



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108784740 A

(43)申请公布日 2018.11.13

(21)申请号 201710296103.0

(22)申请日 2017.04.28

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72)发明人 沈莹莹 杜宜纲

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕 彭家恩

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书5页 说明书16页 附图9页

(54)发明名称

超声图像中血流量获得方法、超声成像系统及存储介质

(57)摘要

本申请公开了一种超声图像中血流量获得方法、超声成像系统及存储介质,其通过控制超声探头向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波,接收该超声波的回波获得超声回波信号,然后根据该超声回波信号获得包含大小和方向信息的质点流射速度,再确定血管壁以及血管壁上的待测横截面,利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量并显示,从而能获得更加准确地血流量。



1. 一种超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述方法包括:
向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波,
接收超声波,获得超声回波信号;
根据所述超声回波信号,获得血管内多个点的质点流射速度,所述质点流射速度包括大小和方向;
确定血管壁;
获得血管壁上的待测横截面;
利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量;
显示所述血流量。
2. 如权利要求1所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波包括:
向包含血管的感兴趣区域发射第一超声波,
接收第一超声波,获得第一回波信号,
根据第一回波信号,获得超声图像,
根据所述超声图像确定血管壁。
3. 如权利要求2所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述方法还包括:
显示超声图像,并在超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。
4. 如权利要求1所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波、接收超声波,获得超声回波信号和根据所述超声回波信号获得血管内多个点的质点流射速度包括:
向所述感兴趣区域发射至少两个方向的第二超声波,
接收所述至少两个方向的第二超声波的回波,获得至少两组第二回波信号;和,
根据所述至少两组第二回波信号中的每一组第二回波信号,获得一个血流速度分量,从而获得至少两个血流速度分量;
将所述至少两个血流速度分量通过速度矢量合成,获得所述质点流射速度。
5. 如权利要求1所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述第二超声波为平面超声波。
6. 如权利要求1所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述获得血管壁上的待测横截面至少采用以下方式之一:
利用移动光标接收用户标记待测横截面的位置信息;
基于用户选择的待测位置点,确定距离所述待测位置点最近的血管壁,计算通过该待测位置点的直线被该血管壁垂直截断的横截面;和,
自动计算血管质心处、流速最大处、血管两端处、血管中间处、血管质心处和流速最大处中至少一个或多个位置处的横截面。
7. 如权利要求1所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述确定血管壁包括:
检测血管的边界;和,
确定血管的中心线。

8. 如权利要求1所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量包括:

获取横截面上的质点流射速度,提取质点流射速度沿横截面法线方向的速度分量,根据预设时间和分布于横截面法线上的速度分量计算血流量。

9. 一种超声图像中血流量获得方法,其特征在于,包括:

获得超声图像数据,所述超声图像数据利用探头向包含血管的感兴趣区域发射超声波而获得;

根据超声图像数据,获得血管内多个点的质点流射速度,所述质点流射速度包括大小和方向;

根据超声图像数据的至少一部分,显示血管超声图像;

获取在血管超声图像上用户选择血管横截面的选择指令;

根据所述选择指令,在超声图像上确定血管横截面并标记;

根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量。

10. 如权利要求9所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述方法包括:在所述血管超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。

11. 如权利要求9所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述在血管超声图像上获取用户选择血管横截面的选择指令,包括:获取用户选择血管横截面模式的模式指令,所述模式指令至少包括全手动模式指令、半自动模式指令和全自动模式指令中的一者。

12. 如权利要求11所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,在获取到全手动模式指令后,还获取用户选择血管横截面位置的位置指令以及在超声图像上提供用于辅助用户输入所述位置指令的辅助标志。

13. 如权利要求12所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述位置指令包括光标的两次点击动作,这两次点击动作用于确定血管横截面。

14. 如权利要求13所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述辅助标志包括第一标志、第二标志和第三标志;所述获取用户选择血管横截面位置的位置指令,包括:

检测光标的点击动作,当捕获到光标在一血管壁处的点击动作时,在该血管壁处生成用于标记点击动作的位置点的所述第一标志;

检测光标的当前位置点信息,并生成包括第一辅助线和第二辅助线的所述第二标志,其中根据光标的当前位置点与第一标志标记的位置点生成第一辅助线,以及生成垂直于该第一辅助线且经过第一标志标记的位置点的第二辅助线,当检测到光标的当前位置点信息更新时,生成的第二标志也随之更新;

检测光标的点击动作,当捕获到光标在另一处血管壁处的点击动作时,在该血管壁处生成用于标记点击动作的位置点的所述第三标志。

15. 如权利要求14所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,当第二辅助线与第一标志所在的血管壁相切时,第二辅助线改变其形态以提示用户。

16. 如权利要求15所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,第二辅助线改变其形态,包括第二辅助线变得更粗、变得更亮、改变颜色或由虚线变成实线。

17. 如权利要求14所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,根据所述选择指

令,在超声图像上确定血管横截面并标记,包括:根据所述第一标志标记的位置点与所述第三标志标记的位置点确定血管横截面。

18.如权利要求10所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,在获取到半自动模式指令后,还获取用户选择血管横截面位置的位置指令。

19.如权利要求18所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述位置指令包括光标的一次点击动作,这一次点击动作用于确定血管横截面。

20.如权利要求19所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述获取用户选择血管横截面位置的位置指令,包括:

检测光标的点击动作,当捕获到光标的点击动作时,该点击动作的位置点用于确定血管横截面。

21.如权利要求20所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,当捕获到光标的点击动作时,还生成用于标记该点击动作的位置点的第四标志。

22.如权利要求20所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,根据所述选择指令,在超声图像上确定血管横截面并标记,包括:

针对一条血管时,则在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面,并标记;和/或,

当包括多条血管时,若所述点击动作的位置点位于一血管的血管壁或血管内时,则在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面;若所述点击动作的位置点位于血管外,则选择离所述点击动作的位置点距离最近的一条血管,并在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面。

23.如权利要求10所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,在获取到全自动模式指令后,根据所述全自动模式指令,在所述超声图像上确定血管横截面并标记。

24.如权利要求23所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,根据所述全自动模式指令,在超声图像上确定血管横截面并标记,包括:

针对一条血管,在该条血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面,并标记;其中所述预设位置处至少包括血管质心处、流速最大处、血管两端处或血管中间处中的一者;和/或,

针对多条血管,对于直径大于预设直径阈值的每条血管,在该条血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面,并标记;其中所述预设位置处至少包括血管质心处、流速最大处、血管两端处或血管中间处中的一者。

25.如权利要求23或24所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,根据所述全自动模式指令,在超声图像上确定血管横截面并标记,还包括:

当包括存在分叉的血管时,则对于该血管的分叉点前后的各个支流血管,在每个支流血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面,并标记;其中所述预设位置处至少包括该支流血管质心处、流速最大处、该支流血管两端处或该支流血管中间处中的一者。

26.如权利要求9所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述速度指示器包括带箭头的线段,其中箭头用于指示该点的血流速度方向,线段长度用于指示该点的血流速度大小,线段长度越大表示该点的血流速度越大。

27. 如权利要求9所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,确定血管横截面并标记,包括:标记血管横截面与血管上下壁相交的点,并通过一条线将这两点连接起来。

28. 如权利要求9所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量,包括:

获取当前视图中血管横截面的直径上各点的质点流射速度,计算该直径在沿血管横截面法线方向的血流平均速度,并将该血流平均速度乘以血管横截面的面积,得到当前时刻的血流量;或者,

在血管横截面上划分出若干高度相等的且垂直于同一条直径的矩形块,通过积分运算计算出该血管横截面当前时刻的血流量;或者,

在血管横截面上划分出若干个宽度相等的环心为血管横截面中心的同心环,通过积分运算计算出该血管横截面当前时刻的血流量。

29. 如权利要求28所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量,还包括:

当预设时间小于或等于用于计算所述叠加在超声图像上的质点流射速度的数据时长时,则分别计算预设时间内血管横截面各时刻的血流量,并叠加所述各时刻的血流量,得到预设时间内血管横截面的血流量;和/或,

当预设时间大于用于计算所述叠加在超声图像上的质点流射速度的数据时长时,则计算所述数据时长内最大整数个的心率的时长下血管横截面的总体血流量,并求平均得到单个心率的时长下血管横截面的血流量,将该单个心率的时长下血管横截面的血流量乘以预设时间所包含的心率个数,得到预设时间内血管横截面的血流量。

30. 如权利要求9所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,当计算得到的血管横截面的血流量与当前部位的血流量的医学统计值差异超过第一偏差值时,则进行预警提示;或者,当根血管包括多个血管横截面时,计算得到的各血管横截在的血流量之间差异超过第二偏差值时,则进行预警提示,或者,计算到得分叉的血管,其在分叉点前后的各个支流血管的血流量之间的差异超过第三偏差值时,则进行预警提示。

31. 如权利要求9所述的超声图像中血流量获得方法,其特征在于,所述根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量包括:

基于一帧超声图像上血管横截面的标记位置,在多帧超声图像上自动同步所述标记位置,在不同帧超声图像上同步的标记位置可随血管位置的变化而发生偏移;

基于偏移后的标记位置,计算所述血流量。

32. 一种超声成像系统,其特征在于,包括:

探头,包括压电元件阵列,所述探头用于执行超声波的发射和接收过程,所述超声波的发射和接收过程包括:发射检测用的超声波,和接收所述超声波的回波信息;

发射序列控制单元,用于控制所述超声波的发射和接收时序,其中,控制探头向包含血管的感兴趣区域发射超声波,接收超声波,获得超声回波信号;

待测区域获取单元,用于确定血管壁,以及获得血管壁上的待测横截面;

处理器,用于根据所述超声回波信号,获得血管内多个点的质点流射速度,所述质点流射速度包括大小和方向;以及利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量;

显示单元,用于显示所述血流量。

33.如权利要求32所述的超声成像系统,其特征在于,所述处理器根据所述超声回波信号获得所述超声图像,所述显示单元用于显示超声图像,并在超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。

34.如权利要求32所述的超声成像系统,其特征在于:

所述发射序列控制单元用于控制探头向所述感兴趣区域发射至少两个方向的第二超声波,接收所述至少两个方向的第二超声波的回波,获得至少两组第二回波信号;

所述处理器用于根据所述至少两组第二回波信号中的每一组第二回波信号,获得一个血流速度分量,从而获得至少两个血流速度分量;将所述至少两个血流速度分量通过速度矢量合成,获得所述质点流射速度。

35.如权利要求32所述的超声成像系统,其特征在于,所述待测区域获取单元获得血管壁上的待测横截面至少采用以下方式之一:

利用移动光标接收用户标记待测横截面的位置信息;

基于用户选择的待测位置点,确定距离所述待测位置点最近的血管壁,计算通过该待测位置点的直线被该血管壁垂直截断的横截面;和,

自动计算血管质心处、流速最大处、血管两端处、血管中间处、血管质心处和流速最大处中至少一个或多个位置处的横截面。

36.如权利要求32所述的超声成像系统,其特征在于,所述待测区域获取单元确定血管壁包括:检测血管的边界以及确定血管的中心线。

37.如权利要求32所述的超声成像系统,其特征在于,所述处理器用于获取横截面上的质点流射速度,提取质点流射速度沿横截面法线方向的速度分量,根据预设时间和分布于横截面法线上的速度分量计算血流量。

