

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102283681 B

(45) 授权公告日 2013. 12. 25

(21) 申请号 201110169347. 5

(56) 对比文件

(22) 申请日 2011. 05. 12

JP 特许 3642834 B2, 2005. 04. 27,

(30) 优先权数据

审查员 桂叶晨

115547/2010 2010. 05. 19 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 马场达朗 姚淙 田中豪 内海勋

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006. 01)

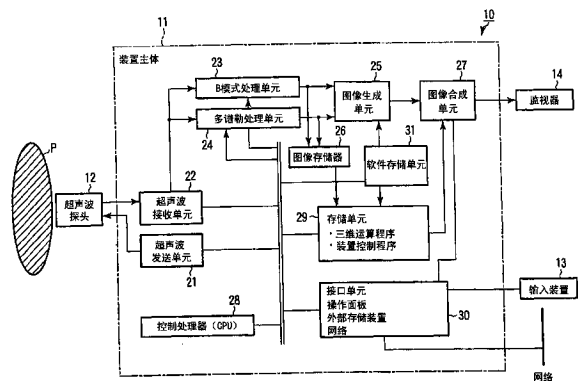
权利要求书3页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法

(57) 摘要

提供通过减少瞬态响应而能够实现与以往相比实时性高且噪音发生少的 CWD/B 同时模式的超声波诊断装置。超声波诊断装置能够实施交替地执行进行连续波收发而收集时序多谱勒数据的连续波多谱勒模式和进行脉冲波收发而收集基于亮度的断层图像数据的 B 模式的摄像模式, 具备: 数据取得单元, 一边切换一边交替地执行连续波多谱勒模式和 B 模式, 取得连续波多谱勒数据和断层图像数据; 计算单元, 计算因连续波多谱勒模式与 B 模式间的切换产生的瞬态响应成分; 减法单元, 将计算出的瞬态响应成分从连续波多谱勒数据中减去; 生成单元, 利用进行了减法后的上述连续波多谱勒数据, 生成多谱勒频谱信息; 显示单元, 以规定的方式显示所生成的上述多谱勒频谱信息。



1. 一种超声波诊断装置,能够实施交替地执行连续波多谱勒模式和 B 模式的摄像模式,该连续波多谱勒模式中,对被检体收发连续波而收集时序的多谱勒数据;该 B 模式中,对上述被检体收发脉冲波而收集基于亮度的断层图像数据,其中,具备:

数据取得单元,一边对上述连续波多谱勒模式和上述 B 模式进行切换一边交替地执行上述连续波多谱勒模式和上述 B 模式,取得连续波多谱勒数据和上述断层图像数据;

显示单元,同时显示基于上述连续波多谱勒数据生成的多谱勒频谱信息和基于上述断层图像数据生成的断层图像;

计算单元,计算因上述连续波多谱勒模式与上述 B 模式之间的切换产生的瞬态响应成分;

减法单元,将计算出的上述瞬态响应成分从上述连续波多谱勒数据中减去;以及

生成单元,利用进行了减法后的上述连续波多谱勒数据,生成上述多谱勒频谱信息,

上述计算单元根据具有功率维度的频谱执行正负对称形状的后滤波处理,来计算上述瞬态响应成分;

上述减法单元从具有功率维度的上述连续波多谱勒数据中减去上述后滤波处理后的上述瞬态响应成分。

2. 一种超声波诊断装置,能够实施交替地执行连续波多谱勒模式和 B 模式的摄像模式,该连续波多谱勒模式中,对被检体收发连续波而收集时序的多谱勒数据;该 B 模式中,对上述被检体收发脉冲波而收集基于亮度的断层图像数据,其中,具备:

数据取得单元,一边对上述连续波多谱勒模式和上述 B 模式进行切换一边交替地执行上述连续波多谱勒模式和上述 B 模式,取得连续波多谱勒数据和上述断层图像数据;

显示单元,同时显示基于上述连续波多谱勒数据生成的多谱勒频谱信息和基于上述断层图像数据生成的断层图像;

计算单元,计算因上述连续波多谱勒模式与上述 B 模式之间的切换产生的瞬态响应成分;

减法单元,将计算出的上述瞬态响应成分从上述连续波多谱勒数据中减去;以及

生成单元,利用进行了减法后的上述连续波多谱勒数据,生成上述多谱勒频谱信息,

上述计算单元基于预先设定的阶梯响应的波形表格,使上述瞬态响应成分的大小变化,来计算作为时间轴波形的上述瞬态响应成分;

上述减法单元从时间轴波形的上述连续波多谱勒数据中减去作为上述时间轴波形的上述瞬态响应成分。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,

上述计算单元,

将上述被检体的生物体信号作为外部输入,通过参数化模型对系统进行辨识,利用辨识出的上述系统,推定因上述连续波多谱勒模式与上述 B 模式之间的切换而欠缺的多谱勒数据;

利用推定出的上述多谱勒数据,对上述连续波多谱勒数据进行插补。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

上述计算单元将根据欠缺的上述多谱勒数据的过去时间预测的预测频谱和根据欠缺的上述多谱勒数据的未来时间预测的预测频谱,与随时间变化的权重函数相乘后进行相

加,来推定欠缺的上述多谱勒数据。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,  
随时间变化的上述权重函数为余弦函数。

6. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,  
上述计算单元计算在数据取得单元所具有的壁滤波器的前级部分产生的瞬态响应成分。

7. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,  
上述计算单元计算在数据取得单元所具有的壁滤波器和频率解析单元中产生的瞬态响应成分。

8. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,  
上述计算单元利用数据取得单元所具有的A/D变换器的输出,计算上述瞬态响应成分。

9. 一种超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置能够实施交替地执行连续波多谱勒模式和B模式的摄像模式,该连续波多谱勒模式中,对被检体收发连续波而收集时序的多谱勒数据;该B模式中,对上述被检体收发脉冲波而收集基于亮度的断层图像数据,其中,该超声波诊断装置的控制方法中,

一边对上述连续波多谱勒模式和上述B模式进行切换一边交替地执行上述连续波多谱勒模式和上述B模式,取得连续波多谱勒数据和上述断层图像数据;

同时显示基于上述连续波多谱勒数据生成的多谱勒频谱信息和基于上述断层图像数据生成的断层图像;

计算因上述连续波多谱勒模式与上述B模式之间的切换产生的瞬态响应成分;

减法单元将计算出的上述瞬态响应成分从上述连续波多谱勒数据中减去;

利用进行了减法后的上述连续波多谱勒数据,生成上述多谱勒频谱信息;

在上述计算中,根据具有功率维度的频谱执行正负对称形状的后滤波处理,来计算上述瞬态响应成分;

上述减法单元从具有功率维度的上述连续波多谱勒数据中减去上述后滤波处理后的上述瞬态响应成分。

10. 一种超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置能够实施交替地执行连续波多谱勒模式和B模式的摄像模式,该连续波多谱勒模式中,对被检体收发连续波而收集时序的多谱勒数据;该B模式中,对上述被检体收发脉冲波而收集基于亮度的断层图像数据,其中,该超声波诊断装置的控制方法中,

一边对上述连续波多谱勒模式和上述B模式进行切换一边交替地执行上述连续波多谱勒模式和上述B模式,取得连续波多谱勒数据和上述断层图像数据;

