

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108568

基于伽马混合模型 B 超图像聚类配准的 颈动脉管壁搏动位移干扰抑制*

魏倩¹, 何冰冰¹, 张榆锋¹, 李支尧², 王致诚¹

(1. 云南大学信息学院 昆明 650504; 2. 昆明医科大学第三附属医院 昆明 650118)

摘要:提出了基于伽马混合模型 B 超图像聚类(UICG)的配准方法以抑制血管壁搏动位移估计的干扰。使用伽马混合模型对颈动脉 B 超图像聚类,以远距组织的归一化互信息为相似性测度提取干扰曲线,基于干扰曲线对聚类图像序列进行空间逆变换以消除外界干扰,最后采用散斑追踪法在配准后的聚类图像序列中估计管壁搏动位移。仿真实验表明,相比主轴质心与互信息相结合(PCMI)的传统配准算法,X、Y 和旋转方向上的 UICG 干扰归一化均方根误差(NRMSE)分别减小了 36%、38% 和 32%,管壁搏动位移估计的 NRMSE 均值减小了 37%。对健康受试者颈动脉的实测试验进一步证明了 UICG 法的有效性。综上,UICG 法能有效抑制干扰,提高管壁搏动位移的估计精度。

关键词: 图像聚类;伽马混合模型;颈动脉;管壁搏动位移;干扰抑制

中图分类号: R445.1 TH79 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 320.1140 510.4050

Carotid artery wall pulsation displacement interference suppression based on ultrasonic images clustered registration with the Gamma mixture model

Wei Qian¹, He Bingbing¹, Zhang Yufeng¹, Li Zhiyao², Wang Zhicheng¹

(1. School of Information Science and Engineering, Yunnan University, Kunming 650504, China;

2. Third Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming 650118, China)

Abstract: A registration method based on ultrasound images clustering with the Gamma mixture model (UICG) is proposed to suppress the interference in the wall pulsation displacement estimation. A Gamma mixture model is used for the carotid artery B-mode ultrasound image clustering. Then, the normalized mutual information of the distant tissues is used as the similarity measure to extract interference curves. Based on the interference curves, the spatial inverse transformation of the clustering image sequence is implemented to eliminate the external interference. Finally, with the speckle tracking method, the pulsation displacement of the arterial wall is estimated from the sequence of the registered cluster images. Compared with the traditional registration algorithm, namely, the position weighted principal axis and centroid method combined with mutual information (PCMI), simulations show that the normalized root mean square errors (NRMSEs) of the UICG-based interference estimations in X, Y, and rotation directions are reduced by 36%, 38%, and 32%, respectively. The mean NRMSE of the estimated wall displacements is decreased by 37%. The clinical trials based on the common carotid arteries of healthy subjects further evaluate the effectiveness of the UICG method. In summary, the UICG method can effectively suppress interference and thus improve the measurement accuracy of the wall displacement.

Keywords: image clustering; Gamma mixture model; carotid artery; wall pulsation displacement; interference suppression

0 引言

由动脉粥样硬化引起的心脑血管疾病发病急、致死

率和致残率高,是人类因病致死的首要原因^[1-2]。超声技术具有无创、无辐射等优势,广泛应用于动脉粥样硬化的临床检查^[3-5]。基于 B 超图像序列准确测量动脉血管壁搏动位移有助于评估血管健康状态,对心脑血管疾病的

预防、早期诊断具有重要意义^[6-9]。

基于超声散斑跟踪法提取动脉壁搏动位移曲线^[10]的原理是以两个图像块的互相关系数为相似性测度,在 B 超图像序列中跟踪血管壁成像区域以得到管壁位移曲线。为了评估散斑跟踪法提取管壁搏动位移曲线的性能,Golemati 等^[11]使用不同尺寸、形状的被跟踪区域提取管壁搏动位移曲线,结果表明被跟踪区域的尺寸是影响管壁位移提取的重要因素。与上述使用单个被跟踪区域的局部运动估计方法不同,Tat 等^[12]和 Zahnd 等^[13-14]提出了一种多匹配算法,沿血管横向独立估计多个血管壁搏动曲线,再平均得到最终结果以增加结果的鲁棒性,但耗时长、效率低。Castouniati^[15]和 Qorchi 等^[16]提出了基于卡尔曼滤波的散斑跟踪法,用图像灰阶值作为卡尔曼滤波的控制信号以更新 B 超图像序列中图像块的位置,进而找到其最佳匹配位置。该算法能够在提高管壁位移估计精度的同时提高效率。为进一步改善管壁搏动位移估计,Gao 等^[17]利用图像灰度的线弹性模型来描述血管壁的运动,再通过状态空间法将弹性模型的微分方程变换成状态空间方程,采取块匹配方法求出观测值,进而利用 H_∞ 滤波器求解状态空间方程,最后得到血管壁运动过程的最优解。该方法抗噪声干扰的能力更强,可有效提高运动追踪的稳定性和准确性。

虽然上述方法提高了散斑跟踪法提取管壁搏动位移曲线的准确性,但均未考虑超声检查时的外界干扰,如测试者把握探头不稳定、受试者呼吸引起的偏移等。外界干扰导致管壁搏动位移提取的准确性降低,影响血管健康状况的客观评价。Golemati 等^[18]基于原始 B 超图像的灰度特征进行图像配准,使用配准后的图像提取管壁搏动位移。原始 B 超图像中存在斑点噪声、分辨率差和低回声成分等问题,该方法无法完全抑制外界干扰。针对上述问题,林文晶^[19]将原始 B 超图像以单演信号理论转换为相位图像,基于相位图抑制外界干扰。在此基础上,张晴晖等^[9]利用相位特征的稳定性和不同图像空间形状信息的一致性,提出了基于主轴质心与互信息相结合的配准算法(position weighted principal axis and centroid method combined with mutual information, PCMI),先使用基于图像形状的主轴质心法对相位图像序列进行预处理,再基于互信息的配准方法对预处理后的图像进行配准。PCMI 法对相位图中的空间信息进行空间变换,从而减小待配准图像序列间的差距以提高配准精度,但部分存在差异的孤立小面积图像会导致主角测量值与真值的偏差较大,此外,对 B 超图像进行相位提取时需进行多次实验选取尺度参数,尺度参数不同其提取的相位图也不同,这一缺点限制了 PCMI 算法的稳定性。

另一个能够有效降低斑点噪声、提高图像分辨率的方法是 B 超图像聚类。该方法无需预设尺度参数提取图

像相位,且聚类图像的灰度特征更显著、边界更清晰,已用于超声颈动脉 3 层膜厚度检测^[20]、斑块检测^[21]等研究。选择合适的概率模型对 B 超图像的聚类效果至关重要。文献[21]证明了相比高斯、瑞利混合模型,伽马混合模型更适用于描述颈动脉 B 超图像中血液、血管壁及周围组织等不同组织的散斑分布^[22-23]。