38.一种存储介质,其特征在于,存储有用于执行如权利要求8到20中任一项所述的超声图像中血流量获得方法的程序。

超声图像中血流量获得方法、超声成像系统及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及血流量测量领域,尤其涉及一种超声图像中血流量获得方法及超声成像系统。

背景技术

[0002] 血流量是判断病人循环功能状态的重要指标,因为重要脏器的功能紊乱都直接或间接与包含流量在内的血流动力学变化密切相关,因此血流量的测量在临床中广泛使用。

[0003] 要进行血流量的测量,一般需要先获取血流速,传统超声采用单一方向的超声多普勒波束扫描目标,得到的血流速为实际流速在超声波方向上的一维分量,测量时需根据三角关系映射回与血管方向平行的流速值。不妨以采用脉冲多普勒的技术方案为例来说明传统超声做法的缺点:其先获取血流速,再对获取的血流速度进行角度校正(由于血流方向和超声多普勒方向一般都是不一致),再采用经过角度校正的血流速来计算血流量,这使得计算得到的血流量非常容易被引入误差,造成血流量的测量不准确。

发明内容

[0004] 本发明提供一种超声图像中血流量获得方法及超声成像系统。

[0005] 根据本发明的第一方面,本申请提供一种超声图像中血流量获得方法,包括:

[0006] 向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波,

[0007] 接收超声波,获得超声回波信号;

[0008] 根据所述超声回波信号,获得血管内多个点的质点流射速度,所述质点流射速度包括大小和方向;

[0009] 确定血管壁;

[0010] 获得血管壁上的待测横截面;

[0011] 利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量;

[0012] 显示所述血流量。

[0013] 在一实施例中,所述向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波包括:

[0014] 向包含血管的感兴趣区域发射第一超声波,

[0015] 接收第一超声波,获得第一回波信号,

[0016] 根据第一回波信号,获得超声图像,

[0017] 根据所述超声图像确定血管壁。

[0018] 在一实施例中,所述方法还包括:显示超声图像,并在超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。

[0019] 在一实施例中,所述向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波、接收超声波,获得超声回波信号和根据所述超声回波信号获得血管内多个点的质点流射速度包括:

[0020] 向所述感兴趣区域发射至少两个方向的第二超声波,

[0021] 接收所述至少两个方向的第二超声波的回波,获得至少两组第二回波信号;和,

- [0022] 根据所述至少两组第二回波信号中的每一组第二回波信号,获得一个血流速度分量,从而获得至少两个血流速度分量;
- [0023] 将所述至少两个血流速度分量通过速度矢量合成,获得所述质点流射速度。
- [0024] 在一实施例中,所述第二超声波为平面超声波。
- [0025] 在一实施例中,所述获得血管壁上的待测横截面至少采用以下方式之一:
- [0026] 利用移动光标接收用户标记待测横截面的位置信息;
- [0027] 基于用户选择的待测位置点,确定距离所述待测位置点最近的血管壁,计算通过该待测位置点的直线被该血管壁垂直截断的横截面;和,
- [0028] 自动计算血管质心处、流速最大处、血管两端处、血管中间处、血管质心处和流速最大处中至少一个或多个位置处的横截面。
- [0029] 在一实施例中,所述确定血管壁包括:
- [0030] 检测血管的边界;和,
- [0031] 确定血管的中心线。
- [0032] 在一实施例中,所述利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量包括:
- [0033] 获取横截面上的质点流射速度,提取质点流射速度沿横截面法线方向的速度分量,根据预设时间和分布于横截面法线上的速度分量计算血流量。
- [0034] 根据本发明的第二方面,本申请提供一种超声图像中血流量获得方法,包括:
- [0035] 获得超声图像数据,所述超声图像数据利用探头向包含血管的感兴趣区域发射超声波而获得;
- [0036] 根据超声图像数据,获得血管内多个点的质点流射速度,所述质点流射速度包括大小和方向;
- [0037] 根据超声图像数据的至少一部分,显示血管超声图像;
- [0038] 获取在血管超声图像上用户选择血管横截面的选择指令;
- [0039] 根据所述选择指令,在超声图像上确定血管横截面并标记;
- [0040] 根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量。
- [0041] 在一实施例中,所述方法包括:在所述血管超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。
- [0042] 在一实施例中,所述在血管超声图像上获取用户选择血管横截面的选择指令,包括:获取用户选择血管横截面模式的模式指令,所述模式指令至少包括全手动模式指令、半自动模式指令和全自动模式指令中的一者。
- [0043] 在一实施例中,在获取到全手动模式指令后,还获取用户选择血管横截面位置的位置指令以及在超声图像上提供用于辅助用户输入所述位置指令的辅助标志。
- [0044] 在一实施例中,所述位置指令包括光标的两次点击动作,这两次点击动作用于确定血管横截面。
- [0045] 在一实施例中,所述辅助标志包括第一标志、第二标志和第三标志;所述获取用户选择血管横截面位置的位置指令,包括:
- [0046] 检测光标的点击动作,当捕获到光标在一血管壁处的点击动作时,在该血管壁处

生成用于标记点击动作的位置点的所述第一标志；

[0047] 检测光标的当前位置点信息，并生成包括第一辅助线和第二辅助线的所述第二标志，其中根据光标的当前位置点与第一标志标记的位置点生成第一辅助线，以及生成垂直于该第一辅助线且经过第一标志标记的位置点的第二辅助线，当检测到光标的当前位置点信息更新时，生成的第二标志也随之更新；

[0048] 检测光标的点击动作，当捕获到光标在另一处血管壁处的点击动作时，在该血管壁处生成用于标记点击动作的位置点的所述第三标志。

[0049] 在一实施例中，当第二辅助线与第一标志所在的血管壁相切时，第二辅助线改变其形态以提示用户。

[0050] 在一实施例中，第二辅助线改变其形态，包括第二辅助线变得更粗、变得更亮、改变颜色或由虚线变成实线。

[0051] 在一实施例中，根据所述选择指令，在超声图像上确定血管横截面并标记，包括：根据所述第一标志标记的位置点与所述第三标志标记的位置点确定血管横截面。

[0052] 在一实施例中，在获取到半自动模式指令后，还获取用户选择血管横截面位置的位置指令。

[0053] 在一实施例中，所述位置指令包括光标的一次点击动作，这一次点击动作用于确定血管横截面。

[0054] 在一实施例中，其特征在于，所述获取用户选择血管横截面位置的位置指令，包括：

[0055] 检测光标的点击动作，当捕获到光标的点击动作时，该点击动作的位置点用于确定血管横截面。

[0056] 在一实施例中，当捕获到光标的点击动作时，还生成用于标记该点击动作的位置点的第四标志。

[0057] 在一实施例中，根据所述选择指令，在超声图像上确定血管横截面并标记，包括：

[0058] 当只包括一条血管时，则在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面，并标记；和/或，

[0059] 当包括多条血管时，若所述点击动作的位置点位于一血管的血管壁或血管内时，则在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面；若所述点击动作的位置点位于血管外，则选择离所述点击动作的位置点距离最近的一条血管，并在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面。

[0060] 在一实施例中，在获取到全自动模式指令后，根据所述全自动模式指令，在所述超声图像上确定血管横截面并标记。

[0061] 在一实施例中，根据所述全自动模式指令，在超声图像上确定血管横截面并标记，包括：

[0062] 针对一条血管，在该条血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面，并标记；其中所述预设位置处至少包括血管质心处、流速最大处、血管两端处或血管中间处中的一者；和/或，

[0063] 针对多条血管，对于直径大于预设直径阈值的每条血管，在该条血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面，并标记；其中所述预设位置处至少包括血管

质心处、流速最大处、血管两端处或血管中间处中的一者。

[0064] 在一实施例中,根据所述全自动模式指令,在超声图像上确定血管横截面并标记,还包括:

[0065] 当包括存在分叉的血管时,则对于该血管的分叉点前后的各个支流血管,在每个支流血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面,并标记;其中所述预设位置处至少包括该支流血管质心处、流速最大处、该支流血管两端处或该支流血管中间处中的一者。

[0066] 在一实施例中,所述速度指示器包括带箭头的线段,其中箭头用于指示该点的血流速度方向,线段长度用于指示该点的血流速度大小,线段长度越大表示该点的血流速度越大。

[0067] 在一实施例中,确定血管横截面并标记,包括:标记血管横截面与血管上下壁相交的点,并通过一条线将这两点连接起来。

[0068] 在一实施例中,所述根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量,包括:

[0069] 获取当前视图中血管横截面的直径上各点的质点流射速度,计算该直径在沿血管横截面法线方向的血流平均速度,并将该血流平均速度乘以血管横截面的面积,得到当前时刻的血流量;或者,

[0070] 在血管横截面上划分出若干高度相等的且垂直于同一条直径的矩形块,通过积分运算计算出该血管横截面当前时刻的血流量;或者,

[0071] 在血管横截面上划分出若干个宽度相等的环心为血管横截面中心的同心环,通过积分运算计算出该血管横截面当前时刻的血流量。

[0072] 在一实施例中,所述根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量,还包括:

[0073] 当预设时间小于或等于用于计算所述叠加在超声图像上的质点流射速度的数据时长时,则分别计算预设时间内血管横截面各时刻的血流量,并叠加所述各时刻的血流量,得到预设时间内血管横截面的血流量;和/或,

[0074] 当预设时间大于用于计算所述叠加在超声图像上的质点流射速度的数据时长时,则计算所述数据时长内最大整数个的心率的时长下血管横截面的总体血流量,并求平均得到单个心率的时长下血管横截面的血流量,将该单个心率的时长下血管横截面的血流量乘以预设时间所包含的心率个数,得到预设时间内血管横截面的血流量。

[0075] 在一实施例中,当计算得到的血管横截面的血流量与当前部位的血流量的医学统计值差异超过第一偏差值时,则进行预警提示;或者,当根血管包括多个血管横截面时,计算得到的各血管横截面的血流量之间差异超过第二偏差值时,则进行预警提示,或者,计算得分叉的血管,其在分叉点前后的各个支流血管的血流量之间的差异超过第三偏差值时,则进行预警提示。

[0076] 在一实施例中,所述根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量包括:

[0077] 基于一帧超声图像上血管横截面的标记位置,在多帧超声图像上自动同步所述标记位置,在不同帧超声图像上同步的标记位置可随血管位置的变化而发生偏移;