同时显示基于上述连续波多谱勒数据生成的多谱勒频谱信息和基于上述断层图像数据生成的断层图像;

计算因上述连续波多谱勒模式与上述B模式之间的切换产生的瞬态响应成分;

减法单元将计算出的上述瞬态响应成分从上述连续波多谱勒数据中减去;

利用进行了减法后的上述连续波多谱勒数据,生成上述多谱勒频谱信息;

在上述计算中,基于预先设定的阶梯响应的波形表格,使上述瞬态响应成分的大小变

化,来计算作为时间轴波形的上述瞬态响应成分;

上述减法单元从时间轴波形的上述连续波多谱勒数据中减去作为上述时间轴波形的上述瞬态响应成分。

11. 根据权利要求 9 或 10 所述的超声波诊断装置的控制方法,其中,在上述计算中,

将上述被检体的生物体信号作为外部输入,通过参数化模型对系统进行辨识,利用辨识出的上述系统,推定因上述连续波多谱勒模式与上述 B 模式之间的切换而欠缺的多谱勒数据;

利用推定出的上述多谱勒数据,对上述连续波多谱勒数据进行插补。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法,其中,

在上述计算中,将根据欠缺的上述多谱勒数据的过去时间预测的预测频谱和根据欠缺的上述多谱勒数据的未来时间预测的预测频谱,与随时间变化的权重函数相乘后进行相加,来推定欠缺的上述多谱勒数据。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置的控制方法,其中,随时间变化的上述权重函数为余弦函数。

14. 根据权利要求 9 或 10 所述的超声波诊断装置的控制方法,其中,

在上述计算中,计算在数据取得单元所具有的壁滤波器的前级部分产生的瞬态响应成分。

15. 根据权利要求 9 或 10 所述的超声波诊断装置的控制方法,其中,

在上述计算中,计算在数据取得单元所具有的壁滤波器和频率解析单元中产生的瞬态响应成分。

16. 根据权利要求 9 或 10 所述的超声波诊断装置的控制方法,其中,

在上述计算中,利用数据取得单元所具有的 A/D 变换器的输出,计算上述瞬态响应成分。

## 超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请基于申请日为 2010 年 5 月 19 日,申请号为 2010-115547 的日本专利申请并要求其优先权,通过援引在本申请中并入该在先申请的全部内容(在多件申请的情况下并入所有申请的内容)。

### 技术领域

[0003] 在此描述的实施例涉及超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法。

### 背景技术

[0004] 本发明涉及能够在循环器官诊断中执行对连续波多谱勒(Continuous Wave Dopplar :CWD)下的多谱勒频谱的摄像和 B 模式下的断层图像的摄像进行同时显示的 CWD/B 同时模式的超声波诊断装置。

[0005] 在超声波图像诊断中,通过仅从体表接触超声波探头的简单操作就能够以实时显示获得心脏的跳动或胎儿的运动形态,并且由于安全性高而能够反复进行检查,除此之外,系统的规模与 X 射线装置、CT 装置、MRI 装置等其他诊断设备相比较小,能够容易地移向床侧进行检查等等,非常简便。此外,超声波诊断不会如 X 射线装置等那样受到辐射的影响,在妇产科、住宅医疗等中也能够得以利用。

[0006] 近年来,在循环器官诊断中,采用这样的超声波诊断装置,进行被称为 PWD(脉冲波多谱勒)/B 同时模式的图像诊断。该 PWD/B 同时模式中,在规定的定时进行连续波多谱勒下的多谱勒频谱的摄像和 B 模式下的断层图像的摄像,并同时实时显示。在该 PWD/B 同时模式中,具有被称为隔行扫描(interleave scan)的摄像法和被称为分段扫描(segment scan)的摄像法。所谓隔行扫描是指,例如相对于执行 4 次多谱勒扫描,执行 1 次 B 模式扫描,反复进行该动作。另一方面,所谓分段扫描是指,交替地反复执行在多谱勒模式下以规定次数反复进行信号收发期间(多谱勒分段期间)和在 B 模式下以规定次数反复进行信号收发期间(非多谱勒分段期间)。

[0007] 但是,在 CWD/B 同时模式中,不同于采用 PWD 的情况,由于需要进行连续波的切换,因此例如在按照多谱勒模式进行实时显示的期间,B 模式图像成为冻结显示。因此,现实之中,尽管临床上希望能够同时获得 CWD/B 同时模式下的多谱勒频谱与 B 模式图像的实时性,但是很难实现。

[0008] 为了提高该 CWD/B 同时模式的实时性,例如具有以下 2 个应解决的问题。一个问题是断续地进行连续 STFT 解析时的欠缺问题。例如,在 B 模式图像中,1 帧产生 50ms 程度的较大欠缺。即使对该欠缺进行了例如最大 16ms 程度的欠缺插补的情况下,仍会产生图像变差的问题。另一个问题是因需要瞬时切换 B 模式扫描和多谱勒扫描而引起的、较强的瞬态响应(30ms ~ 100ms)问题。该瞬态响应例如使得在多谱勒频谱中产生尖峰状噪音等,导致画质的降低。

[0009] 对于作为一个问题的断续地进行连续 STFT 解析时的欠缺问题,例如能够通过专

利文献 1 中记载的由将 ECG 波形作为外部确定输入的 ARX 模型进行的频谱欠缺插补技术来进行应对。但是,对于另一个瞬态响应问题,不存在任何的应对单元。

[0010] 专利文献 1:日本特开 2001-149370 号公报

[0011] 专利文献 2:美国专利 4559952 号

[0012] 本发明是针对上述情况而提出的,其目的在于提供通过减少瞬态响应而能够实现与以往相比实时性高、噪音发生少的 CWD/B 同时模式的超声波诊断装置。

[0013] 技术方案 1 所述的发明涉及下述的超声波诊断装置,能够实施交替地执行连续波多谱勒模式和 B 模式的摄像模式,该连续波多谱勒模式中,对被检体收发连续波而收集时序的多谱勒数据;该 B 模式中,对上述被检体收发脉冲波而收集基于亮度的断层图像数据,其特征在于,具备:数据取得单元,一边对上述连续波多谱勒模式和上述 B 模式进行切换一边交替地执行上述连续波多谱勒模式和上述 B 模式,取得连续波多谱勒数据和上述断层图像数据;显示单元,同时显示基于上述连续波多谱勒数据生成的多谱勒频谱信息和基于上述断层图像数据生成的断层图像;计算单元,计算因上述连续波多谱勒模式与上述 B 模式之间的切换产生的瞬态响应成分;减法单元,将计算出的上述瞬态响应成分从上述连续波多谱勒数据中减去;以及生成单元,利用进行了减法后的上述连续波多谱勒数据,生成上述多谱勒频谱信息,上述计算单元根据具有功率维度的频谱执行正负对称形状的后滤波处理,来计算上述瞬态响应成分;上述减法单元从具有功率维度的上述连续波多谱勒数据中减去上述后滤波处理后的上述瞬态响应成分。

[0014] 发明效果

[0015] 根据本发明,能够提供通过减少瞬态响应而能够实现与以往相比实时性高、噪音发生少的 CWD/B 同时模式的超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法。