为此,本文提出基于伽马混合模型 B 超图像聚类(ultrasound images clustering with Gamma mixture model, UICG)的颈动脉管壁搏动位移干扰抑制方法。首先,应用伽马混合模型对颈动脉 B 超图像进行聚类处理得到聚类图像序列;其次,提取聚类图像序列中远距组织的偏移曲线作为外界干扰;最后,消除聚类图像序列的外界干扰,采用散斑跟踪法提取管壁搏动位移曲线。

1 方法原理

1.1 伽马混合模型聚类

伽马混合模型是由 M 个伽马分布线性组合而成。设 $\mathbf{X} = \{x_i\} (1 \leq i \leq n)$ 是 B 超图像的像素强度值,且满足独立同分布(观测数据集)。对于 $\mathbf{X}$ 中的单个采样 x_i ,设第 m 个伽马分量的概率密度函数为 $p_m(x_i | \boldsymbol{\theta}_m)$,表达式如下:

$$p_m(x_i | \boldsymbol{\theta}_m) = \frac{x_i^{\alpha_m - 1}}{\beta_m^{\alpha_m} \Gamma(\alpha_m)} e^{-\frac{x_i}{\beta_m}}, x_i \geq 0 \text{ 且 } \alpha, \beta > 0 \quad (1)$$

式中:参数集 $\boldsymbol{\theta}_m = \{\alpha_m, \beta_m\}$ 、 α_m 为均值、 β_m 为标准差; $\Gamma(x)$ 为欧拉伽马函数。

$$\Gamma(x) = \int_0^\infty t^{x-1} e^{-t} dt, x > 0 \quad (2)$$

则伽马混合模型分布的概率密度函数为 $P(x_i | \boldsymbol{\Theta})$,表示各个伽马分布的先验概率:

$$P(x_i | \boldsymbol{\Theta}) = \sum_{m=1}^M \pi_m p_m(x_i | \boldsymbol{\theta}_m), \quad (3)$$

式中: π_m 是第 m 个伽马分量的权重,且 $\sum_{m=1}^M \pi_m = 1$, $\boldsymbol{\Theta} = \{\boldsymbol{\theta}_1, \boldsymbol{\theta}_2, \dots, \boldsymbol{\theta}_M\}$ 为各个伽马成分的参数矢量。则整个观测数据的对数似然函数的表达式如下:

$$L(\mathbf{X}_i | \boldsymbol{\Theta}) = \log P(\mathbf{X}_1, \dots, \mathbf{X}_n | \boldsymbol{\Theta}) = \sum_{i=1}^n \log \sum_{m=1}^M \pi_m p_m(x_i | \boldsymbol{\theta}_m) \quad (4)$$

式中: n 为样本总数,且混合模型参数 $\boldsymbol{\theta}_m$ 如下:

$$\boldsymbol{\theta}_m = \{\alpha_m, \beta_m\} = \arg \max_{\{\alpha_m, \beta_m\}} L\{\alpha_m, \beta_m\} \quad (5)$$

采用最大期望算法(expectation-maximization, EM)估计式(4)的参数集。EM 算法是一种寻找最大似然或最大后验概率的迭代方法,每次迭代需要两步计算,第 1 步求对数似然函数的数学期望(E 步),第 2 步求该

数学期望的最大值(M 步)^[24]。在迭代开始之前,需要定义隐变量 $\mathbf{Z} = \{Z_i\}$,且 i 在 $\{1, \dots, M\}$ 中取值,其含义是当 $Z_i = m$ 时, x_i 属于第 m 个伽马分布。并使用 K-means 算法初始化参数 π_m, α_m, β_m :

$$\begin{aligned}\alpha_m &= \frac{1}{n_m} \sum_{i=1}^{n_m} x_i \\ \beta_m &= \sqrt{\frac{1}{n_m - 1} \sum_{i=1}^{n_m} (x_i - \alpha_m)^2} \\ \pi_m &= \frac{n_m}{n}\end{aligned}\quad (6)$$

式中: n_m 表示第 m 类中的采样数量。

1) 求对数似然函数的数学期望中,利用贝叶斯理论结合隐变量 $\mathbf{Z}$,计算每个样本分别来自于伽马分布类别 m 的先验概率,其表达式如下:

$$\begin{aligned}R(\boldsymbol{\Theta}, \boldsymbol{\Theta}') &= E[\log P(\mathbf{X}, \mathbf{Z} | \boldsymbol{\Theta}) | \mathbf{X}, \boldsymbol{\Theta}'] = \\ p(m | x_i, \boldsymbol{\Theta}') &= P(Z_i = m | x_i, \boldsymbol{\Theta}') = \frac{\pi_m p_m(x_i | \boldsymbol{\Theta}')}{p(x_i | \boldsymbol{\Theta}')} \quad (7)\end{aligned}$$

2) 对似然函数的数学期望求最大值,即求函数 R 的最大值,则 $t + 1$ 迭代的各分布模型参数为 π_m, α_m, β_m 可由式(8)求得。

$$\boldsymbol{\Theta}^{t+1} = \arg \max \mathbf{U}(\boldsymbol{\Theta}, \boldsymbol{\Theta}') \quad (8)$$

重复式(7)和(8)直到 $\|\boldsymbol{\Theta}^{(t+1)} - \boldsymbol{\Theta}^{(t)}\|^2 < \varepsilon$ 时,迭代结束,其中 ε 为收敛误差。则用 EM 算法估计的伽马混合模型参数如下:

$$U_m^t = \sum_{i=1}^n p(m | x_i, \boldsymbol{\Theta}') \quad (9)$$

$$\pi_m^{t+1} = \frac{1}{n} U_m^t \quad (10)$$

$$\begin{aligned}\log(\alpha_m^{t+1}) - \psi(\alpha_m^{t+1}) &= \\ \log\left(\frac{\sum_{i=1}^n U_m^t x_i}{\sum_{i=1}^n U_m^t}\right) - \frac{\sum_{i=1}^n U_m^t \log x_i}{\sum_{i=1}^n U_m^t} \quad (11)\end{aligned}$$

$$\beta_m^{t+1} = \frac{1}{\alpha_m} \frac{\sum_{i=1}^n U_m^t \log x_i}{\sum_{i=1}^n U_m^t} \quad (12)$$

其中, $\psi(x) = \frac{\Gamma'(x)}{\Gamma(x)}$ 且 α_m, β_m, π_m 分别表示第 $t + 1$ 次迭代时第 m 类的均值,方差以及所占的权重。虽然式(11)无闭合解,但 $\log(\alpha_m^{t+1}) - \psi(\alpha_m^{t+1})$ 函数有规律可循,通过数值分析对该式进行求解。

