

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880010235.1

[43] 公开日 2010年2月10日

[11] 公开号 CN 101646391A

[22] 申请日 2008.3.28
 [21] 申请号 200880010235.1
 [30] 优先权
 [32] 2007. 3. 29 [33] US [31] 60/920,639
 [32] 2007. 10. 29 [33] US [31] 11/926,206
 [86] 国际申请 PCT/JP2008/056727 2008.3.28
 [87] 国际公布 WO2008/123595 英 2008.10.16
 [85] 进入国家阶段日期 2009.9.27
 [71] 申请人 阿洛卡株式会社
 地址 日本东京
 [72] 发明人 田村正

[74] 专利代理机构 北京金信立方知识产权代理有限公司
 代理人 黄威 张彬

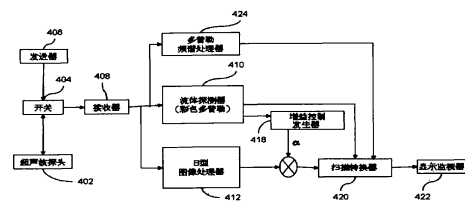
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 10 页

[54] 发明名称

用于超声波成像的方法和装置

[57] 摘要

血流信息用于抑制在血管超声波 B 型图像中的噪声表现。血流信号通过流体探测器获得。经过高通滤波后，只有血管内腔中的流体信号功率得到保留，而来自固定组织区域的信号功率受到抑制。流体信号成分用于计算流体成分参数，该流体成分参数用于生成减小在 B 型图像中的噪声的增益控制信号 α 。



1、一种当通过在每一位置对血管传送数次超声波信号并接收数次自血管返回的超声波信号而对血管成像时通过返回的超声波信号抑制杂波噪声表现的方法，该方法包括：

对返回的超声波图像信号进行处理以产生 B 型图像输出；

对返回的超声波信号进行解调以产生多普勒信号；

对多普勒信号进行壁滤波以仅让信号的流体成分通过；

计算流体成分参数；

基于流体成分参数生成增益控制信号 α ； 以及

以所述增益控制信号 α 控制 B 型图像处理器的输出，其中，在 B 型图像处理器输出中的噪声表现得以抑制。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其中，壁滤波进一步包括接收多普勒信号并利用高通滤波器响应对接收到的多普勒信号进行处理。

3、根据权利要求 1 所述的方法，其中，计算流体成分参数进一步包括由经壁滤波的多普勒信号计算振幅 a 。

4、根据权利要求 1 所述的方法，其中，计算流体成分参数进一步包括由经壁滤波的多普勒信号计算功率 a^2 。

5、根据权利要求 1 所述的方法，其中，计算流体成分参数进一步包括：
由经壁滤波的多普勒信号计算振幅 a 、功率 a^2 和提高到 $a^{b(i)}$ 的功率，这里幂 $b(i)$ 是实数；

将振幅 a 、功率 a^2 和提高到 $a^{b(i)}$ 的功率乘以相应的权重 d_1 、 d_2 和 d_i ，这里 d_1 、 d_2 和第 i 个分量 d_i 是实数； 以及

对加权的振幅 d_1a 、功率 d_2a^2 和提高到 $d_ia^{b(i)}$ 的功率求和以作为组合流体成分参数 $d_1a + d_2a^2 + \sum_i d_ia^{b(i)}$ 。

6、根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述增益控制信号 α 是基于流体成分参数的预定曲线响应。

7、一种当通过在每一位置对血管传送数次超声波信号并接收数次自血管返回的超声波信号而对血管成像时通过返回的超声波信号抑制杂波噪声表现的方法，该方法包括：

对返回的超声波图像信号进行处理以产生 B 型图像输出；

对返回的超声波图像信号进行壁滤波以仅让信号的流体成分通过；
计算流体成分参数；

基于流体成分参数生成增益控制信号 α ；以及

以所述增益控制信号 α 控制 B 型图像处理器的输出，其中，在 B 型图像处理器输出中的噪声表现得以抑制。

8、根据权利要求 7 所述的方法，其中，壁滤波进一步包括接收射频信号并利用高通滤波器响应对接收到的射频信号进行处理。

9、根据权利要求 7 所述的方法，其中，计算流体成分参数进一步包括由经壁滤波的信号计算振幅 c 。

10、根据权利要求 7 所述的方法，其中，计算流体成分参数进一步包括由经壁滤波的信号计算功率 c^2 。

11、根据权利要求 7 所述的方法，其中，计算流体成分参数进一步包括：
由经壁滤波的信号计算振幅 c 、功率 c^2 和提高到 $c^{b(i)}$ 的功率，其中，幂 $b(i)$ 是实数；

将振幅 c 、功率 c^2 和提高到 $c^{b(i)}$ 的功率乘以相应的权重 d_1 、 d_2 和 d_i ，这里 d_1 、 d_2 和第 i 个分量 d_i 是实数；以及

对加权的振幅 d_1c 、功率 d_2c^2 和提高到 $d_i c^{b(i)}$ 的功率求和以作为组合流体成分参数 $d_1c + d_2c^2 + \sum_i d_i c^{b(i)}$ 。

12、根据权利要求 7 所述的方法，其中，所述增益控制信号 α 是基于流体成分参数的预定曲线响应。

13、一种当通过在每一位置对血管传送数次超声波信号并接收数次自血管返回的超声波信号而对血管成像时通过返回的超声波信号抑制杂波噪声表现的系统，该系统包括：

接收器，其配置成接收返回的超声波图像信号并输出接收到的信号；

连结到接收器的 B 型图像处理器，其配置成从接收到的信号输出经 B 型处理的图像；

连结到接收器的多普勒流体探测器，其配置成对返回的超声波图像信号进行解调以产生多普勒信号，所述多普勒流体探测器具有壁滤波器，所述壁滤波器配置成对多普勒信号进行滤波并只输出所述多普勒信号的流体成分；

连结到多普勒流体探测器的增益控制发生器，其配置成计算流体成分参数并基于流体成分生成增益控制信号 α ；以及

连结到所述增益控制发生器和所述 B 型图像处理器的信号组合器，所述信号组合器配置成以所述增益控制信号 α 对经 B 型处理的图像输出进行修改，其中，在经 B 型处理的图像中的噪声表现得以抑制。

14、根据权利要求 13 所述的系统，其中所述壁滤波器响应是高通滤波器响应。

15、根据权利要求 13 所述的系统，其中，所述流体成分参数是振幅 a 。

16、根据权利要求 13 所述的系统，其中，所述流体成分参数是功率 a^2 。

17、根据权利要求 13 所述的系统，其中，所述流体成分参数是由经壁滤波的多普勒信号得到的包括有振幅 a 、功率 a^2 和提高到 $a^{b(i)}$ 的功率的组合流体成分参数 $d_1 a + d_2 a^2 + \sum d_i a^{b(i)}$ ，这里 $b(i)$ 是实数，振幅 a 、功率 a^2 和提高到 $a^{b(i)}$ 的功率乘以相应的权重 d_1 、 d_2 和 d_i 并一起求和，这里 d_1 、 d_2 和第 i 个分量 d_i 是实数。

