



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110074818 A

(43)申请公布日 2019.08.02

(21)申请号 201910435023.8

(22)申请日 2019.05.23

(71)申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区粤海街道麻岭社区高新中区科技中路1号深圳软件园(二期)12栋201、202

(72)发明人 蒙泉宗 杨仲汉 冯乃章

(74)专利代理机构 深圳市深佳知识产权律师事务所(普通合伙) 44285

代理人 王仲凯

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

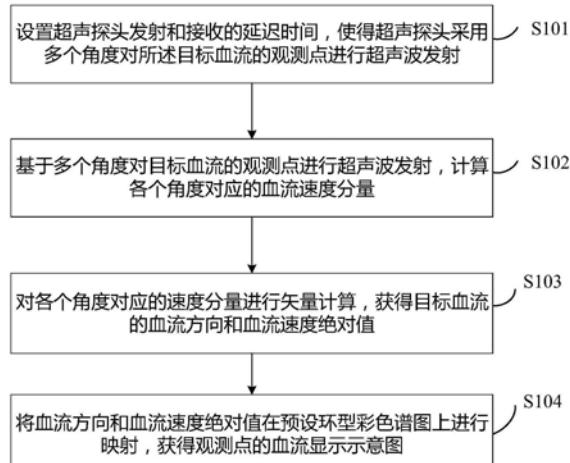
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

一种超声血流计算和显示方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种超声血流计算和显示方法及系统，通过设置超声探头发射和接收的延迟时间，可以使得超声探头采用多个角度对目标血流的观测点进行超声波发射，然后可以计算各个角度对应的速度分量，再依据速度分量进行矢量计算，获得目标血流的血流方向和血流速度绝对值，并且能够在预设环型彩色色谱图上进行映射，获得血流显示示意图。通过超声探头多个角度的超声波发射，可以实现了任意方向血流的计算和显示，能够基于环型彩色色谱图判断速度方向，同时可以基于颜色的亮暗程度直接判断速度绝对值大小，进而能够得到血流在超声平面中真实的速度和方向并进行对应的显示。



1. 一种超声血流计算和显示方法,其特征在于,该方法包括:

设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射;

基于所述多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,计算各个角度对应的血流速度分量;

对所述各个角度对应的速度分量进行矢量计算,获得所述目标血流的血流方向和血流速度绝对值;

将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,包括:

设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头发射的超声波束聚焦在预设的偏转位置,其中,所述预设的偏转位置表征预设的偏转角度;

基于所述预设的偏转位置,控制所述超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,其中,所述多个角度包括垂直探头的发射方向的角度、左向偏转发射角度和右向偏转发射角度。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述各个角度对应的速度分量包括第一速度分量、第二速度分量和第三速度分量,其中,所述对所述各个角度对应的速度分量进行矢量计算,获得所述目标血流的血流方向和血流速度绝对值,包括:

计算所述第一速度分量和所述第二速度分量的矢量和,将所述矢量和确定为第一矢量和;

计算所述第一矢量和与所述第三速度分量的第二矢量和,将所述第二矢量和确定为所述目标血流的观测点的速度,其中,所述第二矢量和的方向为所述目标血流的血流方向,所述观测点的速度的绝对值为所述目标血流的血流速度绝对值。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,该方法还包括:

生成预设环型彩色色谱图;

其中,在所述预设环型彩色色谱图中,以竖直向上的方向为0度,从0度方向作为起始点,顺时针作为旋转方向,不同角度采用不同的渐变颜色,且到达360度时回到0度竖直向上的方向;且在所述预设环型彩色色谱图中,越接近环型内侧,则血流速度绝对值越接近最小速度,越接近环型外侧,则血流速度绝对值越接近最大速度。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图,包括:

基于血流方向和所述预设环型彩色色谱图的0度,确定所述血流与所述0度之间的夹角,并基于所述夹角在所述预设环型彩色色谱图上确定对应方向的颜色线;

依据所述血流速度绝对值在所述颜色线上确定所述血流的目标像素点;

依据所述目标像素点,生成所述观测点的血流显示示意图。

6. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述环型彩色色谱图包括圆盘状的彩色色谱图,其中,所述将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图,包括:

将所述血流方向和血流速度绝对值在所述圆盘状的彩色色谱图上进行映射，获得所述观测点的血流显示示意图。

7. 一种超声血流计算和显示系统，其特征在于，该系统包括：

设置的单元，用于设置超声探头发射和接收的延迟时间，使得超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射；

第一计算单元，用于基于所述多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射，计算各个角度对应的血流速度分量；

第二计算单元，用于对所述各个角度对应的速度分量进行矢量计算，获得所述目标血流的血流方向和血流速度绝对值；

映射单元，用于将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射，获得所述观测点的血流显示示意图。

8. 根据权利要求7所述的系统，其特征在于，所述设置单元包括：

设置子单元，用于设置超声探头发射和接收的延迟时间，使得超声探头发射的超声波束聚焦在预设的偏转位置，其中，所述预设的偏转位置表征预设的偏转角度；

控制子单元，用于基于所述预设的偏转位置，控制所述超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射，其中，所述多个角度包括垂直探头的发射方向的角度、左向偏转发射角度和右向偏转发射角度。