1.2 散斑跟踪法提取管壁位移曲线

B 超图像中由成像介质中许多小散射体的回波相互叠加产生的颗粒状外观被称为“散斑”^[25],利用图像匹配算法在不同 B 超图像中跟踪散斑以估计组织位移的方法为散斑跟踪法。

散斑跟踪法的基本原理是在一帧 B 超图像(参考帧)上定义感兴趣区域(region of interest, ROI),并在另一帧 B 超图像(比较帧)中以 ROI 的位置为中心定义搜索区,遍历搜索区找到与 ROI 相似性最高的图像块以估计 ROI 在两帧 B 超图像之间的位移。通常,采用归一化互相关系数(normalized correlation coefficient, NCC)来衡量 ROI 及其待匹配图像块的相似性程度:

$$\begin{aligned}NCC &= \\ \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (R(m, n) - \bar{R})(F(m, n) - \bar{F})}{\sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (R(m, n) - \bar{R})^2 \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (F(m, n) - \bar{F})^2}} \quad (13)\end{aligned}$$

式中: M 和 N 分别为 ROI 在横向、轴向上的像素个数; $R(m, n)$ 和 $F(m, n)$ 分别为 ROI 及待匹配图像块中 (m, n) 处的灰度值; $\bar{R}$ 和 $\bar{F}$ 分别为 ROI 及待匹配图像块的灰度平均值。

使用散斑跟踪法能够在颈动脉 B 超图像序列中提取管壁搏动位移曲线。首先,在颈动脉 B 超图像序列中随机选取一帧图像作为参考帧,并定义 ROI,其横、轴向上的物理尺寸应分别大于图像的横、轴向分辨率,且位于血流与血管壁的交界处^[26]。然后,将参考帧后的多帧图像作为比较帧,定义 ROI 的搜索区。最后,基于最大 NCC 计算 ROI 在各个搜索区之间的偏移,乘以一个像素的物理尺寸即为管壁搏动位移。

1.3 UICG 法

UICG 法抑制外界干扰的原理如图 1 所示,使用伽马混合模型对原始 B 超图像进行聚类,在聚类图像序列中提取远距组织灰度特征作为参考图像和浮动图像,计算参考图像和浮动图像序列之间的归一化互信息以提取外界干扰曲线,基于干扰曲线对聚类图像序列进行空间逆变换以去除干扰,最后,对配准后的聚类图像序列提取管壁的搏动位移。

完整的颈动脉 B 超图像包含管腔、管壁、周围组织及远距组织等多种像素特征有差异的成像区域,将具有相同像素特征的成像区域看作一个伽马分布,多个伽马分布的线性组合(伽马混合模型)可用于描述颈动脉 B 超图像。首先,基于伽马混合模型对颈动脉 B 超图像的灰度特征进行统计建模,得到颈动脉管腔、管壁、周围组织及远距组织的概率密度函数,并据此建立概率模型;其次,利用 K-means 算法对伽马混合模型的参数初始化,再利用 EM 算法估计颈动脉管腔、管壁、周围组织和远距组织的模型参数,进而得到一组最优参数值;最后,将各参数映射到灰度空间,得到聚类处理后的颈动脉 B 超图像。

聚类后,通过计算参考图像与浮动图像序列的归一化互信息得到浮动图像相对于参考图像的空间变换,即

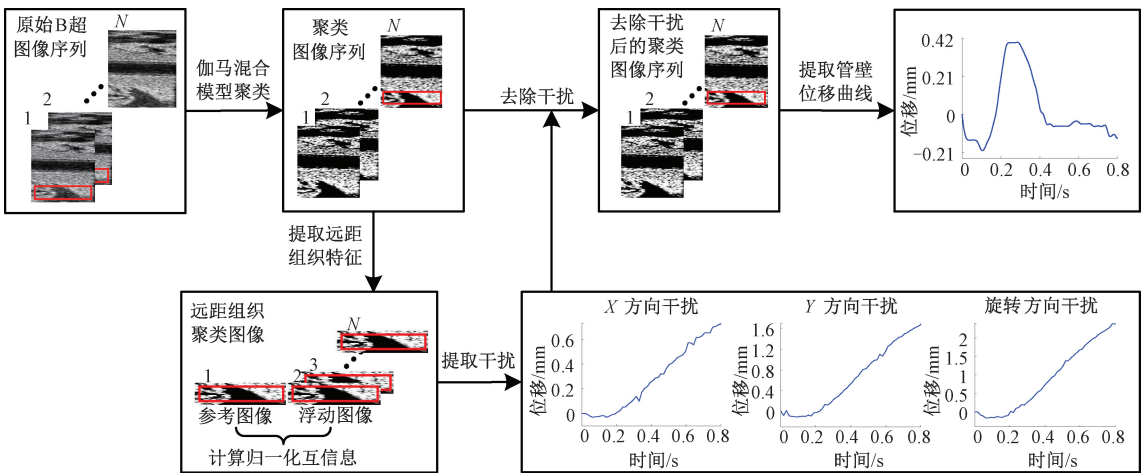


图 1 UICG 法原理

Fig. 1 Schematic diagram of the UICG method

外界干扰曲线。将浮动图像序列按照 X 、 Y 以及旋转方向的外界干扰曲线进行空间逆变换以消除外界干扰。最后,基于消除外界干扰后的聚类图像序列,采用散斑跟踪法提取管壁搏动位移曲线。

2 实验验证

2.1 仿真实验

本文基于 Field II 超声仿真软件模拟受外界干扰的颈动脉 B 超图像序列以验证 UICG 法的有效性^[27],具体流程如图 2 所示。

从临床采集的颈动脉 B 超图像中去除颈动脉得到远距组织 B 超图像;基于 Field II 建立远距组织散射点模型,其中,散射点空间位置服从均匀分布;并对远距组织 B 超图像的像素灰度进行二维插值以获得

散射点幅度变化。建立颈动脉几何模型,在模型内加入 1×10^6 个散射点,其位置服从均匀分布,幅度服从高斯分布(均值为 0,方差为 1);使动脉管壁根据理论管壁搏动位移曲线(图 3(a))运动,生成管壁搏动序列散射点模型。然后,将远距组织散射点模型、管壁搏动序列散射点模型叠加以合成无干扰的颈动脉散射点模型。为了模拟在超声检查过程中测试者把握探头不稳定以及受试者呼吸产生的外界干扰,基于图 3(b)~(d) 所示的外界干扰曲线使颈动脉散射点模型向 X 、 Y 及旋转方向运动以生成含干扰的颈动脉散射点模型。基于 Field II 模拟超声扫描颈动脉散射点模型的射频回波信号,扫描方向如图 4 所示,仿真实验参数如表 1 所示。最后,对射频回波信号进行包络提取、动态范围压缩、插值等处理,得到含干扰的仿真颈动脉 B 超图像序列^[28]。

