



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103006271 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 03

(21) 申请号 201210505316. 7

(22) 申请日 2012. 12. 03

(71) 申请人 西华大学

地址 610039 四川省成都市金牛区土桥金周
路 999 号

(72) 发明人 王竹

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

G06F 19/00 (2006. 01)

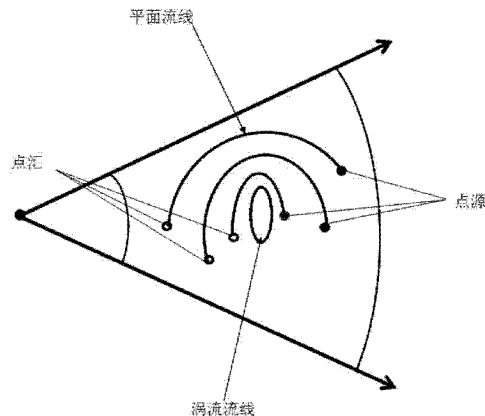
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种心脏流场平面流线可视化描述方法

(57) 摘要

本发明公开了一种心脏流场平面流线可视化描述方法,该方法以二维彩色多普勒超声图像信息为基础提取二维观测平面内沿声束方向的血流速度分量,再通过计算二维探测平面流场的“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”,并用点源和点汇来表示三维流动;采用单位流量 q 对“多普勒流距离函数”进行量化,根据量化结果和多普勒血流速度分布情况确定点源和点汇的位置;以点源和点汇分别作为平面流线的起点和终点,根据平面流函数值相等原则连接相应的起点和终点从而绘制出平面流线。该方法能够有效实现在探测平面内对心脏流场运动状态的可视化描述,为心脏流场流体力学状态的有效可视化观察和精确量化评价奠定了坚实的基础。



1. 一种心脏流场平面流线可视化描述方法,其特征在于:包括如下步骤:

A、根据彩色多普勒心脏血流图像中的速度标尺提取心脏流场沿声束方向的速度分量信息;

B、以声束方向的速度分量信息计算心脏流场内各血液质点的“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”;

C、选定一个单位流量 q , 并采用单位流量 q 对“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”进行量化, q 值的大小决定流线的稀密程度, q 值越大流线越稀;

D、根据量化的“多普勒流距离函数”确定点源和点汇与探头位置的距离 r 的大小, 点源位于量化的“多普勒流距离函数”阶跃下降的位置, 点汇位于量化的“多普勒流距离函数”阶跃上升的位置;

E、在同一半径 r 圆弧上, 多普勒速度的变化率为负, 其 8- 邻域范围内多普勒血流速度方差值最大的那个点为点源, 多普勒速度的变化率为正, 其 8- 邻域范围内多普勒血流速度方差最大值的那个点为点汇;

F、计算点源、点汇在各血液质点的流函数值, 并进行叠加得到源流函数值, 从“多普勒流函数”中减去源流函数, 即可得到平面流函数;

G、以点源为起点, 点汇为终点, 连接具有相同平面流函数值的血液质点, 即可构成一系列平面流线, 在平面流线之间具有相同流函数的血液质点连接形成的封闭曲线为涡流流线。

2. 根据权利要求 1 所述的心脏流场平面流线可视化描述方法, 其特征在于: 在步骤 A 中, 利用最小二乘法对二维观测平面流场中各个血液质点的彩色信息与心脏血流速度标尺中的彩色信息进行匹配, 通过下面的方程式寻找速度标尺上颜色信息与给定的血液质点颜色信息最接近的点, 然后采用分段线性函数计算心脏流场沿声束方向的血流速度分量 u ,

$$e = ((R_b - R_p)^2 + (G_b - G_p)^2 + (B_b - B_p)^2)^{1/2}$$

其中 R_b, G_b, B_b 分别表示速度标尺上的某一点的 RGB 颜色分量, R_p, G_p, B_p 分别表示流场内某一血液质点的 RGB 颜色分量。

3. 根据权利要求 1 所述的心脏流场平面流线可视化描述方法, 其特征在于: 在步骤 B 中, 极坐标下的“多普勒流函数”定义为 $F(r, \theta)$, 其定义式为

$$F(r, \theta) = \int_{\theta_0}^{\theta} u(r, \theta) r d\theta$$

其中, $u(r, \theta)$ 是以多普勒图像扇形区域的顶点为原点的极坐标下声束方向的多普勒速度, r 是血液质点到原点的距离;

对于数字图像所表示的心脏流场而言, “多普勒流函数” $F(r, \theta)$ 具有如下的离散形式

$$F(i, j) = \sum_{n=1}^N (u(i, j))_n r$$

其中, i, j 分别表示数字图像中的行和列, $(u(i, j))_1, \dots, (u(i, j))_N$ 表示极坐标下涡流存在区域距离原点半径为 r 的血液质点沿声速方向的涡流速度分量序列, N 表示半径为 r 的圆弧上从参考位置到计算点 (i, j) 这段圆弧内的血液质点数。