[0016] 附图说明

[0017] 图 1 为表示本实施方式的超声波诊断装置 10 的方框结构图。

[0018] 图 2 为表示在多谱勒模式处理单元 24 中设置的、用于实现欠缺插补功能和瞬态响应降低功能的结构的一个例子的图。

[0019] 图 3 为用于说明瞬态响应降低处理中的多谱勒处理单元 24 的动作的图。

[0020] 图 4 为用于说明瞬态响应降低处理的执行定时的图。

[0021] 图 5 为用于说明与瞬态响应降低处理等效的滤波处理的图。

[0022] 图 6 为用于说明瞬态响应的图。

[0023] 图 7 为表示壁滤波器作用时的瞬态响应频谱的一个例子的图。

[0024] 图 8 为表示壁滤波器未作用时的瞬态响应频谱的一个例子的图。

[0025] 图 9 为用于说明在插补处理单元 24m 中执行的欠缺插补处理的概念的图。

[0026] 图 10A、B、C 为用于说明欠缺插补处理的效果的图。

[0027] 附图标记说明

[0028] 10...超声波诊断装置;11...装置主体;12...超声波探头;13...输入装置;14...监视器;21...超声波发送单元;22...超声波接收单元;23...B 模式处理单元;24...多谱勒处理单元;25...图像生成单元;26...图像存储器;27...图像合成单元;28...控制处理器(CPU);29...存储单元;30...接口单元。

[0029] 具体实施方式

[0030] 下面根据附图,对本发明的实施方式进行说明。另外,在下面的说明中,针对具有基本相同的功能和结构的结构要素,标注同一附图标记,仅在必要的情况进行重复的说明。

[0031] (第一实施方式)

[0032] 图1表示本实施方式的超声波诊断装置10的方框结构图。如该图所示,超声波诊断装置10具备超声波探头12、输入装置13、监视器14、超声波发送单元21、超声波接收单元22、B模式处理单元23、多谱勒处理单元24、图像生成单元25、图像存储器26、图像合成单元27、控制处理器(CPU)28、存储单元29、接口单元30以及软件存储单元31。内置在装置主体11中的超声波发送单元21、接收单元22等,有时通过集成电路等硬件构成,但是也存在是以软件方式进行模块化的软件程序的情况。下面对各个结构要素的功能进行说明。

[0033] 超声波探头12具有基于来自超声波发送单元21的驱动信号产生超声波,将来自被检体的反射波变换为电信号的多个压电振子;设置于该压电振子中的匹配层;防止从该压电振子向后方传播超声波的背衬构件等。若从该超声波探头12向被检体P发送超声波,则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上接连被反射,作为回波信号而被超声波探头12接收。该回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等表面上反射的情况下的回波,根据多谱勒效应依赖于移动体的超声波发送方向的速度成分,是产生了频率偏移的回波。

[0034] 输入装置13与装置主体11连接,具有用于将来自操作人员的各种指示、条件和关心区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示等取入到装置主体11中的轨迹球、各种开关、按钮、鼠标、键盘等。

[0035] 监视器14基于来自图像合成单元27的视频信号,将生物体内的形态学信息、血流信息显示为图像。

[0036] 超声波发送单元21具有图中未示出的触发发生电路、延迟电路和脉冲电路等。在脉冲电路中,以规定的速频 $f_r$  Hz(周期: $1/f_r$ 秒)反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲(rate pulse)。此外,在延迟电路中,对各速率脉冲赋予将按照每个信道将超声波集束成束状并且决定发送指向性所需的延迟时间。通过改变该延迟信息,能够任意地调整从探头振子面进行发送的发送方向。触发发生电路在基于该速率脉冲的定时,对探头12施加驱动脉冲。

[0037] 超声波接收单元22具有图中未示出的放大电路、A/D变换器、加法器等。在放大电路中,按照每个信道,对经由探头12取入的回波信号进行放大。在A/D变换器中,对放大后的回波信号赋予决定接收指向性所需的延迟时间,在加法器中进行加法处理。通过该加法,回波信号中的来自与接收指向性相对应的方向的反射成分被强调,通过接收指向性和发送指向性形成超声波收发的总波束。

[0038] B模式处理单元23从超声波接收单元22接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等处理,形成用亮度表现信号强度的数据。此时,通过改变检波频率,能够改变影像化的频带。此外,是还能够对1个接收信号数据并列地进行基于2个检波频率的检波处理的结构。若使用该结构,则还能够由1个接收信号形成气泡像和组织像。本B模式处理单元23中接受处理后的数据被输出给图像生成单元25,重构为用亮度表示反射波强度的B模式图像。

[0039] 多谱勒处理单元24根据从超声波接收单元22接收的回波信号,对速度信息进行

频率解析,抽取多谱勒效应中的血流或组织、造影剂回波成分,针对多个点求出平均速度、离散、功率(power)等血流信息。将得到的血流信息发送给图像生成单元25,能够作为平均速度图像、离散图像、功率图像、组合这些图像而成的图像,彩色显示于监视器14。

[0040] 此外,多谱勒处理单元24为用于实现后述的欠缺插补功能和瞬态响应减少功能的结构,如图2所示,其具有壁滤波器24b、窗函数处理单元24c、傅利叶变换单元24d、带通滤波器24f、功率推定单元24g、偏置图案值计算单元24h、动态后滤波2D表格24i、时间读出单元24j、积分器24k、差分处理单元24l、插补处理单元24m以及对数压缩单元24n。各结构要素中进行的处理的具体情况将在后面具体描述。

[0041] 图像生成单元25将超声波扫描的扫描线信号串变换为以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号串,生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成单元24搭载有对图像数据进行存储的存储器,例如在诊断之后,操作员能够调出检查过程中记录的图像。此外,图像生成单元25具有图像处理装置的功能,例如,在构建体数据的情况,空间地配置通过对三维区域或连续的二维区域进行超声波扫描而获得的扫描线信号串,根据需要进行坐标变换、插补处理等,构建体数据。图像生成单元25利用所获得的体数据,执行体绘制、通过切取体数据内的任意断层图像而进行的MPR处理等,形成规定的三维图像。另外,本图像生成单元25的各种图像处理法等既可以是软件的方式,也可以是硬件的方式。

[0042] 图像存储器26暂时存储有多帧或多个体所对应量的超声波数据。

[0043] 图像合成单元27将从图像生成单元25接收的图像与各种参数的文字信息、刻度等一起合成,作为视频信号输出给监视器14。

[0044] 控制处理器(CPU)28具有信息处理器(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器28从存储单元29读出用于实现各种图像处理法的程序以及用于实现后述的瞬态响应降低功能和欠缺插补功能的程序,将所述程序在图中未示出的存储器中展开,执行各种处理所相关的运算、控制等。

[0045] 存储单元29存储有用于执行各种扫描次序的程序、用于实现后述的瞬态响应降低功能和欠缺插补功能的专用程序、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、以及诊断信息(患者ID,医生的观点等)、诊断协议、收发条件、人体标记(body mark)生成程序等其他数据群。此外,根据需要,还能够用于图像存储器26中的图像的存储等。存储单元29的数据也能够经由接口单元30发送给外部周边装置。

