



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910020901.6

[43] 公开日 2009年7月8日

[11] 公开号 CN 101474083A

[22] 申请日 2009.1.15

[21] 申请号 200910020901.6

[71] 申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁路28号

[72] 发明人 万明习 万锦锦 张红梅 张 婵

凌 涛 袁 源

[74] 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任公
司

代理人 徐文权

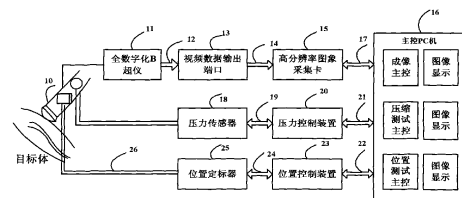
权利要求书3页 说明书16页 附图6页

[54] 发明名称

血管力学特性超分辨成像与多参数检测的系统与方法

[57] 摘要

本发明属于超声诊断设备技术领域，涉及血管力学超分辨成像与血流动力学参数的系统和方法。系统包括：一个血管及周围组织力学特性超分辨成像子系统；一个血管压缩前后面积比计算子系统；一个血流动力学多参数检测子系统；方法为1)采集血管在压缩前后的B超图像进行超分辨重建，在重建的基础上对血管进行位移估计、应变估计、弹性模量重构，绘制血管及其周围组织的弹性图；2)根据血管压缩前后横截面积变化情况，判断血管在压缩前后横截面积比的变化情况；3)重构血管内流速场分布并计算血管剪切率，分析血流及血管壁的状态。通过对血管力学特性的成像以及动力学参数的计算，分析血管和周围组织的性质和变化，提高了检测血管血栓的精确性。



1.一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的系统，其特征在于：
该系统包括三个子系统：

一个血管及周围组织力学特性超分辨成像子系统，由集压力传感器与位置传感器于一体的超声集成探头（10），全数字化B超仪（11），视频数据输出端口（13），高分辨率图像采集卡（15），主控PC机（16），压力传感器（18），压力控制装置（20），位置控制装置（23）以及位置定标器（25）组成，用以对血管内部在外力作用下的形变情况进行成像，得到亚像素水平的血管应变图像；

一个血管压缩前后横截面积比计算子系统，用以检测血管的整体变化情况，得到血管受压前后横截面积比曲线，包括：配有集压力传感器与位置传感器于一体的超声集成探头（10）的全数字化彩色B超（11），用于提供B超图像；全数字化B超（11）与视频数据输出端口（13）相连接，视频数据输出端口（13）上连有高分辨率图像采集卡（15），通过连线（17）与主控PC机（16）相连；主控PC机（16）内设置有成像软件，能够实时的采集图像，并在主控PC机（16）的显示器上显示，利用压力传感器（18）进行血管压缩测试，该压力传感器由压力控制装置（20）控制；通过压力控制装置与PC机连线（21）与主控PC机（16）相连；

一个血流动力学多参数检测子系统，包括：配有集成探头（10）的全数字化彩色B超（11），用于提供横向多普勒图像；全数字化B超（11）与视频数据输出端口（13）相连接，视频数据输出端口（13）上连有高分辨率图像采集卡（15），并通过主控PC机（16）与高分辨率图

像采集卡连线(17)与主控PC机(16)相连;主控PC机(16)内设置有成像软件,用于获取采样容积位置信息和多普勒谱图像,检测血管的血流速度、血流流速分布以及血管壁剪切率,提高了血管血栓检出率。

2.一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法,其特征在于,该方法包括三种检测方法,第一种检测方法包括如下步骤:

1)带有高分辨率图像采集卡的主控PC机通过主控软件实时采集血管在舒张期的4幅B超图像序列;

2)利用压力传感器对同一部位的血管施加一定的压力,采集压缩后血管在舒张期的4幅B超血管图像;

3)重复步骤二,在第一次压缩的基础上继续施加一定压力,再次采集压缩后血管在舒张期的4幅B超血管图像;

4)对低分辨B超图像序列处理,提取感兴趣区域的血管及其周围组织的图像,利用超分辨重建IBP算法,重建以上提取过的图像数据,得到血管在舒张期的压缩前与压缩后的超分辨图像;

5)利用proesmans位移估计算法,分别对超分辨重建的压缩前后的血管图像计算血管运动场,从运动场中获得图像的二维运动信息;

6)根据位移和应变的数学关系,可以由运动位移场计算得到血管的应变估计,最终构建弹性模量,绘制血管的弹性图。

3.根据权利要求2所述的血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法,其特征在于,第二种检测方法包括如下步骤:

1)在全数字化B超的基础上,通过该子系统实时的显示B超图像,并对血管进行跟踪,采集血管在收缩期的8幅图像并储存;

2)在集成探头的引导下,对同一部位施加一定的压力,调整血

管跟踪的中心，采集血管在收缩期的8幅图像并存储；

3) 采用 Star-Kalman 的算法，计算血管在收缩期压缩前后的横截面积比曲线；

4) 重复步骤(1)，采集血管在舒张期的压缩前后图像各8幅，并对这些超声序列图像进行超分辨重建；

5) 载入超分辨重建后的图像，对血管进行边缘检测。利用边缘跟踪检测的边缘点和分割求和算法计算血管横截面积；

6) 计算压缩前后的横截面积比，根据血管可压缩性质，通过得到的横截面积比参数 (Transverse Area Ratio, TAR) 决定哪段血管可能存在血栓，并给出 TAR 曲线以方便直观观察。

4. 根据权利要求2所述的血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法，其特征在于，第三种检测方法包括如下步骤：

1) 在B超仪器的B模式和多普勒模式下，调节声束-血流的夹角成 90° ，调节采样容积位于目标血管的管壁处；

2) 通过带有图像采集卡的主控PC机利用主控软件采集此时的横向多普勒谱，并获取采样容积与血管壁的距离；

3) 参考血管管径调节采样容积以重叠或不重叠的方式靠近血管中心，重复步骤二；

4) 重复步骤三，直到共储存4幅横向多普勒谱图像；

5) 利用谱边缘提取算法提取横向多普勒谱边缘，平滑后转换得到横向多普勒峰值速度；

6) 检测横向多普勒峰值速度的峰-峰间距，进行心动周期同步；

7) 利用逆矩阵法对心动周期内指定时刻的峰值速度进行拟合，重构血流速度分布，微分得到血流剪切率和血管壁剪切率。

血管力学特性超分辨成像与多参数检测的系统与方法

技术领域

本发明属于超声诊断设备技术领域，具体涉及一种集血管及其周围组织生物力学特性的超分辨成像与血流动力学参数检测于一体的系统和方法。

背景技术

血流动力学，如动脉管壁的力学特性、血液的流速流量、湍流特性及剪切率 (Shear Rate) 等，与血管系统生理病理状况密切相关。在不同的生理与病理条件下（例如动脉粥样硬化斑块），血管的力学特性与血液的动力学参数会发生变化。血管壁力学特性，特别是弹性的检测与估计，可分为离体与在体两大类。离体弹性估计的主要缺陷在于创伤性和在体条件的差异性。在体检测与估计的主要的检测方法有：脉搏波波速估计、动脉特征阻抗估、压力-容积关系估计等等。但上述方法存在三方面的缺陷：(1) 它们都是在系统与器官层次上进行血管力学参数估计，使血管力学研究与应用未能进入到组织这一层次，因而不能反映血管局部微区域力学特性的改变；(2) 缺乏直接性，精度难以进一步提高；(3) 血管力学特性在体间接检测估计方法在非线性弹性条件下受到限制。