4. 根据权利要求 1 所述的心脏流场平面流线可视化描述方法, 其特征在于: 在步骤 B 中, “多普勒流距离函数” $F(r)$ 表示在某一时刻流过观测平面内半径为 r 的圆弧边界线的流

量,“多普勒流距离函数” $F(r)$ 的定义式为

$$F(r) = \int_{\theta_0}^{\theta_1} u(r, \theta) r d\theta$$

其中, $[\theta_0, \theta_1]$ 表示极坐标下观测平面内的血液流场观测区域角度范围;对于数字图像所表示的心脏流场而言,其“多普勒流距离函数” $F(r)$ 满足下式:

$$F(r) = \sum_{n=1}^N (u(i, j))_n r$$

其中, i, j 分别表示数字图像中的行和列, $(u(i, j))_1, \dots, (u(i, j))_N$ 表示极坐标下距离原点半径为 r 的所有血液质点沿声速方向的血流速度序列, N 表示同一半径 r 上血液质点的数量。

5. 根据权利要求 3 所述的心脏流场平面流线可视化描述方法,其特征在于:所述“多普勒流函数”满足下式:

$$F(r, \theta) = F_b(r, \theta) + F_p(r, \theta)$$

其中, $F_b(r, \theta)$ 是平面流流函数, $F_p(r, \theta)$ 是三维流动对应的流函数,也称源流函数。

一种心脏流场平面流线可视化描述方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像处理及心脏流场运动状态分析技术领域，具体涉及一种心脏流场平面流线可视化描述方法。

背景技术

[0002] 作为心脏机械功能的终端表达环节，心脏流场流体的运动状态直接反应心脏功能状态是否正常。因此，精确分析评价心脏流场流体运动状态，对心脏功能的精确评价、心脏疾病的诊断和治疗都具有举足轻重的作用。无论在心脏病学基础研究还是在心脏疾病临床诊断方面，心脏流场流体运动状态的有效可视化观察描述技术均是不可或缺的。不过，由于心脏流场的特殊性，心脏流场流体运动状态的可视化观察描述均需要借助医学成像技术来实现。

[0003] 目前关于在体心脏流场观察常见的医学成像技术主要包括磁共振(MRI)血流成像技术和超声微泡造影粒子成像测速技术，以及彩色多普勒超声血流成像技术。这些技术均只能提供一些基本的心脏流场流体运动参数，比如速度或者流量等，还不能直接反应心脏流场流体的真实运动状态。因此，当前关于心脏流场的可视化描述技术主要基于以上这些成像技术对心脏流场进行深入分析，然后采用图形、图像显示技术，例如速度矢量场、流线，对流场进行有效的可视化描述。

[0004] 流场流线是流体运动状态的一种常见的可视化描述方法。然而，由于心脏流场的特殊性，用流线描述复杂的三维心脏流场是一项极其复杂的工作。因此，目前的心脏流场流线描述方法主要是采用医学成像技术对心脏流场进行二维成像探测，获取二维探测图像后再进行流场分析。具有代表性的技术有基于MRI血流成像技术的心脏流场流线描述技术和基于超声多普勒信息的心脏流场流线描述技术。基于MRI血流成像技术的心脏流场流线描述技术就是以MRI血流图像数据为基础，根据MRI探测的血流速度及流量对心脏流场进行计算流体力学分析，从而绘制出流线对流场结果进行可视化描述。由于MRI血流成像具有较高的空间分辨率，因此，在一些具有特殊需求的场合采用MRI血流图像进行流场分析和描述比较实用。但是MRI血流成像技术扫描时间长，时间分辨率不够理想，对于复杂多变的心脏流场而言，还难以满足在体心脏流场实时观察和可视化描述的要求。同时，由于强磁场的原因，MRI技术对诸如体内有磁金属或起搏器的特殊病人却不能适用，因而在临床应用中具有一定程度的局限性。此外，MRI技术检测心脏结构和功能容易受外界干扰因素影响。因此，基于MRI血流成像技术的心脏流场流线描述技术很难真正应有于在体心脏流场的可视化观察方面，而且对于一些特殊病人的不实用，使得该技术的发展和推广应用均受到一定程度的影响。

[0005] 基于超声多普勒信息的心脏流场流线描述是近些年来出现的一种新型的流场可视化描述技术。该技术主要是以二维超声多普勒血流图像信息为基础，提取声束方向血流速度信息，利用该速度信息对心脏流场流体的运动状态进行分析研究，并根据血流速度信息实现流场流线的绘制。由于超声多普勒血流成像与磁共振血流成像相比，具有时间分辨