18、根据权利要求 13 所述的系统，其中，所述增益控制信号 α 是基于流体成分的预定曲线响应。

19、一种当通过在每一位置对血管传送数次超声波信号并接收数次自血管返回的超声波信号而对血管成像时通过返回的超声波信号抑制杂波噪声表现的系统，该系统包括：

接收器，其配置成接收返回的超声波图像信号并输出接收到的信号；

连结到接收器的 B 型图像处理器，其配置成从接收到的信号输出经 B 型处理的图像；

连结到接收器的射频流体探测器，具有壁滤波器的所述流体探测器配置成对返回的超声波射频信号进行滤波，并只输出接收到的信号的流体成分；

连结到射频流体探测器的增益控制发生器，其配置成计算流体成分参数并基于流体成分生成增益控制信号 α ；以及

连结到所述增益控制发生器和所述 B 型图像处理器的信号组合器，所述信号组合器配置成以所述增益控制信号 α 对所述经 B 型处理的图像输出进行修改，其中，在经 B 型处理的图像中的噪声表现得以抑制。

20、根据权利要求 19 所述的系统，其中所述壁滤波器响应是高通滤波器响应。

21、根据权利要求 19 所述的系统，其中，所述流体成分参数是振幅 c 。

22、根据权利要求 19 所述的系统，其中，所述流体成分参数是功率 c^2 。

23、根据权利要求 19 所述的系统，其中，所述流体成分参数是由经壁滤波的射频信号得到的包括有振幅 c 、功率 c^2 和提高到 $c^{b(i)}$ 的功率的组合流体成分参数 $d_1c + d_2c^2 + \sum d_i c^{b(i)}$ ，这里幂 $b(i)$ 是实数，振幅 c 、功率 c^2 和提高到 $c^{b(i)}$ 的功率乘以相应的权重 d_1 、 d_2 和 d_i 并一起求和，这里 d_1 、 d_2 和第 i 个分量 d_i 是实数。

24、根据权利要求 19 所述的系统，其中，所述增益控制信号 α 是基于流体成分的预定曲线响应。

用于超声波成像的方法和装置

技术领域

本发明主要涉及超声波成像领域。本发明的实施例尤其涉及在对血管进行成像时用于减少噪声的方法和系统。

背景技术

超声波被用于对各种内部身体结构例如像心脏和肝脏、血管等器官以及孕妇体内的胎儿进行成像。B型成像是用于对血管进行成像的技术。在血管中，血液通常展示出比血管壁或者周边组织低的回波功率，从而产生高的反差。血管壁的表层或者内膜在诊断诸如动脉硬化、狭窄化或者冠状堵塞等心血管疾病方面特别有利。在诊断中通常需要测量和利用内膜厚度。然而由于不同的原因，通常在血管内腔中会出现杂波噪声，这使得内膜厚度的测量变得困难。

因而有必要减少在血管图像中存在的噪声。

发明内容

本发明的发明人发现可能需要一种利用血流信息减小血管B型图像中的杂波噪声的系统和方法。

本发明的一个方案提供了一种当通过在每一位置对血管传送数次超声波信号并接收数次自血管返回的超声波信号而对血管成像时通过返回的超声波信号抑制杂波噪声表现的方法。所述方法包括：对返回的超声波图像信号进行处理以产生B型图像输出；对返回的超声波信号进行解调以产生多普勒信号；对多普勒信号进行壁滤波以仅让信号的流体成分通过；计算流体成分参数；基于流体成分参数生成增益控制信号 α ；以及以此增益控制信号 α 控制B型图像处理器的输出，其中，在B型图像处理器的输出中的噪声表现得以抑制。

本发明的另一方案提供一种当通过在每一位置对血管传送数次超声波信号并接收数次自血管返回的超声波信号而对血管成像时通过返回的超声波信号抑制杂波噪声表现的方法。根据本发明这一方案的方法包括对返回的超声波图像信号进行处理以产生 B 型图像输出；对返回的超声波图像信号进行壁滤波以仅使信号中的流体成分通过；计算流体成分参数；基于流体成分参数生成增益控制信号 α ；以及以此增益控制信号 α 控制 B 型图像处理器的输出，其中，在 B 型图像处理器的输出中的噪声表现得以抑制。

本发明的另一方案提供一种当通过在每一位置对血管传送数次超声波信号并接收数次自血管返回的超声波信号而血管成像时通过返回的超声波信号抑制杂波噪声表现的系统。根据本发明这一方案的系统包括接收器，其配置成接收返回的超声波图像信号并输出接收到的信号；连结到所述接收器的 B 型图像处理器，其配置成从接收到的信号输出经 B 型处理的图像；连结到接收器的多普勒流体探测器，其配置成对返回的超声波图像信号进行解调以产生多普勒信号，该多普勒探测器具有壁滤波器 (wall filter)，该壁滤波器配置成对多普勒信号进行滤波并只输出其中的流体成分；连结到多普勒流体探测器的增益控制发生器，其配置成计算流体成分参数并基于流体成分生成增益控制信号 α ；以及连结到所述增益控制发生器和所述 B 型图像处理器的信号组合器，该信号组合器配置成以所述增益控制信号 α 对所述经 B 型处理的图像输出进行修改，其中，在经 B 型处理的图像中的噪声表现得以抑制。

本发明的另一方案提供一种当通过在每一位置对血管传送数次超声波信号并接收数次自血管返回的超声波信号而对血管成像时通过返回的超声波信号抑制杂波噪声表现的系统。根据本发明这一方案的系统包括接收器，其配置成接收返回的超声波图像信号并输出接收到的信号；连结到所述接收器的 B 型图像处理器，其配置成从接收到的信号输出经 B 型处理的图像；连结到所述接收器的射频流体探测器，具有壁滤波器的该流体探测器配置成对返回的超声波射频信号进行滤波，并只输出接收到的信号的流体成分；连结到射频流体探测器的增益控制发生器，其配置成计算流体成分参数并基于流体参数生成增益控制信号 α ；以及连结到所述增益控制发生器和所述 B 型图像处理器的信号组合器，该信号组合器被设置成以所述增益控制信号 α 对所述经 B 型处理的图像输出进行修改，其中，在经 B 型处理的图像中的噪声表现得以抑制。