9. 根据权利要求7所述的系统，其特征在于，所述各个角度对应的速度分量包括第一速度分量、第二速度分量和第三速度分量，其中，所述第二计算单元包括：

第一计算子单元，用于计算所述第一速度分量和所述第二速度分量的矢量和，将所述矢量和确定为第一矢量和；

第二计算子单元，用于计算所述第一矢量和与所述第三速度分量的第二矢量和，将所述第二矢量和确定为所述目标血流的观测点的速度，其中，所述第二矢量和的方向为所述目标血流的血流方向，所述观测点的速度的绝对值为所述目标血流的血流速度绝对值。

10. 根据权利要求7所述的系统，其特征在于，该系统还包括：

生成单元，用于生成预设环型彩色色谱图，其中，在所述预设环型彩色色谱图中，以竖直向上的方向为0度，从0度方向作为起始点，顺时针作为旋转方向，不同角度采用不同的渐变颜色，且到达360度时回到0度竖直向上的方向；且在所述预设环型彩色色谱图中，越接近环型内侧，则血流速度绝对值越接近最小速度，越接近环型外侧，则血流速度绝对值越接近最大速度；所述预设环形彩色色谱图包括圆盘状的彩色色谱图；

其中，所述映射单元，包括：

角度确定子单元，用于基于血流方向和所述预设环型彩色色谱图的0度，确定所述血流与所述0度之间的夹角，并基于所述夹角在所述预设环型彩色色谱图上确定对应方向的颜色线；

像素点确定子单元，用于依据所述血流速度绝对值在所述颜色线上确定所述血流的目标像素点；

示意图生成子单元，用于依据所述目标像素点，生成所述观测点的血流显示示意图。

## 一种超声血流计算和显示方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声血流成像技术领域,特别是涉及一种超声血流计算和显示方法及系统。

### 背景技术

[0002] 医疗彩超设备基于多普勒技术发展出来的超声血流成像技术,探头垂直多次发射超声波,利用同一位置的不同回波之间的信号相位差来计算得到该位置的血流移动速度,通过超声血流图像来展示血流的速度和方向。

[0003] 现有方案超声波从探头表面垂直发射和接收,这样得到的血流速度方向是垂直流向探头扫查平面或者垂直远离探头。但是,人体血流较为复杂,血流的方向也千变万化,随着切面中血管走向的不同以及探头接触组织表面的角度等关系,会造成出现被观测血流的方向并不一定是严格的流向探头或者远离探头的方向。因此,现有方案无法做到计算和显示血流在超声平面中真实的速度大小和方向。

### 发明内容

[0004] 针对于上述问题,本发明提供一种超声血流计算和显示方法及系统,实现了任意方向血流的计算和显示,能够得到血流在超声平面中真实的速度和方向,并进行对应的显示。

[0005] 为了实现上述目的,本发明提供了如下技术方案:

[0006] 一种超声血流计算和显示方法,该方法包括:

[0007] 设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射;

[0008] 基于所述多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,计算各个角度对应的血流速度分量;

[0009] 对所述各个角度对应的速度分量进行矢量计算,获得所述目标血流的血流方向和血流速度绝对值;

[0010] 将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图。

[0011] 可选地,所述设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,包括:

[0012] 设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头发射的超声波束聚焦在预设的偏转位置,其中,所述预设的偏转位置表征预设的偏转角度;

[0013] 基于所述预设的偏转位置,控制所述超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,其中,所述多个角度包括垂直探头的发射方向的角度、左向偏转发射角度和右向偏转发射角度。

[0014] 可选地,所述各个角度对应的速度分量包括第一速度分量、第二速度分量和第三

速度分量,其中,所述对所述各个角度对应的速度分量进行矢量计算,获得所述目标血流的血流方向和血流速度绝对值,包括:

[0015] 计算所述第一速度分量和所述第二速度分量的矢量和,将所述矢量和确定为第一矢量和;

[0016] 计算所述第一矢量和与所述第三速度分量的第二矢量和,将所述第二矢量和确定为所述目标血流的观测点的速度,其中,所述第二矢量和的方向为所述目标血流的血流方向,所述观测点的速度的绝对值为所述目标血流的血流速度绝对值。

[0017] 可选地,该方法还包括:

[0018] 生成预设环型彩色色谱图,其中,在所述预设环型彩色色谱图中,以竖直向上的方向为0度,从0度方向作为起始点,顺时针作为旋转方向,不同角度采用不同的渐变颜色,且到达360度时回到0度竖直向上的方向;且在所述预设环型彩色色谱图中,越接近环型内侧,则血流速度绝对值越接近最小速度,越接近环型外侧,则血流速度绝对值越接近最大速度。