率高、受外界干扰小、对人体无伤害、操作简便等众多优点,因此基于超声多普勒信息的心脏流场流线描述技术具有很好的发展前景。不过,由于二维彩色多普勒图像反映的是复杂三维心脏流场的一个观测平面,血液流体的流动并不局限在观测平面内,心脏流场二维探测平面上的流线并不是平面流流线,因此,二维探测平面上流线可视化描述是一个比较复杂的问题。目前该技术的典型代表是由日本学者 Ohtsuki 提出的平面流显示方法,该方法将二维观测平面的流体流动分为流进 / 流出探测平面的三维流动以及在平面内流动的平面流,采用点源、点汇表示三维流动,并以点源和点汇为起点和终点的平面流线表示平面流,从而解决了二维彩色多普勒图像上绘制平面流线的问题。但是,该方法的实现还存在一些局限性,比如点源和点汇位置的确定方面还存在一些不确定的干扰因素,以及平面流函数数值计算的不唯一性,从而影响平面流流线的描绘精度。所以,该技术的精确性和稳定性方面还有待进一步提高,才能真正通过流线有效反映流体的运动状态。

发明内容

[0006] 本发明所要解决的技术问题是:如何提供一种心脏流场平面流线可视化描述方法,该方法克服现有在体心脏流场可视化观察技术的局限性,以彩色多普勒心脏超声血流图像信息为基础给出一种能够精确、稳定地对心脏流场二维探测平面内的流场流线可视化描述方法。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明所采用的技术方案为:提供一种心脏流场平面流线可视化描述方法,其特征在于:包括如下步骤:

[0008] A、根据彩色多普勒心脏血流图像中的速度标尺提取心脏流场沿声束方向的速度分量信息;

[0009] B、以声束方向的速度分量信息计算心脏流场内各血液质点的“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”;

[0010] C、选定一个单位流量 q , 并采用单位流量 q 对“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”进行量化, q 值的大小决定流线的稀疏程度, q 值越大流线越稀;

[0011] D、根据量化的“多普勒流距离函数”确定点源和点汇与探头位置的距离 r 的大小,点源位于量化的“多普勒流距离函数”阶跃下降的位置,点汇位于量化的“多普勒流距离函数”阶跃上升的位置;

[0012] E、在同一半径 r 圆弧上,多普勒速度的变化率为负,其 8-邻域范围内多普勒血流速度方差最大的那个点为点源,多普勒速度的变化率为正,其 8-邻域范围内多普勒血流速度方差最大值的那个点为点汇;

[0013] F、计算点源、点汇在各血液质点的流函数值,并进行叠加得到源流函数值,从“多普勒流函数”中减去源流函数,即可得到平面流流函数;

[0014] G、以点源为起点,点汇为终点,连接具有相同平面流流函数值的血液质点,即可构成一系列平面流线,在平面流线之间具有相同流函数的血液质点连接形成的封闭曲线为涡流流线。

[0015] 在步骤 A 中,利用最小二乘法的原理对二维观测平面流场中各个血液质点的彩色信息与心脏血流速度标尺中的彩色信息进行匹配,通过下面的方程式寻找速度表尺上颜色信息与给定的血液质点颜色信息最接近的点,然后采用分段线性函数计算心脏流场沿声束

方向的血流速度分量 u ,

$$[0016] \quad e = ((R_b - R_p)^2 + (G_b - G_p)^2 + (B_b - B_p)^2)^{1/2}$$

[0017] 其中 R_b, G_b, B_b 分别表示速度标尺上的某一点的 RGB 颜色分量, R_p, G_p, B_p 分别表示流场内某一血液质点的 RGB 颜色分量。

[0018] 在步骤 B 中, 考虑到常见的彩色多普勒超声血流图像是扇形的观测区域, 因此极坐标下的“多普勒流函数”定义为 $F(r, \theta)$, 其定义式为

$$[0019] \quad F(r, \theta) = \int_{\theta_0}^{\theta} u(r, \theta) r d\theta$$

[0020] 其中, $u(r, \theta)$ 是以多普勒图像扇形区域的顶点为原点的极坐标下声束方向的多普勒速度, r 是血液质点到原点的距离。对于数字图像所表示的心脏流场而言, 流函数具有如下的离散形式

$$[0021] \quad F(i, j) = \sum_{n=1}^N (u(i, j))_n r$$

[0022] 其中 i, j 分别表示数字图像中的行和列, $(u(i, j))_1, \dots, (u(i, j))_N$ 表示极坐标下涡流存在区域距离原点半径为 r 的血液质点沿声速方向的涡流速度分量序列, N 表示半径为 r 的圆弧上从参考位置到计算点 (i, j) 这段圆弧内的血液质点数。

