



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104684488 B

(45)授权公告日 2017.08.15

(21)申请号 201380050585.1

(22)申请日 2013.09.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104684488 A

(43)申请公布日 2015.06.03

(30)优先权数据
61/706,165 2012.09.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.03.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/058915 2013.09.27

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/049558 EN 2014.04.03

(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 J·R·杰戈 K·W·约翰逊
A·萨阿德 D·A·赫尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
A61B 8/06(2006.01)
G01S 15/89(2006.01)
A61B 8/14(2006.01)

(56)对比文件
CN 1549933 A,2004.11.24,
US 5769079 A,1998.06.23,
CN 1678922 A,2005.10.05,
US 2008/0242996 A1,2008.10.02,

审查员 薛艳华

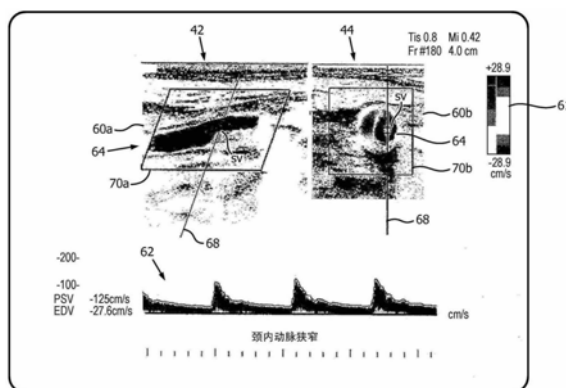
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

用于超声狭窄评估的自动双平面-PW工作流程

(57)摘要

一种具有能以双平面模式操作的矩阵阵列(500)探头(10)的超声系统用于通过同时显示血管的两幅彩色多普勒双平面图像(60a、60b)(一幅是纵向横截面视图(60a),并且另一幅是横向横截面视图(60b))来评估所述血管的狭窄。沿着用于PW多普勒的多普勒射束线(68)使两个图像平面交叉。将采样体积图形(SV)放置在一幅图像中的峰值速度位置处的血管上,然后放置在另一幅图像的峰值速度位置处的血管上。当在一幅图像中移动采样体积位置时,相应地调节另一幅图像的平面和/或采样体积位置。然后从所述采样体积位置采集并显示谱多普勒数据(62)。



1. 一种用于操作具有能以双平面模式操作以用于实施血流评估的矩阵阵列探头的超声诊断成像系统的方法,包括:

以双平面彩色多普勒模式对血管进行成像,并且同时显示相对于彼此的第一图像平面和第二图像平面的第一双平面图像和第二双平面图像;

将多普勒采样体积定位在所述第一双平面图像中的峰值速度位置处;

将所述多普勒采样体积定位在所述第二双平面图像中的所述峰值速度位置处,其中,所述第一图像平面的取向相对于所述第二图像平面被自动调节为与所述多普勒采样体积在所述第二双平面图像中的所述峰值速度位置处的所述定位相对应,以便维持在两个平面中的所述多普勒采样体积的可视化;

采集在所述多普勒采样体积位置处的流速的谱多普勒显示;并且

使用所采集的谱多普勒显示来测量速度特性。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,成像还包括在交叉平面的所述第一和第二双平面图像中对血管进行成像。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述第一和第二双平面图像中的至少一幅具有与该幅图像中的所述血管交叉的多普勒射束线,

其中,成像还包括在沿着所述多普勒射束线交叉的所述第一和第二双平面图像中对所述血管进行成像。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,将多普勒采样体积定位在所述第一双平面图像中的峰值速度位置处还包括沿着所述第一双平面图像中的多普勒射束线放置多普勒采样体积图形。

5. 根据权利要求3所述的方法,其中,将多普勒采样体积定位在所述第二双平面图像中的峰值速度位置处还包括沿着所述第二双平面图像中的多普勒射束线放置多普勒采样体积图形。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,采集谱多普勒显示还包括借助于PW多普勒采集来采集多普勒谱显示。

7. 根据权利要求3所述的方法,其中,采集谱多普勒显示还包括在所述多普勒射束线的方向上借助于PW多普勒采集来采集多普勒谱显示。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述多普勒采样体积在所述第二双平面图像中的所述峰值速度位置处的所述定位还包括将所述第一双平面图像的平面调节为与所述第二双平面图像中的所述多普勒采样体积的位置相对应。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述多普勒采样体积在所述第二双平面图像中的所述峰值速度位置处的所述定位还包括将所述第一双平面图像中的所述多普勒采样体积的位置调节为与所述第二双平面图像中的所述多普勒采样体积的位置相对应。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,将多普勒采样体积定位在所述第一双平面图像或所述第二双平面图像中的峰值速度位置处还包括在图像中自动放置采样体积图形。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,采集谱多普勒显示还包括自动开始对谱多普勒显示的滚动。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中,以双平面彩色多普勒模式对血管进行成像还包括自动优化双平面彩色多普勒图像。

13. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 采集谱多普勒显示还包括自动优化谱多普勒显示。

14. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 以双平面彩色多普勒模式对血管进行成像还包括在纵向横截面视图中的所述第一双平面图像中对所述血管进行成像, 并且在横向横截面视图中的所述第二双平面图像中对所述血管进行成像。

用于超声狭窄评估的自动双平面-PW工作流程

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断系统,并且具体涉及用于评估通过狭窄血管或在心血管系统中的其他点处的血流的诊断超声系统。

