



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102113899 A

(43) 申请公布日 2011.07.06

(21) 申请号 200910248901.1

(22) 申请日 2009.12.30

(71) 申请人 东软飞利浦医疗设备系统有限责任公司

地址 110179 辽宁省沈阳市沈阳高新区浑南
产业区东大软件园

(72)发明人 巩欣洲

(74) 专利代理机构 沈阳科苑专利商标代理有限公司 21002

代理人 李晓光

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

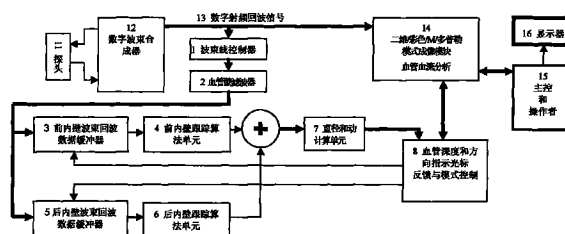
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法

(57) 摘要

本发明涉及一种基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法,包括以下步骤:在超声二维图像上形成,显示血管指示光标;对血管原始数字射频回波数据进行血管直径信息提取,得到血管直径数据和血管直径的变化数据,直径信息的表示单位是采样点个数;根据血管指示光标及上述血管直径信息确定血管的实际直径和波动大小;根据上述血管直径和血管直径的变化信息,结合其他现有信息即心电信息、血流频谱图,进一步计算血流量、血管波动范围和特征点以及血流直径环图,得到血管实时二维动态信息。本发明提供分析工具进行血流/血管的动力学评估,血管顺应性/弹性分析,提供的血管轴向和径向方向的压力信号,用于脉像分析和研究,具有实用性,可临床应用的特点。



1. 一种基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法,其特征在于包括以下步骤:
在超声二维图像上形成,显示血管指示光标;

在血管指示光标的控制下,对血管原始数字射频回波数据进行血管直径信息提取,得到血管直径数据和血管直径的变化数据,直径信息的表示单位是采样点个数;

根据血管指示光标及上述血管直径信息确定血管的实际直径和波动大小;

根据上述血管直径和血管直径的变化信息,结合其他现有信息即心电信息、血流频谱图,进一步计算血流量、血管波动范围和特征点,以及血流直径环图,得到血管实时二维动态信息。

2. 按权利要求 1 所述的基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法,其特征在于所述血管直径信息提取包括以下步骤:

对原始数字射频回波数据进行非线性滤波,得到增强的血管壁信号;将一段只包含当前的血管前壁和后壁的信号数据分别进行缓冲处理;

将上述缓冲的信号数据在血管指示光标的控制下自动进行前、后壁跟踪运算,得到当前血管前、后壁的位置;

将血管前、后壁的位置进行合成得到脉冲信号;

对上述脉冲信号进行直径和波动计算,得到血管直径数据和血管直径的变化数据。

3. 按权利要求 1 所述的基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法,其特征在于:

对原始回波线进行滤波和血管壁跟踪,得到血管壁回波信号之间的时间差 T (点数),通过以下公式计算血管的绝对直径:

$$D = V * T * \cos \theta$$

其中 D 为血管直径, V 为超声波速度, t 为直径脉冲对应的时间, θ 为血管法线和声束之间的夹角。

4. 按权利要求 1 所述的基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法,其特征在于:

以血管直径波形信号为纵坐标,以血流频谱平均血流速度做横坐标,得到流速 - 直径环图。根据流速 - 直径环图,计算血管的弹性 / 顺应性指数,波形特征值比值。

基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学信息处理技术,具体的说是一种基于超声回波的血管壁实时二维(血管径向和轴向)动态信息提取方法。

背景技术

[0002] 人体器官的新陈代谢和生理状态反映了人体的健康状态。循环系统负责运送各种器官所需要的各种物质,以及代谢后产生的各种废物。比如氧气在肺部通过血液进入人体;核糖/低糖和其他构造蛋白质的物质在消化系统中被血液携带,送到各个器官;代谢物质中的有害气体,通过血液在肺中排出;其他代谢物质,通过血液在肝脏转化,或通过血液由肾脏经过滤形成尿液最后排除体外。人体各个脏器的生理状态发生变化时,不但会影响其分泌的物质,还改变其中的血管循环状态:血管直径变大或变小,导致血流阻力发生变化;分泌物改变血管的技能,弹性发生变化。这种变化会影响到全身的循环形同的状态,表现为流经各个血管的血流量和血管波动发生变化。中医的脉诊就是基于该机理,所以可以在手腕部通过触摸一段血管的变化特征,俗称‘切脉’,再结合其他“望闻问”手段得到的信息,综合诊断全身的疾病或者身体异常。这些都可以检测局部血管弹性状态和血流动力学状态表现出来。

