



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102579081 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 07

(21) 申请号 201210031332. 7

JP 特开 2007-152111 A, 2007. 06. 21, 全文.

(22) 申请日 2008. 10. 15

审查员 杨德智

(30) 优先权数据

11/926, 228 2007. 10. 29 US

(62) 分案原申请数据

200880114045. 4 2008. 10. 15

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 田村正

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限

公司 11225

代理人 黄威 宋少华

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特表 2004-500915 A, 2004. 01. 15, 全文.

US 6512854 B1, 2003. 01. 28, 全文.

WO 2006/095287 A1, 2006. 09. 14, 全文.

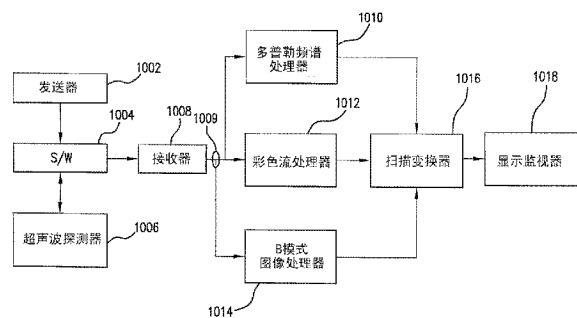
权利要求书1页 说明书6页 附图11页

(54) 发明名称

用于超声波成像的方法和装置

(57) 摘要

公开了这样一种系统和方法:其在测量血流速度时检查由超声波系统输出的多普勒频谱信号,以确定适当的多普勒增益并且抑制多普勒频谱中出现的噪声。检查多普勒频谱中出现的噪声并且将所述噪声用作最佳增益的标准。如果多普勒增益根据预定电平过高或过低,则相应地调节总增益。



1. 一种用于抑制多普勒频谱信号上出现的噪声的方法,包括:
输入所述多普勒频谱信号;
接收多普勒增益控制信号;
选择对应于所述多普勒增益控制信号的噪声抑制增益曲线 $g(p)$;以及
利用所述噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 来处理所述多普勒频谱信号的振幅,其中,根据所述噪声抑制增益曲线的响应来调节所述多普勒频谱信号的各个频谱成分的振幅。
2. 一种用于抑制多普勒频谱信号上出现的噪声的噪声抑制器,包括:
输入端,其被配置为接收经增益调节的多普勒频谱信号;
增益控制信号输入端,其被配置为接收用于调节所述经增益调节的多普勒频谱信号的增益的增益控制信号;
增益函数处理器,其被配置为利用对应于增益控制信号的噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 来处理所述经增益调节的多普勒频谱信号,其中,根据所述噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 的响应来调节所述多普勒频谱信号输入端的各个频谱成分的振幅;以及
输出端,其被配置为输出经噪声抑制且经增益调节的多普勒频谱信号。
3. 根据权利要求 2 所述的噪声抑制器,其中,所述增益函数处理器从多条噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 中选择对应于所述增益控制信号的噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 。
4. 根据权利要求 2 所述的噪声抑制器,其中,所述增益控制信号选择具有预定响应的多条噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 中对应于所述增益控制信号的一条噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 。
5. 根据权利要求 2 所述的噪声抑制器,其中,所述增益函数处理器包括与查阅表相结合的计算器,所述查阅表从多条噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 中选择对应于所述增益控制信号的噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 。
6. 根据权利要求 2 所述的噪声抑制器,其中,所述增益函数处理器是从由计算器、计算器和查阅表、或多个查阅表构成的群组中选择出的。
7. 根据权利要求 3 所述的噪声抑制器,其中,所述多条噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 是从噪声抑制曲线发生器接收的,所述噪声抑制曲线发生器进一步包括计算器和包括多条噪声抑制增益曲线的查阅表。

用于超声波成像的方法和装置

[0001] 本申请是申请日为 2008 年 10 月 15 日、申请号为 200880114045.4(国际申请号为 PCT/JP2008/069080)、发明名称为“用于超声波成像的方法和装置”的国际申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明概括地涉及超声波成像的领域。更具体地,本发明的实施例涉及用于自动调节增益以及抑制用于测量流速的多普勒信号中显现的噪声的方法和系统。

背景技术

[0003] 超声波用于使心脏、肝脏、胎儿以及血管等各种器官成像。对于心血管病的诊断,多普勒频谱通常用于测量血流速度。脉冲多普勒技术通常由于其固有的空间采样能力而被使用,与不具有空间辨别能力并且沿着超声波束对所有信号进行采样的连续波(CW)多普勒相比,脉冲多普勒技术允许对血管中的速度进行采样。由于 CW 多普勒不受脉冲重复频率(PRF)极限(尼奎斯特采样理论)的限制,因此 CW 多普勒尤其用于期望测量高的血流速度时。由于执行诸如 FFT(快速傅里叶变换)等的分析时要对信号采样,在最大速度上 CW 多普勒仍然受到限制。

[0004] 多普勒系统典型地传输超声波并且随着在接收到的超声波信号中的频率的偏移(多普勒频移)来检测血流速度。利用基准信号对接收到的超声波进行解调,作为与传输频率处于相同频率的具有同相(I)和正交(Q)的复合信号。在低通滤波之后,阻止诸如二次谐波的高频成分,而仅通过基带信号。对基带信号施加壁滤波(即,高通滤波)以去除从固定组织中出现的杂波噪声并且缓慢地移动诸如血管壁的组织,导致了复合多普勒 I-Q 信号。将复合 I-Q 多普勒信号输入到诸如 FFT 分析仪的频谱分析仪,以获得表示血液速度的多普勒频谱。典型地,使用 128 点、256 点以及 512 点的 FFT。

[0005] 由于血流的时间变化特性,如图 12 所示,多普勒频谱通常关于时间而显示。横轴是时间而纵轴是频率。频谱功率显示为如图 12 所示的亮度。如图 3 所示,频谱功率可以用给定时刻的频谱功率与频率进行比较来绘制。多普勒频谱可以显示部分地由超声波系统电子设备和其它源引起的噪声。图 3 示出了具有本底噪声(其表现为通过 FFT 而广泛分布的随机噪声)的多普勒频谱。如果多普勒流信号增益过低,则噪声可能掩盖真正的血流信号。相反,图 1 示出了具有过高的多普勒流信号增益(在该处,峰值多普勒频谱被削减)的多普勒频谱。

[0006] 多普勒流信号增益确定了输入到 FFT 频谱分析仪的多普勒信号的振幅。多普勒频谱的输出通常被压缩在 8 位、12 位、16 位或其它分辨率的动态范围内。可以看出,输出到超声波系统的适当的多普勒流信号增益提高了多普勒频谱的 SNR(信噪比),从而提高了显示时的图像质量。

[0007] 现今的大多数超声波系统允许用户手动调节多普勒增益设置以获得最佳频谱。然而,用户在调节这些设置时所消耗的时间更适于花费在执行诊断上。因此存在克服这些问

题的需求。

发明内容

[0008] 本发明人已经发现希望具有这样一种系统和方法：其在测量血流速度时检查通过超声波系统输出的多普勒频谱信号，以确定适当的多普勒增益并且抑制多普勒频谱中出现的噪声。检查多普勒频谱中出现的噪声并且将所述噪声用作最佳增益的标准。如果多普勒增益根据预定电平过高或过低，则调节总增益。