背景技术

[0002] 在许多标准血管超声检查中的重要程序是获得对动脉狭窄或收缩的评估。这通常使用彩色多普勒以找到狭窄和使用PW-多普勒以测量峰值流速来进行评估,所述峰值流速与狭窄的程度相关。尽管这是用于评估血管狭窄的很好建立的工作流程,但是其受到临床用户周知的许多限制。首先,具有涉及的许多手动步骤,所述手动步骤要求有经验的用户以便成功地执行它们,并且也能够要求大量的时间。另外,由于用户仅仅能够借助于彩色多普勒显示器将血管血流可视化在一个二维(2D)图像平面中,所述程序要求通过手动倾斜超声探头来重新放置所述超声探头,以准确地将峰值速度血流的位置可视化。对于用户很难确保她实际上与峰值速度血流对齐。有经验的用户利用多普勒音频来盲目地在图像的垂直平面中定位最高狭窄位点。这很费时间,并且当对齐不精确时,也能够导致不准确的峰值速度测量。最后,当在一个平面仅仅看见血管时,也很难确保角度校正是正确的,所述角度校正试图在血流方向与多普勒线之间设置最优角度(并且要求确定实际流速)。不准确的角度校正能够导致不正确的峰值速度测量的可能性,以及在重复测量、不同用户和不同实验室之间的不一致结果。因此,期望提供克服误差、不准确以及程序性困难的这些来源的用于血管程序的超声工作流程。

发明内容

[0003] 根据本发明的原理,描述了诊断超声系统和工作流程,其中,同时采集并显示在不同取向处的两个成像平面。所述两个平面是身体中的交叉图像平面,所述交叉图像平面使得能够可视化在调查中的狭窄或位点和在一个平面中的角度校正以及在两个平面中的独立多普勒采样体积(SV)安放。描述了半自动化实施方式,其中,两个图像平面自动调节其相对取向,以维持在两个平面中的采样体积的可视化。在自动实施方式中,自动执行对工作流程的多个步骤的优化。

附图说明

[0004] 在附图中:

[0005] 图1以方框图的形式图示了根据本发明构建的超声诊断成像系统。

[0006] 图2图示了用于常规超声狭窄评估检查的超声显示屏。

[0007] 图3图示了典型的超声狭窄评估检查的工作流程。

[0008] 图4图示了根据本发明的用于超声狭窄评估检查的超声显示屏。

[0009] 图5图示了根据本发明的原理的超声狭窄评估检查的工作流程。

[0010] 图6图示了根据本发明的原理的高度自动化的超声狭窄评估检查的工作流程。

具体实施方式

[0011] 首先参考图1,以方框图的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,所述换能器阵列12将超声波发射到身体中并且接收返回的回波信号。将发射的波指向射束或扫描线中以询问身体中的感兴趣区域。一维阵列能够用于在单个平面上发射射束以用于二维成像。对于根据本发明的狭窄评估检查,探头10是矩阵阵列探头,所述矩阵阵列探头具有被耦合到探头微射束形成器502的换能器元件500的二维阵列。矩阵阵列探头能够用于在身体的体积区域上发射射束以用于三维成像。如下文更加全面地解释的,通过探头能够在不同的方向上操控和聚焦所述射束,以询问在特定位置中的组织或在特定方向上的血流。如在美国专利6709394 (Frisa等人)中所描述的,对于本发明的工作流程,矩阵阵列探头可以以双平面模进行操作,其中,同时扫描在三维区域中的两个交叉平面,并且对其进行成像。由射束形成器控制器16提供对射束的关于发射和接收的控制和处理,其控制微射束形成器502和系统射束形成器14以适当地发射所形成的射束,并且将通过延迟和汇总所接收信号射束形成成为相干回波信号。在图1中所示的两级射束形成系统中,通过微射束形成器执行对接收信号的部分射束形成,并且通过系统射束形成器执行对射束形成处理的完成。射束形成器能够控制换能器阵列,以在期望的图像平面上扫描射束,例如,并且在图像平面的区上重复地扫描射束,其中,将以适于存在于身体的所述区域中的流速的脉冲重复频率 (PRF) 来评估血流。

[0012] 正交带通滤波器18将回波信号处理成正交I和Q分量。单独分量由多普勒角度估计器20使用,以估计在多普勒询问要被执行的点处的多普勒信号的相位或频率移位。B模式检测器22使用I和Q分量,以通过采取I和Q分量的平方和的平方根来执行组织图像的B模式检测。在空间基础上由B模式图像处理器24处理所检测的回波强度,以形成身体中的组织的二维或三维图像,所述二维或三维图像由显示处理器36处理以用于显示,并且在显示屏52上被显示。

[0013] 由多普勒角度估计器20产生的在图像平面中的位置处的多普勒频率能够被直接映射到在那些位置处的血流的速度值。该多普勒数据被耦合到彩色血流处理器30,所述彩色血流处理器30将所述数据在空间上处理成二维或三维图像格式,在所述二维或三维图像格式中,所述速度值被颜色编码。由显示处理器36将该多普勒彩色图叠加在空间上对应的B模式图像上,以通过颜色编码来图示正在发生血流的解剖结构中的位置以及所述血流的速度和方向。来自图像中的具体点的多普勒数据 (其是通过将采样体积SV安放在图像中的所述位置来选择的) 被耦合到谱多普勒处理器32,所述谱多普勒处理器32产生在所述点处的流速随着时间的变化和分布的谱显示。将谱多普勒显示转发到显示处理器36以用于处理,并且在显示屏52上显示谱多普勒显示。

[0014] 对于本发明的狭窄检查工作流程,来自彩色血流处理器30的彩色血流数据和优选地来自B模式处理器24的在空间上对应的B模式的数据被耦合到彩色盒位置和操控角度处理器40。彩色盒位置和操控角度处理器控制彩色血流图像的设定和特征的自动化,包括适当地放置彩色盒,设定多普勒射束的多普勒角度,定位在所述图像中的采样体积SV以及用于多普勒角度校正的血流角度光标的适当放置。为了控制多普勒角度,彩色盒位置和操控角度处理器被耦合到射束形成器控制器16,以控制多普勒射束方向。通过用户在用户控制面板