[0003] 局部血管的弹性和通过该血管送到器官的血流量,以及体现在血压和血管壁上的动态变化信息,是了解血管所直接关联器官的生理状态或诊断该器官病变的最直接的证据,也为间接诊断其他脏器疾病提供依据。所以精确检测血管以及循环系统的变化信息,一直是医生和技术研究人员花费许多时间和精力目标。近 30 年来,大量的学者和工程人员设计了许多方法,但由于技术和认识等方面和条件的限制,目前还没有非常好的解决方案在临床上大量使用。

[0004] (1) 目前最接近的发明是 Aloka 公司的名称为<Ultrasonic diagnostic apparatus>, (EP1123687A2, JP2008132094, JP2008132095)。它可以测量血管直径,可以分析出血管臂的厚度。但它仅仅对提取的实时血管直径作分析,没有和血流速度一起做更多的血流动力学分析和血管顺应性的方面的分析。

[0005] (2) 名称为《Ultrasonic wave probe》的美国专利 (US4336808A, 1982.06.29) 采用了特制探头,其中一个脉冲波探头用于测量值经,三个连续波探头(一发两收)测量血流速度。但是探头的焦点(可测深度)是固定的,当不同的人血管深度不同时,这种方法的计算误差很大。另外这种方法需要人手动在回波线上定位血管的前后壁,采用锁相环的方法处理模拟回波信号;特制的探头加上繁琐的操作方法,使这种方法缺少实用性。

[0006] (3) 名称为《ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS》的日本专利(ATL 公司, JP10216129A, 1998.08.18) 也可以通过屏幕光标来粗略测量直径并通过血流速度来计算流过血管的血流量。但这种方法得到的血管直径是近似的,且不随血管的收缩和舒张变化,因此不包含动态信息。

[0007] (4) 有大量的文章和处理方法,是在 2D(二维)的灰度图像上进行处理,通过图像

上血管臂的位置移动跟踪计算血管的动态直径。这种方法优点是方便实时,但缺点是分辨率较低,受图像质量的影响很大。

发明内容

[0008] 针对现有技术中存在的对于血管检测无血流动力学分析、血管顺应性分析以及不包含动态信息等不足之处,本发明要解决的技术问题是提供一种以高分辨率监测血管动态信息的基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法。

[0009] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:

[0010] 本发明一种基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法包括以下步骤:

[0011] 在超声二维图像上形成,显示血管指示光标;

[0012] 在血管指示光标的控制下,对血管原始数字射频回波数据进行血管直径信息提取,得到血管直径数据和血管直径的变化数据,直径信息的表示单位是采样点个数;

[0013] 根据血管指示光标及上述血管直径信息确定血管的实际直径和波动大小,单位是毫米;

[0014] 根据上述血管直径和血管直径的变化信息,结合其他现有信息即心电信息、血流频谱图,进一步计算血流量、血管波动范围和特征点,以及血流直径环图,得到血管实时二维(血管径向和轴向)动态信息。

[0015] 所述血管直径信息提取包括以下步骤:

[0016] 对原始数字射频回波数据进行非线性滤波,得到增强的血管壁信号;将一段只包含当前的血管前壁和后壁的信号数据分别进行缓冲处理;

[0017] 将上述缓冲的信号数据在血管指示光标的控制下自动进行前、后壁跟踪运算,得到当前血管前、后壁的位置;

[0018] 将血管前、后壁的位置进行合成得到脉冲信号;

[0019] 对上述脉冲信号进行直径和波动计算,得到血管直径数据和血管直径的变化数据。

[0020] 对原始回波线进行滤波和血管壁跟踪,得到血管壁回波信号之间的时间差 T (点数),通过以下公式计算血管的绝对直径:

$$[0021] \quad D = V * T * \cos \theta$$

[0022] 其中 D 为血管直径, V 为超声波速度, t 为直径脉冲对应的时间, θ 为血管法线和声束之间的夹角。

[0023] 以血管直径波形信号为纵坐标,以血流频谱平均血流速度做横坐标,得到流速-直径环图。根据流速-直径环图,计算血管的弹性/顺应性指数,波形特征值比值。

[0024] 本发明具有以下有益效果及优点:

