



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01821335.9

[43] 公开日 2004 年 3 月 17 日

[11] 公开号 CN 1482884A

[22] 申请日 2001.12.25 [21] 申请号 01821335.9

[30] 优先权

[32] 2000.12.26 [33] JP [31] 395721/2000

[86] 国际申请 PCT/JP01/11385 2001.12.25

[87] 国际公布 WO02/051317 日 2002.7.4

[85] 进入国家阶段日期 2003.6.25

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 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

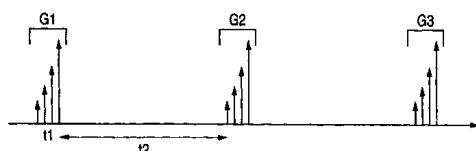
代理人 王永刚

权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 6 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

[57] 摘要

在每帧的间歇发射过程中，超声波发射的机械功能逐级提高，从而引起每一个大小不等的反差介质微泡逐级分解。通过利用每一阶段的分解作为回声源形成超声波图像，便能够提供新的生物学数据（受比红血球更小的物质的动力学影响的数据、吞噬细胞的分布、新的诊断数据等）。



1. 超声波诊断装置，包括：

用于发射/接收超声波到/从引入了反差介质的待诊断对象特定部分的超声波探头；

用于产生该超声波探头的驱动信号的驱动信号发生器；和

用于以如下方式控制该驱动信号发生器的控制器，即该超声波探头发射用于破坏该反差介质微泡的第一超声波，和用于破坏至少一部分未被该第一超声波破坏并在该待诊断对象血管内的血液中流动的该反差介质保留微泡的第二超声波。

2. 根据权利要求 1 的超声波诊断装置，其中该控制器以如下方式控制该驱动信号发生器，即该第二超声波以比该第一超声波更高的声压发射。

3. 根据权利要求 1 的超声波诊断装置，其中该控制器以如下方式控制该驱动信号发生器，即该第二超声波以比该第一超声波更低的频率发射。

4. 根据权利要求 1 的超声波诊断装置，其中该控制器以如下方式控制该驱动信号发生器，即该第一超声波或该第二超声波通过按照预先确定的在该待诊断对象内积累该反差介质所需的时间间隔而进行的间歇发射而发射。

5. 根据权利要求 4 的超声波诊断装置，当通过所述间歇发射获得多个超声波图像时，还包含用于同时显示多个基于该第一超声波的超声波图像或者同时显示多个基于该第二超声波的超声波图像的显示设备。

6. 根据权利要求 5 的超声波诊断装置，其中该显示设备同时地、按时间-次序地排列该多个待显示的超声波图像，然后显示该多个超声波图像。

7. 根据权利要求 1 的超声波诊断装置，其中该第一超声波处于这样的声压下，即存在于该待诊断对象血管内血液中的和血管外组织

液和淋巴中的该反差介质被破坏。

8. 根据权利要求 1 的超声波诊断装置，其中该驱动信号发生器以如下方式加以控制，即在该第一超声波进行发射的发射条件下，直径小的反差介质微泡被破坏而直径大的该反差介质则几乎不被破坏，而在该第二超声波进行发射的发射条件下，小直径和大直径的该反差介质微泡都被破坏。

9. 控制超声波诊断装置的方法，用于以如下方式控制驱动信号发生器，即发射/接收超声波到/从引入了反差介质的待诊断对象的特定部分的超声波探头发射用于破坏该反差介质微泡的第一超声波和用于破坏至少部分未被该第一超声波破坏并在该待诊断对象血管内的血液中流动的该反差介质保留微泡的第二超声波。

10. 根据权利要求 9 的控制超声波诊断装置的方法，其中该第二超声波具有比该第一超声波更高的声压。

11. 根据权利要求 9 的控制超声波诊断装置的方法，其中该第二超声波具有比该第一超声波更低的频率。

12. 根据权利要求 9 的控制超声波诊断装置的方法，其中该驱动信号发生器以如下方式加以控制，即该第一超声波或该第二超声波通过按照预先确定的在该待诊断对象内积累该反差介质所需的时间间隔进行的间歇发射而发射。

13. 根据权利要求 12 的控制超声波诊断装置的方法，其中当通过该间歇发射获得多个超声波图像时，还存在一个显示，其中多个基于该第一超声波的超声波图像同时被显示或者多个基于该第二超声波的超声波图像同时被显示。

14. 根据权利要求 13 的控制超声波诊断装置的方法，其中该显示方法是所述多个将同时显示的超声波图像按时间-次序地加以排列的显示方法。

15. 根据权利要求 9 的控制超声波诊断装置的方法，其中该第一超声波处于这样的声压下，即存在于该待诊断对象血管内血液中的和血管外组织液和淋巴中的该反差介质被破坏。

16. 根据权利要求9的控制超声波诊断装置的方法，其中该驱动信号发生器以如下方式加以控制，即在发射该第一超声波的发射条件下，直径小的反差介质微泡被破坏而直径大的该反差介质则几乎不被破坏，而在发射该第二超声波的发射条件下，小直径和大直径的该反差介质微泡都被破坏。

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

技术领域

本发明涉及适用于反差回声成像诊断的超声波诊断装置及其控制方法。

技术背景

超声波成像诊断装置通过使用超声波的非侵入式检测方法显示组织的断层图像。超声波成像诊断装置在临幊上非常有用，例如仅仅通过将超声波探头放置于身体表面的操作便能够实时显示出心脏的跳动或者胎儿的运动。由于其安全性很高，因而可以重复进行拍摄，同时由于其与其它诊断设备如 X-射线成像、CT 成像、MRI 等相比，系统的尺寸较小，所以能够移至床头进行屏幕显示。此外，尽管超声波诊断装置由于类型不同而有很大的差异，但最近已经开发出了一种尺寸小到人用一只手便可以握住的超声波诊断装置。这便有可能在不久的将来开发出能够由患者本人进行操作的超声波诊断装置。

顺便提及，随着最近静脉注入式超声波反差介质（contrast medium）的商业化，采用反差回声成像方法（contrast echo imaging method）的超声波诊断正逐渐变得普遍。反差回声成像方法旨在通过将超声波反差介质引入到静脉内提高血流信号而评估诸如心脏、腹部器官以及类似物影象中血液流动的动力学。许多反差介质使用微小的微泡（micro-bubble）作为反射源，所引入的反差介质的数量和浓度越高，反差成像的效果越高。另一方面，已经知道性质上属于精密基础材料的微泡会因超声波辐射而破裂，这会缩短反差成像的有效时间。