由于以上方法的局限性，从生物力学的角度提出一种精确并且可

在体无创测量的血管力学与血流动力学参数的检测方法是非常必要的。

血管及其周围组织力学特性的分析主要是通过弹性成像来实现的。弹性成像中组织形变的获取分成两种处理方式：一种采用基于超声视频信号的运动估计算法来得到代表组织弹性的形变信息。但是，视频图像信号由于在检波过程中信息损失，图像的分辨率较低。以视频序列为基础的应变估计和弹性成像的精度会受到影响，使应变图像的分辨率较低。一种是对组织形变前后超声换能器接受到的视频信号进行处理，得到组织的弹性图像。但是，随着导管探头的不断改进及中心频率提高，使得射频信号的解相关性变大，造成相关计算伪峰，降低了估计精度。此外，从现有的临床成像系统中也无法直接获得射频信号。

在血管的分割及压缩前后横截面积比（Transverse Area Ratio, TAR）方面，加拿大的哥伦比亚大学机器和控制实验室利用血管可压缩性质实现了自动跟踪血管和实时的血管三维模型重建技术，降低了超声检查中存在的人为依赖性，但是在计算血管面积存在误差，导致通过压缩前后面积比得到的横向面积比（Transverse Area Ratio, TAR）参数失去一定的客观性。

血流的多参数检测主要包括血流剪切率、血管壁剪切率（Shear rate）以及血流流速分布。血管壁剪切率（Shear rate）与血流流速分布的估计是建立在血流的估计之上。中国发明专利《基于彩色多普勒超声的脑血管血液动力学检测装置》ZL200620078158.1（授权公告

日 2007 年 11 月 28 日，授权公开号 200980680Y)，给出了一种基于彩色多普勒超声的脑血管血液动力学检测装置，但是它的发明主要应用于颅内血管检测，也没有相关的血管力学特性检测。中国发明专利《血流动力学监测》ZL02822277.6（授权公开日 2005 年 03 月 09 日，授权公开号 CN1592595），给出了一种测量肺动脉压、平均肺毛细血管压以及心脏指数的装置，但是该发明只是检测了肺部血流的动力学参数，没有从生物力学的角度来分析血管的力学特性。

发明内容

针对现有技术的图像分辨率低，估计误差大以及未从生物力学角度分析的不足，本发明的目的在于，提出一种基于超声的血管及其周围组织力学特性超分辨成像与多参数检测的系统与方法。本发明在超声基础上进行血管分割与弹性成像，区分血管和背景组织，达到检测血管力学特性的目的。同时，重构血管速度分布，计算血管剪切率。形成一套廉价，客观，无创的能够分析血管力学特性和血液动力学参数的综合分析系统与方法。

为了实现上述任务，本发明给出如下的技术方案：

一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的系统，其特征在于：该系统包括三个子系统：

一个血管及周围组织力学特性超分辨成像子系统，由集成探头，全数字化 B 超仪，视频数据输出口，高分辨率图像采集卡，主控 PC 机，压力传感器，压力控制装置，位置控制装置以及位置定标器组成，用以对血管内部在外力作用下的形变情况进行成像，得到亚像素水平的血管应变图像；

一个血管压缩前后横截面积比计算子系统, 用以检测血管的变化情况, 得到血管横截面积随时间变化的曲线, 包括: 配有集成探头的全数字化彩色 B 超, 用于提供 B 超图像; 全数字化 B 超与视频数据输出接口相连接, 视频数据输出接口上连有高分辨图像采集卡, 通过连线与主控 PC 机相连; 主控 PC 机内设置有成像软件, 能够实时的采集图像, 并在主控 PC 机的显示器上显示, 利用压力传感器进行血管压缩测试, 该压力传感器由压力控制装置控制; 通过压力控制装置与 PC 机连线与主控 PC 机相连;

一个血流动力学多参数检测子系统, 包括: 配有集成探头的全数字化彩色 B 超, 用于提供横向多普勒图像; 全数字化 B 超与视频数据输出端口相连接, 视频数据输出端口上连有高分辨率图像采集卡, 并通过主控 PC 机与高分辨率图像采集卡连线与主控 PC 机相连; 主控 PC 机内设置有成像软件, 用于获取采样容积位置信息和多普勒谱图像, 检测血管的血流速度、血流流速分布以及血管壁剪切率, 提高了血管血栓检出率。

一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法, 该方法基于血管的生物组成特性, 对同一血管横断面, 绘制血管的弹性图像; 根据血管压缩前后横截面积比, 提供对深静脉血栓的检测方法; 检测血管的血流速度、血流流速分布以及血管壁剪切率。

一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法, 基于 B 超的血管及其周围组织力学特性超分辨成像与多参数检测的系统, 该系统由血管及其周围组织力学特性超分辨成像子系统、血管压缩前后横截面积比计算子系统、血流动力学多参数检测子系统以及主控 PC 构成。

各个子系统之间相互独立，能够针对同一血管横断面同时进行分析。

一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法，基于全数字化B超，从亚像素水平对血管及其周围组织力学特性超分辨成像的方法。该成像方法采集血管在压缩前后的B超序列图像，在B超序列图像的基础上进行超分辨重建。以重建后的图像来对血管进行位移估计、应变估计、弹性模量重构，绘制血管及其周围组织的弹性图。

一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法，基于全数字化B超的，从血管整体变化水平对血管压缩前后横截面积比计算的方法。该计算方法对血管进行实时动态的跟踪，获得血管的边缘信息，通过加载边缘信息，计算血管的横截面积以及血管在压缩前后横截面积比的变化情况。

一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法，基于横向多普勒的血流动力学多参数检测方法。该检测方法以横向多普勒为基础，通过边缘提取、相位同步以及拟合算法重构血管内流速场的分布并计算血管的剪切率，分析血流及血管壁的状态。

本发明在现有全数字化B超的基础上，能够实时的跟踪血管的B超图像，计算血管在压力作用下横截面积的整体变化。可对同一段血管同时进行血管力学与血流动力学分析，结果准确直观，运算速度快。方便医生检测和诊断血管以及周围组织的变化，有效的提高了血管血栓检出率。