- [0078] 基于偏移后的标记位置,计算所述血流量。
- [0079] 根据本发明的第三方面,一种实施例中提供超声成像系统,包括:
- [0080] 探头,包括压电元件阵列,所述探头用于执行超声波的发射和接收过程,所述超声波的发射和接收过程包括:发射检测用的超声波,和接收所述超声波的回波信息;
- [0081] 发射序列控制单元,用于控制所述超声波的发射和接收时序,其中,控制探头向包含血管的感兴趣区域发射超声波,接收超声波,获得超声回波信号;
- [0082] 待测区域获取单元,用于确定血管壁,以及获得血管壁上的待测横截面;
- [0083] 处理器,用于根据所述超声回波信号,获得血管内多个点的质点流射速度,所述质点流射速度包括大小和方向;以及利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量;
- [0084] 显示单元,用于显示所述血流量。
- [0085] 在一实施例中,所述处理器根据所述超声回波信号获得所述超声图像,所述显示单元用于显示超声图像,并在超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。
- [0086] 在一实施例中,所述发射序列控制单元用于控制探头向所述感兴趣区域发射至少两个方向的第二超声波,接收所述至少两个方向的第二超声波的回波,获得至少两组第二回波信号;
- [0087] 所述处理器用于根据所述至少两组第二回波信号中的每一组第二回波信号,获得一个血流速度分量,从而获得至少两个血流速度分量;将所述至少两个血流速度分量通过速度矢量合成,获得所述质点流射速度。
- [0088] 在一实施例中,所述待测区域获取单元获得血管壁上的待测横截面至少采用以下方式之一:
- [0089] 利用移动光标接收用户标记待测横截面的位置信息;
- [0090] 基于用户选择的待测位置点,确定距离所述待测位置点最近的血管壁,计算通过该待测位置点的直线被该血管壁垂直截断的横截面;和,
- [0091] 自动计算血管质心处、流速最大处、血管两端处、血管中间处、血管质心处和流速最大处中至少一个或多个位置处的横截面。
- [0092] 在一实施例中,所述待测区域获取单元确定血管壁包括:检测血管的边界以及确定血管的中心线。
- [0093] 在一实施例中,所述处理器用于获取横截面上的质点流射速度,提取质点流射速度沿横截面法线方向的速度分量,根据预设时间和分布于横截面法线上的速度分量计算血流量。
- [0094] 根据本发明的第四方面,一种实施例提供一种存储介质,存储有用于执行上述任一实施例所公开的超声图像中血流量获得方法的程序。
- [0095] 本申请的有益效果是:
- [0096] 依上述实施的超声图像中血流量获得方法、超声成像系统,其通过控制超声探头向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波,接收该超声波的回波获得超声回波信号,然后根据该超声回波信号获得包含大小和方向信息的质点流射速度,再确定血管壁以及血管壁上的待测横截面,利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流

量并显示,从而能获得更加准确地血流量。

[0097] 依上述实施的超声图像中血流量获得方法、超声成像系统及存储介质,在血管超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器;获取在血管超声图像上用户选择血管横截面的选择指令,并根据所述选择指令,在超声图像上确定血管横截面并标记;最后根据所述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量,一方面使得用户可以方便地选择自己感兴趣的血管横截面,进行了解到该处血管的血流量,另一方面使得计算得到的血流量无需因为血流方向和超声多普勒方向不一致而进行角度校正,减少误差引入,使得计算得到的血流量更加精确。

附图说明

[0098] 图1为本申请一种实施例的超声图像中血流量获得方法的流程示意图;

[0099] 图2为本申请一种实施例的向感兴趣区域发射两个方向的第二超声波来获得质点流射速度的示意图;

[0100] 图3(a)、(b)和(c)分别为本申请一种实施例的获得血管壁上的待测横截面的三种方式(115-a)、(115-b)和(115-c)对应的举例示意图;

[0101] 图4为本申请一种实施例的超声成像系统的结构示意图;

[0102] 图5为本申请另一种实施例的超声图像中血流量获得方法的流程示意图;

[0103] 图6为本申请一种实施例的超声图像中血流量获得方法在全手动模式下步骤S240的流程示意图;

[0104] 图7为本申请一种实施例的超声图像中血流量获得方法在全手动模式下步骤S241-10的流程示意图;

[0105] 图8(a)、(b)为本申请一种实施例的超声图像中血流量获得方法在全手动模式下的两个操作示意图;

[0106] 图9为本申请一种实施例的超声图像中血流量获得方法在半自动模式下步骤S240的流程示意图;

[0107] 图10为本申请一种实施例的超声图像中血流量获得方法在半自动模式下步骤S243-10的流程示意图;

[0108] 图11为本申请一种实施例的超声图像中血流量获得方法在半自动模式下的一个操作示意图;

[0109] 图12为本申请一种实施例的超声图像中血流量获得方法在全自动模式下的一个操作示意图;

[0110] 图13为本申请一种实施例中一血管中待测横截面上沿该横截面的法线方向的速度分布示意图;

[0111] 图14(a)为本申请一种实施例中将血管横截面划分出若干高度相等的且垂直于同一条直径的矩形块来计算该血管横截面当前时刻的流量的示意图;图14(b)为通过P2点的矩形条中各点在血管横截面S的法线方向上的血流速度抛物线示意图;

[0112] 图15为本申请一种实施例中在血管横截面上划分出若干个宽度相等的环心为血管横截面中心的同心环来计算该血管横截面当前时刻的流量的示意图。

具体实施方式

[0113] 下面通过具体实施方式结合附图对本申请作进一步详细说明。

[0114] 在其中一个实施例中,提供一种超声图像中血流量获得方法,其通过控制超声探头向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波,接收该超声波的回波获得超声回波信号,然后根据该超声回波信号获得包含大小和方向信息的质点流射速度,再确定血管壁以及血管壁上的待测横截面,利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量并显示,从而能获得更加准确地血流量。本实施例中的超声波可以为聚焦波、平面波、散射波等其中之一或两者的结合。以下以一个具体实施例举例说明。

[0115] 请参照图1,在一实施例中,提供一种超声图像中血流量获得方法,其包括步骤S101~S119。

[0116] 步骤S101:向包含血管的感兴趣区域发射第一超声波。

[0117] 步骤S103:接收第一超声波,获得第一回波信号。

[0118] 步骤S105:根据第一回波信号,获得超声图像。

[0119] 步骤S107:向包含血管组织的感兴趣区域发射第二超声波。在一实施例中,第二超声波可以为平面超声波。在一实施例中,第二超声波的激励脉冲比第一超声波的激励脉冲的脉冲宽度长,频率低,周期数多。

[0120] 步骤S109:接收第二超声波,获得第二回波信号。

[0121] 步骤S111:根据第二回波信号,获得血管内多个点的质点流射速度,其中质点流射速度包括大小和方向。

[0122] 步骤S107~S111是通过向包含血管组织的感兴趣区域发射第二超声波,来获取血管内多个点的质点流射速度,由于该质点流射速度包括大小和方向,因此其实际为血流速度矢量,用于表征血流在血管中流动的真实方向和大小。

[0123] 为了使超声图像的清晰度更高、质量更好,在其中一个实施例中,第一超声波可以选聚焦波。当然,第一超波也可以与第二超声波采用同一类型的超声波。在上述步骤中超声图像可以基于多次发射超声波或第一超声波而对应获得的多组超声回波信号,进行合成获得。此外,超声图像的类型不限,可以是B模式、M模式等等。超声图像的显示可以是二维图像,也可以是三维图像。

[0124] 在一实施例中,步骤S107包括:向上述感兴趣区域发射至少两个方向的第二超声波,步骤S109包括:接收上述至少两个方向的第二超声波的回波,获得至少两组第二回波信号,步骤S111包括:根据上述至少两组第二回波信号中的每一组第二回波信号,获得一个血流速度分量,从而获得至少两个血流速度分量,将上述至少两个血流速度分量通过速度矢量合成,获得上述质点流射速度。不妨以向感兴趣区域发射两个方向的第二超声波为例进行说明,请参照图2,向感兴趣区域发射的两个方向的第二超声波分别为第二超声波1和第二超声波2,然后接收第二超声波1的一组第二回波信号和第二超声波2的一组第二回波信号,根据第二超声波1的一组第二回波信号可以获得一个血流速度分量1,根据第二超声波2的一组第二回波信号可以获得一个血流速度分量2,然后再将这两个血流速度分量1和2通过速度矢量合成,就可以获得质点流射速度。这里提到的不同发射方向可以通过发射角度来区分确定。向上述感兴趣区域发射至少两个方向的第二超声波,也可以理解为是向感兴

趣区域发射至少两个发射角度的第二超声波。发射角度是指超声波的发射方向和超声探头端面法线之间的偏转角,例如针对面阵探头,发射角度可以是在三维空间系上的超声波的发射方向和超声探头端面法线之间的偏转角。接收每个发射角度的第二超声波对应获得一组超声回波信号,接收多个方向(即多个发射角度)的第二超声波对应获得多组超声回波信号,选择所述多组超声回波信号中的至少两组分别获得血流速度分量,即可拟合获得质点流射速度,这是一个更加逼近血管中质点真实流速的血流速度。当然,基于接收每个发射角度的第二超声波对应获得一组超声回波信号所获得的血流速度分量,可以采用常规的多普勒速度计算方式,在此不再累述。

[0125] 此外,根据超声回波信号,获得血管内多个点的质点流射速度时除了采用前述的多角度速度拟合方式,还可以采用斑点跟踪方式,具体如下所示。

[0126] 例如,在本发明的其中一个实施例中,根据超声回波信号、获得血管内多个点的质点流射速度的过程可以包括下列步骤。

[0127] 首先,可以根据前述获得的超声回波信号获得至少两帧图像数据,例如获得至少第一帧图像数据和第二帧图像数据。如前文所述,本实施例中可以采用平面超声波束来获取计算目标点的质点流射速度的图像数据。平面超声波束大体上在整个成像区域中传播,因此,通常,一次发射的平面超声波束所对应获得的一次平面波束回波信号通过处理即可获得一帧平面波束回波图像数据。本文中,将对平面超声波束对应获得的平面波束回波信号进行相应的处理而获得的扫描目标的超声图像数据称之为“平面波束回波图像数据”。

[0128] 然后,在第一帧图像数据中选择跟踪区域,该跟踪区域可以包含希望获得其速度矢量的目标点。例如,跟踪区域可以选择目标点的某个邻域或者包含目标点的某个数据块。

[0129] 其次,在第二帧图像数据中搜索与该跟踪区域对应的区域,例如,搜索与前述的跟踪区域具有最大相似性的区域作为跟踪结果区域。这里,相似性的度量可以使用本领域内通常使用的度量方法。

[0130] 最后,根据前述的跟踪区域和前述的跟踪结果区域的位置以及第一帧图像数据与第二帧图像数据之间的时间间隔,即可获得目标点的质点流射速度。例如,质点流射速度的速度大小可以通过跟踪区域和跟踪结果区域之间的距离(即目标点在预设时间间隔内的移动位移)、除以第一帧平面波束回波图像数据与第二帧平面波束回波图像数据之间的时间间隔获得,而质点流射速度的速度方向可以为从跟踪区域到跟踪结果区域的连线的方向,即目标点在预设时间间隔内的移动方向。

[0131] 步骤S113:确定血管壁。在一实施例中,步骤S113包括:检测血管的边界,以及确定血管的中心线。例如,在超声图像上检测曲率近似相同的两条平行线从而确定血管的两个边界,基于确定的边界取两个边界之间的位置即为中心线位置。

[0132] 步骤S115:获得血管壁上的待测横截面。在一实施例中,步骤S115获得血管壁上的待测横截面至少采用以下方式之一:

[0133] (115-a) 利用移动光标接收用户标记待测横截面的位置信息;