[0025] 1. 本发明以屏幕光标为辅助手段,对高采样率的射频数据直接进行血管前后臂的锁相跟踪,因而血管的分辨率很高,可以达到 $0.03 \sim 0.07\text{mm}$ (超声回波数字化采样率为 $20 \sim 60\text{MHz}$)。

[0026] 2. 本发明利用测得的高精度的血管直径信息和直径变化信息,结合多普勒血流信息,进行独特的血管波形——血流速度环图分析、血管弹性/顺应性分析,根据血管直径变化信息和血管内血流速度,提供分析工具进行血流/血管的动力学评估,血管顺应性/弹性

分析；同时提供的血管轴向和径向方向的压力信号，用于脉像分析和研究。

[0027] 3. 使用目前全数字化超声产品的现有超声探头和前端电路，不使用特种探头，操作方便的实现测量血管直径以及波动信息，并进行血管性能评价和动力学分析，具有实用性，可临床应用的特点。

附图说明

[0028] 图 1 为本发明血管直径信息提取部分框图；

[0029] 图 2 为利用本发明方法进行血管前、后壁跟踪输出的血管直径信息；

[0030] 图 3 为本发明方法中 2 维矩形或梯形图像的血管指示光标；

[0031] 图 4 为本发明方法中 2 维扇形图像中的血管指示光标；

[0032] 图 5 为本发明一个实施例的具体操作流程；

[0033] 图 6 为利用本发明方法得到的血流 - 血管直径综合分析界面。

具体实施方式

[0034] 本发明具体实施方式，概括为 4 个步骤：

[0035] 1). 在 2D 黑白图像上显血管（深度和方向）指示光标；

[0036] 2). 在血管（深度和方向）指示光标的控制下，对血管原始数字射频回波数据进行血管直径信息提取，得到血管直径数据和血管直径的变化数据；

[0037] 3). 根据血管（深度和方向）指示光标及血管直径信息确定血管的绝对直径；

[0038] 4). 根据上述血管直径数据和血管直径的变化数据以及血管的绝对直径，结合超声成像系统得到的心电信息、血流频谱图，进一步计算血流量、血管波动曲线以及血流 - 直径环图，得到血管实时二维动态信息。

[0039] 以下为各个步骤的详细说明。

[0040] 1) 血管（深度和方向）指示光标

[0041] 本步骤是在二维常规超声图像上显示血管（深度和方向）指示光标。光标由三根线组成，与二维超声图像（黑白或者彩色，矩形或者扇形）的形状和模式无关。

[0042] 如图 3 所示，在操作过程中，用户需要调整光标，使血管前、后壁跟踪线 22 与血管平行，此时血管法线 23 和血管垂直。继续调整血管前、后壁光标 22 之间的距离，以和血管直径大致一致即可。

[0043] 2) 血管直径信息提取

[0044] 图 3 和图 4 显示的包含一根血管的常规的二维超声示意图像。常规的二维超声图像，是由探头依次发射几百条超声声束，每条声束的反射回波经过图 1 中数字化波束合成器 12 处理，形成原始数字射频回波数据 13，再送到两维黑白 / 彩色 / M/Doppler 成像部分 14（本实施例采用两维黑白 / 彩色 / M/Doppler 成像）进行处理，最后经过声束内插和平滑，逐线处理合成的。

[0045] 本发明的基础，是在常规的信号处理通路上，增加血管信息实时提取模块，提取精确的血管直径信息。具体是从数字化波束合成器 12 得到的原始数字射频回波数据 13 分成两路，增加图 1 所示 1 到 8 模块。

[0046] 通过步骤 1) 中的血管光标在二维超声图像中的位置，可以从几百根声束中定位

到进行计算血管信号提取的某一根声束,该声束的序号以一个索引值来表示,其中索引值 0 对应于图像左边的第一根声束。该索引值被送到图 1 中的波束线控制器 1,用于选取正确的声束数据。

[0047] 原始数字射频回波数据 13 首先送入波束线控制器 1,波束控制器 1 起信号开关和数据存储的作用,这样当系统不处于血管分析模式时,数据也不会通过本发明方法进行处理。