附图说明

图1是本发明的超分辨成像与多参数检测的原理图。

图 1a 是图 1 中血管受压前后内部的光流场 5 的放大图

图 2 是本发明的超分辨成像与多参数检测的系统组成图；

图 3 是本发明的超分辨成像子系统的原理图；

图 3a 是图 3 中血管受压后应变图的放大图

图 4 是本发明的超分辨成像子系统流程图。

图 5 是本发明中血管压缩前后横截面积比曲线计算子系统流程图。

图 6 是本发明的血管压缩前后横截面积比曲线计算子系统的原理图。

图 7 是本发明中血管动力学多参数检测子系统的原理说明图

图 8 是本发明中血管动力学多参数检测子系统流程图。

图中所示的标号分别为：1. 血管中的血流，2. 全数字化 B 超换能器，3. 皮肤表面，4. 血管，5. 血管受压前后内部的光流场，6. 血管整体变化图，7. 受压前血管的横截面，8. 受压后血管的横截面，9. 血管中血液的流速的分布，10. 集压力传感器与位置传感器于一体的超声集成探头，11. 全数字化 B 超仪，12. 全数字化 B 超与视频数据输出端口连线，13. 视频数据输出端口，14. 视频数据端口与高分辨率图像采集卡连线，15. 高分辨率图像数据采集卡，16. 主控 PC 机，17. 高分辨率采集卡与主控 PC 机连线，18. 压力传感器，19. 压力传感器与压力控制装置连线，20. 压力控制装置，21. 主控 PC 机与压力控制装置连线，22. 主控 PC 与位置控制装置连线，23. 位置控制装置，24. 位置定标器与位置控制装置连线，25. 位置定标器，26. 集成探头与位置定标器连线，27. 血管受压前舒张期的 B 超图像，28. 血管受压后舒张期的

B超图像, 29. 血管受压前舒张期的超分辨图像, 30. 血管受压后舒张期的超分辨图像, 31. 基于超分辨的血管压缩前后的光流场, 32. 血管的应变分布, 33. 血管受压前舒张期的超分辨图像的边缘提取, 34. 血管受压后舒张期的超分辨图像的边缘提取, 35. 血管受压前收缩期的B超图像, 36. 血管受压前收缩期的边缘实时跟踪, 37. 血管受压后收缩期的边缘实时跟踪, 38. 血管受压后收缩期的B超图像, 39. 采集到的第一帧横向多普勒灰度图像, 40. 采集到的第二帧横向多普勒灰度图像, 41. 采集到的第三帧横向多普勒灰度图像, 42. 采集到的第四帧横向多普勒灰度图像, 43. 心动周期同步后的4个横向多普勒峰值速度谱, 44. 拟合得到的血流速度分布曲线, 45. 微分得到的血流剪切率曲线。

具体实施方式

下面结合附图对本发明进行进一步的详细说明。

如图所示, 本发明包括以下内容:

第一, 提供一种基于超声的集血管及其周围组织力学特性超分辨成像与多参数检测于一体的系统。

第二, 提供一种血管力学特性超分辨成像与多参数检测的方法,

a. 在全数字化B超仪的基础上, 从亚像素的水平对血管及其周围组织力学特性进行弹性成像。

b. 在全数字化B超仪的基础上, 从血管整体应变水平对血管压缩前后横截面积比进行计算。

c. 基于横向多普勒技术的, 血流动力学多参数检测。

下面本发明给出上述技术方案的具体实施方法；

一种基于超声的集血管及其周围组织力学特性超分辨成像与多参数检测于一体的系统。该系统包括三个子系统：血管及周围组织力学特性超分辨成像子系统、血管压缩前后横截面积比计算子系统以及血流动力学多参数检测子系统。

该系统在超分辨图像的基础上实现亚像素水平的血管弹性成像；实现了血管的整体应变估计，获得了血管在压缩前后随时间变化的横截面积比曲线；在横向多普勒成像的基础上，实现了血流动力学多参数检测。

参看图 1 为血管及其周围组织力学特性超分辨成像与多参数检测的原理图。本发明使用全数字化 B 超换能器 2，获取血管 4 的横断面图像。通过给血管施加一定的压力，求得血管内部各部分的运动光流场 5，并以此为基础进行弹性成像；根据受压前血管的横截面 7 与受压后血管的横截面 8，从血管整体变化的角度求得了血管压缩前后的横截面积的变化，得到血管的整体变化 6；，使用横向多普勒技术估计了血管中流速的分布 9 以及血流剪切率。

参看图 2 为血管及其周围组织力学特性超分辨成像与多参数检测的系统组成图。整体系统由集压力传感器与位置传感器于一体的集成探头 10 与全数字化 B 超仪 11，视频数据输出口 13，高分辨率采集卡 15，主控 PC 机 16 顺序连接，压力传感器 18 与压力控制装置 20，位置控制装置 23 与位置定标器 25 分别连接超声集成探头 10 与主控 PC 机 16。

本系统中，血管及周围组织超分辨成像子系统与血管压缩前后横截面积比计算子系统的硬件构成相同，包括：配有集压力传感器与位置传感器于一体的超声集成探头 10 的全数字化彩色 B 超 11，用于提供 B 超图像；全数字化彩色 B 超仪 11 与视频数据输出端口 13 相连接，视频数据输出端口 13 上连有高分辨率图像采集卡 15，并通过主控 PC 机与高分辨图像采集卡连线 17 与主控 PC 机 16 相连；主控 PC 机 16 内设置有成像软件，能够实时的采集图像，并在主控 PC 机 16 的显示器上显示。利用压力传感器 18 进行血管压缩测试，该压力传感器由压力控制装置 20 控制；通过压力控制装置与 PC 机连线 21 与 PC 主控机 16 相连。根据位置定标器 25 与位置控制装置 23 实时采集血管位置信息，为血管三维重建提供良好基础。全数字化 B 超仪 11 与主控 PC 机 16 之间的图像数据传输是基于 PCI 总线，帧频最高可达到 10^8 f/s。

血流动力学多参数检测子系统包括：配有集成探头 10 的全数字化 B 超仪 11，用于提供横向多普勒图像；全数字化 B 超仪 11 与视频数据输出端口 13 相连接，视频数据输出端口 13 上连有高分辨率图像采集卡 15，并通过主控 PC 机与高分辨图像采集卡连线 17 与主控 PC 机 16 相连；主控 PC 机 16 内设置有成像软件，用于获取采样容积位置信息和多普勒谱图像，见图 2。

一种从亚像素水平对血管及其周围组织力学特性进行弹性成像的方法，该方法具体使用于血管及周围组织力学特性超分辨成像子系统中，具体实施步骤如下：

(1) 通过带有高分辨率图像采集卡的主控 PC 机通过主控软件实时采集血管在舒张期的 4 幅 B 超图像序列；

(2) 利用压力传感器对同一部位的血管施加一定的压力，采集压缩后血管在舒张期的 4 幅 B 超血管图像；

(3) 重复步骤二，在第一次压缩的基础上继续施加一定压力，再次采集压缩后血管在舒张期的 4 幅 B 超血管图像；

(4) 对低分辨 B 超图像序列处理，提取感兴趣区域的血管及其周围组织的图像，利用超分辨重建 IBP 算法，重建以上提取过的图像数据，得到血管在舒张期的压缩前与压缩后的超分辨图像；

