



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110215233 A

(43)申请公布日 2019.09.10

(21)申请号 201910361632.3

(22)申请日 2019.04.30

(71)申请人 深圳大学

地址 518060 广东省深圳市南山区南海大道3688号

(72)发明人 陆敏华 闭祖悦 郑浩腾 杜斌 黄帅 毛睿

(74)专利代理机构 深圳市恒申知识产权事务所 (普通合伙) 44312

代理人 袁文英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

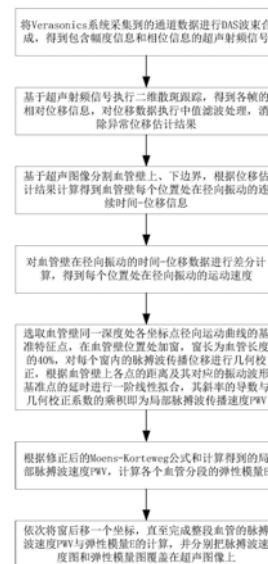
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法

(57)摘要

本发明属于成像技术领域,公开了一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法,包括:对超声射频信号进行处理,获得各相邻帧间的血管壁各坐标点的相对位移信息;获得血管壁不同深度处各坐标点的连续时间-位移信息;选取血管壁同一深度处各坐标点径向振动的基准特征点,并在血管壁位置处加窗,对每个窗内的脉搏波传播位移进行几何校正,依次将窗向后移动一个坐标实现对局部血管的分段式处理,直至完成整段血管的计算,将血管壁的局部脉搏波速度图和弹性模量图覆盖于超声图像。本发明有效解决了传统脉搏波成像技术中成像质量与成像帧率之间的矛盾;并对脉搏波在走形不规则的血管中的传播位移进行了几何校正,提高了脉搏波传播速度计算的准确性。



1. 一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,包括下述步骤:

(1) 将采集到的超声原始通道数据进行合成,获得经过校正后与物理位置对应的超声射频信号;

(2) 对超声射频信号进行处理,获得各相邻帧间的血管壁各坐标点的相对位移信息,并对位移信息进行中值滤波,消除异常数据后获得位移估计信息;

(3) 基于超声射频信号,以第一帧图像为起始,通过相邻两帧信号之间的位移估计信息计算所选血管壁各点在后一帧的位置,并获得血管壁不同深度处各坐标点在径向振动的连续时间-位移信息;

(4) 对步骤(3)获得的径向振动的连续时间-位移数据进行差分计算,并获取血管壁不同深度处各坐标点在径向振动的运动速度;

(5) 选取血管壁同一深度处各坐标点径向振动速度曲线上的基准特征点,并在血管壁位置处加窗,对每个窗内的脉搏波传播位移进行几何校正,根据血管壁上各点的距离及其对应振动波形基准点的时延进行一阶线性拟合,其斜率的倒数与几何校正系数的乘积即为血管的局部脉搏波速度;

(6) 根据修正后管壁弹性模量E与脉搏波速度PWV的关系,计算血管壁各位置处的弹性模量E;

(7) 依次将窗向后移动一个坐标实现对局部血管的分段式处理,获得各个血管分段的脉搏波速度PWV和弹性模量E;

(8) 对血管壁每个深度重复步骤(4)-(7),直至完成整段血管的计算,将血管壁的局部脉搏波速度图和弹性模量图覆盖于超声图像。

2. 如权利要求1所述的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,在步骤(1)中将采集的超声原始通道数据经过DAS波束合成后获得经过校正后与物理位置对应的超声射频信号;所述超声射频信号包含超声原始信号幅度和相位的信息。

3. 如权利要求1所述的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,在步骤(2)中利用二维散斑追踪算法对超声射频信号进行处理,获得各相邻帧间的血管壁各坐标点的相对位移信息。

4. 如权利要求1所述的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,在步骤(4)中根据公式 $v = s/t$ 获取血管壁不同深度处各坐标点在径向振动的运动速度;其中,s为脉搏波的传播位移,t为脉搏波的传播时间,v为运动速度。

5. 如权利要求1-4任一项所述的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,在步骤(5)中,以时间为横坐标且超声探头阵元方向为纵坐标,选取血管壁同一深度处各坐标点径向振动速度曲线上的基准特征点。

6. 如权利要求5所述的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,选取径向振动速度波形上升沿的50%为基准特征点。

