



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101332098 B

(45) 授权公告日 2012. 09. 05

(21) 申请号 200810129334. 3

审查员 孔祥云

(22) 申请日 2008. 06. 26

(30) 优先权数据

2007-167841 2007. 06. 26 JP

(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 H·哈施莫托 S·卡托

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 王岳 陈景峻

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1550217 A, 2004. 12. 01,

CN 1593348 A, 2005. 03. 16, 权利要求 1、附

图 3.

JP 特开 2000-5167 A, 2000. 01. 11, 全文.

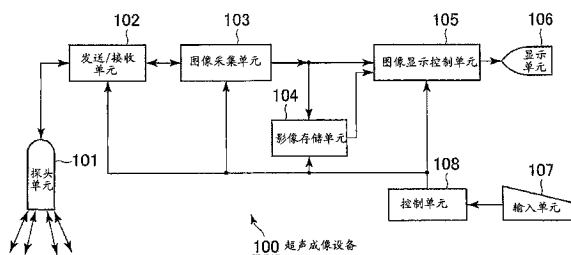
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 10 页

(54) 发明名称

超声成像设备和超声成像方法

(57) 摘要

一种超声成像设备和超声成像方法, 该设备包括向被检测对象发送超声脉冲并从该被检测对象接收反射超声脉冲的探头 (101); 声压幅值控制设备 (102), 用于根据帧的采集序号自动改变超声脉冲的声压幅值, 其中一个帧包括该发送和接收的重复, 其采集被检测对象的一个断层摄影图像信息片段作为最小改变单元, 帧的采集序号指示该采集顺序; 以及显示该断层摄影图像信息的显示单元 (106)。



1. 一种超声成像设备 (100), 包括:
向被检测对象发送超声脉冲并从该被检测对象接收反射超声脉冲序列的探头 (101);
声压幅值控制设备 (102), 用于根据帧的采集序号自动改变超声脉冲的声压幅值, 其中一个帧包括该发送和接收的重复, 其采集被检测对象的一个断层摄影图像信息片段作为最小改变单元, 所述帧的采集序号指示该采集的顺序; 以及
显示该断层摄影图像信息的显示单元 (106),
其中, 所述声压幅值控制设备 (102) 根据帧的采集顺序均匀地从零增加声压幅值, 并且与该帧的采集序号成比例地改变该声压幅值, 并且
其中, 该声压幅值的最大值是能够破坏被检测对象中造影剂的声压幅值。
2. 如权利要求 1 所述的超声成像设备 (100),
其中该声压幅值控制设备 (102) 包括:
用于形成驱动电压波形的发送 / 接收单元 (26), 所述驱动电压波形在该探头 (101) 的压电元件 (30) 中生成超声脉冲; 和
幅值电压控制设备 (25), 用于根据该采集序号自动改变该驱动电压波形的幅值电压。
3. 如权利要求 1-2 中任一项所述的超声成像设备 (100), 还包括记录该断层摄影图像信息的图像存储器 (104)。
4. 如权利要求 2 所述的超声成像设备 (100), 还包括输入该幅值电压控制设备 (25) 的控制信息的输入单元 (107)。
5. 如权利要求 4 所述的超声成像设备 (100), 其中该输入单元 (107) 包括用于启动该幅值电压的改变的启动定时键。
6. 如权利要求 4 所述的超声成像设备 (100), 其中该输入单元 (107) 包括当向被检测对象施加造影剂时输入管理定时的管理定时键, 和根据该管理定时输入延迟时间的延迟时间输入键。
7. 如权利要求 6 所述的超声成像设备 (100), 其中该幅值电压控制设备 (25) 在被来自该管理定时的延迟时间延迟后的时刻启动该幅值电压的改变。
8. 一种超声成像方法, 包括步骤:
向被检测对象发送超声脉冲; 和
从该被检测对象接收反射超声脉冲序列; 和
根据帧的采集序号自动改变超声脉冲的声压幅值, 其中一个帧包括该发送和接收的重复, 其采集被检测对象的一个断层摄影图像信息片段作为最小改变单元, 所述帧的采集序号指示该采集的顺序,
其中, 所述声压幅值被根据帧的采集顺序均匀地从零增加, 并且该声压幅值被与该帧的采集序号成比例地改变, 并且
其中, 该声压幅值的最大值是能够破坏被检测对象中造影剂的声压幅值。

超声成像设备和超声成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声成像设备,其向被检测对象提供造影剂(contrast agent)以生成被检测对象的断层摄影(tomographic)图像,包括该造影剂的图像。

背景技术

[0002] 最近几年来,使用造影剂的检查被引入到超声成像设备领域中来。该造影剂是一种包含几微米(μ)级的气泡的溶液,并且强烈反射被检测对象中的超声脉冲。

[0003] 该造影剂具有一种特性,即外表(aspect)根据受辐照超声脉冲的声压而不同。例如,该造影剂的气泡根据声压的大小而扩大或减小或破坏。操作员人工调节驱动电压波形的幅值以根据诊断对象生成超声脉冲,并利用造影剂的上述特征来引导成像(例如参照专利文献1)。

[0004] 另一方面,已经知道,导致造影剂表现出例如扩大/减小运动或破坏的特征的该超声脉冲的声压会根据造影剂被设置的环境而轻微变化。于是,该变化就成为一个指示造影剂被设置的环境状态的参数。

[0005] [专利文献1]日本未审查专利公开第2005-074084号(第1页,图1)

[0006] 然而,根据背景技术,不容易在每个存在造影剂的位置检测到导致造影剂扩大/减小运动或破坏的该超声脉冲的声压。也就是说,该超声脉冲的声压是在成像之前预先设定或人工调节的。在成像部分内每个存在造影剂的位置改变该设定或调节会带来很多麻烦,并且还要在被检测对象内循环该造影剂和不停地改变其位置。因此,成像定时(imaging timing)具有难度。

[0007] 基于上述观点,实现一种能够易于在成像部分整个区域上检测导致造影剂扩大/减小运动或破坏的超声脉冲的声压的超声成像设备是很重要的。

发明内容

[0008] 本发明希望解决前述的问题。

[0009] 根据本发明的第一方面,提供一种超声成像设备,包括:向被检测对象发送超声脉冲并从该被检测对象接收反射超声脉冲序列的探头;声压幅值控制设备,用于根据帧的采集序号自动改变超声脉冲的声压幅值,其中一帧包括该发送和接收的重复,其采集被检测对象的断层摄影图像信息片段作为最小改变单元,帧的采集序号指示该采集顺序;以及显示该断层摄影图像信息的显示单元。

[0010] 在本发明的第一方面,根据该帧的采集序号改变该超声脉冲的声压幅值,并且在该断层摄影图像的所有区域中获得由造影剂引起的亮度值的声压变化。

[0011] 根据本发明的第二方面,提供根据本发明的第一方面的超声成像设备,其中向该被检测对象施加造影剂。

[0012] 在本发明的第二方面,收集与被检测对象的血流相关的信息。

[0013] 根据本发明的第三方面,提供根据本发明的第一或第二方面的超声成像设备,其

中该声压幅值控制设备与该帧的采集序号成比例地改变声压幅值。

[0014] 在本发明的第三方面,以一定时间均匀地改变该声压幅值的幅值。

[0015] 根据本发明的第四方面,提供根据第一到第三方面中的任一个的超声成像设备,其中该声压幅值控制设备包括:构成驱动电压波形的发送/接收单元,其在该探头的压电元件中产生超声脉冲;以及幅值电压控制设备,用于根据该采集序号自动改变该驱动电压波形的幅值电压(amplitude voltage)。

[0016] 在本发明的第四方面,根据该驱动电压波形的幅值电压改变该超声脉冲的声压幅值。

[0017] 根据本发明的第五方面,提供根据第一到第四方面中任一个的超声成像设备,还包括记录该断层摄影图像信息的图像存储器。

[0018] 在本发明的第五方面,在采集该断层摄影图像信息之后再次参考(referred to)该断层摄影图像信息。

[0019] 根据本发明的第六方面,提供根据第四到第五方面中任一个的超声成像设备,还包括用于输入该幅值电压控制设备的控制信息的输入单元。

[0020] 在本发明的第六方面,该幅值电压控制设备人工控制该幅值电压的变化。

[0021] 根据本发明的第七方面,提供根据第六方面的超声成像设备,其中该输入单元包括用于启动幅值电压变化的启动定时键(start timing key)。

[0022] 在本发明的第七方面,操作员启动幅值电压的变化,同时参考在该超声成像设备上显示的断层摄影图像。

[0023] 另外,根据本发明的第八方面,提供根据第六方面的超声成像设备,其中该输入单元包括用于当向被检测对象施加造影剂时输入管理定时的管理定时键,和用于根据该管理定时输入延迟时间的延迟时间输入键。