(5) 利用 proesmans 位移估计算法，分别对超分辨重建的压缩前后的血管图像计算血管运动场，从运动场中获得图像的二维运动信息；

(6) 根据位移和应变的数学关系，可以由运动位移场计算得到血管的应变估计，最终构建弹性模量，绘制血管的弹性图。

本方法中，超分辨图像重建的方法具体如下：

在第 n 次迭代中， g_k 的成像过程由下式模拟：

$$g_k^{(n)} = (T_k(f^{(n)} * h)) \downarrow s \quad (1)$$

式中 s 表示一个下采样算子， $*$ 表示卷积运算。高分辨率图像的更新过程如下式：

$$f^{(n+1)} = f^n + \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K T_k^{-1}(((g_k - g_k^{(n)}) \uparrow s) * p) \quad (2)$$

式中 K 表示低分辨率图像的数量， s 表示上采样算子， p 表示背投影算子，由 h 和 T_k 决定。 $\{g_k\}$ 是已知的低分辨率图像序列集合， $\{g_k^n\}$

代表了由 f^n 所模拟的低分辨图像序列集合, f^n 代表经过 n 次迭代后的超分辨重建图像。

在上述超分辨重建的方法的基础上, 采用 Proesmans 运动估计算法中的非线性扩散算法来计算光流场。以最小均方应变估计器来计算血管及其周围组织的应变分布。

参照图 3, 给出了本发明中血管及周围组织力学特性超分辨成像子系统的原理图。本发明是在全数字化 B 超 11 的基础上采集血管在压缩前舒张期的序列图像 27 若干, 在此基础上进行超分辨重建, 得到血管在压缩前舒张期的超分辨图像 29。对血管施加一定的压力, 采集血管在压缩后舒张期的序列图像 28 若干, 重复上述重建步骤, 得到血管在压缩后舒张期的超分辨图像 30。在 29 与 30 的基础上计算血管内部在压缩前后的光流场 31, 并且绘制血管的应变图 32。

参照图 4, 给出了本发明中血管及周围组织力学特性超分辨成像子系统的流程图。利用全数字化 B 超仪 11 的 B 型黑白图像作基本定位, 启动主控 PC 机 16 上的成像主控软件, 设置参数。初始化压力传感器 18 和位置定标器 25, 根据实时监控的结果, 判定可疑的血管部位。调节集成探头的位置位于可疑血管周围, 在压力传感器 18 和位置定标器 25 的指导下, 采集血管压缩前后舒张期的若干幅图像。对上述压缩前后图像序列分别进行超分辨重建, 对重建后的结果进行位移估计, 利用最小二乘法进行应变分布估计。对其他部位的血管诊断重复上述的力学分析过程, 整个过程都在压力传感器 18 的监控下进行。

一种从血管整体应变角度对血管压缩前后横截面积比进行计算的方法，该方法具体使用于血管压缩前后横截面积比计算子系统，具体实现步骤如下：

(1) 在全数字化 B 超的基础上，通过该子系统实时的显示 B 超图像，并对血管进行跟踪，采集血管在收缩期的 8 幅图像并储存；

(2) 在集成探头的引导下，对同一部位施加一定的压力，调整血管跟踪的中心，采集血管在收缩期的 8 幅图像并存储；

(3) 采用 Star-Kalman 的算法，计算血管在收缩期压缩前后的横截面积比曲线；

(4) 重复步骤 (1)，采集血管在舒张期的压缩前后图像各 8 幅，并对这些超声序列图像进行超分辨重建；

(5) 载入超分辨重建后的图像，对血管进行边缘检测。利用边缘跟踪检测的边缘点和分割求和算法计算血管横截面积；

(6) 计算压缩前后的横截面积比，根据血管可压缩性质，通过得到的横截面积比参数 (Transverse Area Ratio, TAR) 决定哪段血管可能存在血栓，并给出 TAR 曲线以方便直观观察。

本方法中的实时边缘检测跟踪使用的是 Star-Kalman 方法，分割求和的算法是按照公式 (3) 求得每一个小三角形的面积，最后累计求和，逼近血管真实的面积。

$$S_i = \frac{1}{2} * r_i * r_{i+1} * \sin \alpha \quad (3)$$

其中 S_i 是第 i 个边缘点与 $i+1$ 个边缘点以及中心点所组成的三角形面积， r_i 是第 i 个边缘点与中心点的距离， r_{i+1} 是第 $i+1$ 个边缘点与中

心点的距离， α 是以 star 算法中的射线角度，为常数。

参照图 5，为本发明中血管压缩前后横截面积比计算子系统的原路图。本发明在对血管进行整体应变分析时，启动血管压缩前后横截面积比曲线计算子系统。收缩期，首先鼠标对血管中心进行初始化，利用 star 算法，对自血管中心发射的射线上的灰度值与阈值进行比较，得到每条射线上可疑的边缘点，对可信边缘点进行 kalman 滤波，得到最可信边缘点。重复，直至将封闭的血管边缘点判断完毕。利用算法，假设血管为椭圆，计算血管横截面积。在压力传感器的指引下，对血管施加一定压力，同样的方法计算血管面积，绘制压缩前后横截面积比曲线。舒张期，采集血管在舒张期的压缩前与压缩后的 B 超图像若干，以这些图像序列进行超分辨重建。同样的方法对超分辨重建后的血管进行边缘检测，计算血管的面积，并绘制血管在压缩前后的横截面积比曲线。

参照图 6 为本发明中血管压缩前后横截面积比计算子系统的流程图。一方面，实时显示血管在收缩期压缩前后的图像 35 与 38，通过边缘检测实时的跟踪血管，并计算未进行超分辨重建时的血管压缩前后的横截面积比曲线。本方面主要用于收缩期的检测。另一方面，采集血管在压缩前后舒张期的 B 超图像 27 与 28，对其进行超分辨重建，得到 29，30。对超分辨重建后的血管进行边缘提取，计算基于超分辨重建的血管压缩前后横截面积比曲线。本方面主要用于舒张期的检测。

一种基于横向多普勒技术的，血管动力学多参数提取的方法，该

方法具体使用于血流动力学多参数检测子系统。具体实现步骤如下：

(1) 在全数字化 B 超仪的 B 模式和多普勒模式下，调节声束-血流的夹角成 90° ，调节采样容积位于目标血管的管壁处；

(2) 通过带有图像采集卡的主控 PC 机利用主控软件采集此时的横向多普勒谱，并获取采样容积与血管壁的距离；

(3) 参考血管管径调节采样容积以重叠或不重叠的方式靠近血管中心，重复步骤二；

(4) 重复步骤三，直到共储存 4 幅横向多普勒谱图像；

(5) 利用谱边缘提取算法提取横向多普勒谱边缘，平滑后转换得到横向多普勒峰值速度；

(6) 检测横向多普勒峰值速度的峰-峰间距，进行心动周期同步；

(7) 利用逆矩阵法对心动周期内指定时刻的峰值速度进行拟合，重构血流速度分布，微分得到血流剪切率和血管壁剪切率。

本方法中的多普勒谱的边缘提取采用“鱼骨法”。拟合方法利用逆矩阵法对血流速度进行三阶多项式拟合。按公式(5)和(6)分别构造 4×1 维的速度矩阵 V 和 4×4 维的位置矩阵 S ，利用逆矩阵公式(4)求解 4×1 维系数矩阵 A (7)。

$$A = S^{-1} \times V \quad (4)$$

$$V^T = [v_1 \quad v_2 \quad v_3 \quad v_4] \quad (5)$$

$$S = \begin{bmatrix} 1 & \xi_1 & \xi_1^2 & \xi_1^3 \\ 1 & \xi_2 & \xi_2^2 & \xi_2^3 \\ 1 & \xi_3 & \xi_3^2 & \xi_3^3 \\ 1 & \xi_4 & \xi_4^2 & \xi_4^3 \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$A^T = [a_1 \ a_2 \ a_3 \ a_4] \quad (7)$$