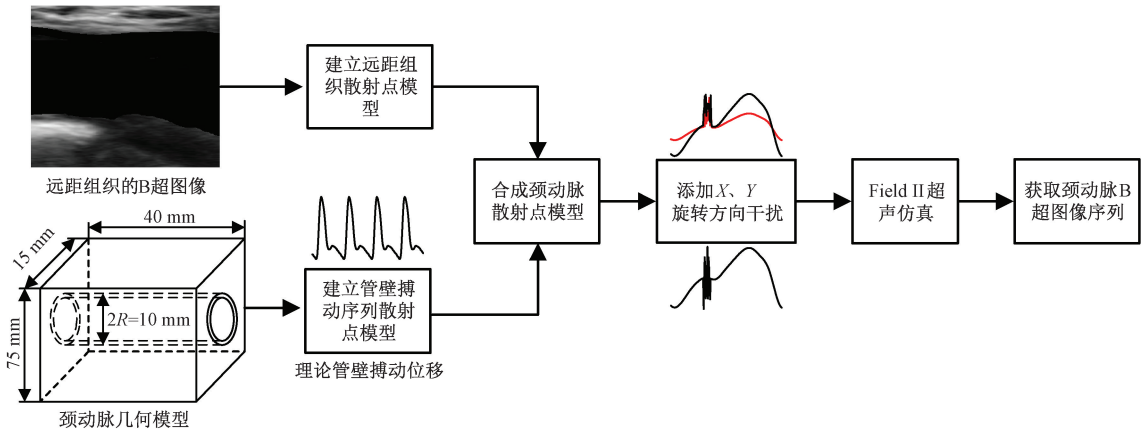


图 2 颈动脉搏动散射点建模与超声仿真流程

Fig. 2 Flowchart for the scatter modeling and ultrasound simulation of the carotid artery pulsation

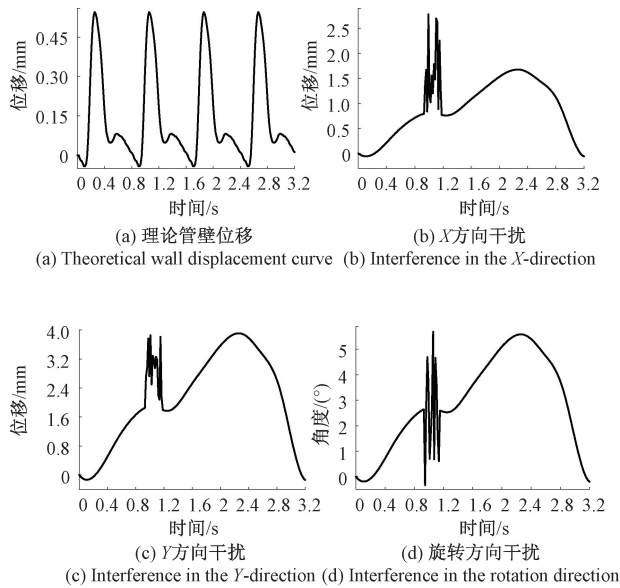


图 3 仿真颈动脉管壁搏动位移与外界干扰的理论预设曲线
Fig. 3 The wall pulsation displacement of the carotid artery and theoretical curves of external interference in simulation

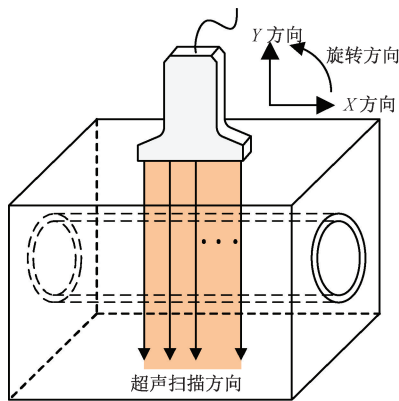


图 4 颈动脉超声仿真扫描及外界干扰方向示意图
Fig. 4 Schematic diagram of the directions of ultrasound scanning and external interference for the carotid artery in simulation

表 1 B 超仿真参数

Table 1 Ultrasound simulation parameters			
参数类型	数值	参数类型	数值
换能器类型	线阵	脉冲类型	正弦
阵元总数	196	周期个数	2.5
激活的阵元数	64	最大脉冲重复频率/kHz	8
阵元高度/mm	5	中心频率/MHz	3
阵元间距/ μm	50	采样频率/MHz	100
聚焦深度/mm	70	声速/(m/s)	1 540

为验证算法的鲁棒性,进行了 10 次独立重复实验。利用伽马混合模型对仿真的 10 组 B 超图像进行聚类时。算法参数设置如下:最大迭代次数为 800,最大类别数为 10,类别 $m = 4$,收敛误差 $\varepsilon = 10^{-3}$ 。

2.2 实测试验

本文实测试验经昆明医科大学第三附属医院伦理委员会批准,试验数据来源于 10 名健康受试者颈动脉,由昆明医科大学第三附属医院提供并授权使用。试验前受试者已被告知试验相关信息并自愿签署知情同意书。使用超声系统(Aplio 500, Toshiba Inc., 日本)及中心频率为 5 MHz、频带范围为 5~12 MHz 的线阵探头(PLT-805AT, Toshiba Inc., 日本)对每位受试者连续采集 30 s(900 帧)数据,参数设置如表 1 所示。利用伽马混合模型对临床颈动脉 B 超图像进行聚类,算法参数同仿真实验。

3 结果与讨论

3.1 仿真实验结果

2.1 节的仿真实验共模拟了 3.2 s(204 帧)内含干扰和不含干扰的仿真颈动脉 B 超图像序列。如图 5 所示,以 0、0.9、1.1、2.2 及 3.2 s 5 个时刻分析外界干扰的影响及图像聚类的性能。图 5(a)为不含外界干扰,血管壁发生收缩和扩张运动,但不同时刻下血管腔的中心均处于 55 mm 处,远距组织也未发生空间位移。图 5(b)为含 X、Y 及旋转等 3 个方向的外界干扰,受干扰的影响,不同时刻下血管腔中心的所在深度发生改变,且颈动脉的远距组织出现向下平移和逆时针旋转的情况。因此,本文使用的仿真实验建模方法能够有效模拟受到外界干扰的管壁搏动。对图 5(b)的 B 超图像进行伽马混合模型聚类,结果如图 5(c)所示。与原始图像相比,聚类图像更加清晰,对比度更高,像素灰度特征也更加显著,证明伽马混合模型聚类的图像处理可有效改善血管边界模糊以及 B 超图像受斑点噪声干扰大的问题。综上,使用聚类图像更有利于检测外界干扰、提高管壁搏动位移的估计精度。