在附图和以下说明中将对本发明的一个或多个实施例的细节加以阐明。通过说明和图解并通过权利要求，本发明的其他特征、目的及优点将一目了然。

附图说明

图 1 是示例性的呈现有杂波噪声的血管的 B 型图像。

图 2 是示例性的血流图像。

图 3 是示例性的在抑制了杂波噪声之后的 B 型图像。

图 4 是用于利用多普勒流体处理的 B 型图像的杂波噪声抑制系统的示例性系统图。

图 5 是用于利用射频流体处理的 B 型图像的杂波噪声抑制系统的示例性系统图。

图 6 是示例性的多普勒流体探测器。

图 7 是示例性的射频流体探测器。

图 8 是配置成查找表 (look-up table) 的示例性增益控制信号发生器。

图 9 是示例性的增益控制信号曲线。

图 10 是配置成查找表的示例性增益控制信号发生器。

图 11 是示例性的增益控制信号曲线。

图 12 是配置成数字信号处理器的示例性增益控制信号发生器。

图 13 是配置成数字信号处理器的示例性增益控制信号发生器。

图 14 是利用多普勒流体处理对 B 型图像杂波进行抑制的示例性方法。

图 15 是利用射频流体处理对 B 型图像杂波进行抑制的示例性方法。

具体实施方式

下面参照附图对本发明的实施例进行说明，其中，相同元件全部以相同数字表示。在对本发明的实施例进行详细解释之前，应理解，本发明并不限于在以下说明中提到的或在附图中描绘的具体例子中的应用。本发明能够以各种应用以及不同的方式运用或实施于其它的实施例。同时应理解，此间所用的措辞及术语只是为说明的目的而不应被认为是限制性的。此间所用的“包

括 (including)”，“由…组成 (comprising)”，或者“具有 (having)”以及这些词的变形用于表示包括其后所列的细项及其等价物以及附加的细项。术语“装配的 (mounted)”，“连接的 (connected)”，和“连结的 (coupled)”被广泛使用，其包括直接和间接的装配、连接和连结。另外，“连接的”和“连结的”并不限于物理或机械的连接或连结。

应注意，本发明不限于任何此间提到的或者在附图中间接表示的特别的软件语言。本领域的普通技术人员将会理解有多种可选软件语言可以用于实施本发明。也应当理解，其中有些部件和细项是当作硬件元件描绘和说明的，这是本领域内的普遍做法。然而，本领域的普通技术人员在阅读本详细说明的基础上将会理解，在至少一个实施例中，方法和系统中的部件可以用软件或硬件实现。

超声波通过超声波换能器被传送进入人体内，以对不同的器官、血管或孕妇体内的胎儿进行成像。超声波被组织内的散射体所散射，而被散射的超声波返回到换能器。接收波束形成器产生超声波束，后信息处理器从返回的超声波信号的振幅生成组织的图像作为 B 型图像。

由于血管显示了病人心血管的状况，因而常被成像。为了诊断经常需要测量并利用内膜厚度。然而，内膜的图像常常由于不同原因导致的噪声而模糊不清。血流信息通常利用彩色多普勒和频谱多普勒技术获得。

彩色多普勒是二维成像技术，通常用于通过把超声波发送到血管中并对被移动的红细胞所散射的超声波进行探测来对血液成像。其由与 B 型图像相似的多束波组成。为探测流体速度，彩色多普勒在每一位置传送数次超声波信号以探测运动。为生成二维流体图像，传送位置以亚毫米或者约一个超声波波长的数量级变化。传送位置的变化需重复约 100 次才能覆盖几厘米以生成二维流体图像。对于相位阵列换能器或扇形图像格式，传送方向改变一个小角度，例如大约 0.5 至 1.0 度。这需要重复约 100 次才能覆盖扇形图像的大约 90 度范围。对于每一传送位置或方向，超声波都需传送数次。接收到的成束的射频超声波信号要经过正交解调，产生复合多普勒 I-Q 信号。

多普勒 I-Q 信号可能包括血流信号成分以及固定组织信号成分。典型地，固定组织信号成分要比血流信号成分大 30 至 40 分贝。因此，为了精确探测血流，必须将固定组织信号成分去除掉。

高通滤波器被应用于接收到的来自数次传送的多普勒信号，以仅获得流体信号成分，由于该种滤波器去除了血管壁噪声，因而通常也被称作壁滤波器。高通滤波器去除固定信号成分，且其只允许流体信号成分通过。高通滤波器的其中一种形式可以是信号减法或者 2-tap FIR，其中，随后传送的多普勒信号被从在先传送的多普勒信号中减去。在接收到的连续传送的多普勒 I-Q 信号之间相位差显示了血流。另外，被高通滤波器滤去的多普勒 I-Q 信号的功率显示了血流的存在。

本发明的系统和方法通过利用上述血流信号降低了 B 型信号振幅而减少了杂波噪声。即使在血管内腔中存在杂波噪声，在内腔的相同位置上通常也会存在血流。血管中的杂波噪声使内膜模糊不清，并使得内膜厚度的测量变得困难。血流成分参数诸如振幅 a ，功率 a^2 或者提高到 a^b （其中 b 为一实数）的功率，可通过计算得到，并用于生成增益控制信号 α ，以在同一图像位置处抑制 B 型图像处理器的输出信号。流体成分参数可以是总量或者平均量。抑制的杂波噪声量与所用的流体成分参数之间可以是成比例的或者预定的关系。

图 1 显示了从典型的 B 型图像处理器输出的血管 101 图像，其中，血管 101 具有近侧壁 103 和远侧壁 105。示出的杂波噪声 107 靠近近侧壁 103。图 2 显示了同一血管的血流 201 图像，其被用于减小图 1 所示的 B 型图像的增益。图 3 显示的是具有清晰血管内腔 301 的合成图像。

图 4 显示了根据本发明的超声波系统。图 14 显示了阐明本方法的流程图。超声波信号从由发送器 406 驱动的超声波探头 402 通过发送/接收开关 404 传送。接收器 408 通过开关 404 接收从探头 402 接收到的超声波信号，并对所述信号进行处理（步骤 1405）。经处理的信号被连结至流体探测器 410、B 型图像处理器 412（步骤 1410）以及多普勒频谱处理器 424。多普勒频谱处理器对从接收器 408 输出的信号的多普勒频谱进行计算，并以多普勒频谱模式或者以与 B 型图像和/或彩色流体图像相结合的模式将此多普勒频谱输出到扫描转换器 420。

流体探测器 410 探测血流，计算并输出流体成分参数至增益控制信号发生器 418，所述流体成分参数可以是振幅 a ，功率 a^2 ，提高到 a^b 的功率或者这些值的组合。增益控制信号发生器 418 根据流体成分参数生成增益控制信

号 α ，并将此增益控制信号 α 输出至信号组合器 414，所述信号组合器 414 可以是例如乘法器或者可变增益放大器。

图 6 显示了多普勒流体探测器 410 的示意图。该多普勒流体探测器包括壁滤波器（即高通滤波器）602、速度计算器 604、功率计算器 606 和方差计算器 606。壁滤波器接收来自接收器 408 的经解调的 I-Q 信号（步骤 1415）。高通滤波器的截止频率或者拐点频率可由操作者调节，其阻止低频率的固定组织信号成分通过，而只允许较高频率的流体信号成分通过。高通滤波器的结构可以是有限脉冲响应（FIR, finite impulse response）滤波器、无限脉冲响应（IIR, infinite impulse response）滤波器、多项式滤波器、回归线滤波器或者其他结构类型（步骤 1420）。流体信号成分被连结至速度计算器 604、功率计算器 606 以及方差计算器 608。