其中, v_i 表示第幅横向多普勒谱图像在心动周期内指定时刻的血流峰值速度(单位 cm/s); ξ_i 表示第 i 次采样时采样容积到血管壁的距离(单位 mm), 且 $\xi \in (0, R)$ (R 为血管沿采样单元方向上的半径); a_i 表示三阶多项式的第 i 个系数值。

$$v(\xi, t)|_{t=t_c} = v(\xi) = (a_1 + a_2 \times \xi + a_3 \times \xi^2 + a_4 \times \xi^3) \quad (\xi \in (0, R)) \quad (8)$$

$$SR = \frac{\partial v}{\partial \xi}, \quad (\xi \in (0, R)) \quad (9)$$

$$WSR = \frac{\partial v}{\partial \xi}|_{\xi=R} \quad (10)$$

利用公式(8)、(9)和(10), 分别计算得到心动周期内指定时刻的血流速度分布、血流剪切率及血管壁剪切率。

参照图 7, 为本发明中血管动力学多参数检测子系统的原理说明图。本实施例中采集到的四帧横向多普勒谱 39、40、41、42, 是在全数字化 B 超 11 的多普勒模式下利用主控 PC 机 16 上的成像软件获取的。对上述四帧图像边缘提取, 将下边缘反转后与上边缘叠加平均得到平滑了的横向多普勒峰值速度谱。进行心动周期同步 43, 选择 t_0 时刻的血流速度拟合该时刻的血流流速分布曲线 44, 对 44 微分得到该时刻的血流剪切率曲线 45, 当 $r = R$ 时的血流剪切率, 就是该时刻的血管壁剪切率。

参照图 8 为本发明中血流动力学多参数检测子系统软件流程图。本发明子系统利用全数字化 B 超 11 的 B 型黑白图像定位血管并调节采样容积位于目标血管的管壁处, 在多普勒模式下, 调节声束-血流的夹角成 90° , 利用主控 PC 机上的成像软件储存此时的横向多普勒谱。

参考血管管径调节采样容积以重叠或不重叠的方式靠近血管中心，重复上述过程直到存储了4幅横向多普勒谱图像。启动横向多普勒检测子系统载入横向多普勒谱图像，利用边缘提取算法提取谱边缘并转换得到横向多普勒峰值速度，在心动周期同步下利用逆矩阵法对其进行拟合重构血流流速分布，微分得到血流剪切率、壁剪切率。

基于超声的血管及其周围组织力学特性超分辨成像与多参数检测的系统的工作过程如下：本发明包括常规的血管B超图、在常规的血管B超图引导下的血管及其周围组织的力学特性超分辨成像以及多普勒模式下血流速度分布重构和血管剪切率计算。系统整体的操作是在主控计算机16的系统控制软件上进行。在对血管及其周围组织进行力学超分辨成像时，通过主控计算机16的成像软件实时获取血管B超图像，在压力控制装置20和位置定标器25的指导下，完成对同一部位的血管进行压缩，这样就可以完成对血管的弹性重构以及TAR计算。在进行血流参数检测时，集成探头10在全数字化超声仪器11的B超和多普勒模式指引下，利用主控计算机16获取横向多普勒谱和采样容积位置信息，在心动周期同步下完成对血流速度分布的重构、血流剪切率和血管壁剪切率的检测。