[0019] 可选地,所述将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图,包括:

[0020] 基于血流方向和所述预设环型彩色色谱图的0度,确定所述血流与所述0度之间的夹角,并基于所述夹角在所述预设环型彩色色谱图上确定对应方向的颜色线;

[0021] 依据所述血流速度绝对值在所述颜色线上确定所述血流的目标像素点;

[0022] 依据所述目标像素点,生成所述观测点的血流显示示意图。

[0023] 可选地,所述环型彩色色谱图包括圆盘状的彩色色谱图,其中,所述将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图,包括:

[0024] 将所述血流方向和血流速度绝对值在所述圆盘状的彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图。

[0025] 一种超声血流计算和显示系统,该系统包括:

[0026] 设置的单元,用于设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射;

[0027] 第一计算单元,用于基于所述多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,计算各个角度对应的血流速度分量;

[0028] 第二计算单元,用于对所述各个角度对应的速度分量进行矢量计算,获得所述目标血流的血流方向和血流速度绝对值;

[0029] 映射单元,用于将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图。

[0030] 可选地,所述设置单元包括:

[0031] 设置子单元,用于设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头发射的超声波束聚焦在预设的偏转位置,其中,所述预设的偏转位置表征预设的偏转角度;

[0032] 控制子单元,用于基于所述预设的偏转位置,控制所述超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,其中,所述多个角度包括垂直探头的发射方向的角度、左向偏转发射角度和右向偏转发射角度。

[0033] 可选地,所述各个角度对应的速度分量包括第一速度分量、第二速度分量和第三

速度分量，其中，所述第二计算单元包括：

[0034] 第一计算子单元，用于计算所述第一速度分量和所述第二速度分量的矢量和，将所述矢量和确定为第一矢量和；

[0035] 第二计算子单元，用于计算所述第一矢量和与所述第三速度分量的第二矢量和，将所述第二矢量和确定为所述目标血流的观测点的速度，其中，所述第二矢量和的方向为所述目标血流的血流方向，所述观测点的速度的绝对值为所述目标血流的血流速度绝对值。

[0036] 可选地，该系统还包括：

[0037] 生成单元，用于生成预设环型彩色色谱图，其中，在所述预设环型彩色色谱图中，以竖直向上的方向为0度，从0度方向作为起始点，顺时针作为旋转方向，不同角度采用不同的渐变颜色，且到达360度时回到0度竖直向上的方向；且在所述预设环型彩色色谱图中，越接近环型内侧，则血流速度绝对值越接近最小速度，越接近环型外侧，则血流速度绝对值越接近最大速度；所述预设环形彩色色谱图包括圆盘状的彩色色谱图；

[0038] 其中，所述映射单元，包括：

[0039] 角度确定子单元，用于基于血流方向和所述预设环型彩色色谱图的0度，确定所述血流与所述0度之间的夹角，并基于所述夹角在所述预设环型彩色色谱图上确定对应方向的颜色线；

[0040] 像素点确定子单元，用于依据所述血流速度绝对值在所述颜色线上确定所述血流的目标像素点；

[0041] 示意图生成子单元，用于依据所述目标像素点，生成所述观测点的血流显示示意图。

[0042] 相较于现有技术，本发明提供了一种超声血流计算方法和系统，通过设置超声探头发射和接收的延迟时间，可以使得超声探头采用多个角度对目标血流的观测点进行超声波发射，然后可以计算各个角度对应的速度分量，再依据速度分量进行矢量计算，获得目标血流的血流方向和血流速度绝对值，并且能够在预设环型彩色色谱图上进行映射，获得观测点的血流显示示意图。通过超声探头多个角度的超声波发射，可以实现了任意方向血流的计算和显示，能够基于环型彩色色谱图判断速度方向，同时可以基于颜色的亮暗程度直接判断速度绝对值大小，进而能够得到血流在超声平面中真实的速度和方向并进行对应的显示。

## 附图说明

[0043] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0044] 图1为本发明实施例提供的一种超声血流计算方法的流程示意图；

[0045] 图2为本发明实施例提供的为现有方案中的一种超声波发射和接收示意图；

[0046] 图3为本发明实施例提供的一种多角度发射示意图；

[0047] 图4为本发明实施例提供的一种血流矢量计算的示意图；

[0048] 图5为本发明实施例提供的环型彩色色谱图的灰度示意图；

[0049] 图6为本发明实施例提供的一种超声血流计算系统的结构示意图。

## 具体实施方式

[0050] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0051] 本发明的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”和“第二”等是用于区别不同的对象，而不是用于描述特定的顺序。此外术语“包括”和“具有”以及他们任何变形，意图在于覆盖不排他的包含。例如包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备没有设定于已列出的步骤或单元，而是可包括没有列出的步骤或单元。

[0052] 在本发明实施例中提供了一种超声血流计算方法，参见图1，该方法包括：

[0053] S101、设置超声探头发射和接收的延迟时间，使得超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射。

