



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101170947 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 24

(21) 申请号 200680014826. 7

(22) 申请日 2006. 05. 26

(30) 优先权数据

155835/2005 2005. 05. 27 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007. 10. 31

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/310580 2006. 05. 26

(87) PCT申请的公布数据

W02006/126684 JA 2006. 11. 30

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 浅房胜德

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 李贵亮

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1454570 A, 2003. 11. 12, 全文.

CN 1416782 A, 2003. 05. 14, 全文.

JP 特开 2004-208918 A, 2004. 07. 29, 全文.

JP 特开平 11-76231 A, 1999. 03. 23, 全文.

JP 特开 2002-360569 A, 2002. 12. 17, 全文.

JP 特开 2002-238900 A, 2002. 08. 27, 全文.

JP 特开 2005-95376 A, 2005. 04. 14, 全文.

审查员 沈显华

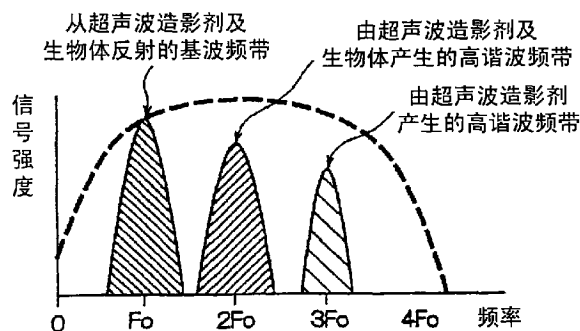
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波图像显示方法

(57) 摘要

为了实现适合于将来自造影剂的信号和来自生物体的信号更加鲜明地图像化的超声波诊断装置及超声波图像显示方法,提供一种超声波诊断装置,包括:在与被检体之间收发超声波的超声波探头(10);向该超声波探头(10)供给驱动信号的发送机构(12);对从超声波探头(10)输出的接收信号进行接收处理的接收机构(14);对从该接收机构(14)输出的接收信号实施处理的信号处理机构(16);根据从该信号处理机构(16)输出的信号构成超声波像的图像处理机构(18);和显示超声波像的显示机构(20),信号处理机构(16)具有按频带检测从接收机构(14)输出的接收信号的信号强度及时间变化量的机构,图像处理机构(18)具有根据各频带的信号强度及时间变化量判别超声波像的来自造影剂的信号和来自生物体的信号的机构。另外,按频带检测能在与被检体之间收发超声波而得到的接收信号的信号强度及时间变化量,根据各频带的信号强度及时间变化量,判别超声波像的来自造影剂的信号和来自生物体的信号,对超声波像进行显示。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,

包括:在与被施予造影剂的被检体之间以规定时间收发超声波的超声波探头;向该超声波探头供给驱动信号的发送机构;对从所述超声波探头输出的接收信号进行接收处理的接收机构;对从该接收机构输出的接收信号实施处理的信号处理机构;根据从该信号处理机构输出的信号构成超声波像的图像处理机构;和显示所述超声波像的显示机构,

所述信号处理机构具有按频带检测从所述接收机构输出的接收信号的信号强度及时间变化量的机构,

所述图像处理机构具有根据所述接收信号的信号强度及时间变化量判别所述接收信号是来自造影剂的信号还是来自生物体的信号的机构。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理机构根据施予造影剂后的经过时间,对所述来自造影剂的信号的所述超声波像分配与来自生物体的信号的超声波像不同的色调,并显示于所述显示机构中。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理机构对于所述来自造影剂的信号的所述超声波像,向施予造影剂后的经过时间内的早期相分配第一色调、向中期相分配第二色调、向晚期相分配第三色调,并显示于所述显示机构中。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理机构具备强调显示用运算机构,该强调显示用运算机构根据所述接收信号的信号强度及时间变化量,按频带以所述超声波像的像素单位判定来自造影剂的信号和来自生物体的信号。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理机构具有彩色编码台,该彩色编码台根据该强调显示用运算机构的判定结果对所述超声波像的各像素信息分配色度、亮度、色调的至少一个。

6. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述强调显示用运算机构从所述造影剂的施予时间开始按设定时相判定所述造影剂的染影状态,所述图像处理机构具有每次执行所述强调显示用运算机构的判定处理时都更新色度、亮度、色调的至少一个的彩色编码台。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理机构具备多个缓冲存储器,该多个缓冲存储器按频带储存由所述信号处理机构检测出的信号强度及时间变化量。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理机构具备判定机构,该判定机构根据从所述多个缓冲存储器读出的信号强度及时间变化量,判别超声波像的各像素的信息是来自生物体还是来自造影剂。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理机构在对所述被检体施予造影剂之前拍摄黑白断层像,将所述黑白断层像与彩色超声波像并列或重叠。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述信号处理机构具有经时变化检测机构,该经时变化检测机构检测作为超声波反复间隔中的单位时间变化量、超声波反复间隔中的规定时间变化总和量、帧间隔中的规定时

间变化总和量的时间变化量。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述信号处理机构检测作为单位时间的所述时间变化量的单位时间变化量、比该单位时间长的规定时间的所述时间变化量的至少一个。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述信号处理机构检测超声波反复间隔中的所述时间变化量、帧间隔中的所述时间变化量的至少一个。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述信号处理机构具有:将从所述接收机构输出的接收信号按频带区分并提取的多个频带分离机构;根据超声波传播时间对从该各频带分离机构输出的信号进行修正的多个乘法机构;检测从该各乘法机构输出的信号的强度的信号强度检测机构;根据从所述乘法机构输出的信号及从所述信号强度检测机构输出的信号强度求出所述时间变化量的经时变化检测机构。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述乘法机构按频带进行可变控制。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述乘法机构在要强调来自生物体的信号或来自造影剂的信号时,改变加权函数。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波探头的分数带宽大于 100%。

17. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波探头由基于 cMUT 的振子构成。

18. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置具备按频带区分并提取所述接收信号的多个频带分离机构,各频带分离机构分别具有带通滤波器。

19. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述图像处理机构具有选择机构,该选择机构以所述经过时间选择显示于所述显示机构的来自造影剂的信号。

20. 一种超声波图像显示方法,其特征在于,
按频带检测能在与被检体之间收发超声波而得到的接收信号的信号强度及时间变化量,

根据各频带的信号强度及时间变化量,判别超声波像的来自造影剂的信号和来自生物体的信号,

对超声波像进行显示。

超声波诊断装置及超声波图像显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及作为被检体的诊断图像来拍摄超声波像的装置及显示超声波像的方法。

背景技术

[0002] 作为被检体的诊断图像拍摄超声波像的超声波诊断装置,经由超声波探头在与被检体之间收发超声波,根据从超声波探头输出的接收信号重建超声波像。

[0003] 在这种超声波诊断装置中,公知有一种对超声波造影剂(以下,称为造影剂)的染影效果进行图像化的所谓谐波成像法。例如,向被检体施予造影剂使其在诊断部位扩散。若对扩散后的造影剂照射超声波,则产生因造影剂的非线性而带来的高谐波。通过检测所产生的高谐波并进行图像化,能够进行血管形状的诊断及鉴别组织(例如,专利文献1)。