[0024] 在本发明的第八方面,操作员启动幅值电压的变化,同时参考在该超声成像设备上显示的断层摄影图像。

[0025] 另外,根据本发明的第九方面,提供根据第八方面的超声成像设备,其中该幅值电压控制设备在被来自该管理定时的延迟时间延迟的时刻启动该幅值电压的变化。

[0026] 在本发明的第九方面,该幅值电压的变化在施加造影剂之后启动指定时间。

[0027] 另外,根据本发明的第十方面,提供根据第四到第九方面中任一个的超声成像设备,其中该幅值电压控制设备在从零值开始增加的方向上改变该幅值电压的幅度。

[0028] 在本发明的第十方面,顺序检测造影剂的共振声压区域和击穿(breakdown)声压的幅值电压。

[0029] 另外,根据本发明的第十一方面,提供根据第一到第十方面中任一个的超声成像设备,还包括用于算术处理该断层摄影图像信息的算术处理单元。

[0030] 在本发明的第十一方面,通过该算术处理单元基于该断层摄影图像信息来计算该造影剂的声压特性。

[0031] 另外,根据本发明的第十二方面,提供根据第十一方面的超声成像设备,其中该算术处理单元包括亮度变化曲线采集设备,用于在每个检测区域获取指示由于该帧引起的该检测区域平均亮度值变化的亮度变化曲线,其中通过在同一个部分上使用多个其驱动电压波形的幅值电压彼此不同的帧来获取该亮度变化曲线,其中该帧的断层摄影图像被该检测

区域分割。

[0032] 在本发明的第十二方面,通过该亮度变化曲线设备在每个检测区域中获取显示该造影剂的声压相关特性的亮度变化曲线。

[0033] 另外,根据本发明的第十三方面,提供根据第十二方面的超声成像设备,其中该算术处理单元包括第一特性提取设备,用于当该亮度变化曲线的平均亮度值超过阈值时获取该平均亮度值的帧序号,该阈值是平均亮度值具有的。

[0034] 在本发明的第十三方面,获取该造影剂处于该共振声压区域时的帧序号。

[0035] 另外,根据本发明的第十四方面,提供根据第十二或第十三方面的超声成像设备,其中该算术处理单元包括第二特性提取设备,用于获取该亮度变化曲线的最大值的帧序号。

[0036] 在本发明的第十四方面,通过该亮度变化曲线的最大值获取该造影剂处于破坏声压时的帧序号。

[0037] 另外,根据本发明的第十五方面,提供根据第十三或第十四方面的超声成像设备,其中该算术处理单元包括彩色显示设备,其具有将该帧序号与色调相关联的色调表,用于基于该色调表来获取该检测区域的色调。

[0038] 在本发明的第十五方面,使该断层摄影图像内的共振声压区域或击穿声压分布与该色调相关联以便容易用眼睛识别。

[0039] 另外,根据本发明的第十六方面,提供根据第十五方面的超声成像设备,其中该显示单元在该断层摄影图像的检测区域中显示用该色调的色彩显示的彩色图像。

[0040] 在本发明的第十六方面,将该断层摄影图像内的共振声压区域或击穿声压分布显示为彩色图像。

[0041] 另外,根据本发明的第十七方面,提供根据第十一方面的超声成像设备,其中该算术处理单元包括采集设备,用于通过在同一部分上使用驱动电压波形的幅值电压彼此不同的多个帧,在该多个帧的断层摄影图像的每一像素位置获取像素值的最大值,从而合成由该最大值组成的最大投影值图像信息。

[0042] 在本发明的第十七方面,在一个图像片断中合成该断层摄影图像中的该时间变化。

[0043] 另外,根据本发明的第十八方面,提供根据第十七方面的超声成像设备,其中该显示单元显示该最大投影值图像信息。

[0044] 在本发明的第十八方面,通过该最大投影值图像信息很容易掌握该断层摄影图像的时间变化。

[0045] 根据本发明,由于在分割该断层摄影图像的检查区域中获取了该造影剂的共振声压区域或该击穿声压的声压幅值,能够识别该断层摄影图像内的共振声压区域和击穿声压变化。另外,由于通过与该获取的声压幅值对应的色调彩色显示了那些检查区域,还便于识别该变化,并且能够便于诊断那些改变该造影剂的共振声压区域或该击穿声压的声压幅值的故障。

[0046] 根据以下对于如附图所示的本发明的优选实施例的说明,本发明的其它目的和优点将变得清楚。

附图说明

- [0047] 图 1 是示出了一种超声成像设备的整体结构的框图。
- [0048] 图 2 是示出了根据一个实施例的发送 / 接收单元的结构框图。
- [0049] 图 3 是根据该实施例的驱动电压波形的一个示例的示意图。
- [0050] 图 4 是示出了根据该实施例的控制单元的结构框图。
- [0051] 图 5 是示出了在每一帧中变化的该驱动电压波形的幅值的示意图。
- [0052] 图 6 是示出了根据该实施例的超声成像设备的操作的流程图。
- [0053] 图 7 是示出了根据该幅值变化在 B 模式图像中的变化的示意图。
- [0054] 图 8 是示出了通过改变该幅值而获取的该 B 模式图像集合的示意图。
- [0055] 图 9 是示出了一个检查区域的亮度变化曲线的示意图。
- [0056] 图 10 是示出了使平均亮度值与色调相关联的表的一个示例的示意图。
- [0057] 图 11 是示出了用色彩显示该造影剂的击穿声压分布的彩色图像的示意图。
- [0058] 图 12 是示出了在该驱动电压波形的幅值电压与该采集同步变化的情况下的一个采集图像的示例的示意图。

具体实施方式

[0059] 在下文中,参照附图给出用于实现根据本发明的超声成像设备的最佳模式的说明。本发明并不限于该最佳模式。

[0060] 首先,给出对于根据本实施例的超声成像设备 100 的整体结构的说明。图 1 是示出了根据本实施例的超声成像设备 100 的整体结构的框图。该超声成像设备 100 包括探头 (probe) 单元 101、发送 / 接收单元 102、图像采集单元 103、影像 (cine) 存储单元 104、图像显示控制单元 105、显示单元 106、输入单元 107 和控制单元 108。在这个示例中,该发送 / 接收单元 102 和控制单元 108 组成声压幅值 (amplitude) 控制装置。

[0061] 在探头单元 101 中,压电元件被布置成阵列,超声波被应用到某部分 (part),即该被检测对象上,以发送或接收超声脉冲,在每种情况下从该被检测对象内部反射的反射超声脉冲序列 (pulse train) 被接收作为时间序列声线 (time series acoustic ray)。探头单元 101 实施电子扫描同时顺序改变通过内嵌的模拟复用器 (multiplexer) 驱动的该压电元件。

[0062] 发送 / 接收单元 102 通过同轴电缆连接到该探头单元 101。该发送 / 接收单元 102 包括用于生成高电压电信号以驱动该探头 101 的压电元件的脉冲发生器,和用于对该接收的反射超声脉冲序列进行初始放大的放大器。该发送 / 接收单元 102 具有基本上同时被驱动以实现电子对焦 (electronic focus) 的多个脉冲发生器和多个放大器。稍后将更详细地描述该发送 / 接收单元 102 的结构。

[0063] 图像采集单元 103 执行一个过程以根据已经被发送 / 接收单元 102 放大的反射超声脉冲序列实时生成 B 模式图像或多普勒 (Doppler) 图像。特别的处理内容是对被接收的反射超声脉冲序列增加延迟 (delay) 的过程、A/D (模 / 数) 转换过程,以及用于写下在显示控制单元 105 或影像存储单元 104 中转换得到的数字信息的过程。

[0064] 该影像存储单元 104 是存储由图像采集单元 103 所生成的 B 模式图像信息的图像存储器。

[0065] 图像显示单元 105 对该由图像采集单元 103 所生成的 B 模式图像信息执行显示帧速率转换 (display frame rate conversion)、图像显示的配置控制以及位置控制。