[0134] (115-b) 基于用户选择的待测位置点,确定距离所述待测位置点最近的血管壁,计算通过该待测位置点的直线被该血管壁垂直截断的横截面;和,

[0135] (115-c) 自动计算血管质心处、流速最大处、血管两端处、血管中间处、血管质心处和流速最大处中至少一个或多个位置处的横截面。

[0136] 不妨参照图3(a)、(b)和(c),下面举例说明(115-a)、(115-b)和(115-c)获得血管壁上的待测横截面的方式的应用场景。方式(115-a)是利用移动光标接收用户标记待测横截面的位置信息,因此用户可以如图3(a)所示,通过移动光标来选取血管壁上两个点A和B,通过这两个点A和B来确定血管壁上的待测横截面。方式(115-b)是基于用户选择的待测位置点,确定距离所述待测位置点最近的血管壁,计算通过该待测位置点的直线被该血管壁垂直截断的横截面来获得血管壁上的待测横截面,因此用户可以如图3(b)所示,选取一个点A(即用户选择的待测位置点),然后本实施例会自动确定距离待测位置点A最近的血管壁,计算通过该待测位置点A的直线被该血管壁垂直截断的横截面来获得血管壁上的待测横截面。方式(115-c)自动计算血管质心处、流速最大处、血管两端处、血管中间处、血管质心处和流速最大处中至少一个或多个位置处的横截面,来获得血管壁上的待测横截面,因此如图3(c)所示,本实施例会自动计算血管质心处、流速最大处、血管两端处、血管中间处、血管质心处和流速最大处中至少一个或多个位置处的横截面,来获得血管壁上的待测横截面。

[0137] 步骤S117:利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量。在一实施例中,步骤S117包括:获取横截面上的质点流射速度,提取质点流射速度沿横截面法线方向的速度分量,根据预设时间和分布于横截面法线上的速度分量计算血流量。例如,在一实施例中,获取横截面上各点的质点流射速度后,分别提取质点流射速度沿横截面法线方向的速度分量,再计算血流沿待测截面法线方向的平均速度,再下述公式来计算血流量:

$$[0138] \quad Vol = \frac{\pi}{4} D^2 \times \bar{V} \times T;$$

[0139] 其中Vol为血流量,D为待测截面直径, \bar{V} 为血流沿待测截面法线方向的平均速度,T为预设时间。

[0140] 步骤S119:显示超声图像和血流量。在一实施例中,步骤S119包括:显示超声图像,并在超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。

[0141] 本申请还提供一种超声成像系统,请参照图4,其包括探头1、发射序列控制单元3、待测区域获取单元5、处理器7和显示单元9,下面具体说明。

[0142] 探头1可以包括压电元件阵列,探头1用于执行超声波的发射和接收过程,超声波的发射和接收过程包括:发射检测用的超声波,和接收该超声波的回波信息。

[0143] 发射序列控制单元3用于控制超声波的发射和接收时序,其中,发射序列控制单元3控制探头1向包含血管的感兴趣区域发射超声波,接收超声波的回波获得超声回波信号。例如,控制探头1向包含血管的感兴趣区域发射第一超声波,以及控制探头1接收第一超声波,获得第一回波信号;发射序列控制单元3控制探头1向包含血管组织的感兴趣区域发射第二超声波,控制探头1接收第二超声波,获得第二回波信号。在一实施例中,第二超声波为平面超声波。在一实施例中,第二超声波的激励脉冲比第一超声波的激励脉冲的脉冲宽度长,频率低,周期数多。

[0144] 处理器7根据超声回波信号可以获得超声图像,和/或血管内多个点的质点流射速度,其中质点流射速度包括大小和方向。例如,在其中一个实施例中,处理器7用于根据第一回波信号,获得超声图像;以及根据第二回波信号,获得血管内多个点的质点流射速度。

[0145] 因此,探头1、发射序列控制单元3和处理器7配合,通过向包含血管组织的感兴趣区域发射第二超声波,来获取血管内多个点的质点流射速度,在一实施例中,发射序列控制单元3控制探头1向感兴趣区域发射至少两个方向的第二超声波,控制探头1接收上述至少两个方向的第二超声波的回波,获得至少两组第二回波信号;然后处理器7根据上述至少两组第二回波信号中的每一组第二回波信号,获得一个血流速度分量,从而获得至少两个血流速度分量;将上述至少两个血流速度分量通过速度矢量合成,获得前述质点流射速度。

[0146] 待测区域获取单元5用于确定血管壁,以及获得血管壁上的待测横截面。在一具体实施例中,待测区域获取单元5确定血管壁包括:检测血管的边界以及确定血管的中心线。在一实施例中,待测区域获取单元5获得血管壁上的待测横截面至少采用以下方式之一:

[0147] 利用移动光标接收用户标记待测横截面的位置信息;

[0148] 基于用户选择的待测位置点,确定距离所述待测位置点最近的血管壁,计算通过该待测位置点的直线被该血管壁垂直截断的横截面;和,

[0149] 自动计算血管质心处、流速最大处、血管两端处、血管中间处、血管质心处和流速最大处中至少一个或多个位置处的横截面。

[0150] 因此,待测区域获取单元5获得血管壁上的待测横截面,处理器7获得血管内多个点的质点流射速度,然后处理器7还利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量。在一具体实施例中,处理器7用于获取横截面上的质点流射速度,提取质点流射速度沿横截面法线方向的速度分量,根据预设时间和分布于横截面法线上的速度分量计算血流量,可参见前述公式,用分布于横截面法线上的速度分量作为 V 来计算血流量 Vol 。

[0151] 显示单元9用于显示超声图像和血流量。在一实施例中,显示单元9用于显示超声图像,并在超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。本文中提到的速度指示器可以是箭头,例如在超声图像上叠加带方向指示的箭头,箭头的指示方向表示速度方向,箭头的长短表示速度大小。

[0152] 本实施例公开的超声图像中血流量获得方法和超声成像系统,通过向包含血管的感兴趣区域分别发射第二超声波,并接收第二超声波,获得第二回波信号,根据第二回波信号,获得血管内多个点的质点流射速度,所述质点流射速度包括大小和方向,再确定血管壁,获得血管壁上的待测横截面;最后利用待测横截面上多个点的质点流射速度,计算通过待测横截面的血流量,这样计算得到的血流量无需因为血流方向和超声多普勒方向不一致而进行角度校正,减少误差引入。

[0153] 在另一些实施例中,请参照图5,本实施例还提供了一种超声图像中血流量获得方法(以下简称血流量获得方法),其包括步骤S200~S260,在一实施例中,还可以进一步包括步骤S270。

[0154] 步骤S200:获得超声图像数据,超声图像数据可以是利用探头向包含血管的感兴趣区域发射超声波而获得。

[0155] 步骤S210:根据超声图像数据,获得血管内多个点的质点流射速度,其中质点流射速度包括大小和方向。

[0156] 步骤S220:根据超声图像数据的至少一部分,显示血管超声图像。

[0157] 通过步骤S200~步骤S220可以获得超声图像以及血管内多个点的质点流射速度,

在一实施例中,具体的做法可以参见实施例1中步骤S101~S111,在此不再赘述。

[0158] 步骤S230:在上述血管超声图像上叠加显示用于指示质点流射速度的大小和方向的速度指示器。在一实施例中,速度指示器包括带箭头的线段,其中箭头用于指示该点的血流速度方向,线段长度用于指示该点的血流速度大小,线段长度越大表示该点的血流速度越大。

[0159] 步骤S240:获取在血管超声图像上用户选择血管横截面的选择指令。

[0160] 步骤S250:根据上述选择指令,在超声图像上确定血管横截面并标记。在一实施例中,确定血管横截面并标记,包括:标记血管横截面与血管上下壁相交的点,并通过一条线将这两点连接起来。

[0161] 通过步骤S240~S250可以在超声图像上确定血管横截面并标记。在一实施例中,步骤S240获取在血管超声图像上用户选择血管横截面的选择指令,其包括:获取用户选择血管横截面模式的模式指令,模式指令至少包括全手动模式指令、半自动模式指令和全自动模式指令中的一者。相应地,用户可以通过全手动模式、半自动模式或全自动模式来选择血管横截面,其中全手动模式的一个例子可以是实施例1中的(115-a),半自动模式的一个例子可以是实施例1中的(115-b),全自动模式的一个例子可以是实施例1中的(115-c)。下面具体说明这三种模式。

[0162] (1) 全手动模式

[0163] 请参照图6,步骤S240包括步骤S241-10到步骤S241-30。

[0164] 步骤S241-10:在获取全手动模式指令后,还获取用户选择血管横截面位置的位置指令。

[0165] 步骤S241-30:在超声图像上提供用于辅助用户输入上述位置指令的辅助标志。

[0166] 步骤S241-10到步骤S241-30可以使得用户全手动地选择出感兴趣的血管横截面,具体地,在一实施例中,步骤S241-10中的位置指令可以包括光标的两次点击动作,这两次点击动作用于确定血管横截面;在一实施例中,步骤S241-30中用于辅助用户输入上述位置指令的辅助标志,可以包括第一标志、第二标志和第三标志,相应地,请参照图7,步骤S241-10获取用户选择血管横截面位置的位置指令,可以包括步骤S241-11到步骤S241-15。

[0167] 步骤S241-11:检测光标的点击动作,当捕获到光标在一血管壁处的点击动作时,在该血管壁处生成用于标记点击动作的位置点的第一标志。

[0168] 步骤S241-13:检测光标的当前位置点信息,并生成第二标志,第二标志包括第一辅助线 and 第二辅助线,其中根据光标的当前位置点与第一标志标记的位置点生成第一辅助线,以及生成垂直于该第一辅助线且经过第一标志标记的位置点的第二辅助线,当检测到光标的当前位置点信息更新时,生成的第二标志也随之更新。在一实施例中,当第二辅助线与第一标志所在的血管壁相切时,第二辅助线改变其形态以提示用户。在一实施例中,第二辅助线改变其形态,包括第二辅助线变得更粗、变得更亮或改变颜色。

[0169] 步骤S241-15:检测光标的点击动作,当捕获到光标在另一处血管壁处的点击动作时,在该血管壁处生成用于标记点击动作的位置点的第三标志。

[0170] 相应地,步骤S250根据选择指令,在超声图像上确定血管横截面并标记,可以包括:根据上述第一标志标记的位置点与第三标志标记的位置点确定血管横截面。

[0171] 下面再以一个例子来说明全手动模式。

[0172] 请参照图8(a)和(b),在获取全手动模式指令后,检测光标的点击动作,当捕获到光标在一血管壁处的点击动作时,在该血管壁处生成用于标记点击动作的位置点的第一标志(例如图中的圆点A,需要说明的是,“A”这个字母并不需要出现在实际的图中,这里只是为了说明方便,给圆点取了一个代号为“A”,以下涉及到类似代号,也是相似的情况)。检测光标的当前位置点信息(例如,图中的五角星表示光标的当前所处位置点),并生成第二标志,第二标志包括第一辅助线(例如图中的虚线)和第二辅助线(例如图中的虚线),具体地,根据光标的当前位置点(例如图中五角星)与第一标志标记的位置点(例如图中的圆点A)生成第一辅助线,以及生成垂直于该第一辅助线且经过第一标志标记的位置点的第二辅助线,当用户移动光标使得血流量获得方法检测到光标的当前位置点信息更新时,生成的第二标志也随之更新。检测光标的点击动作,当捕获到光标在另一处血管壁处的点击动作时,在该血管壁处生成用于标记点击动作的位置点的第三标志(例如图中的圆点B)。为了使得用户可以更方便地选择血管横截面,当第二辅助线与第一标志(例如图中的圆点A)所在的血管壁相切时,第二辅助线改变其形态以提示用户(例如图中的第二辅助线由虚线变成了实线),使得用户可以更方便地选择到感兴趣的血管横截面。在一实施例中,用户还可以微调校正已选定的血管壁点位置,辅助标志在整个过程中一直可见,或者,当根据选择指令,在超声图像上确定血管横截面并标记后,辅助标志隐去不见。