[0004] 专利文献1:特开平11-76231号公报

[0005] 然而,若向施予了造影剂的被检体照射超声波,则除了来自造影剂的高谐波之外,从内脏器官等生物体组织也扩散高谐波。若检测这些高谐波并进行图像化,则在来自造影剂的高谐波上作为盲噪声(blind noise)重叠显示来自生物体的高谐波。因而,在超声波像上难以确切地辨认例如来自造影剂的信号,有时无法把握造影剂的染影状态。专利文献1的方式没有考虑到这一点。另外,由于使用了除去2次高谐波成分的局部滤波器,所以还删除了必要的对比回声信号,对比回声信号的信号强度降低。因而,相应地画质也有可能恶化。

[0006] 为此,要求将来自造影剂的信号和来自生物体的信号更加鲜明地图像化。本发明的课题在于,实现一种超声波诊断装置及超声波图像显示方法,其适合于将来自造影剂的信号和来自生物体的信号更加鲜明地图像化。

发明内容

[0007] 为了解决上述课题,本发明的超声波诊断装置,包括:在与被检体之间收发超声波的超声波探头;向该超声波探头供给驱动信号的发送机构;对从所述超声波探头输出的接收信号进行接收处理的接收机构;对从该接收机构输出的接收信号实施处理的信号处理机构;根据从该信号处理机构输出的信号构成超声波像的图像处理机构;和显示所述超声波像的显示机构,所述信号处理机构具有按频带检测从所述接收机构输出的接收信号的信号强度及时间变化量的机构,

[0008] 所述图像处理机构具有根据所述信号强度及时间变化量判别所述超声波像的来自造影剂的信号和来自生物体的信号的机构。

[0009] 另外,按频带检测能在与被检体之间收发超声波而得到的接收信号的信号强度及时间变化量,根据各频带的信号强度及时间变化量,判别超声波像的来自造影剂的信号和来自生物体的信号,对超声波像进行显示。

附图说明

- [0010] 图 1 是表示适用了本发明的一实施方式的超声波诊断装置的结构框图；
- [0011] 图 2 是说明图 1 的频带分离机构的动作的图；
- [0012] 图 3 是说明图 1 的乘法机构的动作的第一图；
- [0013] 图 4 是说明图 1 的乘法机构的动作的第二图；
- [0014] 图 5 是表示相对于造影剂施予后的经过时间的染影状态的图；
- [0015] 图 6 是表示造影剂施予后的显示范围的图；
- [0016] 图 7 是用于说明图 1 的探头的频率特性的图。

具体实施方式

[0017] 参照附图,对适用了本发明的超声波诊断装置的一实施方式进行说明。图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0018] 如图 1 所示,超声波诊断装置具备:在与被检体之间收发超声波的作为超声波探头的广频带探头 10(以下,称为探头 10);经由收发分离机构 11 对探头 10 供给驱动信号的发送机构 12;对从探头 10 经由收发分离机构 11 输出的接收信号进行接收处理的接收机构 14;对从接收机构 14 输出的信号实施处理的信号处理机构 16;根据从信号处理机构 16 输出的接收信号重建超声波像的图像处理机构 18;对从图像处理机构 18 输出的超声波像进行显示的显示机构 20;对各部输出控制指令的控制机构 21。再有,为了便于图示,省略表示从控制机构 21 输出的控制指令的流程的线图。

[0019] 在此,本实施方式的超声波诊断装置所适用的信号处理机构 16,具有:按频带检测接收信号的信号强度的多个信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m;根据从信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m 输出的信号强度和接收信号检测时间变化量的经时变化检测机构 22-1 ~ 22-m。并且,图像处理机构 18 具备强调显示用运算机构 24,该强调显示用运算机构 24 根据从信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m 输出的信号强度和从经时变化检测机构 22-1 ~ 22-m 输出的时间变化量,对超声波像的来自造影剂的信号和来自生物体的信号进行强调。

[0020] 更加详细地对超声波诊断装置进行说明。探头 10 排列有多个在与被检体之间收发超声波的振子。作为振子,例如适用配置有多个可控制超声波收发灵敏度的 cMUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer;IEEE Trans.Ultrason.Ferroelect.Freq.Contr.Vol45 pp.678-690 May 1998)的结构。再有,作为振子,既可以是排列有多个压电体的复合压电体结构,也可以是共振频率不同的压电体重叠的层叠结构。总之,作为本实施方式的探头 10,优选适用分数带宽例如在 100%以上的结构。在此所说的分数带宽(FBW),是将探头 10 的中心频率设为 F_c 、带宽设为 BW 时,由 $FBW = BW/F_c$ 表示的。

[0021] 接收机构 14 具有:对从探头 10 经由收发分离机构 11 输出的接收信号进行放大的放大器 26;将从放大器 26 输出的接收信号转换为数字信号的模拟数字转换器 28(以下,称为 ADC28);对从 ADC28 输出的接收信号实施整相加法处理并进行声束聚焦的整相加法机构 30。

[0022] 信号处理机构 16 具备:将从接收机构 14 输出的接收信号按频带区分并提取的多个频带分离机构 32-1 ~ 32-m;在从各频带分离机构 32-1 ~ 32-m 输出的信号上乘上规定的系数而实施与超声波传播时间对应的修正的多个乘法机构 34-1 ~ 34-m;检测从各乘法

机构 34-1 ~ 34-m 输出的信号的强度的多个信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m ;检测从各乘法机构 34-1 ~ 34-m 及信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m 输出的信号的时间变化量的多个经时变化检测机构 22-1 ~ 22-m。另外,还具有:设定对各频带分离机构 32-1 ~ 32-m 施加的提取频带的控制系数的频带控制系数设定机构 38 ;设定对各乘法机构 34-1 ~ 34-m 施加的乘法系数的乘法系数设定机构 40。再有,自然数 m 对应于需要提取的频带数。

[0023] 频带分离机构 32-1 ~ 32-m 分别具有带通滤波器 (BPF)。信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m 具有绝对值运算机构及输送波的除去处理机构等。经时变化检测机构 22-1 ~ 22-m 具有高通滤波器及积算机构。作为连接方式,例如,频带分离机构 32-1 通过乘法机构 34-1 与信号强度检测机构 36-1 和经时变化检测机构 22-1 双方连接。尽管以频带分离机构 32-1 为代表进行了说明,不过,其他的频带分离机构 32-2 ~ 32-m 也同样,通过乘法机构 34-2 ~ 34-m 而与信号强度检测机构 36-2 ~ 36-m 和经时变化检测机构 22-2 ~ 22-m 连接。

[0024] 经时变化检测机构 22-1 根据从乘法机构 34-1 输出的接收信号和从信号强度检测机构 36-1 输入的信号强度,检测经时变化参数。此处的经时变化参数是指,超声波反复间隔中的单位时间变化量、超声波反复间隔中的规定时间变化总和量、帧间隔中的规定时间变化总和量。此处所说的超声波反复间隔,对应于从探头 10 对同一扫描线反复传送超声波脉冲的周期 (PRF),也可以称为扫描线反复间隔。所谓帧间隔对应于从开始与超声波的 1 帧对应的超声波脉冲的传送到开始与下一帧对应的超声波脉冲的传送的间隔。尽管以经时变化检测机构 22-1 为代表进行了说明,不过,其他的经时变化检测机构 22-2 ~ 22-m 也同样。

