



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104490422 B

(45)授权公告日 2017.07.04

(21)申请号 201410382283.0

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2014.08.06

A61B 8/06(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104490422 A

(43)申请公布日 2015.04.08

(30)优先权数据

13/963,509 2013.08.09 US

(73)专利权人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区玉泉路
毅哲大厦4楼

(72)发明人 林圣梓

(74)专利代理机构 深圳市深软翰琪知识产权代
理有限公司 44380

代理人 吴雅丽

(56)对比文件

JP 特開平8-621 A,1996.01.09,
US 5482044 A,1996.01.09,
US 6248071 B1,2001.06.19,
JP 特開2001-299765 A,2001.10.30,
CN 1644170 A,2005.07.27,
CN 101167656 A,2008.04.30,

审查员 薛艳华

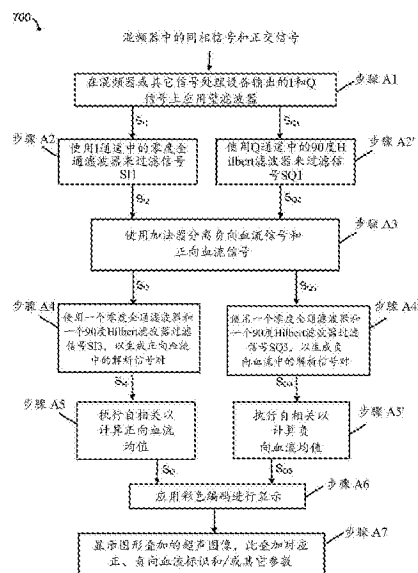
权利要求书2页 说明书15页 附图6页

(54)发明名称

处理超声彩色血流成像的系统和方法

(57)摘要

本发明提供处理超声彩色血流成像的系统和方法。一方面,本发明涉及超声成像系统、波束合成器和超声数据调解系统。超声成像系统包含被配置的超声接收器,用来接收从组织或血液中实时散射出来的超声信号。在一个实例中,超声成像系统还包含被配置的处理系统,用于处理解调扫描的数据、生成超声图像、进行血流处理、显示超声图像数据以及相关的血流速度。通过使用相位滤波器和解析信号变换,可以分离接收信号中包括正、负向血流信号的信号。通过使用第一、第二自相关信号处理阶段,可以生成平均正、负向血流和方差值。



1. 一种超声彩色血流成像方法,包括:
使用第一对Hilbert变换和加法器分离超声数据中的正、负向血流信号;
使用第二对Hilbert变换将所述分离出的正、负向血流信号转换成可以解析的正、负向血流信号;
自相关所述可解析的正向血流信号,以获取平均正向流速;
自相关所述可解析的负向血流信号,以获取平均负向流速;
使用所述平均正、负向流速进行彩色血流成像。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用一个自相关过程来确定流速的方差。
3. 根据权利要求2所述的方法,所述进行彩色流成像还包括使用血流速度的方差。
4. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用探头采集超声数据。
5. 根据权利要求4所述的方法,还包括选取在2ms-32ms范围内探头采集超声数据的数据采集期。
6. 根据权利要求5所述的方法,还包括减少为响应数据采集周期而生成的频谱增宽干扰。
7. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用代表可解析的正、负向血流信号执行自相关步骤。
8. 根据权利要求1所述的方法,还包括
使用第一标识标记对应平均正向流速的超声图像数据;
使用第二标识标记对应平均负向流速的超声图像数据。
9. 根据权利要求8所述的方法,还包括显示超声图像数据和叠加在B模式图像上的第一、第二标识。
10. 根据权利要求8所述的方法,还包括为平均正向流速指定第一颜色、为平均负向流速指定第二颜色、为平均正、负向流速指定第三颜色。
11. 根据权利要求1所述的方法,所述的超声数据包括一个或多个RF信号,并且还包括壁过滤所述一个或多个RF信号,以去除血管壁运动;
使用一个混频器频移可解析的正、负向流信号。
12. 根据权利要求4所述的方法,还包括在1KHz-50KHz范围内,为探头选取一个脉冲重复频率。
13. 根据权利要求1所述的方法,所述第一对中的一个Hilbert变换的相位角被设定为大约0度,另一个Hilbert变换的相位角被设定为约90度。
14. 一种超声彩色血流成像的方法,包括:
使用第一Hilbert变换将超声探头中的一个或多个RF信号转换为一个或多个解析信号;
使用一个复混频器频移一个或多个解析信号至基带;
壁过滤一个或多个频移过的解析信号,以去除血管壁运动;
分离出一个或多个壁滤波过的信号中的第一血流信号,以此生成第一血流信号;
使用第二Hilbert变换将第一血流信号转换为可解析的第一血流信号;
自相关可解析的第一血流信号,以获取第一流速均值;
使用第一流速均值进行彩色血流成像。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括:

分离出一个或多个壁滤波过的信号中的第二血流信号;

使用第三Hilbert变换将第一级的第二血流信号转换为可解析的第二血流信号;

自相关可解析的第二血流信号,以获取第二流速均值;

使用第二流速均值进行彩色血流成像。

16. 一种超声系统,包括:

混频器,包括接收超声探头RF信号的混频器输入和混频器输出;

第一壁滤波器,包括第一壁滤波器输出和与混频器输出进行电信通讯的第一壁滤波器输入;

第二壁滤波器,包括第二壁滤波器输出和与混频器输出进行电信通讯的第二壁滤波器输入;被配置的第一Hilbert变换用于在第一壁滤波器所接收到的同相信号上进行第一Hilbert变换,由此生成Hilbert变换后的同相信号;

被配置的第二Hilbert变换用于在第二壁滤波器所接收到的正交信号上进行第二Hilbert变换,由此生成Hilbert变换后的正交信号;

第一加法器用于与一个或多个第一、第二Hilbert变换进行电力通讯,被配置的第一加法器用于接收一个或多个Hilbert变换过的同相和正交信号,所述第一加法器包含第一加法器输入和第一加法器输出;

第二加法器用于与一个或多个第一、第二Hilbert变换进行电信通讯,被配置的第二加法器用于接收一个或多个Hilbert变换过的同相和正交信号,第二加法器包含第二加法器输入和第二加法器输出;

第一信号处理设备,包括与第一加法器进行电信通讯的第一解析信号;

第二信号处理设备,包括与第二加法器进行电信通讯的第二解析信号;

被配置的一个处理单元用于对第一、第二信号处理设备接收到的解析信号进行自相关。

17. 根据权利要求16所述的超声系统,第一解析信号变换是具有第一相位角的第一Hilbert变换和具有第二相位角的第二Hilbert变换。

18. 根据权利要求17所述的超声系统,第二解析信号变换是具有第一相位角的第三Hilbert变换和具有第二相位角的第四Hilbert变换。

19. 根据权利要求16所述的超声系统,还包括显示器,被配置的显示器用于接收处理单元中的彩色血流模式处理数据,被配置的处理单元,使用自相关方法将所接收的解析信号,生成平均正、负向血流信息。

20. 根据权利要求16所述的超声系统,所述一个或多个Hilbert变换是通过使用从FPGA电路、有限脉冲响应(FIR)滤波器、无限脉冲响应(IIR)滤波器所构成的组件中挑选出来而实现的。

处理超声彩色血流成像的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声彩色血流成像领域,尤其涉及处理超声彩色血流成像的系统和方法。

背景技术

[0002] 在众多的医疗成像技术中,超声成像技术具有对人体无损伤、安全、经济实用、便于操作等优点。通过使用短脉冲机械波,将超声波发射至人体内。超声波在人体内遇到组织会反射产生回声,回声经过处理后形成了显示组织和血流信息的二维或三维图像。通常情况下,无损伤医疗超声成像系统的频率范围是1MHz-15MHz。超声图像为实时显示。因此,超声医生或临床医生可以进行即时诊断,或者,可以将该诊断用于日后的对比研究。

[0003] 超声数据采集的一部分数据用于检测血流。通过多普勒成像模式可以进行这种血流检测。探头包含一个或多个传感器,用于发射声波至取样兴趣区,并且接收取样兴趣区的散射波。从取样后向散射的波或回声包含了取样特性和组成信息。当检测一个取样的血流时,后向散射的声波可以与频率基准进行对比,以此来判定是否出现了多普勒频移。在后向散射的声波中,多普勒频移出现的原因是取样中有移动出来的散射成分(比如,动脉中的血细胞)。

[0004] 进一步来说,使用超声系统进行检测时,可以将对应相移的频移与取样中的血流联系起来。通过测量相移可以计算出来血流速度。当血流流向探头时,后向散射频率的变化增大;血流背流探头时,后向散射频率的变化减小。

[0005] 彩色血流图像是指在解剖B模式的灰阶图像上叠加运动物质(比如血液)速度的彩色图像。在通常情况下,彩色血流模式同时显示数以百计的相邻的取样容积,每个叠加在B模式图像上的取样容积代表相应取样容积的速度。当动脉相邻时,图像的叠加区域难以解析,血流方向也很难判定。因此,急需一种方法来解决此问题,并能改善彩色血流成像技术。

发明内容

[0006] 为解决上述问题,本发明提供一种可改善彩色血流成像技术的处理超声彩色血流成像的系统和方法。

[0007] 一方面,本发明涉及使用超声系统来检测正、负向血流速度的系统和方法。在一个实例中,本发明涉及一种当使用探头扫描到两根相邻血管时的血流检测的方法。因此,从探头的角度来看,即使是血流叠加,本发明也可以判定正、负向血流。

[0008] 一方面,本发明涉及一个包含正交解调系统在内的超声数据处理系统。正交解调系统使用被配置的第一个Hilbert变换来操作实信号,并且将这种实信号转换为解析信号。在一个实例中,在正交相位(Q)通道上的一个或多个信号上使用了第一个Hilbert变换。在一个实例中,在同相(I)通道中的一个或多个信号上使用了一个零度全通滤波器。在某种程度上来说,本发明还涉及结合使用加法器和正交混频器的第二Hilbert变换(这里也称为Hilbert滤波器)。此处的加法器适于在超声系统的信号处理后,添加和提取信号;此处的混

频器用于分离I和Q通道中的正、负向血流信号。另一方面,本发明还涉及将使用一个或多个Hilbert变换对作为信号处理阶段,用于解决超声彩色血流成像中的血流叠加问题。第二Hilbert变换输出或输出子集可以用于进行自相关处理,并借此来判定平均正、负向血流。