[0173] (2) 半自动模式

[0174] 请参照图9,步骤S240包括步骤S243-10。

[0175] 步骤S243-10:在获取到半自动模式指令后,还获取用户选择血管横截面位置的位置指令。在一实施例中,步骤S243-10中位置指令包括光标的一次点击动作,这一次点击动作用于确定血管横截面。步骤S243-10可以使得用户全半自动地选择出感兴趣的血管横截面,具体地,请参照图10,在一实施例中,步骤S243-10获取用户选择血管横截面位置的位置指令,可以包括步骤S243-11,在一较优实施例中,还可以进一步包括步骤S243-13。

[0176] 步骤S243-11:检测光标的点击动作,当捕获到光标的点击动作时,该点击动作的位置点用于确定血管横截面。

[0177] 步骤S243-13:当捕获到光标的点击动作时,还生成用于标记该点击动作的位置点的第四标志。

[0178] 相应地,步骤S250根据选择指令,在超声图像上确定血管横截面并标记,可以包括:

[0179] 针对超声图像上的一条血管时,则在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面,并标记;和/或,

[0180] 针对超声图像上的多条血管时,若所述点击动作的位置点位于一血管的血管壁或血管内时,则在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面;若所述点击动作的位置点位于血管外,则选择离所述点击动作的位置点距离最近的一条血管,并在该条血管上计算出经过所述点击动作的位置点的血管横截面。

[0181] 下面再以一个例子来说明半自动模式。

[0182] 请参照图11,不妨以包括一条血管为例,在获取到半自动模式指令后,检测光标的点击动作,当捕获到光标的点击动作时,生成用于标记该点击动作的位置点的第四标志(例如图中的圆点),该点击动作的位置点用于确定血管横截面,例如在该条血管上计算出经过

所述点击动作的位置点(例如图中的圆点)的血管横截面,并标记(例如图中的虚线,以及两个用于表示血管壁点的五角星),在一实施例中,用户还可微调校正横截面边界点(例如图中的两个五角星的位置)及角度。

[0183] (3)全自动模式

[0184] 在获取到全自动模式指令后,根据该全自动模式指令,在超声图像上确定血管横截面并标记,换句话说,步骤S240获取全自动模式指令后,步骤S250根据该全自动模式指令,在超声图像上确定血管横截面并标记。在一实施例中,步骤S250根据该全自动模式指令,在超声图像上确定血管横截面并标记,其具体做法包括:

[0185] 针对超声图像上的一条血管时,则在该条血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面,并标记;其中所述预设位置处至少包括血管质心处、流速最大处、血管两端处或血管中间处中的一者;和/或,

[0186] 当包括多条血管时,对于直径大于预设直径阈值的每条血管,在该条血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面,并标记;其中所述预设位置处至少包括血管质心处、流速最大处、血管两端处或血管中间处中的一者。

[0187] 有些时候还存在分叉的血管,相应地,步骤S250还可以包括:当超声图像上存在分叉的血管时,则对于该血管的分叉点前后的各个支流血管,在每个支流血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面,并标记;其中所述预设位置处至少包括该支流血管质心处、流速最大处、该支流血管两端处或该支流血管中间处中的一者。

[0188] 下面再以一个例子来说明全自动模式。

[0189] 请参照图12,不妨以超声图像上存在的一条分叉的血管为例,在获取到全自动模式指令后,根据该全自动模式指令,则该血管的分叉点前后的各个支流血管,在每个支流血管上分别计算出经过一个或多个预设位置处的血管横截面,并标记,图中使用虚线来标记横截面,五角星标记血管横截面在血管壁处的边界点。

[0190] 需要说明的是,在(2)半自动模式和(3)全自动模式中,血管横截面及其在血管的边界的判断,实现的方法可以为形态学处理方式,根据得到的向量血流数据(其中包含B和V信息,V为量化的血流数据),采用形态学方法(如骨架化)得到血流中心线(如图12中的由粗黑实线示意的血流中心线),由此可知是否为分叉部位,以分叉部位为例,在分叉前后共选定3处进行流量计算,根据待测点位置附近的血流中心线可得到血管横截面方向,通过向量血流数据中的B和V信息,判断出血管壁位置,从而得到各横截面的直径信息,由此确定待测截面。

[0191] 步骤S260:根据上述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量。在确定了血管横截面后,在计算预设时间内通过血管横截面的血流量时,可以先计算各时刻通过血管横截面的血流量,然后再考虑预设时间进行叠加,以获得预设时间内通过该血管横截面的血流量。因此,在一实施例中,步骤S260可以包括下面三种(即(260-1)、(260-2)、(260-3))计算各时刻通过血管横截面的血流量中的任意一种或多种。

[0192] (260-1)获取当前视图中血管横截面的直径上各点的质点流射速度,计算该直径在沿血管横截面法线方向的血流平均速度,并将该血流平均速度乘以血管横截面的面积,得到当前时刻的血流量。

[0193] 不妨以图13为例,图中虚线为被选取的待测的血管横截面的示意标志,各带箭头的线段(即速度指示器)表示某一时刻(或者说是某一帧)该横截面法线方向的血流速度。首先计算该血管横截面上各点的血流速度的平均值,例如,假设该血管横截面上具有N个点的血流速度,分别为 V_i ,其中i的取值范围为1~N,那么该血管横截面的血流平均速度 \bar{V} 的计算公式如下:

$$[0194] \quad \bar{V} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N V_i;$$

[0195] 再代入下述公式即可

$$[0196] \quad Vol' = \frac{\pi}{4} D^2 \times \bar{V};$$

[0197] 其中 Vol' 表示当前时刻的血流量,D表示待测的血管横截面的直径。

[0198] (260-2)在血管横截面上划分出若干高度相等的且垂直于同一条直径的矩形块,通过积分运算计算出该血管横截面当前时刻的血流量。

[0199] 不妨以图14(a)和(b)为例,图中S表示血管横截面,为了讨论的方便,不妨令血管横截面S为规则圆形,其圆心为 P_1 。用于获取质点流射速度的超声声场所在的面,其在血管横截面S所在的面上的投影,与血管横截面S相交为剖面直径 L_1 。在血管横截面S上垂直于 L_1 得到不同的积分块(例如图中所示矩形条),每一块厚度为 dr ,血管横截面S可近似为多个不同的矩形条拼接后的结果。图14中以通过 P_2 点的矩形条(被斜线填充的矩形条)为例,经过 P_2 点与 L_1 垂直的直线与血管横截面S相交得到线段 L_2 ,其以 P_2 为中心等分为两段,每一段长度为 d , P_2 与 P_1 之间的距离为 d_1 。图14(b)为通过 P_2 点的矩形条中各点在血管横截面S的法线方向上的血流速度抛物线示意图,即表明在线段 L_2 上各点的血流速度分布,可以看到,其顶点为 P_2 处的血流速度值,其值最大,而越靠近两端则血流速度值越小。

[0200] 可以获得血管横截面S中 P_2 处在血管横截面S法线方向的血流速度,不妨记为 V_p ,以 P_2 处的血流速度值 V_p 的一半作为通过 P_2 的矩形条内的血流速度平均值,那么当前时刻该矩形条内的血流量为 $2V_i \times dr \times \sqrt{R^2 - d_1^2}$,其中 V_i 为 $V_p/2$ 。

[0201] 假设 L_1 等分为 $2m+1$ 个矩形条, d_1 为上半圆矩形条与圆心距离, d_2 为下半圆矩形条与圆心距离,以圆心处矩形条为第0个开始向上向下分别为1、2、... m 号矩形条,通过下述的公式可以计算得到当前时刻血管横截面S的血流量:

$$[0202] \quad R = (m+0.5) \times dr;$$

$$[0203] \quad d_1 = i \times dr;$$

$$[0204] \quad d_2 = j \times dr;$$

$$[0205] \quad \begin{aligned} Vol &= \sum_{i=0}^m 2V_i \times dr \times \sqrt{R^2 - d_1^2} + \sum_{j=1}^m 2V_j \times dr \times \sqrt{R^2 - d_2^2} \\ &= \frac{2R^2}{(m+0.5)^2} \left(\sum_{i=0}^m V_i \times \sqrt{(m+0.5)^2 - i^2} + \sum_{j=1}^m V_j \times \sqrt{(m+0.5)^2 - j^2} \right) \\ &= \frac{2R^2}{(m+0.5)^2} \left[\left(\sum_{i=1}^m (V_i + V_j) \times \sqrt{(m+0.5)^2 - i^2} \right) + V_0 \times (m+0.5) \right]; \end{aligned}$$

[0206] 其中,R为血管横截面S的半径, V_i 和 V_j 表示矩形条内的血流速度平均值,其下标i和

j表示对应的矩形的序号。

[0207] (260-3) 在血管横截面上划分出若干个宽度相等的环心为血管横截面中心的同心环,通过积分运算计算出该血管横截面当前时刻的血流量。

[0208] 如图15所示,图中S表示血管横截面,同样地,为了讨论的方便,不妨令血管横截面S为规则圆形,其圆心为P1,半径为R。用于获取质点流射速度的超声声场所在的面,其在血管横截面S所在的面上的投影,与血管横截面S相交为剖面直径L1。

[0209] 将血管横截面S均分为若干个(例如n个)圆环,每个圆环宽度相等,为R/n。对于每一个圆环,该圆环在血管横截面S法线上的血流速度,令其为该圆环与线条L1的各交点的血流速度平均值。不妨以图中被斜线填充的圆环为例, V_{iA} 、 V_{iB} 分别为线条L1与该圆环上半部各交点的血流速度平均值、线条L1与该圆环下半部各交点的血流速度平均值,则该圆环的血流速度平均值为 V_{iA} 、 V_{iB} 或 $(V_{iA}+V_{iB})/2$,其中下标i表示该圆环的序号,下标i的取值为1~n,其中第1个“圆环”实际上指代的是图中那个圆心为P1,半径为R/n的圆。当前时刻血管横截面S的血流量为当前时刻各圆环的血流量之和,因此可以通过下述的公式可以计算得到当前时刻血管横截面S的血流量:

$$[0210] \quad Vol' = \pi \sum_{i=1}^n \left[\left(\left(i \frac{R}{n} \right)^2 - \left((i-1) \frac{R}{n} \right)^2 \right) \times \frac{V_{iA} + V_{iB}}{2} \right]。$$

[0211] 以上是在确定了血管横截面后,计算预设时间内通过血管横截面的血流量时的各种方式,在计算各时刻通过血管横截面的血流量后,接着就要考虑预设时间进行叠加,以获得预设时间内通过该血管横截面的血流量。由于预设时间有可能大于,也有可能小于,也有可能等于计算所述叠加在超声图像上的质点流射速度的数据时长,考虑到这些情况,在一实施例中,步骤S260可以包括:

[0212] 当预设时间小于或等于用于计算所述叠加在超声图像上的质点流射速度的数据时长时,则分别计算预设时间内血管横截面各时刻的血流量,并叠加所述各时刻的血流量,得到预设时间内血管横截面的血流量;和/或,

[0213] 当预设时间大于用于计算所述叠加在超声图像上的质点流射速度的数据时长时,则计算所述数据时长内最大整数个的心率的时长下血管横截面的总体血流量,并求平均得到单个心率的时长下血管横截面的血流量,将该单个心率的时长下血管横截面的血流量乘以预设时间所包含的心率个数,得到预设时间内血管横截面的血流量。