[0009] 本发明的一个方案提供了用于在超声波成像期间自动控制来自多普勒信号处理器的增益的方法。根据本发明的该方案的方法包括：输入返回的超声波信号；对所述返回的超声波信号进行解调；对所述返回的超声波信号进行壁滤波，产生多普勒流信号；对所述多普勒流信号执行频谱分析，产生多普勒频谱；设置高电平信号阈值；设置低电平信号阈值；设置本底噪声电平阈值；根据所述多普勒流信号来检测峰值多普勒频谱电平和多普勒频谱最大本底噪声；如果所述峰值多普勒频谱振幅小于所述低电平信号阈值，则增加多普勒流信号增益，直到所述峰值多普勒频谱振幅等于所述高电平信号阈值或所述最大本底噪声等于所述本底噪声电平阈值；以及如果所述峰值多普勒频谱振幅大于所述高电平信号阈值，则减小所述多普勒流信号增益，直到所述峰值多普勒频谱振幅等于所述高电平信号阈值或所述最大本底噪声等于所述本底噪声电平阈值。

[0010] 本发明的另一方案提供了用于在超声波成像期间自动控制多普勒频谱处理器的增益的系统。根据本发明的该方案的系统包括：接收器，其被配置为接收返回的超声波信号并且具有输出端；多普勒信号处理器，其具有输出端和联结到接收器输出端的输入端，所述多普勒信号处理器被配置为对所述返回的超声波信号进行解调和壁滤波并且输出多普勒流信号；可变增益放大器，其具有联结到所述多普勒信号处理器输出端的输入端、增益控制信号输入端和输出端，所述可变增益放大器被配置为改变所述多普勒流信号的增益；频谱分析仪，其具有输出端和联结到所述可变增益放大器输出端的输入端，所述频谱分析仪被配置为将所述多普勒流信号变换为其对应的频谱；以及自动增益机，其联结到所述频谱分析仪输出端，所述自动增益机被配置为接收所述多普勒频谱并且检测峰值多普勒频谱振幅和最大本底噪声，其中，基于所述多普勒流信号频谱中存在的所述最大本底噪声以及预定的高信号电平阈值、低信号电平阈值和本底噪声信号电平阈值来计算增益控制信号并且将所述增益控制信号联结到所述可变增益放大器增益控制信号输入端，其中，如果所述峰值多普勒频谱振幅大于所述高电平信号阈值，或小于所述低电平信号阈值，则调节总增益以保持所述峰值多普勒频谱振幅大于所述低电平信号阈值并且小于所述高电平信号阈值。

[0011] 本发明的另一方案提供了用于抑制多普勒频谱信号上出现的噪声的方法。根据本发明的该方案的方法包括：输入所述多普勒频谱信号；接收多普勒增益控制信号；使用对应于所述多普勒增益控制信号的噪声抑制增益曲线 $g(p)$ ；以及利用所述噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 来处理所述多普勒频谱振幅，其中，根据所述噪声抑制增益曲线的响应来调节所述多普勒频谱振幅的各个频率。

[0012] 本发明的另一方案提供了用于抑制多普勒频谱信号上出现的噪声的噪声抑制系统。根据本发明的该方案的系统包括：输入端，其被配置为接收经增益调节的多普勒频谱信号；增益控制信号输入端，其被配置为接收用于调节所述经增益调节的多普勒频谱信号的

增益的增益控制信号,以生成噪声抑制增益曲线 $g(p)$;增益函数处理器,其被配置为利用所述噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 来处理所述经增益调节的多普勒流信号,其中,根据所述噪声抑制增益曲线 $g(p)$ 的响应来调节所述多普勒频谱信号输入端的各个频谱成分的振幅;以及输出端,其被配置为输出经噪声抑制且经增益调节的多普勒流信号。

[0013] 在附图和下列描述中阐述了本发明的一个或多个实施例的细节。本发明的其它特征、目的和优点将通过描述和附图以及通过权利要求而显而易见。

附图说明

- [0014] 图 1 为示范性的高增益多普勒频谱图。
- [0015] 图 2 为示范性的低增益多普勒频谱图。
- [0016] 图 3 为具有本底噪声的示范性多普勒频谱图。
- [0017] 图 4 为示范性的噪声抑制增益函数 $g(p)$ 。
- [0018] 图 5A 为在噪声抑制之前的示范性多普勒频谱。
- [0019] 图 5B 为在噪声抑制之后的示范性多普勒频谱。
- [0020] 图 6 为具有自动多普勒增益控制系统和噪声抑制器的示范性多普勒频谱处理器。
- [0021] 图 7 为描述自动多普勒增益控制方法的示范性流程图。
- [0022] 图 8 为示范性的多个噪声抑制增益曲线。
- [0023] 图 9 为描述噪声抑制方法的示范性流程图。
- [0024] 图 10 为具有自动多普勒增益控制和噪声抑制的示范性超声波成像系统。
- [0025] 图 11A 为示范性增益函数处理器 $g(p)$ 和 $g(p)$ 发生器。
- [0026] 图 11B 为具有发生器的示范性增益函数处理器 $g(p)$ 。
- [0027] 图 12 为关于时间的示范性多普勒频谱。

具体实施方式

[0028] 将结合附图来描述本发明的实施例,在全部附图中,相似的数字表示相似的元件。在对本发明的实施例进行详细地解释之前,应当理解的是,本发明不局限于其在下列描述中提出的或在附图中图示的示例的细节的应用。本发明可以为其它实施例,且可以以各种应用并以各种方式来实践或实施。而且,应当理解的是,本文所使用的措辞和术语是为了描述的目的并且不应当视为限制。本文所使用的“包括 (including)”、“包括 (comprising)”或“具有”及其变化是指包括之后所罗列的项目及其等同物以及其它项目。术语“安装”、“连接”和“联结 (coupled)”被广泛地使用并且包括直接和间接的安装、连接和联结。此外,“连接”和“联结”不限于物理或机械的连接或联结。

[0029] 应当注意到的是,本发明不局限于所描述的或附图中隐含的任何特定的软件语言。本领域普通技术人员应当理解的是,各种可选软件语言可以用于实施本发明。还应当注意到的是,作为本领域内的通常惯例,图示并描述了一些部件和项目,好像它们是硬件元件一样。然而,本领域普通技术人员基于对详细说明书的阅读应当理解的是,在至少一个实施例中,可以以软件或硬件来实施方法和系统中的部件。

[0030] 图 10 示出了包括具有自动多普勒增益和噪声抑制系统的多普勒频谱处理器 1010 的超声波系统。图 6 示出了具有自动增益机 619 和噪声抑制器 617 的多普勒处理器 1010。

图 7 示出了描述自动多普勒增益方法的流程图。图 9 示出了描述噪声抑制方法的流程图。通过发送 / 接收开关 1004, 从由发送器 1002 驱动的超声波探测器 1006 发送超声波信号。接收器 1008 通过开关 1004 接收来自探测器 1006 的超声波信号并且对信号 1009 进行处理 (步骤 705)。

