

颈动脉 B 超估计血管壁搏动位移的干扰抑制

张晴晖^{1,2}, 张榆锋¹, 林文晶¹, 周 屹¹, 章克信³, 高 莲¹

(1. 云南大学信息学院电子工程系, 云南昆明 650091; 2. 西南林业大学计算机与信息学院, 云南昆明 650224;
3. 昆明医学院第二附属医院, 云南昆明 650031)

摘 要: 超声检测时, 由于测量者把握探头的不稳定、受试者的呼吸运动等造成的干扰, 将对通过 B 超图像进行斑点跟踪提取到的动脉壁位移的精度造成影响. 为此, 本文提出基于 B 超序列相位图像的全局刚性特征进行配准消除干扰. 相位特征通过对 B 超图像进行 Riesz 变换, 再采用高斯差分法提取得到. 为了更快地完成寻优, 减少配准误差, 采用了基于位置加权的主轴质心法与互信息相结合的分阶段的配准方法. 结果表明, 与直接对 B 超或相位图采用斑点跟踪的方法相比, 该方法有效去除了干扰, 管壁位移提取的精度有显著提高. 本文方法还可用于心脑血管等医学图像的配准.

关键词: B 型超声; 血管壁搏动检测; 刚性配准; 相位特征; 主轴质心法; 斑点跟踪; 互信息; 各向异性斑点减少

中图分类号: TP391.9 文献标识码: A 文章编号: 0372-2112 (2017)12-2903-06
电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn> DOI: 10.3969/j.issn.0372-2112.2017.12.011

A Disturbance Rejection Method for Displacement Estimation of Carotid Wall

ZHANG Qing-hui^{1,2}, ZHANG Yu-feng¹, LIN Wen-jing¹, ZHOU Yi¹, ZHANG Ke-xin³, GAO Lian¹

(1. Department of Electronic Engineering, Information School, Yunnan University, Kunming, Yunnan 650091, China;

2. School of Computer and Information, Southwest Forestry University, Kunming, Yunnan 650224, China;

3. Cardiovascular Department, the Second Affiliated Hospital of Kunming Medical College, Kunming, Yunnan 650031, China)

Abstract: The disturbances caused by the instability of probe hold and the breathing exercise from subjects, are introduced during B-ultrasound examination. It decreases the measuring accuracy of the arterial wall displacement obtained from the B-Mode images by speckle tracking method. Thus, we propose a global rigid-registration method based on phase images of B-Mode images to eliminate these external disturbances. The phase features are obtained from B-Mode images via Riesz transform and difference of Gaussian filters. To improve the speed of searching optimization and the registration accuracy, a stepwise registration method is applied based on position weighted principal axis and centroid method combined with mutual information. The results show that, compared with these schemes of extracting wall displacement directly from B-Mode or phase images by speckle tracking method, this scheme can effectively remove these disturbances, and significantly improve the estimation accuracy. The proposed method can also be used in image registration of cardio-cerebro diseases.

Key words: B-Mode ultrasound; vessel wall pulsatile detection; rigid registration; phase feature; principal axis and centroid method; speckle tracking; mutual information; speckle reducing anisotropic diffusion

1 引言

动脉粥样硬化是心血管疾病中最常见的类型之一. 临床与实验数据表明, 在疾病形成前期, 血管壁的弹性以及血流的动力学参数已发生显著变化^[1,2], 并会出

现动脉管壁增厚、变硬、失去弹性以及脉动位移减小等现象. 因此, 研究能测量血管直径的脉动变化以及血管壁内、中及外膜的脉动位移的技术方法, 对及时发现动脉异常有非常重要的实际意义^[3,4].

在心血管疾病检测的临床和相关研究中, 利用 B

超成像技术,不但可以较准确提取血管壁的位移,还能动态地展示血管壁的搏动过程.不过,在实际测量过程中,测量结果往往会受到测试者操作探头的抖动、被测者体位改变或呼吸运动等外界干扰的影响.因此,本文提出一种全局刚性配准的方法来去除上述干扰.

2 方法原理

临床上,B型超声波图像中除了包含感兴趣的血管信息以外,还包含了大量的外围组织信息.血管壁及邻近周围组织因为心脏的泵血作用会产生有规律的局部搏动,我们称之为局部特征,而将整个图像称为全局特征^[5].图像中远离血管的组织由于距离远以及检测探头压迫的原因,几乎不受管壁搏动的影响.因此理论上,连续的B超图像之间,远离血管的组织的局部图像具有较好的一致性.同时,由于局部特征在整个图像中的区域很小,可认为局部特征对全局特征的影响较小.不过,在实际测试过程中,由于探头的抖动以及呼吸运动等原因产生的干扰将导致生成的超声图像序列相应地发生全局性的(如平移,旋转等)变化.提取到的管壁运动实际上不仅包含管壁自身的搏动,同时还叠加了上述干扰.本文基于B超序列图像的全局特征具有较好的一致性的特点,通过全局刚性配准的方法来消除干扰.为了更快完成寻优过程,减少配准误差,本文采用了基于位置加权的主轴质心法与互信息相结合的分阶段的配准方法.