[0214] 无论是通过前述半手动模式、还是全手动模式均可以获得血管横截面的标记位置,在后续利用此标记位置进行血流量计算的过程中,在针对一段时间内的多帧超声图像数据进行血流量计算时,可以基于一帧超声图像获得的标记位置来进行预设时间段内的血流量的计算。例如,在其中一帧超声图像上进行前述过程的血管横截面位置的标记后,也可以将标记位置同步到邻近的多帧超声图像上用于血流量的计算,使得血流量的计算结果可以随时间的变化而实时调整显示。当然,为了使得计算结果更加精确,将血管的收缩和舒张考虑在内,则可以将用户基于一帧超声图像标记的血管横截面的位置,应用到其他多帧超声图像上时,例如,可以考虑在预设范围内系统自动将前述血管横截面的标记位置进行适当偏移后,进行显示和用于计算当前时刻对应的血流量,从而使得血流量的计算更加精确。在其中一个实施例中,前述根据上述确定的血管横截面以及该血管横截面上各点的质点流

射速度,计算预设时间内通过该血管横截面的血流量的过程包括:首先,基于一帧超声图像上血管横截面的标记位置,在多帧超声图像上自动同步此标记位置,在不同帧超声图像上同步的标记位置可随血管位置的变化而发生偏移;然后,基于偏移后的标记位置,计算前述血流量。更进一步地,前述过程中计算的血流量可以随时间的变化而改变。当然,在每一帧超声图像上的血管位置可能因收缩扩张或者移动而改变位置,那么系统可以自动识别血管位置的变化、或者系统默认在相应时间段内进行预设方式的变化(例如收缩或舒张时血管位置的变化可能不同,可以通过经验值来确定收缩或舒张期内血管位置的变化预设方式)。基于系统自动识别的血管位置的变化或者默认的变化预设方式,来自动将基于一帧超声图像上获得的血管横截面的标记位置同步到其他多帧超声图像上,并适应血管位置的变化而对标记位置进行适应性偏移调整。那么基于偏移调整后的标记位置,来自动计算当前帧所在的预设时间内对应的血流量,可以更加精确获知血流量的变化情况,实现更为精确的实时监控报警。

[0215] 步骤S270:当计处到的血流量出现异常情况时,进行预警提示。在一实施例中,步骤S270可以包括:当计算得到的血管横截面的血流量与当前部位的血流量的医学统计值差异超过第一偏差值时,则进行预警提示;或者,当根血管包括多个血管横截面时,计算得到的各血管横截在的血流量之间差异超过第二偏差值时,则进行预警提示,或者,计算到得分叉的血管,其在分叉点前后的各个支流血管的血流量之间的差异超过第三偏差值时,则进行预警提示。

[0216] 上述各个实施例中部分实施例中以单点血流量测量为例,但是本发明并不限于在单个位置处的血流量测量,还可以支持多个位置处的血流量测量。当然,在一些实施例中,还可以通过计算单点附件一些点的血流量测量的平均值来计算该单点血流量,或者,通过计算血管一段区域所包含的多个单点的血流量的平均值来代表血管该段区域的血流量。

[0217] 本领域技术人员可以理解,上述实施方式中各种方法的全部或部分步骤可以通过程序来指令相关硬件完成,该程序可以存储于一计算机可读存储介质中,存储介质可以包括:只读存储器、随机存取存储器、磁盘或光盘等。因此,本申请还公开了一种存储介质,其存储有用于执行上述实施方式中各种方法的全部或部分步骤的程序,例如执行任一实施例公开的超声图像中血流量获得方法的程序。

[0218] 以上内容是结合具体的实施方式对本申请所作的进一步详细说明,不能认定本申请的具体实施只局限于这些说明。对于本申请所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换。