[0066] 显示单元 106 由 CRT (阴极射线管) 或 LCD (液晶显示器) 构成, 显示该 B 模式图像。

[0067] 输入单元 107 由键盘或轨迹球 (track ball) 构成, 输入来自操作员的操作输入信号。例如, 从该输入单元 107 输入用于选择该 B 模式显示的操作输入信号。然后, 那些信息被传送到控制单元 108。并且, 输入单元 107 还具有启动定时键, 用于启动将在稍后说明的幅值电压 (amplitude voltage) 控制装置 40 和启动该驱动电压波形的幅值电压的变化。

[0068] 控制单元 108 基于从输入单元 107 输入的操作输入信号或预先存储的程序或数据来控制该超声成像设备的上述各个部分的操作。

[0069] 图 2 是示出了发送 / 接收单元 102 和探头单元 101 的具体结构的框图。发送 / 接收单元 102 包括几乎同时被驱动的收发器 / 接收器 (transceiver/receiver) 26 和幅值改变装置 (amplitude changemeans) 25。该收发器 / 接收器 26 包括脉冲发生器 20 和初始放大器 21。探头 101 包括选择性将阵列布置的压电元件 30、压电元件 30 与该收发器 / 接收器 26 相互电连接的模拟复用器。

[0070] 该脉冲发生器 20 包括驱动器 22、D/A 转换器 23 和波形存储器 24。该波形存储器 24 是存储该压电元件 30 的驱动电压波形信息的存储器。该驱动电压波形信息被从波形存储器 24 连续读取并输入到 D/A 转换器 23。

[0071] 图 3 以幅值为纵轴、以读取地址顺序为横轴示意性示出了记录在波形存储器 24 中的驱动电压波形信息。在图 3 中示出了一个短促脉冲串波形 (burst waveform), 其中排列了脉冲宽度为 T 的三个具有相同幅值的矩形脉冲。

[0072] 回到图 2, D/A 转换器 23 将该输入驱动电压波形信息转换为模拟信号, 并将该信号输入到驱动器 22。驱动器 22 放大该输入模拟驱动电压波形, 并将该放大的波形应用到探头 101 的压电元件 30 上。从而使得该压电元件 30 生成与该驱动电压波形相同的超声脉冲。

[0073] 压电元件 30 通过模拟复用器 31 连接到驱动器 22。该模拟复用器 31 接通 / 关闭开关以根据来自控制单元 108 的控制信号而允许该模拟信号通过, 并且对包含在探头 101 中的阵列布置的该压电元件 30 进行选择 and 电子扫描。

[0074] 在压电元件 30 中接收的来自被检测对象的反射超声脉冲序列被输入到发送 / 接收单元 102 的初始放大器 21, 然后在放大后被传送到图像采集单元 103。

[0075] 幅值改变装置 25 根据来自控制单元 108 的控制信号改变被记录在波形存储器 24 中的驱动电压波形信息的幅值。从而近似改变从驱动器 22 输出的该驱动电压波形的幅值电压, 进而根据该驱动电压波形的幅值电压改变从压电元件 30 输出的超声脉冲的声压幅值。

[0076] 图 4 是示出了控制单元 108 的功能性结构的框图。控制单元 108 包括幅值电压控制装置 40 和算术处理单元 50。该算术处理单元 50 包括亮度变化曲线采集装置 51、特性提取装置 52 和彩色显示装置 53。

[0077] 幅值电压控制装置 40 根据来自输入单元 107 的启动定时键信息启动该幅值电压的变化, 该启动定时键信息用于启动幅值电压的变化。该幅值电压控制装置 40 与该启动定时信息同步向发送 / 接收单元 102 的幅值改变装置 25 发送该幅值信息, 并改变被应用到压

电元件 30 的该驱动电压波形的幅值电压。该幅值电压的变化根据作为该断层摄影图像信息片断的构成单元的帧的成像顺序均匀地从零伏增加。图 5 是示出了在启动信号输入后,由幅值电压控制装置 40 引起的幅值电压变化的示意图,其中纵轴是幅值电压,横轴是帧序号。该驱动电压波形的幅值电压与帧数量成比例地增加。该幅值电压的最大值是产生足够的声压以破坏被检测对象中的造影剂的电压。并且,在该启动幅值电压变化的启动定时键信息被输入到控制单元 108 之后,控制单元 108 将该成像的断层摄影图像信息顺序存储到影像存储单元 104 中。

[0078] 算术处理单元 50 使用已经存储在影像存储单元 104 中的、驱动电压波形的幅值电压彼此不同的多个断层摄影图像信息片断,以根据该断层摄影图像信息,在分割 (section) 该断层摄影图像区域的每个检查区域中采集该检查区域的亮度变化曲线。该算术处理单元 50 还根据上述曲线计算和显示该检查区域中的特性参数。下面将结合以下对于超声成像设备 100 的操作的描述来说明被包含在算术处理单元 50 中的亮度变化曲线采集装置 51、特性提取装置 52 和彩色显示装置 53 的详细功能和操作。

[0079] 下面,将参照图 6 介绍根据本实施例的超声成像设备 100 的操作。图 6 是示出了该超声成像设备 100 的操作的流程图。首先,操作员向被检测对象施加造影剂 (步骤 S601)。该造影剂被注入到被检测对象的脉络 (venation) 中,然后通过动脉在被检测对象的整个身体内循环。

[0080] 接着,操作员将探头单元 101 与被检测对象的要成像部分紧密接触,观测超声成像设备 100 的 B 模式图像,确认造影剂流入到动脉中。然后,操作员使该造影剂流入到成像部分的组织部分,判断该造影剂是否均匀分布在该成像部分中并达到稳定状态 (步骤 S602)。在成像部分的造影剂未达到稳定状态的情形 (步骤 S602 为否),操作员观测重复的 B 模式图像并等待稳定状态。另外,在成像部分的造影剂达到稳定状态的情形 (步骤 S602 为是),操作员按下输入单元 107 的启动定时键,启动驱动电压波形的幅值电压变化 (步骤 S603)。在这个例子中,幅值电压控制装置 40 实施成像,同时将驱动电压波形的幅值电压与如图 5 所示的帧的顺序成比例地从零电压增加。该成像帧序号在该启动定时键被按下的同时被重设,从零开始,顺序增加到幅值为最大电压的最大帧序号。在这种情况下,每个成像帧中的 B 模式成像信息被存储在影像存储单元 104 中。

[0081] 图 7 是示出了被存储在影像存储单元 104 中的 B 模式图像信息的示意图。首先,在驱动电压波形的幅值电压接近于零伏的情况下,观察不到来自被检测对象的反射超声脉冲序列,并且该被采集的 B 模式图像变为完全没有亮度的暗图像。然后,逐渐可以观察到来自被检测对象的反射超声脉冲序列,同时该驱动电压波形的幅值电压逐渐增加。图 7A 示出了上述情形的 B 模式图像,在该图中用虚线表示的高亮度部分 (例如横隔膜 75 和组织结构 76) 逐渐开始可见。

[0082] 然后,随着该驱动电压波形的幅值电压进一步增加,由于已经穿透该组织的造影剂的扩大 / 减少运动,可以观察到横隔膜 75、结构 76 和组织 77 的清晰 B 模式图像,以及反射超声脉冲序列的 B 模式图像。图 7B 示出了上述情形的 B 模式图像,其中在水平方向上排列的用虚线表示的横隔膜 75、结构 76 和组织 77 清晰可见,并且在组织 77 中存在具有造影剂的高亮度区域 78。

[0083] 然后,随着该驱动电压波形的幅值进一步增加,该穿透组织的造影剂被破坏,高亮

度区域 78 消失。图 7C 示出了上述情形的 B 模式图像,其中高亮度区域 78 消失,仅存有结构 76 和组织 77 的清晰 B 模式图像。该由于存在造影剂 76 而产生的高亮度区域 78 的产生时间和高亮度区域 78 的消失时间是不同的,这取决于辐射到被检测对象上的超声脉冲的声压幅值、造影剂位于成像部分中的周围环境例如肿瘤的存在。

[0084] 下面,回到图 6,控制单元 108 判断该帧序号是否最大帧序号,以及该驱动电压波形的幅值电压变化是否完成(步骤 S604)。在尚未完成的情况下(步骤 S604 为否),控制单元 108 等待该变化完成,在已经完成的情况下(步骤 S604 为是),通过亮度变化曲线采集装置 51 使用存储在影像存储单元 604 中的断层摄影图像信息获取该亮度变化曲线。