[0048] 血管壁滤波器 2 为非线性滤波器,它将幅度较大的信号放大,将幅度较小的信号缩小,最后将小幅度和高频的信号滤除。由于血管臂回波信号很强,幅度较大,而血管内信号和其他非管壁回波信号幅度较小,因此该滤波器增强了血管壁的信号,利于血管壁信号的回波识别和跟踪。

[0049] 前内壁回波数据缓冲 3 和后壁回波数据缓冲器 5 用于存储一段只包含当前的前壁或者后壁的信号数据,而前壁跟踪运算单元 4 和后壁跟踪运算单元 6 则对前内壁回波数据缓冲 3 和后骨壁回波数据缓冲器 5 存储的数据进行运算,得到血管壁的位置。该位置以采样点的序号来表示,表现为图 2 中的两个脉冲信号;前后壁的两个序号相减,得到和血管的直径大小成比例的采样点个数,该信息可以表示为一个数字脉冲信号,脉宽代表血管的直径大小,如图 2 所示,其中序号 0 的数据表示发射时刻。血管直径采样点数目,减去固定的最小血管直径常数,就得到血管直径的变化数据,在这里,直径的波动大小也是以采样点数的多少来表述。

[0050] 这些数据进入直径和波动计算单元 7,根据超声波的传播速度,以及血管壁位置对应的时间点,做时间和血管直径的变换处理,得到血管直径数据和血管直径变化数据。送到血管壁信息提取控制单元 8 中,由该单元将数据送给计算机显示和后处理。

[0051] 3) 计算血管的实际直径

[0052] 如图 3 所示,本实施例为了提高计算精度,是采用高速采样得到的原始射频数据来提取血管直径的,所以步骤 2) 得到的血管直径和波动值,是由特定的波束采样点数来表示。该点数需要转化为实际的血管直径,其单位是厘米。

[0053] 血管后壁的跟踪使用第 1、2 后壁跟踪区域回波线 24、25 处两个回波数据,分别进行计算。最后通过血管法线 23 和声束方向之间的夹角 θ 来校正血管的直径,校正公式如下:

$$[0054] \quad D = (L_2 + L_1 \cdot \cos \theta) / 2$$

[0055] 其中 L_2 为第 2 后壁跟踪区域回波线 24 和前壁跟踪区域回波线 21 处指示光标出不同声束跟踪计算出的绝对直径;而 L_1 为血管在同一根声束上投影(即前壁跟踪区域回波线 21,第 1 后壁跟踪区域回波线 25)得到的相对直径。

[0056] 以上二维图像是通过线阵探头形成的矩形或梯形图像,因此不同波束线之间的方向是平行的;而采用凸阵和相控阵探头所形成的图像是扇形的,不同回波线的方向之间存在夹角,但这不影响血管光标的设计和血管直径的计算。图 4 所示的是相控阵探头所成的扇形图像上的血管直径光标。从图 4 中可知,只要血管法线 23 和声束(即前壁跟踪区域回波线 21 和第 1 后壁跟踪区域回波线 25 所在的波束线)之间的夹角确定,就可以计算出血管的绝对直径。

[0057] 通过以下公式计算血管的绝对直径:

[0058] $D = V * t * \cos \theta$

[0059] 其中 D 为血管直径, V 为超声波速度, t 为直径脉冲对应的时间, θ 为血管法线和声束之间的夹角。

[0060] 声束在图像中的线序位置可以得到和血管法线的精确计算夹角 θ , 通过将前壁跟踪运算单元 4 以及后壁跟踪运算单元 6 部分跟踪出的血管位置信号进行合成得到直径脉冲, 该脉宽对应的时间 t , 和超声波的速度 V , 可得到血管的绝对直径;

[0061] 4) 获取血管实时二维动态信息

[0062] 从 1)、2)、3) 步骤得到的血管信息, 再利用彩超中其他模块得到的现有信号: 心电图 (Physio/ECG) 信息, Doppler 血流频谱图, 进一步计算血流量、血管波动曲线, (从直径得到血管截面积, 乘上血流速, 得到血流量, 血管波动曲线为血管直径减去最小直径), 通过血流 - 直径环图计算血管收缩期和舒张期的压力 - 弹性系数, 界面如图 6 所示。