采用 PCMI 和 UICG 法分别基于仿真颈动脉的相位图像序列和聚类图像序列提取外界干扰,结果如图 6 所示,其中图 6(a)~(c)分别表示 X、Y 和旋转方向上的外界干扰估计结果,正方形标记的曲线表示理论预设值(与图 3(b)和(c)的理论预设值相同),圆形标记的曲线、三角形标记的曲线分别表示 PCMI 和 UICG 法提取的外界干扰结果。两种算法均能够在 X、Y 和旋转方向上去除干扰。但相比于 PCMI 法,基于 UICG 法提取的外界干扰曲线更接近理论预设值,尤其是在干扰幅度较小时,UICG 法的外界干扰曲线与理论预设值近似重合,在干扰

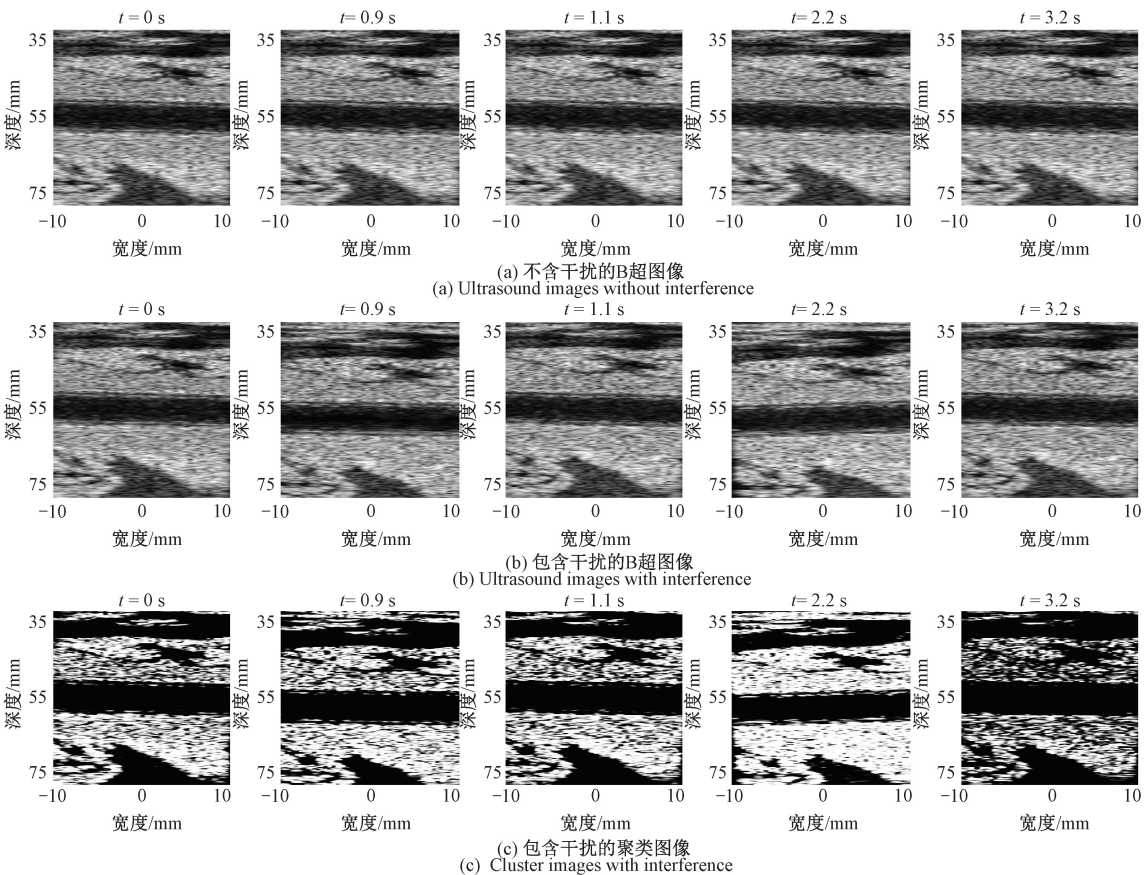


图 5 不同扫描时刻的仿真颈动脉 B 超图像及聚类图像

Fig. 5 Ultrasound images and cluster images of the simulated carotid artery at different scanning times

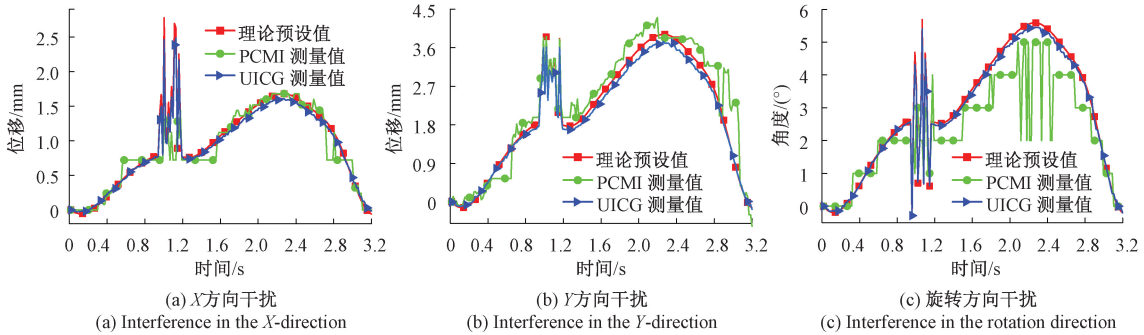


图 6 基于 PCMI 与 UICG 法提取的仿真颈动脉外界干扰曲线

Fig. 6 The PCMI-and UICG-based external interference curves extracted from the simulated carotid artery

幅度较大时,UICG 法的外界干扰曲线略低于预设值,但总体变化趋势与预设值相同,且无明显波动。因此,与 PCMI 法相比,基于聚类图像序列估计外界干扰的 UICG 法准确性更高。

采用散斑跟踪法提取的仿真颈动脉管壁搏动位移曲线如图 7 所示。其中,图 7 (a)是从 204 帧含干扰的原始颈动脉 B 超图像中提取的管壁搏动位移曲线,由于存在外界干扰该曲线已无法辨别出管壁自身的搏动特征,无法表征管壁真正的运动状态。图 7 (b) 中圆形标记的

曲线和三角形标记的曲线分别代表采用 PCMI 和 UICG 两种配准算法去除外界干扰后提取的管壁搏动位移曲线。两种结果的位移幅度及周期性均与理论预设值吻合,均能体现管壁的搏动状态。但是,基于 PCMI 的测量值与理论预设值重合度较差,且在波峰处存在较大波动,而 UICG 测量值更贴近理论预设值,能够较好的表示管壁真正的搏动状态。因此,使用 UICG 法能够有效去除外界干扰,从而有助于准确提取管壁搏动位移曲线。