[0085] 图 8 示出了幅值电压与存储在影像存储单元 104 中的帧的采集序号成比例增加时的 B 模式图像信息集合 80。该帧采集序号用帧序号表示。该 B 模式图像信息集合 80 包括多个 B 模式图像信息片断,其中该驱动电压波形的幅值电压(也就是,被施加到被检测对象上的该超声脉冲的声压幅值)与该帧序号成比例地从零连续变化到给定值。

[0086] 亮度变化曲线采集装置 51 将 B 模式图像分割成多个检查区域,并使用该 B 模式图像信息集合 80 获得每个检查区域帧的亮度变化曲线。图 8 所示的检查区域 81 是该分割的检查区域之一。亮度变化曲线采集装置 51 相对于声压不同的所有帧序号的 B 模式图像信息,计算该检查区域 81 所包含的像素的平均亮度值,并获得该亮度变化曲线。

[0087] 图 9 是示出了所采集的亮度变化曲线 90 的一个示例的示意图。该亮度变化曲线 90 包括具有组织亮度值的组织亮度部分 93,和具有造影剂亮度值的造影剂亮度部分 94。在声压低的小帧序号的区域,平均亮度值基本上与声压成比例增加。在这个例子中,在存在造影剂并且构成该造影剂的气泡进行扩大/减小运动的共振状态的共振声压区域 91 中,造影剂亮度部分 94 迅速增加,并且亮度变化曲线 90 也增加。而且,在构成该造影剂的气泡被破坏的击穿(breakdown)声压 92 中,造影剂亮度部分 94 迅速减少,并且亮度变化曲线 90 也减小。

[0088] 亮度变化曲线采集装置 51 获取覆盖该 B 模式图像的所有检查区域的亮度变化曲线 90。

[0089] 下面回到图 6,控制单元 108 在特性提取装置 52 的帮助下计算该亮度变化曲线 90 的特性参数(步骤 S606)。在这个例子中,共振声压区域 91 和击穿声压 92 的帧序号被当作亮度变化曲线 90 的特性参数。

[0090] 特性提取装置 52 根据亮度变化曲线 90 计算共振声压区域 91 和击穿声压 92 的帧序号。在获取共振声压区域 91 的情形中,特性提取装置 52 在第一特性提取装置的帮助下设定一个在平均亮度值中试验确定的阈值,并且将该亮度变化曲线 90 超过该阈值的帧序号设定为该共振声压区域 91 的代表值。并且,在获取击穿声压 92 的情形中,特性提取装置 52 在第二特性提取装置的帮助下获取亮度变化曲线 90 的最大值,并且将该最大值所在的帧序号设定为该击穿声压 92 的值。

[0091] 接着,控制单元 108 在彩色显示装置 53 的协助下将共振声压区域 91 和击穿声压 92 的帧序号与色调(hue)相关联,并在该同一个显示屏上将每个检查区域 81 中的共振声压区域 91 或击穿声压 92 显示为彩色的 B 模式图像(步骤 S607),并且完成该处理。在图 10 中示出了一个帧序号被色彩编码的例子。图 10 是示出了帧序号和相关联色调的图表,其被预先设定在彩色显示装置 53 中。在该表中,获得了帧序号的最大值和最小值,并且该最大

值和最小值之间的帧序号与在可见区域中连续的红色到青蓝色 (bruise blue) 的色彩相关联。该彩色显示装置 53 使用该表获得每个检查区域中的色调。然后,该彩色显示装置 53 通过图像显示控制单元 105 在显示单元 106 上显示具有与该 B 模式图像相同配置的图像,并在该图像中对应于每个检查区域的位置显示对应于该帧序号的色调。

[0092] 图 11 是示出了在显示单元 106 上显示的彩色图像 110 的示意图。该彩色图像 110 具有与 B 模式图像 71-73 相同的配置,并且成为被分割到该检查区域中的具有从红色到青蓝色的图像。从而可以看到并且能够容易地掌握该模式图像 71-73 中的共振声压区域 91 和击穿声压 92 的变化和分布,其中所预期的图像区域被提取出来。

[0093] 如上所述,在这一实施例中,当造影剂穿过成像部分的组织以提供稳定状态时,驱动电压波形的幅值电压在幅值电压控制装置 40 的协助下与表示帧采集序号的帧序号从零电压起成比例增加以实现成像。然后,在亮度变化曲线采集装置 51 和特性提取装置 52 的协助下,获得与造影剂进行扩大/减少运动的共振声压区域以及造影剂被破坏的击穿声压对应的帧序号。彩色涂层通过彩色显示装置 53 被施加在那些帧序号上,并且该共振声压区域或击穿声压的分布被彩色显示。从而,能够容易地检测和掌握该共振声压区域或该击穿声压在成像部分内的分布。

[0094] 而且在这一实施例中,当造影剂穿过该组织达到稳定状态时,驱动电压波形的幅值电压被改变。替代地,可以在将该造影剂施加到被检测对象的脉络之后,改变首先在动脉中循环经过心脏的造影剂,同时使得驱动电压波形的幅值电压与该影像采集装置的分段功能 (chapter function) 同步以获得该共振声压区域 91 和击穿声压 92。该影像采集装置在 MIP (最大强度投影) 的协助下合成最大投影值图像,其中在瞬时变化的相同成像位置上的图像互相叠加。

[0095] 图 12 是示出了在动脉中流动的造影剂的外形的示意图,这是在驱动电压波形的幅值电压与如图 5 所示采集同步改变的情况下在采集图像中观察到的。该采集图像 87 提取了在动脉 89 中流动的造影剂 88。造影剂 88 被以颗粒的形式提取,并且在每个采集中沿着该图中箭头表示的血流流动。随着驱动电压波形的幅值电压的变化,存在造影剂 88 的区域平均亮度值基本上如图 9 所示变化。换句话说,造影剂 88 流动的同时平均亮度值增加,并且当造影剂 88 达到击穿声压时平均亮度值变为最大,然后该平均亮度值消失。因此,控制单元 108 基于造影剂 88 在每个采集中平均亮度值的变化而获得亮度变化曲线 90,并且能够获得该造影剂的共振声压区域 91 和击穿声压 92。

[0096] 而且,在这一实施例中,由于输入单元 107 的启动定时键的输入而启动该驱动电压波形的幅值电压的变化。替代地,可以为输入单元 107 提供管理定时键和延迟时间设定键,在施加造影剂时输入该管理定时键,并且在预先根据该输入单元 107 的延迟时间设定键设定的延迟时间之后开始该驱动电压波形的幅值电压变化。

[0097] 而且,在这一实施例中,造影剂的共振声压区域或击穿声压被获得以作为亮度变化曲线 90 的特性参数。替代地,可以根据该亮度变化曲线 90 的斜率来获得该亮度值和声压 (帧序号) 之间的线性特性。

[0098] 而且,在这一实施例中,根据该帧采集序号来改变该超声脉冲的声压。替代地,可以根据该帧采集序号改变对该超声脉冲进行频率或短脉波驱动 (burst drive) 情况下的短脉波 (burst) 数量。

[0099] 可以实现本发明的许多差别很大的实施例而不脱离本发明的精神和范围。应当理解,本发明并不限于在说明书中描述的特定实施例,而是如所附权利要求中所限定的那样。

[0100] 附图标记:

[0101] 图 1:

[0102] 101:探头单元

[0103] 102:发送/接收单元

[0104] 103:图像采集单元

[0105] 104:影像存储单元

[0106] 105:图像显示控制单元

[0107] 106:显示单元

[0108] 107:输入单元

[0109] 108:控制单元

[0110] 100:超声成像设备

[0111] 图 2:

[0112] 26:收发器/接收器

[0113] 来自图像采集单元 103

[0114] 到图像采集单元 103

[0115] 24:波形存储器

[0116] 20:脉冲发生器

[0117] 23:D/A 转换器

[0118] 22:驱动器

[0119] 21:初始放大器

[0120] 102:发送/接收单元

[0121] 25:幅值改变装置

[0122] 到控制单元 108

[0123] 31:模拟复用器

[0124] 来自控制单元 108

[0125] 30:压电元件

[0126] 101:探头单元

[0127] 图 3:

[0128] 幅值

[0129] 读取地址(时间)

[0130] 图 4:

[0131] 108:控制单元

[0132] 来自输入单元 107

[0133] 来自影像存储单元 104

[0134] 40:幅值电压控制装置

[0135] 到幅值改变装置 25

[0136] 51:亮度变化曲线采集装置

- [0137] 52 :特性提取装置
- [0138] 53 :彩色显示装置
- [0139] 到图像显示控制单元 105
- [0140] 50 :算术处理单元
- [0141] 图 5 :
- [0142] 幅值电压
- [0143] 最大电压
- [0144] 帧序号
- [0145] 最大帧序号
- [0146] 图 6 :
- [0147] 开始
- [0148] S601 :施加造影剂
- [0149] S602 :成像部分的造影剂是否成为稳定状态?
- [0150] S603 :开始改变幅值电压
- [0151] S604 :幅值变化是否结束?
- [0152] S605 :获取亮度变化曲线
- [0153] S606 :计算亮度变化曲线的特性参数
- [0154] S607 :彩色显示
- [0155] 结束
- [0156] 图 7 :
- [0157] (A)
- [0158] 76 :结构
- [0159] 71 :B 模式图像
- [0160] 75 :横隔膜
- [0161] (B)
- [0162] 77 :组织部分
- [0163] 78 :高亮度区域
- [0164] 76 :结构
- [0165] 78 :高亮度区域
- [0166] 72 :B 模式图像
- [0167] 75 :横隔膜
- [0168] 78 :高亮度区域
- [0169] (C)
- [0170] 77 :组织部分
- [0171] 73 :B 模式图像
- [0172] 76 :结构
- [0173] 75 :横隔膜
- [0174] 图 8 :
- [0175] 81 :检查区域

- [0176] 80 :B 模式图像信息集合
- [0177] 81 :检查区域
- [0178] 帧序号
- [0179] 图 9 :
- [0180] 平均亮度值
- [0181] 90 :亮度变化曲线
- [0182] 94 :造影剂亮度部分
- [0183] 93 :组织亮度部分
- [0184] 最大帧序号
- [0185] 帧序号
- [0186] 92 :击穿声压
- [0187] 91 :共振声压区域
- [0188] 图 10 :
- [0189] 帧序号
- [0190] 色彩
- [0191] 红
- [0192] 黄
- [0193] 绿
- [0194] 青蓝
- [0195] 图 11 :
- [0196] 黄
- [0197] 红
- [0198] 绿
- [0199] 青蓝
- [0200] 黄
- [0201] 黄
- [0202] 黄
- [0203] 110 :彩色图像
- [0204] 图 12 :
- [0205] 87 :采集图像
- [0206] 88 :造影剂
- [0207] 89 :动脉