[0009] 另一方面,本发明涉及对解析信号和负向血流信号所进行的自相关过程,其中,解析信号是由处理正向血流所得,负向血流信号是由一个或多个Hilbert变换后所得。通过这种方法,自相关算法可以用于计算平均信号值和与正、负向血流的方差信号值。此方法可以解决相邻血流流径(相邻的动脉)的解析问题。相应地,平均信号值和/或方差信号值可用于生成标识或标记(比如,彩色血流成像中用于映射平均正、负向血流的颜色)。

[0010] 在一个实例中,本发明涉及解决同一取样容积(比如,肾脏或心室中)中,正、负血流问题。在一个实例中,通过选用范围在1KHz-50KHz的重复脉冲频率可以进行相邻血流的解析,使用一个变换(比如,Hilbert变换)可以使包含血流数据的信号在时域(比如,通过自相关过程)中进行处理,以减少在扫描过程中所采集到的数据点数。通过这种方法,包含血流数据的信号可以通过关联自身来判定相关的血流数据。在所给出的彩色血流成像中,本发明的一个实例没有限定血流值的全光谱,而是限定了一个或两个方向上的平均血流速度和有关的速度方差值。

[0011] 一方面,本发明涉及超声成像系统、声波合成器和超声数据解调系统。超声成像系统包含被配置的超声接收器,用来接收从组织或血液中实时散射出来的超声信号。在一个实例中,超声成像系统还包含被配置的处理系统和显示器。处理系统用于处理解调扫描过的数据、生成超声图像和进行血流处理,显示器用于显示超声图像数据和图像数据相关的血流速度。在一个实例中,血流处理是指,通过软件模块、电路或被配置的特定集成电路来检测血流速度或正、负向血流。

[0012] 在一个实例中,血流速度的检测是在每条色线信号的基准上进行的。在一个实例中,色线是指在具体波束方向的扫描线。此扫描线从进入人体内的声波向外延伸,并且沿着色线朝向探头回响,扫描线上不同颜色对应不同的参数(比如,血流、湍流、均值、方差或其它参数)。在一个实例中,根据在每条色线信号的基准上处理过的超声数据,生成彩色血流成像并形成二维的彩色血流图像。在一个实例中,血流速度是双向血流速度。在一个实例中,此双向血流速度是指采集到色线信息中正、负向血流的平均速度。在一个实例中,可以将具有不同均值的双向血流编码为代表一个方向的一种颜色(比如,红色代表正方向),另一种颜色代表另一个方向(比如,蓝色代表负方向),第三种颜色(比如,紫色)代表正、负向的混流。

[0013] 在一个实例中,使用自相关方法可以在分离血流方向后进行双向血流均值或方差计算。使用一个或多个标识(比如,颜色)可以对双向血流均值或方差进行编码。在一个实例中,可以使用彩条或其它的彩色视觉元素显示在超声图像上的彩色血流信息,此超声图像是通过探头扫描生成的。

[0014] 一方面,本发明涉及超声彩色血流成像的一种方法。此方法包含使用第一组Hilbert变换分离超声数据中的正、负向血流信号、使用第二组Hilbert变换将所分离的正、负向血流信号转换为解析信号、自相关正向血流解析信号以获取平均正向血流速度、自相关负向血流解析信号以获取平均负向血流速度、使用平均正、负向血流速度进行彩色血流成像。此方法还包含使用自相关处理过程判定血流速度方差。

[0015] 在一个实例中,进行彩色血流成像还包含使用血流速度方差。权利要求所述的方法包含使用探头采集超声数据。所述的方法还包含选取在2ms-32ms内使用探头采集超声数据的采集期。所述的方法还包含减少所选取数据采集期间的频谱干扰。所述的方法还包含使用代表正、负血流解析信号时域所进行的自相关步骤。

[0016] 所述的方法还包含对应平均正向血流的第一超声图像数据标识的应用,以及,对应平均负向血流的第二超声图像数据标识的应用。所述的方法还包含显示超声图像数据和叠加于B模式图像上的第一、第二标识。所述的方法还包含指定第一种颜色代表平均正向血流、指定第二种颜色代表平均负向血流、指定第三种颜色代表正、负向血流的混流。

[0017] 在一个实例中,超声数据包含一个或多个RF信号,还包含壁滤波一个或多个RF信号以去除血管壁运动,使用混频器频移正、负向血流解析信号。此方法还包含从为探头选用范围在1KHz-50KHz的重复脉冲频率。在一个实例中,第一组中的一个Hilbert变换的一个相位角被设置为0度,第一组中的另一个Hilbert变换的一个相位角被设置为90度。

[0018] 一方面,本发明涉及超声彩色血流成像的一种方法。此方法包含并使用第一个Hilbert变换将超声探头的一个或多个RF信号转换为一个或多个解析信号;使用混频器将一个或多个解析信号频移至基带;壁滤波一个或多个频移过的解析信号,以去除血管壁运动;分离出一个或多个壁滤波过信号中的第一血流信号,以此生成第一级血流信号;使用第二个Hilbert变换将第一级血流信号中的第一血流转换为可解析的第一血流信号;自相关可解析的第一血流信号,以此获取第一血流平均速度;使用第一个血流平均速度进行彩色血流成像。此方法还包含分离出一个或多个壁滤波过的信号中的第二血流信号;使用第三个Hilbert变换将第一级的第二血流信号转换为可解析的第二血流信号;自相关可解析的第二血流信号,以此获取第二血流平均速度;使用第二血流平均速度进行彩色血流成像。

[0019] 一方面,本发明涉及一个超声系统。超声系统包含混频器、第一壁滤波器、第二壁滤波器、第一Hilbert变换、第二Hilbert变换、第一加法器、第二加法器、第一信号处理设备、第二信号处理设备和一个处理单元。其中,混频器包含接收超声探头RF信号的混频器输入和混频器输出;第一壁滤波器包含与混频器输出进行电信通讯的第一壁滤波输出和第一壁滤波输入。第二壁滤波器包含与混频器输出进行电信通讯的第二壁滤波输出和第二壁滤波输入。被配置的第一Hilbert滤波器用于对第一壁滤波器上的相位信号进行第一Hilbert变换,以此生成Hilbert相位信号;被配置的第二Hilbert滤波器用于对第二壁滤波器上的正交信号进行第二Hilbert变换,以此生成Hilbert正交信号;第一加法器用于与一个或多个第一、二Hilbert滤波器进行电信通讯,接收一个或多个Hilbert变换后的相位信号和正交信号,第一加法器包含第一加法器输入和第一加法器输出;第二第一加法器用于与一个或多个第一、二Hilbert滤波器进行电信通讯,接收一个或多个Hilbert变换后的相位信号和正交信号,第二加法器包含第二加法器输入和第二加法器输出;第一信号设备包含与第一加法器输出进行电信通讯的第一解析信号变换;第二信号设备包含与第二加法器输出进行电信通讯的第二解析信号变换;被配置的处理单元用于自相关第一、二信号处理设备中的解析信号。

[0020] 在一个实例中,第一解析信号变换包含有第一相位角的第一Hilbert变换和有第二相位角的第二Hilbert变换。在一个实例中,第二解析信号变换包含有第一相位角的第三Hilbert变换和有第二相位角的第四Hilbert变换。超声系统还包含一个显示器和一个处理

单元。被配置的显示器用于接收来自处理单元的彩色血流数据,被配置的处理单元用于生成正、负向平均血流,以此回应对接收到的解析信号所进行的自相关过程。在一个实例中,使用了一种设备进行了一个或多个Hilbert变换,此设备是从FPGA、电路、滤波器、有限脉冲响应(FIR)、一个无限脉冲响应(IIR)滤波器所构成的组中挑选出来的。

附图说明

[0021] 附图无需按比例绘制,而是将重点放在了说明原理上。附图应被认为是用于各个方面的说明解释,而不是要限制本发明,本发明仅由权利要求限定。

[0022] 图1是本发明一个实施例的用于实现或包含一个或多个彩色血流处理系统或相关方法的超声系统框图。

[0023] 图2是具有通过扫描叠加在B模式图像上的彩色感兴趣区的彩色血流图。

[0024] 图3是本发明一个实施例的用于实现或包含一个或多个彩色血流处理系统或者方法的超声系统框图。

[0025] 图4是当多普勒角度接近90度时,由横向多普勒超声扫描血管生成的彩色血流图像的原理图。

[0026] 图5是有关感兴趣样本(比如肾脏)内的动脉和静脉血流的示意图,该感兴趣样本适于用来举例说明当使用常规频谱多普勒FFT方法进行计算存在双向血流,以阐明本发明具体实例中所述彩超血流方向混淆的问题。

[0027] 图6是一系列代表A-J的频谱图,自上到下分别是射频信号(RF)、同相基带信号(In-Phase Baseband, IBB)、正交基带信号(Quadrature Baseband, QBB)、Hilbert变换后的正交基带信号(Hilbert Transformed, QBBH)、IBB信号与QBBH信号之和、IBB信号与QBBH信号之差、正向血流解析信号(Positive Analytic Flow Signal, PA)、负向血流解析信号(Negative Analytic Flow Signal, NA)、平均正向血流信号(PMean)、平均负向血流信号(NMean)(本发明实例中以红色、蓝色和绿色为标识)。

[0028] 图7是本发明一个实例的各种信号处理步骤或阶段流程图。

具体实施方式

[0029] 在某种程度上来说,本发明涉及超声系统、图像和信号处理子系统。通常来说,探头包含一个或多个传感器,用于发射声波至取样兴趣区(比如人),并且可以与各种子系统配合使用。探头还可以接收来自样本的回声或后向散射波。动脉或静脉中的血液流动改变了探头接收到的回声或后向散射波。使用不同技术可以检测这些改变,评估样本成像的图像细节。进一步来说,本发明下面的实例会说明使用多普勒技术和图像改善血流速度解析的某些功能,以及基于像素的显示功能。

[0030] 典型的超声成像系统包含一个处理单元或被配置用于执行或实现算法的其它设备。此算法用于生成2D组织亮度模式(也称为B模式)、组织运动模式(M模式)、脉冲多普勒模式(PW模式)或连续多普勒模式(CW模式)、彩色血流模式(基于自相关)和其它模式。B模式图像以灰阶显示,灰阶代表了所扫描到的内脏器官软组织。在一个实例中,频谱多普勒使用FFT频谱分析,以显示血流模式,用于检测阻塞的血流角度(比如,狭窄或其它特性)。