[0025] 图像处理机构 18 具备多个缓冲存储器 42-1 ~ 42-m,该缓冲存储器 42-1 ~ 42-m 按频带存储由信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m 检测出的信号强度和由经时变化检测机构 22-1 ~ 22-m 检测出的经时变化参数。另外,还设有:作为判定机构的强调显示用运算机构 24,其根据从各缓冲存储器 42-1 ~ 42-m 读出的信号强度及经时变化参数,判别超声波像的各像素的信息是来自生物体还是来自造影剂;彩色编码台 44,其根据强调显示用运算机构 24 的判定结果,向超声波像的各像素的信息分配色度、亮度、色调;帧合成机构 46,其合成从彩色编码台 44 输出的信号来构成超声波像。另外,还配置有对彩色编码台 44 的彩色图的切换及彩色图的色调进行调整的台设定机构 48。

[0026] 此处的缓冲存储器 42-1 根据控制指令将信号强度及经时变化参数转交给强调显示用运算机构 24。例如,根据扫描变换及变焦等超声波测量状态、诊断内容、中止后的图像重建等期望的状态,将信号强度、经时变化参数以实时或中止状态,从缓冲存储器 42-1 向强调显示用运算机构 24 输出连续帧量、或者数百帧间隔的数帧量的信息。尽管以缓冲存储器 42-1 为代表进行了说明,不过,其他的缓冲存储器 42-12 ~ 42-m 也同样。再有,对于缓冲存储器 42-1 ~ 42-m 的设置数,图示例设置了与分离接收信号的频带数对应的数目,不过也可以适当增加。

[0027] 强调显示用运算机构 24 具备具有四则运算机构及比较机构等的处理器。该处理器具有如下功能:对于从缓冲存储器 42-1 输出的作为经时变化参数的信号强度、单位时间变化量、规定时间变化总和量这三种信息,根据诊断内容进行用于强调显示或用于不强调显示超声波造影剂及生物体组织信息的积和运算、和求来自超声波造影剂和来自生物体组织的信号强度比率的运算的功能;对后级的彩色编码台 44 分配色度、亮度、色调等彩色显示参数的功能。

[0028] 控制机构 21 根据从输入机构 52 输出的例如摄像开始指令,向发送机构 12、接收机构 14、信号处理机构 16、图像处理机构 18 等输出控制指令。输入机构 52 由键盘、鼠标、开关、旋钮等构成。例如,旋钮用于台设定机构 48 的彩色图的切换及色调调整。开关用于诊断种类的切换。

[0029] 参照图 2 至图 4,对这样构成的超声波诊断装置的动作进行说明。图 2 是说明频带分离机构 32-1 ~ 32-m 的运动的图。图 3 及图 4 是说明乘法机构 34-1 ~ 34-m 的运动的图。

[0030] 首先,向被检体施予超声波造影剂(以下,称为造影剂)使其在诊断部位扩散。另外,使探头 10 与被检体的体表接触。根据摄像开始指令,由发送机构 12 生成驱动信号。若将生成的驱动信号经由收发分离机构 11 供给到探头 10,则从探头 10 向被检体发送超声波。在该发送中,从探头 10 以将探头 10 的频带宽度大致 n 分割的分割点(内部点)的最低频率(CF_0)发送超声波。再有,对于同一扫描线,以超声波反复间隔(PRF)发送单个或多个(例如 2 个)脉冲波。对于各扫描线也是同样发送脉冲波。再有,对于扫描线数,对应于超声波像的摄像视场的大小和方位方向分辨率而设定。

[0031] 从探头 10 发送的超声波在被检体内传播的过程中作为反射回波而反射。反射回波除了含有基波之外,还含有造影剂的非线性带来的高谐波及生物体组织带来的高谐波。这样的反射回波由探头 10 接收。接收的反射回波转换成电信号之后,作为接收信号从探头 10 向接收机构 14 输出。

[0032] 输入到接收机构 14 的接收信号由放大器 26 放大。放大后的接收信号由 ADC28 转换成数字信号。数字化的接收信号由整相加法机构 30 进行整相加法运算之后,从接收机构 14 向信号处理机构 16 输出。

[0033] 输入到信号处理机构 16 的接收信号输入到各个频带分离机构 32-1 ~ 32-m 中,在此成为按 m 种设定频带被分离提取的接收信号。例如,如图 2 所示,由频带分离机构 32-1 提取出接收信号中含有的与基波(F_0)对应的信号。由频带分离机构 32-2 提取出接收信号中含有的与二次高谐波($2F_0$)对应的信号。由频带分离机构 32-3 提取出接收信号中含有的与三次高谐波($3F_0$)对应的信号。再有,并不限于该方式,在提取高次高谐波成分的基础上,也可以提取出中间频率(例如,Sub Harmonic、1.5Harmonic、3rd Harmonic)。

[0034] 从各频带分离机构 32-1 ~ 32-m 输出的信号,如图 3 所示,由乘法机构 34-1 ~ 34-m 对信号强度进行修正。例如,从频带分离机构 32-1 输出的接收信号输入到乘法机构 34-1,在此乘以规定的乘法系数来对信号强度进行修正。同样,从频带分离机构 32-2 输出的接收信号由乘法机构 34-2 进行修正,另外从频带分离机构 32-3 输出的接收信号由乘法机构 34-3 进行修正。

[0035] 关于此处的乘法系数,例如如图 4 所示,由乘法系数设定机构 40 按照频带即按照乘法机构 34-1 ~ 34-m 相对于超声波传播时间进行可变控制。更加具体为,关于接收信号(F_0),与超声波传播时间的增大大致呈比例地增大乘法系数。关于接收信号($2F_0$),在规定的超声波传播时间之前逐渐增大乘法系数,若超过该时间则逐渐减小乘法系数。关于接收信号($3F_0$),与接收信号($2F_0$)的情况基本相同地使乘法系数可变,但乘法系数达到最大的超声波传播时间比接收信号($2F_0$)的情况短。通过如此相对于超声波传播时间对乘法系数进行可变控制,能够对超声波在被检体内传播的过程中产生的衰减及散射所引起的信号强

度降低进行修正。

[0036] 由乘法机构 34-1 ~ 34-m 修正后的各接收信号输入到信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m 和经时变化检测机构 22-1 ~ 22-m 双方。输入到信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m 中的接收信号,在此被实施例如绝对值运算及输送波的除去处理等。由此,能够按照 m 种设定频带来检测信号强度。检测出的各信号强度输出到经时变化检测机构 22-1 ~ 经时变化检测机构 22-m 中,并且由缓冲存储器 42-1 ~ 42-m 按照频带保持。