一般而言，血流通常是指血红细胞。理论上讲，优选的是，用于超声波诊断的反差介质显示与血红细胞相同的动力学。然而，实际上，现在已知反差介质具有与血红细胞不同的动力学。

例如，已知许多超声波反差介质在肝实质处会引起保留，据认为，肝脏窦状小管内的外物吸收细胞（foreign-body uptake cell）会摄取所保留的反差介质（毋庸多言，血红细胞不会被摄取）。此外，机体内的毛细血管所包含的空腔尺寸允许液体组分（血浆）渗出，从而提供给细胞以养分或氧气。尽管毛细血管的空腔尺寸对于血红细胞而言太小而不能通过，但可以预期，依赖于微泡的尺寸，一些反差介质会通过毛细血管壁内的空腔而渗漏到外面（血红细胞的平均直径大约为 $8 \mu\text{m}$ ，而据认为，在机体内循环流动的反差介质微泡所具有的尺寸则最大大约为 $8 \mu\text{m}$ ，最小为 $0.5 \mu\text{m}$ 或者更小）。

然而，还并不清楚，反差介质是否能恒定地反映循环血液的动力学，例如，在微泡保留在微循环系统内的情况下，使用微泡破坏作为回声源的生态信息可能并不反映循环血液的动力学。在这种情况下，即使通过反差介质使强度提高，也将难以观察到血红细胞的真实动力学情况。

本发明便是考虑到上述情况设计而成的，因此提供了能够通过改变发射条件控制微泡消失程度而观察或量化尺寸与血红细胞相当的反差介质微泡以及独立的尺寸十分小的反差介质微泡的超声波诊断装置。

发明公布

为了实现上述目标，本发明提供了下述装置。

也就是说，本发明提供了用于通过使用超声波扫描待诊断对象中的诊断靶标而获取超声波断层图像的超声波诊断装置。该装置装备有用于辐射的辐射装置，其特征在于，对于待诊断对象的特定断层，第一超声波用于破坏存在于待诊断对象的血管内血液中的、血管外组织液和淋巴液中的反差介质微泡，第二超声波用于破坏未被第一超声波破坏的并在待诊断对象的血管内血液中流动的反差介质保留微泡。

根据这一方案，便有可能获得能够通过改变发射条件控制微泡的消失程度而观察或量化尺寸与血红细胞相当的反差介质微泡以及独立

的尺寸十分小的反差介质微泡的超声波诊断装置。

附图简述

图 1 是根据某一实施例简要展示超声波诊断装置一个方案的简图；

图 2 是展示微泡尺寸与破坏所需吸取压力之间理论关系的曲线图；

图 3A、图 3B 和图 3C 是概念地展示不同尺寸的微泡所存在微观区域的简图；

图 4 是用于解释某一由超声波诊断装置 10 所实施的诊断相关的序列的例子的简图；

图 5 是展示超声波诊断装置 10 所执行的扫描规程的流程图；

图 6 是概念地展示实施例中对所记录图像进行重组处理的简图；和

图 7 是概念地展示根据实施例方法所获得的时间强度曲线的简图。

实施本发明的最佳模式

现在将参考附图对本发明的实施例进行解释。在随后的说明中，具有基本上相同的功能和布置的元件将标以相同的参考数字，且说明仅在必要时加以重复。

首先将对根据本实施例的超声波诊断装置的方案示意图进行解释。

图 1 是根据本实施例简要展示超声波诊断装置 10 方案的简图。

如图 1 所示，超声波诊断装置 10 包含对发射/接收超声波信号到/从待诊断对象作出响应的超声波探头 12，用于驱动超声波探头和处理超声波探头的接收信号的装置主体 11，连接装置主体并允许操作者输入命令信息到装置主体的输入部分 13，和用于测量心电波形的 ECG 14。输入部分 13 包含按键、键盘、跟踪球等，其能够控制该诊断装置

和各种图像-质量条件的设定。

装置主体 11 包含超声波发射单元 21，超声波接收单元 22，B-模式处理电路 23，多普勒处理电路 24，图像处理电路 25，图像存储电路 26、显示部分 28，心跳检测单元 29，存储介质 30，网络电路 31 和控制器 32.

超声波发射单元 21 包含触发器、延迟电路和脉冲电路（均未显示），并且其通过产生脉冲超声波并发送相同的波到探头 12 的压电传感器而产生聚焦超声波脉冲。发射单元 21 具有能够根据控制器 32 的命令瞬时改变发射频率、发射驱动电压等的开关功能。特别地，对于发射驱动电压，瞬时改变可以或者通过能够瞬时转换其数值的线性放大器类型的发射电路，或者通过电力转换多个功率供给单元而实现。

此外，超声波发射单元 21 在控制器 32 的控制下，根据下面（见图 4）说明的次序而执行间歇超声波发射。此处所说的间歇发射是指，例如在反差介质回声成像方法的实例中，周期性重复地操作从而使超声波发射暂停（例如，暂停 4 秒）然后再恢复超声波发射的发射方法。根据间歇发射，便可能获得相应于在间歇期间流动的血液的反差介质回声信号。例如，USP6, 149, 597 公开了一种通过改变暂停之间的时间间隔而获得血流动力学时间-次序改变的方法。

超声波接收单元 22 接收从探头 12 的每一个传感器输出的回声信号，该回声信号被待诊断对象内的组织所散射。回声信号被预放大器放大用于超声波接收单元 22 的每一个通道，并且具有在模拟-数字转换之后从接收延迟电路依据确定接收方向性所需的延迟时间而提供的，其后信号在加法器中加和。执行加和处理过程是为了提高处于与反射波接收方向性相应的方向上的反射成分，并且根据通过这一处理所获得的发射方向性和接收方向性能够形成对于发射和接收的综合超声波束。

B-模式处理电路 23 对从超声波接收单元 22 输入的回声信号进行回声信号对数放大、包络检波处理等，从而产生以发光亮度表示信号强度的数据。

多普勒处理电路 24 对回声信号的速度信息执行频率分析，并将分析结果发送到图像处理电路 25。

图像处理电路 25 将超声波扫描的扫描线信号阵列转换成能够为一台 TV 所表现的典型视频格式的扫描线信号阵列。图像处理电路 25 对所转换的信号合成以字符信息和各种设定参数的标度，并将结果作为视频信号输出到显示部分 28。这样便显示出了代表待诊断对象中组织形状的断层图像。