[0054] 利用超声设备检测血流时，超声探头紧靠皮肤，在超声探头的阵元上施加交变电压，使其振动产生超声波束。参见图2，为现有方案中的一种超声波发射和接收示意图，在图2中的圆点为血流的观测点，带有箭头的超声波束。可以看出现有超声波从探头表面是垂直发射和接收的，这样得到的血流速度方向是垂直流向探头扫查面或者垂直远离探头的。由于现有技术中的探测出的血流方向并不能完全反映人体血流的真实方向。在本申请中，通过设置多个角度的超声波发射方向，能够使得后续分析获得的血流方向更能反映其实际情况。在本申请的另一实施例中还提供了一种具体的超声波发射方向的确定方案，该方案包括：

[0055] 设置超声探头发射和接收的延迟时间，使得超声探头发射的超声波束聚焦在预设的偏转位置，其中，所述预设的偏转位置表征预设的偏转角度；

[0056] 基于所述预设的偏转位置，控制所述超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射，其中，所述多个角度包括垂直探头的发射方向的角度、左向偏转发射角度和右向偏转发射角度。

[0057] 在本申请的实施例中采用多个角度进行超声波发射，除了常规的垂直探头的发射方向之后，还增加了左向偏转发射和对应的右向偏转发射。其中，偏转的原理是通过改变发射以及接收线的不同延时之后使得超声波束聚焦在偏转位置，即可实现偏转发射以及偏转接收。

[0058] 需要说明的是，在设置偏转角度发射的时候，可以选择3角度发射、5角度发射或者7角度发射等，通常角度越多，计算得到的血流速度值和方向就越准确，但是也会带来帧频慢的缺点，即角度太多会增加计算量造成血流帧频下降，所以可以根据实际需求和运算能力来确定发射角度及偏转角度个数。参见图3，为本发明实施例提供的一种多角度发射示意图，在图中，圆圈代表血流观测点即人体组织某血管中的某个位置，且该位置的血流流向未知，带箭头的线分别表示了3个角度发射。

[0059] S102、基于多个角度对目标血流的观测点进行超声波发射，计算各个角度对应的

血流速度分量。

[0060] 基于发射角度,可以得到沿着对应角度方向,即超声波声束的速度分量,该速度分量即可以代表各个角度对应的速度分量。具体可以包括:沿着已确定的发射角度进行等时间间隔的若干次的超声波发射,同时也进行若干次超声波的接收,可以得到若干次的回波数据;然后,选取在某个位置对应的若干个回波数据,利用自相关算法计算得到若干个回波数据的相位差;计算得到的相位差数据根据多普勒效应原理,估算得到该位置点的该角度的血流速度以及是正向移动还是反向移动,即该位置点在该角度的速度值及正负方向,从而获得了各个角度对应的速度分量。

[0061] S103、对各个角度对应的速度分量进行矢量计算,获得目标血流的血流方向和血流速度绝对值。

[0062] 其中,目标血流的血流速度包括了血流方向和血流速度绝对值。为了能够使得目标血流速度的计算更加准确,在本发明的实施例中采用了矢量计算的方式。具体的,针对超声探头不同的发射角度,会有不同的速度分量。在上述实施例的基础上以三个发射角度为例,这样各个角度对应的速度分量包括了第一速度分量、第二速度分量和第三速度分量,其中,步骤S103可以具体包括以下步骤:

[0063] S1031、计算所述第一速度分量和所述第二速度分量的矢量和,将所述矢量和确定为第一矢量和;

[0064] S1032、计算所述第一矢量和与所述第三速度分量的第二矢量和,将所述第二矢量和确定为所述目标血流的观测点的速度,其中,所述第二矢量和的方向为所述目标血流的血流方向,所述观测点的速度的绝对值为所述目标血流的血流速度绝对值。

[0065] 参见图4,为本发明实施例提供的一种血流矢量计算的示意图,在图4中圆形黑点代表的是血流的观测点,标有1,2,3的线分别表示第一速度分量、第二速度分量和第三速度分量,其中线的箭头方向代表各个速度分量的方向,线的长度代表各个速度分量的绝对值大小。

[0066] 首先求两个向量的矢量和,即以两个向量为邻边的平行四边形的对角线。因此,计算所述第一速度分量和所述第二速度分量的矢量和,将所述矢量和确定为第一矢量和;计算所述第一矢量和与所述第三速度分量的第二矢量和,将所述第二矢量和确定为所述目标血流的观测点的速度。

[0067] 如图4所示,用速度2和速度3可以求出它们的矢量和为速度4,再用速度4和速度1求矢量和得到速度5。经过这三个方向的矢量计算得到的最终速度5即为观测点的速度,速度5的方向即为实际的血流方向,速度5的箭头长度即为实际的血流速度绝对值大小。