50上设定控制来提供对彩色盒位置和操控角度处理器的设置和控制。通过图形处理器34提供由彩色盒位置和操控角度处理器控制的功能的图形显示,例如,彩色盒的轮廓、采样体积图形以及血流角度光标,所述图形处理器34被耦合到显示处理器36,以将所述图形叠加在超声图像上。在美国专利申请系列号61/541353,标题为ULTRASOUND SYSTEM WITH AUTOMATED DOPPLER FLOW SETTINGS,并且在2011年9月30日提交的申请中更加全面地描述了彩色盒位置和操控角度处理器40的操作。

[0015] 图2示出了根据当前的实践标准的用于实施狭窄评估检查的典型的彩色血流/谱多普勒双图像的超声系统显示。二维(2D)解剖结构的超声图像60在屏幕的顶部处,并且谱多普勒显示62在屏幕的底部处。在彩色盒70内部完成多普勒询问,并且在该盒内部显示彩色血流图像。以没有彩色多普勒叠加的B模式灰度阶度示出了在彩色盒70外部的图像的周围部分。使用彩色盒勾画要执行多普勒的区域,并且在彩色盒外部不执行用于多普勒全体采集的重复多普勒发射。将多普勒发射局限到仅仅彩色盒消除了在盒外部的重复线询问的需要,并且因此限制对产生图像所需要的发射-接收循环的总数目,从而减少采集图像所需要的时间,这提高了显示的实时帧速率。沿着射束方向线68发射和接收用于谱多普勒数据的多普勒射束,并且在射束方向线上从采样体积SV返回的回波中采集用于谱多普勒显示的数据。将用于角度校正的多普勒血流方向光标66与血管64的纵向取向对齐,并且因此大体上与血管中的血流方向平行,并且多普勒操控角度是彩色盒70和射束方向线68的垂直角度,其通常平行于彼此。在该范例中,设置多普勒操控角度被设定到与血管64的纵向方向大约成60°角度。

[0016] 在如在图2中所示出的双多普勒显示的帮助下,如由图3的工作流程示出的,典型的超声狭窄检查继续进行。首先,如在步骤80处所指示的,将超声系统设定到彩色多普勒模式,以在彩色多普勒图像60中对血管64中的狭窄的位点进行成像。在步骤81中,通过将采样体积SV放置在血管64上并且调节彩色多普勒操控角度、彩色盒70的纵向角度来优化彩色多普勒图像。然后在步骤82中,如由在彩色多普勒阶度61上与更高的速度相关联的颜色所表示的,临床医生检查所述图像以搜索在血管64中的最高速度的血流。在步骤83中,临床医生将探头10倾斜,同时继续努力观察彩色多普勒图像,以确保图像的扫描平面在峰值流速的位置处与血管64交叉。由于扫描平面的每个变化呈现在新图像中的新的多普勒值(与先前看到的在其他平面中的颜色相比,所述新的图像中的新的多普勒值必须被仔细地检查以保证峰值速度颜色存在于所述图像中),因此这实质上是盲目的搜索。如在步骤84中所指示的,一旦临床医生确信她正在对峰值速度位置进行成像,则激活PW(脉冲波)多普勒模式以显示PW多普勒射束方向线68,并且放置所述线,并且在图像中的峰值速度位置处在所述线上安放多普勒采样体积SV。由于正在对新的图像平面进行成像,因此可以必须重复对彩色多普勒图像的优化(步骤81)。现在开始对PW多普勒谱的滚动显示(步骤85),如在屏幕的底部处所示的,从而产生在SV位置处的流速的谱多普勒显示62。在步骤86中,通过调节设定(例如,针对多普勒阶度、多普勒角度、采样体积尺寸以及角度校正的设定)来优化PW多普勒显示。如在步骤87中所指示的,现在再次倾斜探头来使PW多普勒信号强度和/或速度最大化,以确保在谱显示中正在记录最大流速。在步骤88中,捕捉滚动谱多普勒显示(在屏幕上停止;保存),在该时间处从所述显示可以测量血流的峰值速度和其他参数。

[0017] 从前述能够认识到,该程序需要大量的探头操纵和超声系统设定调节,其所有得

益于临床医生的广泛的经验和专业知识。如由图4的超声系统屏幕显示结合图5的工作流程图所图示的,根据本发明通过利用以双平面模式操作的矩阵阵列探头来实施狭窄检查解决了这些困难。图4示出了但具有两个双平面图像42和44的双超声显示。以双平面模式,二维阵列换能器500交替地对身体中的两个不同的平面进行扫描,从而产生两幅图像42和44。通常,所述图像中的一幅(例如,在图4中的左侧图像)是参考平面法向于换能器阵列的中心进行投影的图像。然后关于参考图像的平面旋转和/或倾斜第二图像(在该范例中为图像44)。在本发明的优选实施中,能够相对于彼此重新放置两个图像平面。因此左侧平面和右侧平面二者有意义,并且用户能够容易地理解其取向,所述平面优选地在SV的中心的位置处并且沿着由PW多普勒射束线68或彩色盒70的颜色操控角度(如果不同的话)定义的矢量交叉。这意味着,如果左侧图像42在绘图的平面中,则当在左侧平面中操控颜色/PW时,从绘图的平面中将右侧图像平面44倾斜出来。在左侧平面中由SV的用户进行的侧向移动将引起右侧平面侧向地平移,使得右侧图像44总是示出SV在所述图像平面中。在右侧平面44中移动所述SV同样地将平移左侧图像的平面,这次是在高度上(移进或移出绘图的平面)。对于梯形双平面格式,所述平面(和PW多普勒线68)将起源于共同的起源,并且因此所有的平面将倾斜而不是平移。