速度计算器 604 计算血流速度，血流速度被输出至扫描转换器 420，该扫描转换器 420 将速度信号转换成电视光栅扫描速度图像。然后，此速度图像以常规的彩色流体模式显示在显示监视器 422 上。方差计算器 608 计算方差或者湍流指标，该方差或者湍流指标被输出至扫描转换器 420，所述扫描转换器 420 将方差信号转换成电视光栅扫描方差图像。然后，此方差图像以常规的彩色流体模式显示在显示监视器 422 上。功率计算器 606 计算流体成分参数：信号振幅 a ，功率 a^2 ，提高到 a^b 的功率以及这些值的组合。流体成分参数通常利用下述公式由取样的经高通滤波所得的多普勒 I-Q 复合信号算得：

$$a^2 = \sum_{i=1}^N z_i z_i^* \quad (1)$$

其中 z_i 是经高通滤波的复合多普勒信号， i 表示一个超声波传送序列中的第 i 个成分， N 是离散时间内经过高通滤波的信号样本的个数。*号代表复共轭性。经过滤输出的数目通常小于发送/接收信号的数目。

功率计算器 606 可以是 DSP、FPGA、ASIC 或者离散部件，例如乘法器、加法器、除法器以及绝对值计算器。

其他的流体成分参数可以通过下列公式由功率 a^2 获得：

$$a = \sqrt{a^2} \quad (2) \text{ 或者}$$

$$a^b = (\sqrt{a^2})^b \quad (3)$$

信号振幅 a 以及提高到 a^b 的功率也可以通过下面的公式得到：

$$a = \sum_{i=1}^N |z_i| \quad (4) \text{ 或者}$$

$$a^b = \sum_{i=1}^N |z_i|^b \quad (5)$$

通过式 (4) 和式 (5) 得到的流体成分参数不同于通过式 (2) 和式 (3) 得到的值，因为两者处理步骤的次序不相同（步骤 1425）。上述对信号振幅 a ，功率 a^2 ，提高到 a^b 的功率这样的流体成分参数的计算反映的是总值。全部流体成分参数可以通过额外的计算，即通过将每个参数值除以样本数 N 而得到平均值的方法标准化。

振幅 a 、功率 a^2 、提高到 a^b 的功率或者这些值的组合这样的流体成分参数被连结至增益控制发生器 418，并被用于生成增益控制信号 α 。为了增加信噪比（SNR），可以将流体成分参数组合成例如 $d_1 a + d_2 a^2 + \sum_i d_i a^{b(i)}$ 这样的组合流体成分参数，其中 d_1 、 d_2 和 d_i 是代表加权系数的实数，第 i 个成分 $b(i)$ 同样也是实数。组合多于一个的流体成分参数通常会增加信噪比，并减少无关联的噪声。 $d_1 a + d_2 a^2 + \sum_i d_i a^{b(i)}$ 可以在功率计算器 606 中计算得到，然后也输出给增益控制发生器 418 中。功率计算器 606 也可以以彩色流体模式输出给扫描转换器 420。

增益控制发生器 418 可以是例如如图 12 中所示的数字信号处理器(DSP) 1210，或者是如图 8 中所示的查找表(LUT) 810，或者 FPGA、ASIC 或者诸如乘法器和加法器等离散部件。增益控制发生器 418 使用流体成分参数作为输入。图 9 显示了 LUT 810 或者 DSP 的信号处理能力的响应曲线。如果输入小，则增益高。如果输入大，则增益将归零或者接近于零。图 9 所示的曲线是示例性的。可以使用其他预定曲线来抑制 B 型图像处理器 412 的信号输出（步

骤 1430)。增益控制发生器 418 的输出是增益控制信号 α ，并且该增益控制信号 α 被连结到信号组合器 414。

B 型图像处理器 412 生成 B 型图像，并将图像输出给信号组合器 414。图像被输出至扫描转换器 420，该扫描转换器将图像信号转换成电视光栅扫描图像。然后，图像被显示在显示监视器 422 上。B 型信号增益由增益控制信号 α 所控制。例如，如果流体成分参数大，信号组合器 414 的增益就小，那么如果血管内腔中存在杂波噪声，则此杂波噪声将被抑制。由于血流只存在于发生杂波噪声的血管内腔中，所以整体的增益控制就去除了杂波噪声。如果流体成分参数低(在组织区可能是这种情况)，则信号组合器 414 的增益大，产生普通亮度的 B 型组织图像。这样，在血流区域中的杂波噪声就被流体信号减小了(步骤 1435)。

在一个供替换的实施例中，不用彩色多普勒过程，而是利用互相关或者时移技术来在射频信号水平上探测血流。为探测流速，在每个位置传送数次超声波以探测运动。为生成二维流体图像，传送位置以亚毫米或者约一个超声波波长的数量级变化。传送位置的变化需重复约 100 次才能覆盖几厘米以生成二维流体图像。对于相位阵列换能器或扇形图像格式，传送方向改变一个小角度，例如大约 0.5 至 1.0 度。这需要重复约 100 次才能覆盖扇形图像的大约 90 度范围。对于每一传送位置或方向，超声波都需传送数次。高通滤波被应用于成束形成的射频信号以去除组织信号，并使血流信号通过。血流成分参数诸如振幅 c ，功率 c^2 或者提高到 c^b 的功率(其中 b 为一实数)，或者这些值的组合，可通过计算得到，并用于产生增益控制信号 α ，以在同一图像位置处抑制 B 型图像处理器的输出信号。流体成分参数可以是总量或者是平均量。

图 5、图 7、图 10、图 11 和图 15 显示了该种系统和方法。发送器 506 将超声波信号通过开关 504 发送至超声波探头 502。超声波被传送到可能包括血管的人体对象。然后超声波返回到超声波探头 502 上，并被该探头转换成电子信号(步骤 1505)。返回的超声波信号通过开关 504 被连结至接收器 508。接收器对该信号进行处理，然后将射频信号输出至射频流体探测器 510、B 型图像处理器 512(步骤 1510)和多普勒频谱处理器 524。多普勒频谱处理器计算来自从接收器 508 输出的信号的多普勒频谱，并以多普勒模式或者以与 B 型图像和/或彩色流体图像相结合的模式将此多普勒频谱输出到扫描转

换器 520。B 型图像处理器 512 对射频信号进行处理，并输出 B 型图像信号。射频流体探测器 510 对射频信号进行处理，并将振幅 c 、功率 c^2 、功率的 b 次幂 c^b 或者这些值的组合这样的流体成分参数输出到增益控制信号发生器 518。

图 7 显示了射频流体探测器 510 的示意图。该射频流体探测器包括高通滤波器 702、速度计算器 704、功率计算器 706 和方差计算器 708。高通滤波器的其中一种形式可以是信号减法或者 2-tap FIR，其中，随后传送的接收到的射频信号被从在先传送的射频信号中减去。这在两个或者更多个传送序列中进行高通滤波。在数次传送中进行高通滤波的滤波器去除了血管壁噪声，因而被称作壁滤波器。高通滤波器可使用在更高序列的 FIR、IIR 或者其他滤波器类型中从两个或者更多个传送中接收到的射频信号。其截止频率可由操作者调节的高通滤波器阻止低频的固定组织信号成分，只允许从接收器 508 中接收到的射频信号中的较高频率的流体信号成分通过（步骤 1520），所述高通滤波器与速度计算器 704、功率计算器 706 和方差计算器 708 相连结。