图像处理电路 25 还会产生基于由此而获得的多个超声波图像信息的 TIC（时间强度曲线）。TIC 是表示在引入反差介质之后，在感兴趣的区域内伴随着回声信号提高的过程中，强度的时间-次序改变的曲线图，其用于在评估血流动力学时进行定量分析。

图像存储电路 26 包含用于存储图像数据的存储器。存储在图像存储电路 26 中的信息能够，例如，在诊断之后读出；而且，通过使用多于一帧的信息可以播放动画。

心跳检测单元 29 将活体信号信息，诸如在 ECG14 中获得的心电图，转换成数字信号。与活体信号信息相关的数字信号在图像处理电路 25 中与诊断图像合成，然后在显示部分 28 上显示出来或者记录在安装于图像存储电路 26 上的存储器中。当需要活体信号信息用于下述技术流程的分析时，其存储在存储介质 30 内或通过网络电路转移到外部。

存储介质 30 存储下述的诊断分析程序。此外，其还用于保存图像存储电路 26 中的图像。存储介质 30 内的数据也能够通过网络电路 31 转移到外部装置上。

控制器 32 具有作为信息处理装置（计算机）进行操作的功能，其是用于控制操作超声波诊断装置主体 11 的控制装置。特别地，控制器 32 不断地改变发射条件，诸如发射单元的频率和驱动电压，并将发射条件信息追加到在上述条件下所获得诊断图像上，然后上述条件追加到图像信息上或存储在存储介质中。控制器 32 还具有编程功能从而执行次序发射，这正是本发明的特点。

在说明本发明超声波诊断装置的操作之前，先讨论一下作为前提的基本理论。

首先，先讨论用作反差介质的微小泡的一般性质。微小泡（下文中，简记为微泡）会由于超声波声压的机械作用而破坏。理论上讲，阈值需要是频率或声压的函数（例如，Holland AK, Apfel RE, "An improved theory for the prediction of microcavitation thresholds", IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Contr 1989; 36, No.2,204-208）。

图2是展示微泡起始直径与破坏每一起始直径的微泡所需声压阈值之间关系的曲线图，其由上面文章中的理论等式计算而得。由曲线图可知，辐射声压越高，微泡越容易破裂，辐射频率越低，微泡越容易破裂。此外，破坏所需的声压水平也随着微泡的尺寸而改变，并且可知要破坏较大的微泡则需要提高辐射声压。

现在说明活体内反差介质微泡的动力学。能够从商业上获得的反差介质，其平均尺寸、每单位体积微泡的数目等根据产品的种类会有所不同。微泡典型的直径为大约 $2\text{-}4 \mu\text{m}$ ，其稍小于血红细胞的尺寸。因此，反差介质微泡能够容易地通过毛细血管。

但是，由于微泡的性质，并非所有的微泡都具有 $2\text{-}4 \mu\text{m}$ 的直径，部分微泡的直径超出了上面所指定范围。尺寸超出 $2\text{-}4 \mu\text{m}$ 的微泡，例如尺寸大约为 $1 \mu\text{m}$ 的微泡，只要其维持该尺寸便可以起到极小回声源的作用。另一方面，具有大约 $1 \mu\text{m}$ 尺寸的微泡相对于声压非常容易破坏，如图2所示。特别地，其具有天然性质即随着吸取压力而扩大并成为大的回声源。此外，例如占较小比率的尺寸大约为 $6 \mu\text{m}$ 的微泡，却因为每个单峰信号（count）的反射回声起初较大而起到大回声源的作用。

因此，认为具有大约 $6 \mu\text{m}$ 尺寸的微泡可能与血红细胞的表现方式相同，并在全身循环而不会从毛细血管壁渗出。另一方面，认为尺寸为大约 $1 \mu\text{m}$ 的微泡可能会从毛细血管壁渗出到渗漏细胞膜之间的空腔内。特别地，后者已被下面描述的事实所证实。

肝实质中有大量尺寸大约为 $1 \mu\text{m}$ 的被称为 Disse 腔的间隙。氧

分子水平的养分和物质能够容易地流入 Disse 腔内。因此，假定尺寸大约为 $1\mu\text{m}$ 的微泡从毛细血管壁渗出到渗漏细胞膜之间的空腔内，如上所述，那么可以预料尺寸大约为 $1\mu\text{m}$ 的微泡也会流入到 Disse 腔内。事实上，已知在引入反差介质之后超声波扫描暂停，大约 5 分钟后辐射重新进行时，会在肝脏观察到等于或者大于毛细血管血流的回声。这一事实表明，微泡也会流入到比血红细胞小的循环系统中。

从上文，可以推断出下面有关超声波诊断的各项。也就是，例如，在感兴趣的区域充满反差介质的情况下，认为包含较大的尺寸具有广泛尺寸分布的微泡群会存在于血红细胞水平的血流循环系统中，而尺寸限制在例如 $1\mu\text{m}$ 或者更小的微泡群则存在于小于血红细胞的血流（血浆）循环系统中。据推断，这一特征适用于典型的腹部系统，特别是肝、肾、脾等。作为另一个例子，被称为 Kupffer 细胞的吞噬细胞存在于肝内，其可能吞噬微泡。还认为，这些细胞所摄入的微泡仅限于那些较小尺寸的微泡。

图 3A 是用于解释微泡根据其尺寸而允许流入不同循环系统的概图。

如图 3A 所示，尺寸大约为 $2\text{-}4\mu\text{m}$ 的微泡 52 和 53 以及尺寸大约为 $1\mu\text{m}$ 的微泡 54 流入到血红细胞水平的循环系统 50 中（例如血管），并且例如，它们随着血红细胞一起循环。此外，微泡 52 和 53 不能通过血管壁进入循环系统 51 如血浆或类似的循环中，因此循环系统 51 充满了尺寸大约为 $1\mu\text{m}$ 的微泡 54。