[0068] 通过矢量运算过程也可以看出,如果发射的角度越多,最终经过矢量计算之后得到的速度值和方向也就越准确。

[0069] S104、将血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得观测点的血流显示示意图。

[0070] 由于本申请实施例计算得到的血流速度方向不仅限于流向探头和远离探头这两个方向,而是在超声平面内的360度任意方向都有可能。因此需要区别于现有技术中的血流显示示意图。在本申请中通过预设的环型彩色色谱图作为血流速度的参照谱图,然后获得最终的血流显示示意图。

[0071] 该环型彩色色谱图是基于已知的血流的方向和速度绝对值,生成预设环型彩色色谱图,其中,在所述预设环型彩色色谱图中,以竖直向上的方向为0度,从0度方向作为起始点,顺时针作为旋转方向,不同角度采用不同的渐变颜色,且到达360度时回到0度竖直向上的方向;且在所述预设环型彩色色谱图中,越接近环型内侧,则血流速度绝对值越接近最小速度,越接近环型外侧,则血流速度绝对值越接近最大速度。

[0072] 具体的,环型彩色色谱图中,以竖直向上的方向为0度,采用红色来表示,颜色RGB为(255,0,0),从0度方向作为起始点,顺时针作为旋转方向。60度的位置采用紫红色来表示,颜色RGB为(255,0,255);120度的位置采用蓝颜色来表示,颜色RGB为(0,0,255);180度的位置采用青色来表示,颜色RGB为(0,255,255);240度的位置采用绿颜色来表示,颜色RGB为(0,255,0);300度的位置采用黄色来表示,颜色RGB为(255,255,0);到360也即回到0度的竖直向上的方向,颜色又回归到红色。

[0073] 参见图5,为本发明实施例提供的一种环型彩色色谱图的灰度示意图,在图5中以不同的灰度点反应了不同的颜色,并且在对应的颜色处表明了其颜色RGB值,如,灰度点A点在彩色显示中实际代表的是红色,其颜色RGB为(255,0,0);灰度点B点在彩色显示中实际代表的是紫色,其颜色RGB为(127,0,255);灰度点C点在彩色显示中实际代表的是青色,其颜色RGB为(0,255,255);灰度点D点在彩色显示中实际代表的是草绿色,其颜色RGB为(127,255,0);

[0074] 因此,环型彩色色谱图根据上述0度为红色,120度为蓝色,240度为绿色的基础,实现0到360的颜色无极渐变过度,形成一个封闭的360度的彩色环,因此,0到360度之间不同的角度可以用不同的颜色直接表示。

[0075] 同时,环型彩色色谱图还兼顾了速度绝对值大小的差异表示。越接近换内侧,则速度绝对值越接近最小速度 $V_{min}$ ,颜色越暗;越接近环外侧,则速度绝对值越接近最大速度 $V_{max}$ ,颜色越亮。通常情况下, $V_{min}$ 为0, $V_{max}$ 根据当前诊断部位决定。例如,心脏的血流较快, $V_{max}$ 可达到64cm/s,甲状腺和肝脏的血流较慢, $V_{max}$ 通常只有7cm/s。

[0076] 当将血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射时,主要包括以下步骤:

[0077] 基于血流方向和所述预设环型彩色色谱图的0度,确定所述血流与所述0度之间的夹角,并基于所述夹角在所述预设环型彩色色谱图上确定对应方向的颜色线;

[0078] 依据所述血流速度绝对值在所述颜色线上确定所述血流的目标像素点;

[0079] 依据所述目标像素点,生成所述观测点的血流显示示意图。

[0080] 举例说明,在上述实施例的基础上,仍以图5中示意的色谱图为例,血流速度与环型彩色色谱图0度的实线夹角为angle,在环型彩色色谱图上从0度其实现选择angle度找到对应方向的颜色线,再根据血流速度绝对值大小,从环型彩色色谱图内侧开始向外侧找到目标像素点,即能获得对应血流速度的方向和速度值大小的颜色,并将血流图像中该观测点绘制成该颜色,形成了观测点的血流显示示意图,进而形成整个观测区域的血流显示示意图,即血流多普勒图像,可以直接从该示意图中的颜色看出某像素点的血流速度的方向,从颜色的亮暗程度,看出血流速度值的绝对值大小。

[0081] 现有方案中在进行检测血管中,血流速度从血管壁到血管中央是从低速到高速的一个变化过程,血流相对超声探头运动方向不同(现有方案中包括流向超声探头和远离超

声探头),现有方案中只能计算得到血流垂直探头方向的速度分量。由于被观测血流的方向并不一定是流向探头或者远离探头的方向,因此,在计算垂直探头方向的速度分量可能会比较小。例如,当血流速度与探头扫查平面平行或接近平行时,检测到的血流速度很小,若以现有方案中的计算方法并不能准确显示出实际血流在超声平面中真实的速度大小和方向。应用本发明提供的方案可以检测到的血流范围变大,并通过颜色进行表征,满足超声平面内血流方向的360度任意方向的计算和显示,避免遗漏部分血流信号或者显示不清晰的情况。使得血流的显示更接近真实的情况,给医生提供更准确的参考。