7. 如权利要求5所述的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,窗长为成像血管长度的40%。

8. 如权利要求1-4任一项所述的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,在步骤(6)中根据

$E = \frac{2R\rho(1-v^2)(PWV)^2}{h}$ 计算血管壁各位置处的弹性模量E;

其中, R 为管腔半径, ρ 为血液密度, h 为管壁厚度, ν 为泊松比, PWV 为脉搏波速度。

9. 如权利要求8所述的分段式脉搏波成像方法,其特征在于,管腔直径 $2R$ 为心动周期内管腔直径达到最大值时的数值,管壁厚度为管腔直径达到最大值时相对应的厚度。

一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于成像技术领域,更具体地,涉及一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法。

背景技术

[0002] 脉搏波成像(Pulse Wave Imaging,PWI)是测量脉搏波速度(Pulse Wave Velocity,PWV)的一种新技术,由于计算的血管区域比较短,因此也被叫做局部脉搏波成像。脉搏波成像通过追踪一小段血管壁的运动计算波形的时延,时延代表脉搏波速度传导时间,通过超声图像估计距离,进而直接推导出PWV。脉搏波成像不仅可以在时间空间上描绘出脉搏波的传播情况、估计局部PWV的值,也可以用来推测血管的顺应性。

[0003] 由于脉搏波传播很快,脉搏波成像方法需要良好的空间分辨率和时间分辨率。现有的超声的脉搏波成像方法是基于聚焦扫描方式成像,成像帧率会受到线密度的制约,低帧率会导致连续两帧数据之间的位移相差过大而增加信号的解相关性,从而导致位移估计出现错误。而血管的硬化程度越高,脉搏波传播速度越大,必须达到足够高的成像帧率,才能准确快速地捕捉到脉搏波的传播。为了提高帧率就必须减少超声扫描线数量,而这又会导致超声图像和超声原始数据质量降低,降低脉搏波成像方法的准确性。

[0004] 另外,人体血管的走形不规则,现有的脉搏波成像方法把脉搏波传播的位移简单地近似为血管在探头方向对应的距离,这样的处理会由于低估了脉搏波的传播位移而导致脉搏波速度的计算结果偏小,也会影响脉搏波成像方法的准确性。

发明内容

[0005] 针对现有技术的缺陷,本发明的目的在于提供一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法,旨在解决现有脉搏波成像技术中成像质量与成像帧率之间的矛盾以及脉搏波传播速度计算准确性不足的问题。

[0006] 本发明提供了一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法,包括下述步骤:

[0007] (1) 将采集的超声原始通道数据进行合成,获得经过校正后与物理位置对应的超声射频信号;

[0008] (2) 对超声射频信号进行处理,获得各相邻帧间的血管壁各坐标点的相对位移信息,并对位移信息进行中值滤波,消除异常数据后获得位移估计信息;

[0009] (3) 基于超声射频信号,以第一帧图像为起始,通过相邻两帧信号之间的位移估计信息计算所选血管壁各点在后一帧的位置,并获得血管壁上不同深度处各坐标点在径向振动的连续时间-位移信息;

[0010] (4) 对步骤(3)获得的径向振动的连续时间-位移数据进行差分计算,并获取血管壁不同深度处各坐标点在径向振动的运动速度;

[0011] (5) 选取血管壁同一深度处各坐标点径向振动速度曲线上的基准特征点,并在血

管壁位置处加窗,对每个窗内的脉搏波传播位移进行几何校正,根据血管壁上各点的距离及其对应振动波形基准点的时延进行一阶线性拟合,其斜率的倒数与几何校正系数的乘积即为血管的局部脉搏波速度;

[0012] (6) 根据修正后管壁弹性模量 E 与脉搏波速度 PWV 的关系,计算血管壁各位置处的弹性模量 E ;

[0013] (7) 依次将窗向后移动一个坐标实现对局部血管的分段式处理,获得各个血管分段的脉搏波速度 PWV 和弹性模量 E ;

[0014] (8) 对血管壁每个深度重复步骤(4)-(7),直至完成整段血管的计算,将血管壁的局部脉搏波速度图和弹性模量图覆盖于超声图像。

[0015] 由于脉搏波的传播形式复杂,既有横波的传播形式,也有纵波的传播形式,本发明提供的基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法的方法也适用于脉搏波的横波传播形式。

[0016] 更进一步地,在步骤(1)中将采集的超声原始通道数据经过DAS波束合成后获得经过校正后与物理位置对应的超声射频信号;所述超声射频信号包含超声原始信号幅度和相位的信息。