速度计算器 704 由经高通滤波的射频信号计算血流速度。速度被输出至扫描转换器 520，由该扫描转换器将速度信号转换成电视光栅扫描速度图像。然后，此速度图像以常规的彩色流体模式显示在显示监视器 522 上。方差计算器 708 由经高通滤波的射频信号计算方差作为湍流指标。该方差被输出至扫描转换器 520，由该扫描转换器将方差信号转换成电视光栅扫描方差图像。然后，将此方差图像以常规的彩色流体模式显示在显示监视器 522 上。功率计算器 706 利用下述公式由取样射频信号计算流体成分参数：振幅 c 、功率 c^2 或者提高到 c^b 的功率：

$$c = \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (6)$$

$$c^2 = \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (7) \text{ 以及}$$

$$c^b = \sum_{i=1}^N |x_i|^b \quad (8)$$

其中， x_i 是经高通滤波的射频信号样本，而 N 是经高通滤波的信号样本的数目。

功率计算器 706 可以是 DSP、FPGA、ASIC 或者是例如乘法器、加法器、除法器以及绝对值计算器的离散部件。

可以选择计算这些值中的其中一个，而其他值可按以下方法从该首先计算得到的值获得。例如，可首先计算功率 c^2 ，而振幅 c 和提高到 c^b 的功率可用下列公式由功率 c^2 获得：

$$c^2 = \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (9)$$

$$c = \sqrt{c^2} \quad (10) \text{ 以及}$$

$$c^b = \left(\sqrt{c^2}\right)^b \quad (11)$$

通过式 (10) 和式 (11) 得到的流体成分参数不同于通过式 (6) 和式 (8) 得到的值，因为两者处理步骤的次序不相同（步骤 1525）。上述信号振幅 c 、功率 c^2 、提高到 c^b 的功率这样的流体成分参数的计算反映的是总值。全部流体成分参数可以通过额外的计算，即通过将每个参数值除以样本数 N 而得到平均值的方法标准化。

增益控制发生器 518 接收流体成分参数：振幅 c 、功率 c^2 、提高到 c^b 的功率或者这些值的组合，并生成增益控制信号 α 。为增加信噪比 (SNR)，流体成分参数可以被组合成例如 $d_1c + d_2c^2 + \sum d_i c^{b(i)}$ 的组合流体成分参数，其中 d_1 、 d_2 和 d_i 是代表加权系数的实数，第 i 个成分 $b(i)$ 同样也是实数。组合多于一个的流体成分参数通常会增加信噪比，并减少无关联的噪声。 $d_1c + d_2c^2 + \sum d_i c^{b(i)}$ 可以在功率计算器 706 中计算得到，然后也输出给增益控制发生器 518 中。功率计算器 706 也可以以彩色流体模式输出给扫描转换器。

增益控制发生器 518 可以是例如如图 13 中所示的数字信号处理器 (DSP) 1310，或者是如图 10 中所示的查找表 (LUT)，或者 FPGA、ASIC 或者诸如乘法器和加法器的离散部件。图 11 显示了 DSP 1310 或 LUT 1010 的示例响应。如果流体成分参数的值小，则增益控制信号 α 大，而高值可能产生接近于 0

的增益。图 11 所示的曲线是示例性的。可以使用其他预定曲线来抑制 B 型图像处理器 512 输出的信号（步骤 1530）。增益控制发生器 518 输出增益控制信号 α ，该增益控制信号 α 被连结至信号组合器 514。

信号组合器 514 可以是乘法器或者可变增益放大器。信号组合器 514 将 B 型图像与增益控制信号 α 相乘，并将 B 型图像输出至扫描转换器 520，而扫描转换器则将图像信号转换成电视光栅扫描图像。然后，图像被显示在显示监视器 522 上（步骤 1535）。