本发明的要点在于，本发明集中于活体内反差介质微泡的动力学依据其尺寸而存在的差异，因而基于尺寸与血红细胞相当的反差介质微泡的第一活体信息和基于尺寸小于血红细胞的反差介质微泡（比如尺寸为 $1\mu\text{m}$ 或者更小的微泡）的第二活体信息能够独立地加以成像和量化。为了充分地获得第一活体信息和第二活体信息，本实施例的超声波诊断装置通过改变下述发射条件而执行超声波发射来控制微泡根据其尺寸而消失的时限。

图 3B 和图 3C 是用来解释获得第一活体信息和第二活体信息的

原理的概图。

在所感兴趣的充满微泡的区域内（例如，在如图 3A 所示的区域内），当超声波以大约 500k 帕斯卡的声压开始进行辐射时，则其可能主要破坏尺寸大约为 $1\mu\text{m}$ 的微泡，这便使得其可能获得较大的回声源（作为闪烁回声的回声）。结果，便可能从尺寸大约为 $1\mu\text{m}$ 的微泡所存在的整个由循环系统 50 和循环系统 51 组成的区域（该区域在图 3B 中以点表示）内获得生态信息。此外，尽管还并不清楚，因为生态信息也基于从处于或低于血红细胞水平的循环系统传来的回声信号，但是生态信息还是可能提供新的诊断信息，诸如间隙的尺寸、摄取细胞的功能和代谢功能。

随后，当对所有在上次辐射中未被破坏的保留微泡以例如 1000k 帕斯卡水平的声压进行辐射时，便可能主要破坏那些相对脆弱而易于毁坏的微泡（包括图 3A 中尺寸为 $2\text{-}4\mu\text{m}$ 的微泡 52 和 53），这便有可能获得较大的回声源（作为闪烁回声的回声）。结果，便可能从微泡 52 和 53 所主要存在的处于血红细胞水平的循环系统 50 内（该区域在图 3C 中以点表示）获得生态信息。该生态信息反映了血红细胞的动力学，因此成为了用于通常诊断或量化血流的有用信息。

现在将主要解释在超声波诊断中通过反差回声成像方法用超声波诊断装置 10 所获得的相对于超声波透射待诊断对象的操作。

图 4 是用来解释一个超声波发射序列的实例的简图，其使用超声波诊断装置 10 对腹部进行诊断。

参考图 4，横坐标表示时间的流逝。纵坐标表示由发射造成的并施加到微泡上的机械功能的强度，且纵坐标数值越高，发射频率就越低（或者作为选择，发射驱动声压越高，或者前述的组合）。根据这一序列，机械功能根据待毁坏微泡的尺寸而逐步加以控制。

此外，附图中的每一组箭头（附图中的 G1, G2, G3 等等）代表超声波扫描的一个帧，每个箭头的长度反映了所考虑的帧中发射声压机械功能的强度（也就是，箭头越长，强度越高）。例如，发射帧的 G1 组代表所谓的超声波诊断四联发射，而间隔 t_1 是帧的间隔。每组

中的 4 个超声波发射（比如，在 G1 组中）并不需要以规则的间隔执行。

此外，倒数 $1/t_1$ 相应于所谓的帧速率。时间间隔 t_2 代表了所谓的间歇发射间隔，其对于普通诊断，与帧间隔相比是一个相对较长的时间间隔。更具体地讲， t_2 优选地为大约 3-5 秒，这是感兴趣的区域充满微泡所需的或者更长的间隔。

图 4 所示超声波发射序列的特点在于，发射是通过在有机体感兴趣的区域充满微泡之后以机械功能逐渐提高的方式间歇发射而执行的，这样便可以获得两个或者更多的帧。通过以这种方式逐步提高机械功能，便可能导致小于血红细胞的反差介质微泡（例如尺寸为 $1 \mu\text{m}$ 或者更小的微泡）和尺寸与血红细胞相当的反差介质微泡在不同时限下毁坏。这便能够从循环血红细胞的血流循环系统中分离出活体信息，以及从小于血红细胞的血流（血浆）循环系统中分离出活体信息。

用超声波诊断装置进行超声波发射的目的在于以不同的时限破坏两类微泡（小于血红细胞的反差介质微泡和尺寸与血红细胞相当的反差介质微泡，如上所述）。因此，在一帧的超声波扫描中，至少执行两个超声波发射才足够。然而，在图 4 所示的实例中，每一帧执行四个超声波发射。这样做便能够更精确地判断四个超声波辐射中是哪一个辐射使尺寸与血红细胞相当的反差介质微泡发生破坏。通过在一帧的超声波扫描中以此方式执行更大数目的超声波发射，便可能更精确地从循环血红细胞的血流循环系统中区分出活体信息，以及从小于血红细胞的血流（血浆）循环系统中区分出活体信息。

同样，G2, G3 等重复该序列。这样便产生了包含各种信息的 TIC：从循环血红细胞的血流循环系统获得的活体信息，和从小于血红细胞的血流（血浆）循环系统获得的活体信息，并获得超声波图像。

现在，对一种采用图 4 发射序列的诊断方案，参考图 5 进行说明。

图 5 是用于解释用超声波诊断装置 10 执行的诊断方案的流程图。

参考图 5，操作者首先通过规划各个参数作为成像前的准备工作而独特地确定图 4 所示的序列（步骤 S1）。

更具体地讲，操作者为发射帧的编号 N（也就是，图 4 中箭头 G1, G2 等组的编号）、每一发射的驱动频率和驱动声压（也就是，发射条件）、帧间隔 t1、间歇发射间隔 t2 等输入数值。此处，发射帧的编号 N=6，一个帧的超声波发射通过分四步提高机械功能而执行，如图 4 所示。

可以以这样的方式进行安排，即操作者能够通过从多个预安装的程序中交互地选择出所期望的程序而确定序列。

然后，操作者开始以通常的序列扫描待诊断对象（步骤 S2）。

此步的扫描用于在 B-模式、多普勒模式等模式中进行观察，其通常在引入反差介质之前进行。因此，在此步中，扫描不是基于图 4 所示的序列进行的，而是基于通常的序列进行。

然后，引入反差介质，开始基于图 4 所示序列的超声发射或类似的发射（步骤 S3）。

开始操作通过按下安装于输入部分 13 上的按钮而执行。

随后，扫描根据图 4 所示的发射序列自动地执行（步骤 S4-S6）。更明确地讲，首先执行与图 4 中 G1 相对应的一个帧的超声波发射，并获得相应于各个超声波的回声信号。如此获得的各个超声波信号纳入到预先确定的数据处理中，并记录到图像存储器或存储介质中作为图像信息，这样图像连同机械功能每一步中的发射条件信息便被记录下来。