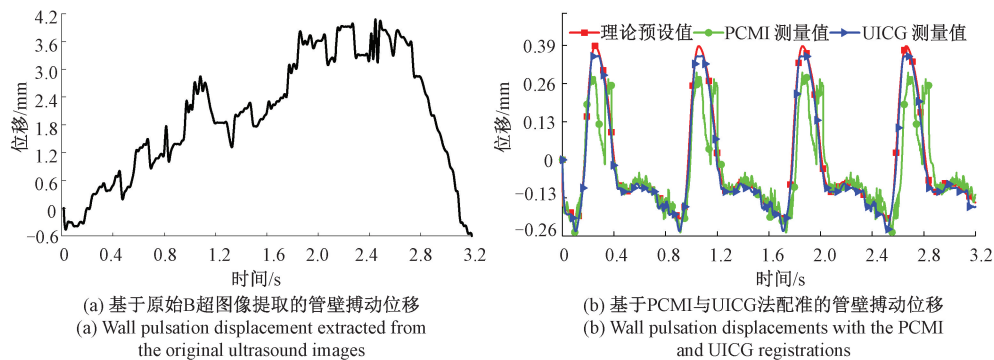


图 7 仿真颈动脉管壁搏动位移曲线

Fig. 7 The wall pulsation displacement curves measurement from the simulated carotid artery

为了验证算法的鲁棒性,本文进行了 10 次独立重复的仿真实验。由 PCMI 和 UICG 两种配准算法提取的 X、Y 及旋转方向外界干扰及去除外界干扰后提取的管壁搏动位移曲线的 10 次归一化均方根误差 (normalized root mean square error, NRMSE) 的均值及标准差如表 2 所示。

表 2 基于 PCMI 和 UICG 提取的外界干扰、管壁搏动位移的 NRMSE (均值±标准差)

Table 2 NRMSE of the external interferences and the wall pulsation displacements extracted with the PCMI and UICG methods (mean ± standard deviation)

配准方法	PCMI	UICG
X 方向	0.233 9±0.022 6	0.148 8±0.017 6
外界干扰 Y 方向	0.329 6±0.049 3	0.204 1±0.037 2
旋转方向	0.386 2±0.091 7	0.263 8±0.070 9
管壁搏动位移曲线	0.412 9±0.090 1	0.261 7±0.071 2

由表 2 可知,相比 PCMI 法,UICG 法提取的 X、Y 和旋转方向上外部干扰曲线的 NRMSE 均值分别减小了 36%、38% 和 32%,对应标准差分别减少了 22%、25% 和 23%,这一数据说明 UICG 法提取外界干扰的准确性更高、稳定性更好。使用两种方法消除外界干扰后,基于 UICG 法的管壁搏动位移曲线的 NRMSE 均值比基于 PCMI 的结果降低了 37%,对应标准差也降低了 21%,这一结果表明使用 UICG 法消除外界干扰更有助于估计管壁搏动位移。综上,基于聚类图像序列的 UICG 法可以有效抑制外界干扰,有利于准确提取管壁搏动位移曲线。

3.2 实测试验结果

为了进一步验证本文提出的方法,分别使用 PCMI 和 UICG 法对临床采集的 10 例颈动脉 B 超图像序列进行配准,并提取管壁搏动位移曲线。与仿真实验结果一致,UICG 法提取的管壁搏动位移曲线都更加平稳。以其中一个受试者 (39 岁,男性) 的右侧颈动脉为例,图 8 (a) 分

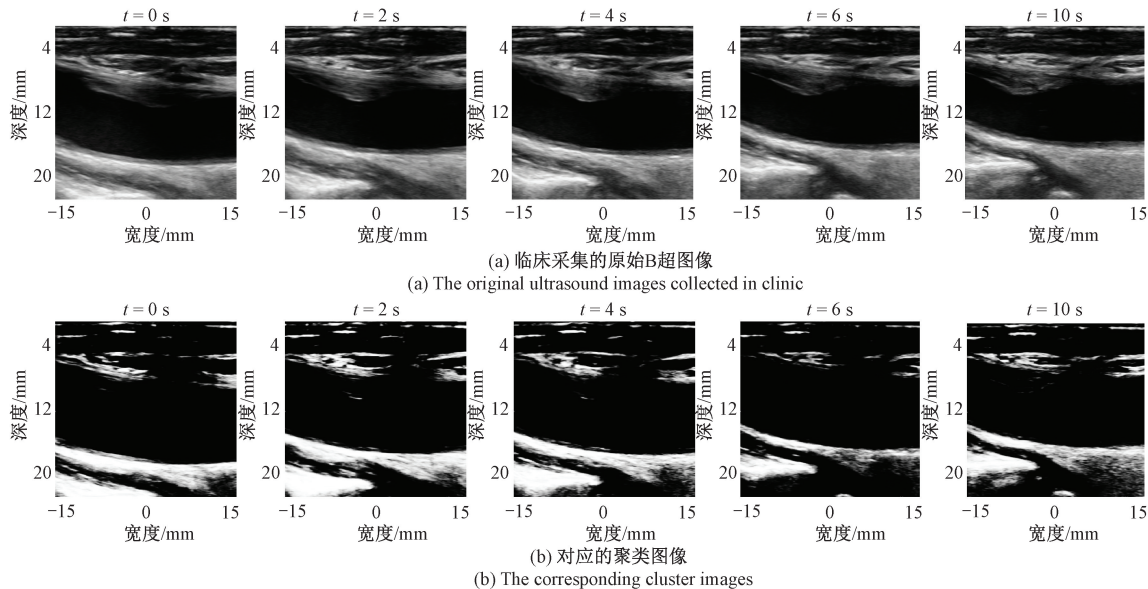


图 8 不同扫描时刻的临床颈动脉原始 B 超图像和聚类图像

Fig. 8 The original ultrasound images and cluster images of the clinical carotid artery at different scanning times

别为 0、2、4、6 及 10 s 5 个时刻的原始颈动脉 B 超图像,图 8(b)为对应的聚类图像。相比于原始颈动脉 B 超图像,经过伽马混合模型聚类后图像的灰度特征更加明显,边界更加清晰且对比度增强,所得聚类效果与仿真实验一致。采用 PCMI 和 UICG 法分别基于临床颈动脉的相

位图像序列和聚类图像序列提取外界干扰,结果如图 9 所示,其中图 9(a)~(c) 分别表示 X、Y 和旋转方向上的外界干扰,圆形标记的曲线、三角形标记的曲线分别表示 PCMI 和 UICG 法的结果。两种方法提取的干扰曲线趋势相同,表明两种方法均能抑制外界干扰。