[0023] 在步骤 B 中, “多普勒流距离函数” $F(r)$ 表示在某一时刻流过观测平面内半径为 r 的圆弧边界线的流量, “多普勒流距离函数” $F(r)$ 的定义式为

$$[0024] \quad F(r) = \int_{\theta_0}^{\theta_1} u(r, \theta) r d\theta$$

[0025] 其中, $[\theta_0, \theta_1]$ 表示极坐标下观测平面内的血液流场观测区域角度范围。对于数字图像所表示的心脏流场而言, 其多普勒流距离函数满足下式:

$$[0026] \quad F(r) = \sum_{n=1}^N (u(i, j))_n r$$

[0027] 其中 i, j 分别表示数字图像中的行和列, $(u(i, j))_1, \dots, (u(i, j))_N$ 表示极坐标下距离原点半径为 r 的所有血液质点沿声速方向的血流速度序列, N 表示同一半径 r 上血液质点的数量。

[0028] 所述“多普勒流函数”满足下式:

$$[0029] \quad F(r, \theta) = F_b(r, \theta) + F_p(r, \theta)$$

[0030] 其中, $F_b(r, \theta)$ 是平面流函数, $F_p(r, \theta)$ 是三维流动对应的流函数, 也称源流函数。

[0031] 综上所述, 本发明所提供的心脏流场平面流线可视化描述方法, 可克服现有在体心脏流场可视化观察技术的局限性, 以彩色多普勒心脏超声血流图像信息为基础给出一种能够精确、稳定地对心脏流场二维探测平面内的流场流线可视化描述方法。

附图说明

[0032] 图 1 为二维探测平面流线的定义图;

[0033] 图 2 为二维探测平面区域内流线示意图;

[0034] 图 3 为极坐标下的“多普勒流函数” $F(r, \theta)$ 和“多普勒流距离函数” $F(r)$ 的计算

原理图；

[0035] 图 4 为极坐标下的“多普勒距离函数” $F(r)$ 曲线图；

[0036] 图 5 为“多普勒流距离函数”的离散化示意图；

[0037] 图 6 为点源和点汇位置的确定图；

[0038] 图 7 为由点源和点汇连接成平面流线的示意图。

具体实施方式

[0039] 下面结合附图对本发明的具体实施方式进行详细地描述。

[0040] 本发明所提供的心脏流场平面流线可视化描述方法包括如下步骤：A、根据彩色多普勒心脏血流图像中的速度标尺提取心脏流场沿声束方向的速度分量信息；B、以声束方向的速度分量信息计算心脏流场内各血液质点的“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”；C、选定一个单位流量 q ，并采用单位流量 q 对“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”进行量化， q 值的大小决定流线的稀密程度， q 值越大流线越稀；D、根据量化的“多普勒流距离函数”确定点源和点汇与探头位置的距离 r 的大小，点源位于量化的“多普勒流距离函数”阶跃下降的位置，点汇位于量化的“多普勒流距离函数”阶跃上升的位置；E、在同一半径 r 圆弧上，多普勒速度的变化率为负，其 8-邻域范围内多普勒血流速度方差最大的那个点为点源，多普勒速度的变化率为正，其 8-邻域范围内多普勒血流速度方差最大的那个点为点汇；F、计算点源、点汇在各血液质点的流函数值，并进行叠加得到源流函数值，从“多普勒流函数”中减去源流函数，即可得到平面流函数；G、以点源为起点，点汇为终点，连接具有相同平面流函数值的血液质点，即可构成一系列平面流线，在平面流线之间具有相同流函数的血液质点连接形成的封闭曲线为涡流流线。

[0041] 下面结合附图对本发明的原理作如下描述：

[0042] 流线是可视化描述流场运动状态的一种有效方法。心脏流场本身是一个复杂多变的三维流场，如果用流线来描述心脏流场内血液的流动状态，则该流线必然是三维空间曲线。然而，由于心脏流场具有瞬时多变的复杂特性，用三维空间曲线描述流场是极其难以实现的。而且，目前心脏疾病的临床检查大多采用二维彩色多普勒超声血流成像技术观察心脏流场。因此，本发明提出的心脏流场流线可视化描述方法就以二维彩色多普勒超声血流图像为基础，在普通的彩色多普勒超声血流图像上绘制平面流线描述流体流动情况。但是，一帧二维彩色多普勒心脏超声血流图像所反映探测平面上的血液流动不是简单的平面流动，因此不能简单地按照平面流函数的定义进行流线绘制。本发明所提出的二维探测平面流场流线绘制方法实质上就是在二维平面内通过打点的方式确定一系列平面曲线，这些平面曲线在平面内某一点的切线方向与该点的二维速度矢量相同，而该二维速度矢量正是该点三维速度矢量在二维平面上的分量，如图 1 所示。由于二维探测平面是三维心脏流场的一个观测平面，二维探测平面上所反映出的血流信息仅仅是真实血流速度信息在二维探测平面上的分量信息，所以二维探测平面上的血液流动既有可能存在局限于平面内的平面流动，也有相对于探测平面流进流出的三维流动。因此，在二维彩色多普勒血流图像上用平面曲线描述流体流动情况，必须将三维流动与平面流动加以区分才能有效地采用平面曲线进行可视化描述。在本发明中为了便于平面流线的绘制，将复杂的三维流动简化为具有单位流量 q 的点源、点汇，即三维流动对探测平面的影响集中的看成是一系列具有单位流