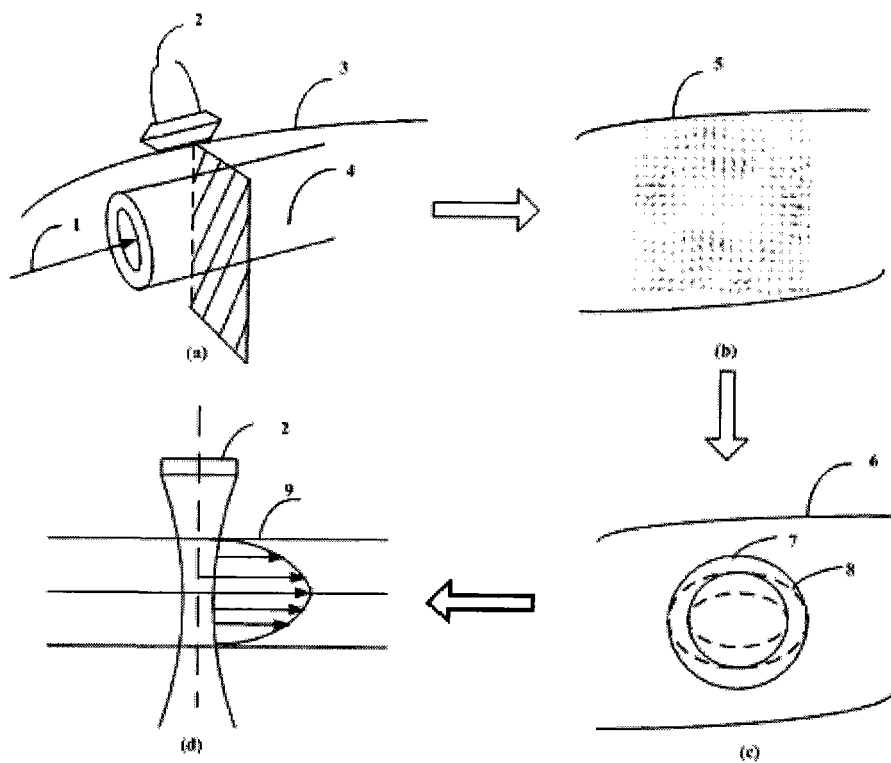


图 1

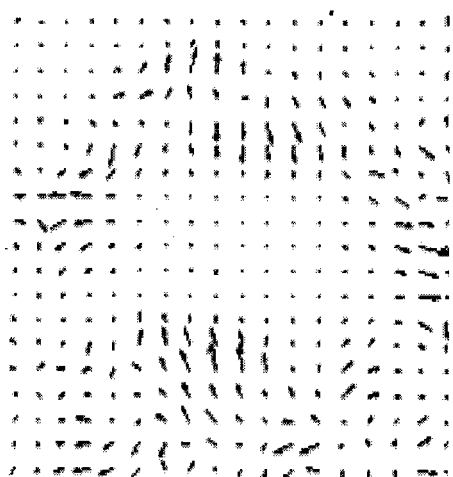


图 1a

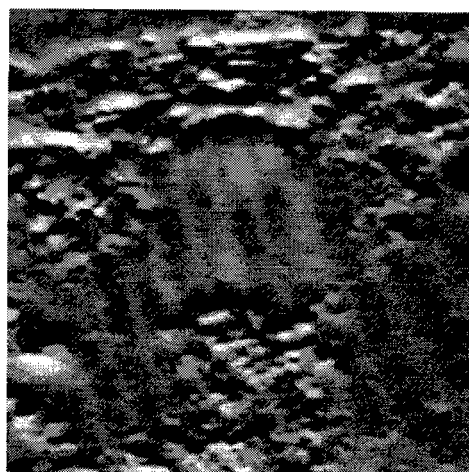


图 3a

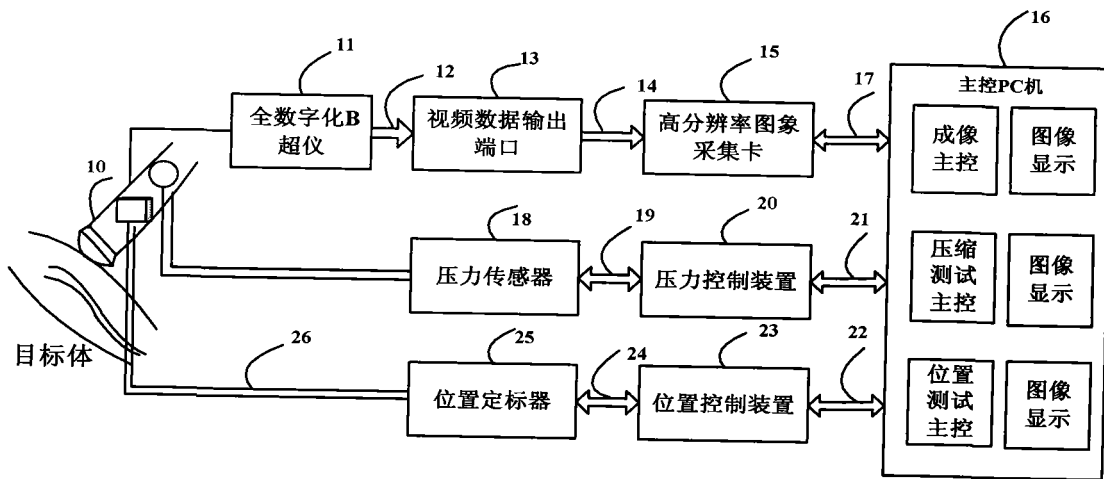


图 2

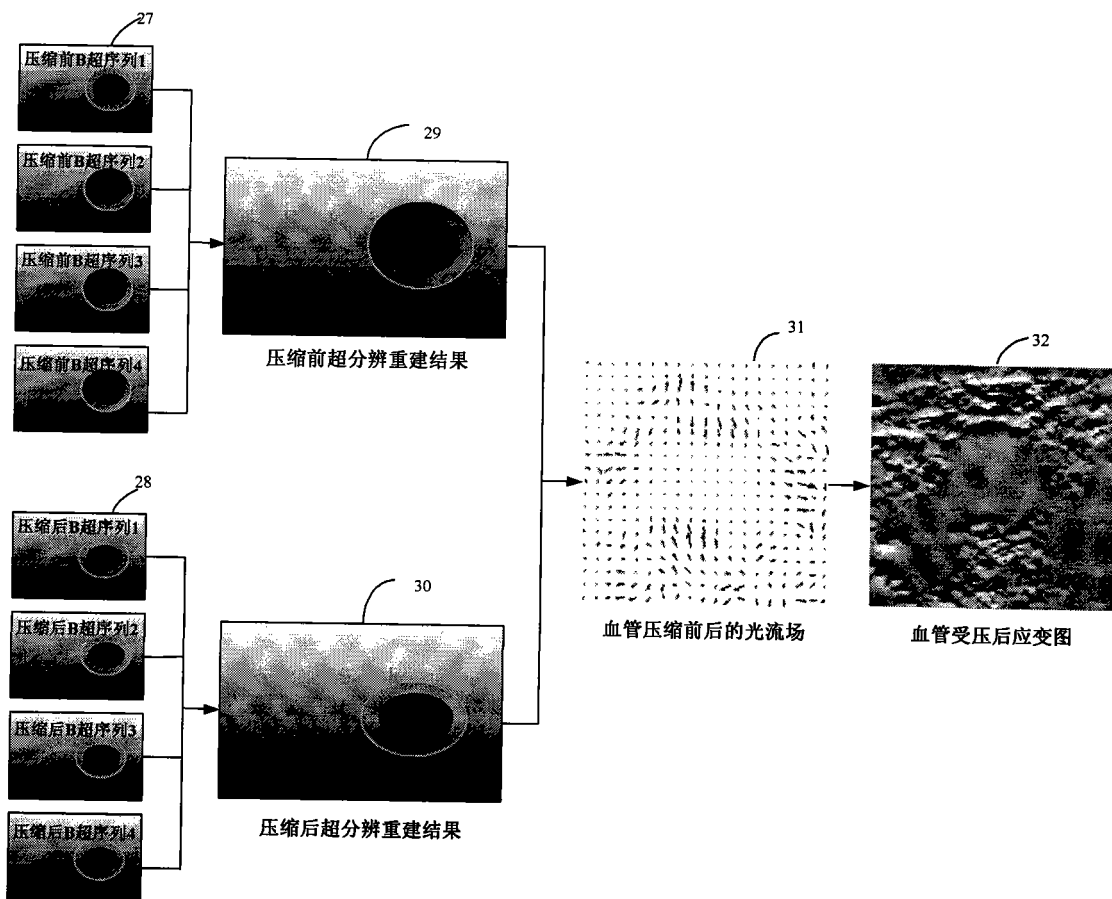


图 3

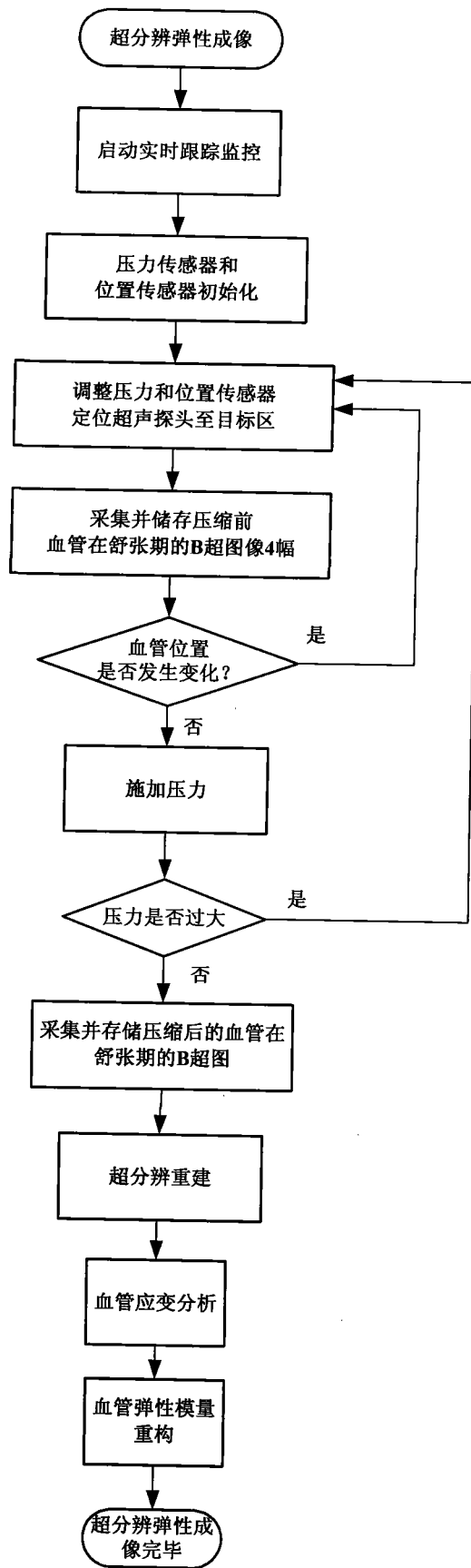


图 4

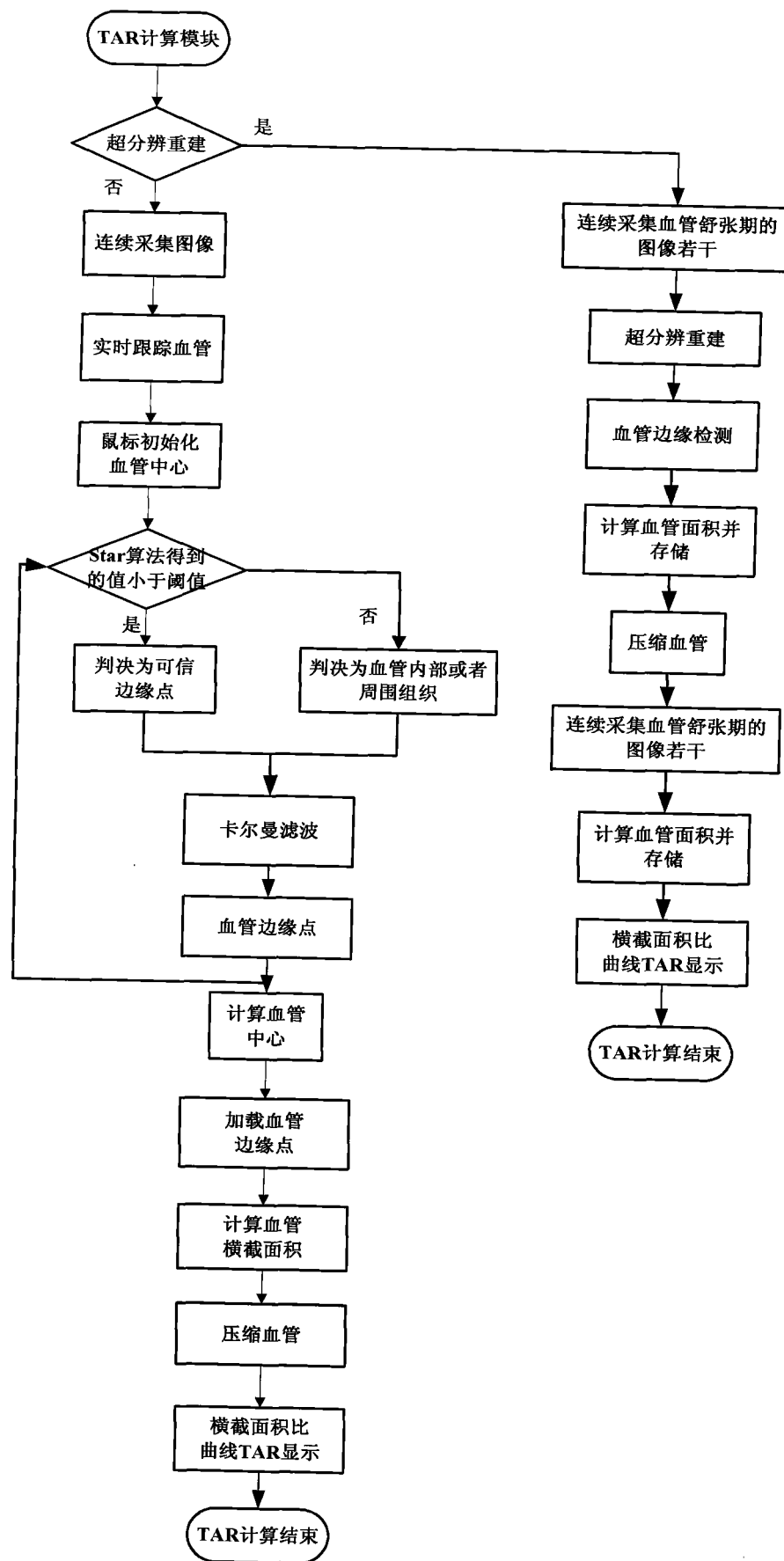


图 5

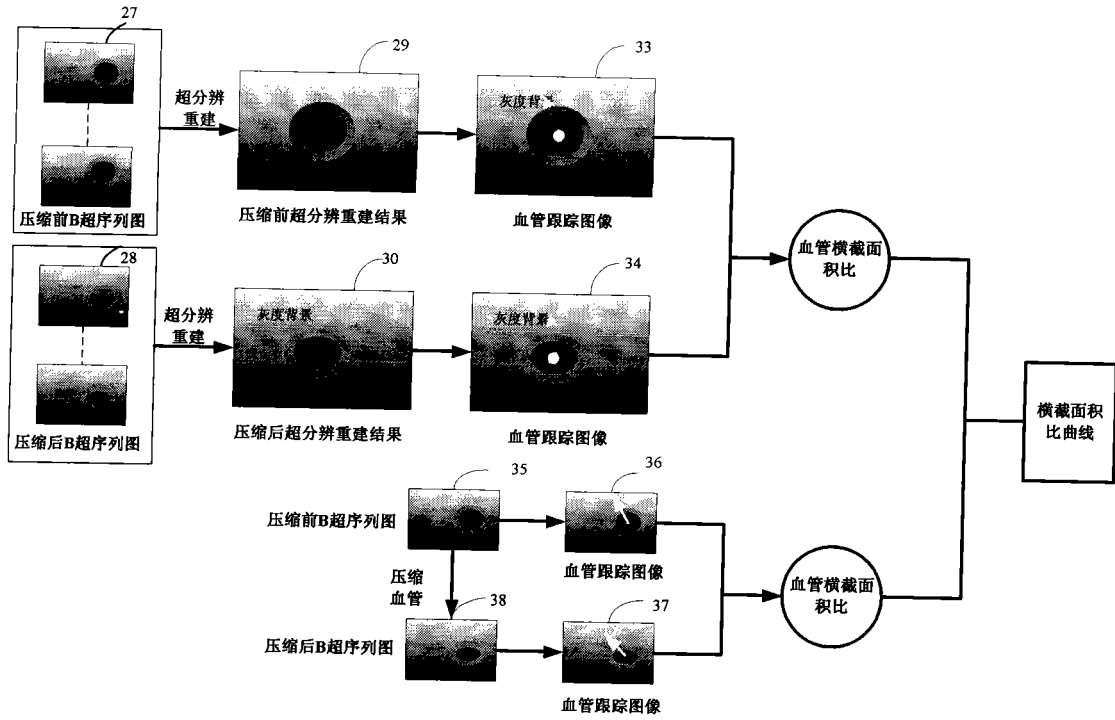


图 6

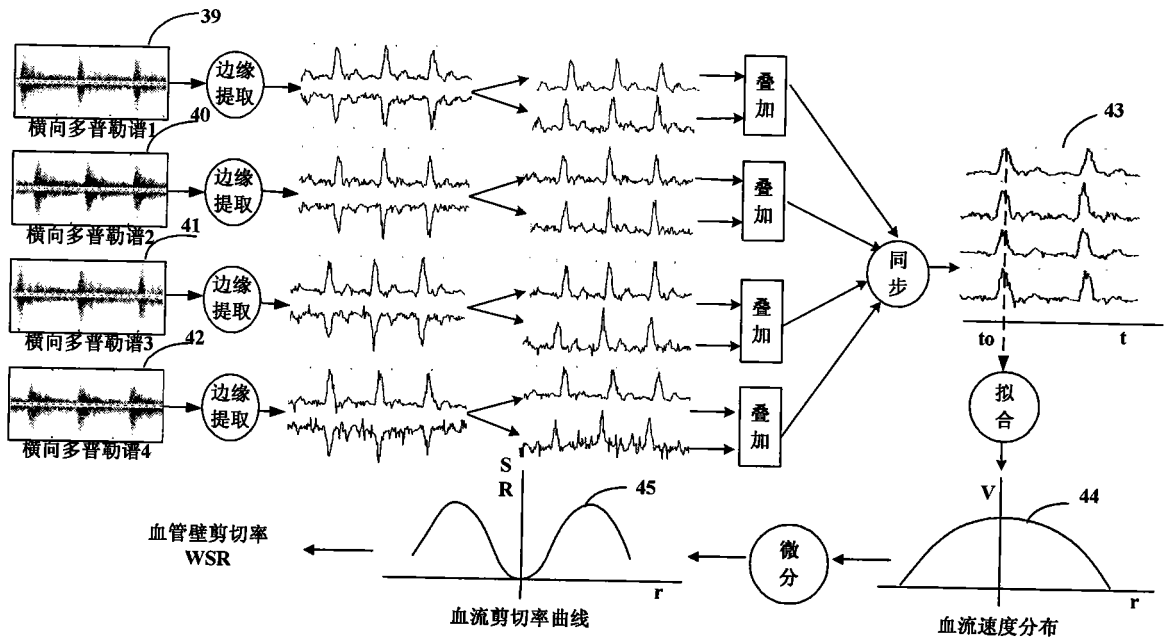


图 7

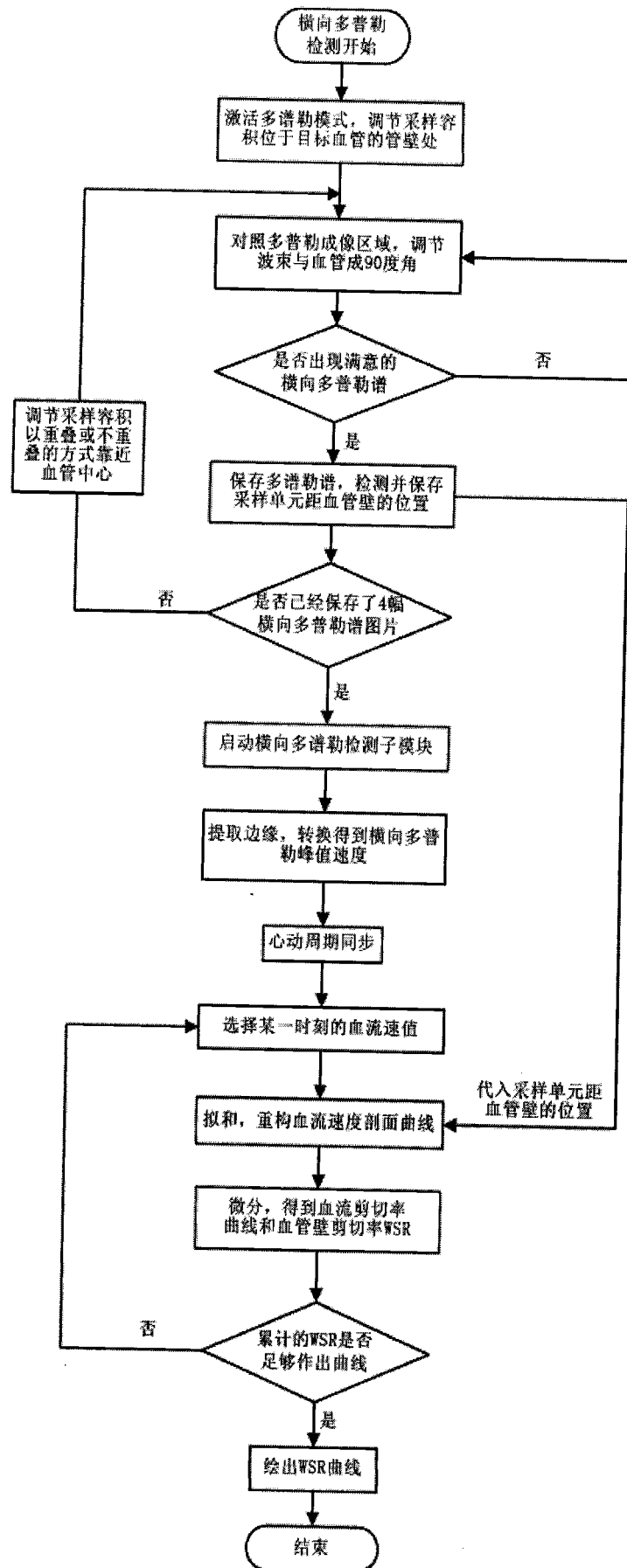