[0031] 在彩色血流模式下的多普勒成像实例中,随时间变化的相位信号 $P(t)$ 是重要的,

因为目标区域的血流速度在时间方面与第一导数 $P(t)$ 成比例。彩色血流模式是二维血流成像,它以彩色来显示血流,并且在B模式图像进行叠加(如图2所示)。各种标识(比如,颜色、阴影、符号或其它标识)可用于叠加在超声图像上的血流成像。在一个实例中,正、负血流均值可以使用相应的标识进行成像。

[0032] 血流图像的像素被彩色编码为彩色标识。例如,一种颜色的像素,比如红色,可以表示为流向超声探头的血流;第二种颜色的像素,比如蓝色,可以表示为背向探头流动的血流。这种颜色选择不受限制,可以颠倒或以其它颜色对代替。在某些应用中,以编码像素显示的血流中的第三种颜色(比如,绿色或其它标识)可以表示为湍流。不同信号可以显示为图像和频率间隔(如图6所示),并且后续会进行详细描述。

[0033] 除彩色血流模式外,所述的超声系统处理单元可以进行配置,以进行M模式扫描。M模式是指实时运动模式(即组织运动模式),适于显示心脏超声成像中的心肌和气门运动。在所述的系统实例和方法(比如,图1和图3)中,使用了一个或多个或组合的前述超声成像模式。

[0034] 图1所示的超声系统10适于实现本发明有关彩色血流成像的各种实例和其它所述实例。本系统10可以使用声波25扫描样本20(比如,病人的一个或多个动脉)。图1所示的系统包含与发射机进行电信通讯的探头101和接收开关(T/R Switch)102。探头101将超声波25发送至样本20,并从样本20中接收超声波25。发射脉冲发生器105还可以与开关102进行通讯。

[0035] 如图1所示,超声系统10还包含根据处理单元115(也称为处理器)中控制信号而配置的发射波束形成器109。处理单元或处理器115包含一个或多个微处理器、中央处理单元或计算装置。被配置的处理单元可用于进行彩色血流成像,并将信号转换为解析信号;所述FFT过程和自相关功能可用于生成平均正、负向血流。开关102接收探头101返回的RF信号之后,接收波束形成器116接收了RF信号。在一个实例中,被配置的接收波束形成器116用于采集接收信号(比如,通过正交采集)。这种采集过程变换了探头传感器中所接收到的RF信号,信号对由此生成(同相)I和(正交)Q信号。(同相)I和(正交)Q信号被称为I和Q信号对、I/Q信号或下文中所述的其它形式。

[0036] RF信号在通过T/R开关102后,被发送至接收波束形成器116,所采集到的I/Q信号对被发送至解调系统118或其它用于信号处理的子系统中。在某些程度上来说,被配置的解调系统118用于去除I/Q信号对中的载波频率。解调系统118包含信号处理系统(比如,后处理解析信号变换和自相关系统120)。系统120还可以从解调系统118或处理单元115中脱离出来。系统120包含电路、处理器或其它适于变换I/Q信号对的电子设备(比如,Hilbert变换或其它用于生成解析信号的变换)。进一步来说,系统120还包含电路、处理器或其它适于进行有关变换后超声信号的自相关过程。电源123可以与系统10(比如,通过解调系统118)进行电信通讯。

[0037] 系统10还包含显示器和用户界面125。该系统允许用户指定有关平均正、负方向血流数据的彩色血流成像特性。其中,平均正、负方向血流数据由解调系统118或处理单元115中的一个或两个进行自相关和其它信号处理产生。

[0038] 显示器125用于显示彩色血流成像150。如图2所示,叠加在B模式图像175上的取样兴趣区(称为彩色兴趣区)27,用于生成彩色血流模式图像150,此彩色血流模式图像上使用

了红色(R)、蓝色(B)编码或所示的正(PF)、负(NF)向血流箭头。如图2所示,动脉、静脉血流被混合显示在彩色血流模式图像150中。沿着扫描线,彩色兴趣区27被分为多个采样容积。探头(比如,探头101)发射的超声能量询问每一个取样容积。探头从样本20中接收回声。

[0039] 探头生成了不同顺序的超声波(比如,探头的能量传感器生成了许多脉冲串)。例如,在彩色血流模式中,所配探头可以生成冲击感兴趣样本20(比如,被覆盖一个或多个动脉的人体区域)的6-12个脉冲。对于每一个脉冲,相应的回声或后向散射波被接收后,所生成的集成数据包用于后续的数据处理和显示。例如,使用了探头101扫描样本20,并且使用显示器(比如,图1中显示器125)显示样本超声图像25。所述超声图像25显示了流经肾脏的动脉和静脉。

[0040] 彩色血流成像是基于回声的相移探测,此回声来自于彩色兴趣区内的采样容积数据包。因此,每一个取样容积被询问多次,用于计算出可靠的血流相位差分。而且,探头询问使从人体内返回的超声波生成了集成数据包。正如此处所述的,集成数据包的处理使用了不同方法,包含不同的转换器、滤波器、自相关步骤,这些不同的方法还用来计算了血流速度、平均正、负向血流数据和所述的其它数据。

[0041] 如果所扫描的血管很细小,并且在如图2所示的彩色采样容积的各个方向上紧密地连接在一起,超声波的询问无论是在横向或纵向都无法解析这些血管。因此,来自同一采样容积的正(PF)、负(NF)向血流混淆。使用传统方法的话,由于平均血流速度为零,用户是无法知道同一彩色采样容积的相反方向上有两个血管,更无法知道所扫描的采样容积内有无血流。在肾脏或有关心脏血流的成像方向,此问题尤其严重。本发明所描述的信号处理和其它功能克服了这些在传统方法中无法解决的问题。有关本发明的彩色血流实例的更多细节,可以使用图1中系统10和图3中超声子系统205来进行阐述。

[0042] 图3所示的超声子系统205适合与图1的超声系统10和其它超声系统配合使用。子系统205包含附加部件和有关包含后期处理的Hilbert变换(或其它生成解析信号的变换)和自相关系统120的更多细节。在图1的超声系统10和图3的子系统205中,样本(例如样本20)所接收的信号被发射至波束形成器(R.F.Beam Former)116的前端。从样本接收到的信号为探头101的传感器提供能量并生成了RF信号,在波束形成器116前端和混频器210进行的正交采集可以对RF信号进行处理,并将其形成I/Q信号对。对应冲击每一个探头传感器阵元的回波信号,生成了RF信号。在正交调制解调系统中,混频器210用于将RF频率移位至基带,以提取多普勒相移。通过这种方法,混频器210可以形成I/Q基带信号。其中,I代表同相位,Q代表正交相位。基带信号I和Q有90度相位差,并且沿着每一个彩色采样线组成了信号对。如图所示,图3的子系统205和混频器210包含一个或多个低通滤波器(Low Pass Filter,LPF)。混频器可以与本地振荡器212进行电力通讯。

[0043] 在彩色血流超声数据采集集中,每一条彩色取样线上有多个(1-200)彩色取样容积。每一条彩色取样线上包含多个彩色信号生成了集成数据包,这些彩色信号来自于样本兴趣区(如图1的样本20)多次询问。如图3所示,在生成I/Q基带信号对之后,混频器后面的输出接口处,壁运动滤波器对220和223用于去除某些无用信号(比如,信号对中静止血管功能或血管壁运动数据)。具体来说,在一个实施例中,通过使用滤波器220和223,将有关静止组织或血管壁运动的信号从I/Q基带信号对中去掉。

[0044] 信号处理和血流、差分计算的自相关实例

[0045] 一旦信号中去除了有关静止血管和血管壁运动的功能,通过使用适当的程序(比如,所示的自相关算法、第一、二自相关工序阶段或图3中系统内的子系统300和310)可确定血流速度。例如,使用了方程正切法Q/1可以计算出相位角,而角速度是集成数据包的相位角差分。

[0046] 对于输入数据 $X_1, \dots, X_n, X_{n+1}, \dots, X_N$ ($6 \leq N \leq 12$), 数据组中的自相关功能如下:

$$[0047] \quad R_{xx}(-1) = \sum_1^N X_n \cdot X_{n+1}^*$$

[0048] 在具体的取样容积中,数据组 (I_n, Q_n) 如下:

$$[0049] \quad R_{xx}(-1) = \sum_1^N (I_n + jQ_n) \cdot (I_{n+1} - jQ_{n+1})$$

$$= \text{Re} + j\text{Im}$$

[0050] 其中, $\text{Re} = \sum_1^N (I_n \cdot I_{n+1} + Q_n \cdot Q_{n+1})$, $\text{Im} = \sum_1^N (I_{n+1} \cdot Q_n - I_n \cdot Q_{n+1})$ 。Re是向量点的乘积项,Im是向量乘积项。从以上的方程,得出:

$$[0051] \quad \Delta\Phi = -\tan^{-1}\left(\frac{\text{Im}}{\text{Re}}\right)$$

[0052] 血流速度差分从以下方程中得出:

$$[0053] \quad \sigma^2 = \frac{2}{T^2} \left(1 - \frac{|R_{xx}(T)|}{R_{xx}(0)}\right) = \frac{2}{T^2} \left(1 - \frac{(\text{Re}^2 + \text{Im}^2)^{1/2}}{R_{xx}(0)}\right)$$

$$\mu =$$

[0054] 其中, $R_{xx}(0) = \sum X_n \cdot X_n^* = \sum (I_n^2 + Q_n^2)$ 。

[0055] 彩色血流处理是以多普勒原理为依据。当所检测的血流流向探头时,平均血流速度为正数。正数用于确定数据组中的部分血流。例如,处理单元或处理器115和有关编码或数据处理软件可以使用此正数,将颜色(红色)或其它标识(比如,闪动的像素或阴影)与正方向血流速度相关联。相反,当所检测的血流背流探头时,平均血流速度为负数,系统使用蓝色或其它标识编码。通过这种方法,用户可以(比如,通过显示器125)识别和查看正、负向血流信息。

[0056] 图3的子系统205中,在使用自相关过程分离正、负向血流信号之前,需要通过进行Hilbert变换236,239,使用加法器245,247进行信号求和以及图3中的变换266,269将正、负向血流进行分离。讨论有关图3子系统205中前端变换和加法器的其它功能之前,很有必要考虑本发明的实例中彩色血流成像和信号处理中的某些功能。

[0057] 在许多实例中,处理器还计算了差分或血流速度中的湍流,并且在初始的彩色图上使用了另外的标识(比如,绿色)。在一个实例中,第一、二自相关处理阶段或子系统300和310可以通过硬件或软件实现,包括作为指令通过处理单元115执行。因此,带有标识的正、负向血流、差分或湍流、不同的表示图示可以为用户显示数据。例如,对于正向血流,如果使用红色