量 q 的点源和点汇对探测平面的影响。这样一来,二维探测平面上流体流动信息就可以看成是由平面流动和一系列点源和点汇共同作用的结果。当点源和点汇成对出现的时候,流进 / 流出探测平面的流量相等,则二维探测平面内的平面流动则可以用二维平面流函数的方法绘制平面曲线。为了有效地显示平面流线,本发明分别以点源和点汇为起点和终点,对与点源和点汇具有相同平面流函数值的点进行打点,从而形成具有相同流量间隔的平面流线,如图 2 所示。

[0043] 从前面所描述的方法可以看出,二维心脏流场彩色多普勒血流图像上的平面流线绘制方法的关键就是确定点源和点汇的位置,以及探测平面内平面流函数的计算。由于彩色多普勒心脏血流图像所包含的血流速度信息仅仅反映的是心脏血流在声束方向的速度信息,因此,点源及点汇的位置确定及探测平面内平面流函数的计算都以该速度信息为基础。另外,由于二维探测平面上的流动不是简单的平面流动,因此二维探测平面上流函数实质上是平面流函数的扩展。考虑到常见的彩色多普勒超声血流图像是扇形的观测区域,因此,引入极坐标下“多普勒流函数” $F(r, \theta)$ 的定义,即

$$[0044] \quad F(r, \theta) = \int_{\theta_0}^{\theta} u(r, \theta) r d\theta \quad (1)$$

[0045] 其中 $u(r, \theta)$ 是以多普勒图像扇形区域的顶点为原点的极坐标下声束方向的多普勒速度, r 是血液质点到原点的距离,其计算原理如图 3 所示。由(1)可知,如果在彩色多普勒图像的血流区域内以某个距离 r 沿垂直声束方向进行曲线积分,则可以得到“多普勒流距离函数” $F(r)$, 即

$$[0046] \quad F(r) = \int_{\theta_0}^{\theta_1} u(r, \theta) r d\theta \quad (2)$$

[0047] 其中 $[\theta_0, \theta_1]$ 表示极坐标下观测平面内的血液流场观测区域角度范围。由此可以看出,以不同的半径 r 在观测区域内沿圆弧进行曲线积分运算,即可得到“多普勒流距离函数” $F(r)$ 。显然,“多普勒流距离函数”表示在某一时刻流过观测平面内半径为 r 的圆弧边界线的流量。由于存在三维的流进 / 流出,导致不同半径下的流量不同,如图 4 所示。因此,二维观测平面上的流动并非简单的平面流动。正如前面所述,这时采用一系列具有单位流量 q 的点源和点汇来近似表示三维流动。为了确定点源和点汇的位置,则选用某一单位流量 q 值对“多普勒流距离函数”进行量化,如图 5 所示。从图 5 可以看出量化后的“多普勒流距离函数”显然具有阶跃变化的特性,而且阶跃变化量是单位流量 q 。因此,点源和点汇距的位置指定在量化的“多普勒流距离函数”阶跃变化的 r 处,其中点源位于阶跃向下的 r 处,点汇位于阶跃向上的 r 处。从理论上讲,点源和点汇所在位置处速度是无穷大的,点源和点汇处的速度变化率应具有最大值。因此,点源位于“量化流距离函数”出现阶跃向下变化的某一半径圆弧上,在该半径圆弧上多普勒速度的变化率为负而且变化率的绝对值最大;而点汇位于“量化流距离函数”出现阶跃向上变化的某一半径圆弧上,在该半径圆弧上多普勒速度的变化率为正而且变化率的值最大,如图 6 所示。

[0048] 根据平面流函数的定义可知,同一流线上的点具有相同流函数值。因此,在确定了点源和点汇位置后,则需要计算探测平面内心脏流场各点的平面流函数。从公式(1)可以看出,“多普勒流函数”是三维流动与平面流动共同作用的结果,即

$$[0049] \quad F(r, \theta) = F_b(r, \theta) + F_p(r, \theta) \quad (3)$$

[0050] 其中 $F_b(r, \theta)$ 是平面流函数, $F_p(r, \theta)$ 是三维流动对应的流函数, 也称源流函数。因此, 从“多普勒流函数”中去除三维流动(点源、点汇)作用产生的源流函数 $F_p(r, \theta)$, 即为各点平面流函数。因为三维流动简化为一系列点源和点汇, 因此, 心脏流场内各点 $F_p(r, \theta)$ 的值由各点源和点汇在该位置的流函数叠加而成。然后, 根据公式(3)从“多普勒流函数”中减去该值即可得到平面流函数的值。最后, 以同层点源和点汇为起始点和终止点, 对与点源和点汇具有相同平面流函数值的点进行打点, 即可形成一系列平面流线, 如图 7 所示。