[0031] 接收器 1008 将经处理的信号 1009 输出到多普勒频谱处理器 1010、彩色流处理器 1012 和 B 模式图像处理器 1014。多普勒频谱处理器 1010 对信号 1009 进行处理, 并且将多普勒频谱输出到扫描变换器 1016。彩色流处理器 1012 对信号 1009 进行处理, 并且将彩色流图像输出到扫描变换器 1016。B 模式图像处理器 1014 对信号 1009 进行处理, 并且将 B 模式图像输出到扫描变换器 1016。扫描变换器 1016 接收来自 B 模式图像、彩色流图像和多普勒频谱的一个或多个信号, 并且将这些图像变换为经扫描变换的图像以输出到显示监视器 1018。

[0032] 将经处理的信号 1009 联结到多普勒信号处理器 611 以在时域中计算多普勒流信号 612 (步骤 710)。将多普勒流信号 612 联结到可变增益放大器 (VGA) 613 以调节多普勒信号的增益。将经增益调节的多普勒信号 614 联结到将时域多普勒信号变换为其频谱频率成分的频谱分析仪 615 (步骤 715)。将频率成分或频谱 616 联结到噪声抑制器 617 和自动增益机 619。噪声抑制器 617 具有可以为如图 4 所示的曲线 $g(p)$ 的输入 - 输出关系。如图 11A 和图 11B 所示, 噪声抑制器 617 可以被实施为具有输入 - 输出关系 $g(p)$ 1102 或 1110 的查阅表 (LUT)、或者计算器 1110 或组合, 以及也可以为 LUT 或计算器的增益曲线发生器 1104。对于 LUT 与计算器相结合作为发生器 1104 的情形, 可以将噪声抑制曲线存储在 LUT 中, 并且计算器接收抑制曲线并且生成对应于增益控制信号 642 的曲线。

[0033] 对于 LUT 单独用作发生器 1104 的情形, 将多条噪声抑制曲线存储在 LUT 中并且对应于增益控制信号 642 来选择噪声抑制曲线。可选择地, 单独作为发生器 1104 的计算器可以生成对应于多普勒增益曲线的噪声抑制曲线。然后发生器 1104 将曲线传递到增益函数处理器 1102, 增益函数处理器 1102 可以为 LUT 并且将噪声抑制曲线 $g(p)$ 应用于多普勒频谱 616。可选择地, 如图 11B 所示, 增益函数 $g(p)$ 处理器 1102 和噪声抑制曲线发生器 1104 可以被实施为一个装置 1110。可以使用具有多普勒频谱 616 输入和增益控制信号 642 输出的 LUT。可选择地, 计算器 1110 可以用于生成噪声抑制曲线以及将增益函数 $g(p)$ 应用于多普勒频谱 616。

[0034] 噪声抑制器 617 抑制多普勒频谱 616 上出现的噪声。噪声抑制器 617 输出经抑制噪声的多普勒频谱 (输出 625)。自动增益机 619 包括低通滤波器 626 和信号阈值处理器 629。低通滤波器 626 对由频谱分析仪 615 输出的频谱频率成分 616 进行滤波, 产生了经平滑的频谱 627, 并且输出到信号阈值处理器 629。还将原始多普勒频谱 616 联结到信号阈值处理器 629 (步骤 720)。

[0035] 信号阈值处理器 629 包括用于检测经平滑的频谱 627 的电平的高电平阈值 631、低电平阈值 633 和本底噪声电平阈值 635, 以及用于检测频率成分的频率点计数器 (frequency bin counter) 637。同样地, 信号阈值处理器 629 包括用于检测原始多普勒频谱 616 的电平的高电平阈值 631、低电平阈值 633 和本底噪声电平阈值 635, 以及用于检测频率成分的频率点计数器 637 (步骤 725)。图 3 示出了高电平阈值 631、低电平阈值 633 和本底噪声电平阈值 635 对比最大频谱振幅电平的示范性的经平滑的多普勒频谱。最大频谱

振幅电平典型地为 255(8 位)、511(9 位)、1023(10 位),或其它电平。高信号电平阈值 631 可以为例如 255、250、225 或 200,最大为 255。低信号电平阈值 633 例如可以为 128,最大频谱电平为 255;本底噪声电平阈值 635 可以为例如 16,最大频谱电平为 255。

[0036] 通过由频谱分析仪 615 将峰值多普勒频谱输出 616 与高信号电平阈值 613 和低信号电平阈值 633 相比较,自动增益机 619 优化多普勒流信号增益。频率点计数器 637 对振幅大于高信号电平阈值 631 的多个连续多普勒频谱频率 616 进行计数。频率点计数器 637 还对振幅大于低信号电平阈值 633 的多个连续多普勒频谱频率进行计数。频率点计数器 637 还检测本底噪声 301(即多普勒频谱中的平坦部分)的最大电平。

[0037] 图 1 示出了多普勒频谱 101,其显示被削减的(103)峰值多普勒频谱 627。削减出现在多普勒频谱振幅超过最大频谱电平时。削减指示多普勒增益过高。在本发明中,如果振幅大于高信号电平阈值 631 的连续频谱频率(或频率点)的数量大于预定数目,例如 10,则认为多普勒增益 613 过高。

[0038] 图 2 示出了显示指示多普勒增益过低的低(201)峰值多普勒频谱 627 或 616 振幅(或功率)的多普勒频谱。在本发明中,如果振幅大于低信号电平阈值 633 的连续频谱频率(或频率点)的数量小于预定数目,例如 10,则认为可变增益放大器 613 的增益(多普勒增益)过低。

[0039] 除原始(即,单个)多普勒频谱 616 以外,经平滑(低通滤波)的多普勒频谱 627 还可以以较少的预设(计数)数目和/或较低的高信号电平来使用。

[0040] 由于大多数的电噪声是随机的,因此自动增益机 619 检测可以横跨整个频率范围展开的本底噪声。当计算多普勒频谱时,噪声由于其宽带特性而横跨整个频率范围展开。如果血流速度小于最大速度或多普勒频谱带宽小于 PRF,则容易检测到噪声。图 3 示出了连同多普勒频谱一起的最大本底噪声 301 和高信号电平阈值 631 与低信号电平阈值 633 之间的静区 303。如图 3 所示,可以容易地识别仅由本底噪声构成的频带(低电平纹波),并且在该频率范围中确定本底噪声的最大电平 301。例如,对于除基线(0 频率)附近以外的全部频谱频率成分,可以计算预定数目(例如 10 个)的连续频率成分(点)的平均振幅,因为在该区域中由于壁滤波器效应而不存在噪声。在图 3 中可以看出,对于血流,本底噪声区域的平均振幅将比频谱频率成分的平均振幅小得多。因此,与血流面积进行比较来确定本底噪声面积。获得了最小平均振幅并且用预定因子乘最小平均振幅以估算最大本底噪声。由于血液速度在心脏收缩期间为高而在心脏舒张期间为低,因此血流速度随时间而变化。因此,在心脏舒张期间,因为血流低且高频不存在(即仅显示本底噪声),所以本底噪声通常出现在高频区域中。这可以进一步用于识别本底噪声。