[0058] 同理,如果使用蓝色表示负向血流已编码,当负向血流和方差信号叠加时,生成的标识以青色显示(蓝+绿)。在一个实例中,不同的标识和分配原则存储于软件中,通过系统120组件或处理单元115得以实现,还可以根据用户喜好,按照超声扫描数据(比如,解剖结

构图像)中第一血流方向上的第一血流速度、第二血流方向上的第二血流速度、方差或湍流的形式进行自定义。

[0059] 作为识别和编码血流方向的部分程序,基于处理器的系统受同一血管内血流流向唯一性的这种限制进行相关设置。通常来说,同一血管内血液或者流向或者背流心脏,但是不会向两个方向流动。有时信号可能引发不利效应(比如,血液看似流向两个方向或其它不利的可视伪像)。

[0060] 例如,如图4所示,当实例中的多普勒角度接近90度时,由于旁瓣或波束增宽出现了血液横流。当多普勒角度达到90度并且波束增宽时,某些能量会高于或低于90度。这种90度阶段水平的能量传播可以导致在接收回波中同一血管同时出现正、负向血流数值,即使血液实际上是在一个方向上流动。当从样本中所接收到的回波同时包含正、负向血流信息时,其传统自相关方发显示结果是不正确的,就需要采取措施来解决这个问题。

[0061] 在同时显示正、负向血流信息的实例中,具有较高能量信号(信号中的振幅较高)的血流决定了平均速度检测,因为两个血流方向中的其中一个方向上有高能量或振幅,这种血流均值也有偏差。如果波束中心的多普勒角度是90度,旁瓣导致正、负向血流的对称。正因为这种对称,平均血流速度为零。成像干扰也造成血管中无血液显示。因此,如果有可能的话,用户需进行相关培训以避免使用90度多普勒角进行血流成像。引发此问题的原因在于,使用自相关算法计算均值和方差之前,传统方法无法判定血流方向。在图3的子系统205中,通过进行Hilbert变换236,239,使用加法器245,247进行信号求和以及图3中的变换266,269将正、负向血流进行分离。这些功能可以改善彩色模式中的血流方向解析和显示。

[0062] 图5是本发明一个实施例关于适用使用常规频谱多普勒FFT方法进行计算感兴趣样本内的动脉和静脉血流的示意图。图5是PW多普勒模式频谱图,在此模式中使用FFT方法可以计算正、负向血流均值。在图5中,纵轴代表频率,向上是正方向,向下代表负方向,零代表基线。横轴代表时间,亮度代表振幅强度。以上所述的问题,可以使用快速FFT法结合各种变换和自相关方法进行彩色血流成像和信号处理,以此来解决血流方向和血流混淆。进行自相关之前,通过分离血流信号,处理单元进行的彩色编码得到了很大改善,这种彩色编码是有关于正向血流均值、负向血流均值、正向血流方差、负向血流方差。部分地,在彩色编码之前需分离正、负向血流数据(比如,通过本发明所述的应用变换)。

[0063] 例如,根据一个实例,图5所示的结合复杂1/Q数据输入的FFT方法可以生成多普勒频谱图中的正、负向血流信息。在X轴上的动脉血流是正向血流,X轴下的静脉血流是负向血流。在某种程度上来说,本发明中的一个实例涉及彩色血流模式下多普勒频谱图FFT法的应用。如图5所示,处理器115可以使用全FFT频谱图分别计算正、负向平均血流。处理器还可以计算频谱图基线上方的动脉血均值和方差(X轴代表正向血流),并且计算基线上方的静脉血均值和方差。使用处理器可以进行这些计算,使用以下方程式可以计算所扫描到的超声数据组中的多普勒频移值:

$$[0064] \quad \bar{\omega}_+ = \int_0^{\infty} \omega P(\omega) d\omega / \int_0^{\infty} P(\omega) d\omega \text{ 对于正向血流均值}$$

$$[0065] \quad \bar{\omega}_- = \int_{-\infty}^0 \omega P(\omega) d\omega / \int_{-\infty}^0 P(\omega) d\omega \text{ 对于负向血流均值}$$

[0066] P(ω) 是能量频谱图, ω 是角速度,即多普勒频移。

[0067] 使用FFT法处理彩色血流的另一个问题是处理延迟。具体来说,由于成像探头中的彩色集成数据包大小需要从一般6-12个波束或脉冲增大到至少16-64波束或脉冲才能获得所需的速度解析,然而,FFT方法降低了多个取样容积上的帧频速度(多于10次)。原因在于,FFT点数除以PRF所得数值决定了FFT法中的频率解析。每个探头脉冲有相应的FFT点。例如,16KHz的PRF和8个FFT点的集成数据,频率解析是2KHz (16KHz/8)。遗憾的是,对于检测血流速度来说,这个频率解析太不精准。具体来说,如果使用FFT法进行频率解析,用于FFT计算所使用的处理器就需要高负荷运转,从而导致了长时间不合理的处理延迟并且降低了帧频。因为这些原因,使用自相关方法来进行平均血流和方差计算是可取的。

[0068] 因此,在本发明的一个实例中,集成大小被调整以增加频率解析粒度。例如,如果FFT相应的集成大小点数增大至64, (64) (1/PRF) 就计算出采集完整FFT数据包所用的时间。因此,对于2KHz的PRF、64点的FFT,64点数据的全部采集时间是 $0.5\text{毫秒} \times 64 = 32\text{毫秒 (ms)}$ 。32ms内血流量是不固定的,尤其是心脏收缩相位。32ms内的血流速度变化巨大,尤其是当病人的血管有狭窄。在数据采集过程中,血流速度的变化可以引发频谱增宽干扰和平均速度计算误差。本发明的一个实例涉及选择信号处理的时域,将此时域由32ms的数据采集时间缩短至2ms,以此减少或避免频谱增宽干扰。

[0069] 为了缩短数据采集时间,根据本发明的一个实例,使用一个变换是有效的(例如,使用Hilbert变换进行时域内的信号处理,以缩短信号处理过程中的数据采集时间)。如图3所示,系统被配置以减轻经过长时间数据采集而引发的不利干扰(例如,数据采集时间大于32ms)。

[0070] 返回到图3中的子系统205,一个同相壁滤波器220发射了一个同相信号。同相信号没有相移,这相当于零度的相移。相反,在正交相位壁滤波器223发射了一个正交相位信号。此正交相位信号具有90度的相移。将第一Hilbert变换236应用到或者以其他方式作用于壁滤波器220中的同相信号,就可以生成Hilbert变换后的同相信号。当进行同相信号的处理时,将第一Hilbert变换239应用到或者以其他方式作用于壁滤波器223中的正交相位信号,就可以生成Hilbert变换后的正交相位信号。

[0071] 使用第一Hilbert变换对经血管壁运动滤波过的同相和正交相位信号进行处理后,任何没有能量(振幅为0)且为0Hz的实信号生成为沿着信号虚部的输出信号。因此,在合适的信号上进行Hilbert变换后,可以在236和239输出端生成复解析信号。根据本发明的某些实例,一个Hilbert变换可以在不同方法中被使用多次。如图3所示的Hilbert变换236和239,每一个Hilbert变换可以处理滤波器220和223中的信号。所述Hilbert变换236和239可以相互进行电力通讯,并且可以对相位角进行全通滤波。

[0072] 有关这些信号及相应处理的更多细节都本文中进行了描述,其中包括图6中的频谱表示和图7中的示例性方法步骤。可以使用一个或多个滤波器(比如,使用一个全通滤波器进行相位延迟而不是振幅衰减)来进行Hilbert变换236和239。使用一个有限脉冲响应滤波器(FIR)或无限脉冲响应滤波器(IIR)也可以进行Hilbert变换236和239。在一个实例中,使用了数字滤波器。

[0073] 在图3中,壁滤波器220和223与如上文所述混频器210输出进行电信通信,所述壁滤波器可以是高通滤波器,它们用于去除过直流平稳信号和与过缓壁运动相关的信号。通过使用这种方法,处理1/Q基带信号,可以去除静止血管和血管壁运动以保持血流速度的信

息。另外,此过滤步骤为在下一个信号处理阶段提供满足Hilbert变换条件的信号,在下一个信号处理阶段中,零度相移Hilbert变换236和90度相位Hilbert变换239对壁滤波后的信号进行了操作。

[0074] 如图3所示,正交相位Hilbert变换239(90度移器)和同相Hilbert变换236与第一加法器245、第二加法器247进行电力或其它形式的通信。在一个实例中,相当于相移S功能的Hilbert变换,其函数形式为 $H(S)$,0度相移变换表示为 $H(0)$,90度相移变换表示为 $H(90)$ 。加法器245和247用于分离加法器245和247中心处的1/Q信号中的正、负向血流信号。

[0075] 使用加法器245和247进行信号处理后,将附加的Hilbert变换应用到加法器245和247发射出的正、负向血流信号上。附加的Hilbert变换266和269将实信号转换或变换成一种解析信号格式。这种格式适用于下一处理阶段中的自相关处理器300和310,并且可分别用于计算正、负向血流均值。通过缩短数据采集期时间和/或生成可解析血流的数据点数,自相关方法可以解决频谱增宽干扰问题。

[0076] 在图3中,在加法器245之后,变换266包括一组被分别指定为相位角度 $H(0)$ 和 $H(90)$ 的Hilbert变换对。变换269也包括一组被分别指定为相位角度 $H(0)$ 和 $H(90)$ 的Hilbert变换对。通过使用245和247输出端正、负向血流对应的实信号,这些变换对可以用于生成解析信号。在使用自相关过程之前,得到这种解析信号格式是可取的,因为解析信号可以计算平均血流。

[0077] 在一个FFT的方法中,信号被转换为频域频谱图,并且通过此频谱图可以计算出均值。相反,在本发明的时域自相关方法中,一个Hilbert变换或者其它解析信号变换可以将信号转换为解析信号格式,然后可以使用本文所述的自相关函数计算一个方向的血流速度均值。自相关直接引发了相移,因此就无需长采集期内的数据集,而此数据组是FFT方法所要求的。

[0078] 通过使用时域集内的信号(比如,使用Hilbert变换266和269生成的信号),具有小或缩小数据集成包的信号处理仍然停留在时域内。因此,与上述讨论的使用了2KHz频率解析的FFT方法相比,计算负荷变低。另外,进行自相关过程300之后,使用处理单元可以生成可标识的值310(正向血流均值、负向血流均值、正向血流方差、负向血流方差)。在一个实例中,自相关处理300之后,使用了一个数字信号处理集成电路、一个FPGA电路、或其它电子处理器或电路获得了实现310。

