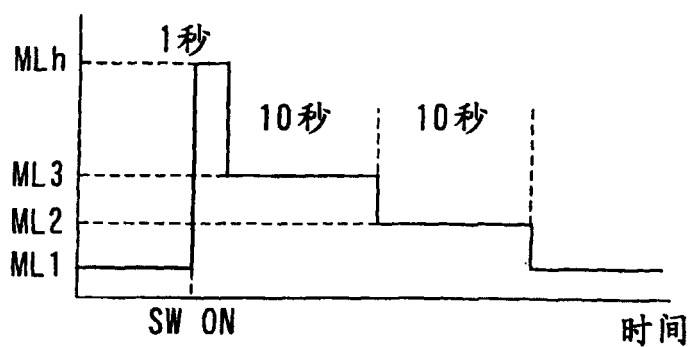


图 7C

Set No. 5

ML1
MLh
ML3
MLh
ML2
MLh
ML1

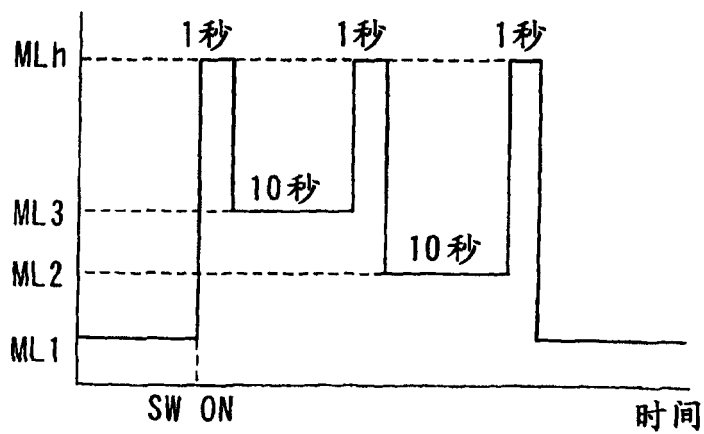


图 8

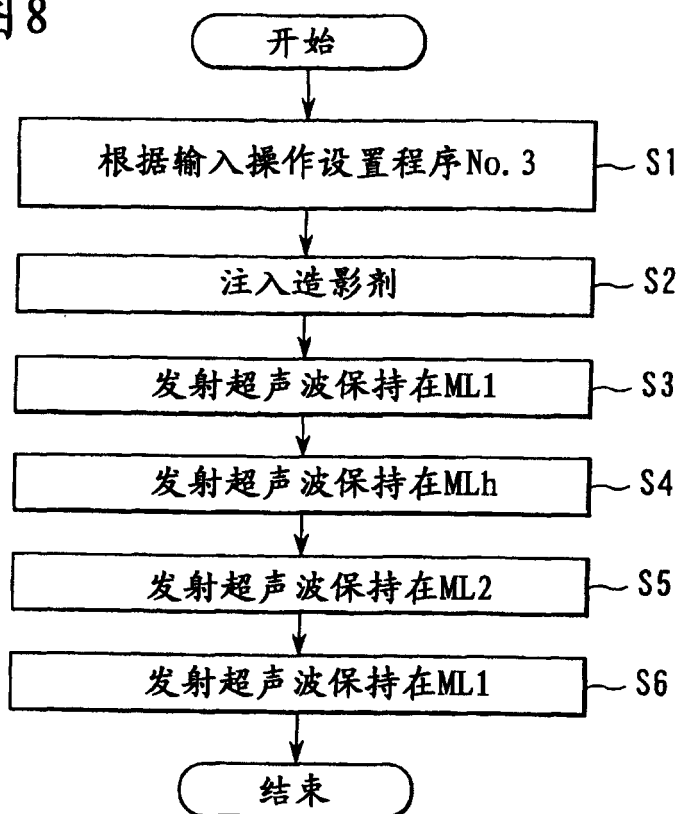


图 9

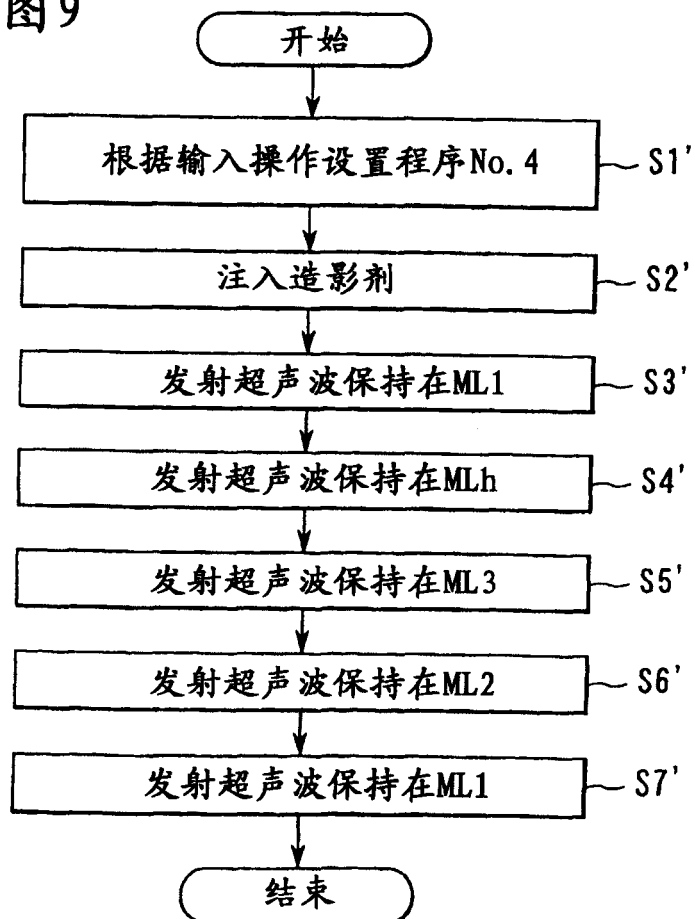


图 10

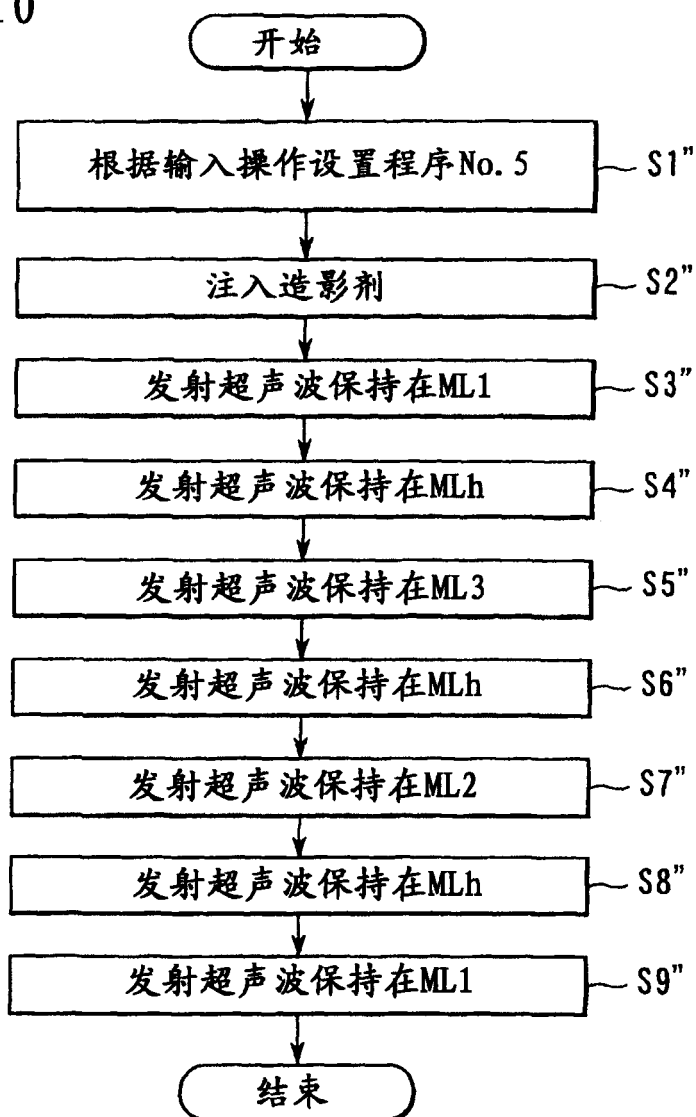


图 13

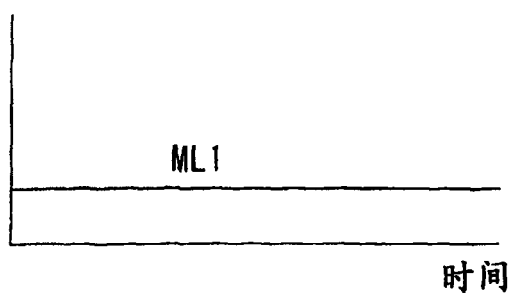


图 14