[0041] 如果峰值多普勒频谱 627 或 616 小于低信号电平阈值 633,则自动增益机 619 生成输出到可变增益放大器 613 的增益控制信号 630(步骤 730)。增益控制信号 630 通过自动/手动多普勒增益模式开关 639 而联结到可变增益放大器 613。开关 639 通过在导出的增益控制信号 630 与用户调节的手动增益控制信号 641 之间切换而允许用户在自动增益控制与用户增益控制之间进行选择。增益控制信号 630 可以从多个控制策略中导出并且对应于提高峰值多普勒频谱所需的校正量,即,振幅超过高电平阈值 631 的连续频谱频率 627 的数目等于预定数目或预定数目减去小的预设数目,直到实现校正增益。如果本底噪声 301 存在并且与峰值多普勒频谱 627 成比例地升至本底噪声电平阈值 635 以上,则调节增益控制

信号 630,减小多普勒增益使得本底噪声等于或小于本底噪声电平阈值 635(步骤 735)。

[0042] 如果振幅超过高电平阈值 631 的连续多普勒频谱频率(即频率点)的数目大于预定数目,则检测到高增益并且自动增益机 619 生成输出到可变增益放大器 613 的增益控制信号 630(步骤 740)。增益控制信号 630 对应于减小峰值多普勒频谱所需的校正量,即,振幅超过高电平阈值 631 的连续频谱频率 627 或 616 的数目等于预定数目或预定数目减去预设数目,直到实现校正增益。如果本底噪声 301 存在并且大于本底噪声电平阈值 635,则调节增益控制信号 630,减小多普勒增益使得本底噪声等于或小于本底噪声电平阈值 635(步骤 745)。

[0043] 如果峰值多普勒频谱 627 或 616 小于或等于高信号电平阈值 631 情况(即,如果振幅超过高电平的连续频谱频率的数目超过预定数目),并且如果最大本底噪声 301 大于本底噪声电平阈值 635,则调节增益控制信号 630。减小多普勒增益,使得最大本底噪声等于或小于本底噪声电平阈值 635。

[0044] 噪声抑制器 617 抑制多普勒信号 616 上出现的噪声。图 9 示出了描述噪声抑制方法的流程图。由于本底噪声随着增益(多普勒增益)而变化,因此噪声抑制器 617 取决于增益控制信号 642(步骤 905、910)。如果多普勒增益增加,则噪声抑制器 617 接收增益控制信号 642 并且从增益曲线发生器 1104 或 1110 中存储或生成的多条增益曲线中选择噪声抑制增益曲线(步骤 915)。

[0045] 图 8 示出了对于低增益、中增益和高增益情况下在发生器 1104 或 1110 中存储或生成的三条噪声抑制增益曲线的示例。在增益曲线发生器 1104 或 1110 中存储或生成的抑制增益曲线与增益设置一致。如图 8 所示,如果增益控制信号所指示的多普勒增益为低,则选择或生成“低增益”的噪声抑制曲线。如果多普勒增益为中,则选择或生成“中增益”的噪声抑制曲线。如果增益为高,则选择或生成“高增益”的噪声抑制曲线。将选择出的噪声抑制增益曲线作为增益函数 $g(p)$ 加载到增益函数处理器 1102 或 1110 中(步骤 920)。在另一示例中,如果多普勒增益控制信号 642 设置为 1,则选择或生成第 1 抑制曲线。如果多普勒增益控制信号 642 设置为 2,则选择或生成第 2 抑制曲线。同样地,如果多普勒增益控制信号为 N,则选择或生成第 N 抑制曲线。加载选择出的噪声抑制增益曲线,作为增益函数 $g(p)$ 1102 或 1110(步骤 920)。如图 11A 和图 11B 所示,噪声抑制器 617 可以包括单个计算器、具有 LUT 的计算器、或多个 LUT,并且使用增益控制信号 642。

[0046] 噪声抑制器 617 接收多普勒频谱 616,并且利用响应 $g(p)$ 1102 或 1110 来变换各个频谱幅度 p 。增益函数 $g(p)$ 1102 或 1110 为来自增益曲线发生器 1104 或 1110 的增益曲线。图 4 示出了作为曲线的增益函数 $g(p)$ 。

[0047] 图 5A 示出了具有噪声的多普勒频谱。图 5B 示出了噪声抑制器 617 的结果(步骤 925)。噪声抑制器 617 应用了降低本底噪声的噪声抑制曲线技术。

[0048] 已经描述了本发明的一个或多个实施例。然而,应当理解的是,可以在不背离本发明的精神和范围的情况下进行各种改进。本发明中信号的处理顺序可以变化。本发明中系统处理器的顺序也可以变化。每个处理器还可以用其它处理器来替换。方法步骤的顺序可以变化。方法可以进行改进。因此,其它实施例在以下权利要求的范围内。