2.1 基于相位一致性的全局刚性配准

由于B超图像的分辨率较低、且有斑点噪声的存在,直接通过图像的灰度信息对B超图像进行配准的结果不是很准确^[6].而相位特征的稳定性更好,受图像色调改变、加性噪声污染的影响较小,具有较好的鲁棒性和实用性,能更好地表示图像的特征^[7].因此,本文通过对B超图像进行Riesz变换,再采用高斯差分法(DoG)提取B超图像的相位特征来进行图像配准.

2.1.1 基于Riesz变换的相位特征的提取

通过Riesz变换得到B超图像的二维解析信号函数(单基因信号函数),再进行求解便可获取到B超图像的局部相位.Riesz变换的核函数为:

$$H(u) = -i \frac{u}{|u|}, h(x) = \frac{x}{2\pi|x|^3} \quad (1)$$

其中 u 表示信号的频域, x 表示信号的图像域.原信号 $f(x)$ 经过Riesz变换得到单基因信号函数 $f_M(x)$:

$$f_M(x) = f(x) - h(x) \times f(x) \quad (2)$$

在二维频域中, $H = (H_1, H_2)$:

$$H_1(u_1, u_2) = -i \frac{u_1}{\sqrt{u_1^2 + u_2^2}}, \quad (3)$$

$$H_2(u_1, u_2) = -i \frac{u_2}{\sqrt{u_1^2 + u_2^2}}$$

本文采用DoG函数作为Riesz变换空间的尺度函数.为了使针对B超图像的全局特征提取到的图像相位特征尽量清晰,必须选择合适的标准差参数.为此,我们进行了大量的分析和实验,得出高斯差分滤波器的标准差取值分别为 $10\sqrt{2}$ 和10时,具有较好的配准结果.设 I_b 表示经带通滤波器处理后的图像,则局部相位 ϕ 可由以下公式求解得到:

$$\phi(x, y) = \tan^{-1} \left(\frac{I_b}{\sqrt{(h_1 \times I_b) + (h_2 \times I_b)}} \right) \quad (4)$$

2.1.2 基于最大归一化互信息的配准

将得到的第一帧相位图像作为参考图像,而后续的图像均作为浮动图像.针对前述的全局特征,计算得到参考图像和浮动图像二者的归一化互信息,并以此作为相似性测度.采用归一化互信息可以规避因图像重合部分的大小变化而引起的局部最优问题的影响.其计算公式为:

$$\text{NMI}(R, F) = \frac{H(R) + H(F)}{H(X, Y)} \quad (5)$$

其中 $H(R)$ 和 $H(F)$ 是分别是参考图像和浮动图像的信息熵,而 $H(R, F)$ 是二者的联合熵.寻找最优的空间变换参数的搜索算法采用常用的方向加速法(POWELL)^[8].因为上述过程是基于B超图像的全局特征,所以得到的空间变换参数只是体现了由外界干扰引起的图像变化.以此空间变换参数对浮动图像进行空间变换后,则滤除了外界的干扰,而管壁运动作为局部特征得以保留下来.此后再通过斑点跟踪(speckle tracking)法对管壁运动进行提取,就能够得到动脉壁位移值.

2.2 基于相位一致性的全局刚性配准

前述方法,没有考虑图像的空间信息.在配准过程中,当干扰信号较小时,配准效果好,误差小;而当干扰信号较大时,配准寻优时间长,而且容易陷入局部极值,导致较大误差^[9].针对此缺陷,本文提出一种两级分阶段配准方法来提高配准精度.该方法先采用包括B超图像形状信息的主轴质心法进行预配准,减小待配准图像间的差距.然后,再在此基础上采用前述的方法进行更精准的配准.第一阶段预配准以图像的质心坐标以及主轴与坐标系的夹角作为配准的依据.质心坐标以及主轴角度的计算公式如下所示:

$$x_c = \frac{M_{10}}{M_{00}}, \quad y_c = \frac{M_{01}}{M_{00}} \quad (6)$$

$$\theta = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{2\mu_{11}}{\mu_{20} - \mu_{02}} \right) \quad (7)$$

其中, M_{00} 、 M_{10} 和 M_{01} 分别为图像的零阶距和一阶矩, μ_{11} 、 μ_{20} 和 μ_{02} 分别为图像的一阶和二阶中心距.考虑到管壁的搏动可能会导致图像的主轴和质心发生变化,

引起配准误差,需要对待配准的图像进行预处理去除其影响.具体实现的方法是根据管壁的位置先对 B 超序列图像进行高斯加权滤波,去除管壁运动的影响.再使用最大类间方差法确定合适的阈值,将图像转换为二值图像,并删除其中的小面积对象.最后按式(6)、(7)计算得到图像的质心坐标和主轴方向角,其与参考图像之差即为浮动图像的空间变化参数.以此参数对相位图像进行空间变换则完成了第一阶段的预配准.