[0063] 将本发明方法编制成临床实用的软件, 集成到现有的超声产品中, 以屏幕光标为辅助手段, 对高采样率的射频数据直接进行血管前后臂的锁相跟踪, 在实践中具体操作步骤如图 5 所示。

[0064] 进入二维图像模式;

[0065] 选择血管 - 血流分析模式;

[0066] 血管方向深度光标初始化并在二维图像上显示;

[0067] 使用血管方向深度光标定位血管基本位置和走向;

[0068] 调整血管前后壁指示位置光标, 和血管直径大致一致;

[0069] 根据图像形状 (矩形、梯形或扇形) 和血管位置, 定位接收声束的索引;

[0070] 根据图像形状和血管位置, 计算血管法线和声束夹角;

[0071] 将血管位置深度和前后壁信息, 转化为前后壁跟踪起始点;

[0072] 将声束索引发到波束线控制器 1, 允许被选中的波束进入血管壁滤波器 2;

[0073] 将前壁跟踪起始点发送到前内壁波束回波数据缓冲器 3;

[0074] 将后壁跟踪起始点发送到后内壁波束回波数据缓冲器 5;

[0075] 前内壁跟踪算法单元 4, 从起始点向后选取一段数据, 搜索最大值点并定位到最大的回波信号点, 对最大回波信号点附近的数据进行积分和相位鉴别, 确认是血管壁回波, 并根据数据处理结果, 修正血管壁的位置索引点;

[0076] 同时, 后内壁跟踪单元 6, 从起始点向前选取一段数据, 搜索最大值点并定位到最大的回波信号点, 对最大回波信号点附近的数据进行积分和相位鉴别, 确认是血管壁回波, 并根据数据处理结果, 修正血管壁的位置索引点;

[0077] 在直径和波动计算单元 7 中, 将前两个步骤得到血管壁位置索引点, 以发射时间为基准, 得到血管前壁的深度和后壁的深度, 两者相减, 得到血管直径;

[0078] 将计算的血管直径点数, 减去根据血管指示光标得到的初始血管直径点数, 得到血管的变化波动值点数 (即前述的血管直径变化数据);

[0079] 转换直径点数和直径波动点数为实际的直径值 (毫米), 发送给主控计算机 15;