随后，六个发射帧的超声波发射以设定的间歇间隔 t2（每次，t2 能够设定为不同的数值）重复进行（步骤 S7 等）。在步骤 S7 中，根据判断，即发射帧的全部数目已经达到 6，超声波诊断装置 10 便结束图 4 所示的发射序列（步骤 S8）。

当操作者按下输入部分的终止按钮时，便结束了这一序列的操作。然而，也可以以这样的方式安排，例如，将重复的数目记录在预安装的程序中，并且当完成预先确定的发射数目时，便自动结束该序列。

随后，读出一组根据上面处理过程记录的图像，并显示在显示部

分 28 上。在此实例中，相应于所显示图像的发射条件同时显示在显示部分 28 上。并且，可能以连续地、逐帧地、反序地、逐边地（side by side）等方式播放一组记录画面。

此外，超声波诊断装置具有重组多个基于图 4 所示序列而获得的超声波图像的功能，从而使它们以具有相同发射条件的组加以显示。图像的重组是基于附加在每一段图像数据上的发射条件和时间信息实现的。更具体地讲，附加有相同发射条件的图像数据被提取出来，并且所提取的图像数据进一步根据时间信息按时间-次序加以排列。

图 6 是用于解释图像重组功能的简图。

图 6 上面一行所示每一图像帧中的各个图像“a”、“b”、“c”和“d”（简图的上面一行）根据发射条件而划分成图像组，如简图下行所示，并进一步按时间-次序加以排列。因为以这种方式重组的每一组图像都是由具有相同发射条件的图像组成的，所以可以认为每一组都基于具有基本上相同直径的反差介质微泡而反映活体信息。换言之，每一图像组无论作为受从循环血红细胞的血流循环系统中获得的活体信息控制的超声波图像还是作为受从小于血红细胞的血流（血浆）循环系统中获得的活体信息控制的超声波图像都是统一的。

应当注意，超声波诊断装置 10 能够以任意的模式显示图像，包括循环播放全部的形成所有图像组的图像，循环播放全部的形成一个图像组的图像，循环播放多于一个的图像组，逐帧播放等等。

此外，该超声波诊断装置具有根据所获得的图像组（例如，图 6 下行中的图像组）确定适当的局部区域并获得所确定区域内的强度柱状图或者平均强度值的功能，以及计算时间强度曲线（TIC）的功能。

图 7 展示了一个分别从图像组 A 和图像组 B 获得的 TIC 的例子。曲线 A 表示图像组 A 的 TIC 而曲线 B 则表示图像组 B 的 TIC。在图 7 中，纵坐标表示与超声波接收相关的信号强度，而横坐标表示时间的流逝（也就是，与重复间歇发射相对应的流逝时间）。

参考图 7，曲线 A 表示的微泡流动不仅反映了血红细胞的流动，也反映了比血红细胞小得多的粒子的流动。这是因为曲线 A 是基于通

过在每一帧中以相当低的声压进行发射而获得的图像“a”。此外，因为曲线A也包含非常缓慢的从血管壁渗出的流动，所以其强度甚至在所谓的血流灌注达到饱和状态之后，仍然继续微小地上升。

另一方面，至于曲线B，血流中的反差介质则在几秒钟内到达饱和状态。这是因为曲线B是基于通过在每一帧中以相当低的声压进行发射之后再以高声压进行发射而获得的图像“b”，因此其直接反映了血红细胞的流动。

应当注意，当延长前述的扫描间歇间隔时，感兴趣的区域将充满微泡，从而TIC的信号强度将上升得更加陡峭。

此外，超声波诊断装置可能具有额外的功能，以便使其能够执行图像处理，例如对多个获得曲线进行加和与减除。

根据上述方案，因为超声波发射是在一帧内机械功能逐步增加的同时进行的，所以可能引起反差介质微泡根据其尺寸的不同而逐步地破坏。因为反差介质微泡是根据其尺寸而被允许流入到活体的不同区域内的，通过使用相应的破坏作为回声源而产生的超声波图像，便可能提供更多样的信息，例如用于超声波诊断的反映更详细的循环血液动力学的信息和小于血红细胞的物质的动力学的信息，捕食细胞分布的信息等。

应当理解，本发明申请并不仅限于上述的实施例，并且在实际阶段可以以各种方式加以修改而并不背离本发明的范围。此外，当可能时，各个实施例能够按照需要加以组合，并且在这样的例子中可以获得组合的效果。而且，上述的实施例包含各种阶段的发明，并且通过适当组合上面所公开的多个部分能够得出多种发明。例如，实施例所示的所有部分，甚至在忽略一些部分时，也能够获得“本发明要解决的问题”专栏中所讨论的目标，并且在获得至少一种“本发明的优点”专栏中所描述的优点的实例中，省略一些部分的方案也能够获得一项发明。