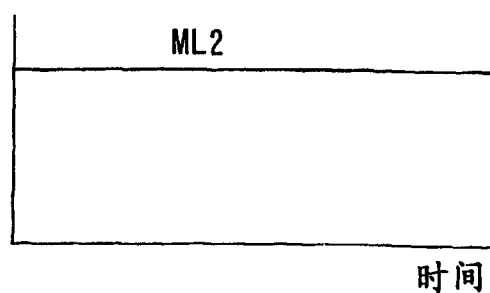


图11

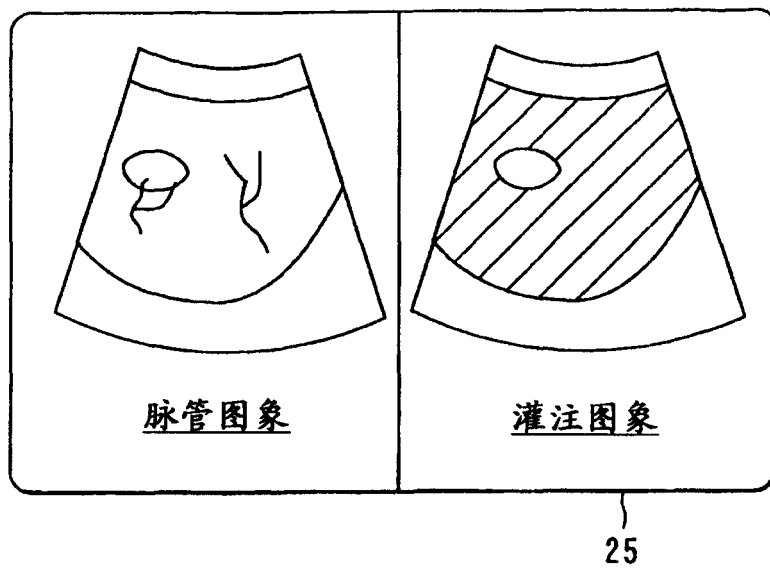
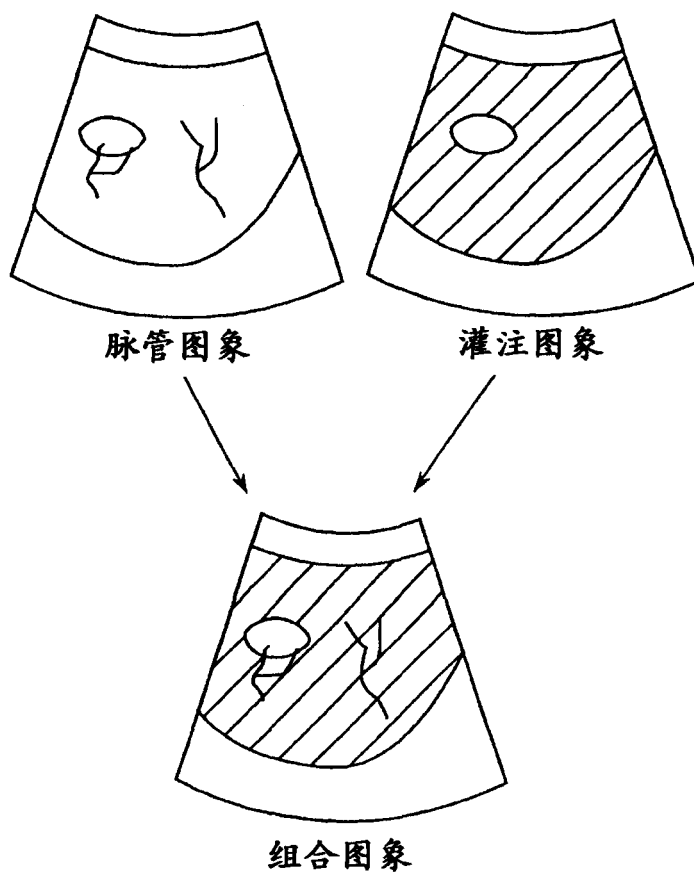


图12



专利名称(译)	超声波诊断及控制超声波诊断设备的方法		
公开(公告)号	CN1422598A	公开(公告)日	2003-06-11
申请号	CN02151500.X	申请日	2002-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	中屋重光 神山直久 森安史典		
发明人	中屋重光 神山直久 森安史典		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/06 A61B8/54 A61B8/585		
代理人(译)	付建军		
优先权	2001358371 2001-11-22 JP		
其他公开文献	CN1228027C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在一种超声波诊断设备中,对于对比回波方法定义了一组对存在性诊断优化的发射条件ML1,以及对定性诊断优化的两个发射条件ML2和ML3,并根据诊断顺序被适当选择用于收集及处理超声波图象。根据事先记录的程序,发射条件能够自动或根据由操作者发出的命令从一个向另一个切换。在存在性诊断与定性诊断之间的发射条件MLh下进行快闪发射。这使用户能够观察造影剂向被观察的区域新的流入。