[0079] 在一个实例中,通过Hilbert变换可以使用其它处理命令。因此,Hilbert变换可以首先用于生成解析信号,然后用于分离血流数据。在一个实例中,所使用的混频器是一种复信号混频器。

[0080] 在本发明中的一个实例中,某些功能可以从频谱图的角度来进行总结和解释。图6示出了各种信号,这些信号根据本发明的不同信号处理阶段和方法(比如,图7或使用系统205以及其部件)生成和处理所得。在频域或频移中,描述了图6所示的信号。如图6所示,同相代表正向血流,Q相位代表负向血流。

[0081] 图6显示了各种频谱500,其中频率值对应着X轴或水平轴上的数值。相反,垂直轴或Y轴用于显示具体频率 f 的强度值或振幅值(比如,以强度函数 $H(f)$ 表示)。在图6中,超声信号的载波频率以 f_c 表示。通常情况下,在信号处理之前,一个解调系统用于去除这种载波频率。负载波频率 $-f_c$ 显示于左侧的垂直虚线上。相反,正载波频率 f_c 显示于右侧的垂直虚

线上。各种信号以箭头形式表示,而箭头对应着频率、血流方向或兴趣区内的其它参数(比如,方差或正、负向血流均值)。

[0082] 例如,在图6中,可以使用蓝色(或其它合适的第一颜色或标识)将以 f_2 或B标识的箭头显示于显示器上,其相应的血流信号或数值代表背向探头流动的血流。在图6中,使用红色将以 f_1 或R标识的箭头(或其它合适的第二颜色或标识)显示于显示器上,所标识的箭头对应着血流信号或代表流向探头的血流数值。

[0083] 在图6上方,频移内显示的第一信号是RF信号。第一水平频谱图内显示的RF信号是输入频谱。RF信号包括一个信号505,信号505具有被设置为高于载波频率 f_c 的正多普勒频率,并且以本发明或后续的血流成像为目的,使用红色标识血流方向。另外,RF信号包括一个信号507,信号507具有被设置为低于载波频率 f_c 的负多普勒频率,并且使用蓝色标识相反的血流方向。在一个实例中,作为惯例,红色代表正向血流 f_1 ,蓝色代表负向血流 f_2 。

[0084] 在一个实例中,产生纯正弦波形式的信号505和507,其中,每个信号对应的频谱以其频率值定位在一条线上。由于RF信号是实值信号,可以产生镜像信号。频率为 f_1 和 f_2 的RF信号505和507位于在频谱的正面,其对应的镜像信号505m和507m(以虚线显示)位于负 $-f_c$ 为中心两侧的频率。信号505m和507m分别是信号505和507的镜像。另一信号指示符后面的“m”表示此信号是镜像信号。

[0085] 同理,在图6的频谱B中,显示了基带(1BB) 515和517中的相位信号和其镜像信号515m和517m。在图6的频谱C中,显示了基带(QBB) 520和525中的正交相位信号和其镜像信号520m和525m。QBB频谱中的镜像信号520m和525m被反转,且振幅为负。此负振幅用于进行数学运算(比如,进行Hilbert变换、自相关函数、其它过程和操作)。

[0086] 关于频谱B中的同相通道,使用了超声系统205中的混频器210,将RF信号频移至基带,即在0Hz轴。在一个实例中,混频器210包括或可以与一个或多个低通滤波器(LPF)进行电力通讯。RF频谱中的 f_1 信号505移至1BB频谱中的信号515, f_1 信号的镜像505m移至1BB频谱中的信号515。 f_2 信号507移至1BB频谱中的信号517, f_2 信号的镜像507m移至1BB频谱中的信号517。多普勒频率信号转换为1BB频谱中的新频率,这是因为RF频谱图中的 f_1 和 f_2 信号都是围绕着 f_c 载波的上、下边带。

[0087] 参考图3,1BB信号是同相壁滤波器220中的输出信号。同理,QBB信号是正交相位壁滤波器223中的输出信号。第一Hilbert变换被识别为QBBH之后,就生成了正交相位通道中的基带信号,基带信号显示于图6的频谱D上。此QBBH信号包括信号530和535以及显示于图6频谱D中的镜像530m和535m。此QBBH信号是信号处理阶段239中的输出信号,其中,QBBH信号上应用了一个具有90度变换的Hilbert变换。

[0088] 作为加法器245和247信号处理的一部分,图6频谱E中显示了QBBH信号和1BB信号的求和操作。如图6频谱E中的1BB+QBBH频谱所示,1BB频谱中有向上箭头的信号517和517m抵消了QBBH频谱中有向下箭头的信号535和535m。在频谱E中,所示的具有多普勒频率 f_1 的信号540和其镜像540m仍被保留,而在下边带的 f_2 信号被去除。

[0089] 差分计算显示了频谱F中的 f_2 多普勒信号被保留, f_1 信号被去除。具体来说,使用加法器245和247进行的差分计算可以显示图6频谱F中1BB信号中去除了QBBH信号。这导致有多普勒频率 f_2 的信号和有其镜像信号550m的基带 f_2 血流被保留,而 f_1 信号以及其镜像被去除。相应地,Hilbert变换生成了QBBH信号,频谱E中的加法运算和频谱图F中的差分运算

为正、负向血流提供了一种分离方法。使用具有多普勒频率 f_1 的实信号540和具有多普勒频率 f_2 的实信号550可以验证这种分离方法。

[0090] 在一个实例中,使用第二Hilbert变换266和269可以处理信号550和540(以及其镜像),以生成对应于频谱G和H不同血流方向上的复信号560和570。信号560对应着可解析的正向血流信号,信号570对应着可解析的负向血流信号。变换266和269可以生成信号560,570将信号转换为适于处理阶段300和310中进行自相关的复(或可解析的)格式,由此可以确定有关信号560和570变换的310均值和方差。在信号处理阶段300和310中进行自相关方法操作后,最终结果是正、负均值。所得正、负均值信号580和585显示于图6底部的频谱图I和J。也可以使用自相关函数计算方差。

[0091] 图7是根据本发明的一个实例的信号处理方法700的流程图。在一个实例中,所述方法涉及采集患者超声数据的不同信号和数据处理步骤。在一个实例中,混频器中的同相信号和正交信号是输入信号。这些信号都是典型的1/Q信号对。所述混频器,举个例子,可以是图3中所述的混频器210,尽管按照方法700的步骤,也可以使用其它混频器、波束形成器和I和Q信号。

[0092] 在一个实例中,此方法包括方法700,即在混频器或其它信号处理设备输出的I和Q信号上应用壁滤波器(步骤A1)。方法700包括执行不同信号的处理步骤。可以使用本文所述的处理器、其它电路或装置来执行此方法的各个步骤(比如,图1和图3所述)。为方便起见,将同相信号处理生成的各个信号命名为S11、S12、S13、S14、S15。同理,为方便起见,将正交信号处理生成的各个信号命名为SQ1、SQ2、SQ3、SQ4、SQ5。因此,例如,步骤A1中使用壁滤波器生成的信号是S11和SQ1。

[0093] 相应地,如步骤A2所示,可以使用I通道中的零度全通滤波器来过滤信号S11。信号S11的零度全通滤波输出是输出信号S12。相反,如步骤A2'所示,可以使用Q通道中的90度Hilbert滤波器来过滤信号SQ1。信号SQ1的90度Hilbert滤波器输出是输出信号SQ2。步骤A2和A2'中的Hilbert滤波操作对应着图3中信号变换236和239。

[0094] 接下来,如步骤A3所示,根据正、负向血流特性,可以使用一个或多个加法器来分离这两个信号。可以使用例如245和247的两个加法器。使用加法器进行处理后生成了信号S13和SQ3。使用步骤A4与A4'进行了与相应信号有关的正、负血流的附加处理。

[0095] 根据步骤A3,可以使用一个零度全通滤波器和一个90度Hilbert滤波器过滤信号S13,以生成正向血流中一个或多个信号S14形式出现的解析信号对。相反,根据步骤A3,可以使用一个零度全通滤波器和一个90度Hilbert滤波器过滤信号SQ3,以生成负向血流中一个或多个信号SQ4形式出现的解析信号对。一个实例中,在这个信号处理点上,一共使用了四次Hilbert变换或Hilbert滤波器(236、239、266、269),其中,两次是为了生成同相和正交信号,另外两次是为了生成正、负向血流信号。

[0096] 执行步骤A4和A4'之后,分别对信号S14和SQ4进行自相关步骤A5和A5'。具体来说,处理器进行有关S14信号的自相关操作,用以计算正向血流均值S15。同理,对于负向血流,处理器进行有关SQ4信号的自相关操作,用以计算负向血流均值SQ5。步骤A6包括基于平均正、负向血流超声显示的彩色编码应用。之后的步骤A7包括显示图形叠加的超声图像,此叠加对应正、负向血流信息。也可以使用处理单元或自相关方法计算正、负向血流的方差值。

[0097] 在步骤A6中,血流数据用于编码图像数据,用户由此可以查看彩色图谱。信号处理

所得的彩色图谱包含一个血流信号分离步骤和两个独立的自相关处理。可以使用传统方法或编码来显示彩色图谱,根据步骤A7所述,此编码可以成像血流方向标识和方差值。

[0098] 本发明讨论了有关超声成像系统的实例,但是,这些实例并不限制于本领域的技术人员,也可以应用于其它成像系统。

[0099] 各个方面、实例、功能、以及本发明的用例应被认为在所有方面是具有说明性的,并且不限制于本发明和仅由声明限定的范围。其它实例、修改和用途对本领域的技术人员显而易见,但并不会脱离本发明的宗旨和范围。

[0100] 各个方面、实例、功能、以及本发明的用例应被认为在所有方面是具有说明性的,并且不限制于本发明和仅由声明限定的范围。其它实例、修改和用途对本领域的技术人员显而易见,但并不会脱离本发明的宗旨和范围。

[0101] 本发明申请中的标题和段落的使用并不限制于本发明,可以将每个段落应用于本发明的任何方面、实例或功能。

[0102] 在整个发明申请中,当组合被描述为具有,包括或包含特定组件,或过程被描述为具有,包括或包含特定方法步骤,也可以设想本指导的组合基本上由或包括,所列举的组分,并且本发明的指导过程也基本上由,或由所列举的处理步骤组成。