[0082] 本发明提供了一种超声血流计算方法,通过设置超声探头发射和接收的延迟时间,可以使得超声探头采用多个角度对目标血流的观测点进行超声波发射,然后可以计算各个角度对应的速度分量,再依据速度分量进行矢量计算,获得目标血流的血流方向和血流速度绝对值,并且能够在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得观测点的血流显示示意图。通过超声探头多个角度的超声波发射,可以实现了任意方向血流的计算和显示,能够基于环型彩色色谱图判断速度方向,同时可以基于颜色的亮暗程度直接判断速度绝对值大小,进而能够得到血流在超声平面中真实的速度和方向并进行对应的显示。

[0083] 需要说明的是,在本申请实施例中提供的环型彩色色谱图只是本申请提供的图例的一种实现方式,该可以将该环型彩色色谱图进行衍生,得到圆形彩色色谱图,具体可以为圆盘状的彩色色谱图。圆形彩色色谱图中,代表速度方向的颜色种类保持和环形彩色色谱图不变,圆形最外侧表示速度绝对值最大值也与环形彩色色谱图保持不变,但是速度绝对值最小值是在圆形的圆心处。

[0084] 在本申请中构建了独特的环型彩色色谱图或者圆形彩色色谱图,可以将血流速度的方向和绝对值大小很好地融合起来,医生可以根据血流的颜色从环型彩色色谱图表示的血流情况中直接判断速度的方向,根据颜色的亮暗程度直接判断速度绝对值的大小,为医生的观测和诊断提供更真实更全面的依据。例如,在实际应用中,本发明提供的彩色色谱图会显示在图像界面的右上角,便于医生的观测和诊断。

[0085] 在本申请的实施例中还提供了一种超声血流计算和显示系统,参见图6,该系统包括:

[0086] 设置的单元10,用于设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射;

[0087] 第一计算单元20,用于基于所述多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,计算各个角度对应的血流速度分量;

[0088] 第二计算单元30,用于对所述各个角度对应的速度分量进行矢量计算,获得所述目标血流的血流方向和血流速度绝对值;

[0089] 映射单元40,用于将所述血流方向和血流速度绝对值在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得所述观测点的血流显示示意图。

[0090] 在上述实施例的基础上,所述设置单元10包括:

[0091] 设置子单元,用于设置超声探头发射和接收的延迟时间,使得超声探头发射的超声波束聚焦在预设的偏转位置,其中,所述预设的偏转位置表征预设的偏转角度;

[0092] 控制子单元,用于基于所述预设的偏转位置,控制所述超声探头采用多个角度对所述目标血流的观测点进行超声波发射,其中,所述多个角度包括垂直探头的发射方向的

角度、左向偏转发射角度和右向偏转发射角度。

[0093] 在上述实施例的基础上,所述各个角度对应的速度分量包括第一速度分量、第二速度分量和第三速度分量,其中,所述第二计算单元30包括:

[0094] 第一计算子单元,用于计算所述第一速度分量和所述第二速度分量的矢量和,将所述矢量和确定为第一矢量和;

[0095] 第二计算子单元,用于计算所述第一矢量和与所述第三速度分量的第二矢量和,将所述第二矢量和确定为所述目标血流的观测点的速度,其中,所述第二矢量和的方向为所述目标血流的血流方向,所述观测点的速度的绝对值为所述目标血流的血流速度绝对值。

[0096] 在上述实施例的基础上,该系统还包括:

[0097] 生成单元,用于生成预设环型彩色色谱图,其中,在所述预设环型彩色色谱图中,以竖直向上的方向为0度,从0度方向作为起始点,顺时针作为旋转方向,不同角度采用不同的渐变颜色,且到达360度时回到0度竖直向上的方向;且在所述预设环型彩色色谱图中,越接近环型内侧,则血流速度绝对值越接近最小速度,越接近环型外侧,则血流速度绝对值越接近最大速度;所述预设环形彩色色谱图包括圆盘状的彩色色谱图;

[0098] 其中,所述映射单元,包括:

[0099] 角度确定子单元,用于基于血流方向和所述预设环型彩色色谱图的0度,确定所述血流与所述0度之间的夹角,并基于所述夹角在所述预设环型彩色色谱图上确定对应方向的颜色线;

[0100] 像素点确定子单元,用于依据所述血流速度绝对值在所述颜色线上确定所述血流的目标像素点;

[0101] 示意图生成子单元,用于依据所述目标像素点,生成所述观测点的血流显示示意图。

[0102] 本发明提供了一种超声血流计算和显示系统,设置单元通过设置超声探头发射和接收的延迟时间,可以使得超声探头采用多个角度对目标血流的观测点进行超声波发射,然后在第一计算单元和第二而计算单元可以计算各个角度对应的速度分量,再依据速度分量进行矢量计算,获得目标血流的血流方向和血流速度绝对值,并且通过映射单元能够在预设环型彩色色谱图上进行映射,获得血流显示示意图。通过超声探头多个角度的超声波发射,可以实现了任意方向血流的计算和显示,能够基于环型彩色色谱图判断速度方向,同时可以基于颜色的亮暗程度直接判断速度绝对值大小,进而能够得到血流在超声平面中真实的速度和方向并进行对应的显示。

