



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103842841 B

(45)授权公告日 2017. 12. 05

(21)申请号 201280047623.3

(22)申请日 2012.09.14

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103842841 A

(43)申请公布日 2014.06.04

(30)优先权数据
61/541,353 2011.09.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.03.28

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2012/054806 2012.09.14

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/046087 EN 2013.04.04

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 T·卢帕斯 A·萨阿德

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

G01S 7/52(2006.01)

G01S 15/58(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

审查员 崔丽娟

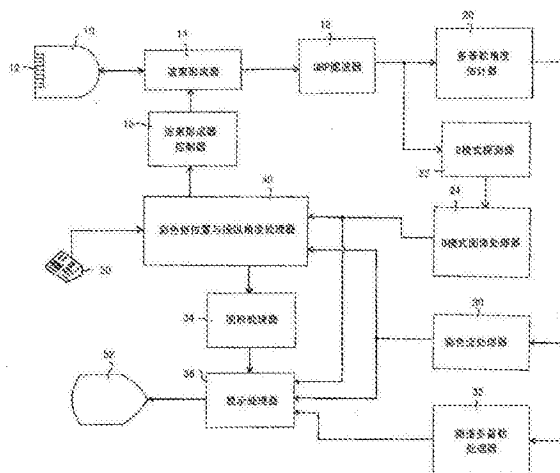
权利要求书2页 说明书5页 附图10页

(54)发明名称

带有自动多普勒流设置的超声系统

(57)摘要

一种超声系统,执行双功能彩色流与频谱多普勒成像,其中在所述彩色流图像上所示的样本体积位置执行频谱多普勒探测。所述彩色流图像被显示在叠加在共配准的B模式图像上的彩色框中。彩色框位置与转向角度处理器分析空间多普勒数据,并自动地针对最佳多普勒灵敏度和准确度来设置所述彩色框在血管上的角度和位置。所述处理器也可以自动地设置流角度校正指针与流方向对齐。在优选的实施例中,随着用户为了多普勒测量而在沿所述血管的长度的点暂停,自动地并连续地进行这些优化调整。



1. 一种超声诊断成像系统,其产生针对选自彩色流图像的解剖位置的流的频谱多普勒显示,所述系统包括:

超声换能器阵列探头,其发射波束并接收来自受试者中存在流的受试者区域的回波信号;

波束形成器,其控制由所述探头发射波束的方向;

多普勒处理器,其响应于所述回波信号而产生多普勒信号;

多普勒图像处理器,其响应于所述多普勒信号而产生多普勒图像;

显示器,在所述显示器上显示多普勒图像;以及

彩色框位置与转向角度处理器,其响应于所述多普勒信号而自动地确定彩色框在所述多普勒图像上的位置并定向所述彩色框的转向角度,

其中,所述彩色框位置与转向角度处理器还能够操作用于自动地设定流方向指针的取向,其中,所述彩色框的所述转向角度是考虑所述流方向指针的所述取向而确定的,

其中,所述彩色框位置与转向角度处理器还能够操作用于将多普勒转向角度线的角度自动确定为与所确定的所述彩色框的转向角度一致。

2. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述彩色框位置与转向角度处理器通过确定所述彩色框的所述转向角度来自动确定所述彩色框的所述位置。

3. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述彩色框位置与转向角度处理器被耦合到所述波束形成器,以控制多普勒波束发射的角度与所确定的多普勒转向角度线一致。

4. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述彩色框位置与转向角度处理器通过相对于超声图像中的血管的位置确定所述彩色框的位置来自动确定所述彩色框位置。

5. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述彩色框位置与转向角度处理器通过相对于超声图像中多普勒样本体积的位置确定所述彩色框的位置来自动地确定所述彩色框位置。

6. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,还包括图形处理器,所述图形处理器响应于所述彩色框位置与转向角度处理器而以图形方式在超声图像上描绘所述彩色框的所述位置。

7. 如权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述图形处理器还能够操作用于以图形方式在超声图像上描绘多普勒样本体积图形的位置和多普勒转向角度线。

8. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,还包括B模式处理器,所述B模式处理器响应于所述回波信号而产生B模式图像,

其中,所述多普勒图像处理器产生彩色流多普勒图像,并且

其中,所述彩色流多普勒图像与所述B模式图像空间配准地显示在所述彩色框中。

9. 如权利要求8所述的超声诊断成像系统,其中,所述多普勒图像处理器还产生频谱多普勒图像,所述频谱多普勒图像与所述彩色流多普勒图像同时显示在所述彩色框中,所述彩色流多普勒图像与所述B模式图像空间配准地显示。

10. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述彩色框位置与转向角度处理器还响应于来自血管的多普勒信号而确定所述血管的流的质心。

11. 如权利要求10所述的超声诊断成像系统,其中,所述彩色框位置与转向角度处理器

还能够操作用于将所述彩色框的所述位置定位为以所确定的所述血管的所述流的质心为中心。

12. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述彩色框位置与转向角度处理器还能够操作用于考虑血管中的局部或平均或中值流方向来确定所述彩色框的所述转向角度。

13. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述彩色框位置与转向角度处理器还能够操作用于确定所述多普勒图像中的血管中的流的中心线。

带有自动多普勒流设置的超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断成像系统,并且尤其涉及带有自动多普勒流设置的超声系统。

背景技术

[0002] 超声成像系统可在B模式操作用于组织成像,以及在多普勒模式操作用于流分析与成像。典型的多普勒模式包括用于组织运动和流成像两者的功率多普勒模式,用于定性流成像的彩色流多普勒,以及用于流定量的频谱多普勒。多普勒可以在一维(M模式和频谱多普勒)、二维成像以及三维成像中执行。

[0003] 当前的诊断超声系统为用户操纵提供若干采集控制,以实现最佳图像品质来帮助患者诊断。在血管检查期间,用户频繁使用所述彩色流多普勒成像模式,以评估和诊断血管。用户频繁操纵彩色框位置以使其以感兴趣血管为中心,并操纵多普勒样本体积以将其定位在感兴趣血管位点上,以在人体的特定位置采集频谱多普勒波形。用户也操纵多普勒角度校正,以使流方向指针与血管取向对齐。已提出建议使流角度指针在血管的血流上的放置自动化,如美国专利6464637(Criton等人)、W096/17549(Goujon)、美国专利6068598(Pan等人),以及美国专利6176830(Freiburger)所示。Freiburger也讨论了基于在图像中探测到的最大速度的位置来自动放置对多普勒样本体积;基于最大探测频移来设置脉冲重复频率(PRF);以及基于彩色流数据的幅度自动设置增益。美国专利6126605(Washburn等人)通过使用直方图并对彩色流数据取样来自动调节针对多普勒图像的阈值和数据压缩,并且美国专利6322509(Pan等人)基于血管的图像数据,调节多普勒样本体积位置和大小。W003/19227(Christopher等人)描述了基于频谱多普勒与彩色流多普勒信息,自动设置对频谱多普勒和彩色流多普勒的显示。