[0018] 如通过图5的工作流程所示的,利用图4的双显示,超声狭窄检查能够继续进行。如在步骤90处所指示的,以彩色多普勒模式在双平面中对狭窄血管64进行成像。在步骤91中,通过将采样体积SV放置在血管64上并且选择优化的彩色多普勒操控角度、彩色盒70a的角度来优化彩色多普勒图像。在步骤92中,如由在彩色多普勒阶度61上与更高的速度相关联的颜色所表示的,临床医生检查左侧双平面图像60a,以搜索在血管64中的最高速度的血流。在步骤93中,激活PW多普勒模式,在左侧图像60a上显示PW多普勒射束线68,并且临床医生沿着所述线调节线68的位置和采样体积SV。在该范例中,将右侧双平面图像60b的平面与PW多普勒射束线68对齐。在步骤94中,调节在右侧图像60b中示出的SV,以将其集中在该图像平面中在血管64的横截面视图中的峰值颜色速度上。临床医生能够优选将右侧图像平面中的SV的位置侧向地且轴向地调节到右侧图像中的峰值流速。对于该图像不需要颜色角度调节。当侧向地重新放置所述SV时,左侧图像平面可以在高度上稍微改变,以保持两个平面沿着PW射束线68对齐。在简化的实施方式中,SV被局限到仅仅轴向(深度)调节,并且通过在高度上移动或摇动探头来完成侧向调节,使得线68在右侧图像中的峰值速度位置上。再一次,左侧图像平面可以与所述调节相对应地移动。

[0019] 在步骤95中,开始对PW多普勒谱显示62的滚动,并且在步骤96中,如上所述,根据需要优化谱显示。在步骤97中,捕捉滚动的谱多普勒显示,并且从所述显示测量血流的峰值速度和其他参数。

[0020] 如由图6的自动化狭窄评估工作流程所图示的,能够将图5的工作流程的程序自动化,以甚至进一步减轻用户操纵并且增加精确度,其中,在图5中先前描述的步骤被给出相同的参考标记。在步骤193中,为用户自动完成在左侧图像平面中对采样体积SV的放置和对优化的多普勒操控角度的设定。在前述的美国专利申请系列号61/541353中描述了用于自动化这些调节的装置和技术,通过引用将其并入本文。该申请也描述了对角度校正光标66的自动设定,以及在彩色盒70a中的采样体积位置的自动定心。在左侧图像平面60a中的采样体积位置的自动调节将引起右侧图像60b的平面的位置的倾斜或平移。在步骤194中,处

理器40以类似的方式将采样体积SV自动放置在右侧图像的平面中的峰值速度位置处。再一次,这将引起对左侧图像平面的平移或倾斜作用。在步骤195中,在做出先前的调节之后,对PW多普勒谱显示的滚动自动开始,并且在步骤196中,如在国际专利申请WO 2003/019227 (Christopher等人),标题为“AUTOMATIC OPTIMIZATION OF DOPPLER DISPLAY PARAMETERS”中所描述的,自动优化所述谱显示以设定多普勒阶度,基线以及增益。因此,将临床医生快速且准确地带到能够捕捉狭窄血流的多普勒谱的点及其测量特性。

[0021] 尽管本发明的方法理想地适合于评估狭窄的血流特性,但是应当理解,本发明的方法可用于将要测量血流的峰值速度的其它心血管程序,例如,对在心室之内的血液动力学和通过瓣膜的血流的调查。