[0080] 结合其他数据和信号, 如 ECG 信号、血流频谱和血流平均速度、血管直径和波动信号等, 进行血流 - 血管直径综合分析, 得到各种参数。

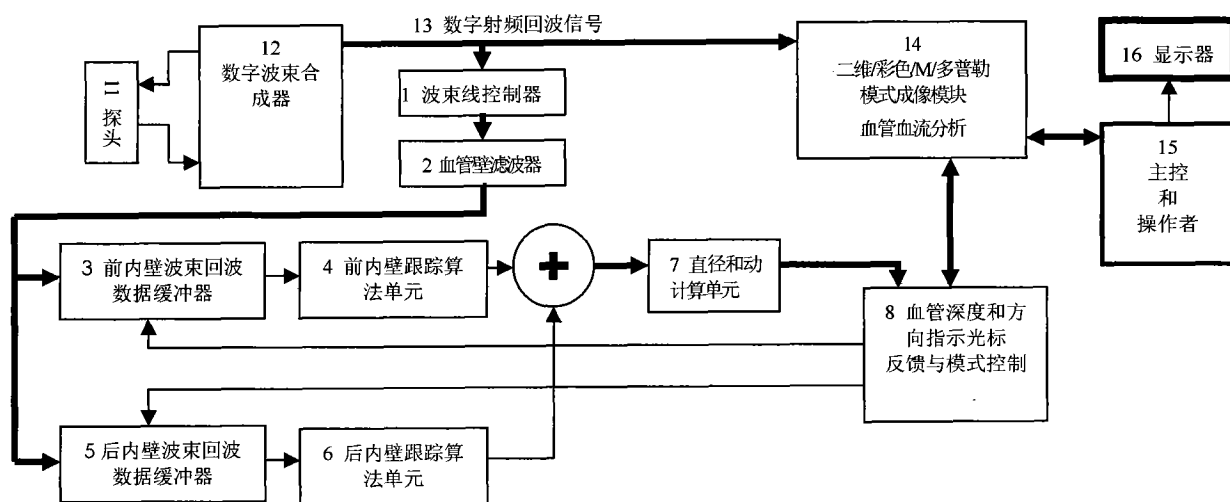


图 1

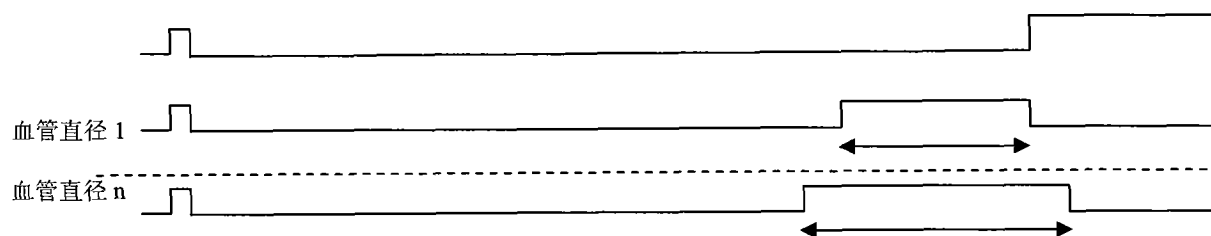


图 2

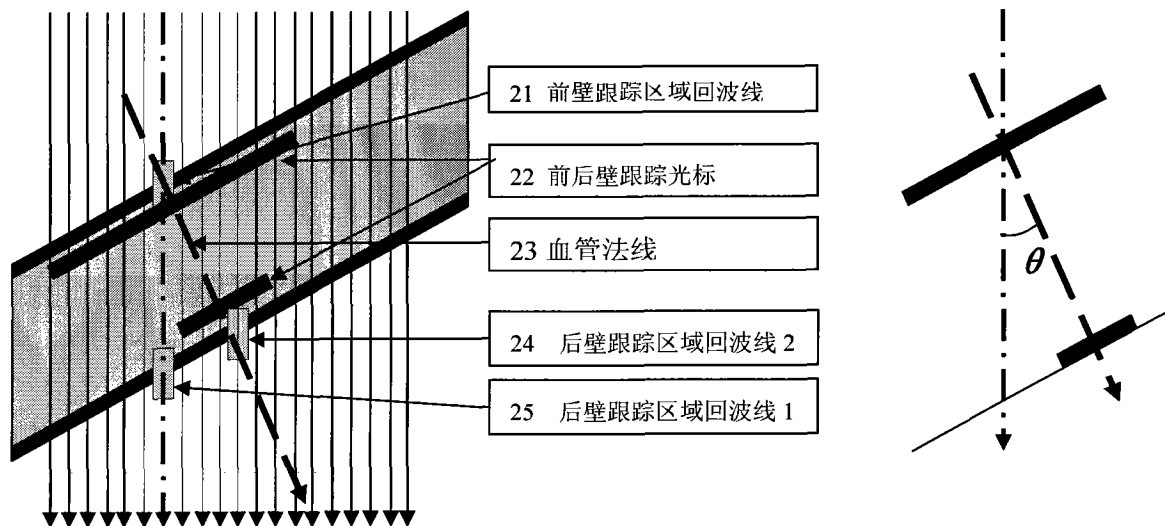


图 3

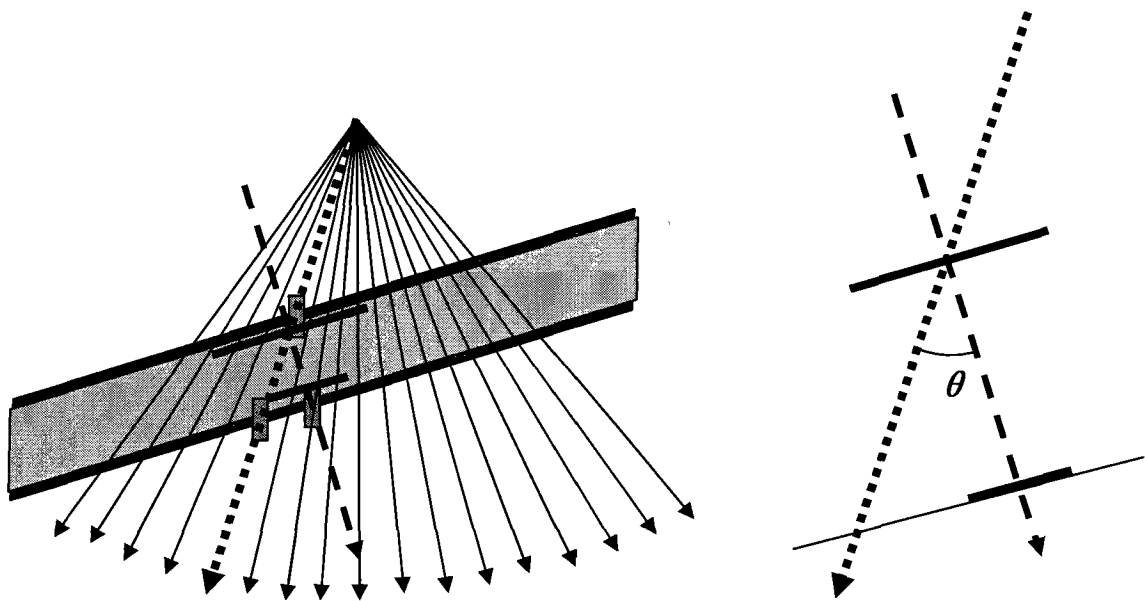


图 4

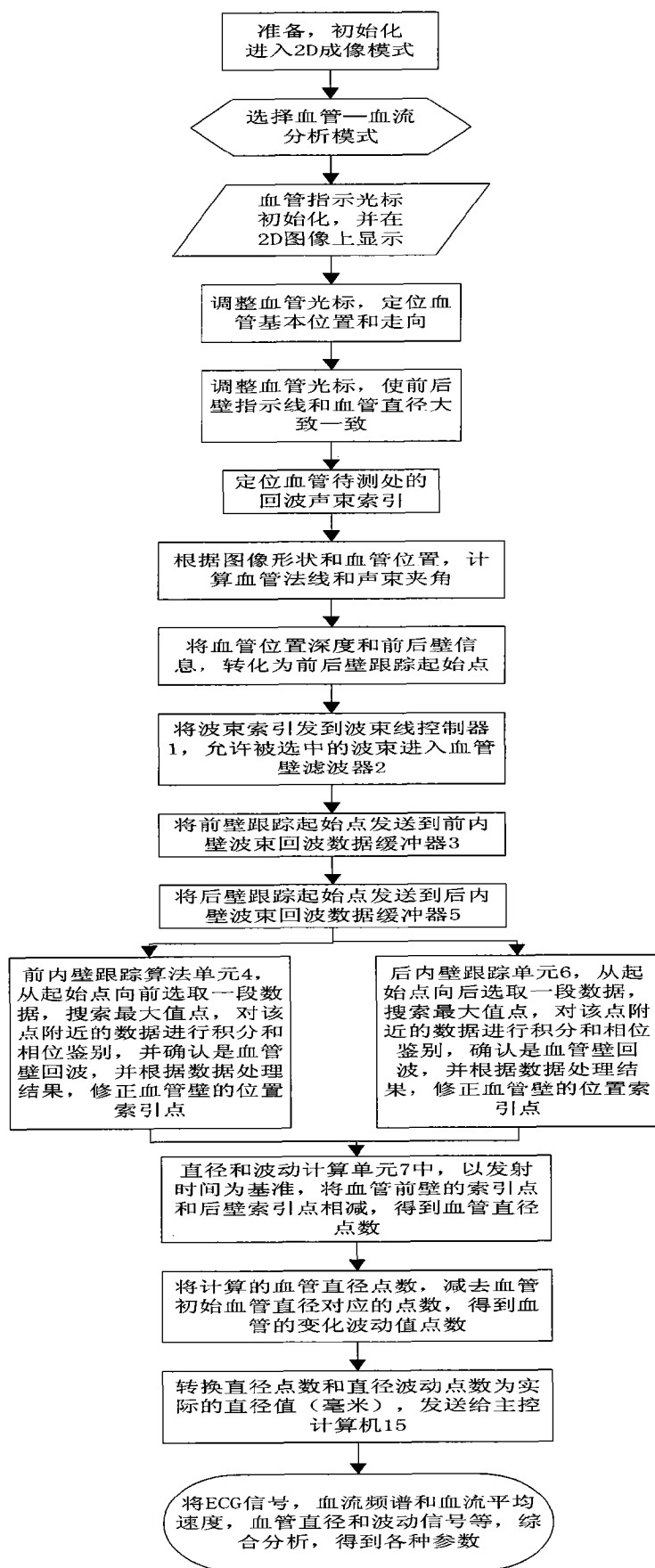


图 5

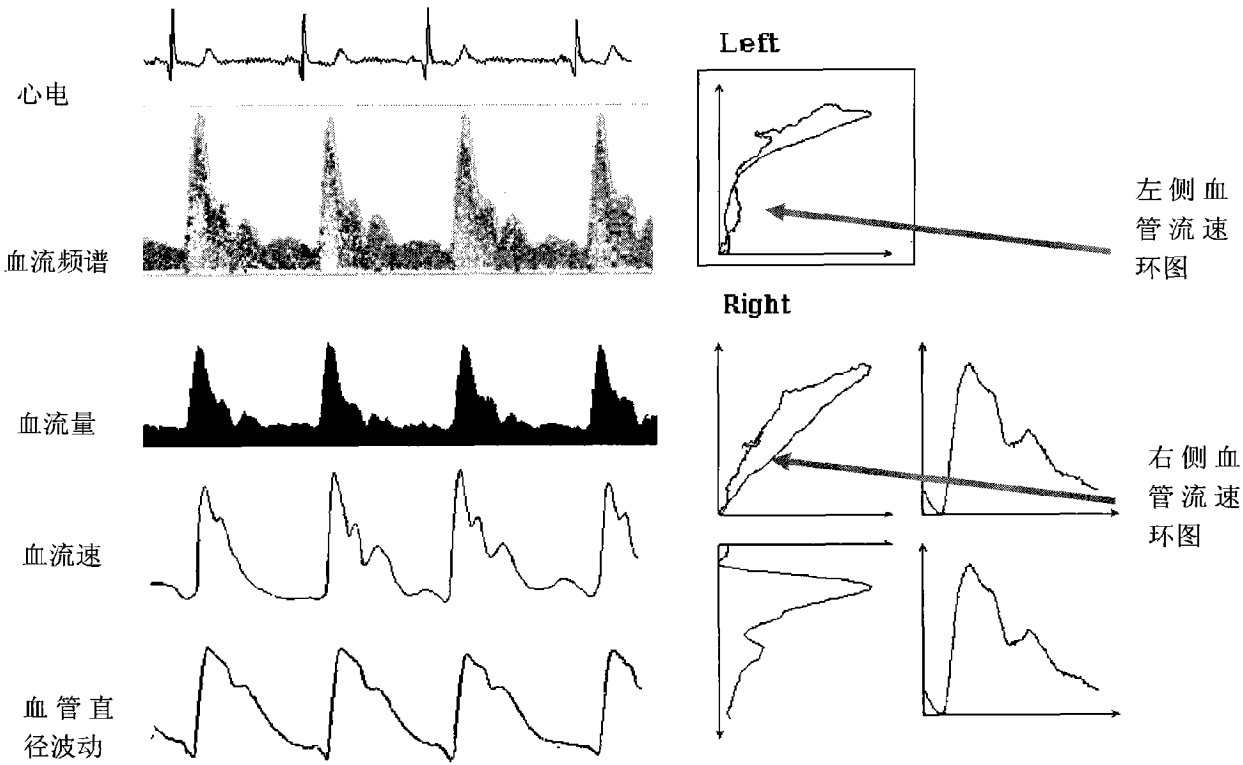


图 6

专利名称(译)	基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法		
公开(公告)号	CN102113899A	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	CN200910248901.1	申请日	2009-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	东软飞利浦医疗设备系统有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	东软飞利浦医疗设备系统有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	东软飞利浦医疗设备系统有限责任公司		
[标]发明人	巩欣洲		
发明人	巩欣洲		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	李晓光		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于超声回波的血管实时二维动态信息提取方法，包括以下步骤：在超声二维图像上形成，显示血管指示光标；对血管原始数字射频回波数据进行血管直径信息提取，得到血管直径数据和血管直径的变化数据，直径信息的表示单位是采样点个数；根据血管指示光标及上述血管直径信息确定血管的实际直径和波动大小；根据上述血管直径和血管直径的变化信息，结合其他现有信息即心电信息、血流频谱图，进一步计算血流量、血管波动范围和特征点以及血流直径环图，得到血管实时二维动态信息。本发明提供分析工具进行血流/血管的动力学评估，血管顺应性/弹性分析，提供的血管轴向和径向方向的压力信号，用于脉像分析和研究，具有实用性，可临床应用的特点。