工业应用性

根据本发明，通过改变发射条件控制微泡消失的水平，便可能获得能够观察或者量化尺寸与血红细胞相当的反差介质微泡和独立的尺寸极小的反差介质微泡的超声波诊断设备。

图 1

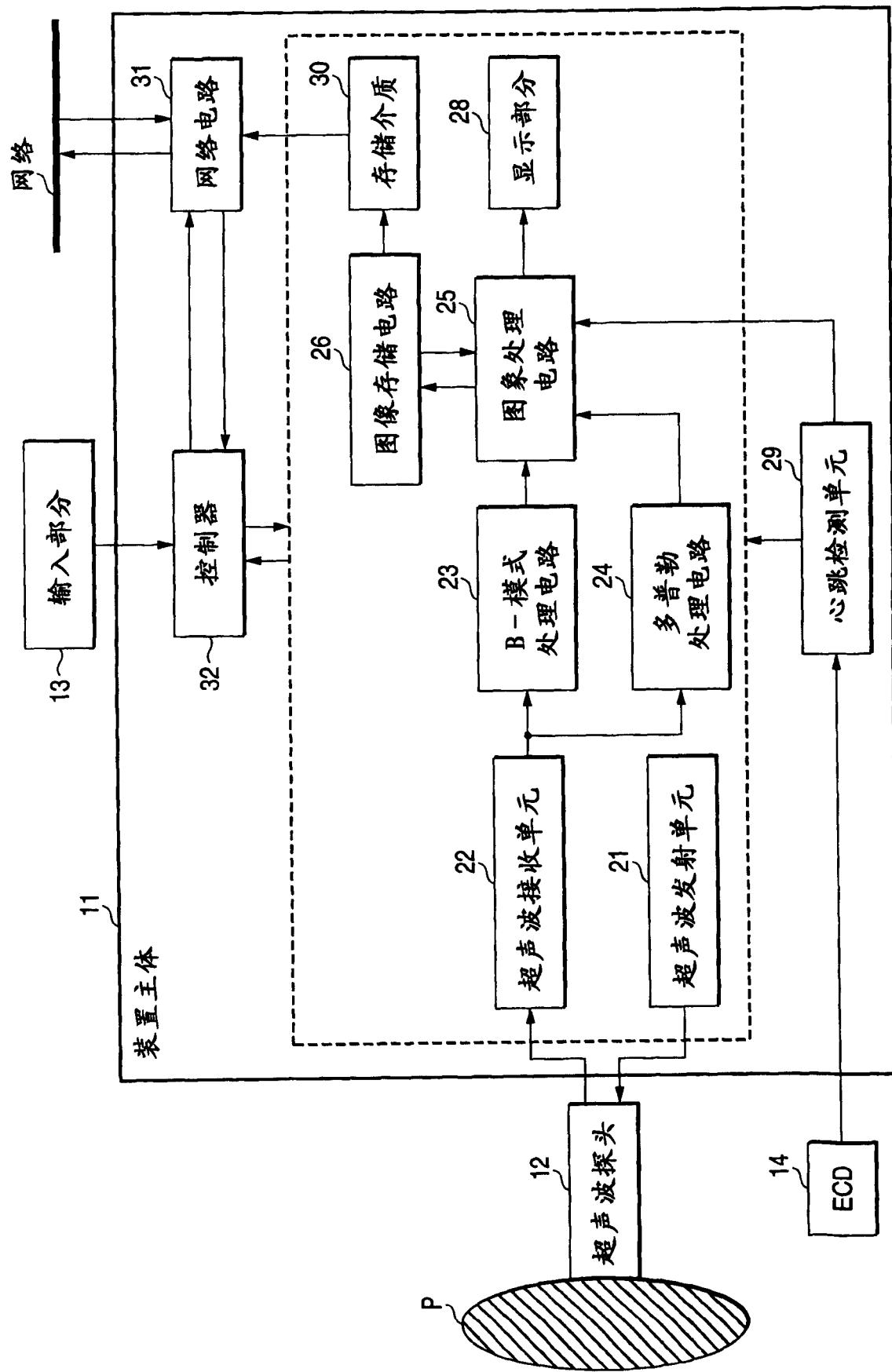


图 2

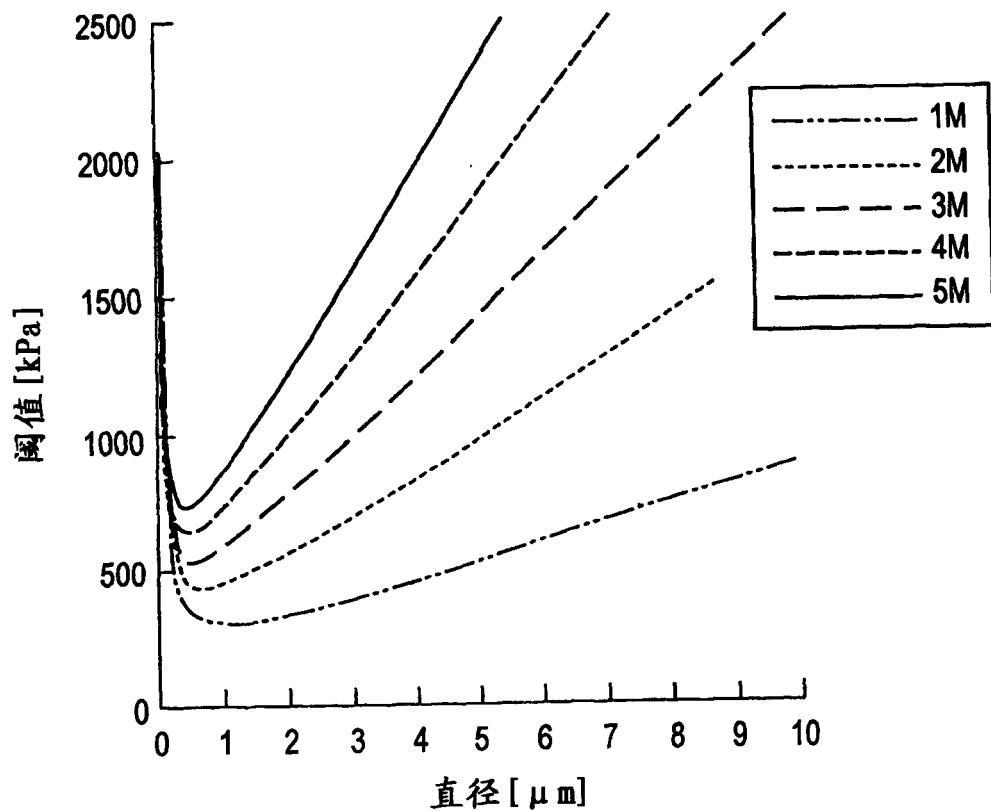


图 3A

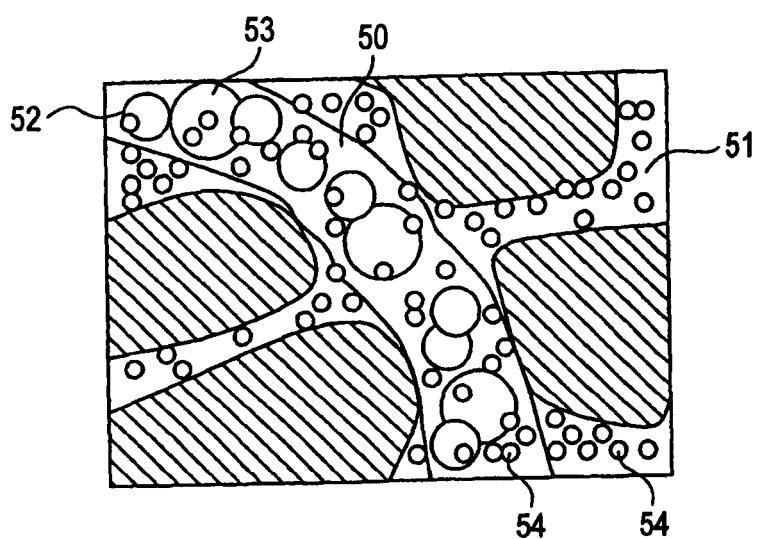


图 3B

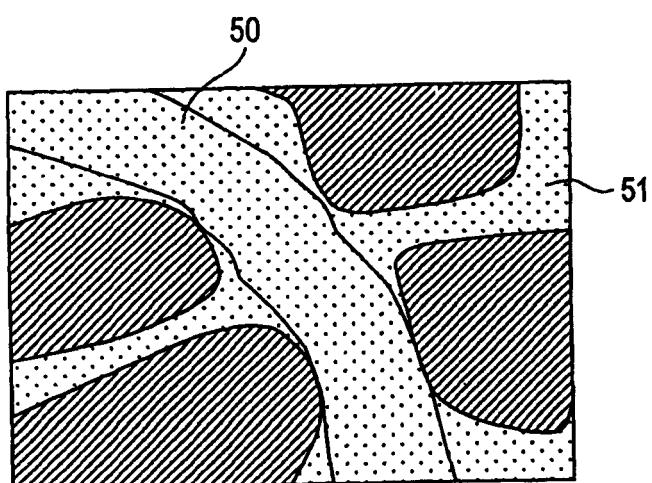


图 3C

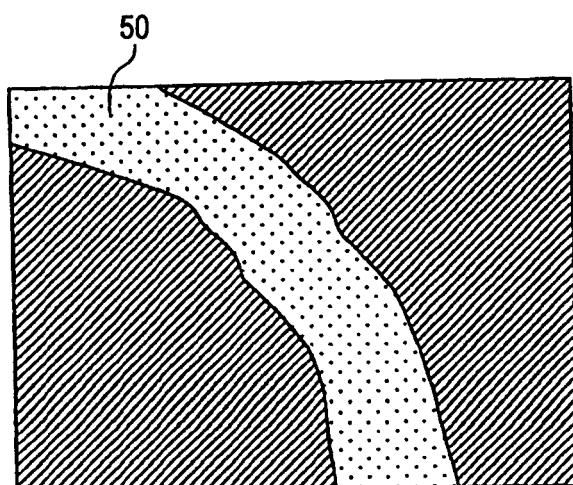


图 4