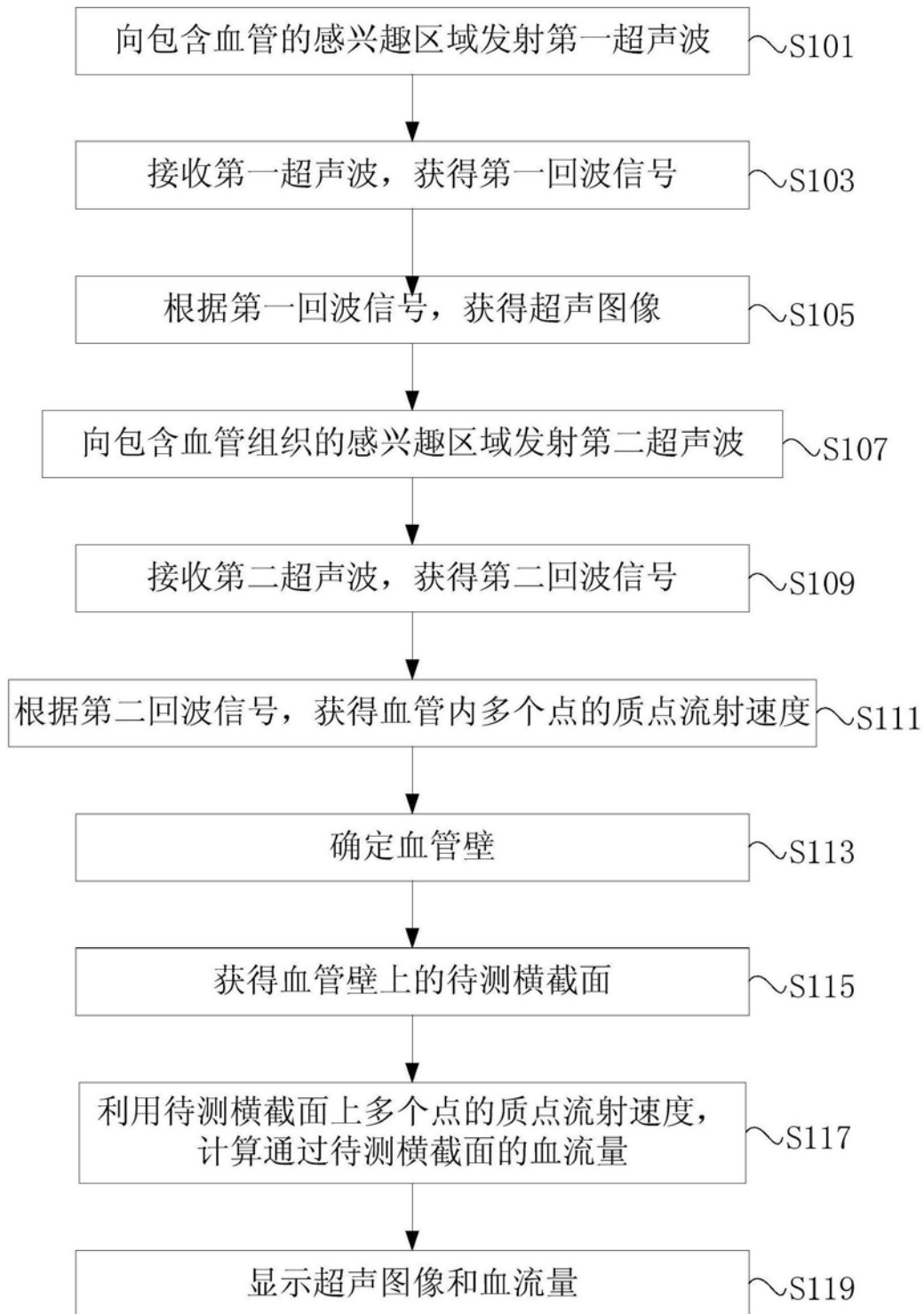


图1

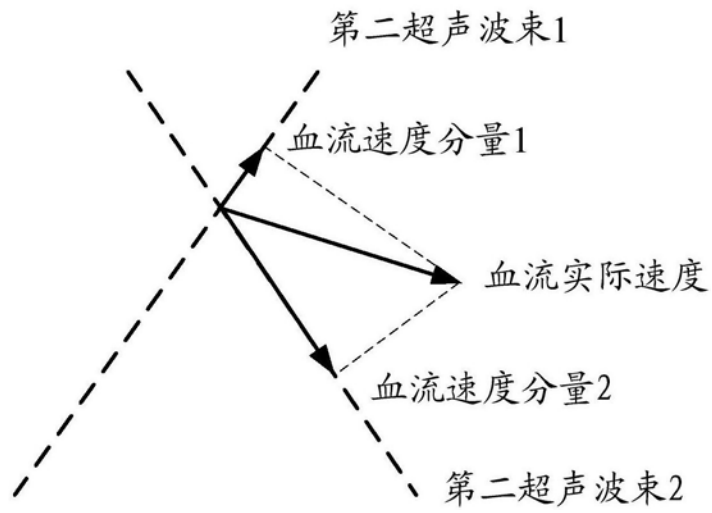


图2

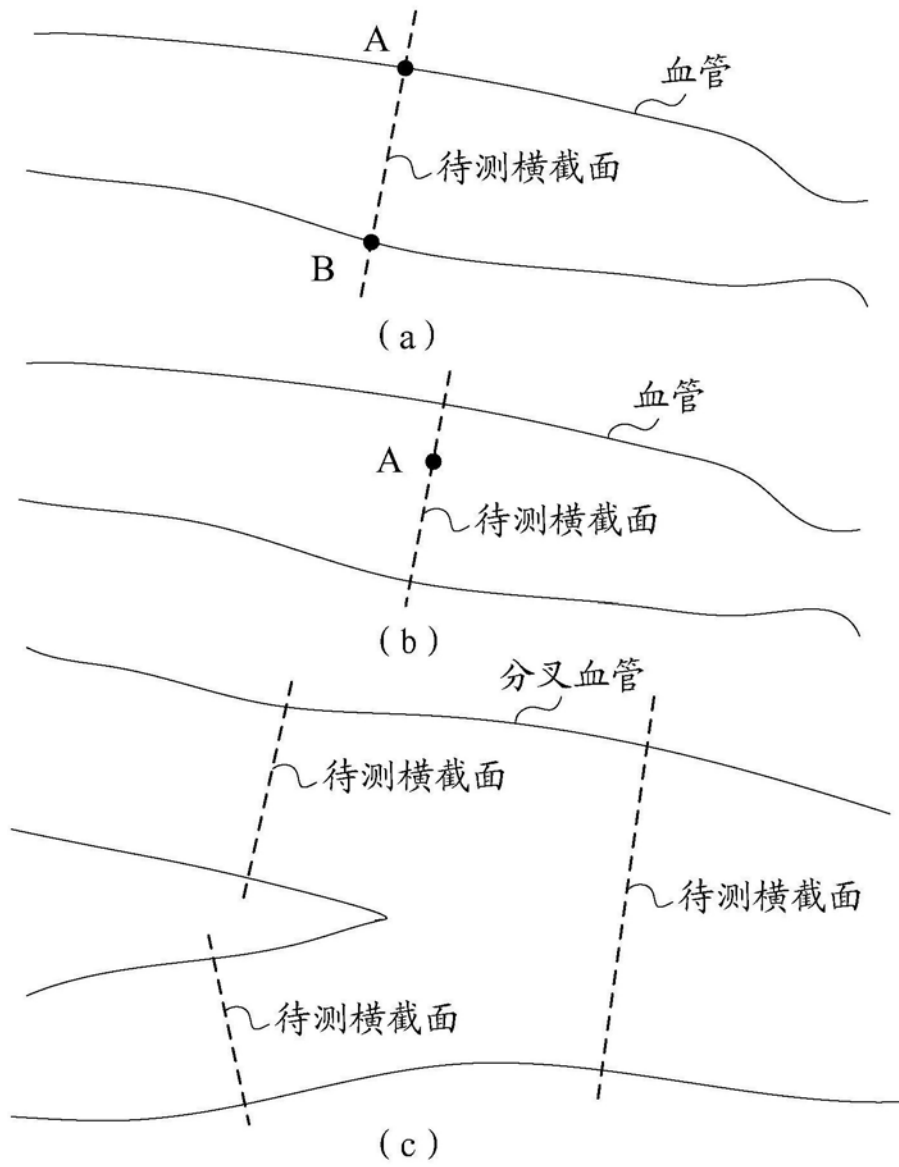


图3

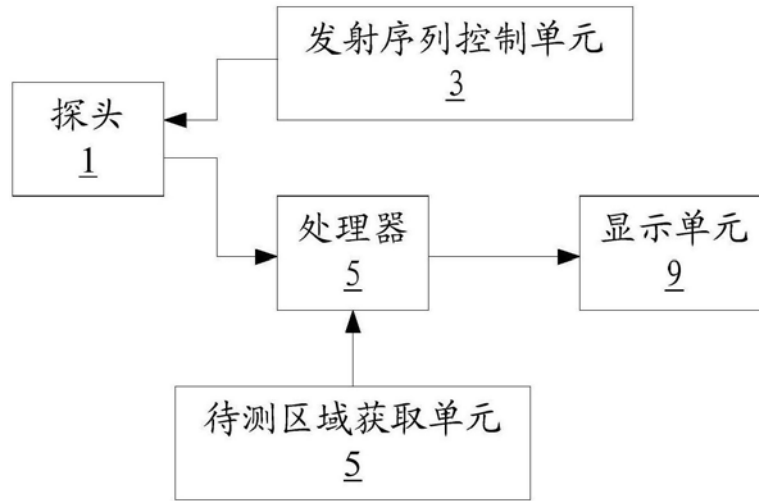


图4

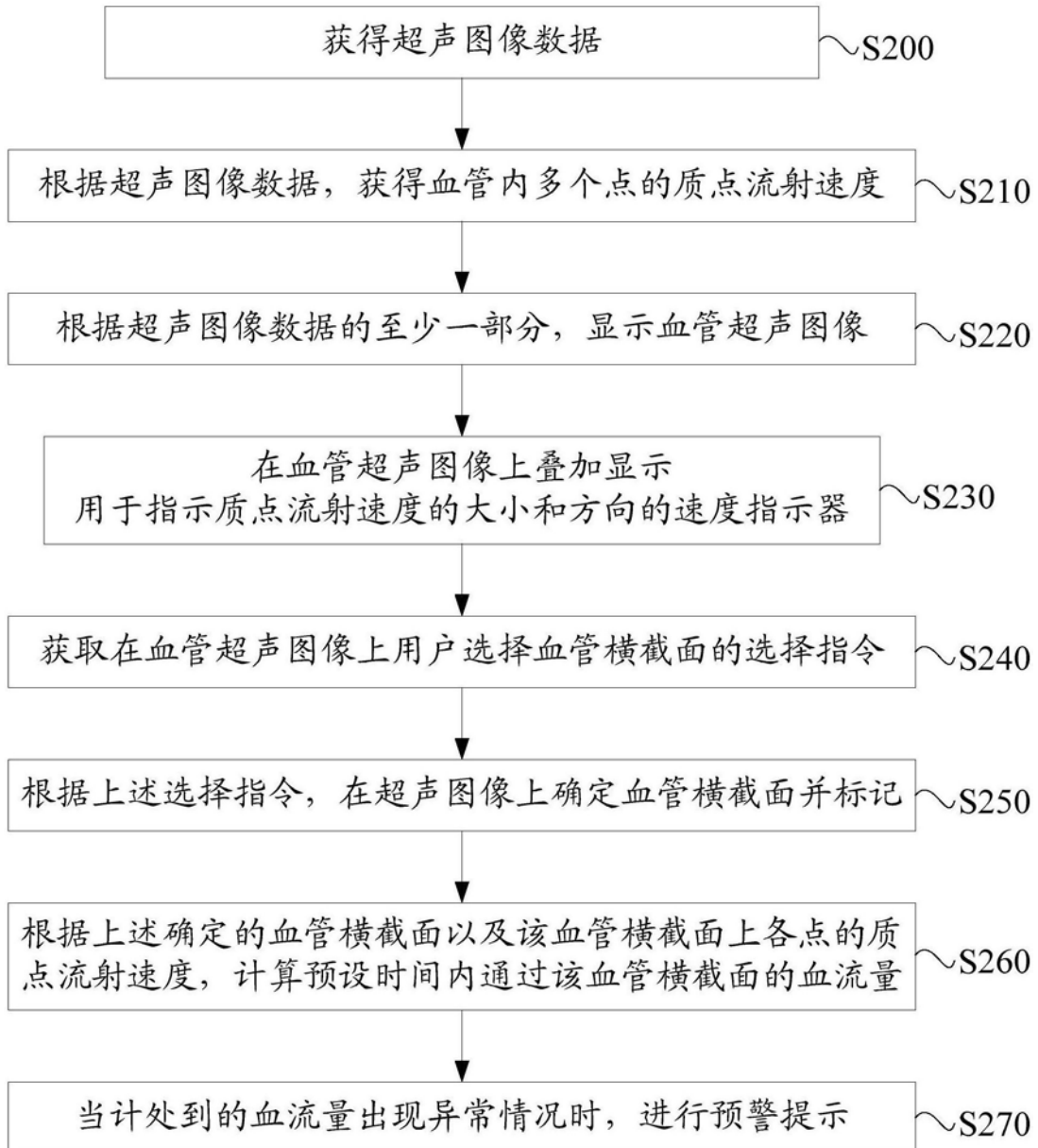


图5

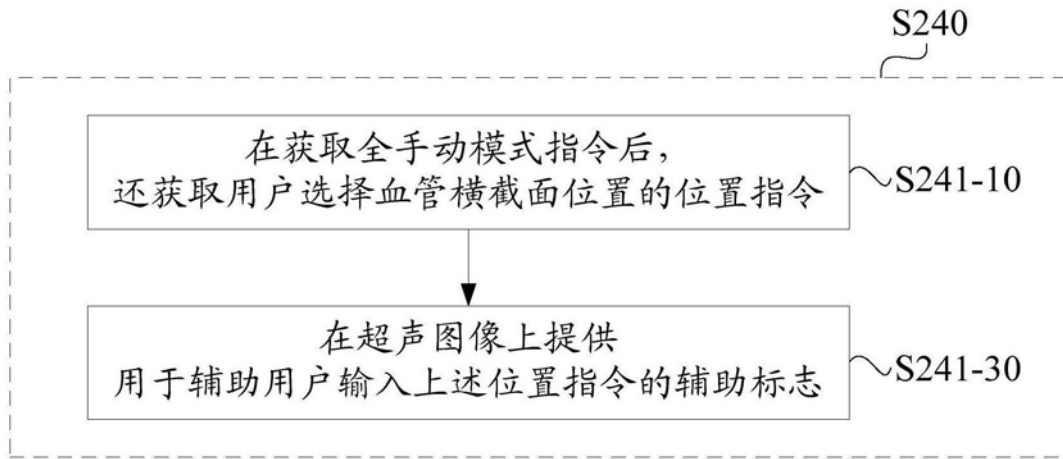


图6

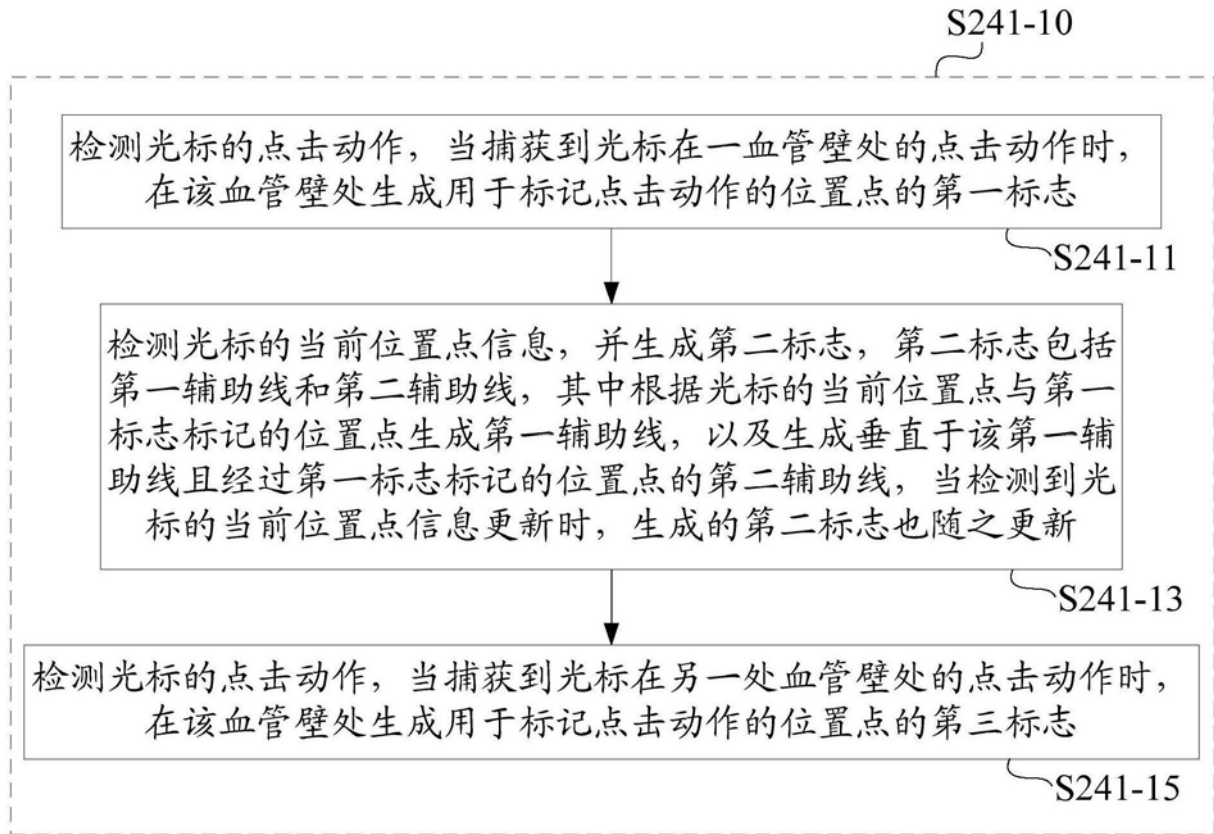


图7

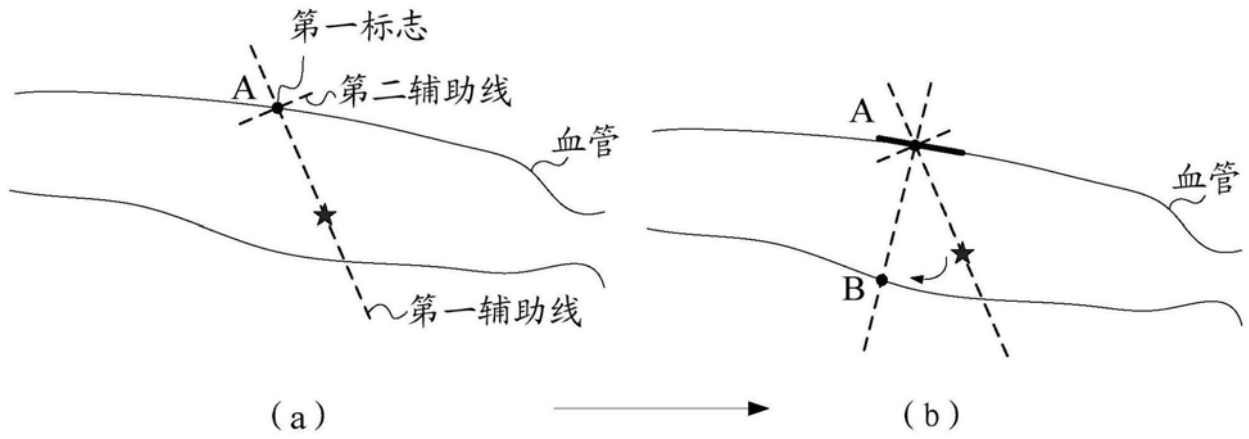


图8

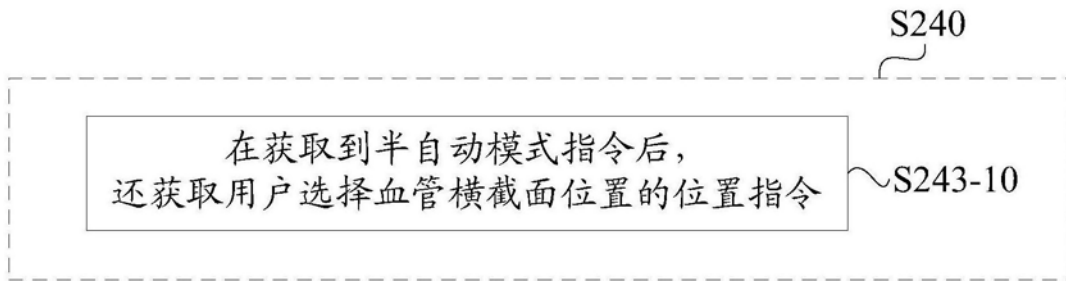


图9

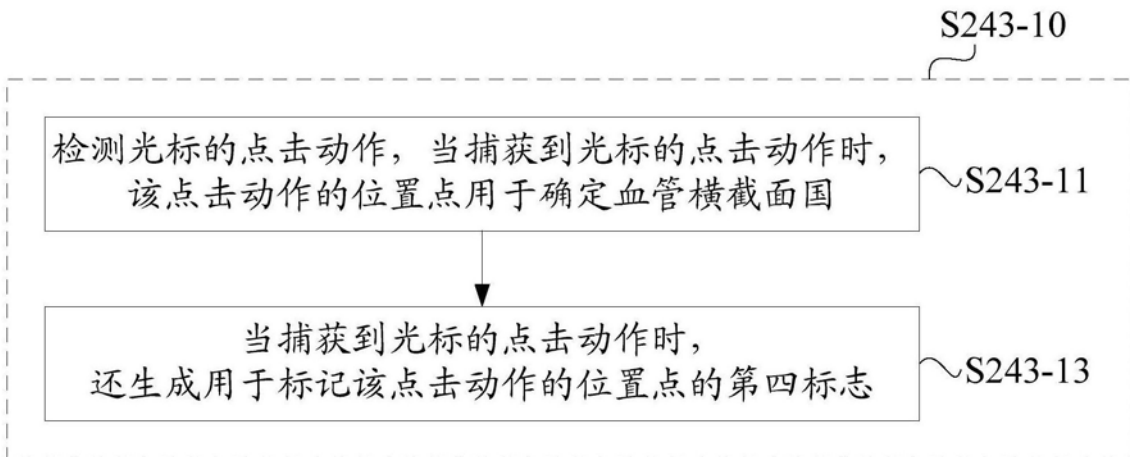


图10

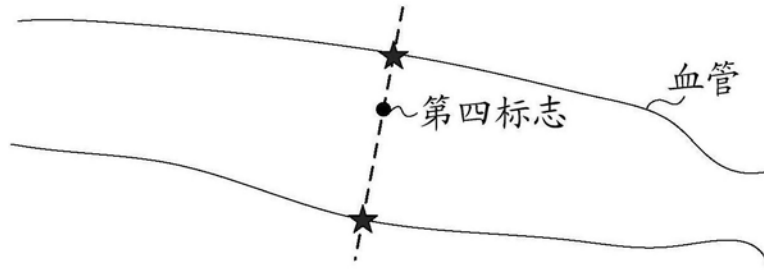


图11

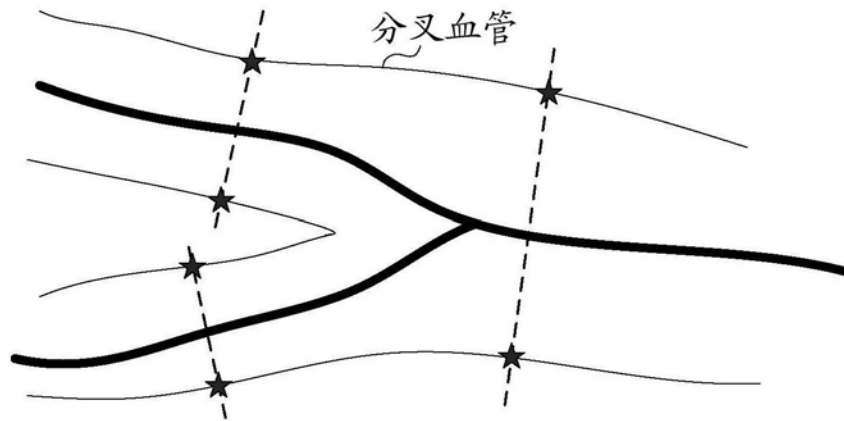


图12

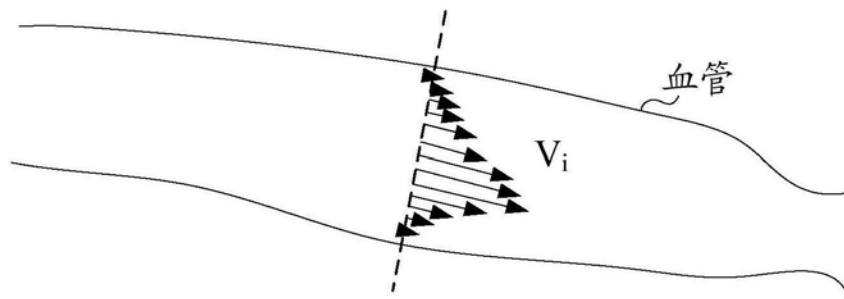