[0103] 在本发明申请中,一个元件或组件被说成是包括在和/或选择从所述元件或组件的列表中,这应该被理解为该元素或组件可以是所列举的元件或组件中的任何一个,并且可以从一组包含两个或更多所列举的元件和组件中进行选择。另外,应当理解的是,不论于此是否明确,这里所描述的系统元件和/或功能特性、组合、机构或方法可以以各种不同的方式且不脱离本发明的指导的精神和范围前提下进行组合。

[0104] 除非特别声明,否则使用的术语“包括”,“具有”,或“有”通常应该理解为开放式的和非限制性的。

[0105] 除非特别说明,否则这里单数的使用包括复数(反之亦然)。另外,除非上下文另有明确规定,单数形式“一”,“一个”和“该”包括复数形式。另外,这里使用的术语“约”是在量化值之前,除非另外特别声明,否则本指导本身也包括具体的定量值。

[0106] 应当理解的是,某些动作或操作的步骤顺序或次序是不重要的,只要本指导保持可操作性。另外,可以同时进行两个或多个步骤、动作或操作。

[0107] 这里提供了值的列表范围,范围上限和下限之间或值列表的每个中间值都被单独考虑并且被包含在本发明中,而且每个值被具体地列举出来。另外,在给定范围上限和下限之间的较小值将被考虑和包含在本发明之内。示例性的值或范围列表不是给定范围上限和下限之间或范围的免责声明。

[0108] 本发明将以多种不同的形式体现,包括但不限于,用于带有处理单元(例如,微处理单元,微控制器,数字信号处理单元或通用计算机)的计算机程序逻辑,用于带有可编程逻辑设备(例如,现场可编程门阵列(FPGA)或其它PLD)的可编程逻辑,分离组件,集成电路(例如,专用集成电路(ASIC)),或包括任意组合的其他方式。在本发明一个实施例中,部分或所有被用于产生控制信号或初始化用户接口命令数据的处理被实现为一组被转换成计算机可执行形式的计算机程序指令,此指令被存储在计算机可读介质中,并且在微处理单元操作系统的控制下执行。在一个实例中,从控制器输出的控制信号被转换成可理解的说明,并能够响应指示笔,手指或其他用户输入,并控制图形用户界面,控制与图像信号处理,

使用触摸屏进行超声图像的缩放,触摸屏上的滑动和拖拉,和作为图形用户界面的一部分和其它功能特征,以及如上所描述的实施例。

[0109] 之前在此描述的计算机程序逻辑实施功能的全部或部分将以各种形式体现,包括但不限于,源代码形式,计算机可执行形式和各种中间形式(例如,由汇编器,编译器,链接器,或定位器生成的形式)。源代码可能包括了一系列使用不同编程语言(例如,对象代码,汇编语言或高级语言如Fortran,C,C++,Java或HTML)的计算机程序指令,并在各种操作系统或操作环境使用。源代码可以定义和应用在各种数据结构和通信信息中。源代码可以是计算机可执行形式(例如,通过解释器),或源代码(例如,通过翻译,汇编器或编译器)可以被转换成计算机可执行形式。

[0110] 在有形存储介质中,计算机程序可以永久地或短暂地以任何形式被固定(例如,源代码形式,计算机可执行形式,或中间形式),如半导体存储器器件(例如,RAM,ROM,PROM,EEPROM,或闪存可编程RAM),磁存储设备(例如,磁盘或固定盘),光存储器设备(例如,CD-ROM),PC卡(例如,PCMCIA卡),或其他存储设备。例如,计算机程序产品可以驻留在一个存储了许多指令的计算机可读存储介质中,当被处理单元执行时,处理单元将执行本文所讨论的操作。

[0111] 计算机程序将以多种形式被固定在信号中,此信号可以使用各种通信技术,包括但不限于,模拟技术,数字技术,光学技术,无线技术,网络技术和互联网络技术发送到计算机。计算机程序可以通过随附印刷或电子文档(例如,压缩包装的软件)的可移动存储介质,并以任何形式被发布,或通过预加载计算机系统(例如,在系统ROM或固定盘),以及通过网络进行发布。

[0112] 可编程逻辑可以永久或短暂地被烧录在一个有形存储介质中,诸如半导体存储器器件(例如,RAM,ROM,PROM,EEPROM,或闪存可编程RAM),磁存储设备(例如,软盘或硬盘),光存储器设备(例如,CD-ROM),或其他存储设备。可编程逻辑将被固定在一个通过使用各种通信技术,包括计算机,但不限于模拟技术,数字技术,光学技术,无线技术(如,蓝牙),网络技术和互联技术可以发送至计算机的信号中。可编程逻辑通过随附印刷或电子文档(例如,收缩包装软件)的可移动存储介质被发布,或通过预加载计算机系统(例如,在系统ROM或固定磁盘),以及通过服务器或电子公告板的通信系统(例如,因特网或万维网)进行发布。

[0113] 合适的处理模块的各种实施例将在下面更详细地被讨论。如本文中使用的模块指的是适合执行一个特定数据处理或数据传输任务的软件,硬件和固件。典型地,在一个首选的实施例中,模块指的是软件程序或其他适用于接收,转换,路由和处理指令的内存驻留应用程序,或指的是各种类型的数据,例如超声模式,颜色模式,乳房X线超声数据,婴儿或胎儿超声数据,心脏超声数据,图标,触摸屏基元和其他感兴趣的信息。

[0114] 这里描述的计算机和计算机系统包括与机器关联的操作可读介质,如计算机可读介质(如,应用在获取,处理,存储和/或传送数据的软件应用程序。可以理解,这样的存储器可以是内部的,外部的,远程的或本地的可操作的计算机或计算机系统。

[0115] “机器可读介质”术语包括能够存储,编码或携带由机器可执行的一组指令,同时此代码可以操作该机器执行一个或多个本发明的方法。虽然在实施例中显示的机器可读介质是单个介质,但是“机器可读介质”术语应当被理解为用于存储一个或多个指令集的单介质或多介质(例如,数据库,一个或多个集中或发布的数据库和/或相关联的缓存和服务

器)。

[0116] 存储器也可以包括用于存储软件或其它指令的任何装置,例如包括但不限于,硬盘,光盘,软盘,DVD(数字多功能光盘),CD(光盘),记忆棒,闪存,ROM(只读存储器),RAM(随机存取存储器),DRAM(动态随机存取存储器),PROM(可编程ROM),EEPROM(扩展可擦除PROM),和/或其他类似的计算机可读介质。

[0117] 通常,应用在本文所描述的发明实施例关联的计算机可读存储媒体包括:可存储由可编程设备执行指令的存储媒介。本文所描述的应用,方法步骤可以被实施或作为存储在计算机的可读存储介质或存储器介质上的指令执行。

[0118] 应当理解,为了对本发明有更清楚理解,本发明的附图和描述已被简化用来说明相关的元素,同时为清楚起见,去除了其它的元素。然而,本领域的一般技术人员都应该认识到这些元件和其他元件是可取的。然而,这样的元件在目前技术领域中被众所周知的,并且由于它们不便于更好地理解本发明,所以本文讨论中未提供这样的元件。应当理解,附图仅是为了说明性目的,而不是作为施工图纸。省略的细节和修改或替代的实施例是在本领域一般技术人员可理解的范围之内的。

[0119] 可以理解的是,在本发明的某些方面,单个组件可以由多个组件代替,多个组件可以由单一组件替换,以提供一个元件或结构,或执行某个给定的函数或功能。除了不能替换被操作用来实践本发明的某些实施方案外,这样的取代被认为是在本发明的范围之内。

[0120] 本文中所提到的实施例旨在说明本发明的潜在和特定的实现。可以理解,这些实施例对本领域的技术人员来说基本上是说明性目的。对于附图或这里所描述的操作的变化是在不脱离本发明精神实质进行的。例如,在某些情况下,方法步骤或操作可以在不同的顺序下执行,或者可以添加,删除或修改操作。

[0121] 另外,本发明有代表性的实施例已在本文中进行了描述,这些实施例用于说明本发明,而不是用于限制相同发明,本领域的一般技术人员应该了解许多变化的细节,材料和元件,步骤,结构和/或部件都是在本发明的原则和范围内进行的,且不脱离权利要求中所述的本发明范围。