[0004] 为了获得针对相同患者的多次检查一致的速度测量,或者为了比较不同患者的测量结果,用户尝试维持固定的多普勒角度——在相对于流的方向的该角度发射多普勒波束,并且实现该目标有两种方法。一种方法是固定图像上的角度校正指针,并且脚跟脚尖操纵换能器,以使血管与角度线对齐。另一种方法是依赖提供如下特征的超声系统,所述特征即在用户每次改变角度校正时调节波束转向角度以实现固定的多普勒角度。然而,角度校正仍是手动完成的。需要的是这样一种超声系统,其基于图像中血管的特性,自动地调节波束转向角度以及在其中执行多普勒探测的彩色框。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,描述一种诊断超声系统,其使用血管分割以及流图像分析,使彩色框放置、多普勒样本体积放置、角度校正以及波束转向角度自动化。在优选的实施例中,在每次用户指示血管中的点用于流量分析时,执行所述自动化,无需调节任何用户控制。每次所述用户指示新的位置用于诊断时,自动地确定和设置最佳超声发射与察看参数,消除了在其他情况中针对每个新的感兴趣位点的每次选择所需要的耗时且繁琐的调节。减

少了因重复控制操纵造成的人体工学相关的损伤,尤其是在扫描长血管(例如颈动脉和下肢动脉)时。

附图说明

[0006] 在附图中:

[0007] 图1以框图的形式图示了根据本发明的原理构建的诊断超声系统。

[0008] 图2的流程图图示了图1的彩色框位置与转向角度处理器的操作。

[0009] 图3a和图3b图示了对血管的血流图像的分割与分析。

[0010] 图3c和图3d图示了根据本发明的原理对彩色框的自动重新定位。

[0011] 图4至图7为图示本发明的实现方式的超声系统显示的序列。

[0012] 图8为超声系统显示,其图示了根据本发明的原理用于自动流跟踪的控制。

[0013] 图9和图10为超声系统显示,其示出了无需用户干预而在超声检查期间自动跟踪样本体积、彩色框放置以及角度校正。

具体实施方式

[0014] 首先参考图1,以框图形式示出了根据本发明的原理构建的超声系统。超声探头10包含换能器元件的换能器阵列12,所述换能器元件将超声波发射到人体并接收返回的回波信号。所发射的波在波束或扫描线中被导向,以探测所述人体中的感兴趣区域。可以使用一维阵列以在单一平面发射波束用于二维成像,或者可以使用换能器元件的二维阵列以在所述人体的体积区域上发射波束用于三维成像。可以由所述探头在不同方向中操纵并聚焦所述波束,以在特定位置或特定方向的血流中探测组织,如下文更全面地解释。由波束形成控制器16来提供对发射和接收时波束的控制和处理,波束形成控制器16控制被连接到换能器阵列12的元件的波束形成器14,以发射适当成形的波束,并通过延迟和加合成相干回波信号使所接收的信号形成波束。波束形成器可以控制换能器阵列,以例如在期望的图像平面上扫描波束,以及在所述图像平面的面积上重复扫描波束,要在该面积中评估血流处于适合在人体的该区域中存在的血流速度的PRF。

[0015] 正交带通滤波器18将所述回波信号处理成正交的I和Q分量。所述正交分量被多普勒角度估计器用于估计多普勒信号在要执行多普勒探测的点处的相移或频移。B模式探测器使用所述I和Q分量,以通过取所述I和Q分量的和的平方根来执行对组织图像的B模式探测。在空间基础上处理探测到的回波强度,以形成所述人体中的所述组织的二维或三维图像,该图像被图像处理器36处理用于显示,并被显示在显示屏52上。

[0016] 可以直接将由多普勒角度估计器20产生的图像平面中的位置处的多普勒频率映射到在那些位置处的速度值。该多普勒数据被耦合到彩色流处理器30,其将所述数据空间处理成二维或三维图像格式,在其中所述速度值被彩色编码。由显示处理器36将该多普勒彩色图叠加在空间对应的B模式图像上,以通过色彩编码来图示在解剖结构中流发生处的位置以及该流的速度和方向。通过样本体积在所述图像中的特定点的放置而选择的、来自所述图像中的该位置的多普勒数据,被耦合到频谱多普勒处理器32,其产生该点处的流速随时间的变化与分布的频谱显示。所述频谱多普勒显示被转发到显示处理器36,用于在显示屏52上的频谱多普勒显示的处理和显示。

[0017] 根据本发明的原理,来自彩色流处理器30的彩色流数据,以及优选地,来自B模式处理器34的B模式数据,被耦合到彩色框位置与转向角度处理器40。彩色框位置与转向角度处理器控制对所述彩色流图像的设置和特征的自动化,包括:正确地定位所述彩色框、设置多普勒波束的多普勒角度、在所述图像中定位所述样本体积以及正确地定位对流角度指针。在对所述多普勒角度的控制方面,所述彩色框位置与转向角度处理器被耦合到波束形成控制器16以控制所述多普勒波束方向。由所述彩色框位置与转向角度处理器提供的对所述自动化的设置与控制,是通过在用户控制面板50上对控制的设置而提供的。由图形处理器34提供由所述彩色框位置与转向角度处理器控制的功能的图形显示,例如所述彩色框的轮廓线和所述流角度指针,图形处理器34被耦合到显示处理器36以将所述图形叠加在所述超声图像上。

[0018] 由图2的流程图示出了彩色框位置与转向角度处理器40的操作。过程中的第一个步骤102是在超声图像中在空间上分割所述流。这可以通过用蒙板遮盖图像中没有出现流的区,而得以执行。在给定的实现方式中,来自所述彩色流处理器的所述多普勒图像可以提供仅所述图像中的流位置的空间图像。该步骤也可以包括在心脏周期的一些或全部上平均化所述流数据,以产生平均或中值流值。在步骤104中,分割血管,将它们与诸如灌注或组织运动的其他运动作用分开。在步骤106中,选择感兴趣血管。感兴趣血管一般将位于由用户采集的图像的中心。也可以通过考虑已被分割的血管的大小、流量和类型来选择感兴趣血管。例如,在颈动脉检查中,所述颈动脉将被识别为动脉,并被识别为图像中的最大血管。图3a示出了血管中流的实际超声流图像120,其已被分割和选择用于进一步处理。

[0019] 在步骤108中,识别血管的流径的中心。已知用于绘制流的中心的几种技术,例如通过速度定位层流场的中心。另一种技术是分析地绘制横穿血管腔的线,如在前面提及的Goujon专利申请中所示的。所述线的中心或它们的交叉点限定了所述血管的中心。图3b图示了图3a的血管流,其中已由白色描记线122识别了流径的中心。该范例在图像底部示出了相连血管的分支。在步骤110中,计算流量加权的质心。这是通过分析目标血管中流的空间尺寸并寻找其中心而完成的。简单的方法是测量血管的流的长度和宽度,并取每个的中心。也可以使用更为复杂的加权和积分方法。

[0020] 在其中要自动设置样本体积的系统中,所述过程接下来在步骤112中将样本体积位置设置为流径122上最接近所计算的质心的点。这一般将所述样本体积定位在所述血管的所述图像的中心并且在一般在取得流测量结果的血管的中心。在步骤114中,根据被定位到所述样本体积位置的流向量,设置流角度。在本专利开始所描述的技术之一可以被用于设置流角度指针取向。另一种方法是将所述流角度指针设置为平行于中心线122,因为所述中心线是在所述样本体积附近取向的。