[0051] 综合上面所述的内容, 关于平面流线的绘制主要步骤分为: (1) 根据彩色多普勒心脏血流图像中的速度标尺提取心脏流场沿声束方向的速度分量信息; (2) 以声束方向的速度信息计算心脏流场内各血液质点的“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”; (3) 采用单位流量 q 对“多普勒流距离函数”进行量化; (4) 根据量化的“多普勒流距离函数”和多普勒速度信息确定点源和点汇的位置; (5) 根据“多普勒流函数”和点源和点汇的位置计算平面流函数值; (6) 以点源为起点, 点汇为终点, 连接具有相同平面流函数值的血液质点, 即可构成一系列平面流线, 在平面流线之间具有相同流函数的血液质点连接形成的封闭曲线为涡流流线。

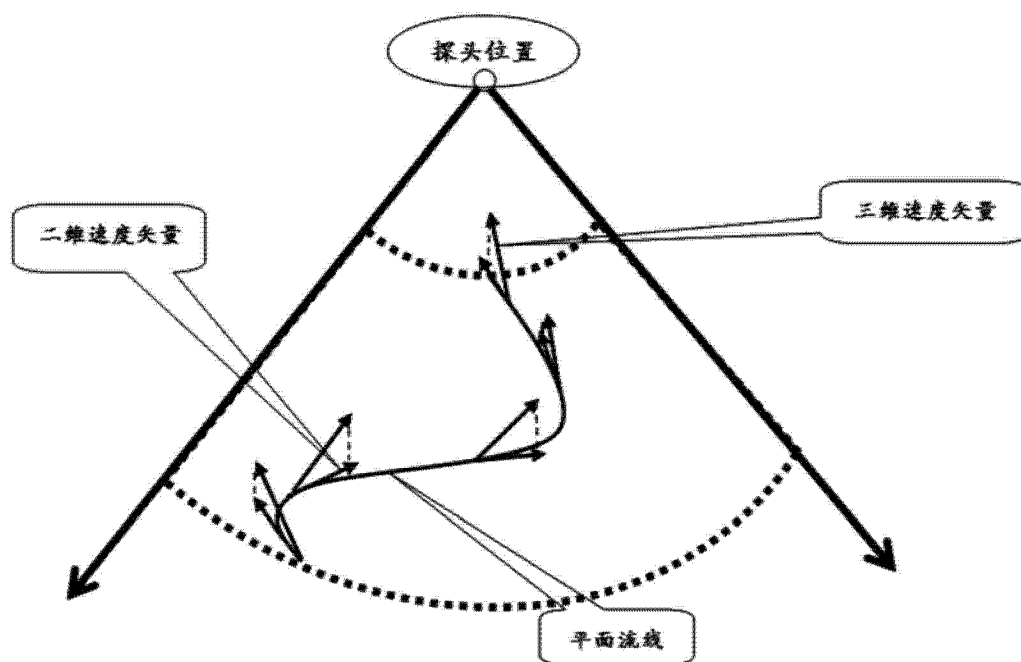


图 1

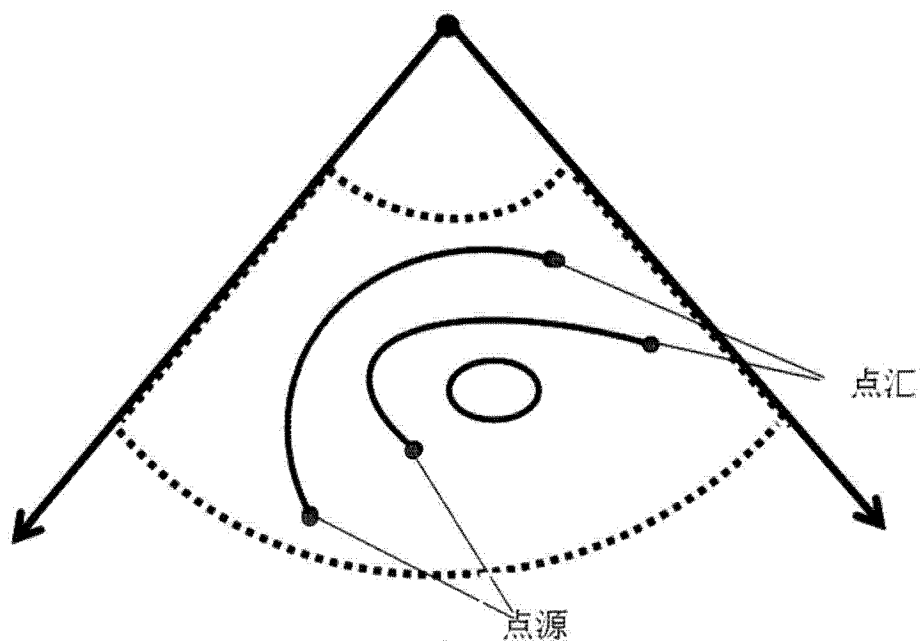