射频流体探测系统和方法可使用宽带超声波信号，因而能比多普勒流体探测器提供更高的空间解析度。

至此已描述了本发明的一个或多个实施例。然而应理解，在不脱离本发明精神和范围的前提下可以做出各种修改。相应地，其他实施例也被限定在所附权利要求的范围之中。

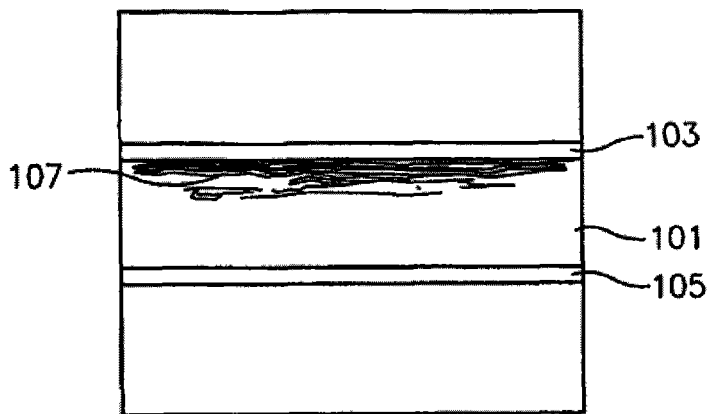


图 1

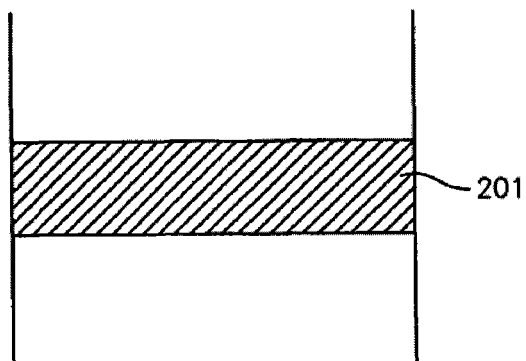


图 2

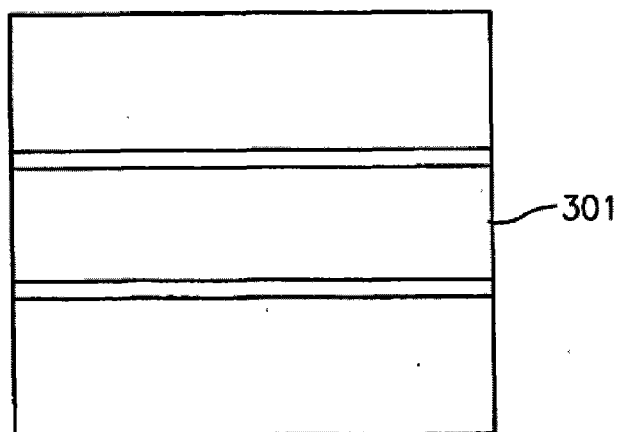


图 3

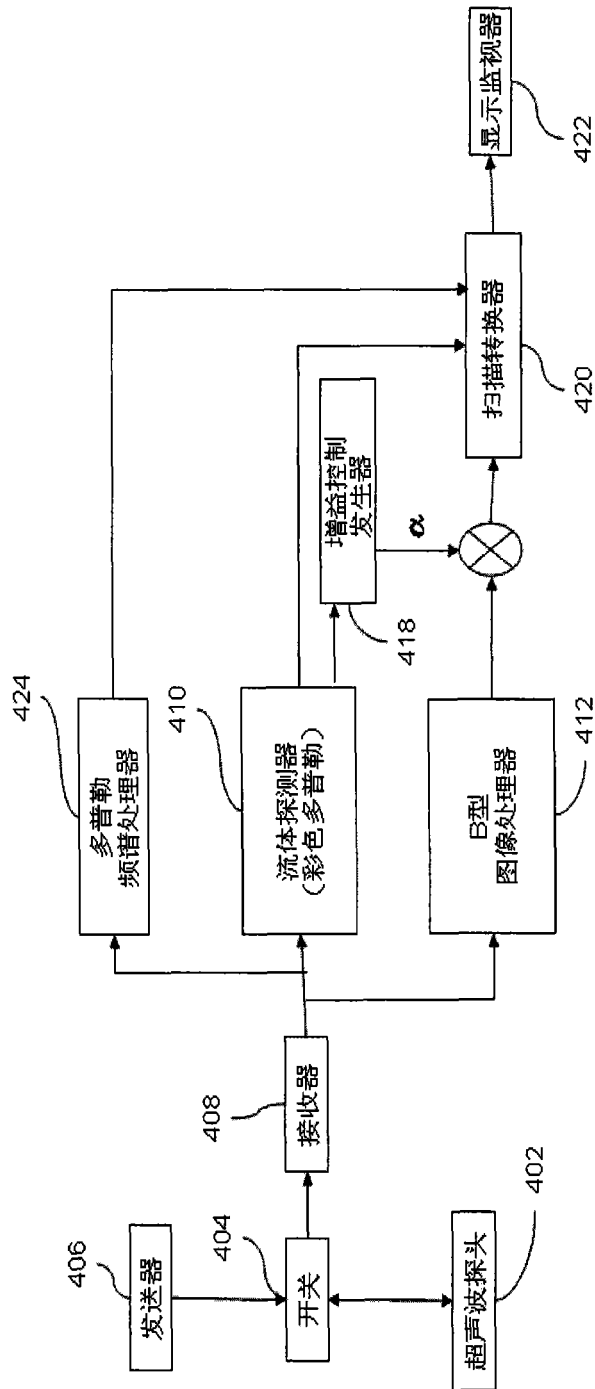


图 4

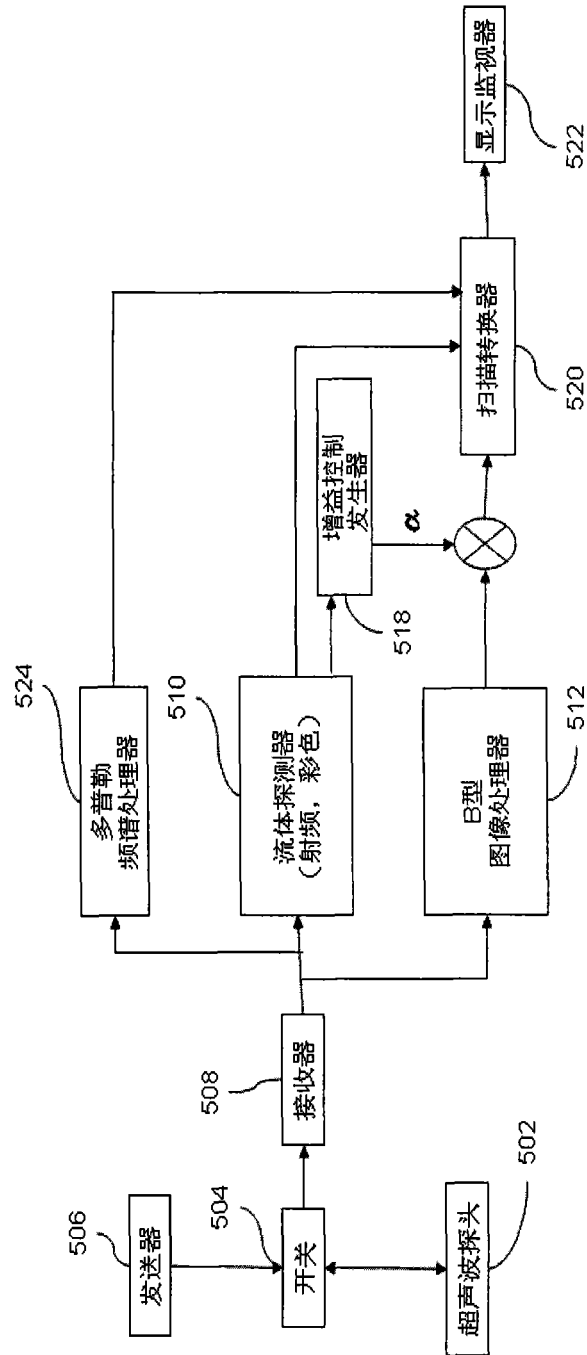


图 5

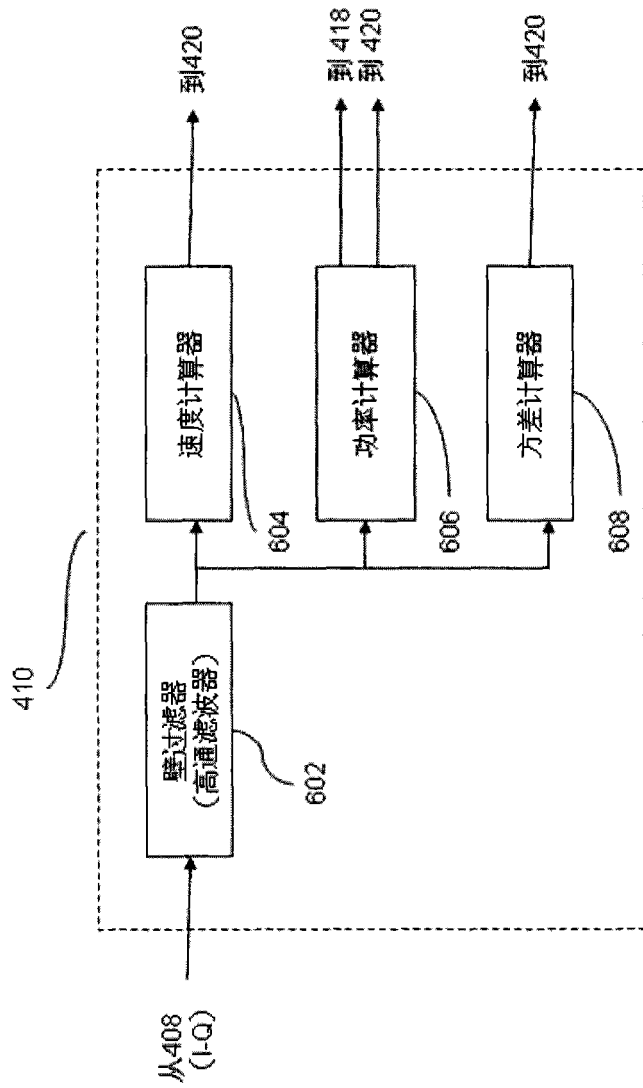


图 6

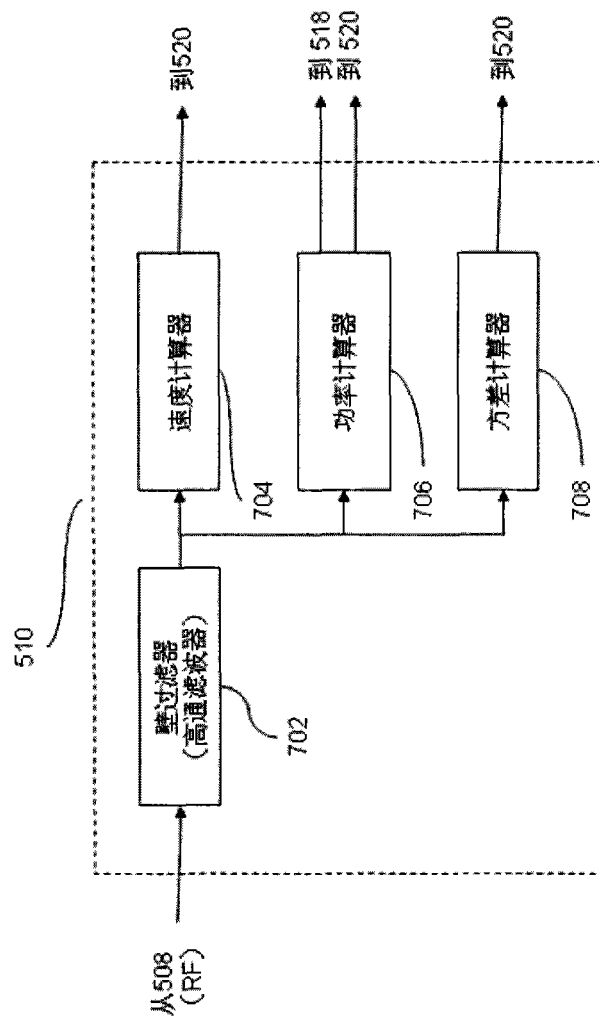


图7

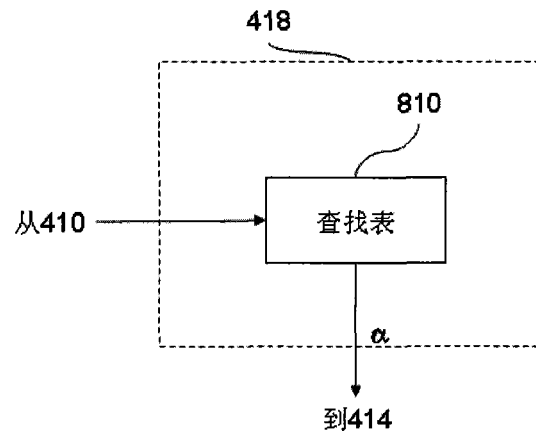


图 8