图 8

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 血管力学特性超分辨成像与多参数检测的系统与方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN101474083A | 公开(公告)日 | 2009-07-08 |
| 申请号 | CN200910020901.6 | 申请日 | 2009-01-15 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 西安交通大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 西安交通大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 西安交通大学 | | |
| [标]发明人 | 万明习 万锦锦 张红梅 张婵 凌涛 袁源 | | |
| 发明人 | 万明习 万锦锦 张红梅 张婵 凌涛 袁源 | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 | | |
| 代理人(译) | 徐文权 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明属于超声诊断设备技术领域，涉及血管力学超分辨成像与血流动力学参数的系统和方法。系统包括：一个血管及周围组织力学特性超分辨成像子系统；一个血管压缩前后面积比计算子系统；一个血流动力学多参数检测子系统；方法为1)采集血管在压缩前后的B超图像进行超分辨重建，在重建的基础上对血管进行位移估计、应变估计、弹性模量重构，绘制血管及其周围组织的弹性图；2)根据血管压缩前后横截面积变化情况，判断血管在压缩前后横截面积比的变化情况；3)重构血管内流速场分布并计算血管剪切率，分析血流及血管壁的状态。通过对血管力学特性的成像以及动力学参数的计算，分析血管和周围组织的性质和变化，提高了检测血管血栓的精确性。