[0017] 本发明中可以使用自适应波束合成方法,提高超声原始射频信号的数据质量,进而提高该方法的准确性,如:如:广义相干因子波束合成算法(Generalized Coherence Factor,CF)、空时平滑相干因子波束合成算法(Space-time Smoothing Coherence Factor,SCF)、最小方差波束合成(Minimum Variance,MV)等。

[0018] 其中,延时叠加算法(DAS)是医学超声成像中最常用的一种波束合成算法,孔径权重是固定的,虽然可以利用变迹来减少旁瓣水平,增加了对比度但是牺牲了空间分辨率。与DAS波束合成算法相比,自适应波束合成算法能够有效地利用回波信号信息,动态设置孔径权重,抑制旁瓣信号,更好地重建主瓣信号。广义相干因子自适应波束合成算法(CF)是基于孔径数据相干性的一种加权因子,此算法能够更好地抑制旁/栅瓣,减少杂波和伪影,提高空间分辨率;空时平滑相干因子波束合成算法(SCF)是向相干因子类自适应波束合成算法中加入空时平滑处理方法,该方法能够显著去除相干因子类方法中的伪影,减少斑点方差,提高信噪比,一定程度上增强对比度;最小方差波束合成算法(MV)是通过最小化波束合成器输出的方差且满足在观察方向上具有给定响应的约束条件来计算权值,此算法能够显著提高图像空间分辨率。

[0019] 更进一步地,在步骤(2)中利用二维散斑追踪算法对超声射频信号进行处理,获得各相邻帧间的血管壁各坐标点的相对位移信息。

[0020] 更进一步地,在步骤(4)中根据公式 $v=s/t$ 获取血管壁不同深度处各坐标点在径向振动的运动速度。

[0021] 更进一步地,在步骤(5)中,以时间为横坐标且超声探头阵元方向为纵坐标,选取血管壁同一深度处各坐标点径向振动速度曲线上的基准特征点。

[0022] 具体地,可以选取不同的基准特征点:各点振动位移曲线上升沿处从零点到最大位移点中的任一特征点;各点振动速度曲线上升沿处从零点到最大位移点中的任一特征点;各点振动加速度曲线上升沿处从零点到最大位移点中的任一特征点等。作为本发明进一步优选地,选取径向振动速度波形上升沿的50%为基准特征点。

[0023] 本发明提供的分段式脉搏波成像可以选择不同的窗长,进一步优选地,窗长可以为成像血管长度的40%。

[0024] 更进一步地,在步骤(6)中根据 $E = \frac{2R\rho(1-v^2)(PWV)^2}{h}$ 计算血管壁各位置处的弹性模量E。

[0025] 本发明采用多角度平面波复合成像方式,在保证成像质量的前提下,提高了超声成像帧率,减少了相邻两帧数据的解相关性,提高了散斑追踪算法的准确性;同时,由于成像帧率更高,因而能捕捉到传播速度更快的脉搏波,可以将该方法应用在硬度更大的组织或器官,提高了方法的适用范围。另外,对脉搏波在走形不规则的血管中的传播位移进行了几何校正,提高了脉搏波传播速度计算的准确性。

附图说明

[0026] 图1是本发明实施例提供的基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法的实现流程图;

[0027] 图2中(a)阵列与成像xz平面示意图,其中z方向为深度方向,x为探头方向;(b)发射偏转角度平面波波束合成示意图;

[0028] 图3中(a)人体颈动脉超声图像,绿色曲线为手动分割的血管壁边界;(b)对脉搏波传播位移进行几何校正;

[0029] 图4中(a)血管壁同一深度不同位置点的振动曲线;(b)根据血管壁上各点的距离及其对应振动波形基准点的时延进行一阶线性拟合;

[0030] 图5中(a)人体颈动脉B超图像;(b)人体颈动脉血管壁的脉搏波速度图覆盖于超声图像;(c)人体颈动脉血管壁的弹性模量图覆盖于超声图像。

具体实施方式

[0031] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0032] 本发明提出的基于多角度复合平面波超快速超声成像的分段式脉搏波成像方法,可以在保证成像质量的前提下大幅提高超声成像帧率,能捕捉到传播速度更快的脉搏波,扩大了脉搏波成像方法的适用范围。