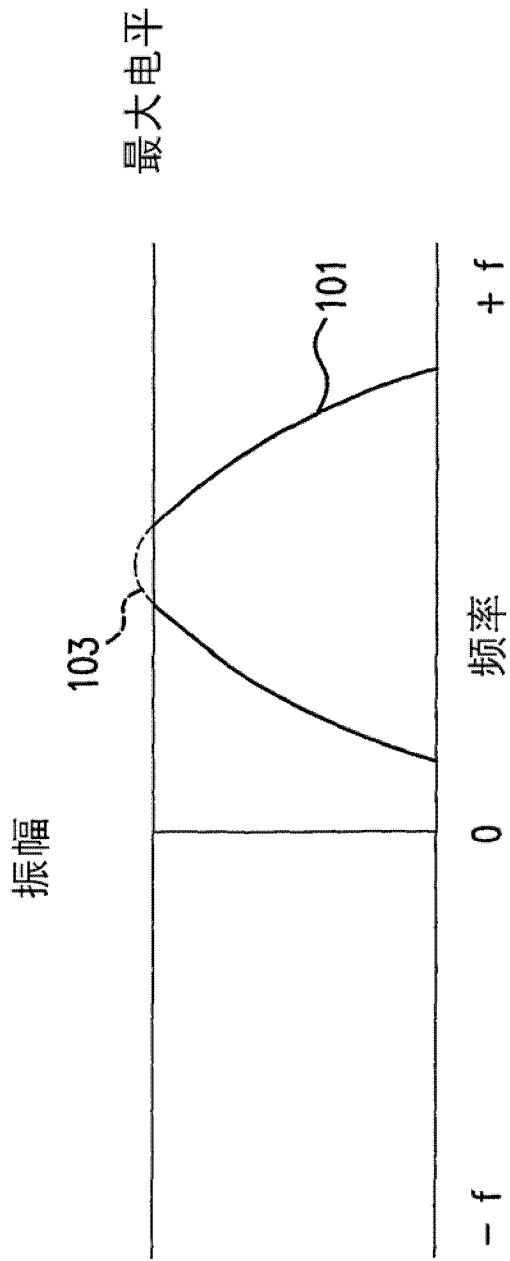


图 1

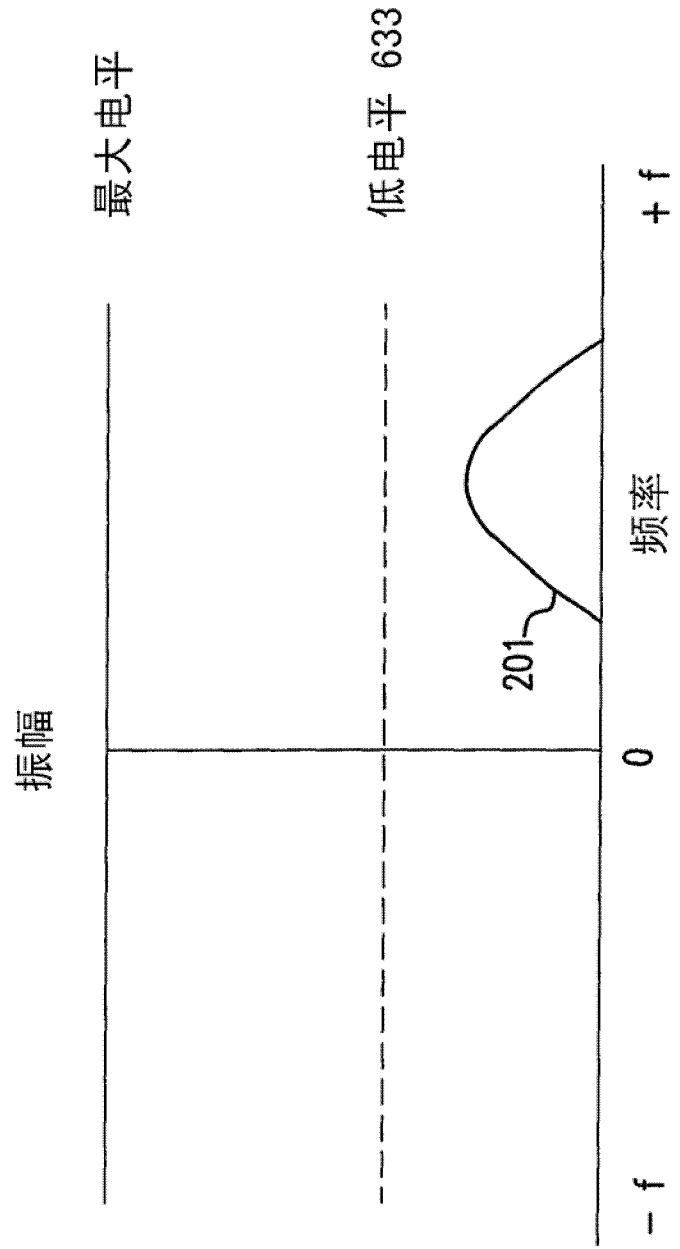


图 2

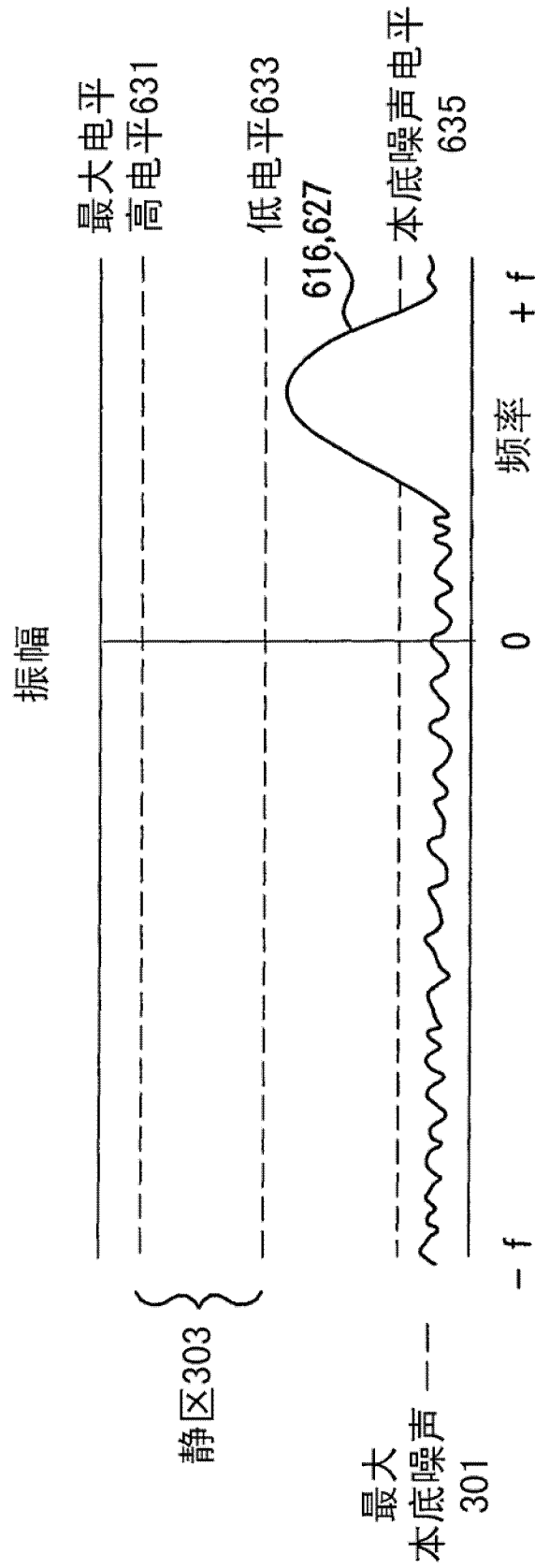


图 3

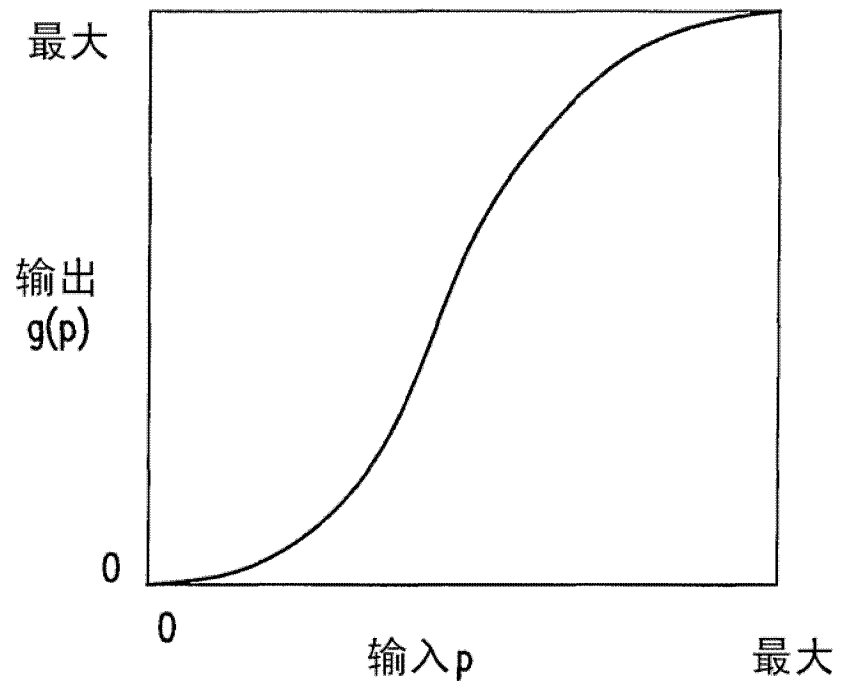


图 4

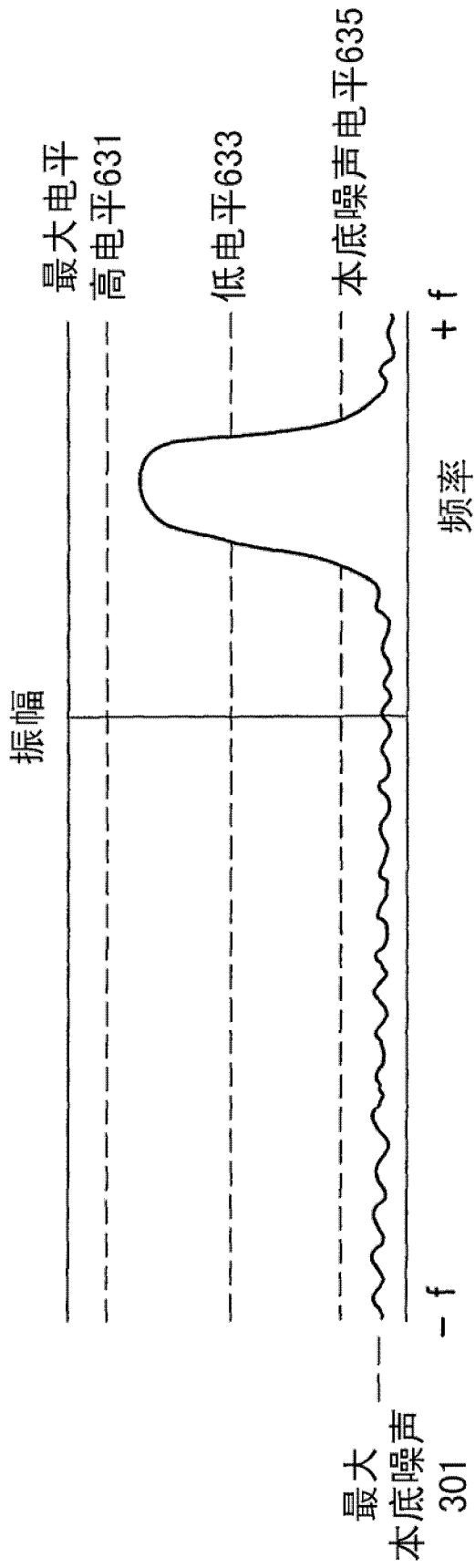


图 5A

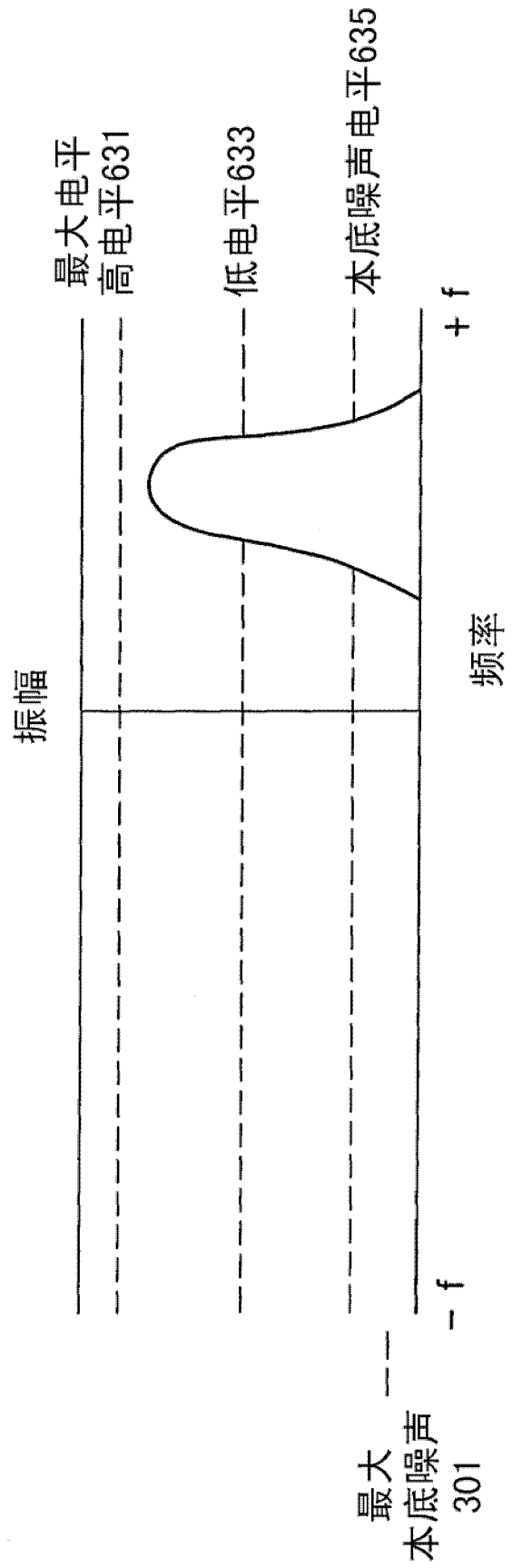