图 2

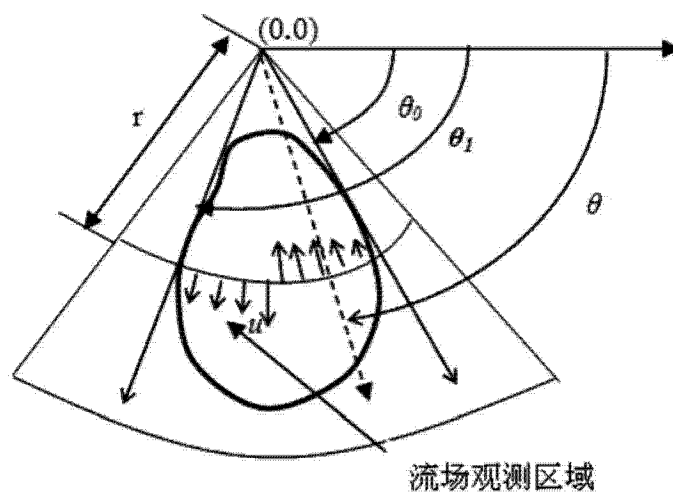


图 3

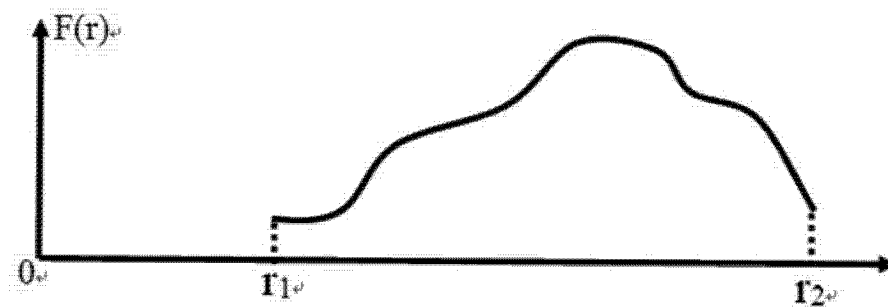


图 4

图 4

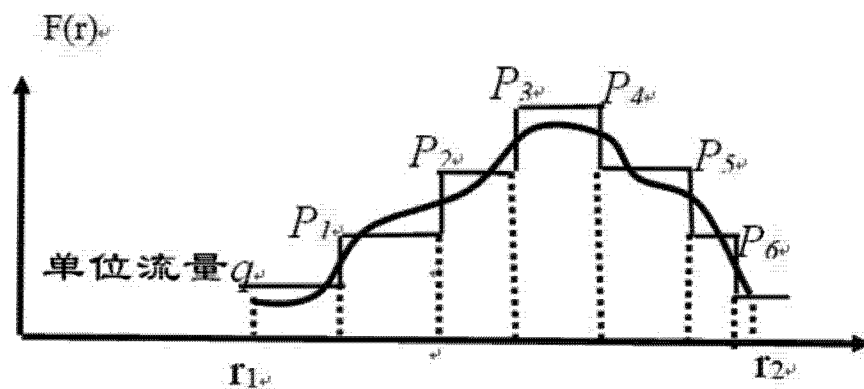


图 5

图 5

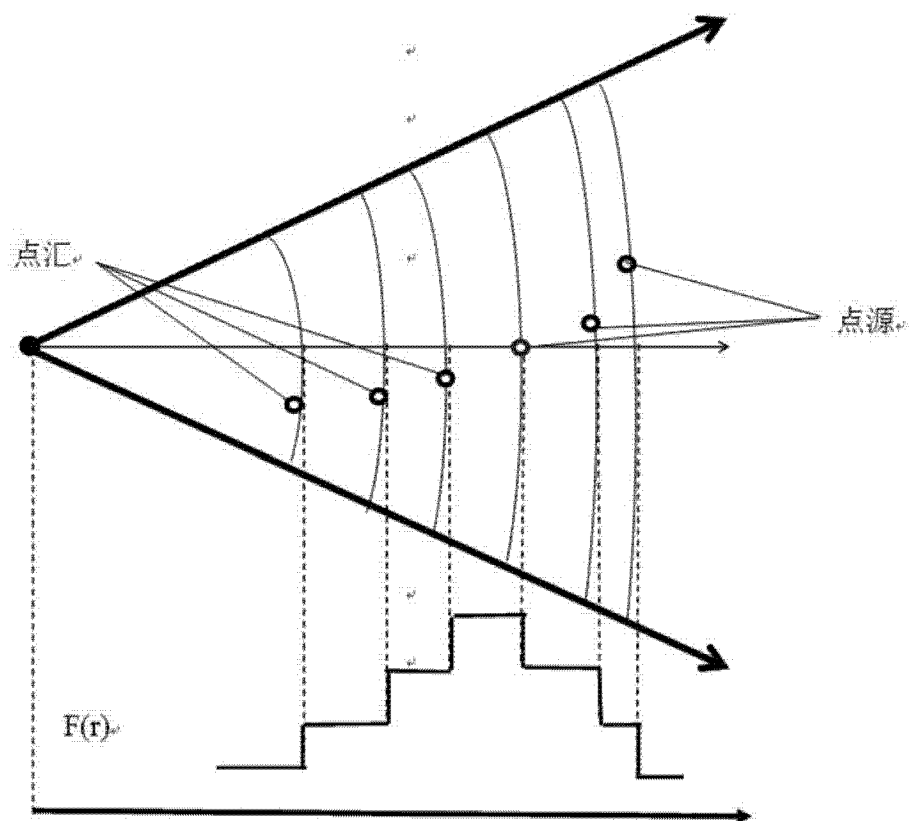


图 6

图 6

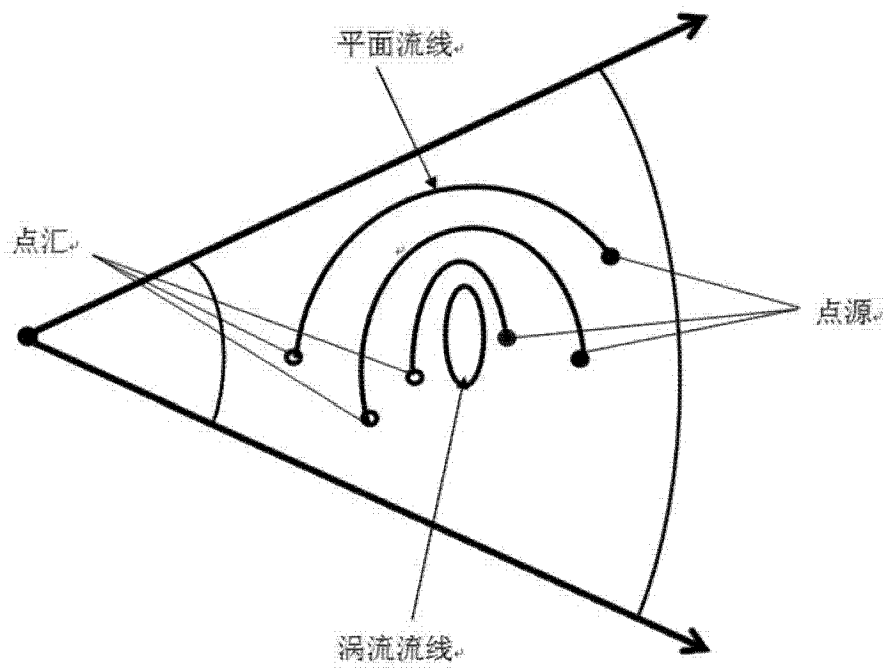


图 7

图 7

专利名称(译)	一种心脏流场平面流线可视化描述方法		
公开(公告)号	CN103006271A	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	CN201210505316.7	申请日	2012-12-03
[标]申请(专利权)人(译)	西华大学		
申请(专利权)人(译)	西华大学		
当前申请(专利权)人(译)	西华大学		
[标]发明人	王竹		
发明人	王竹		
IPC分类号	A61B8/06 G06F19/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心脏流场平面流线可视化描述方法，该方法以二维彩色多普勒超声图像信息为基础提取二维观测平面内沿声束方向的血流速度分量，再通过计算二维探测平面流场的“多普勒流函数”和“多普勒流距离函数”，并用点源和点汇来表示三维流动；采用单位流量 q 对“多普勒流距离函数”进行量化，根据量化结果和多普勒血流速度分布情况确定点源和点汇的位置；以点源和点汇分别作为平面流线的起点和终点，根据平面流函数数值相等原则连接相应的起点和终点从而绘制出平面流线。该方法能够有效实现在探测平面内对心脏流场运动状态的可视化描述，为心脏流场流体力学状态的有效可视化观察和精确量化评价奠定了坚实的基础。