图13

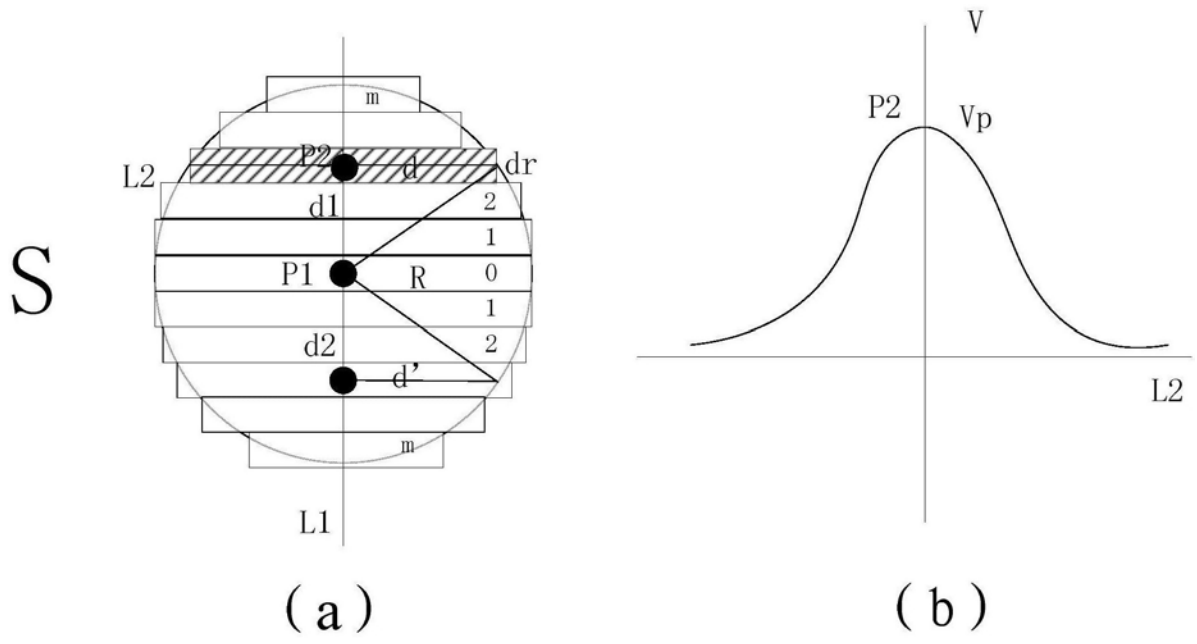


图14

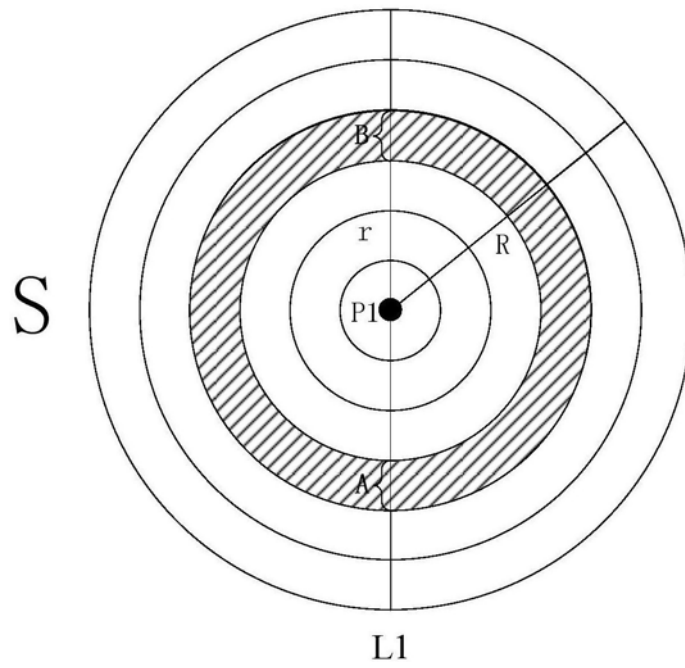


图15

专利名称(译)	超声图像中血流量获得方法、超声成像系统及存储介质		
公开(公告)号	CN108784740A	公开(公告)日	2018-11-13
申请号	CN201710296103.0	申请日	2017-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	沈莹莹 杜宜纲		
发明人	沈莹莹 杜宜纲		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/44 A61B8/4444		
代理人(译)	郭燕		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种超声图像中血流量获得方法、超声成像系统及存储介质，其通过控制超声探头向包含血管组织的感兴趣区域发射超声波，接收该超声波的回波获得超声回波信号，然后根据该超声回波信号获得包含大小和方向信息的质点流射速度，再确定血管壁以及血管壁上的待测横截面，利用待测横截面上多个点的质点流射速度，计算通过待测横截面的血流量并显示，从而能获得更加准确地血流量。