[0033] 在本发明实施例中,对于平面波空间复合成像,由于采集到的数据是超声原始通道数据,有必要对其进行波束合成,对于平面波波束合成的方法一般分为两类:时域算法和频域算法。主要针对平面波中的时域算法延时叠加波束形成(Delay-and-Sum, DAS)。DAS是目前超声系统中使用最广泛的波束合成算法,包括两部分:延时和叠加。

[0034] 对于平面波空间复合成像系统的结构示意图如图2(a)所示。将线阵换能器水平放置在成像物体上方,x方向代表阵列方向,z方向为波束传播的方向,距离代表成像深度。在平面波扫描成像时,通过同时激励换能器中所有阵元,在目标介质内产生一组近似平面的波阵面,通过换能器接收散射点反射回来的信号。由于在发射阶段平面波并没有聚焦,因此通过对每一散射点在各个阵元内的回波信号,进行延时叠加处理,即可获取在t时刻的RF信

号RF(x, t)。

[0035] 对于零角度的平面波 ($\theta_t=0$) ,平面波发射到达散射点z后,阵元 x_i 接收到散射点的回波信号,这一段时程为: $\tau(x_i, x, z) = (z + \sqrt{z^2 + (x - x_i)^2}) / c$ (1); 其中c为传播介质中声速, $c=1540\text{m/s}$ 。

[0036] 偏转角度的平面波与零角度平面波发射的时程不同,平面波到达散射点(x, z)的时间为: $\tau_{i\theta}(\theta, x, z) = \frac{z \cos \theta + x \sin \theta}{c}$ (2); 其中 θ 为发射的平面波与阵元面之间的夹角。

[0037] 反射回波到达位于 x_i 处阵元的时间为: $\tau_{i\theta}(x_i, x, z) = \frac{\sqrt{z^2 + (x - x_i)^2}}{c}$ (3);

[0038] 两路发射时程为: $\tau(\theta, x_i, x, z) = \tau_{tc} + \tau_{rc}$ (4)。

[0039] 对于每一个阵元都会获取目标成像区域内的散射子(x, z)背散射信号,将这些背散射信号利用延时曲线函数 $\tau(x_i, x, z)$ 在阵列方向 x_i 上叠加起来就能获取该s散射点的信号值: $s(x, z) = \int_{x+k}^{x+k} RF(x_i, \tau(x_i, x, z)) dx_i$ (5); 其中2k是用来参与一次成像的阵元数目。对每一个阵元位置下的散射点,按照不同的延时函数 $\tau(x_i, x, z)$ 做信号叠加处理,就能获取一条波束合成后RF扫描线信号。

[0040] 在本发明中,由于人体颈动脉的走形是不规则的,如果简单地把血管对应的探头方向的距离当做脉搏波的传播位移,会由于低估了脉搏波的传播位移而导致脉搏波速度的计算结果偏小,降低脉搏波成像方法的准确性。

[0041] 因此,本发明采用的解决方案是将脉搏波速度的分段式计算中的脉搏波传播位移进行几何校正。具体的实现方法是对分割得到的血管壁轮廓曲线进行分段式的一阶线性拟合(如图3(b)所示),得到血管壁处每一个分段对应的一阶线性拟合斜率k,进而求得血管壁轮廓曲线对应的拟合直线的长度为: $s = \frac{\text{length}_x}{\cos(\tan^{-1}(k))}$ (6); 其中, length-x为血管壁在探头方向的距离,将拟合直线的长度近似为脉搏波的传播位移,根据速度计算公式:

$v = \frac{s}{t} = \frac{\text{length}_x}{t} \times \frac{1}{\cos(\tan^{-1}(k))}$ (7); 令校正系数 $\theta = \frac{1}{\cos(\tan^{-1}(k))}$, 可求得传播位移

经过几何校正后的更为准确的脉搏波传播速度: $v = \frac{s}{t} = \frac{\text{length}_x}{t} \theta = v \times \theta$ (8)。

[0042] 在本发明中,由于动脉管壁较薄,当外界干扰足够小时,管壁结构遵循胡克定律,1960年Bergel提出的Moens-Korteweg公式描述了管壁弹性模量与脉搏波速度的关系,由此

可以推导得到血管壁的弹性模量: $PWV = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho R}}$ (9); 其中E是动脉壁的杨氏模量,R

为管腔半径, ρ 为血液密度,h为管壁厚度。从公式可以看出脉搏波速度PWV与管壁的硬度息息相关,同时也与管壁的厚度、管腔直径有直接的联系。在一个心动周期内,管腔直径以及管壁的厚度是不断变化的,因此通过公式(9)计算的管壁杨氏模量也是不断变化的。