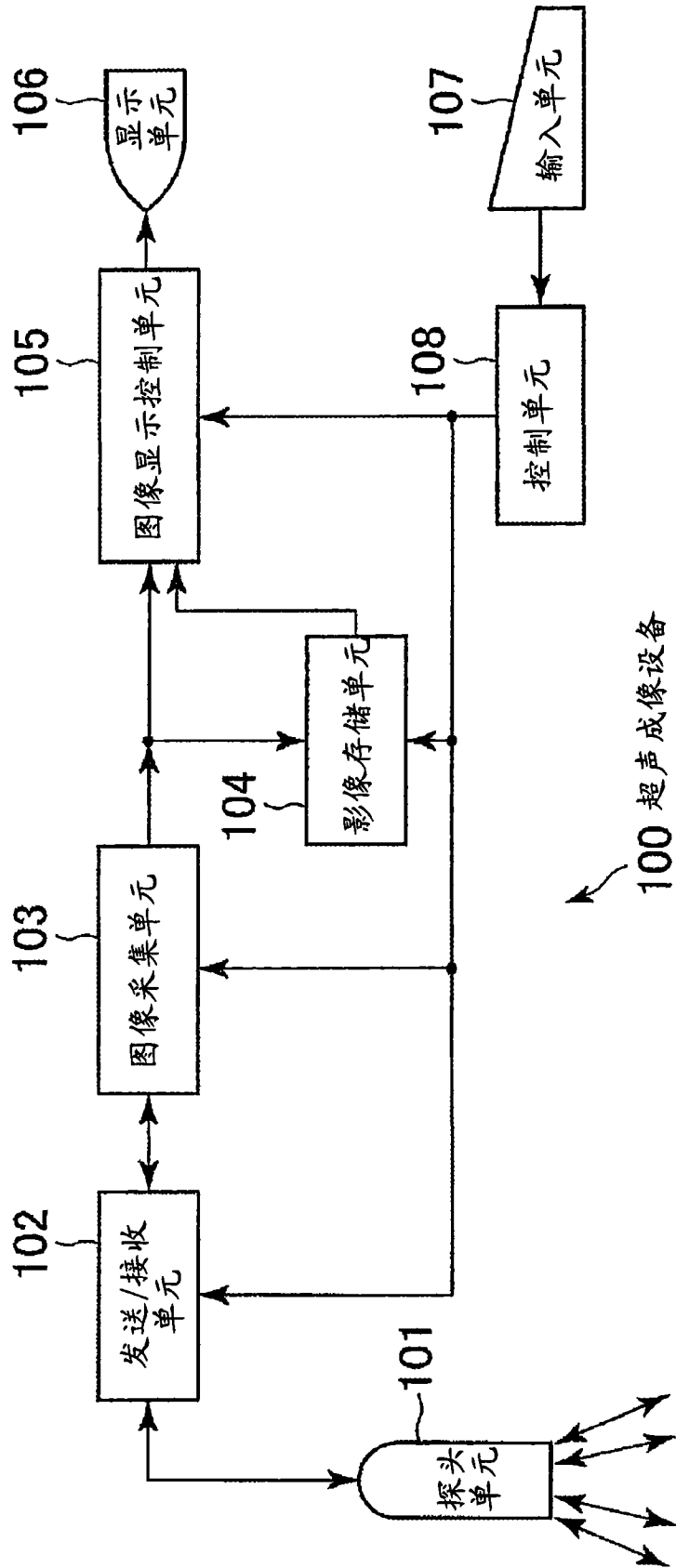


图 1

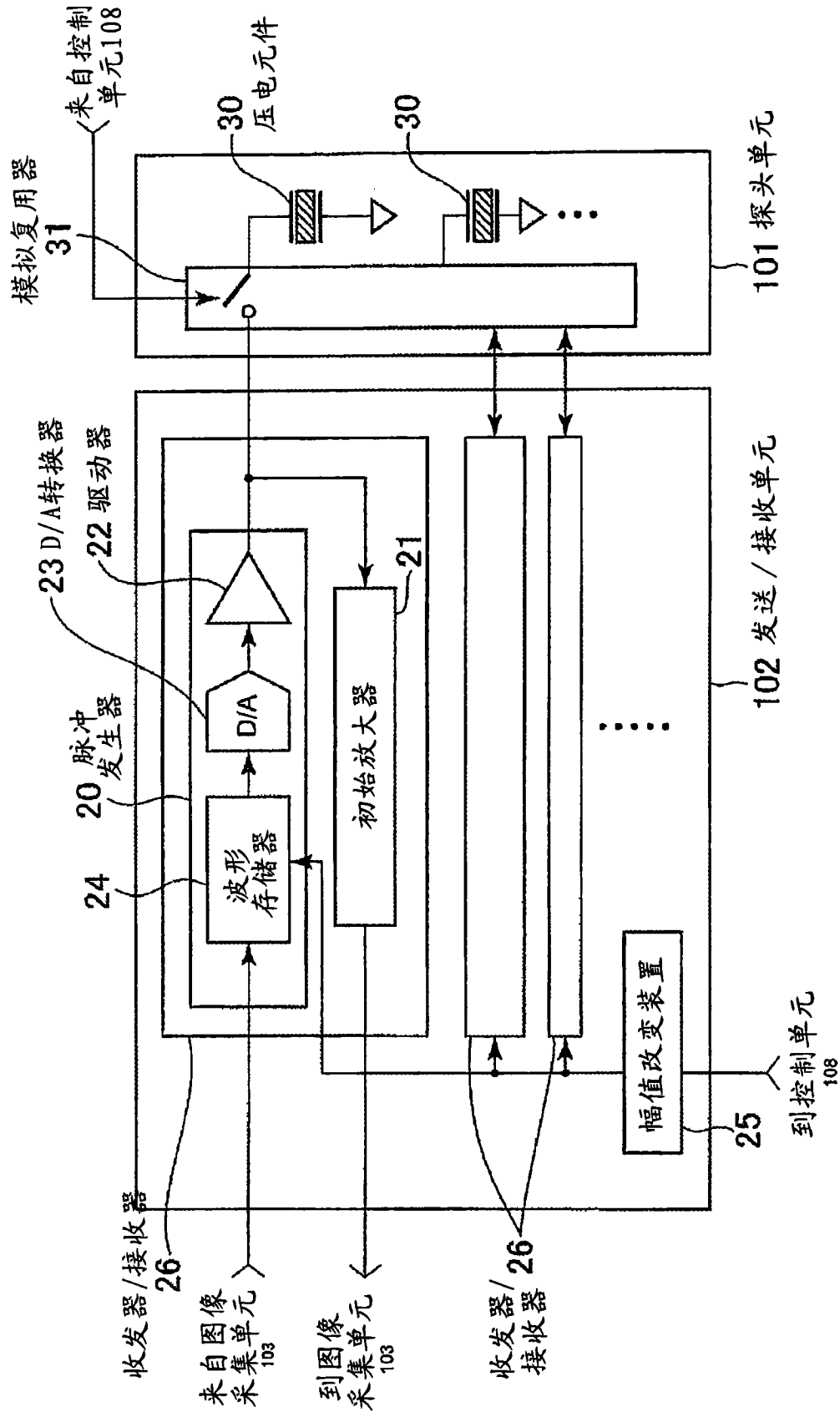


图 2

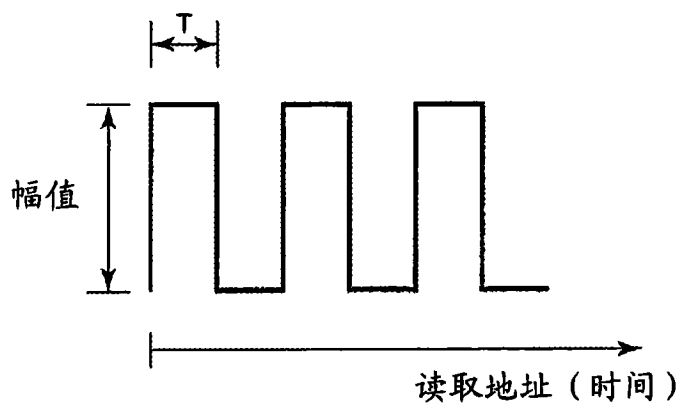


图 3

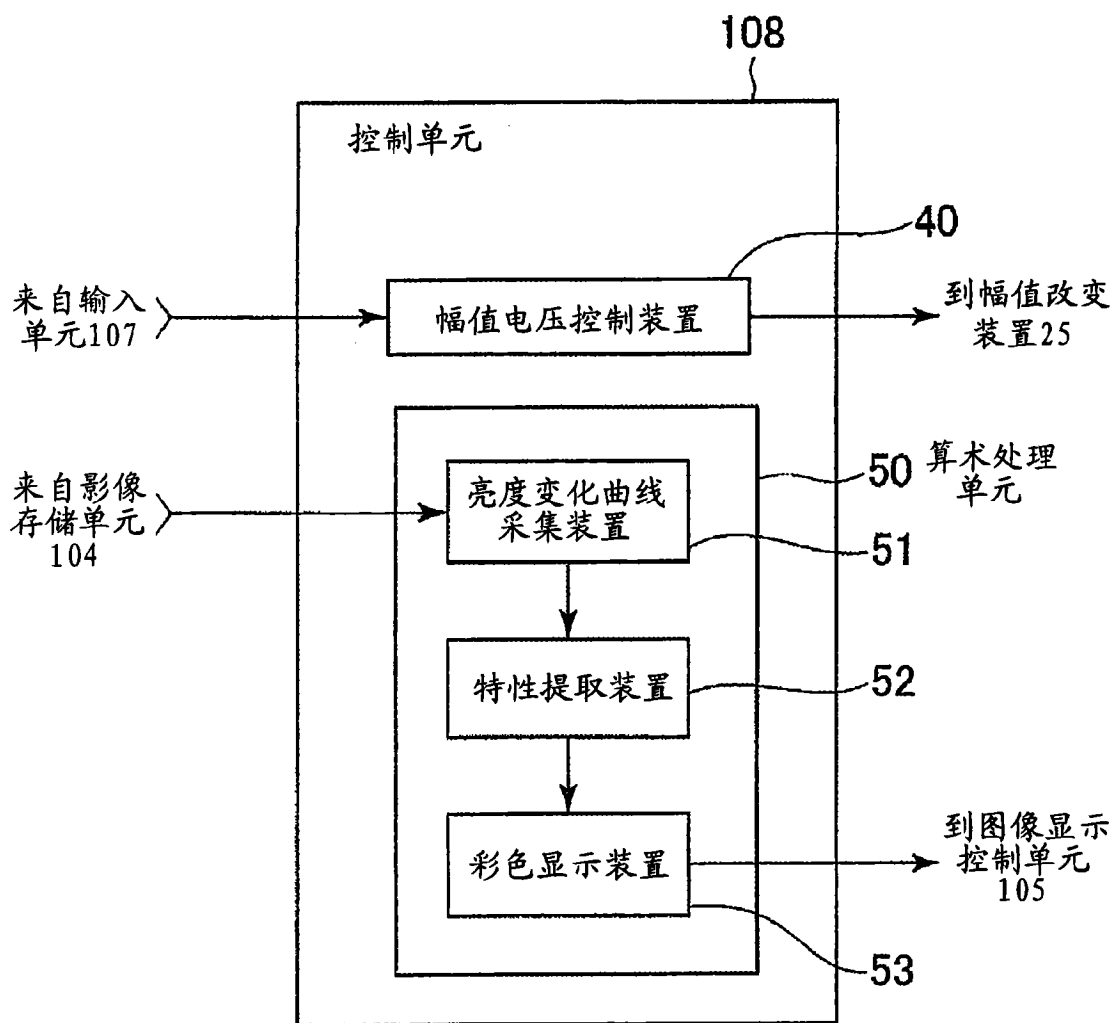


图 4

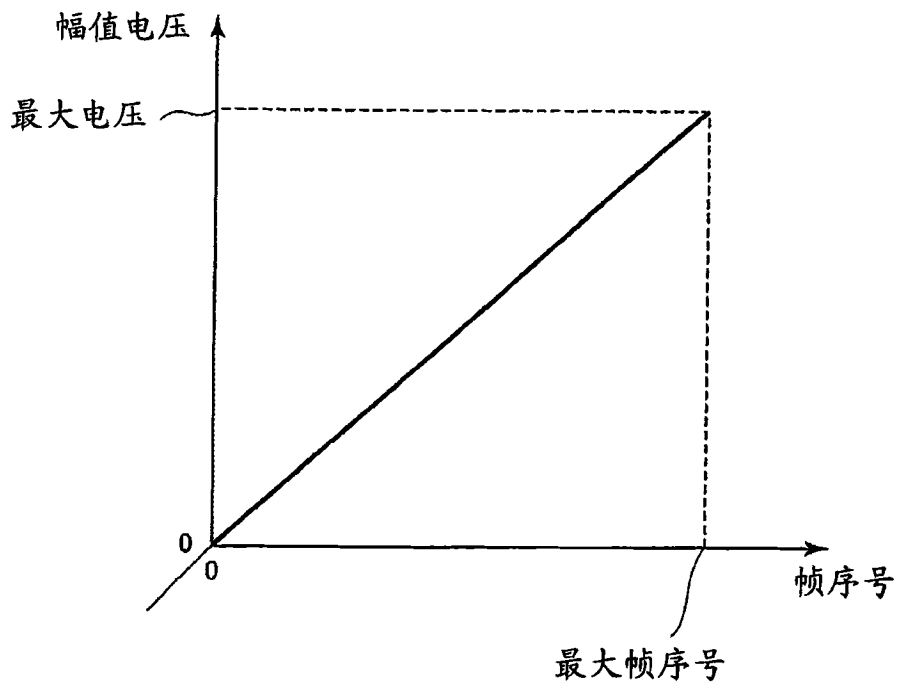


图 5

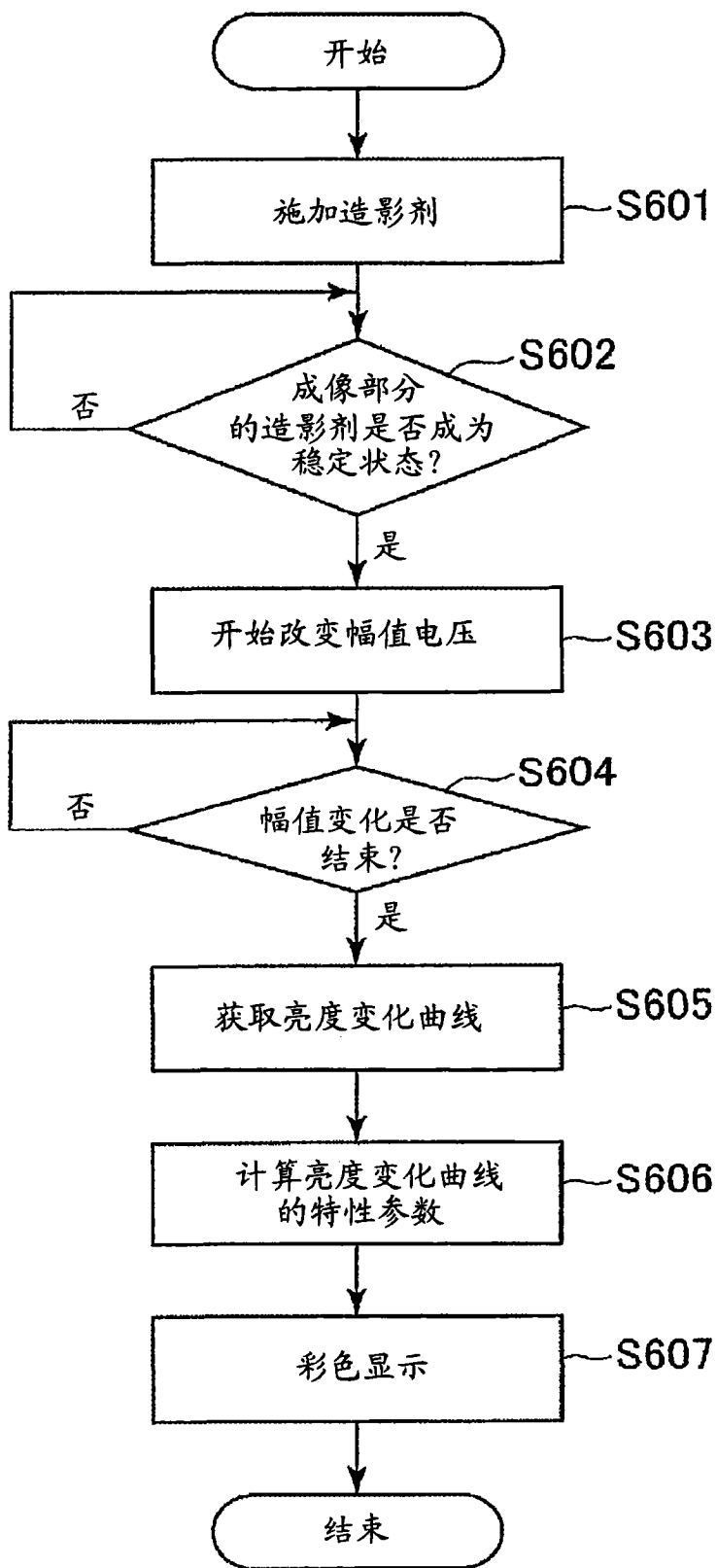


图 6

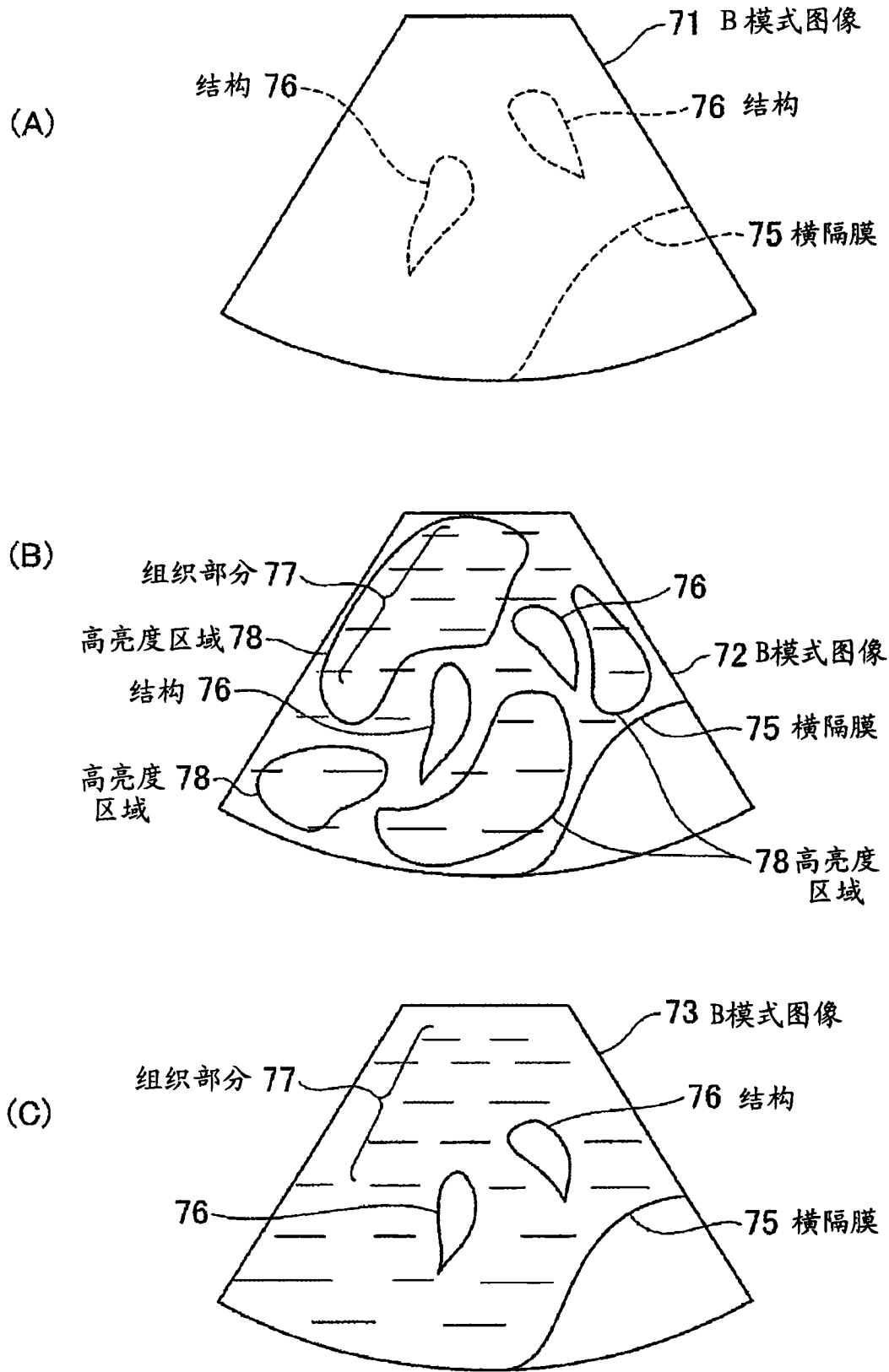


图 7

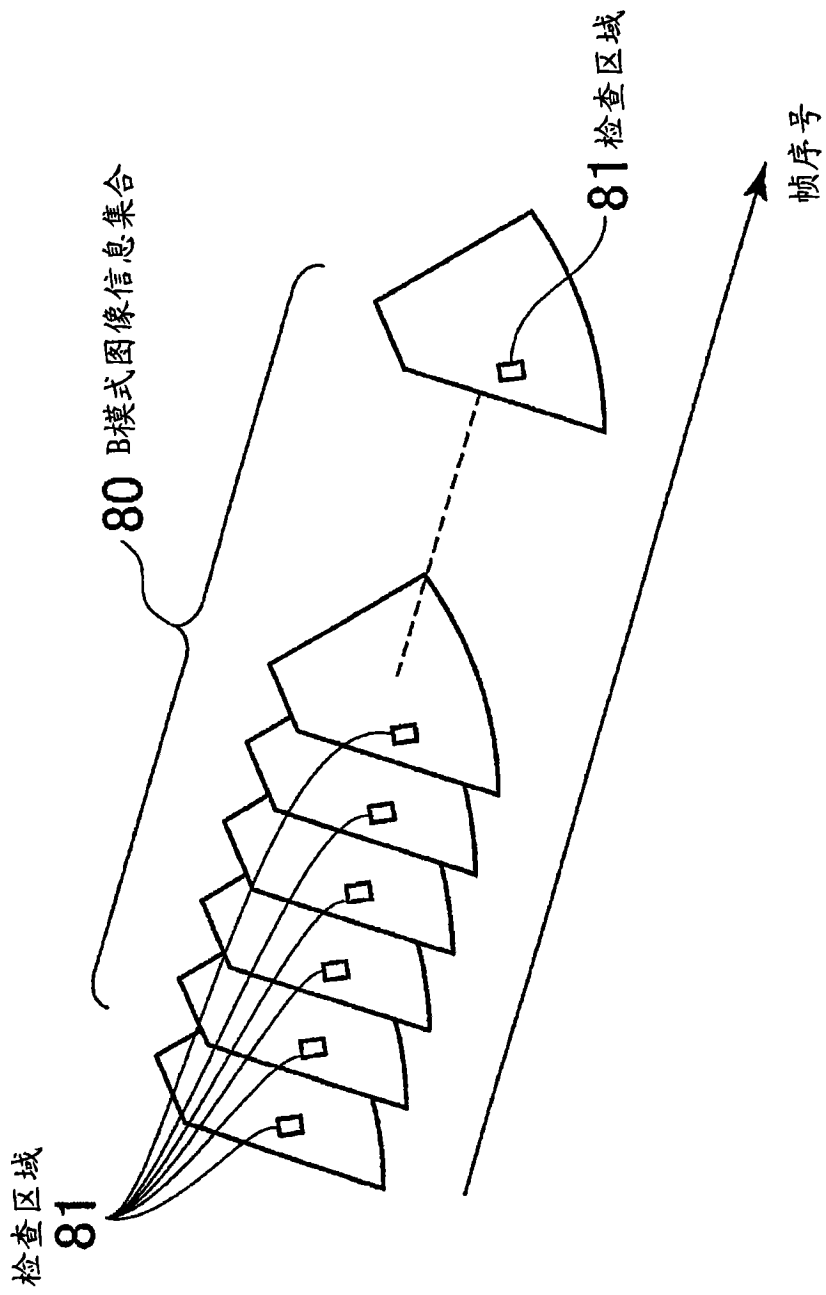