[0046] 接口单元30为与输入装置13、网络、另外的外部存储器(图中未示出)相关的接口。通过该装置获得的超声波图像等的的数据或解析结果等,能够通过接口单元30经由网络传输给其他装置。

[0047] (瞬态响应降低功能和欠缺插补功能)

[0048] 接着,对本超声波诊断装置1所具有的、在基于CWD/B同时模式的摄像中利用的瞬态响应降低功能和欠缺插补功能进行说明。所谓瞬态响应降低功能是指,在基于CWD/B同时模式的摄像中,推定计算因多谱勒模式和B模式之间的切换引起的断续的信号收发而混入的噪音(例如,模拟开关引起的直流成分(DC)变动等)所激励产生的瞬态响应的响应频谱(时域和频域的二维),将其从频率解析结果中减去,由此,减少起因于瞬态响应的噪音的功能。此外,所谓欠缺插补功能是指,在基于CWD/B同时模式的摄像中,通过以ECG(electrocardiogram)波形所代表的生物体信号为外部确定输入的参数化模型对系统

进行辨识,利用该辨识出的系统预测断续地进行连续 STFT 分析时的欠缺频谱,对插补该欠缺频谱的功能。

[0049] 另外,在进行 CWD/B 同时模式的超声波诊断装置中,显然优选的是,安装有这样的欠缺插补功能和瞬态响应降低功能的双方。但是,当然也可以根据需要,有选择地安装欠缺插补功能或瞬态响应降低功能,或者有选择地使欠缺插补功能或瞬态响应降低功能动作。此外,适用了欠缺插补功能和瞬态响应降低功能的 CWD/B 同时模式可以是隔行扫描和分段扫描中的任意一个。

[0050] (瞬态响应降低处理)

[0051] 图 3 为用于说明基于瞬态响应降低功能的处理(瞬态响应降低处理)中的多谱勒处理单元 24 的动作的图。如图 2、图 3 所示,壁滤波器 24f 若从前级末尾的处理单元接收 I 信号、Q 信号,则对各信号执行仅使规定的频带通过的滤波处理。功率推定单元 24g 基于滤波处理后的 I 信号、Q 信号,推定多谱勒信号的功率。偏置图案值计算单元 24h 基于推定出的功率,计算从 B 分段切换到多谱勒分段时的偏置图案(瞬态响应中产生的 STFT 的响应)。另外,此时的计算方法没有特别的限定。

[0052] 此外,动态后滤波二维表格 24i 与来自控制处理器 28 的 B 模式/CWD 模式切换定时信号响应,动态地选择正负对称形状的具有功率维度(power dimension)的简易滤波。时间读出单元 24j 对所选择的简易滤波赋予与 B 模式/CWD 模式切换定时相对应的规定的时间延迟。

[0053] 积分器 24k 通过对在偏置图案值计算单元 24h 中计算出的偏置图案积算从时间读出单元 24j 输出的后滤波,由此,推定瞬态响应的响应频谱成分。差分处理单元 24l 从自傅利叶变换单元 24d 输出的频谱成分中减去推定出的瞬态响应的响应频谱成分,由此降低因瞬态响应造成的噪音成分(偏置值)。

[0054] 以上这样的瞬态响应降低处理在 CWD/B 同时模式摄像中,如图 4 所示,与每当从 B 分段切换到多谱勒分段时产生的固有的瞬态响应成分相应地进行。因此,如图 5 所示,差分处理单元 24l 中的从由 CWD 模式检测出的(原始(bare)的)频谱成分中减去推定出的瞬态响应的响应频谱成分的减法处理,实质上等效于进行自适应滤波处理。

[0055] 通过上述的瞬态响应降低处理,在因接收的多谱勒信号的直流成分的变动而产生例如如图 6 所示的瞬态响应的情况下,也能够降低因从 B 模式切换到 CWD 模式造成的瞬态响应的影响。图 7 所示的对频谱的时间变化进行重叠显示的图表示壁滤波处理后的响应。另一方面,图 8 所示的对频谱的时间变化进行重叠显示的图表示没有进行壁滤波处理的响应。如图 7 所示,通过后级的差分处理单元能够实现根据瞬态响应推定壁滤波器的影响的校正。

[0056] (欠缺插补处理)

[0057] 图 9 为用于说明在插补处理单元 24m 中执行的基于欠缺插补功能的处理(欠缺插补处理)的概念的图。如该图所示,插补处理单元 24m 将作为外部输入的 ECG 波形、以及与减去推定出的瞬态响应的响应频谱成分之后的频谱成分作为输入,利用规定的数学模型(参数化模型),辨识表征系统的参数群和信号预测计算式  $EVP_{\psi}(n)$ 。接着,利用辨识出的信号预测计算式  $EVP_{\psi}(n)$ ,推定(计算)并插补所欠缺的信号。

[0058] 图 10A、图 10B、图 10C 为用于说明欠缺插补处理的效果的图。通过上述的欠缺插

补处理,对例如图 10A 所示那样的有欠缺的频谱插补图 10B 所示的那样的推定出的欠缺信号,由此,能够获得图 10C 所示那样的插补了欠缺部分后的多谱勒频谱。

[0059] 此外,这样的欠缺插补处理例如在日本特开 2001-149370 号公报具有详细记载。此外,作为参数化模型例如能够使用 AR(Auto Regressive)模型、ARX(Auto Regressive Exogeneous)模型、ARMAX(Auto Regressive Moving Average Exogenous)模型、FIR(Finite Impulse Response)模型、ARARX模型、ARARMAX模型以及BJ(Box and Jenkins)模型等。

[0060] 此外,插补处理单元 24m 具有暂时按照时序存储与从差分处理单元 24l 接收的多个分段相对应的频谱成分的存储器。插补处理单元 24m 利用暂时存储于该存储器中的频谱成分,执行将与欠缺部的前方(时间上的过去)相对应的频谱成分和与欠缺部的后方(时间上的未来)相对应的频谱成分与随时间变化的权重函数相乘之后相加的混合(blend)欠缺插补处理。通过该混合欠缺插补处理,能够获得具有更平滑的时间连续性的多谱勒信号。特别是,通过将随时间变化的权重函数设为余弦函数,能够有效地降低在二维的频谱响应中产生的尖峰状噪音。

[0061] (效果)

[0062] 根据本超声波诊断装置,在进行 CWD/B 同时模式摄像的情况下,推定因多谱勒模式和 B 模式的切换引起的断续的信号收发而混入的噪音所激励产生的瞬态响应的响应频谱,将其从频率解析结果中减去。由此,能够减少起因于瞬态响应的噪音成分(偏置值),结果,能够实现 CWD/B 同时模式摄像中的画质的提高。

[0063] 此外,根据本超声波诊断装置,对因多谱勒模式和 B 模式的切换引起的断续的信号收发而欠缺的 B 模式 1 帧程度的多谱勒信号,将 ECG 波形、减去了推定出的瞬态响应的响应频谱成分后的频谱成分作为输入,利用参数化模型对系统进行辨识,插补所欠缺的信号。于是,即使在 CWD/B 同时模式摄像的情况下,也能够插补所欠缺的多谱勒信号,能够减少因欠缺引起的图像劣化。

[0064] (第二实施方式)