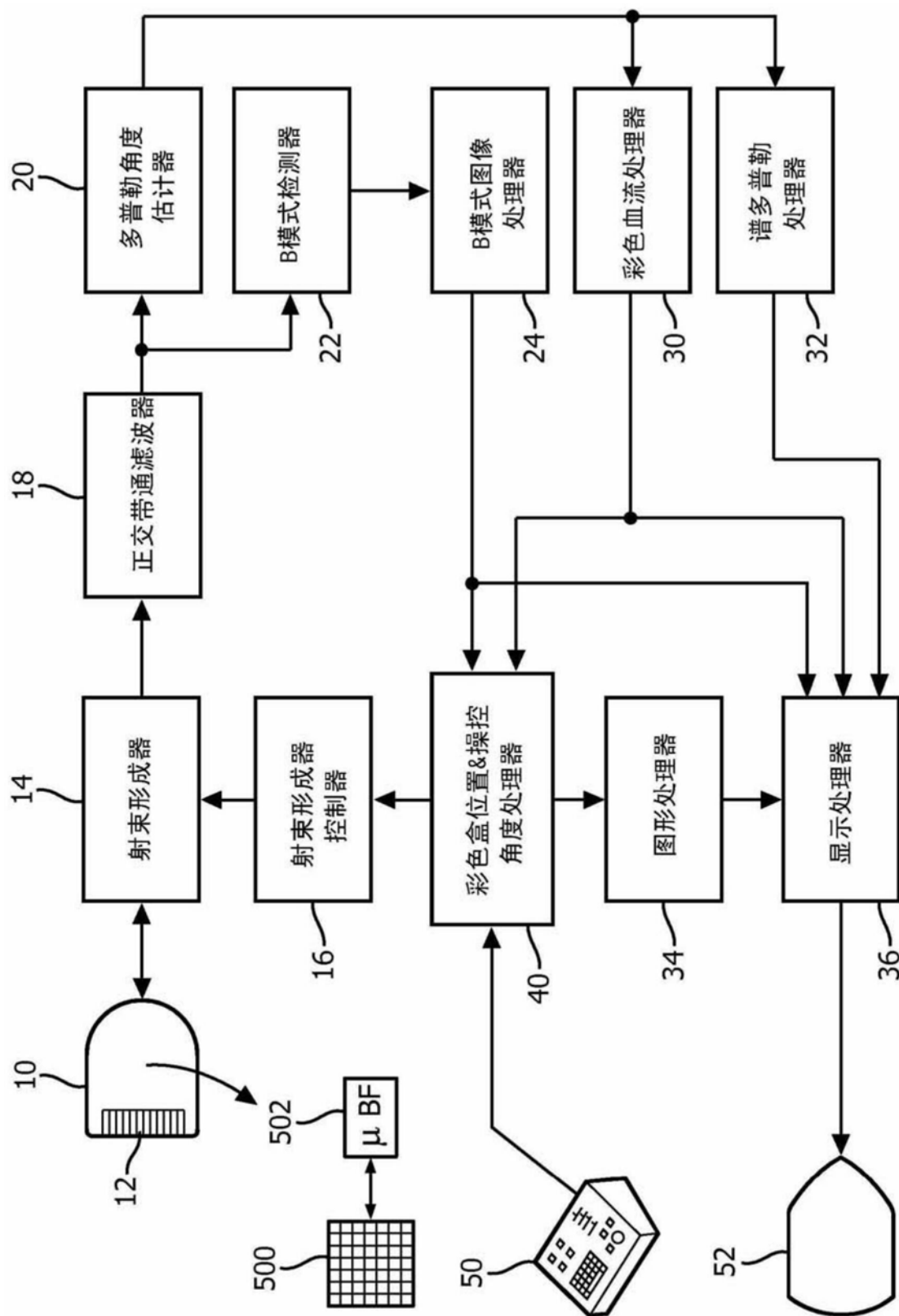


图1

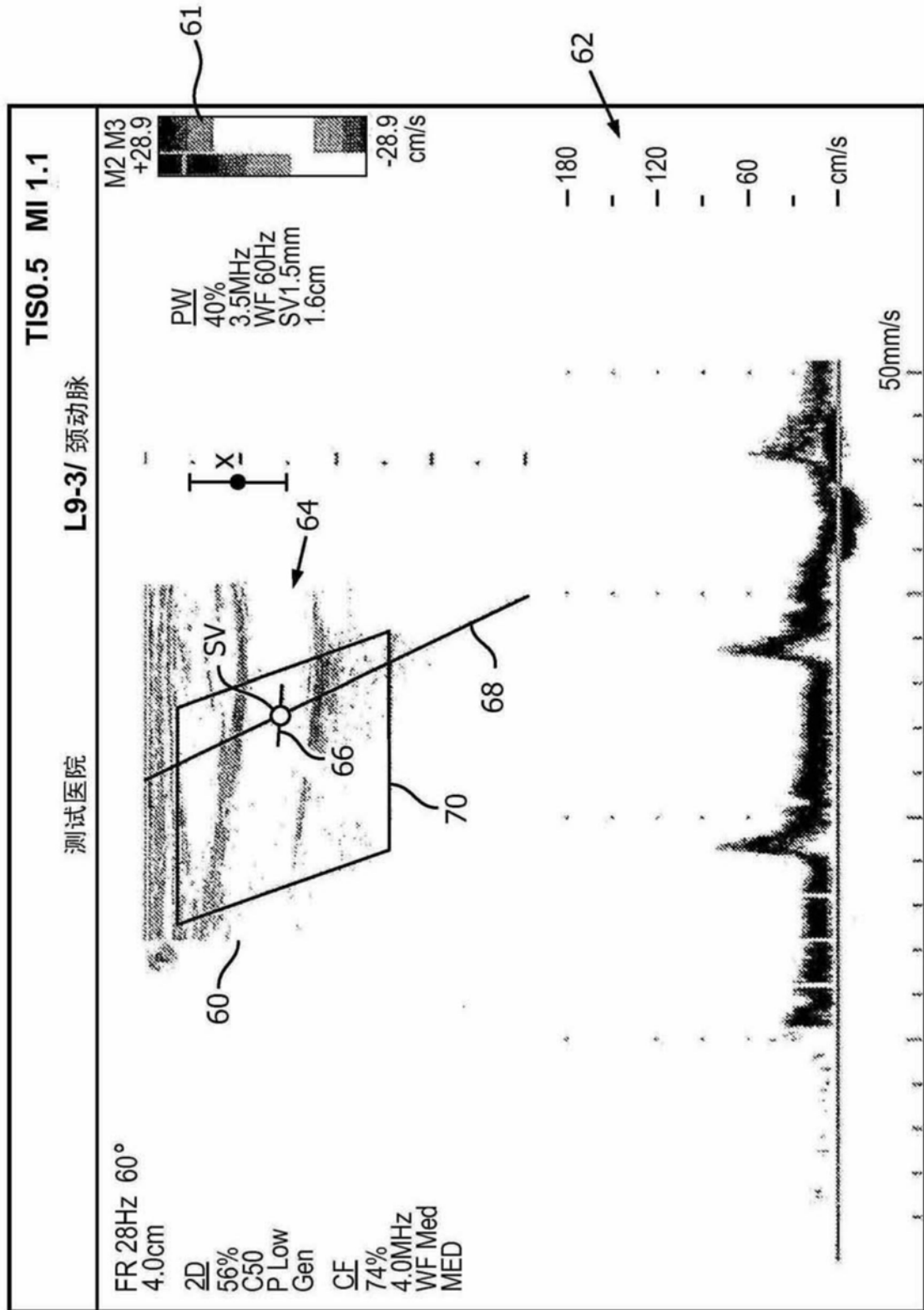


图2

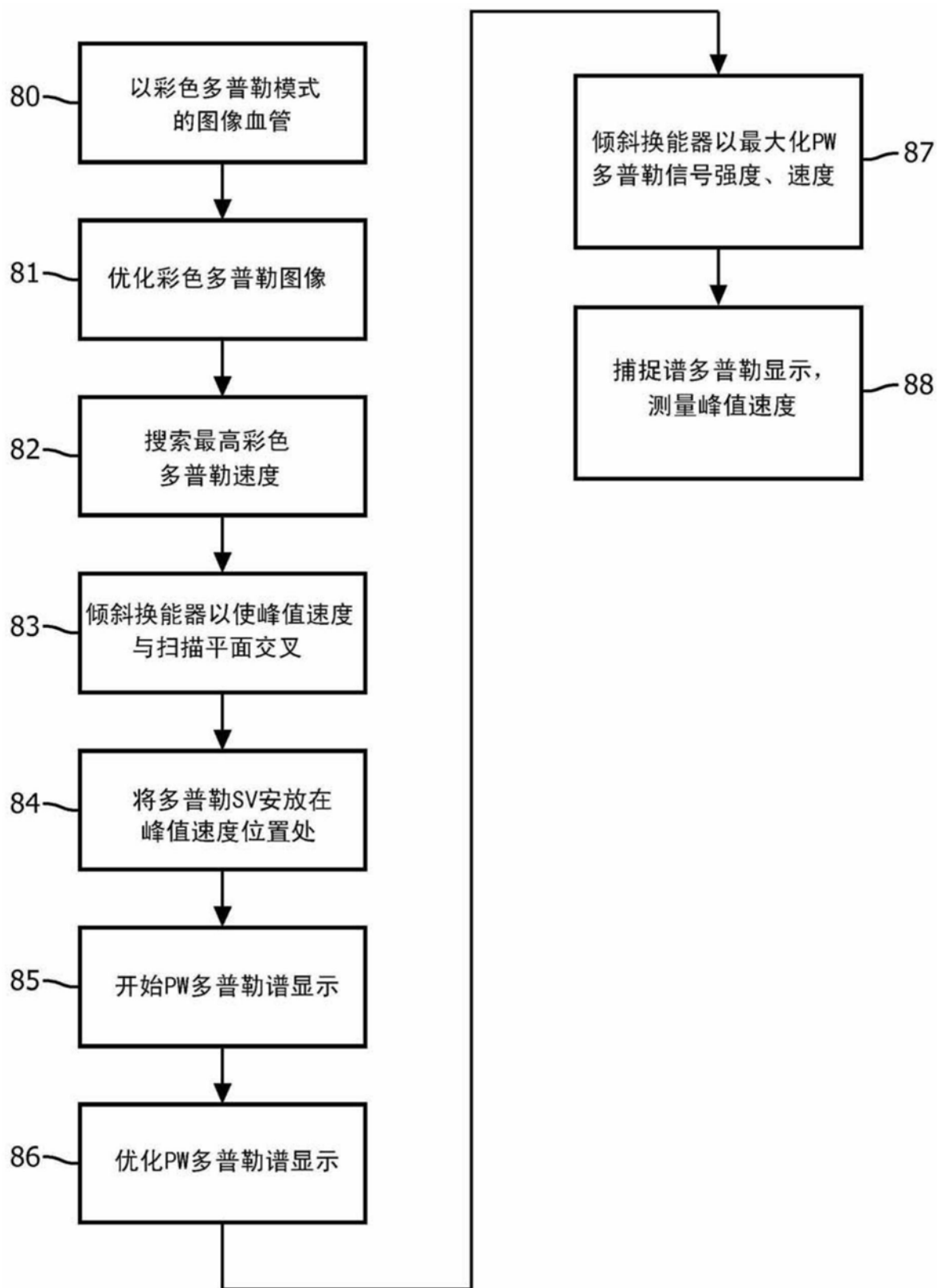


图3

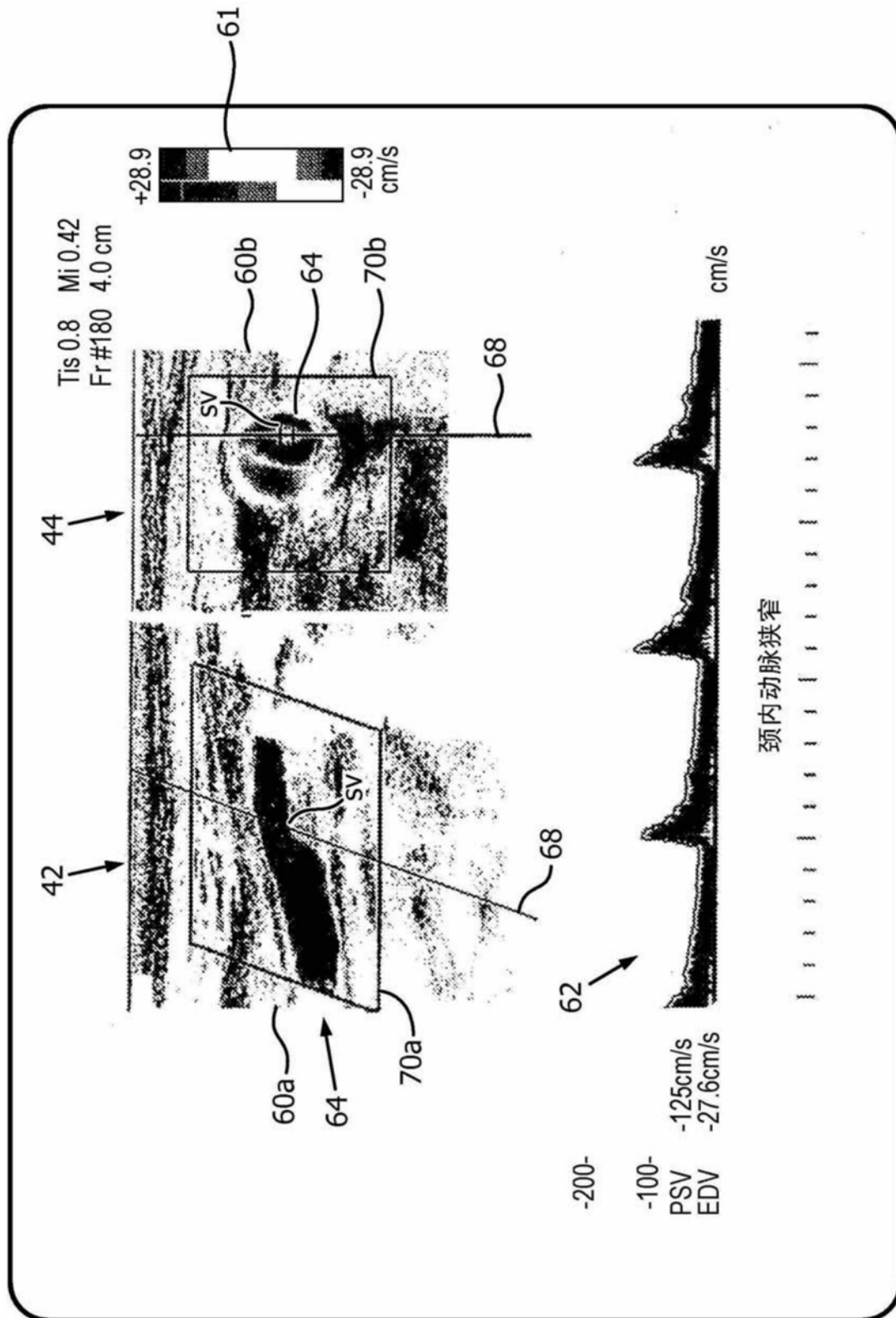


图4

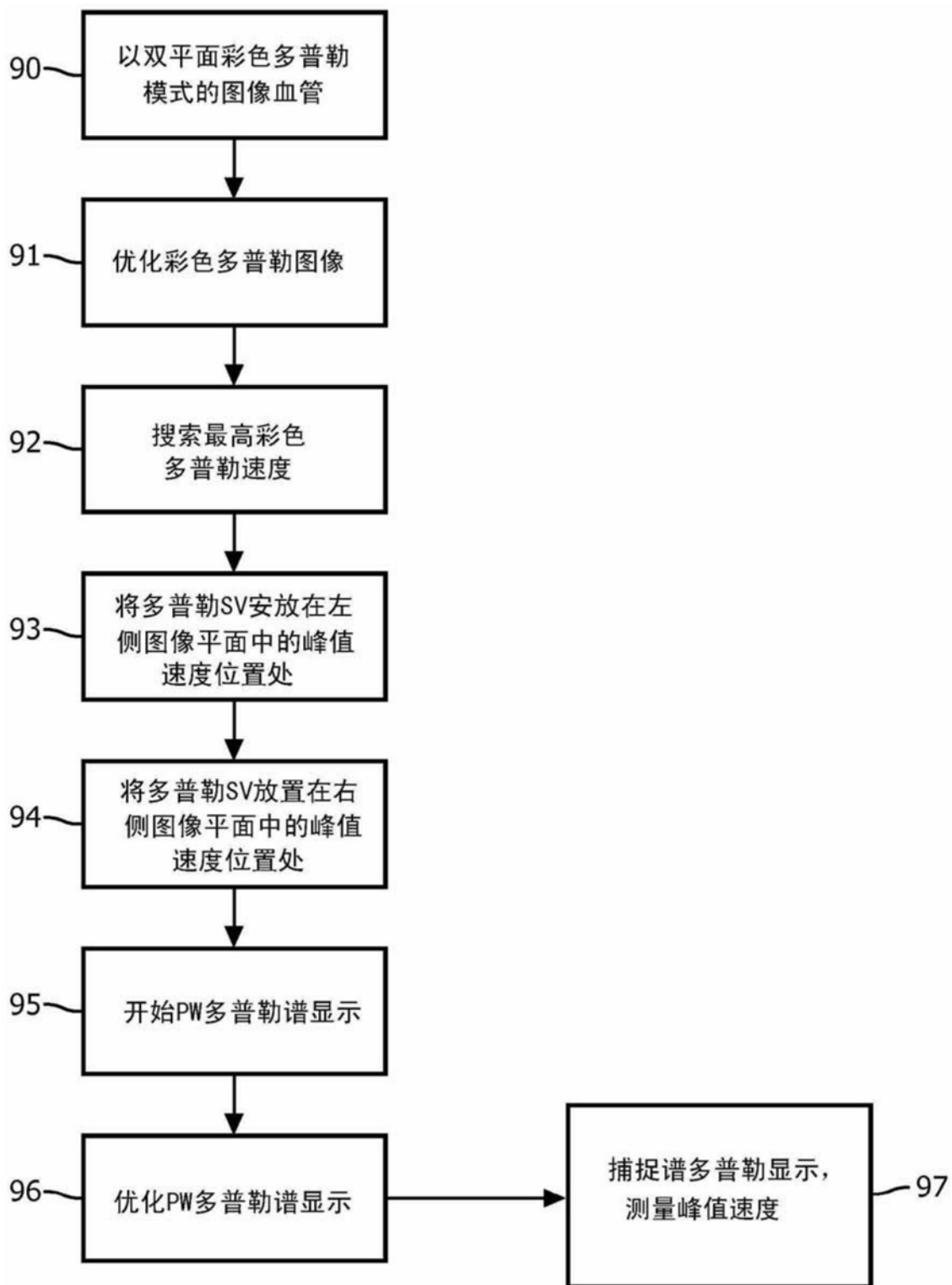


图5

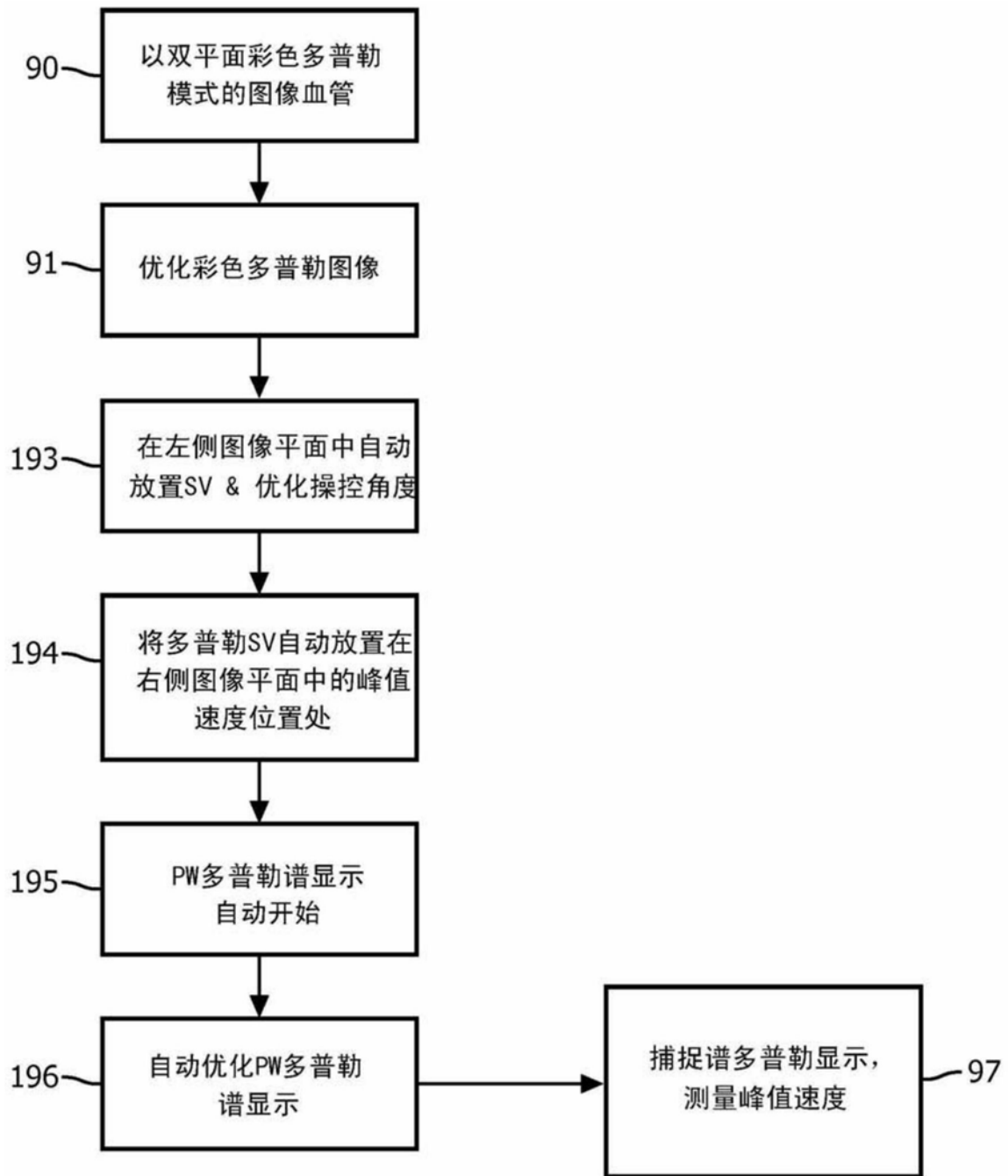


图6

专利名称(译)	用于超声狭窄评估的自动双平面-PW工作流程		