[0037] 另一方面,在经时变化检测机构 22-1 ~ 22-m 中,根据经由乘法机构 34-1 ~ 34-m 输入的接收信号和从信号强度检测机构 36-1 ~ 36-m 输入的信号强度,按照 m 种设定频带来检测经时变化参数。此处的经时变化参数是超声波反复间隔中的单位时间变化量、超声波反复间隔中的规定时间变化总和量、帧间隔中的规定时间变化总和量。例如,在将信号强度设为 $I(t)$ 时,各频带的经时变化参数由经时变化检测机构 22-1 ~ 22-m 求出,如表 1 所示。求出的经时变化参数由缓冲存储器 42-1 ~ 42-m 按 m 种频带保持。

[0038] [表 1]

[0039]

		经时变化参数
单位时间变化量	超声波反复间隔周期 t_p	$ dI(t_p)/dtp $
	帧间隔周期 t_f	$ dI(t_f)/dtf $
规定时间变化总和量	超声波反复间隔周期 t_p	$\Sigma (dI(t_p)/dtp)$
	图像帧间隔周期 t_f	$\Sigma (dI(t_f)/dtf)$

[0040] 对此处的经时变化参数进行补充。关于单位时间变化量,在信号强度增大且急剧变化时增大,而在信号强度减小且变化缓慢时减小。规定时间变化总和量是规定时间内的单位时间变化量的总和,在规定时间的单位时间变化大且持续时增大,而在单位时间变化小且单冲时减小。更加具体而言,对于造影剂、静态生物体组织(例如肾脏)、动态生物体组织(例如心脏及血管)、血球,超声波频带及时间变化量上具有表 2 所示的特征。如表 2 所示,造影剂的特征在于如下几点:由于与生物体的声阻抗之差大,所以信号强度大;由于超声波照射所引起的体积变化非线性振动,所以基波、二次高谐波、三次高谐波均大;由于比较容易移动,所以单位时间变化量、规定时间变化总和量均大。生物体组织的特征在于,由于与造影剂相比体积不变化,所以三次高谐波比较小。例如,静态生物体组织的特征在于,尽管信号强度大,但由于动作小,所以单位时间变化量及规定时间变化量均小。动态生物体组织的特征在于,尽管信号强度大,但由于缓慢移动,所以超声波反复间隔的单位时间变化量比较小,但帧间隔的规定时间变化总和量大。血球的特征在于,尽管与生物体组织相比信号强度小,但由于在体内自由移动,所以单位时间变化量及规定时间变化总和量比生物体组织大。

[0041] [表 2]

[0042]

		造影剂	血球	静态生物体	动态生物体
信号强度	基波	大	中	大	大
	2 次高谐波	大	中	大	大
	3 次高谐波	大	小	小	小
单位时间变化量	超声波反复间隔	大	中	小	中
规定时间变化总和量	超声波反复间隔	大	中	小	中
	帧间隔	大	中	小	大

[0043] 缓冲存储器 42-1 ~ 42-m 所保持的信号强度及经时变化参数,由强调显示用运算机构 24 读出。此时,根据中止后的图像重建等期望的状态读出扫描变换及变焦、或者超声波测量状态。由强调显示用运算机构 24 根据读出的信号强度及经时变化参数来判别超声波像的各像素的信息是来自生物体还是来自造影剂。由彩色编码台 44 根据强调显示用运算机构 24 的判定结果,对超声波像的各像素的信息分配色度、亮度、色调。由帧合成机构 46 根据从彩色编码台 44 输出的信号构成超声波像。构成的超声波像由显示机构 20 显示。

[0044] 更加详细地对强调显示用运算机构 24 的处理内容进行说明。首先,由信号处理机构 16 分离成各频带的各个信号重叠有来自造影剂的信号和来自生物体的信号。该情况对于基波 (F0) 的信号 Sig(F0)、二次高谐波 (2F0) 的信号 Sig(2F0)、三次高谐波 (3F0) 的信号 Sig(3F0) 也同样。

[0045] 并且,赋予算式 (1) 作为用于由强调显示用运算机构 24 强调来自造影剂的信号和来自生物体的信号的运算式。算式 (1) 的 A、B、C 是在各信号上相乘的加权函数。

[0046] $A \cdot \text{Sig}(F0) + B \cdot \text{Sig}(2F0) + C \cdot \text{Sig}(3F0)$ (1)

[0047] 根据算式 (1),由强调显示用运算机构 24 执行基于来自造影剂信号强调系数的运算及基于来自生物体信号强调系数的运算、不强调处理的运算。更加具体为,造影剂除了超声波在弹性体中传播的非线性现象之外,还对应于造影剂的原有半径,根据硬度和惯性的结果而具有共振频率(例如,IEEE Ultrasonics Symposium 1996 P1451)。因此,对于来自造影剂的信号而言,比较高次的高谐波也具有某种程度的信号强度,而对于来自生物体的信号而言,比较高次的高谐波的信号强度小。因而,在想要强调来自造影剂的信号时,设加权函数为“ $C \doteq 1, A \doteq B \doteq 0$ ”来运算算式 (1)。在想要强调来自生物体的信号时,设加权函数为“ $A \doteq 0.5 \sim 1.0, B \doteq 0.5 \sim 1.0, C \doteq 0 \sim -1.0$ ”来运算算式 (1)。此处的 A、B、C 的总和设定为一定值(例如,“1”)。另外,在不进行强调处理时,设加权函数为“ $C \doteq A \doteq B \doteq 1/3$ ”来运算算式 (1)。

[0048] 算式 (1) 的运算结果(总和)在强调显示用运算机构 24 中与经时变化参数并用,由此用于判定来自造影剂的信号和来自生物体的信号。更加具体为,强调显示用运算机构

24 根据算式 (1) 对例如信号 Sig(F0) 的信号强度、单位时间变化量、规定时间变化总和量这三种信息分别执行基于来自生物体信号强调系数的来自生物体强调运算、基于来自造影剂信号强调系数的来自造影剂强调运算、不强调的运算,由此生成共计 9 个信号。另外,算出来自生物体与造影剂的信号强度比率。这种运算处理以图像像素单位来执行。

[0049] 并且,根据所述 9 个信号和信号强度比率,由彩色编码台 44 以图像像素单位分配色度或亮度或者色调。例如,在实时心脏诊断时,将超声波反复间隔中的没有进行单位时间变化量的强调处理的信号用于色度,根据相对信号强度的来自生物体和造影剂的信号强度比率,在造影剂强调中使用红色调、在生物体组织中使用蓝色调。由此,来自造影剂的图像被染影成鲜明的红色。来自静态生物体组织的图像被染影成淡暗蓝色。来自动态生物体组织的图像被染影成淡蓝色。这种彩色绘图在作为血管相的实时诊断来诊断肿瘤等血管形状时也有效。

[0050] 另外,也可以只是针对信号强度,将强调了来自造影剂的信号分配为红,将强调了来自生物体的信号分配为蓝,通过将各自重叠来进行色素显示,由此强调由造影剂染影的部位。总之,只要强调显示用运算机构 24 针对彩色编码台 44,选择分配所述 9 个信号和信号强度比率的组合即可。通过显示由彩色编码台 44 分配了色度等的超声波像,来自造影剂的图像和来自生物体的图像的判别变得容易。