[0065] 在上述的第一实施方式中,说明了使得在壁滤波器 24b 的前级部分(FE)产生的瞬态响应降低的功能。但是,现实当中,会产生因壁滤波器 24b 中的取样处理(例如,在 CWD 模式中以傅利叶变换单元 24d 的 2 倍进行取样)、窗函数处理单元 24c 和傅利叶变换单元 24d 中的用于频率解析的取样引起的微弱的瞬态响应。

[0066] 因此,优选的是,在第一实施方式所述的结构的基础上,或独立于第一实施方式所述结构,具备用于降低在壁滤波器 24b、窗函数处理单元 24c 和傅里叶变换单元 24d 中产生的瞬态响应的结构。另外,用于降低在壁滤波器 24b、窗函数处理单元 24c、傅利叶变换单元 24d 中产生的瞬态响应的结构,能够通过按照滤波功能分别设置与第一实施方式所述的瞬态响应降低功能实质相同的功能来实现。

[0067] (第三实施方式)

[0068] 在上述的第一实施方式中,在差分处理单元 24l 中,从自傅利叶变换单元 24d 输出的频谱成分中减去推定出的瞬态响应的响应频谱成分,由此,降低起因于瞬态响应的偏置值。也可相对该情况,利用频率解析前的 I 信号和 Q 信号(2 信道(ch))的阶梯响应的波形表格,使偏置成分的大小(阶梯输入的增益),并从频率解析前的时间轴波形中减去,由

此, 在时间轴上降低起因于瞬态响应的偏置值。

[0069] (第四实施方式)

[0070] 一般认为, 壁滤波器 24b 的前级部分 (FE) 的现阶段的动态范围依赖于 A/D 变换器的字长 (比特)。今后, 在可实现混合器和抗混叠滤波器 (anti-aliasing filter) 之后的 I 信号和 Q 信号、或后级部分 (BF) 的输出 (正交取样处理) 化的高速高动态范围的 A/D 变换器出现的情况下, 能够直接计算该输出的响应, 利用与第一实施方式实质上相同的方式, 降低瞬态响应成分。

[0071] 以上说明了本发明的几个实施方式, 这些实施方式只是作为例子进行提示, 并不意欲限定发明的范围。这些新颖的实施方式也能够采用其他方式实施, 在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围和主旨内, 并且也包含在权利要求书中记载的发明及其等同的范围内。