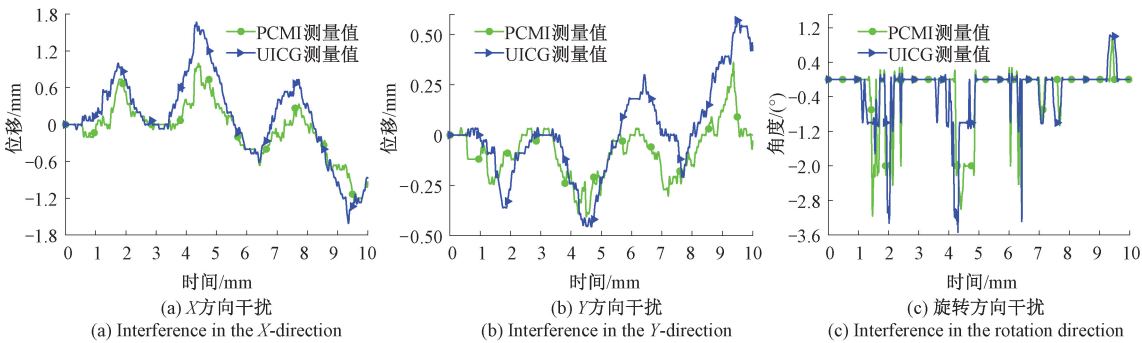


图 9 基于 PCMI 与 UICG 法提取的临床颈动脉外界干扰曲线

Fig. 9 The PCMI-and UICG-based external interference curves extracted from the clinical carotid artery

基于散斑跟踪法提取的临床颈动脉管壁搏动位移曲线如图 10 所示。图 10(a) 是从 300 帧原始颈动脉 B 超图像中提取的管壁搏动位移曲线。由于存在外界干扰,该曲线波动较大,且搏动幅度超出了颈动脉管壁搏动的位移范围^[29]。图 10(b) 中圆形标记的曲线、三角形标

记的曲线分别代表基于 PCMI、UICG 法提取的管壁搏动位移曲线。消除外界干扰后,得到的管壁搏动位移曲线平稳有规律。在 PCMI 结果中管壁周期性搏动,但每个周期的幅度相差较大;而 UICG 结果的搏动幅度稳定,维持在初始位置(位移为 0 mm)。两种结果的差异说明 PCMI 法抑制干扰不完全,UICG 法性能更好。

仿真实验、实测试验均表明,基于聚类图像序列的 UICG 法可以有效抑制外界干扰,提取的管壁搏动位移曲线更符合真实管壁搏动状态。但本文的研究工作仍存在不足,一方面未考虑 B 超图像中斑点噪声对图像聚类及抑制外界干扰的影响,另一方面临床试验中选择了健康受试者以对比 PCMI 和 UICG 的性能,未研究 UICG 法针对已发生动脉粥样硬化的病变血管的适用性。上述不足将在下一步工作中开展深入研究。

4 结 论

本文提出一种伽马混合模型聚类的图像配准算法,能够有效消除 B 超图像序列中 X、Y 及旋转方向上的外界干扰,有助于准确提取的颈动脉管壁搏动位移曲线。在提取管壁搏动位移曲线之前,利用伽马混合模型对原始 B 超图像序列进行聚类;在聚类图像序列中,提取远距组织灰度特征作为参考图像和浮动图像,计算参考图像和浮动图像序列之间的归一化互信息以提取外界干扰曲线;基于外界干扰曲线对聚类图像序列进行空间逆变换去除干扰;使用干扰抑制后的聚类图像序列提取管壁搏动位移曲线。仿真实验、实测试验均表明,相比传统的 PCMI 法,本文提出的 UICG 法准确性更高、稳定性更好。

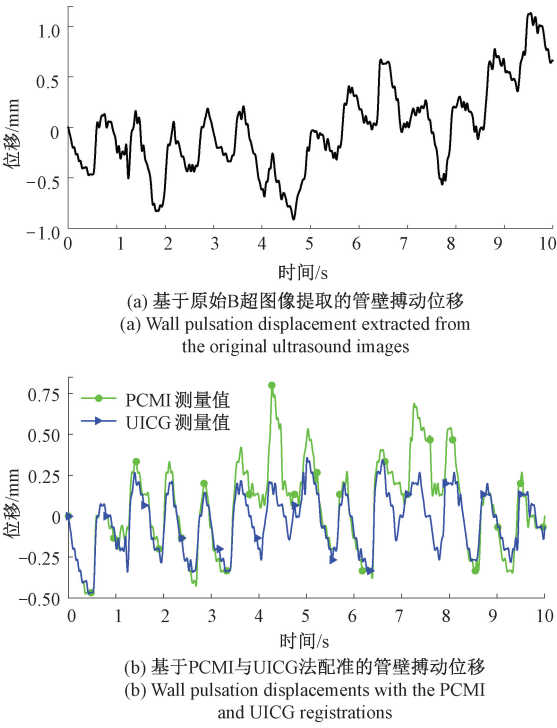


图 10 不同方法检测的临床颈动脉管壁搏动位移曲线

Fig. 10 The wall pulsation displacement curves of the clinical carotid artery detected by different methods