[0021] 使用之前在步骤110中计算的所述流的所述质心,将所述彩色框定位为以所述质心为中心。如果所述质心距所述图像的侧边太近,则可以根据需要截去所述彩色框的一些。如果期望均匀外观的话,也可以在高度或宽度上重新缩放所述彩色框。图3c和图3d图示了在超声图像60中对彩色框70的这种重新定位。在图3c中,流区域76为在彩色框70顶部的血管中的平滑灰色区域。图3d中示出了对流76的质心的计算以及它到彩色框70的中心的重新定位,其中所述彩色框已被重新定位为使得流76在所述彩色框更加处于中心。在步骤118中,设置彩色框转向角度以及多普勒波束的角度,以达到期望的多普勒角度。例如,如果在

步骤114中的流角度设置显示,目标血管流在所述图像中是从左上到右下的,则所述转向角度将被设置为从左上到右下的角度。该操纵方向比从所述图像的右上到左下方向的转向角度,更接近地与所述流方向一致,后者将更接近地正交于所述流方向并因此对多普勒流较不灵敏。针对浅表血管的典型转向角度为 $\pm 60^\circ$ 。步骤118的所述设置将然后设置所述转向角度为 $+60^\circ$ 或 -60° ,视哪个将产生较佳的多普勒灵敏度而定。通过比较图3c中的彩色框角度与图3d中的重置角度,也可见对所述彩色框转向角度的重置。可以根据所述样本体积位置的局部流方向,或者根据沿所述血管的所显示长度的一些或全部的平均或中值流角度,设置对所述彩色框转向角度的该设置。随着所述彩色框角度被这样重置,所述角度的新设置被耦合到波束形成控制器16,从而将以新确定的角度发射被发射到所述彩色框的所述超声束。

[0022] 图4至图7的图像的序列图示上述的超声系统可以如何操纵的范例。图4示出了具有非最佳多普勒设置的典型彩色流/频谱多普勒双功能图像的超声系统显示。解剖学超声图像60在屏幕的上部,并且频谱多普勒显示62在所述屏幕的下部。多普勒探询在彩色框70内部完成,并且在该框内部显示彩色流图像。在彩色框70外部,以B模式灰阶示出所述图像的其余部分。彩色框的使用描绘了要在其中执行多普勒的区域,并且在所述彩色框外部不执行针对多普勒系列采集的重复多普勒发射。将所述多普勒发射限制到仅所述彩色框,消除了所述框外部对重复联机探询的需要,并因此限制了要产生所述图像所需要的发送-接收循环的总数目,由此减少了采集所述图像所需要的时间,这改善了显示的实时帧率。沿束方向线68发送和接收用于所述频谱多普勒数据的所述多普勒束,并且从在所述束方向线上返回自样本体积SV的回波,采集用于所述频谱多普勒显示的数据。被用于角度校正的多普勒流方向指针66,没有与血管64(其应与所述流方向平行)的取向对齐,并且没有针对最佳色彩和频谱多普勒灵敏度优化所述多普勒转向角度。在该范例中,所述多普勒转向角度为 0° ,在所述图像中垂直并且法向于所述换能器探头的所述面。

[0023] 图5示出了在已由彩色框位置与转向角度处理器40进行了几次本发明的所述自动调节之后的所述超声系统显示。在用户已将所述多普勒样本体积SV置于血管64中的感兴趣位点上之后,处理器40分割血管64的血流,并且容易地将血管64(步骤106)识别为目标血管,彩色框70中的最大血管。识别(步骤108)流经的中心,并如图5中图示,将流方向指针66的取向设置为平行于所述流方向(步骤114)。也看到,彩色框70的角度和波束方向线68已被设置为与血管64的所述取向达到 60° 角度(步骤118)。由于更优化的设置,新设置将产生更好的多普勒灵敏度和准确度。

[0024] 图6图示了其中用户已将所述样本体积SV移动到血管64上的不同位置的情景。所述自动系统已通过计算彩色框70内部的血管64中流的质心做出响应(步骤110)。彩色框70已被重新定位,使得所述框以所计算的质心为中心(步骤116);所述样本体积SV位于彩色框70的中心。流方向指针66与波束方向线68的角度和彩色框70也已被调节,以达到期望的所述束方向与所述流防线之间的 60° 多普勒角度。

[0025] 在图7中,用户已通过移动所述超声探头改变了所述图像视图,并且已将所述样本体积SV重新定位到血管64之上的不同血管。基于先前选择的血管64及其视图的所述计算现在不再适用于新的感兴趣位点。现在必须使用来自所述不同血管的新数据初始化图2的流程图,以将自动调节应用于新视图中的所述不同血管。

[0026] 图8图示了本发明的实现方式,其中针对自动流调节的用户控制被实施为显示屏上的软键,并且通过控制面板50上的鼠标或轨迹球控制进行选择 and 致动。按钮82,致动自动流开/关按钮以打开或关闭流自动化。点击该按钮会将所述自动系统切换关闭(如果是打开的)或切换打开(如果是关闭的)。如果所述用户对它们不满意,自动流重置按钮84将重置所述自动化结果。促动该按钮将取消处理器40的所有之前的计算,并重新启动它们。自动流配置按钮86打开菜单(未示出),其中用户可以选择所述用户想要使用的自动调节特征中的哪个。所述用户例如,可能想要使所述系统自动重新定位所述彩色框以及所述彩色框与束方向的角度,但想要手动放置样本体积指针SV和设置流方向指针的取向。在该情况中,处理器40可以使用手动地设置的流方向指针的取向来计算并设置所述彩色框以及束方向转向角度,或使用计算的平均或中值流角度。对自动流SV追踪按钮88的促动引起所述系统动态追踪所述样本体积(随着其被重新定位)并进行自动流调节,如下文所述。

[0027] 图9图示了这样的情景,其中用户刚刚在血管64中的位置80获取了多普勒测量结果,并且想要在沿所述血管的一段的不同点处取得一系列测量结果。在现有技术的系统中,必须针对每个新的测量进行对多普勒采集设置的调节,要求所述用户用对所述超声系统的控制连续进行手动调节。在该图示中,用户在位置80的测量已结束,并且已将所述样本体积SV移动到所述血管中左边的另一位置。当所述用户暂停所述样本体积运动,以在到左边的新测量位置停止,或点击所述新位置时,所述超声系统立即进行全部的自动设置调节,所述自动设置调节是所述用户已用所述自动流配置按钮设置选择了的。结果由图10图示,其中所述系统已自动重新定位所述彩色框为围绕新的样本体积位置为中心,以自动调节彩色框70的多普勒角度以及频谱波束方向线68,并且已自动设置流方向指针66的角度。所述系统立即准备好在最佳条件下,在新的样本体积位置处采集频谱多普勒数据。所述检查可以以此方式继续。用户每次移动样本体积指针到血管上新的位置并在那里暂停时,或者在所述新的位置上点击时,所述系统将针对最佳数据采集自动重置所述多普勒采集控制。用户可以沿所述血管的连续长度取测量结果,无需手动重新调节任何多普勒控制设置,加速了检查的执行并改善了超声医师的舒适度和方便性。