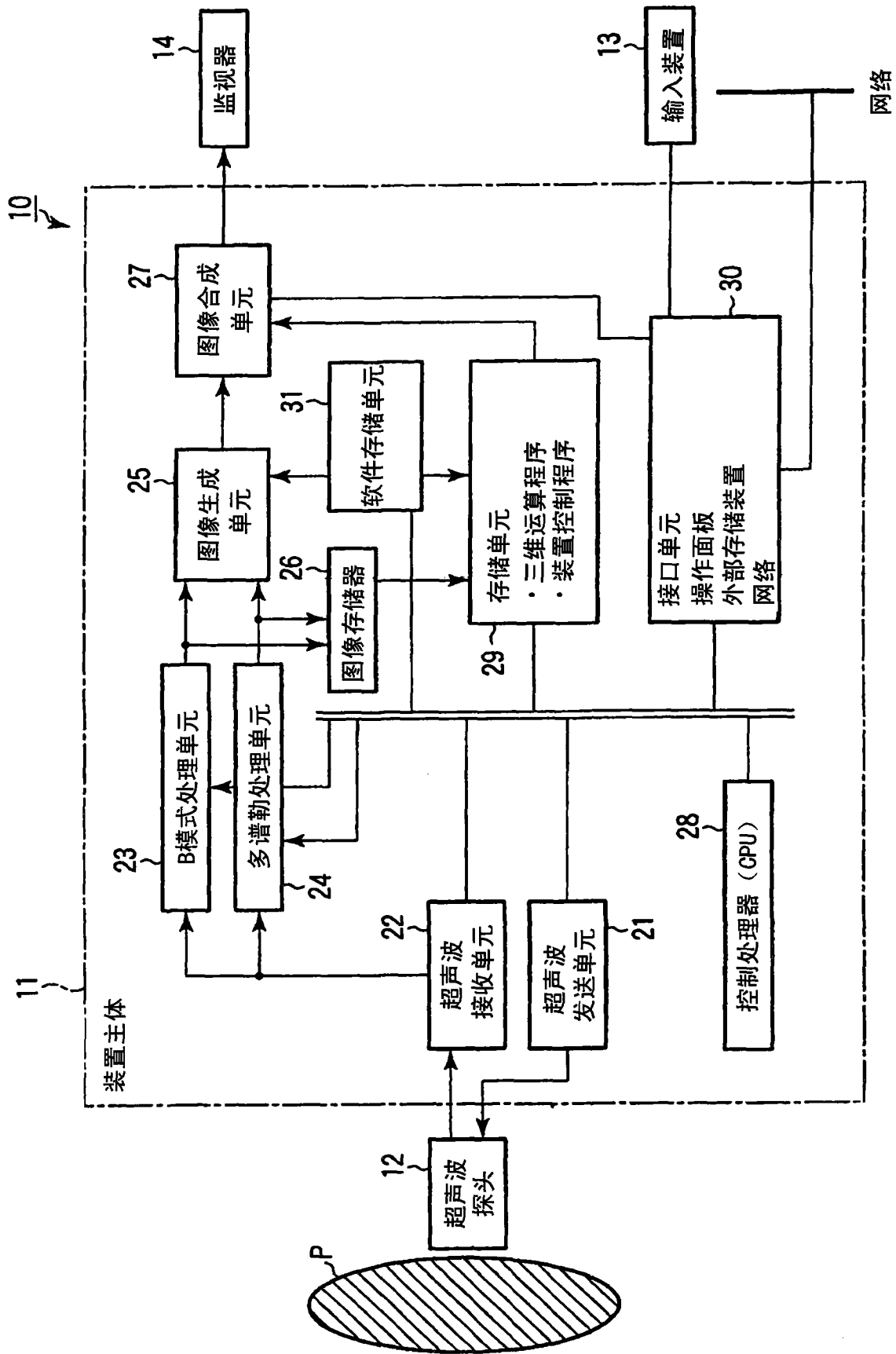


图 1

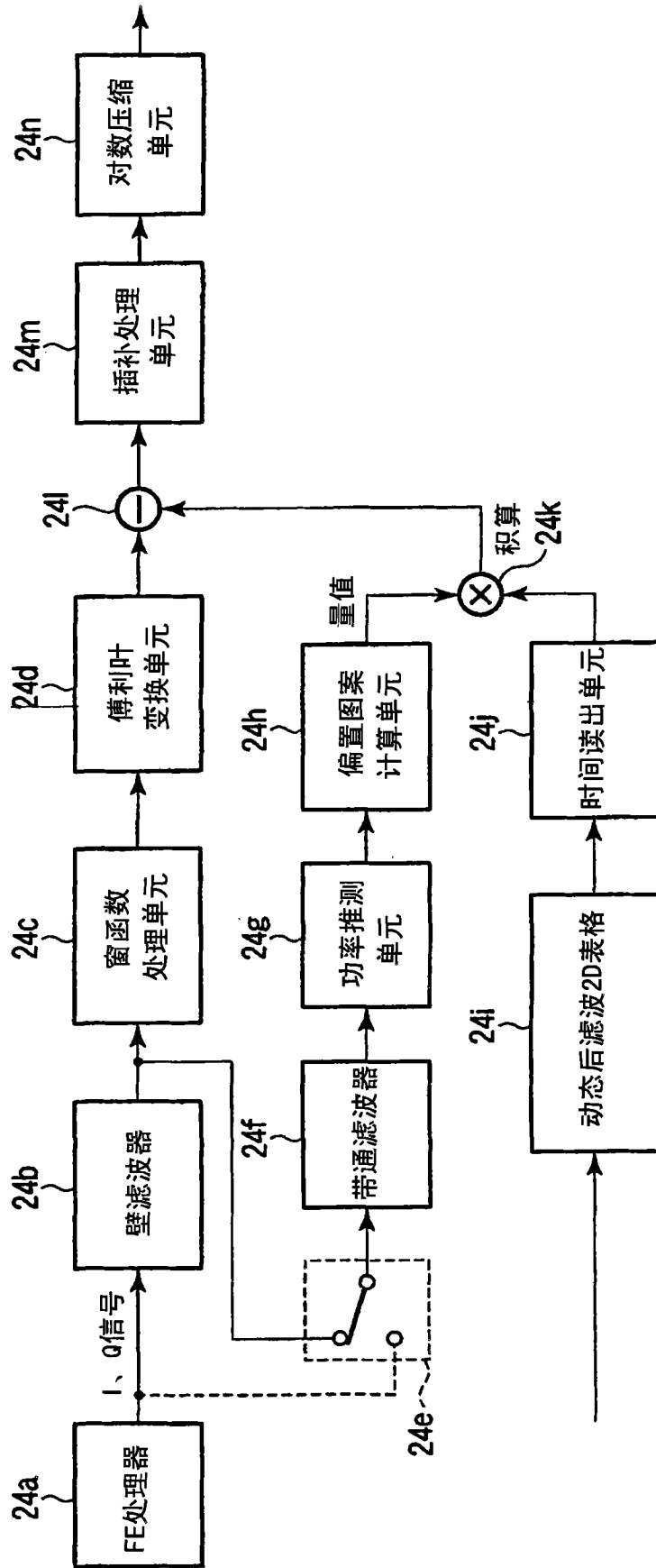


图 2

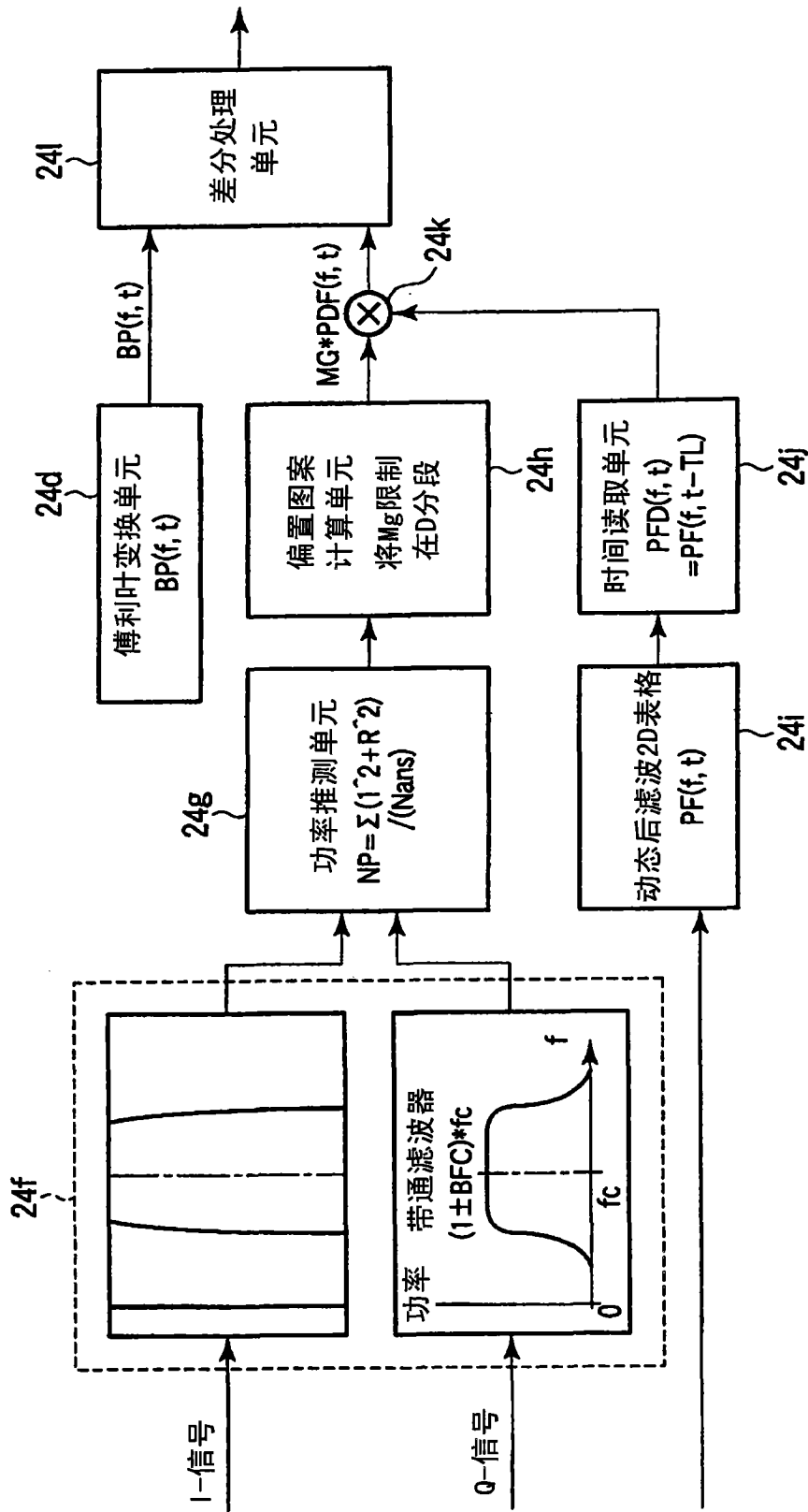


图 3

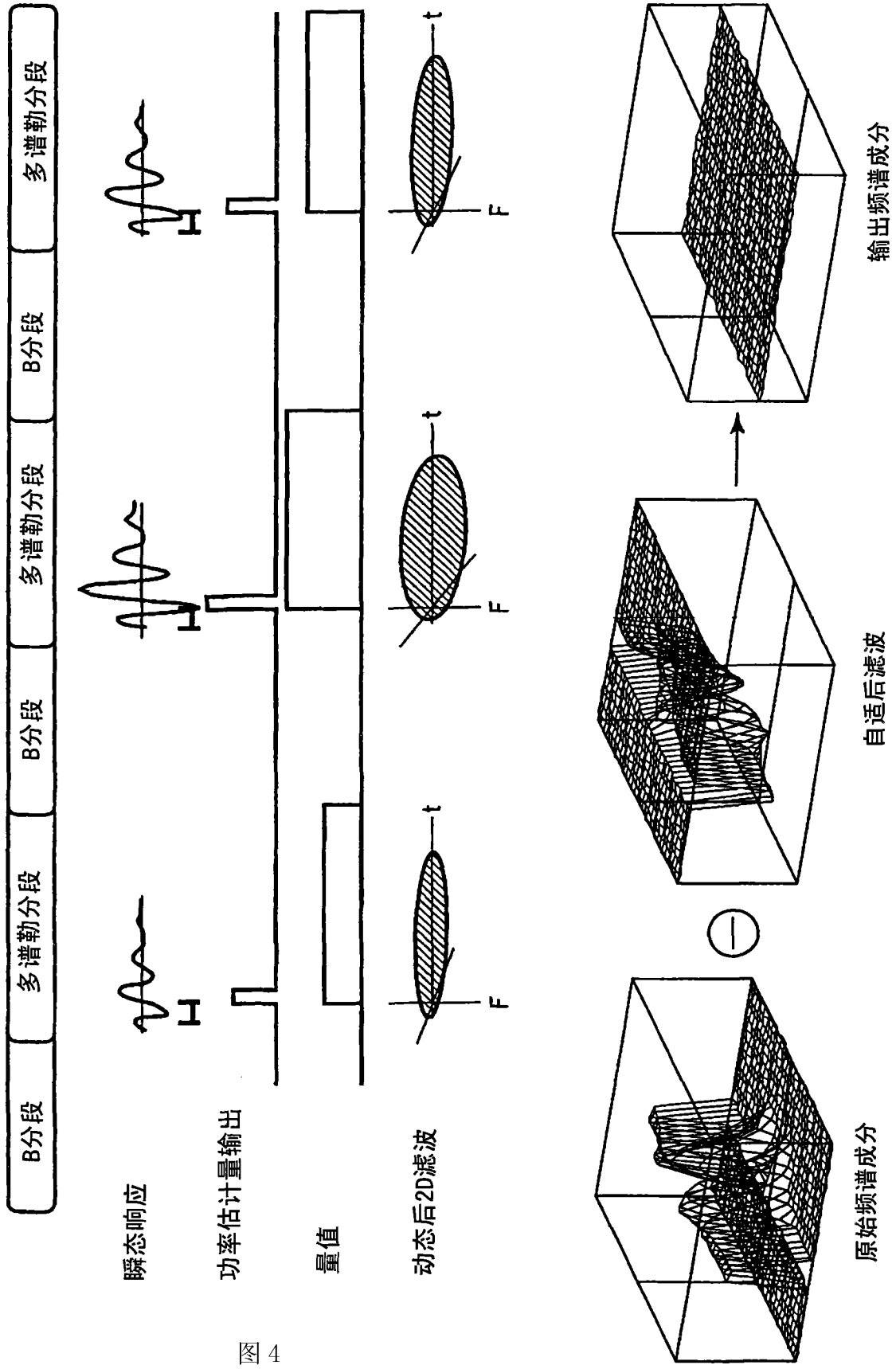


图 4

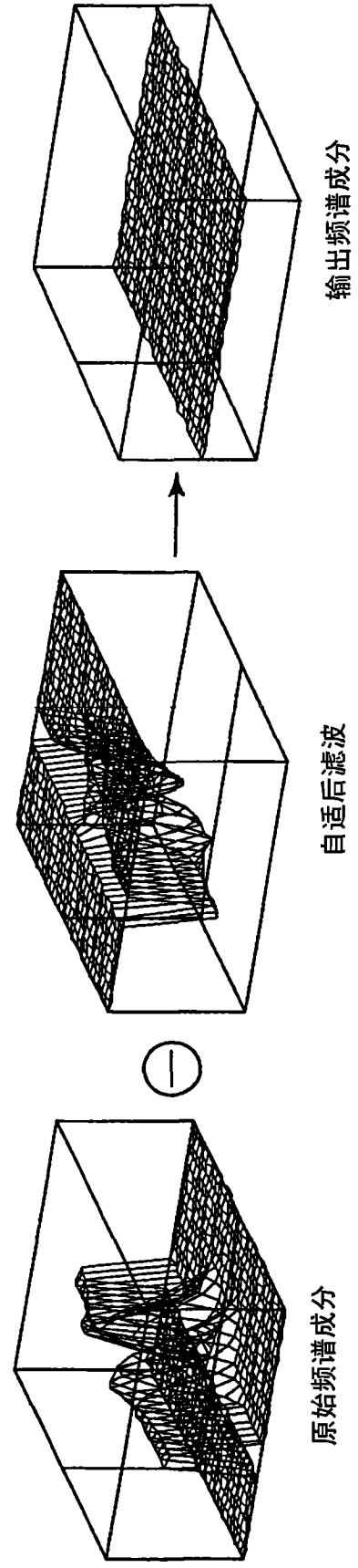


图 5

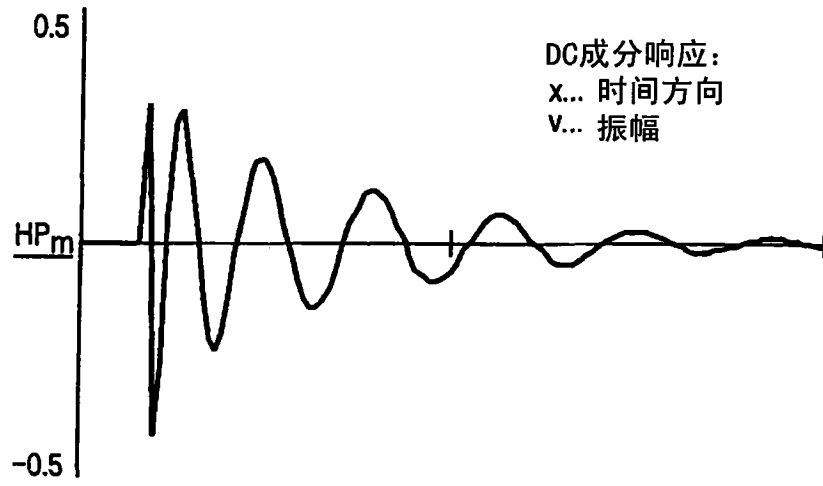


图 6

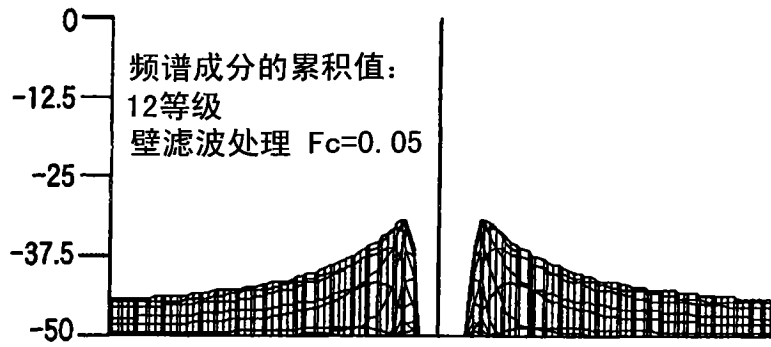


图 7

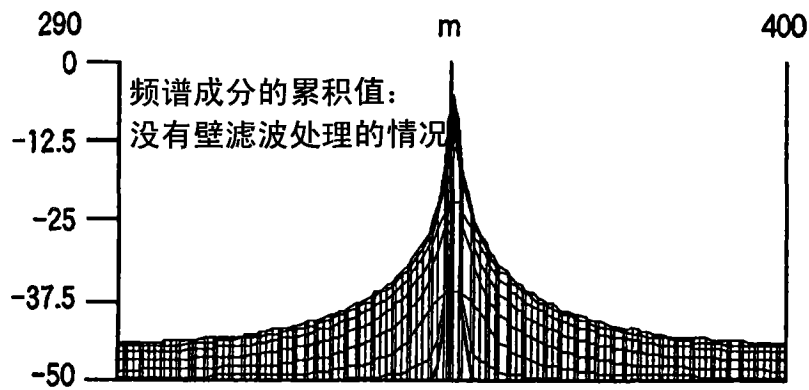


图 8

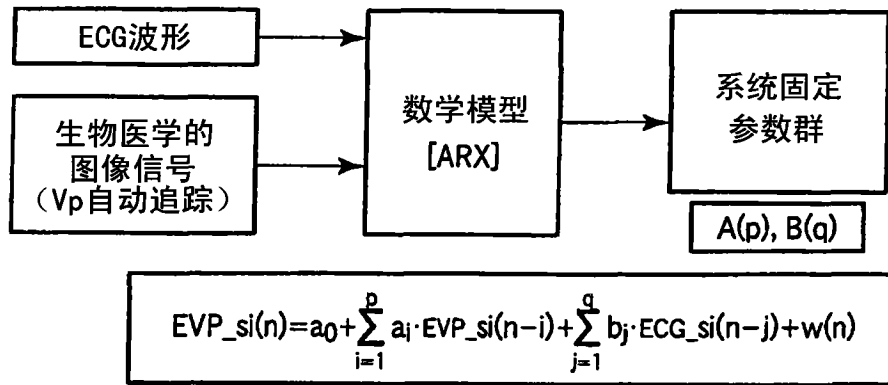


图 9