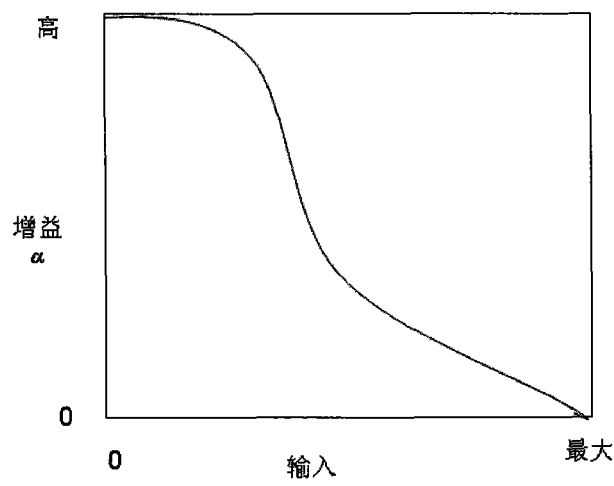


图 9

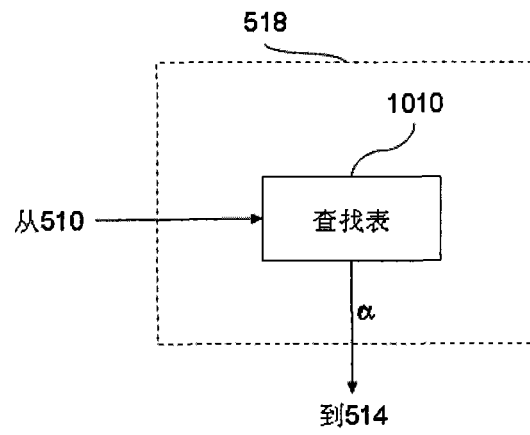


图 10

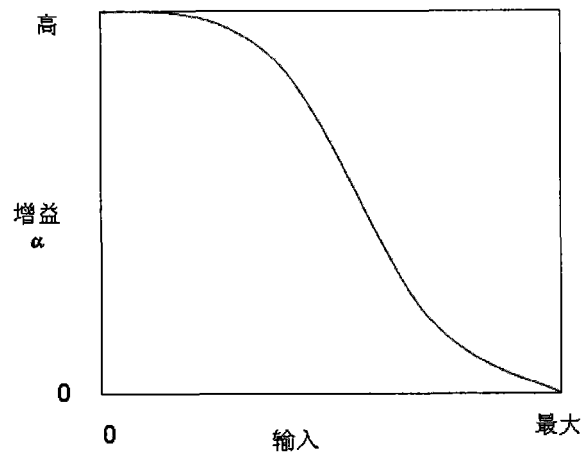


图 11

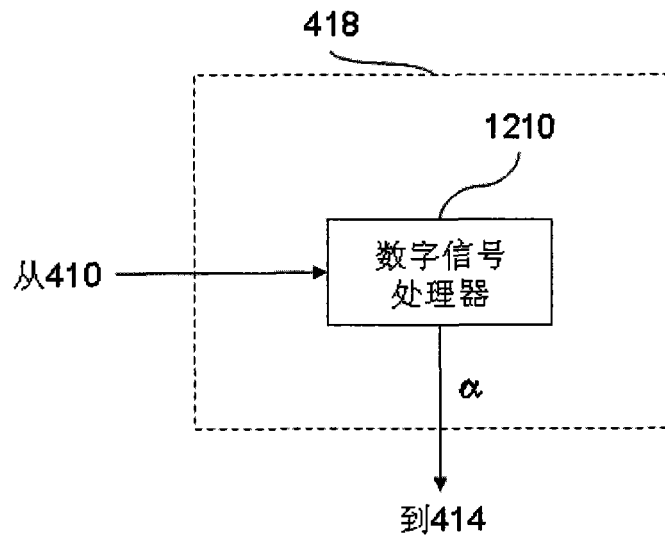


图 12

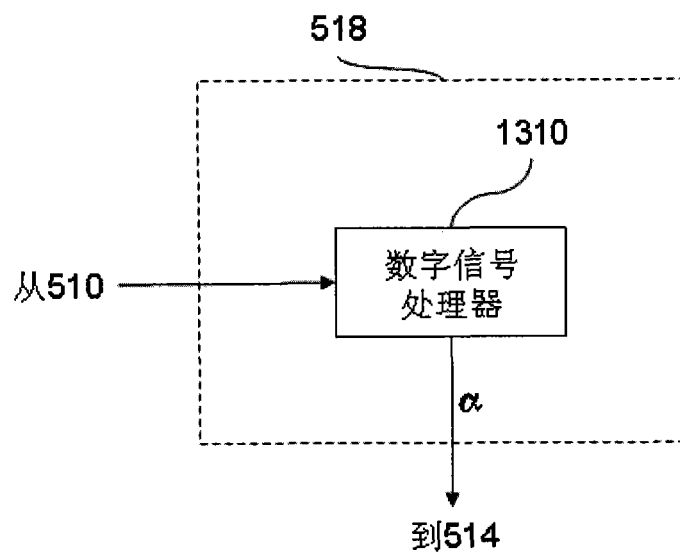


图 13

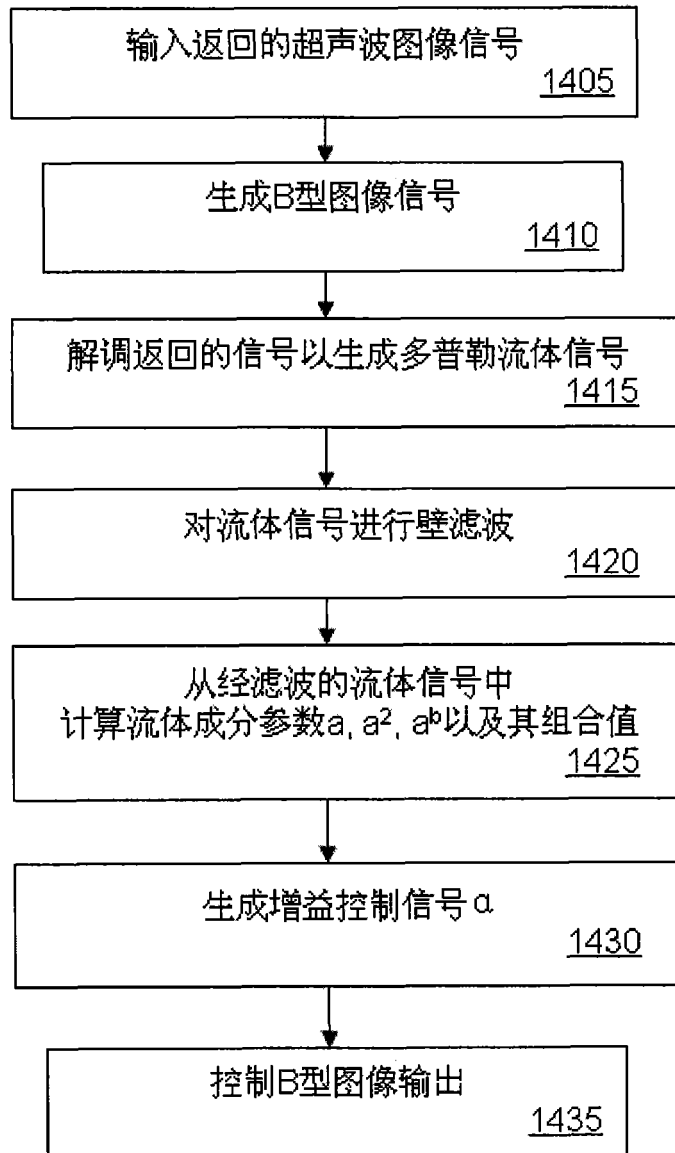


图 14

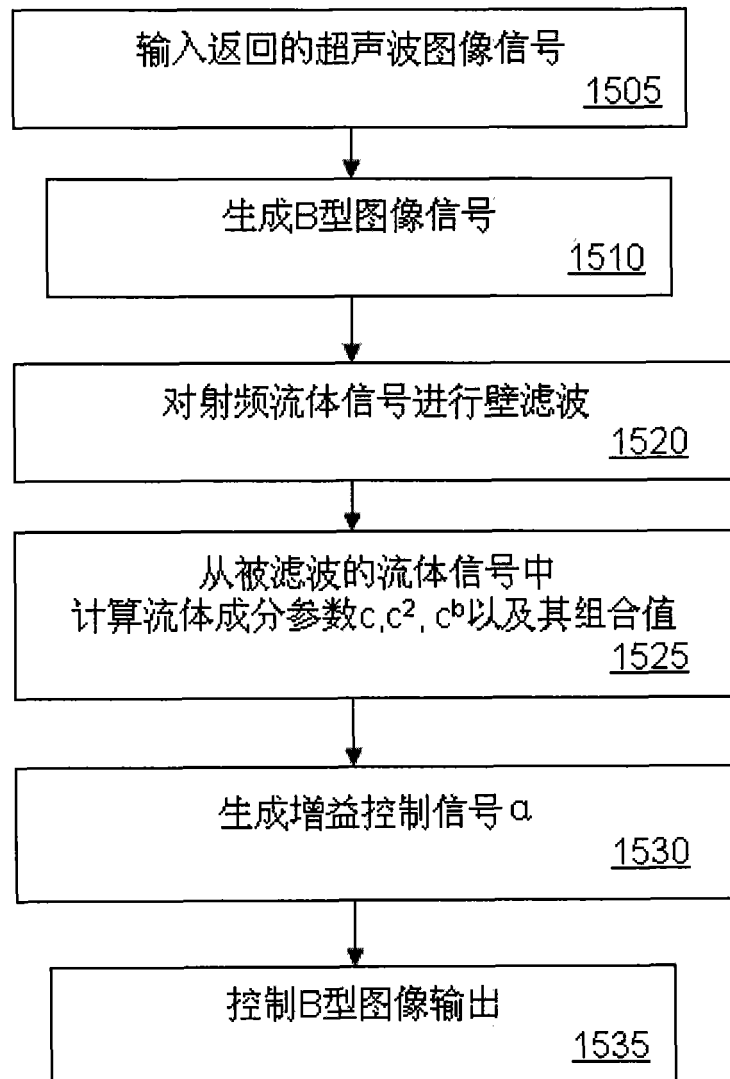


图 15

专利名称(译)	用于超声波成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN101646391A	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	CN200880010235.1	申请日	2008-03-28
[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)	阿洛卡株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
[标]发明人	田村正		
发明人	田村正		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52033 A61B8/13 G01S7/52077 G01S15/8981 A61B8/06		
代理人(译)	黄威 张彬		
优先权	11/926206 2007-10-29 US 60/920639 2007-03-29 US		
其他公开文献	CN101646391B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

血流信息用于抑制在血管超声波B型图像中的噪声表现。血流信号通过流体探测器获得。经过高通滤波后，只有血管内腔中的流体信号功率得到保留，而来自固定组织区域的信号功率受到抑制。流体信号成分用于计算流体成分参数，该流体成分参数用于生成减小在B型图像中的噪声的增益控制信号 α 。