综上,使用UICG法准确提取动脉血管壁搏动位移,对心脑血管疾病的预防、早期诊断和治疗具有重要意义。

参考文献

- [1] KIRKMAN D L, ROBINSON A T, ROSSMAN M J, et al. Mitochondrial contributions to vascular endothelial dysfunction, arterial stiffness, and cardiovascular diseases[J]. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 2021, 320(5): 2080-2100.
- [2] LATHA S, SAMIAPPAN D, KUMAR R, et al. Carotid artery ultrasound image analysis: A review of the literature [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 2020, 234(5): 417-443.
- [3] 罗建文, 白净, 汪伟, 等. 超声弹性成像实验系统的研制[J]. *仪器仪表学报*, 2006, 27(5): 541-546, 550.
LUO J W, BAI J, WANG W, et al. An experimental system for ultrasound elastography[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2006, 27(5): 541-546, 550.
- [4] 张年, 钱盛友, 谭乔来, 等. 基于SURF算法的HIFU治疗前后超声图像配准研究[J]. *电子测量与仪器学报*, 2016, 30(6): 917-922.
ZHANG N, QIAN SH Y, TAN Q L, et al. Study on ultrasonic image registration before and after HIFU treatment based on SURF algorithm [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2016, 30(6): 917-922.
- [5] 余锦华, 汪源源. 基于各向异性扩散的图像降噪算法综述[J]. *电子测量与仪器学报*, 2011, 25(2): 105-116.
YU J H, WANG Y Y. Image noise reduction based on anisotropic diffusion: A survey[J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2011, 25(2): 105-116.
- [6] PERROT V, EKROLL I K, AVDAL J, et al. Translation of simultaneous vessel wall motion and vectorial blood flow imaging in healthy and diseased carotids to the clinic: A pilot study [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 2021, 68(3): 558-569.
- [7] DORAZIL J, REPP R, KROFREITER T, et al. Tracking carotid artery wall motion using an unscented Kalman filter and data fusion [J]. *IEEE Access*, 2020(8): 222505-222519.
- [8] TAIVAINEN S H, YLI-OLLILA H, JUONALA M, et al. Influence of cardiovascular risk factors on longitudinal motion of the common carotid artery wall [J]. *Atherosclerosis*, 2018, 272: 54-59.
- [9] 张晴晖, 张榆锋, 林文晶, 等. 颈动脉B超估计血管壁搏动位移的干扰抑制[J]. *电子学报*, 2017, 45(12): 2903-2908.
- [10] ZEYNETTIN A, KUMAR V R. Dynamic assessment of carotid plaque motion [J]. *Ultrasound*, 2010, 18(3): 140-147.
- [11] GOLEMATI S, GASTOUNIOTI A, NIKITA K S, et al. Ultrasound-image-based cardiovascular tissue motion estimation [J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2016(9): 208-218.
- [12] TAT J, AU J S, KEIR P J, et al. Reduced common carotid artery longitudinal wall motion and intramural shear strain in individuals with elevated cardiovascular disease risk using speckle tracking [J]. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2017, 37(2): 106-116.
- [13] ZAHND G, VRAY D, SERUSCLAT A, et al. Longitudinal displacement of the carotid wall and cardiovascular risk factors: Associations with aging, adiposity, blood pressure and periodontal disease independent of cross-sectional distensibility and intima-media thickness [J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2012, 38(10): 1705-1715.
- [14] ZAHND G, BOUSSEL L, MARION A, et al. Measurement of two-dimensional movement parameters of the carotid artery wall for early detection of arteriosclerosis: A preliminary clinical study [J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2011, 37(9): 1421-1429.
- [15] GASTOUNIOTI A, GOLEMATI S, STOITSIS J, et al. Comparison of kalman-filter-based approaches for block matching in arterial wall motion analysis from B-mode ultrasound [J]. *Measurement Science and Technology*, 2011, 22(11): 114008-114016.
- [16] QORCHI S, ZAHND G, GALBRUN D, et al. Kalman-based carotid-artery longitudinal-kinetics estimation and pattern recognition [J]. *Innovation & Research in Biomedical*, 2017, 38(4): 219-223.
- [17] GAO Z, XIONG H, LIU X, et al. Robust estimation of carotid artery wall motion using the elasticity-based state-space approach [J]. *Medical Image Analysis*, 2017, 37: 1-21.
- [18] GOLEMATI S, STOITSIS J S, GASTOUNIOTI A, et al. Comparison of block matching and differential methods for motion analysis of the carotid artery wall from ultrasound images [J]. *IEEE Transactions on Information*

- Technology in Biomedicine, 2012, 16(5): 852-858.
- [19] 林文晶. B 超扫描序列图像的全局刚性配准消除颈动脉搏动位移估计的干扰[D]. 昆明: 云南大学, 2015.
- LIN W J. Global rigid registration of ultrasound sequence images eliminates interference in carotid pulsation displacement estimation [D]. Kunming: Yunnan University, 2015.
- [20] 戚贵玲, 何冰冰, 张榆锋, 等. 基于高斯混合模型聚类的 B 超图像颈动脉内膜和中膜厚度检测[J]. 生物医学工程学杂志, 2020, 37(6): 1080-1088.
- QI G L, HE B B, ZHANG Y F, et al. Detection of carotid intima and media thicknesses based on ultrasound B-mode images clustered with Gaussian mixture model[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2020, 37(6): 1080-1088.
- [21] VEGAS-SACHEZ-FERRERO G, SEABRA J, RODRIGUEZ-LEOR O, et al. Gamma mixture classifier for plaque detection in intravascular ultrasonic images[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2014, 61(1): 44-61.
- [22] SALLAY H, BOUROUIS S, BOUGUILA N. Online learning of finite and infinite gamma mixture models for COVID-19 detection in medical images[J]. Computers, 2021, 10(1): 1-6.
- [23] 赵二阳. 基于核函数的混合 Gamma 模型的聚类研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2015.
- ZHAO ER Y. Clustering research of mixed Gamma model based on kernel function [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2015.
- [24] MOON T K. The expectation-maximization algorithm[J]. IEEE Signal Processing Mag, 1996, 13(6): 47-60.
- [25] BURCKHARDT C B. Speckle in ultrasound B-mode scans[J]. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 1978, 25(1): 1-6.
- [26] GOLEMATI S, SASSANO A, LEVER M J, et al. Carotid artery wall motion estimated from B-mode ultrasound using region tracking and block matching[J]. Ultrasound in Medicine and Biology, 2003, 29(3): 387-399.
- [27] JENSEN J A. FIELD: A program for simulating ultrasound systems [J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 1996, 34(1): 351-352.
- [28] 靳世久, 杨晓霞, 陈世利, 等. 超声相控阵检测技术的发展及应用[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(9): 925-934.
- JIN SH J, YANG X X, CHEN SH L, et al. Development and application of ultrasonic phased array inspection technology[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2014, 28(9): 925-934.
- [29] PERSSON M, ASA R A, JANSSON T, et al. A new non-invasive ultrasonic method for simultaneous measurements of longitudinal and radial arterial wall movements: First in vivo trial[J]. Clinical Physiology & Functional Imaging, 2003, 23(5): 247-251.

作者简介



魏倩, 2019 年于中原工学院信息商务学院获得学士学位, 现为云南大学硕士研究生, 主要研究方向为超声信号处理。

E-mail: 1722928977@qq.com

Wei Qian received her B.Sc. degree from College of Information & Business, Zhongyuan University of Technology in 2019. She is currently a M.Sc. candidate at Yunnan University. Her main research interest is ultrasound signal processing.



何冰冰 (通信作者), 2015 年于云南大学获得学士学位, 2021 年于云南大学获得博士学位, 现为云南大学讲师, 主要研究方向为医学超声工程、超声信号处理、超快超声血流测速、光电医美技术研发。

E-mail: hebingbing@ynu.edu.cn

He Bingbing (Corresponding author) received her B.Sc. degree and Ph.D. degree both from Yunnan University in 2015 and 2021, respectively. She is currently a lecturer at Yunnan University. Her main research interests include medical ultrasound engineering, ultrasound signal processing, ultrafast ultrasound blood flow velocimetry, and photoelectric medical aesthetic technology research and development.