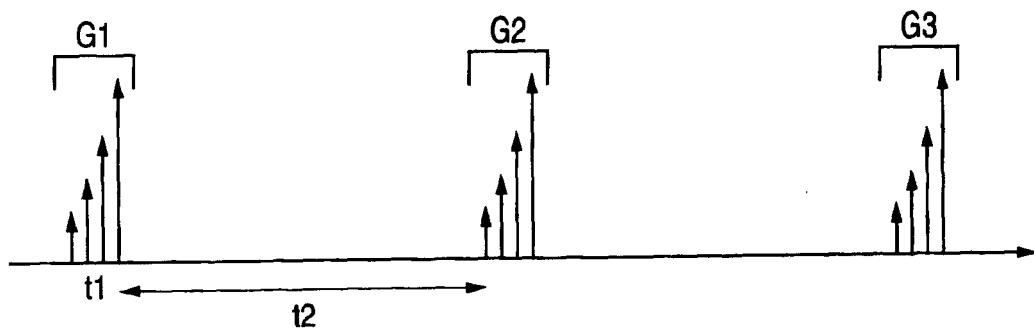


图 5

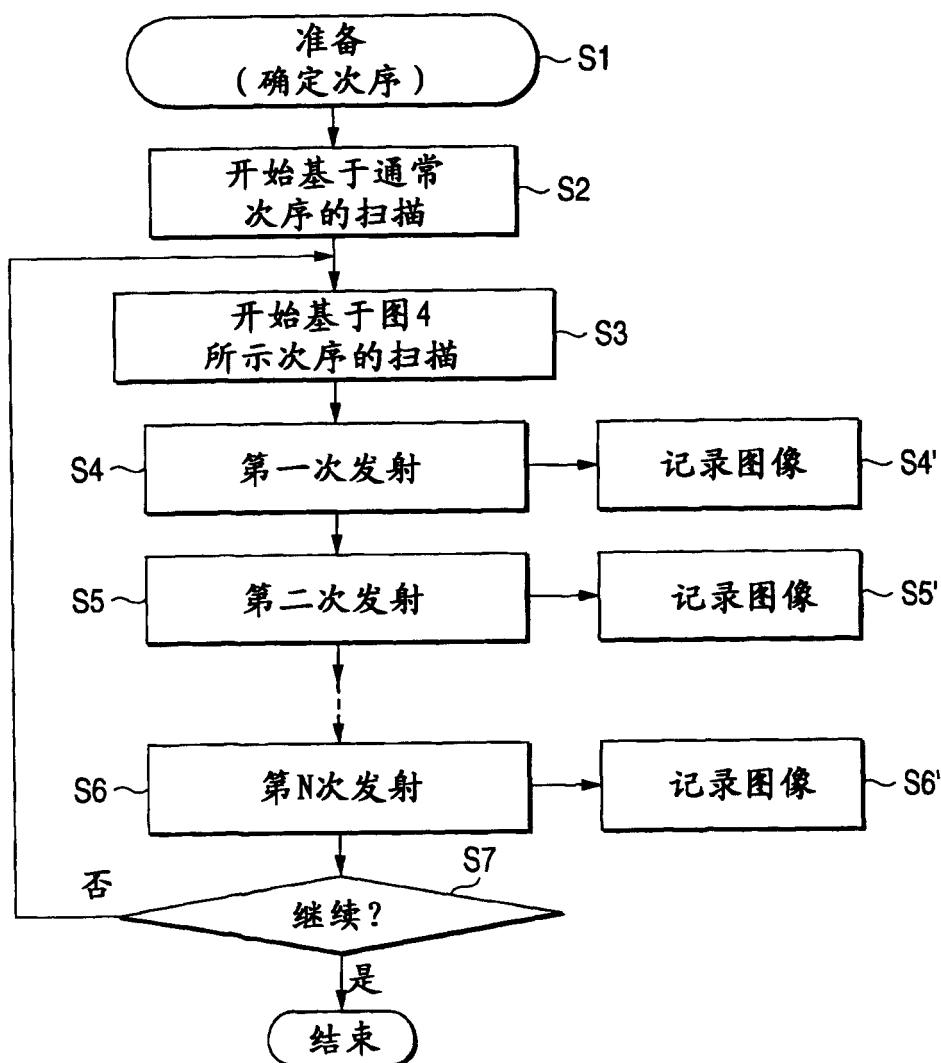


图 6

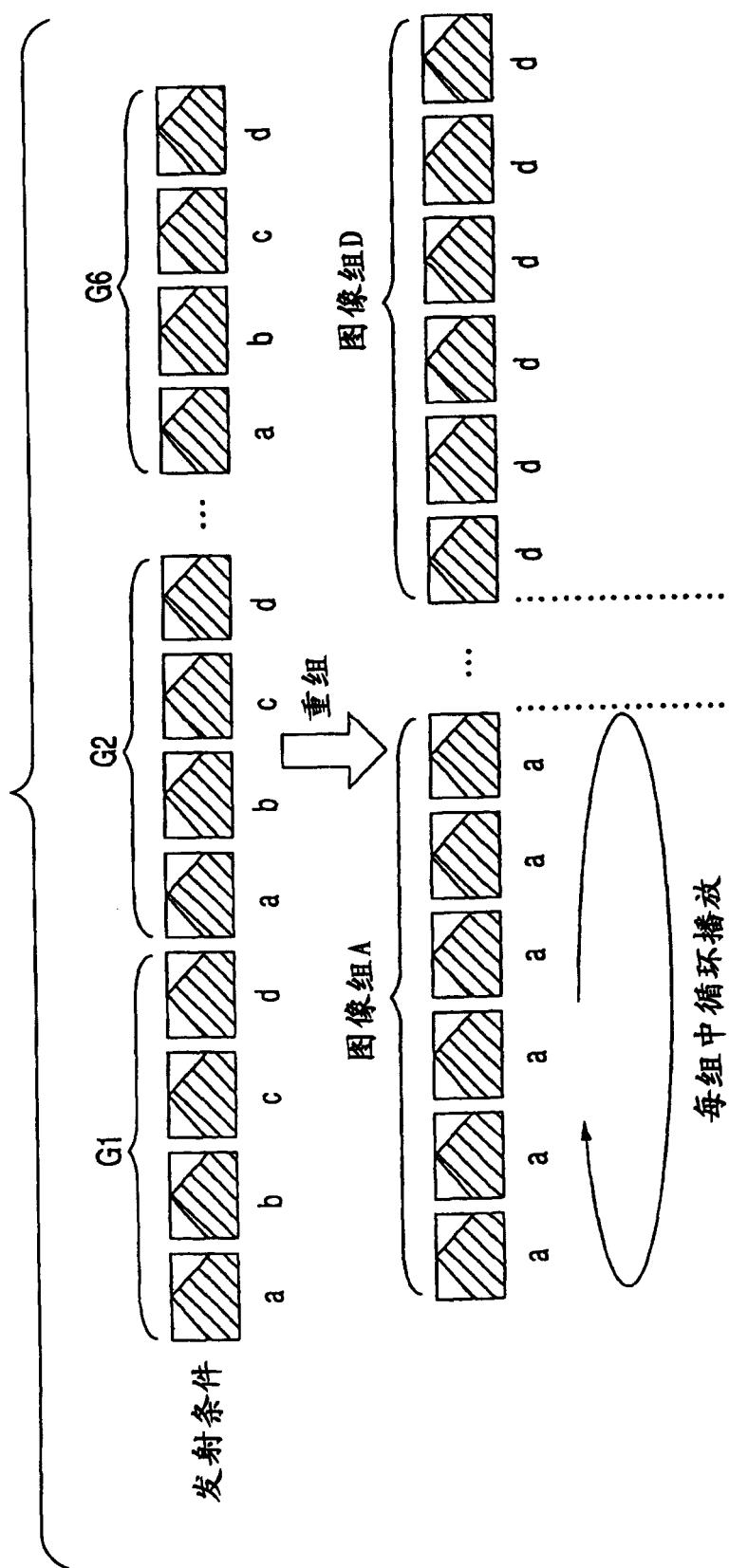
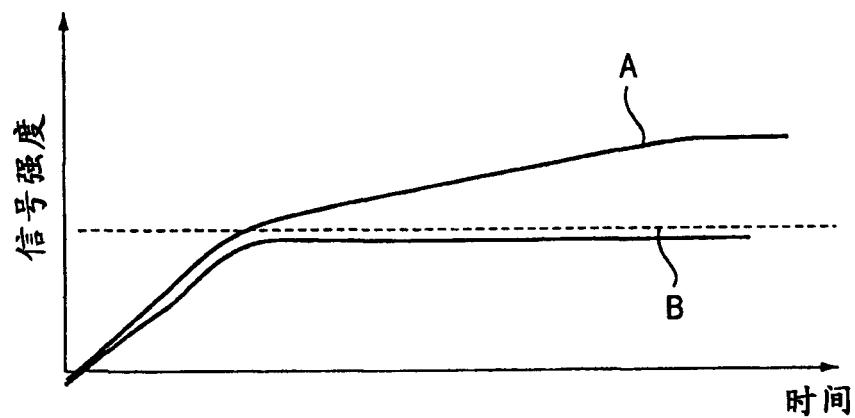


图 7



专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN1482884A	公开(公告)日	2004-03-17
申请号	CN01821335.9	申请日	2001-12-25
[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	神山直久		
发明人	神山直久		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52038 A61B8/481 G01S7/52041 A61B8/0833		
代理人(译)	王永刚		
优先权	2000395721 2000-12-26 JP		
其他公开文献	CN100366225C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在每帧的间歇发射过程中，超声波发射的机械功能逐级提高，从而引起每一个大小不等的反差介质微泡逐级分解。通过利用每一阶段的分解作为回声源形成超声波图像，便能够提供新的生物学数据(受比红血球更小的物质的动力学影响的数据、吞噬细胞的分布、新的诊断数据等)。