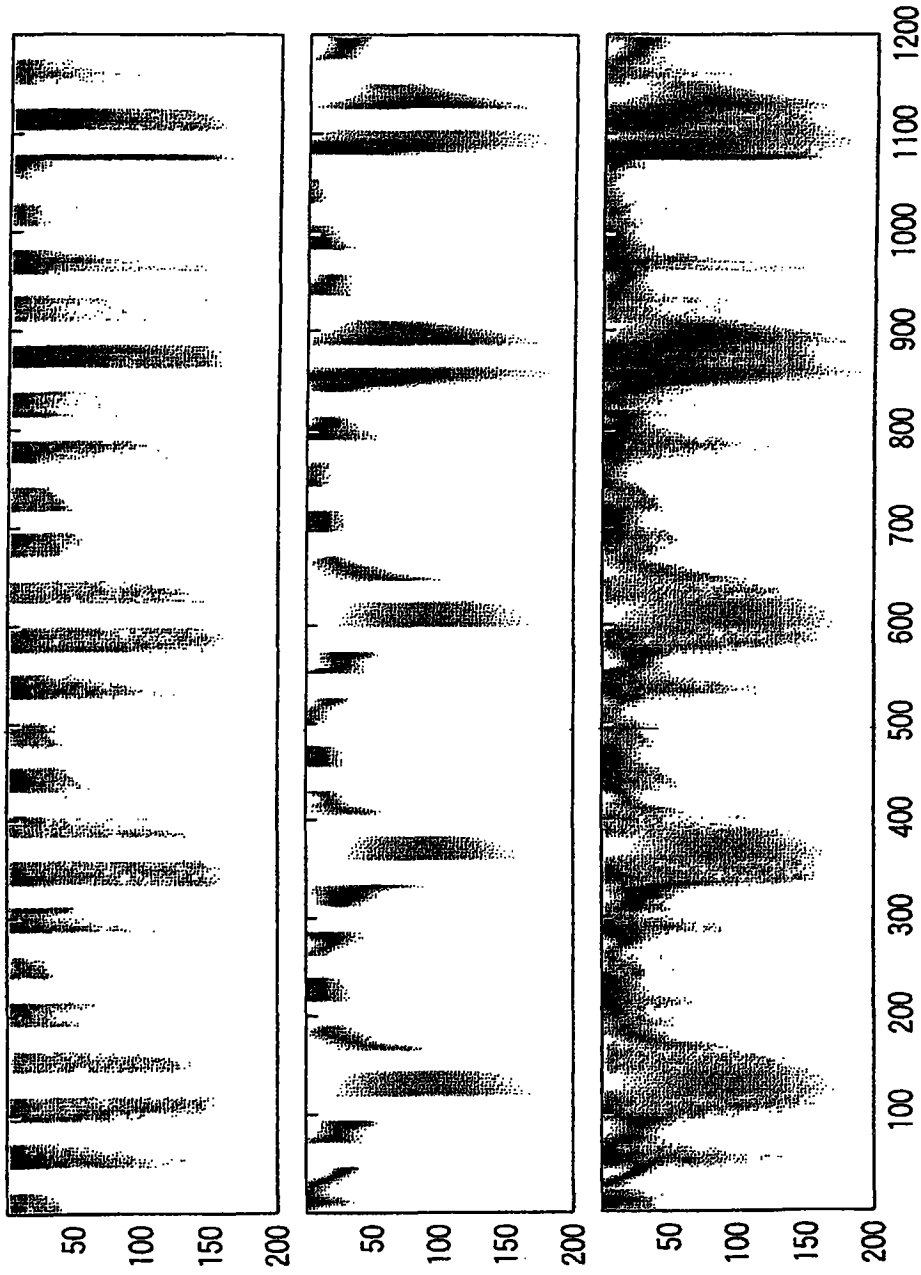


图10A

图10B

图10C

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102283681B</a>	公开(公告)日	2013-12-25
申请号	CN201110169347.5	申请日	2011-05-12
[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	马场达朗 姚淙 田中豪 内海勋		
发明人	马场达朗 姚淙 田中豪 内海勋		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/463 G01S7/52034 G01S7/52066 G01S7/52074 A61B8/5246 A61B8/06 G01S15/8979		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2010115547 2010-05-19 JP		
其他公开文献	CN102283681A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供通过减少瞬态响应而能够实现与以往相比实时性高且噪音发生少的CWD/B同时模式的超声波诊断装置。超声波诊断装置能够实施交替地执行进行连续波收发而收集时序多谱勒数据的连续波多谱勒模式和进行脉冲波收发而收集基于亮度的断层图像数据的B模式的摄像模式，具备：数据取得单元，一边切换一边交替地执行连续波多谱勒模式和B模式，取得连续波多谱勒数据和断层图像数据；计算单元，计算因连续波多谱勒模式与B模式间的切换产生的瞬态响应成分；减法单元，将计算出的瞬态响应成分从连续波多谱勒数据中减去；生成单元，利用进行了减法后的上述连续波多谱勒数据，生成多谱勒频谱信息；显示单元，以规定的方式显示所生成的上述多谱勒频谱信息。