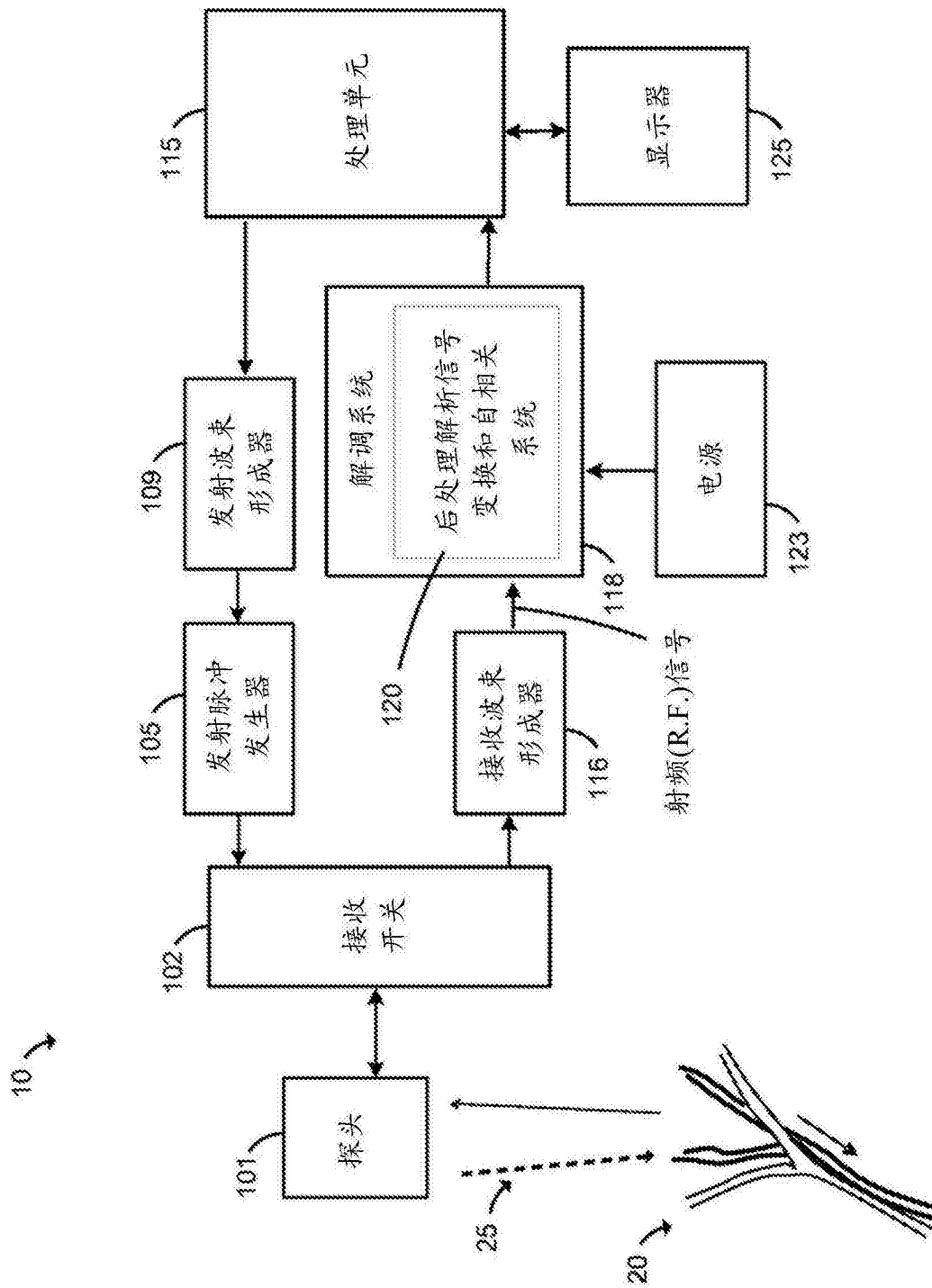


图 1

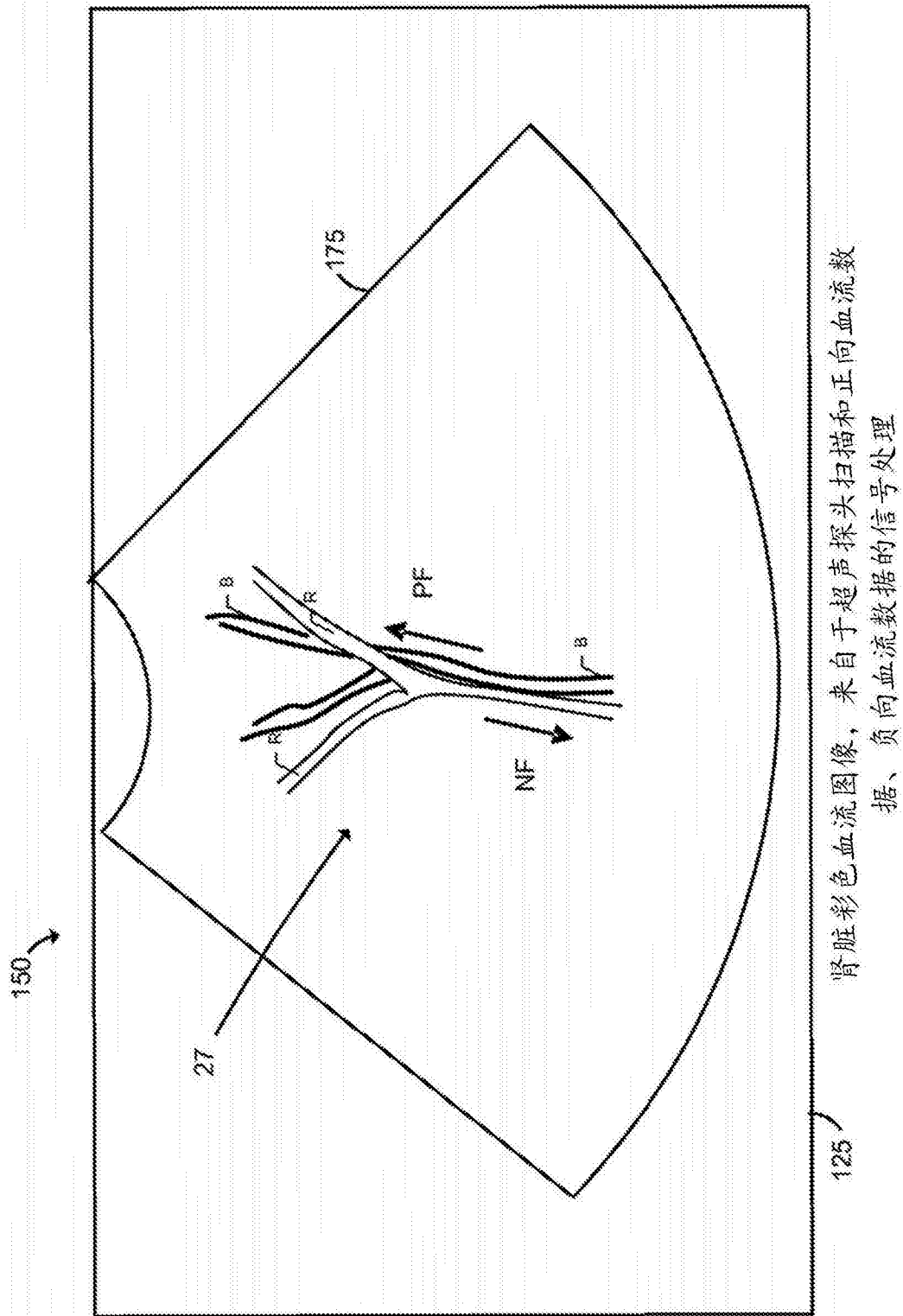


图2

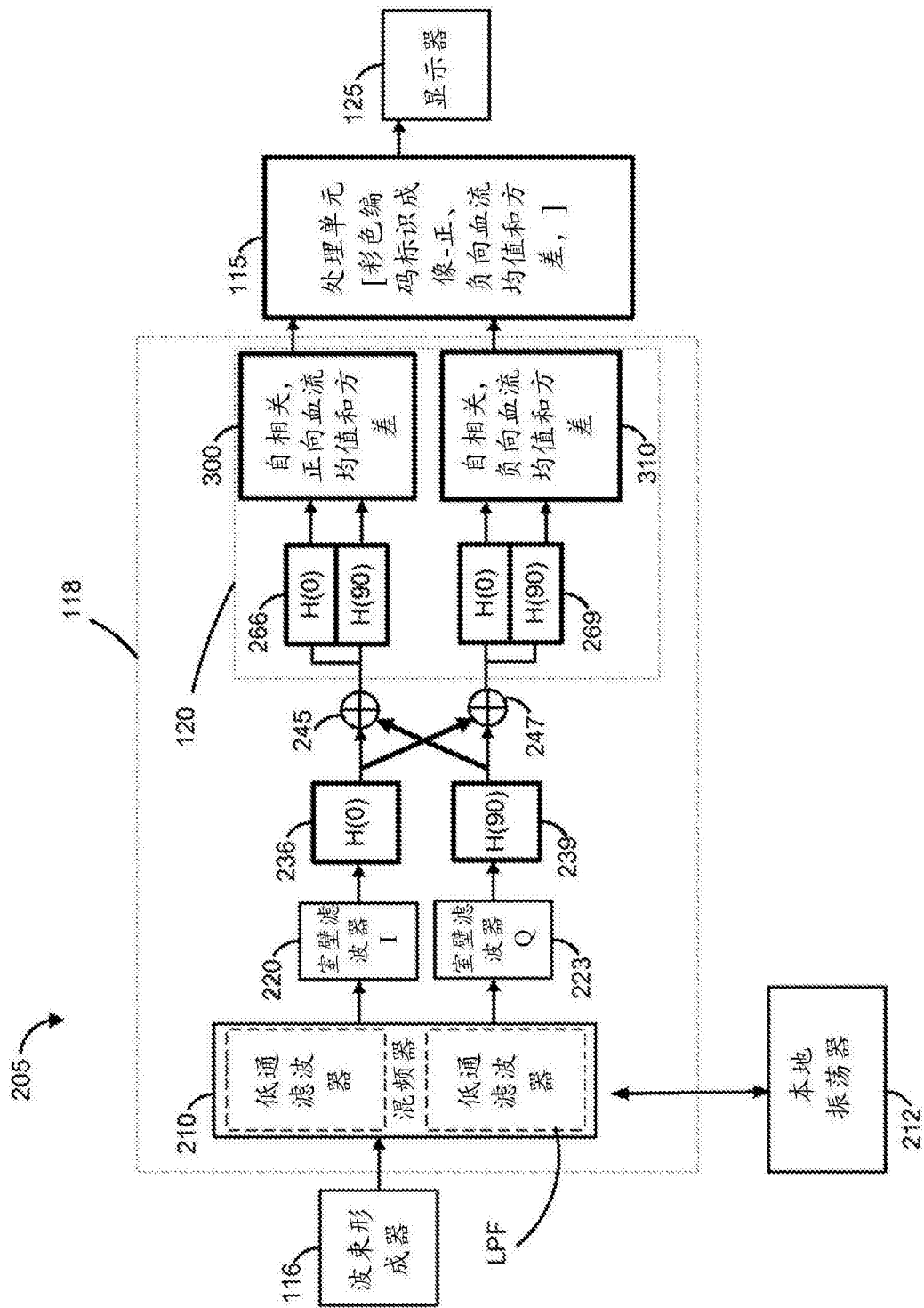


图3

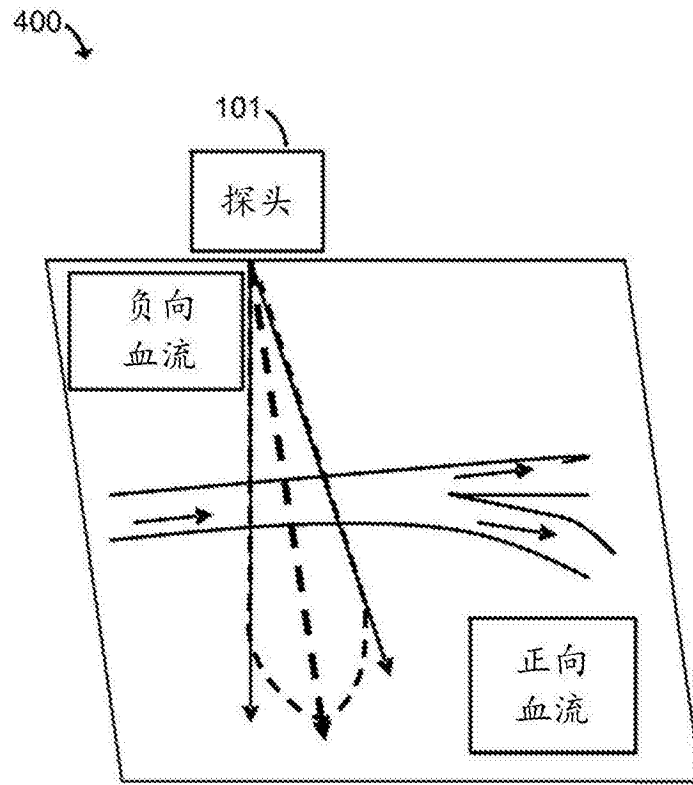


图4

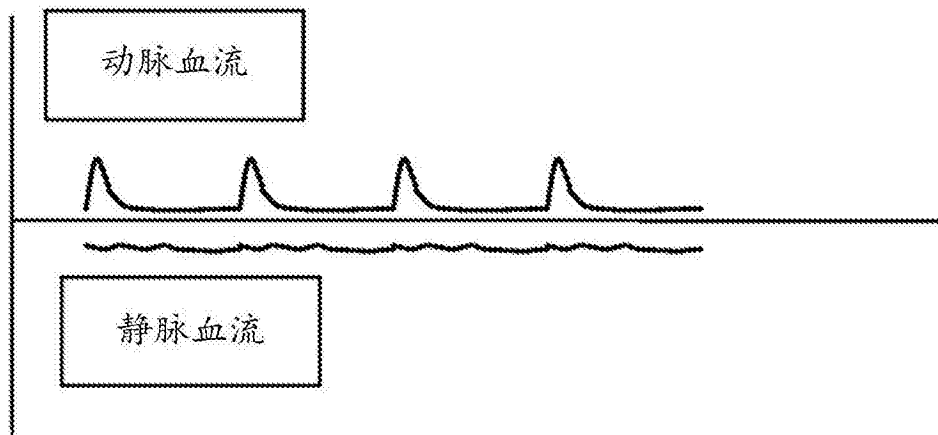


图5

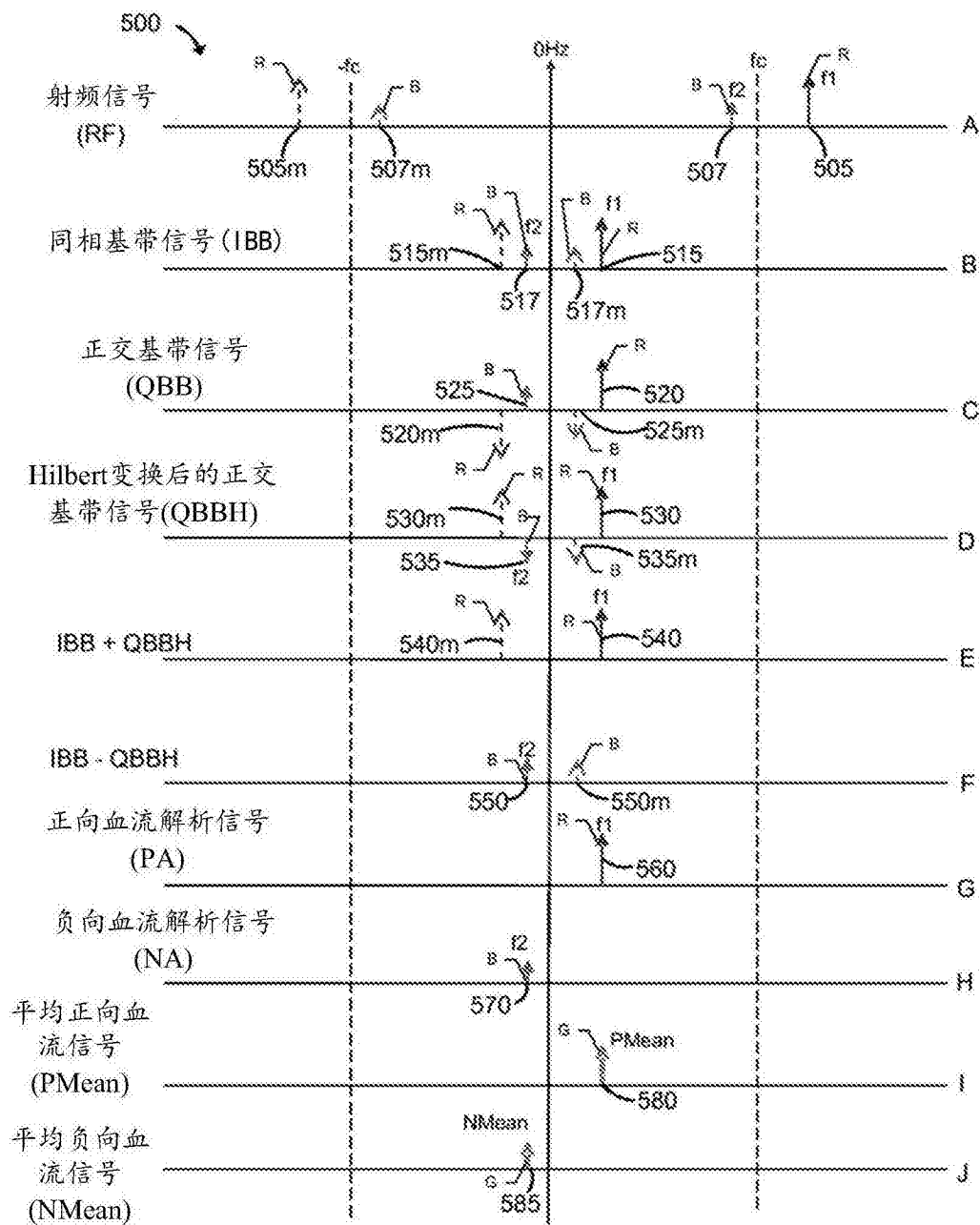


图6

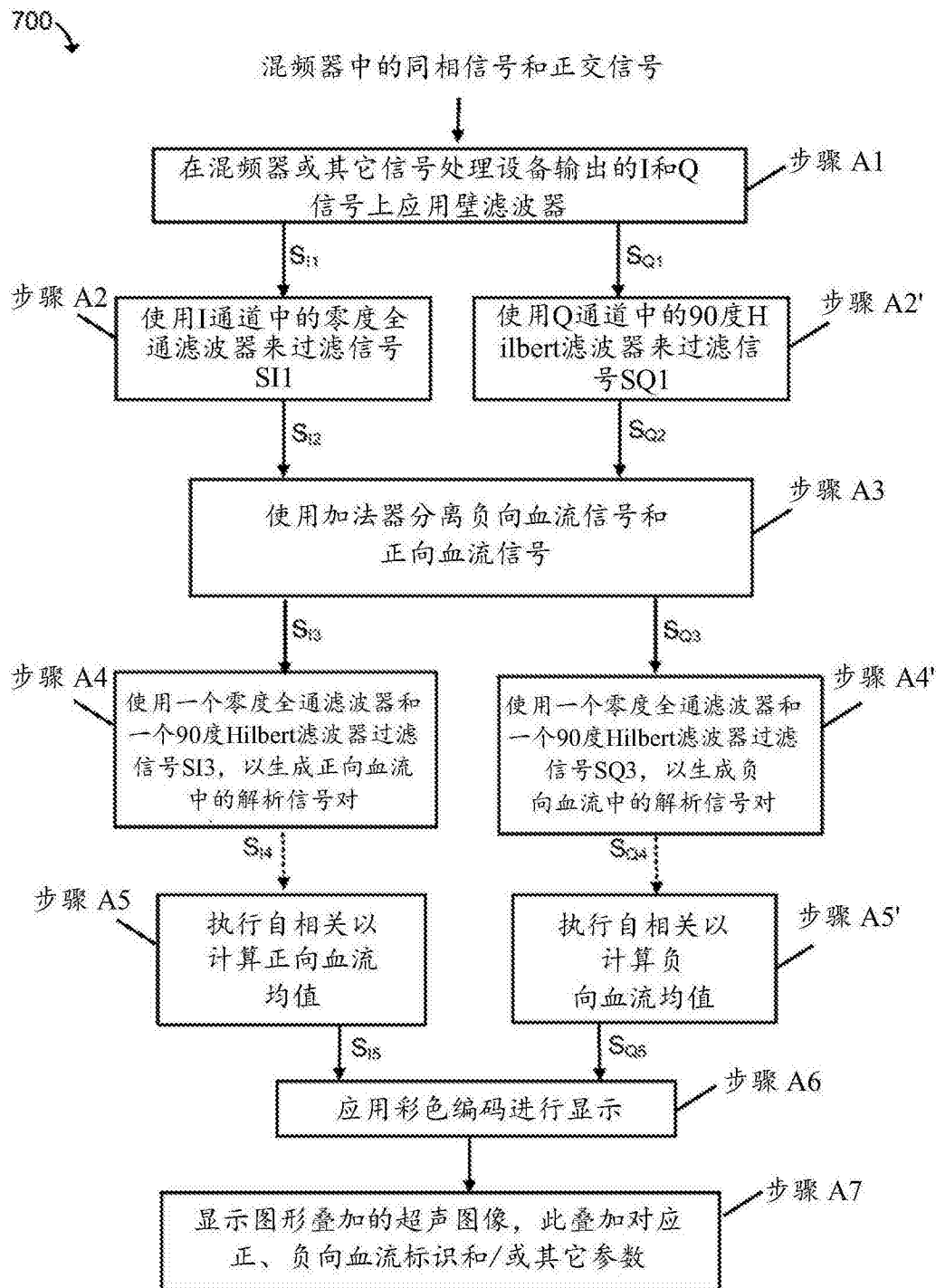


图7

专利名称(译)	处理超声彩色血流成像的系统和方法		
公开(公告)号	CN104490422B	公开(公告)日	2017-07-04
申请号	CN201410382283.0	申请日	2014-08-06
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市开立科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市开立科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	林圣梓		
发明人	林圣梓		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4254 A61B8/4444 A61B8/467 A61B8/5207 A61B8/0891 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5223 G16H50/30		
优先权	13/963509 2013-08-09 US		
其他公开文献	CN104490422A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供处理超声彩色血流成像的系统和方法。一方面，本发明涉及超声成像系统、波束合成器和超声数据调解系统。超声成像系统包含被配置的超声接收器，用来接收从组织或血液中实时散射出来的超声信号。在一个实例中，超声成像系统还包含被配置的处理系统，用于处理解调扫描的数据、生成超声图像、进行血流处理、显示超声图像数据以及相关的血流速度。通过使用相位滤波器和解析信号变换，可以分离接收信号中包括正、负向血流信号的信号。通过使用第一、第二自相关信号处理阶段，可以生成平均正、负向血流和方差值。