公开(公告)号	CN104684488B	公开(公告)日	2017-08-15
申请号	CN201380050585.1	申请日	2013-09-27
[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	JR杰戈 KW约翰逊 A萨阿德 DA赫尔		
发明人	J·R·杰戈 K·W·约翰逊 A·萨阿德 D·A·赫尔		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 G01S15/89 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/488 A61B5/02 A61B8/06 A61B8/145 A61B8/483 A61B8/5223 G01S7/52063 G01S7/52066 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S15/8915 G01S15/8925 G01S15/8979 G01S15/8988 G01S15/8993 G06T7/0012		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/706165 2012-09-27 US		
其他公开文献	CN104684488A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种具有能以双平面模式操作的矩阵阵列(500)探头(10)的超声系统用于通过同时显示血管的两幅彩色多普勒双平面图像(60a、60b)(一幅是纵向横截面视图(60a)，并且另一幅是横向横截面视图(60b))来评估所述血管的狭窄。沿着用于PW多普勒的多普勒射束线(68)使两个图像平面交叉。将采样体积图形(SV)放置在一幅图像中的峰值速度位置处的血管上，然后放置在另一幅图像的峰值速度位置处的血管上。当在一幅图像中移动采样体积位置时，相应地调节另一幅图像的平面和/或采样体积位置。然后从所述采样体积位置采集并显示频谱多普勒数据(62)。