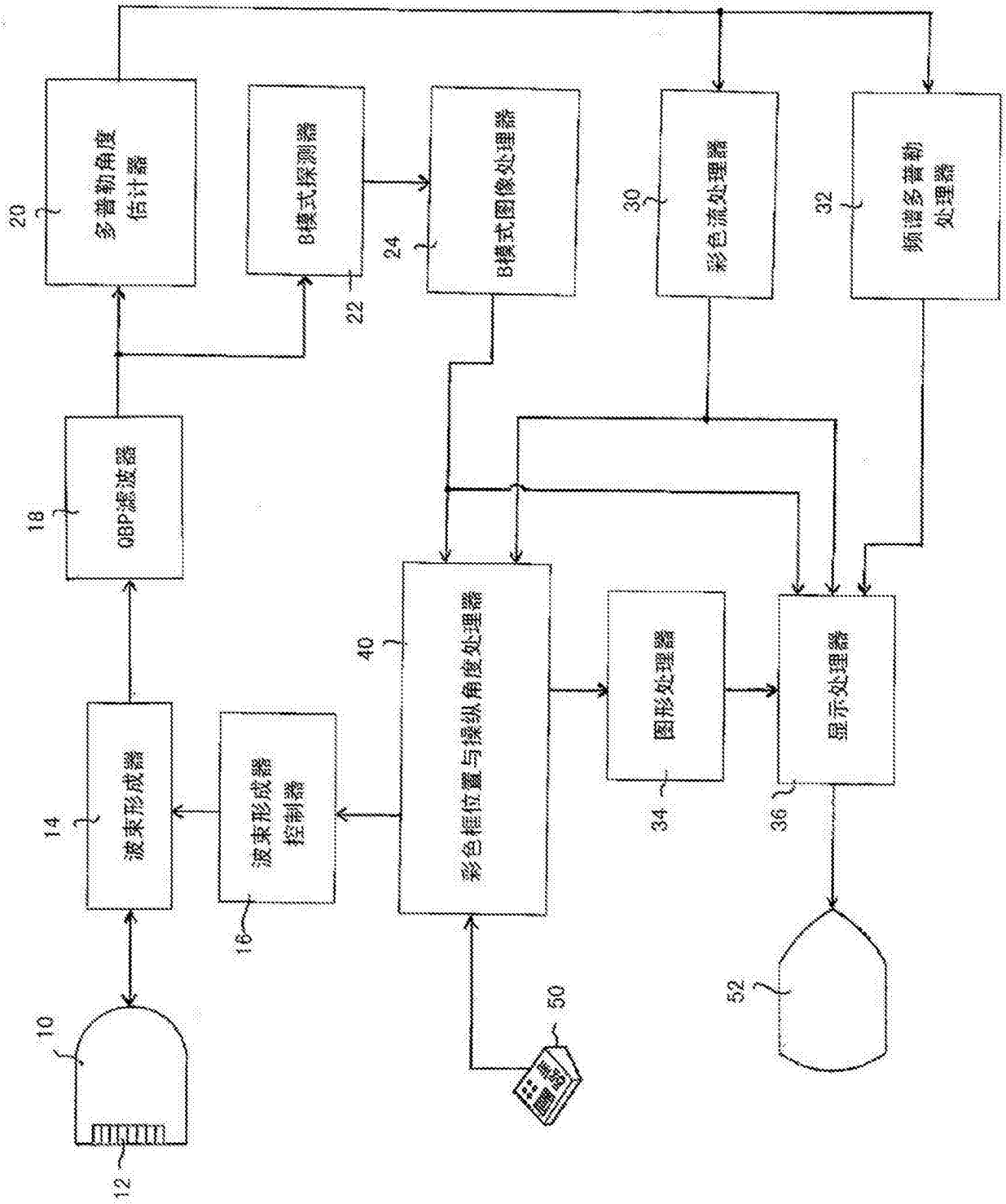


图1

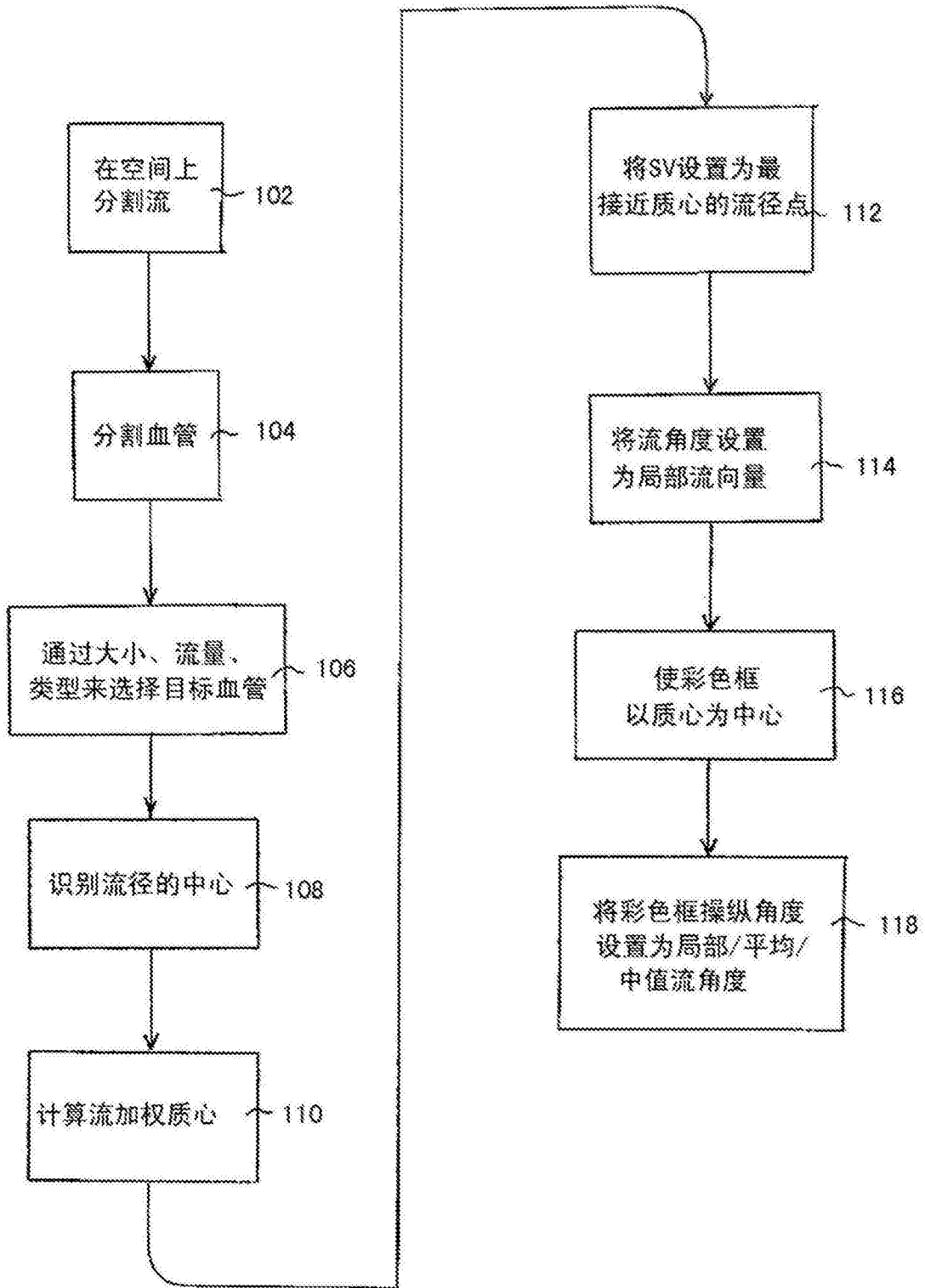


图2



图3a



图3b

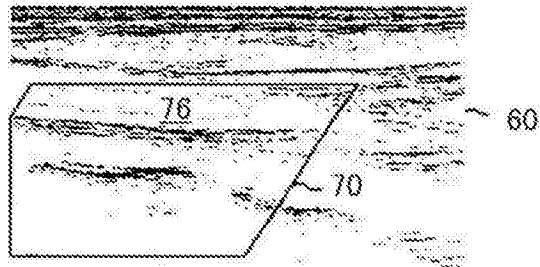


图3c

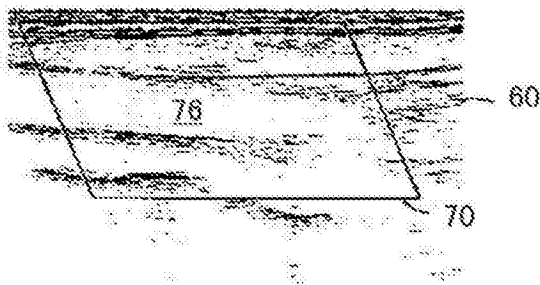


图3d

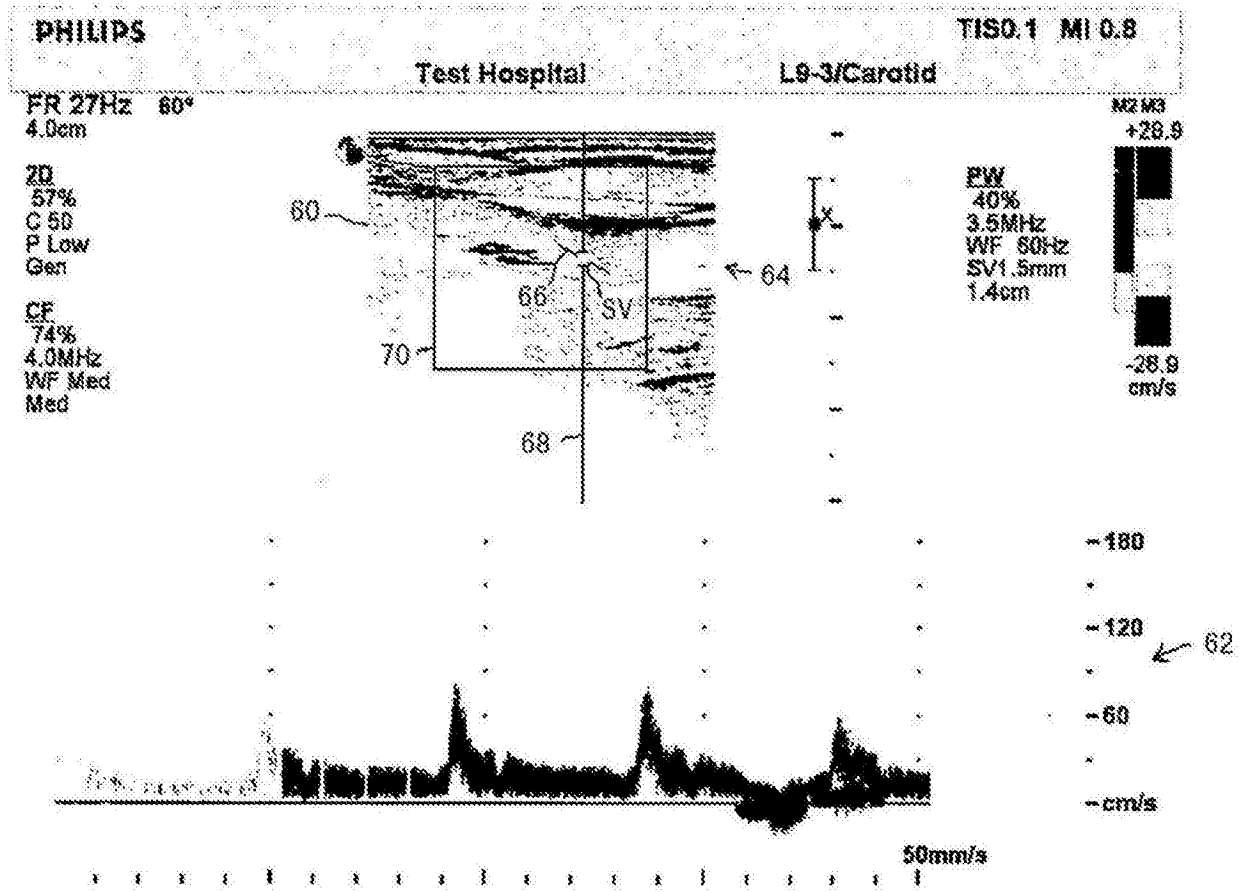


图4