图 5B

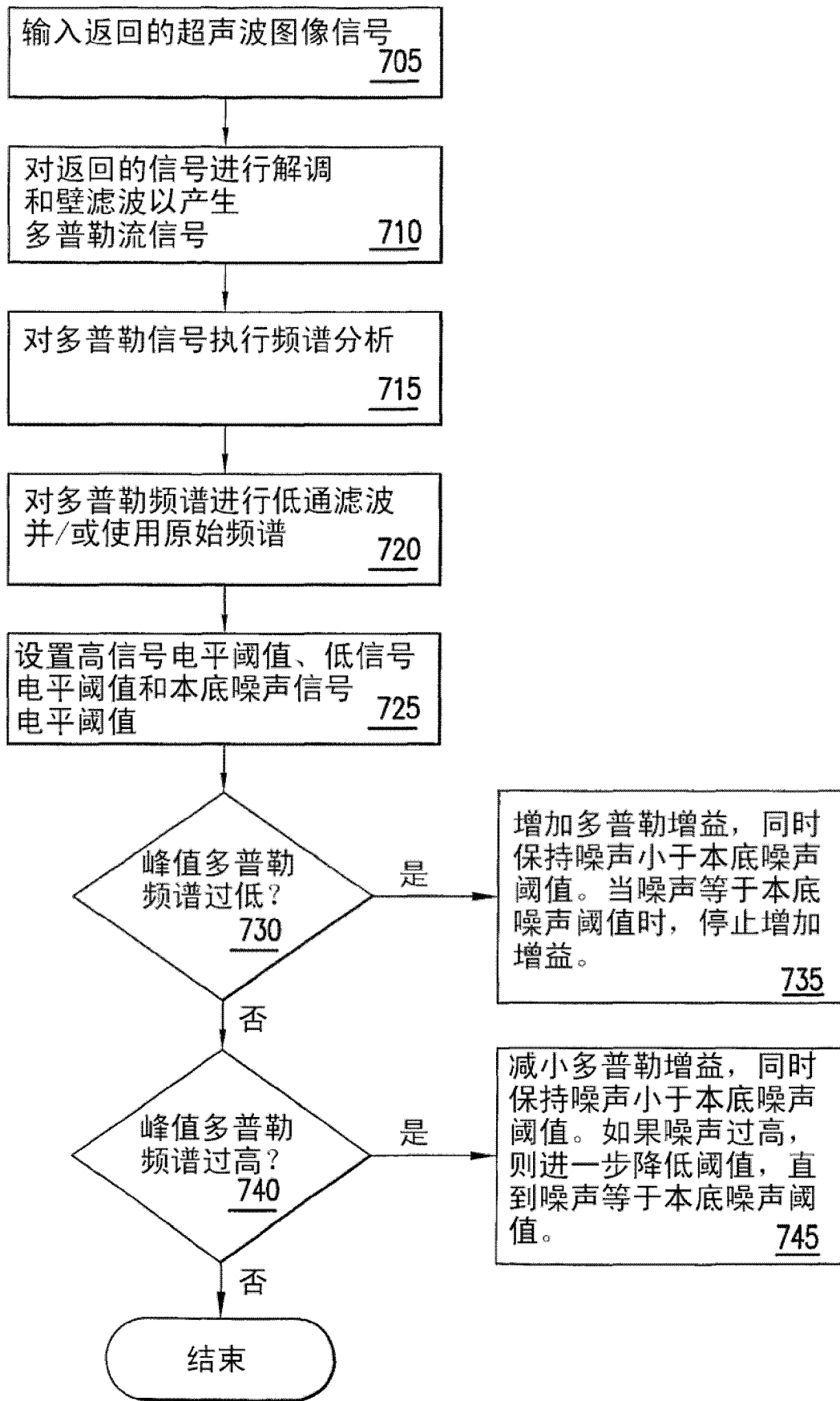


图 7

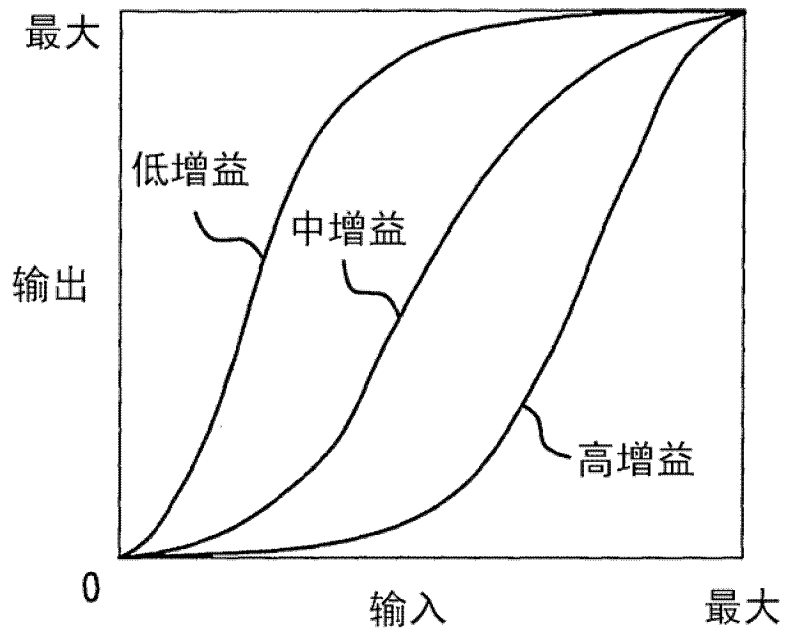


图 8



图 9

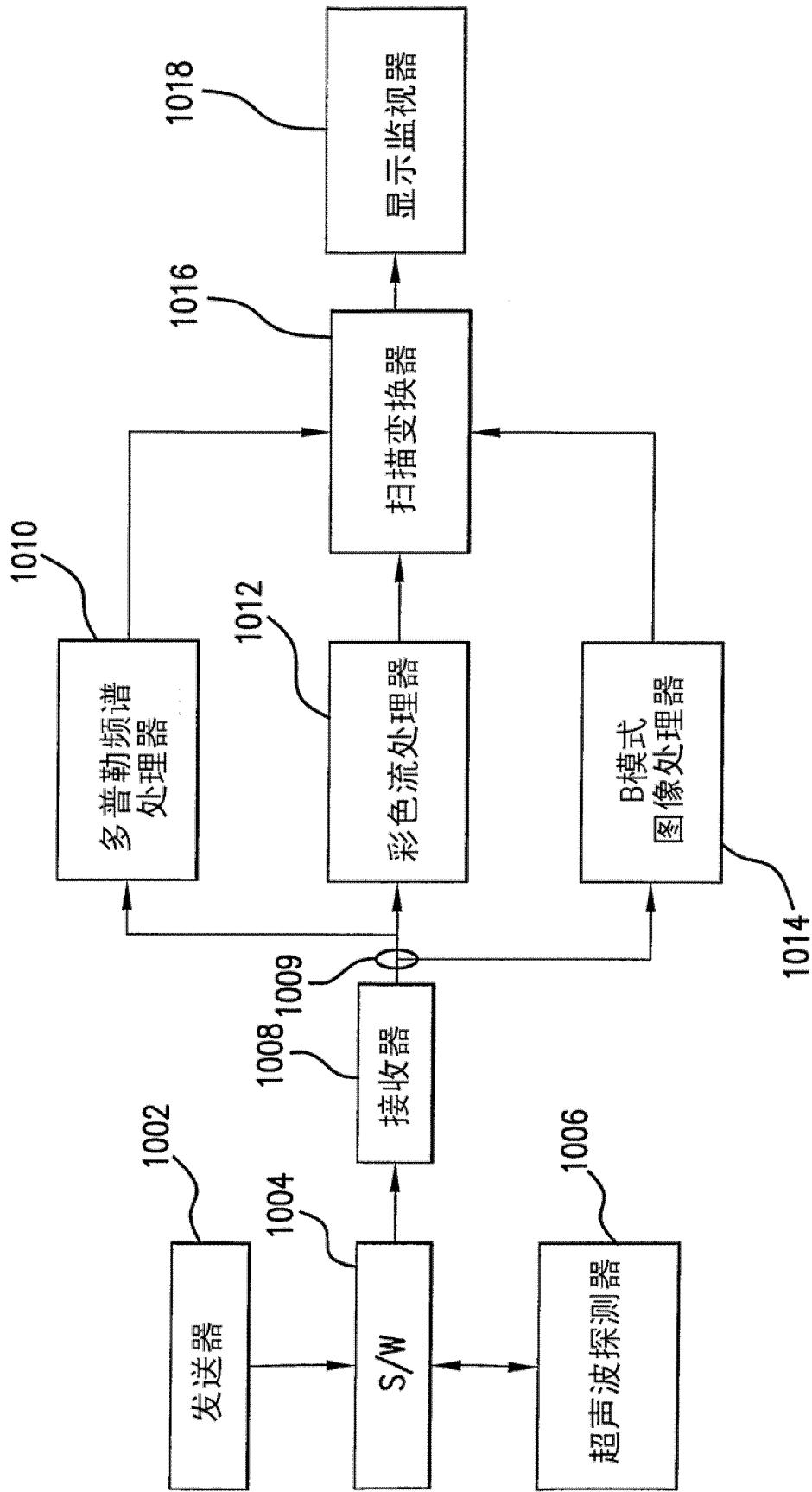


图 10

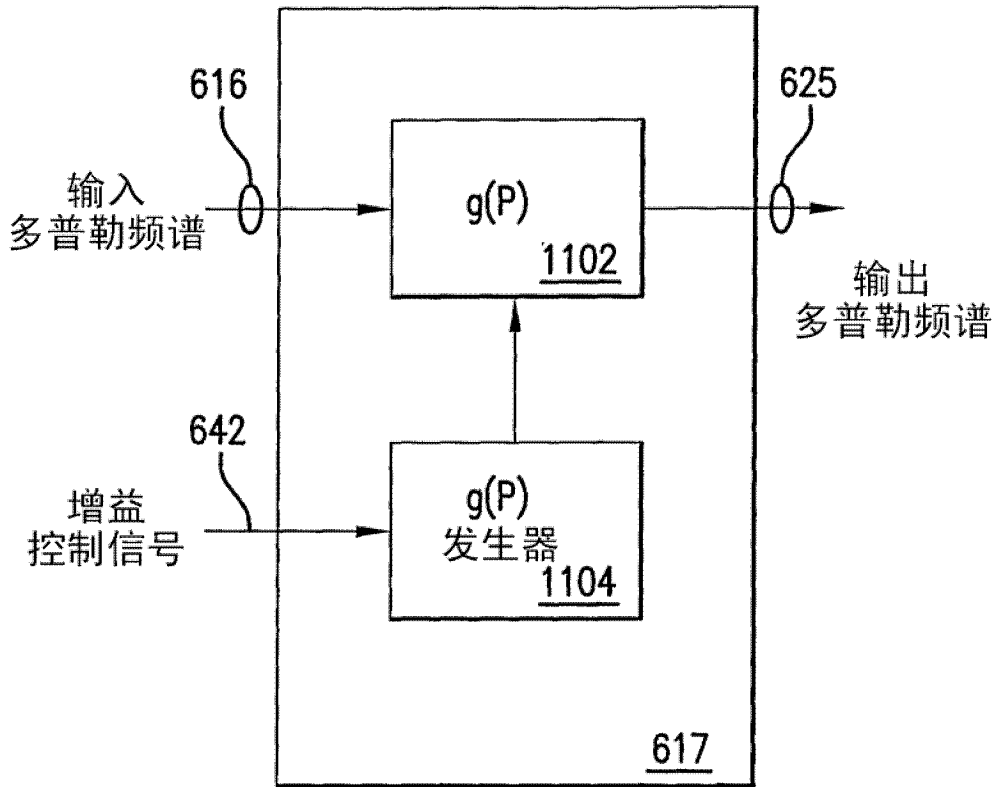


图 11A

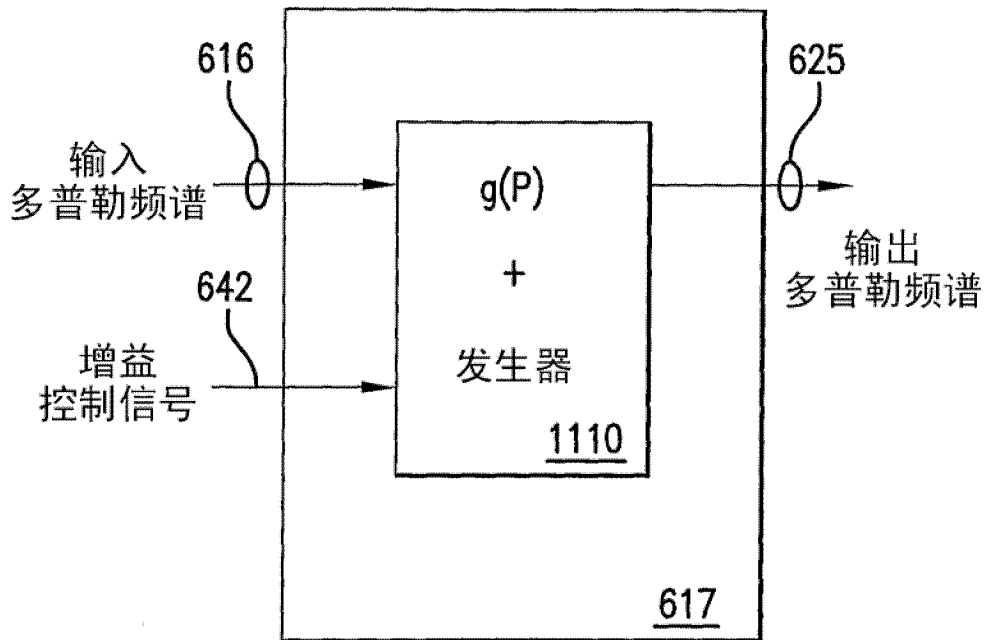


图 11B

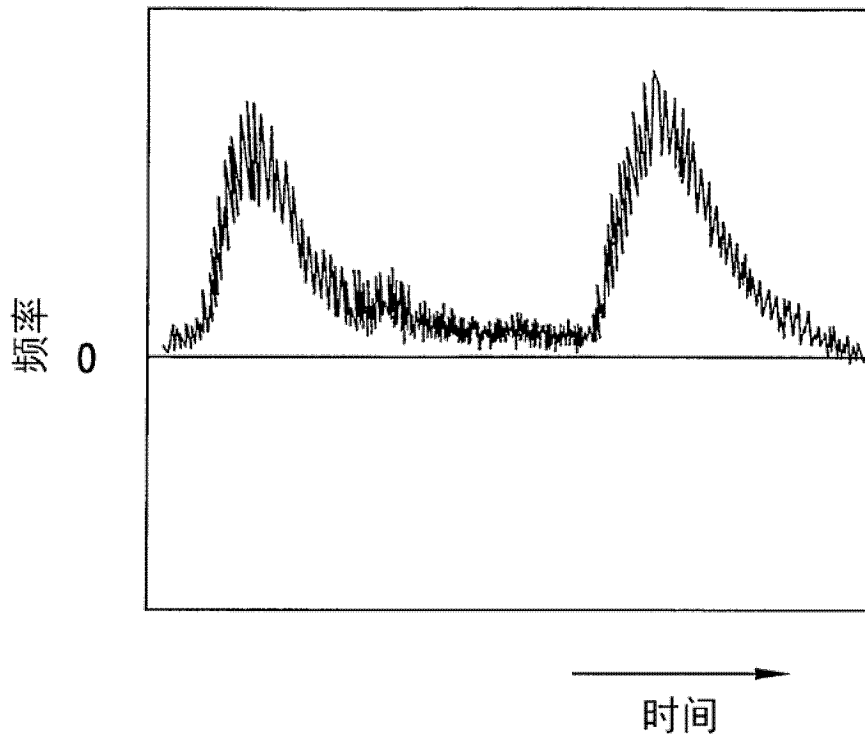


图 12

专利名称(译)	用于超声波成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN102579081B	公开(公告)日	2015-01-07
申请号	CN201210031332.7	申请日	2008-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	田村正		
发明人	田村正		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52077 A61B8/06 G01S7/52033 G01S15/8979		
代理人(译)	黄威 宋少华		
审查员(译)	杨德智		
优先权	11/926228 2007-10-29 US		
其他公开文献	CN102579081A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了这样一种系统和方法：其在测量血流速度时检查由超声波系统输出的多普勒频谱信号，以确定适当的多普勒增益并且抑制多普勒频谱中出现的噪声。检查多普勒频谱中出现的噪声并且将所述噪声用作最佳增益的标准。如果多普勒增益根据预定电平过高或过低，则相应地调节总增益。