[0051] 这种超声波诊断装置可适用于基于造影剂的染影状态的组织性状的鉴别。此处所说的组织性状是指组织的状态、性质或者良恶性。图 5 是组织鉴别诊断的一例,是表示相对于造影剂施予后的经过时间的染影状态的图。图 5 的横轴表示造影剂施予后的经过时间,纵轴表示信号强度。如图 5 所示,血管在早期相染影,染影的上升及下降急剧。门静脉从比早期相的血管晚的时间开始染影,染影的上升急剧,下降平缓。肝脏从中期相开始染影,染影的上升、下降均平缓。并且,新生血管多的肿瘤在早期相开始染影,染影的下降平缓。伴有坏死的肿瘤不被染影。根据这种染影作用,能够进行病理组织的鉴别诊断。

[0052] 参照图 5 及表 3,对基于造影剂的染影状态的组织性状的鉴别诊断进一步说明。表 3 表示肝脏中的造影剂注入后经过时间和血管内、肝细胞、肝癌的造影剂染影状态。注入到生物体中的造影剂,从血管内逐渐向全身扩散,最终在肺及肾脏的作用下排出到体外。被吞噬细胞(吞噬细胞)等捕食的部分较长时间滞留。在此,根据从注入开始时刻开始的经过时间,将造影剂分为早期、中期、晚期时,例如血管内的造影剂浓度从注入开始时刻开始急剧增加,以某一时间为界缓慢减少。因而,来自血管内的信号,在早期中单位时间变化量、规定时间变化总和量、信号强度总和量均大。另外,在中期及晚期中血管中的造影剂浓度降低,所以单位时间变化量、规定时间变化总和量、信号强度总和量均小。

[0053] 肝细胞中的造影剂浓度从中期开始缓慢增加,因吞噬细胞的捕食而极长时间滞留。因而,对来自肝细胞的信号而言,单位时间变化量、规定时间变化总和量、信号强度总和量在早期小。另外,在中期逐渐增大,在晚期达到最大。

[0054] 肝癌中的造影剂浓度,由于存在丰富的新生血管,所以在早期中与血管内同样,从注入开始时刻开始急剧增加,以某一时间为界急剧减少。因而,来自肝癌的信号,在早期中单位时间变化量、规定时间变化总和量、信号强度总和量均大。另外,由于新生血管中存在的错位的孔中容易塞满造影剂,所以在中期中与血管内不同,单位时间变化量、规定时间变化总和量、信号强度总和量均具有某种程度的值。另外,由于没有吞噬细胞,所以在晚期中

单位时间变化量、规定时间变化总和量、信号强度总和量均减小。这样,在肝脏中,造影剂注入后经过时间和血管内、肝细胞、肝癌的造影剂染影状态不同。再有,尽管以肝脏的组织鉴别的例子进行了说明,不过也能够适用于其他内脏器官的组织鉴别。例如,在循环器官系统中,从心脏直接向生物体组织流动的血管、经由小肠的门静脉中染影时间不同。另外,坏死的细胞中没有血流的部位、突触小结(膿胞)等存在不被染影的情况。通过这样辨认清晰的染影图像,能够准确地鉴别肝细胞的组织性状。

[0055]

		血管内	肝细胞 (吞噬细胞)	肝癌(新生 血管、没有 吞噬细胞)
早期	单位时间变化量	大	小	大
	规定时间变化总和量	大	小	大
	信号强度总和量	大	小	大
中期	单位时间变化量	小	中	中
	规定时间变化总和量	小	中	中
	信号强度总和量	小	大	中
晚期	单位时间变化量	小	大	小
	规定时间变化总和量	小	大	小
	信号强度总和量	小	大	小

[0056] 即,作为组织性状鉴别用的彩色绘图的例子,设定强调造影剂的系数,且以超声波反复间隔对单位时间变化量设定色度,对帧间隔中的时间变化量设定亮度。并且,对造影剂施予后的经过时间内的早期相分配红色调、对中期相分配绿色调、对晚期相分配蓝色调。由此,能够判别造影剂的染影状态。例如,能够判别染影的上升、下降是否急剧。另外,还能够判定染影是否继续。进而,还能够判定早期相、中期相、晚期相的任一相是否被染影或者不被染影。根据这样的造影剂染影状态,能够鉴别组织性状。再有,本例的彩色绘图可适用于静态图像、或暂存的动画、或者传输过程中的腹部诊断的情况。

[0057] 具体而言,根据图 5,如果关注肝脏内,则若早期相中肝脏内以红色着色,中期相中以绿色着色,即可知其着色的部位为肝癌。特别是中期相前半部分在肝脏内只有肝癌被着色,所以观察其相即可知肝癌的所在。在彩色编码台 44 中,通过设定成只显示在中期相前半部分被着色的部位,从而能够只显示肝癌的部位。并且,帧合成机构 46 使根据来自生物体的信号制成的图像和只着色肝癌的图像重合。通过这样制成超声波像,可知在生物体中

的哪个部位存在肝癌。

[0058] 如图 6 所示,选择性显示来自造影剂的信号的条 100 显示于显示机构 20 下段,使用输入机构 52 选择性显示来自造影剂的信号。时相(時相)条 100 分为早期相、中期相、晚期相。用虚线表示它们的界限。时相条 100 显示表示开始的开始点 101 和表示结束的结束点 102。输入机构 52 制作开始点 101 和结束点 102,将操作的信息发送到控制部 21,由控制部 21 控制彩色编码台 44。彩色编码台 44 利用开始点 101 与结束点 102 之间的来自造影剂的信号进行着色。

[0059] 从显示开始点 101 的时相开始着色,在显示结束点 102 的时相结束着色。图 6 的例子中,为了只显示在中期相前半部分着色的部位,将开始点 101 和结束点 102 设定在中期相的前半部分,由此能够只显示肝癌的部位。再有,在只想观察肝细胞的情况下,将开始点 101 和结束点 102 设定在晚期相的后半部分。

[0060] 如上所述,根据本实施方式,通过按频带提取出从接收机构 14 输出的接收信号的时间变化量,检测各信号的强度及时间变化量,能够判定超声波像的各像素的信息是来自造影剂或者是来自生物体。其结果,根据判定结果,对来自造影剂的信号和来自生物体的信号进行强调并进行彩色显示,由此能够将来自造影剂的信号和来自生物体的信号分别鲜明地图像化。

[0061] 由此,在进行基于造影剂的染影状态的组织性状的鉴别时,能够获得更加准确的染影图像,所以能够正确地进行组织鉴别。

[0062] 另外,可以在对被检体施予造影剂之前拍摄黑白断层像,将拍摄的黑白断层像与本实施方式的彩色超声波像并列或者重叠显示。由此,由于黑白断层像相对于彩色超声波像成为主要错误图像,所以能够容易地在图像上辨认需要诊断的内脏器官,同时能够促进操作。