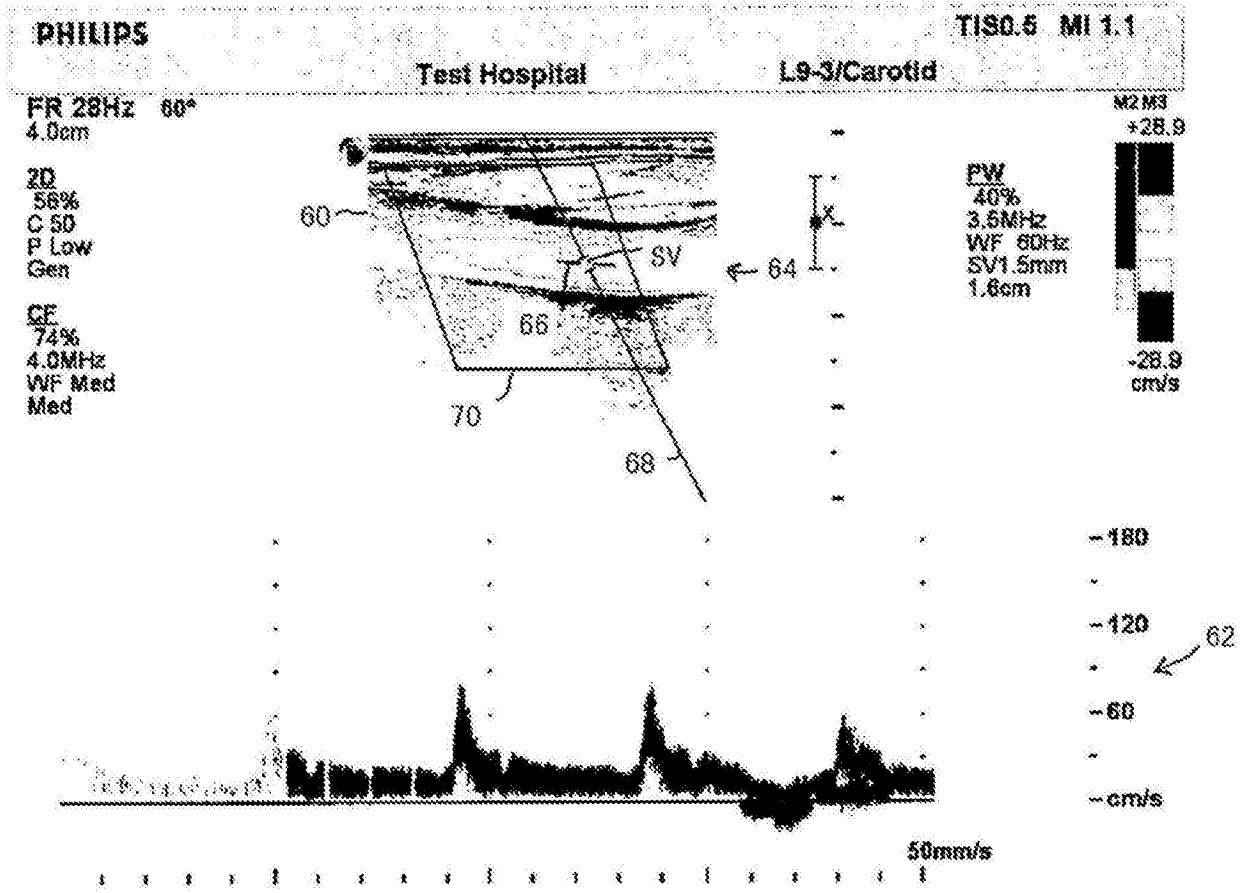


图5

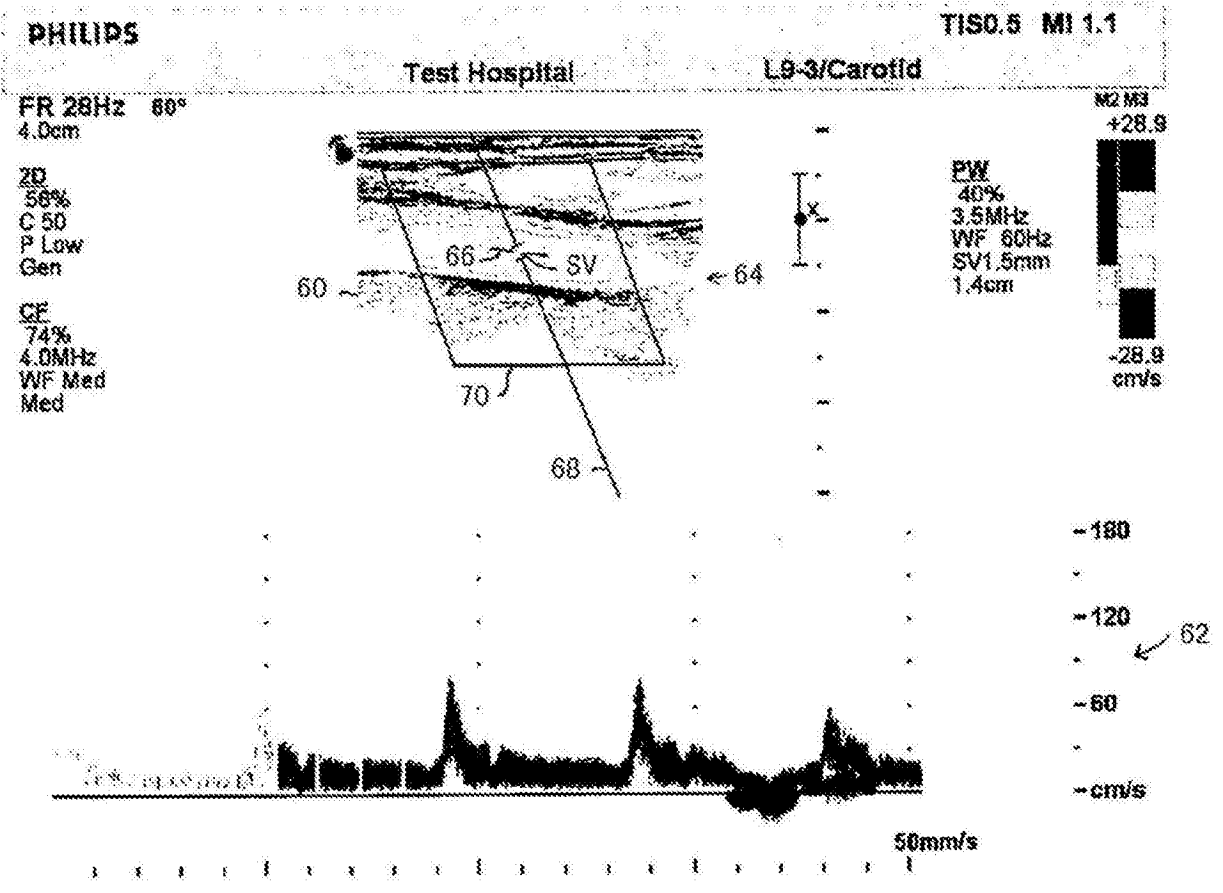


图6

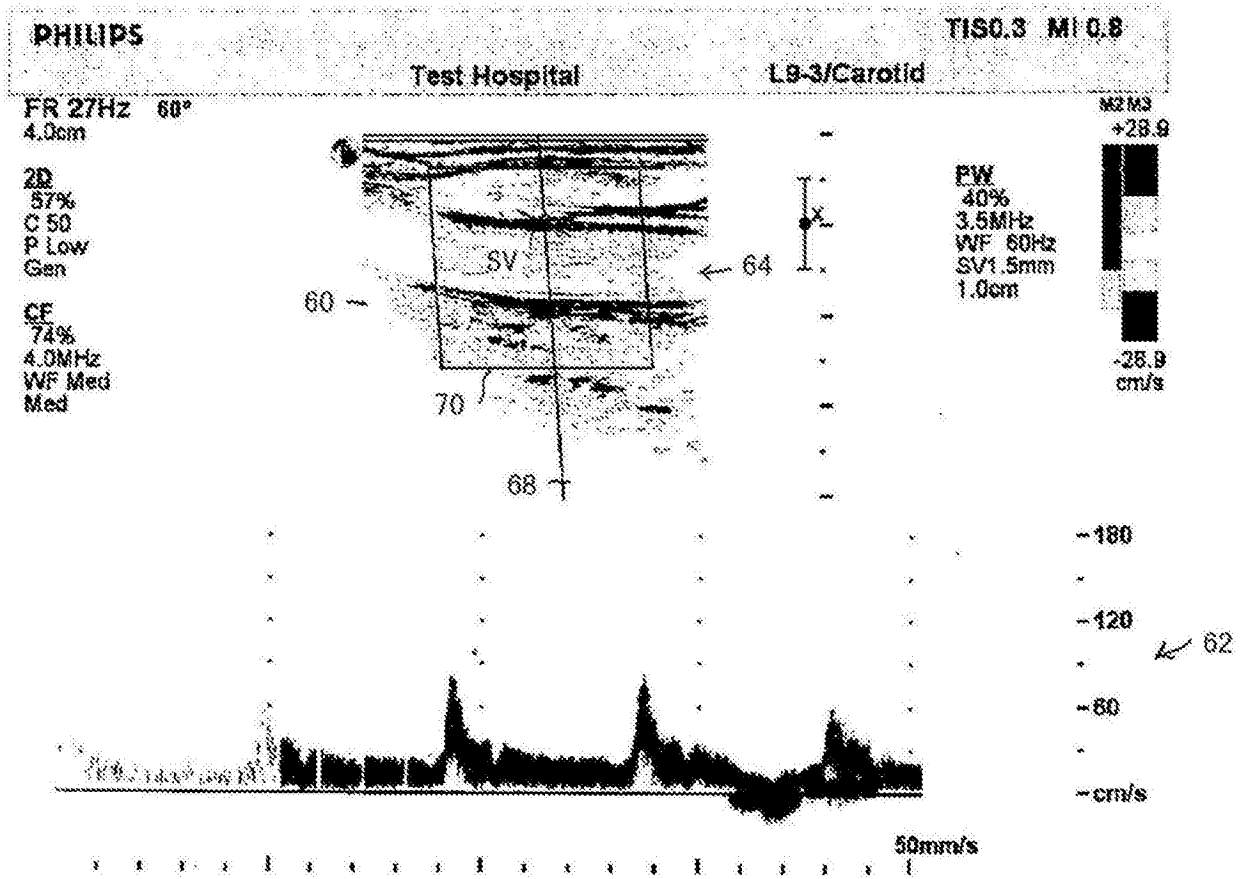


图7

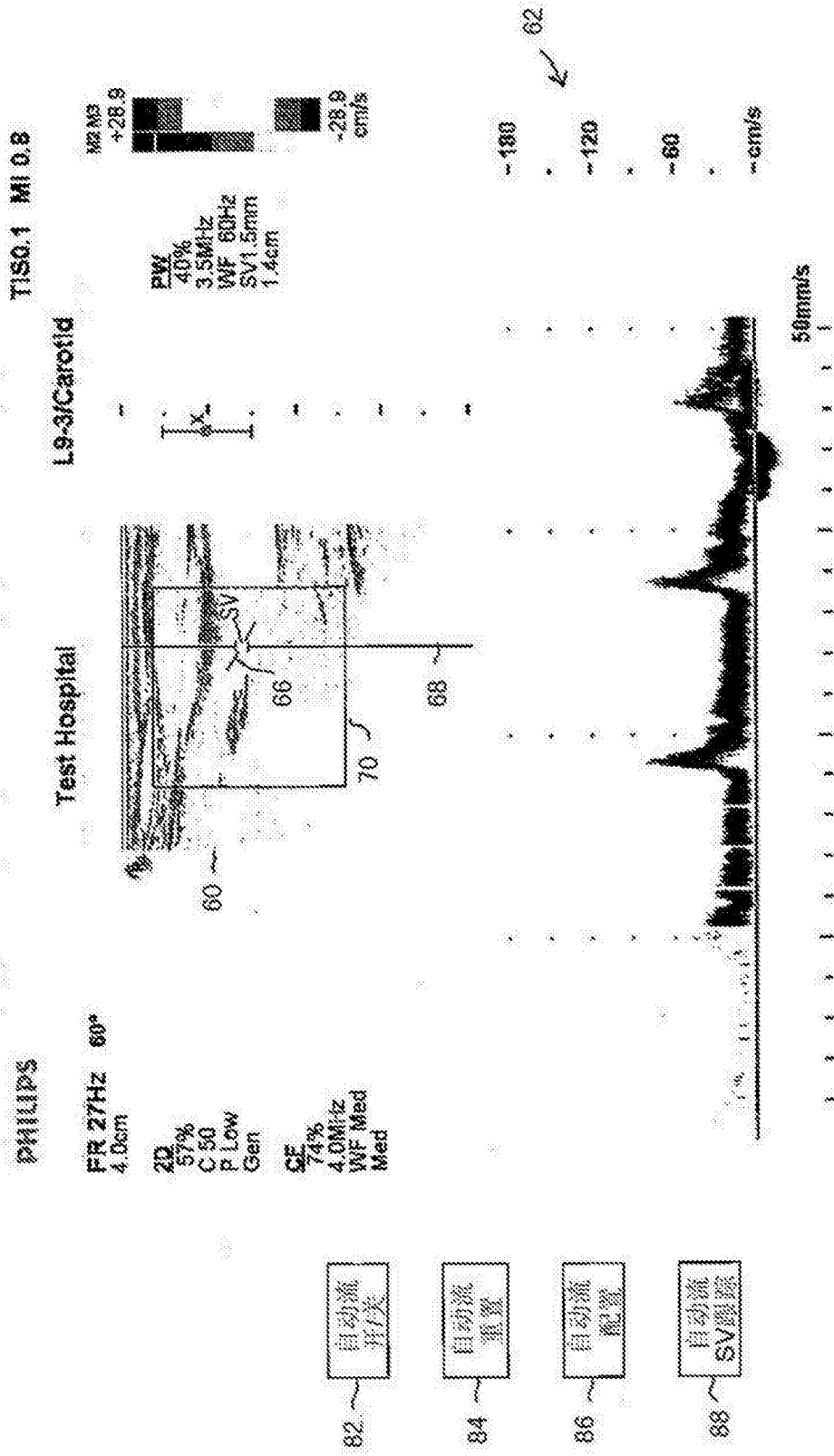


图8

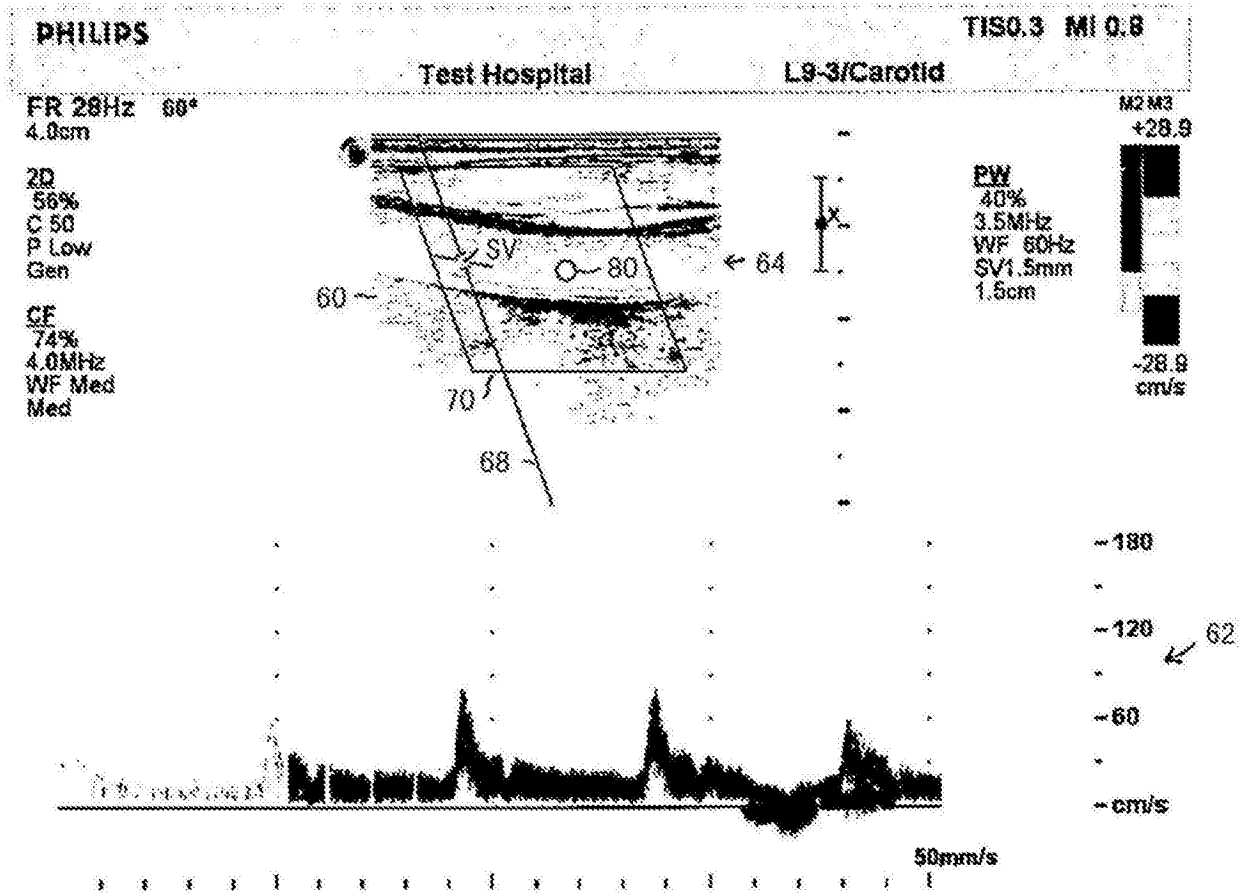


图9

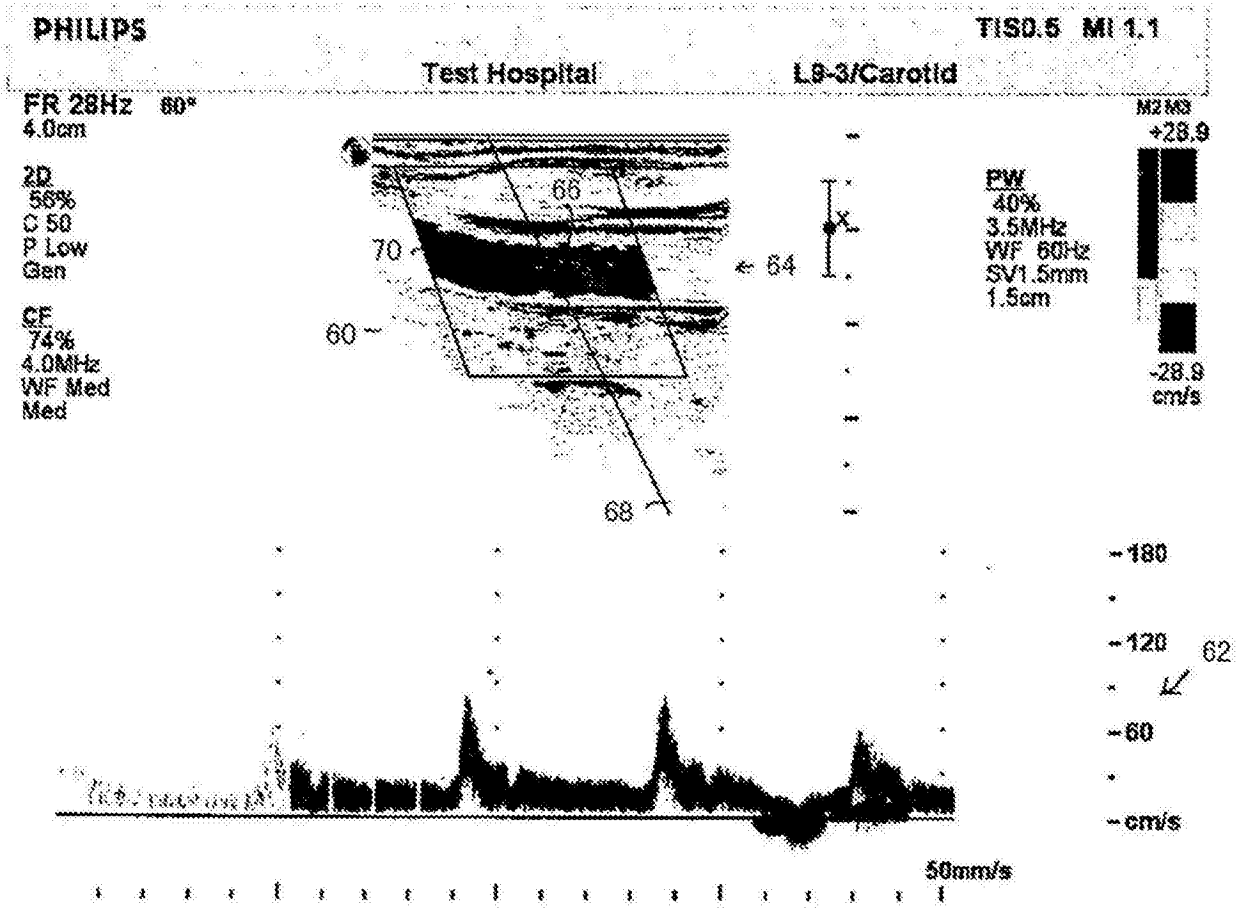


图10

专利名称(译)	带有自动多普勒流设置的超声系统		
公开(公告)号	CN103842841B	公开(公告)日	2017-12-05
申请号	CN201280047623.3	申请日	2012-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	T卢帕斯 A萨阿德		
发明人	T·卢帕斯 A·萨阿德		
IPC分类号	G01S7/52 G01S15/58 G01S15/89 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B5/489 A61B8/06 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8915 G01S15/8984 G01S15/8988		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	崔丽娟		
优先权	61/541353 2011-09-30 US		
其他公开文献	CN103842841A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声系统，执行双功能彩色流与频谱多普勒成像，其中在所述彩色流图像上所示的样本体积位置执行频谱多普勒探测。所述彩色流图像被显示在叠加在共配准的B模式图像上的彩色框中。彩色框位置与转向角度处理器分析空间多普勒数据，并自动地针对最佳多普勒灵敏度和准确度来设置所述彩色框在血管上的角度和位置。所述处理器也可以自动地设置流角度校正指针与流方向对齐。在优选的实施例中，随着用户为了多普勒测量而在沿所述血管的长度的点暂停，自动地并连续地进行这些优化调整。