[0043] 本发明中管腔直径选取心动周期内管腔直径达到最大值时的数值,管壁厚度取管

腔直径达到最大值时相对应的厚度,管腔的直径及管壁的厚度测量通过对血管壁运动的散斑追踪结果进行计算。考虑到泊松比,我们使用修正后的Moens-Korteweg公式计算血管的

杨氏模量: $E = \frac{2R\rho(1-\nu^2)(PWV)^2}{h}$ (10);其中E是动脉壁的杨氏模量, ν 代表泊松比(ν

≈ 0.49 ,材料不可压缩),R为管腔半径, ρ 为血液密度,h为管壁厚度。

[0044] 本发明基于多通道可编程超声平台Vantage (Verasonics Inc,Redmond,WA)实现多角度平面波发射成像数据采集,获取多帧超声原始通道数据。数据采集使用的是L11-4v探头,128个阵元同时发射和接收,探头的中心频率为7.8125MHz,采样频率为31.25MHz,脉冲重复频率为10k,探头的其他参数见表1。

[0045] 基于超声平面波的脉搏波成像方法的具体流程如下:

[0046] (1)将Verasonics系统采集得到的超声原始通道数据经过DAS波束合成,得到经过校正后与物理位置对应的超声射频信号,超声射频信号包含超声原始信号幅度和相位的信息;

[0047] (2)利用基于超声射频数据的二维散斑追踪算法,计算得到各相邻帧间的血管壁各坐标点的相对位移信息,并对得到的位移数据执行中值滤波处理,消除异常位移估计数据;

[0048] 采用的二维散斑追踪算法可以克服由于超声信号解相关造成的运动估计误差,提高散斑追踪的鲁棒性和准确性。

[0049] (3)基于超声图像手动分割管壁位置(选取血管壁的上、下边界,以确定脉搏波计算区域),以第一帧图像为起始,通过相邻两帧图像之间的位移估计信息计算所选血管壁各点在后一帧的位置,最终得到血管壁上不同深度处各坐标点在径向振动的连续时间-位移信息;

[0050] (4)对步骤(3)获得的径向振动的连续时间-位移数据进行差分计算,并根据公式 $v = s/t$,获取血管壁不同深度处各坐标点在径向振动的运动速度;

[0051] (5)以时间为横坐标,超声探头阵元方向(管壁方向)的位置为纵坐标,选取血管壁同一深度处各坐标点径向振动速度曲线上的基准特征点(如选取径向振动速度波形上升沿的50%为基准点)。在血管壁位置处加窗,窗长为成像血管长度的40%,对每个窗内的脉搏波传播位移进行几何校正,根据血管壁上各点的距离及其对应振动波形基准点的时延进行一阶线性拟合,其斜率的倒数与几何校正系数的乘积即为血管的局部脉搏波速度;

[0052] (6)根据修正后的Moens-Korteweg公式(公式10)中管壁弹性模量E与脉搏波速度PWV的关系,计算血管壁各位置处的弹性模量E;

[0053] (7)依次将窗向后移动一个坐标,实现对局部血管的分段式处理,得到各个血管分段的脉搏波速度PWV、弹性模量E;

[0054] (8)对血管壁每个深度重复步骤4-7,完成整段血管的计算后,将血管壁的局部脉搏波速度图和弹性模量图覆盖于超声图像。

[0055] 表1多角度平面波发射成像数据采集参数

参数	数值
探头长度	38.4 mm
阵元数	128
[0056] 探头中心频率	7.8125 MHz
采样频率	31.25MHz
平面波角度	-16°、-8°、0°、8°、16°
接收变迹	Hamming 窗
发射间隔	200 us

[0057] 本发明中,基于多角度平面波复合成像的波束合成方法,将超声换能器通道数据转换成与物理位置对应的超声射频信号;在保证成像质量的前提下,提高了超声成像帧率,减少了相邻两帧数据的解相关性,提高了散斑追踪算法的准确性。同时,对脉搏波在动脉血管中的传播位移的几何校正,提高脉搏波速度计算的准确性。将脉搏波速度与弹性模量结果覆盖于超声图像,直观地观察动脉血管壁不同位置处的脉搏波速度及弹性模量的分布规律。另外,由于成像帧率更高,因而能捕捉到传播速度更快的脉搏波,可以将该方法应用在硬度更大的组织或器官,提高了方法的适用范围。