图 8

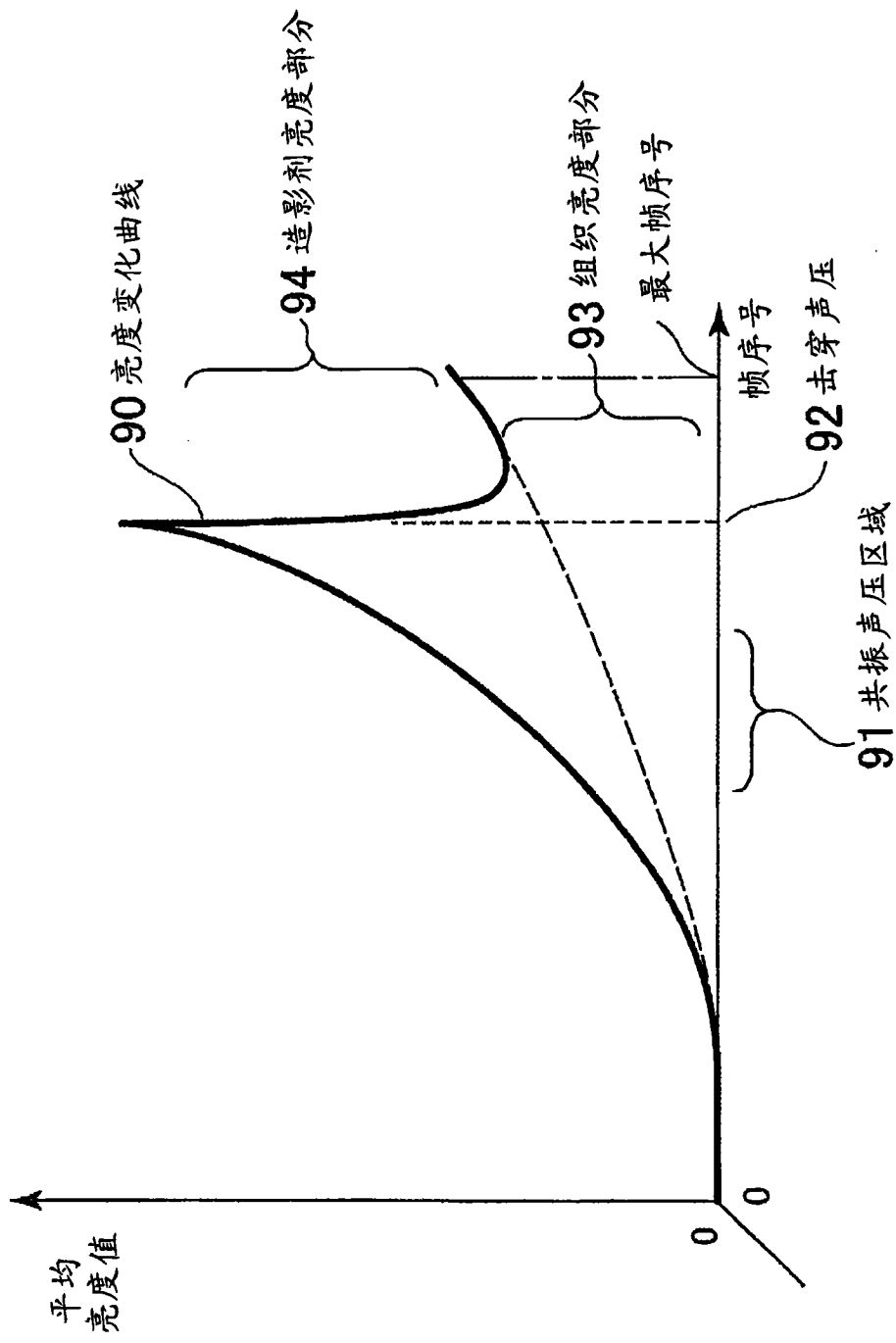


图 9

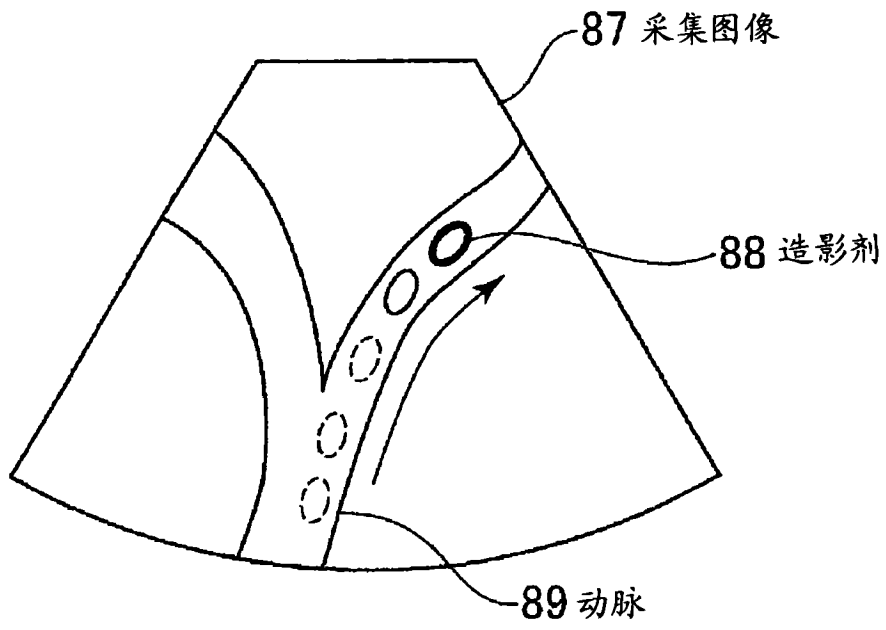


图 12

专利名称(译)	超声成像设备和超声成像方法		
公开(公告)号	CN101332098B	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	CN200810129334.3	申请日	2008-06-26
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	H哈施莫托 S卡托		
发明人	H· 哈施莫托 S· 卡托		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	G01S7/52036 G01S7/5205 G01S7/52071 G01S7/5202		
代理人(译)	王岳		
审查员(译)	孔祥云		
优先权	2007167841 2007-06-26 JP		
其他公开文献	CN101332098A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像设备和超声成像方法，该设备包括向被检测对象发送超声脉冲并从该被检测对象接收反射超声脉冲的探头(101)；声压幅值控制设备(102)，用于根据帧的采集序号自动改变超声脉冲的声压幅值，其中一个帧包括该发送和接收的重复，其采集被检测对象的一个断层摄影图像信息片段作为最小改变单元，帧的采集序号指示该采集顺序；以及显示该断层摄影图像信息的显示单元(106)。