[0103] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0104] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一

致的最宽的范围。

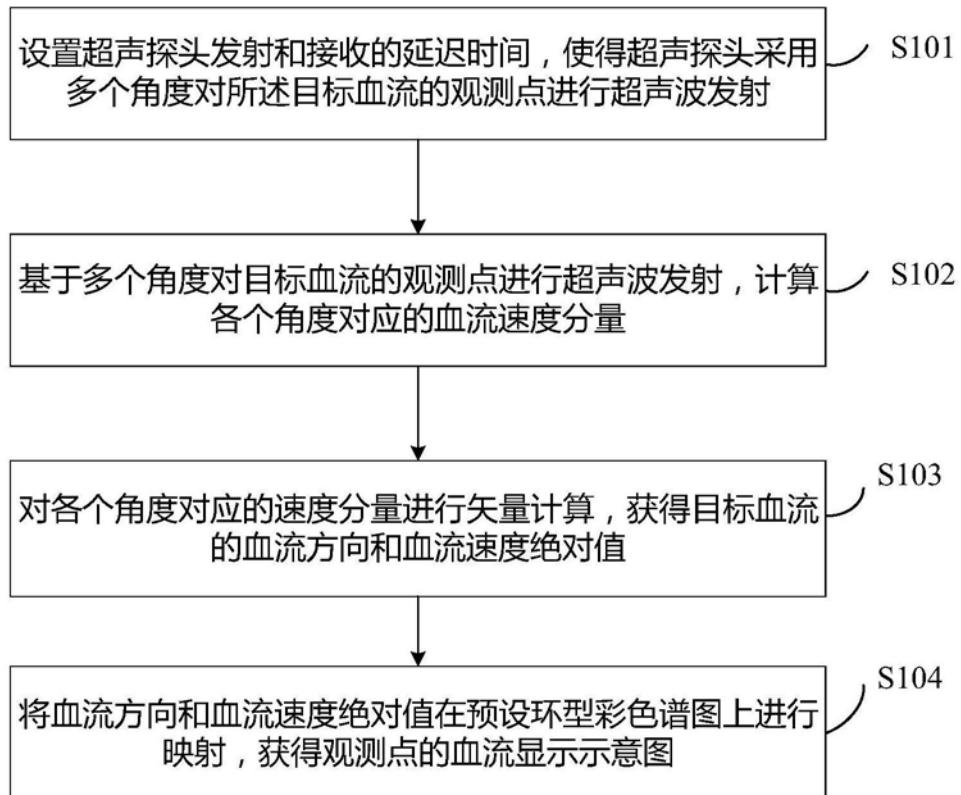


图1

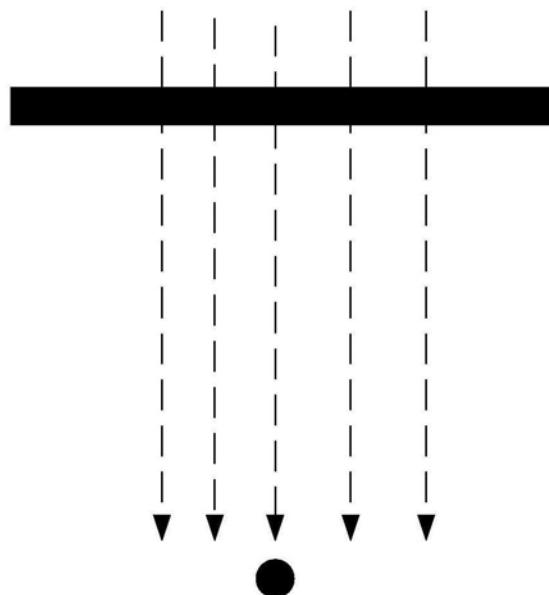


图2

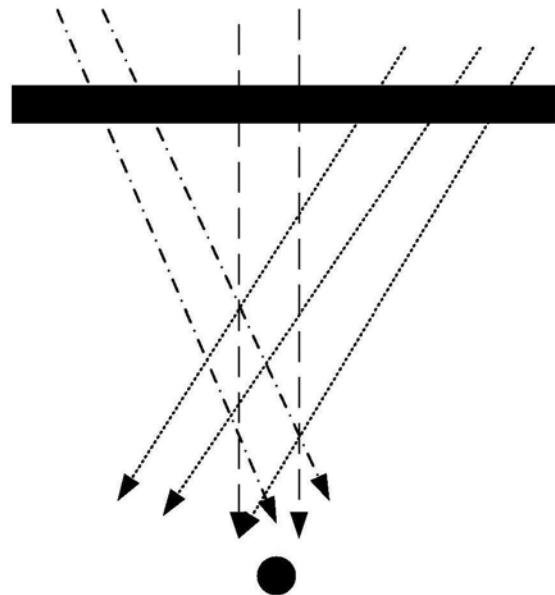


图3

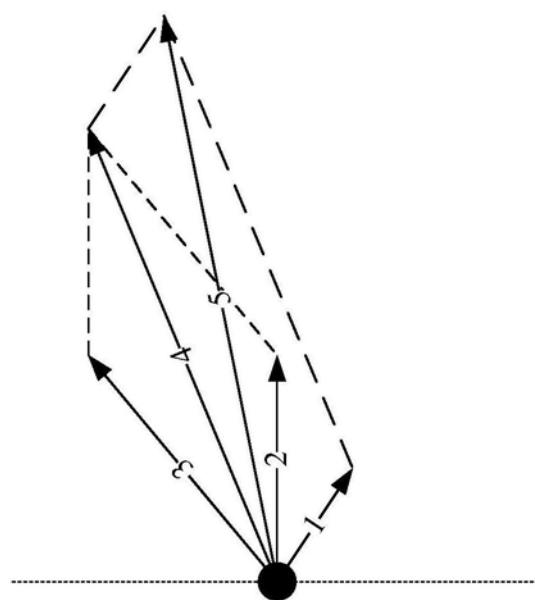


图4

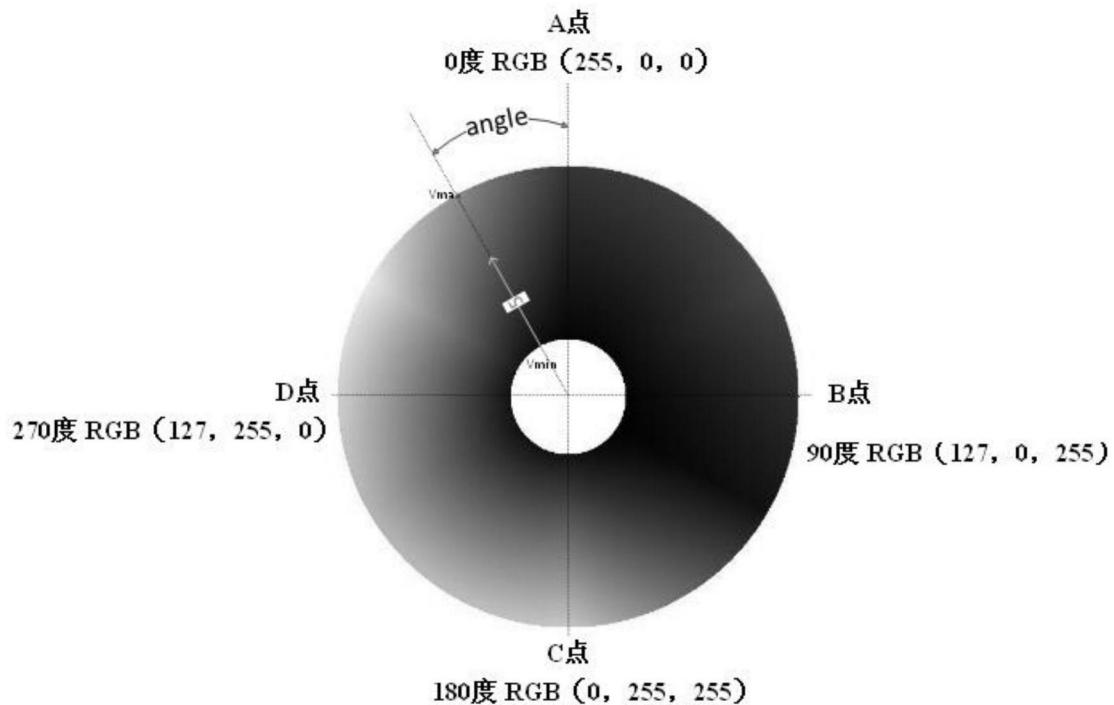


图5



图6

专利名称(译)	一种超声血流计算和显示方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110074818A</a>	公开(公告)日	2019-08-02
申请号	CN201910435023.8	申请日	2019-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
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	蒙泉宗 杨仲汉 冯乃章		
发明人	蒙泉宗 杨仲汉 冯乃章		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/461		
代理人(译)	王仲凯		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

**摘要(译)**

本发明公开了一种超声血流计算和显示方法及系统，通过设置超声探头发射和接收的延迟时间，使得超声探头采用多个角度对目标血流的观测点进行超声波发射，然后可以计算各个角度对应的速度分量，再依据速度分量进行矢量计算，获得目标血流的血流方向和血流速度绝对值，并且能够在预设环型彩色色谱图上进行映射，获得血流显示示意图。通过超声探头多个角度的超声波发射，可以实现了任意方向血流的计算和显示，能够基于环型彩色色谱图判断速度方向，同时可以基于颜色的亮暗程度直接判断速度绝对值大小，进而能够得到血流在超声平面中真实的速度和方向并进行对应的显示。