[0058] 本领域的技术人员容易理解,以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

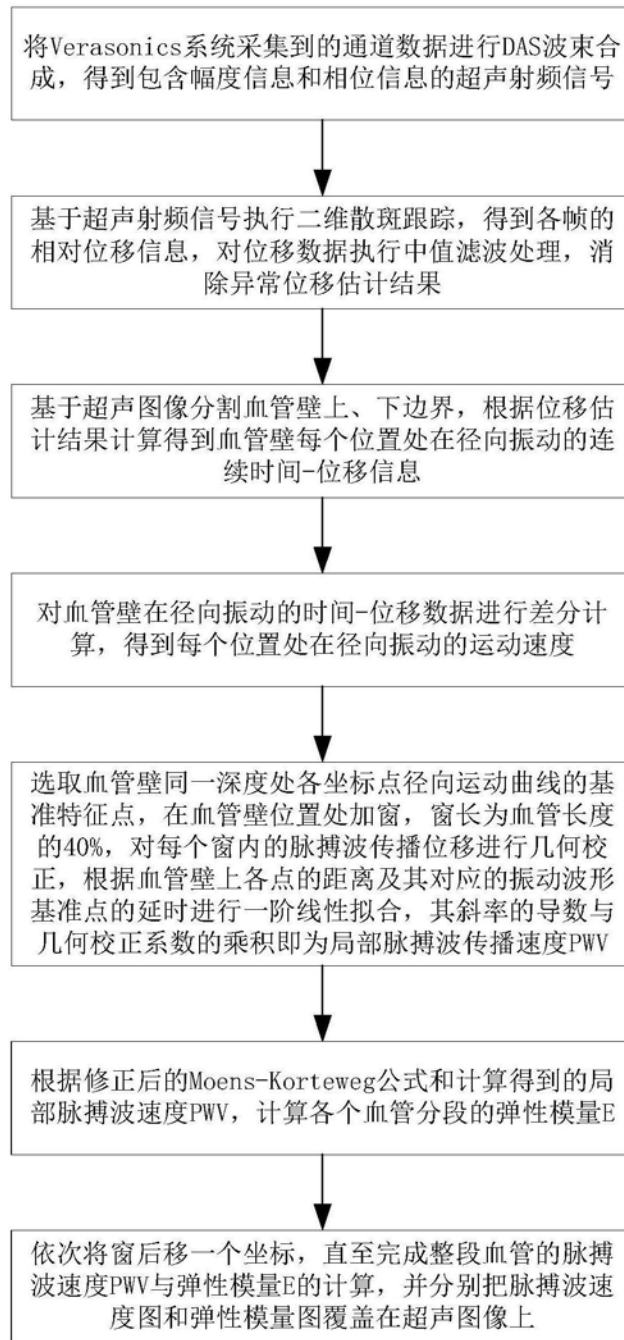


图1

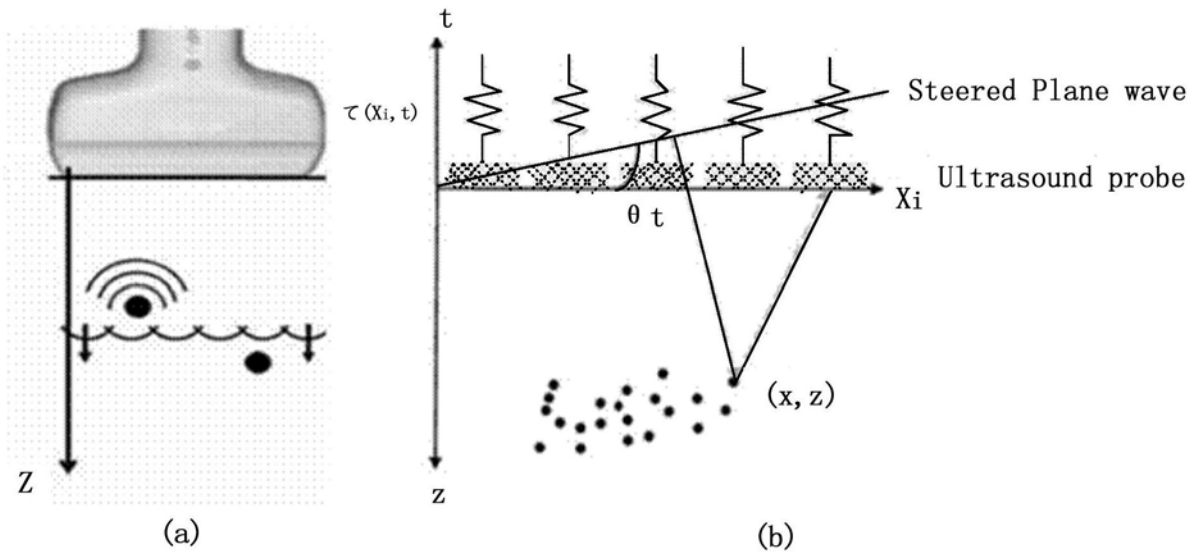


图2

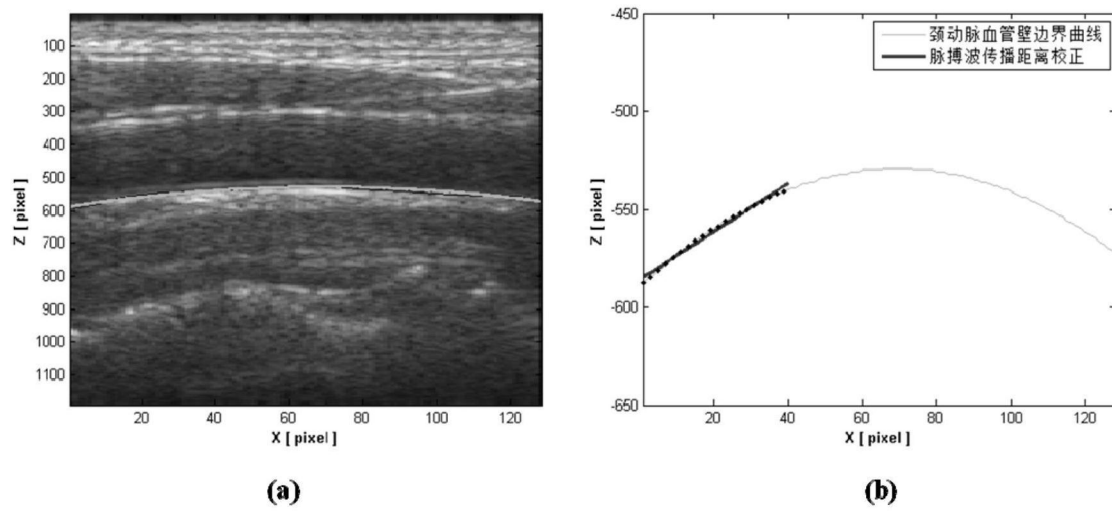


图3

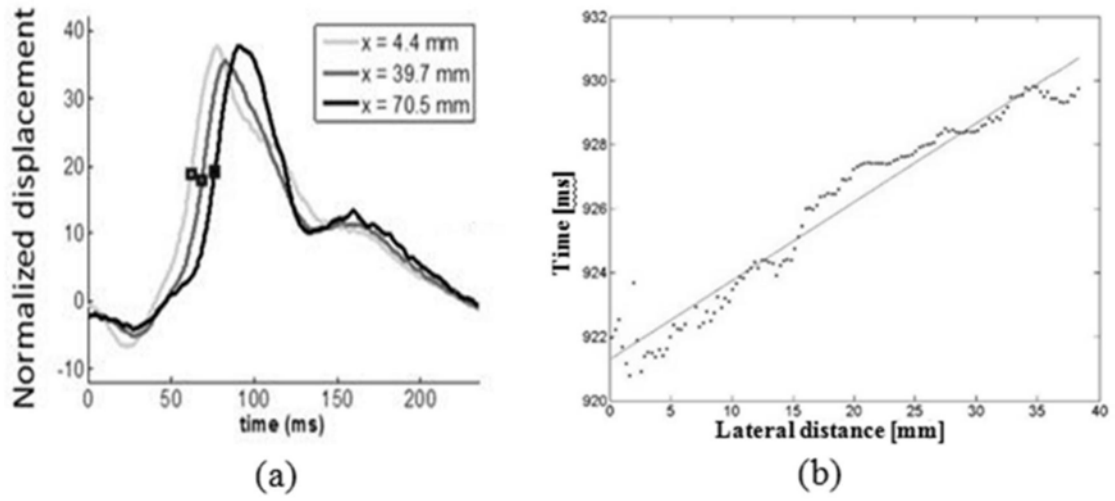


图4

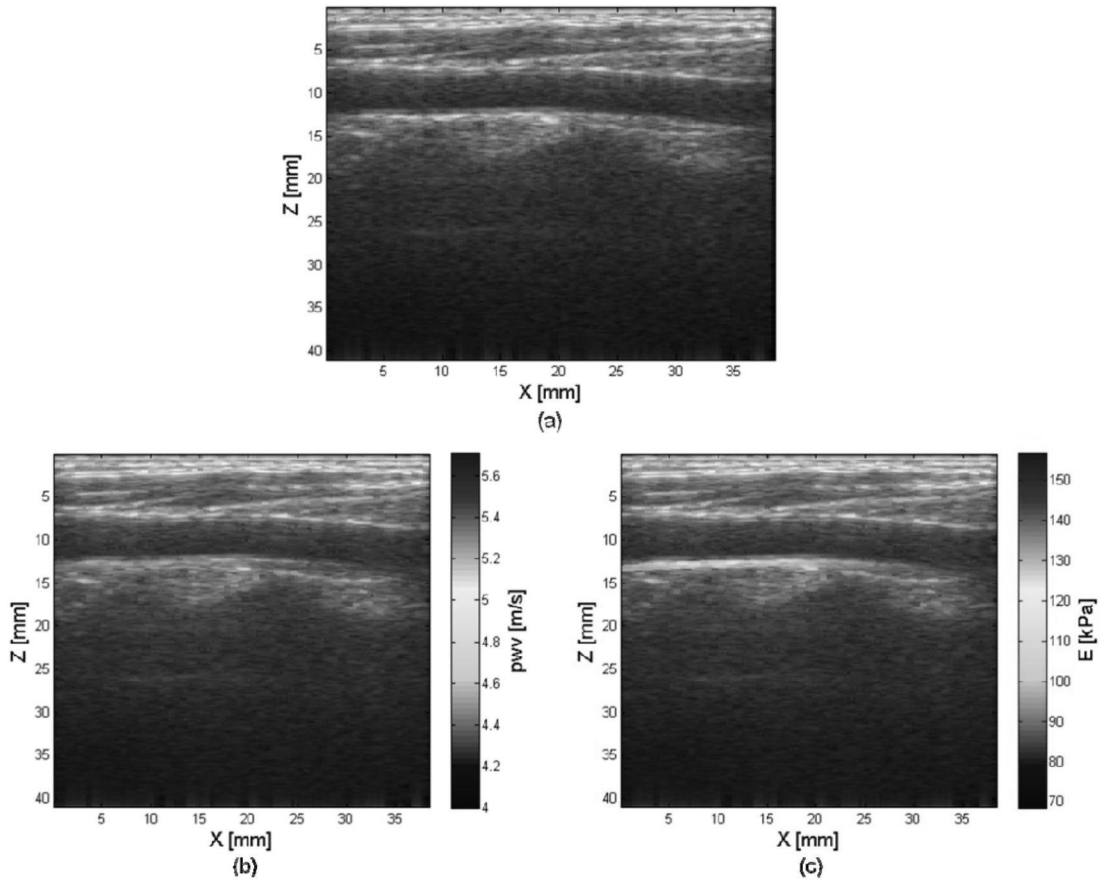


图5

专利名称(译)	一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法		
公开(公告)号	CN110215233A	公开(公告)日	2019-09-10
申请号	CN201910361632.3	申请日	2019-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	陆敏华 杜斌 黄帅 毛睿		
发明人	陆敏华 闭祖悦 郑浩腾 杜斌 黄帅 毛睿		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/485 A61B8/5215 A61B8/58		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于成像技术领域，公开了一种基于超声平面波扫描的分段式脉搏波成像方法，包括：对超声射频信号进行处理，获得各相邻帧间的血管壁各坐标点的相对位移信息；获得血管壁不同深度处各坐标点的连续时间-位移信息；选取血管壁同一深度处各坐标点径向振动的基准特征点，并在血管壁位置处加窗，对每个窗内的脉搏波传播位移进行几何校正，依次将窗向后移动一个坐标实现对局部血管的分段式处理，直至完成整段血管的计算，将血管壁的局部脉搏波速度图和弹性模量图覆盖于超声图像。本发明有效解决了传统脉搏波成像技术中成像质量与成像帧率之间的矛盾；并对脉搏波在走形不规则的血管中的传播位移进行了几何校正，提高了脉搏波传播速度计算的准确性。