[0063] 在此,对本实施方式的探头 10 进行详细说明。作为本实施方式的探头 10,由于适用了分数带宽例如在 100%以上的结构,所以即使是比较高次的高谐波也能够高灵敏地接收。对于这一点,参照图 7 进行说明。图 7A 是用虚线表示本实施方式的探头 10 的频带特性的图。图 7B 是表示从探头 10 发送的超声波的频带的图。图 7C 是表示由探头 10 接收的超声波的频带的图。再有,图 7 的横轴表示频率,纵轴表示信号强度。频带分为低域 F_0 、中心 $2F_0$ 、高域 $3F_0$ 。

[0064] 首先,作为与本实施方式的比较,对由 PZT(锆钛酸铅)形成的振子排列而成的探头的情况进行说明。该探头由于分数带宽为 60%~80%左右,所以例如在中心频率为 5MHz 的情况下,频带为低域频率 3MHz~高域频率 7MHz。在此,若设探头的超声波发送频率为 3MHz,则二次高谐波为 6MHz,三次高谐波为 9MHz。但是,由于 9MHz 的三次高谐波在探头的高域频率 7MHz 以上即在频带外,所以存在灵敏度显著下降的情况。另外,还存在将发送频率设定为例如 2MHz 这样的低频,由此设二次高谐波为 4MHz、三次高谐波为 6MHz,在频带内接收高谐波的方式,不过,由于发送频率在频带外,所以有时效率差。

[0065] 在这一点上,由于本实施方式的探头 10 的分数带宽在 100%以上,所以例如在中心频率为 5MHz 的情况下,频带为低域频率 2.5MHz~高域频率 7.5MHz。在此,如图 7B 所示,若将探头 10 的发送频率(F_0)设为 2.5MHz,则如图 7C 所示,二次高谐波($2F_0$)为 5MHz,三次高谐波($3F_0$)为 7.5MHz,能够在频带内接收高谐波。换言之,能够高灵敏度地接收来

自造影剂或来自生物体的基波频带、以及来自造影剂或来自生物体的高频频带的信号。总之,即使是比较高次的高谐波,也能够高灵敏度地接收,所以能够将来自造影剂或来自生物体的信号更加鲜明地图像化。

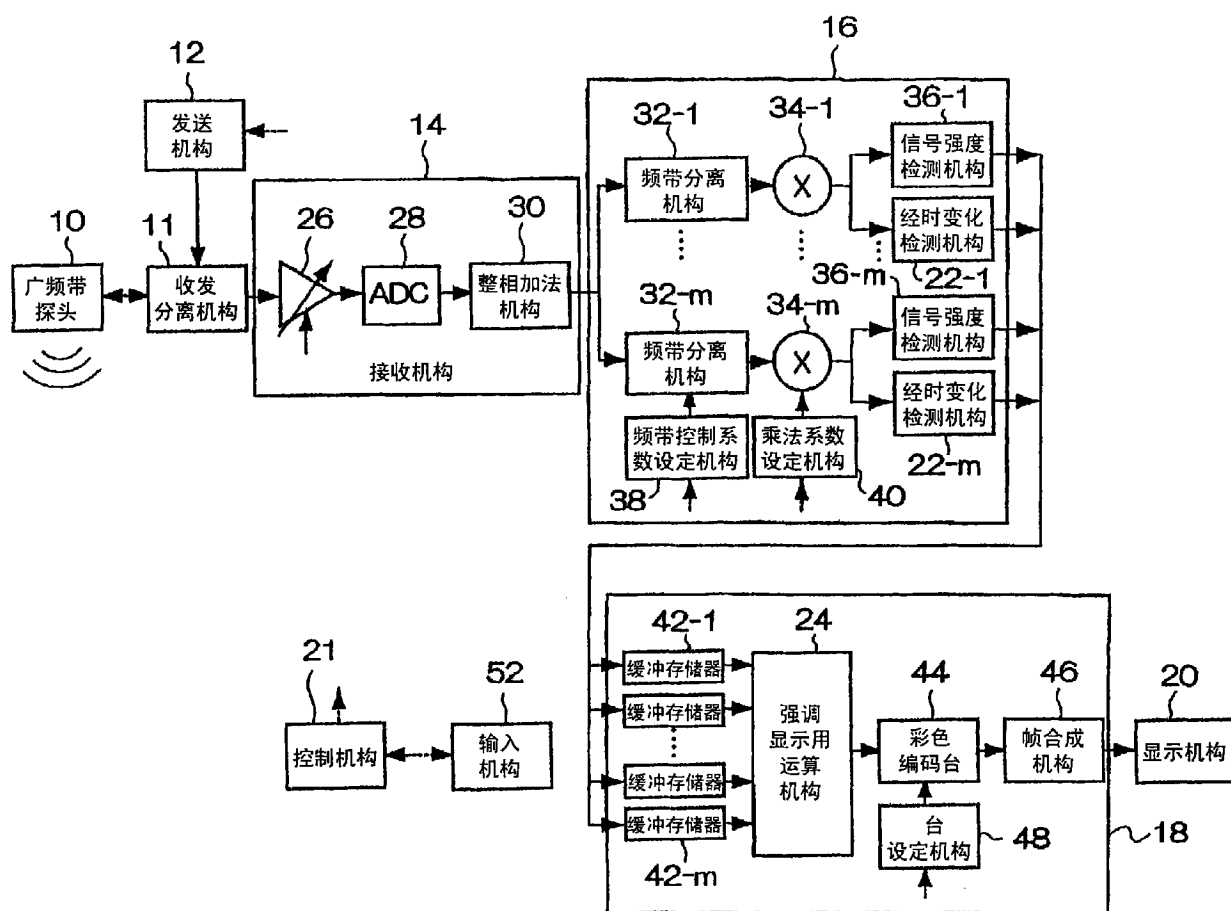


图 1

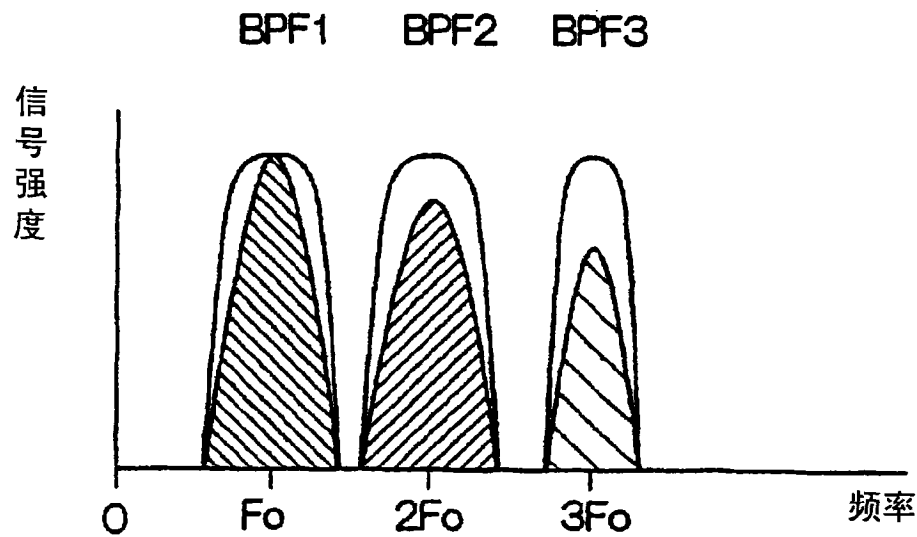


图 2

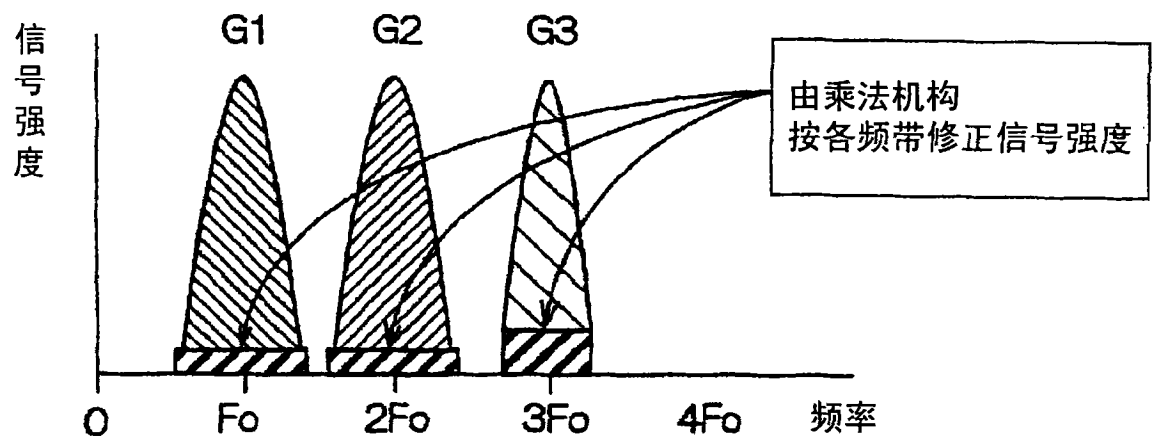


图 3

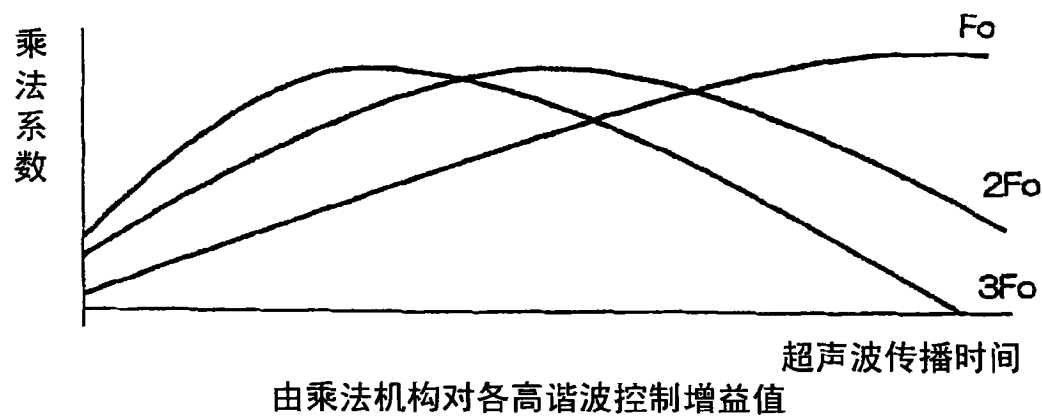


图 4

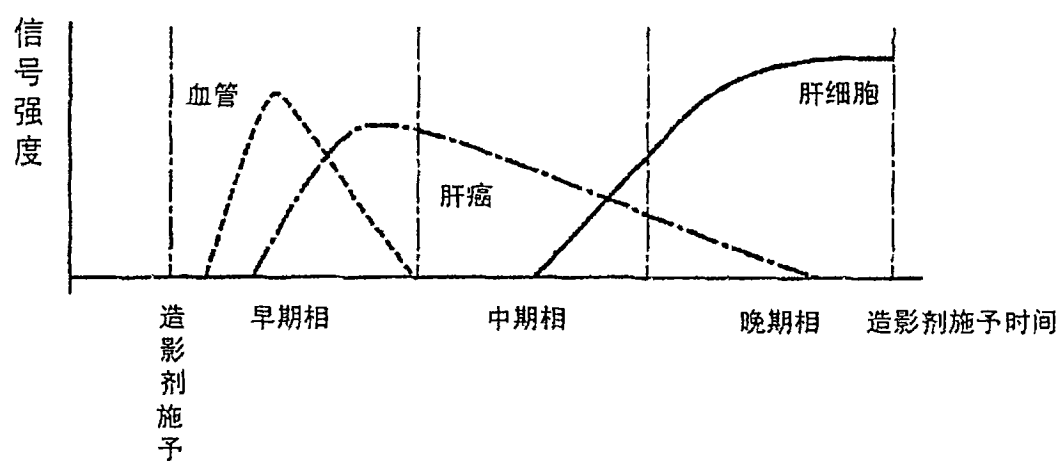


图 5

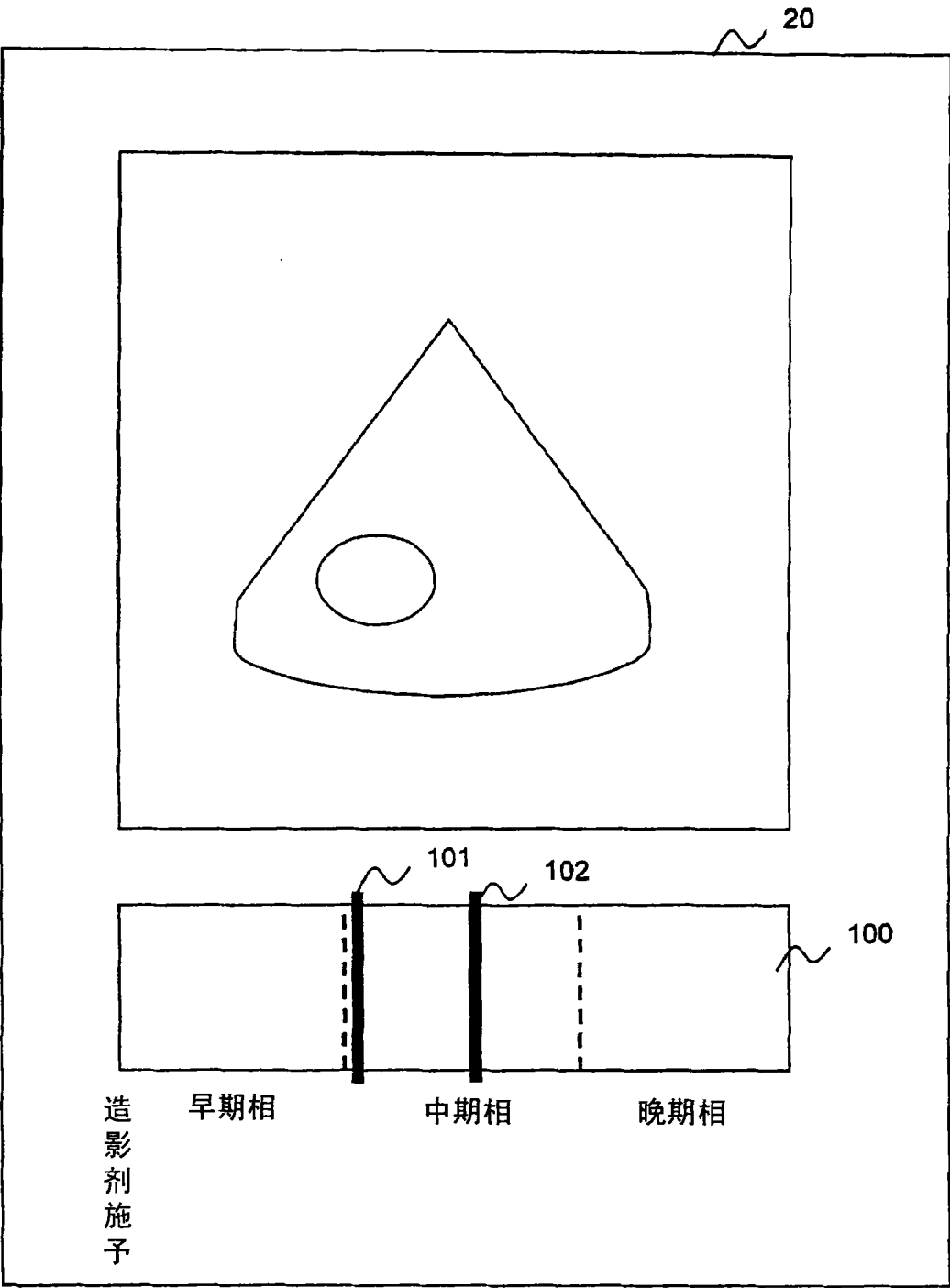


图 6

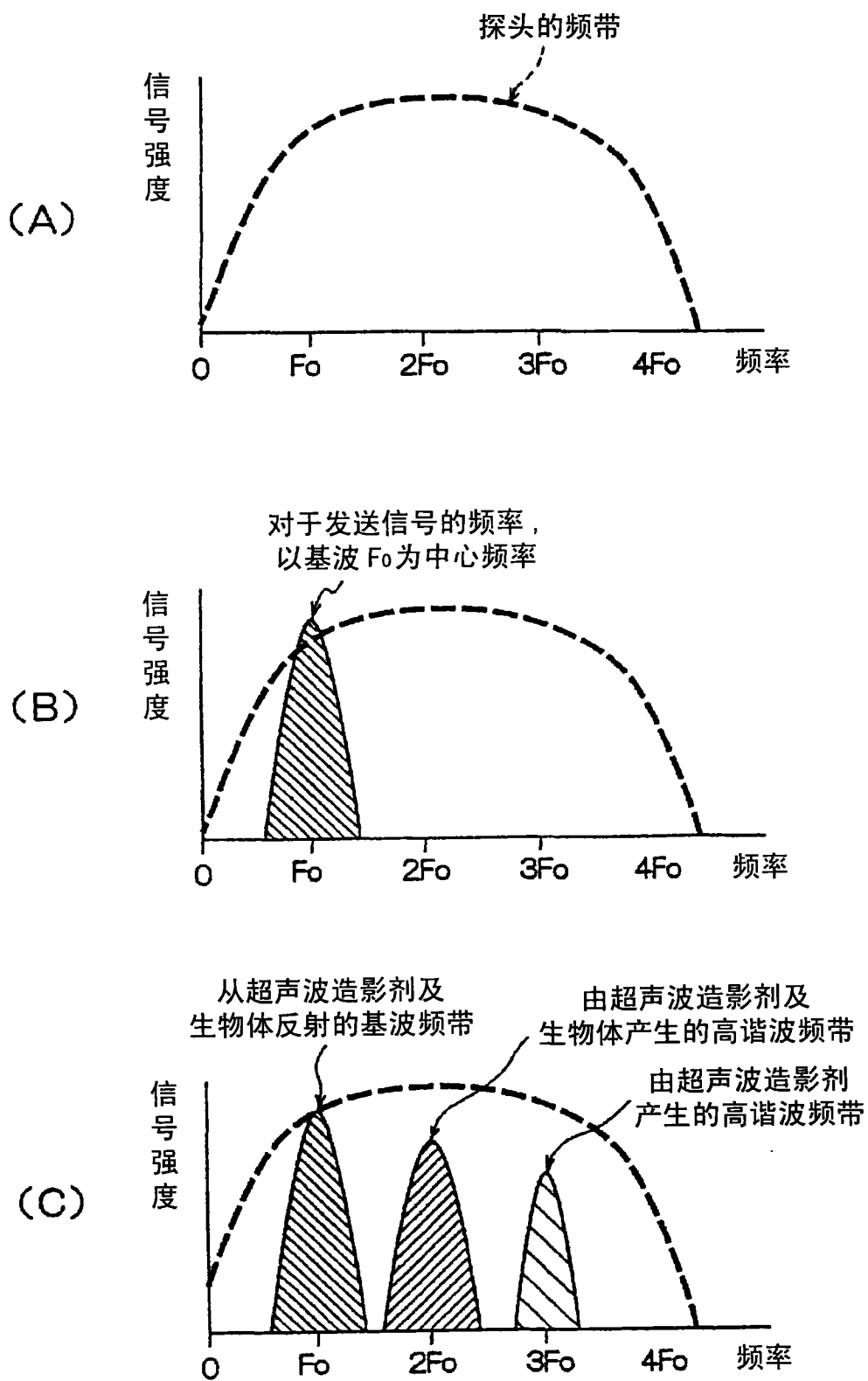


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波图像显示方法		
公开(公告)号	CN101170947B	公开(公告)日	2010-11-24
申请号	CN200680014826.7	申请日	2006-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	浅房胜德		
发明人	浅房胜德		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038 A61B8/481 G01S7/52039		
代理人(译)	李贵亮		
审查员(译)	沉显华		
优先权	2005155835 2005-05-27 JP		
其他公开文献	CN101170947A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了实现适合于将来自造影剂的信号和来自生物体的信号更加鲜明地图像化的超声波诊断装置及超声波图像显示方法，提供一种超声波诊断装置，包括：在与被检体之间收发超声波的超声波探头(10)；向该超声波探头(10)供给驱动信号的发送机构(12)；对从超声波探头(10)输出的接收信号进行接收处理的接收机构(14)；对从该接收机构(14)输出的接收信号实施处理的信号处理机构(16)；根据从该信号处理机构(16)输出的信号构成超声波像的图像处理机构(18)；和显示超声波像的显示机构(20)，信号处理机构(16)具有按频带检测从接收机构(14)输出的接收信号的信号强度及时间变化量的机构，图像处理机构(18)具有根据各频带的信号强度及时间变化量判别超声波像的来自造影剂的信号和来自生物体的信号的机构。另外，按频带检测能在与被检体之间收发超声波而得到的接收信号的信号强度及时间变化量，根据各频带的信号强度及时间变化量，判别超声波像的来自造影剂的信号和来自生物体的信号，对超声波像进行显示。