上述过程不需要迭代寻优,因此计算速度快.同时,因为滤掉了管壁运动的影响,不会产生较大的误差.因此,预配准减小了参考图像和浮动图像间的差异,能有效减小第二阶段配准的寻优时间以及配准误差.

2.3 管壁搏动位移的估计

2.3.1 各向异性斑点减少滤波

在进行管壁搏动位移提取时,由于 B 型超声图像斑点噪声较大,对提取到的位移精度有较大影响.因而,本文采用各向异性斑点减少(SRAD)算法对 B 超序列图像进行滤波预处理.SRAD 算法不仅能抑制斑点噪声,还能够保留图像的纹理细节并加强图像的边缘^[10],非常适合管壁搏动位移提取.其方程如式(8)、(9)所示,其中 $I_0(x, y)$ 为原始图像, $\partial\Omega$ 表示图像 Ω 的边界, ∂n 表示垂直于 $\partial\Omega$ 的单位法向量, $c(q)$ 为扩散系数,其表达式如式(10).

$$\partial I(x, y, t) / \partial t = \text{div} [c(q) \times \nabla I(x, y, t)] \quad (8)$$

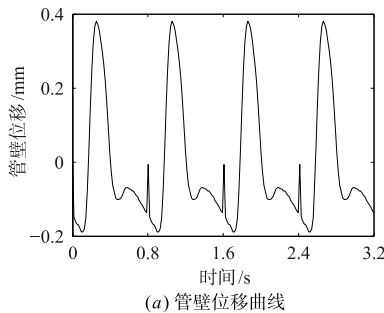
$$I(x, y, 0) = I_0(x, y), \quad (\partial I(x, y, t) / \partial n |_{\partial\Omega} = 0) \quad (9)$$

$$c(q) = \frac{1}{1 + [q^2(x, y, t) - q_0^2(t)] / [q_0^2(t)(1 + q_0^2(t))]} \quad (10)$$

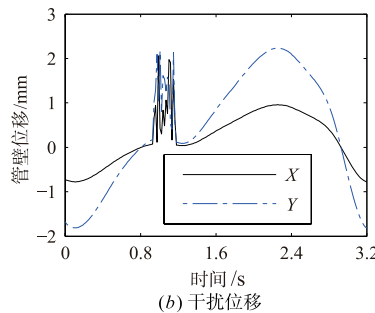
式中, $q(x, y, t)$ 称为瞬态变差系数,其定义如式(11)所示; $q_0(t)$ 为尺度函数,其决定了对图像进行平滑的程度,它由式(12)定义.

$$q(x, y, t) = \sqrt{\frac{(1/2)(1 + |\nabla I|/I)^2 - (1/4)(\nabla^2 I/I)^2}{[1 + (1/4)(\nabla^2 I/I)^2]}} \quad (11)$$

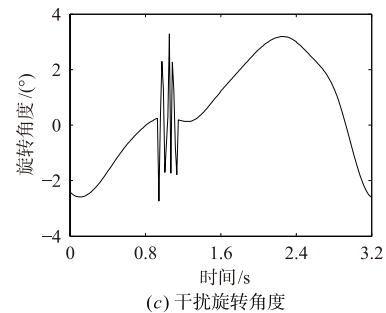
$$q_0(t) = \frac{\sqrt{\text{var}[z(t)]}}{z(t)} \quad (12)$$



(a) 管壁位移曲线



(b) 干扰位移



(c) 干扰旋转角度

图1 管壁运动位移与外部干扰

式中, $\text{var}[z(t)]$ 表示 t 时刻图像平坦区域的方差, $z(t)$ 表示平坦区域的均值.本文中,为更好保留管壁边缘细节,平坦区域通过手动选择,窗口的大小为 10×10 像素,时间步长为 0.1,迭代次数为 50.

2.3.2 斑点跟踪法

在经过 SRAD 滤波处理后,以参考图像为基准,后续的 B 超图像按两个阶段的配准得到的参数进行空间变换,以消除外界干扰的影响.此后,我们在 B 超图像中靠近管壁处选择一个感兴趣的区域(ROI),再以该区域的坐标为基准在后续的 B 超图像中遍历该区域的邻近区域,寻找与兴趣区域最相似的区域.通常,将 ROI 选择在管壁与血液的接触面能够获得精度更高的管壁位移值^[11].本文采用互相关系数(NC),来衡量二者的相似性程度,其计算如下所示:

$$\text{NC} = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N X(m, n) Y(m, n)}{\sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N X^2(m, n) \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N Y^2(m, n)}} \quad (13)$$

其中, $X(m, n)$ 和 $Y(m, n)$ 各代表待匹配的两幅图像在坐标 (m, n) 处的像素值, M, N 分别表示 ROI 的长、宽,其大小对提取管壁位移的精度有较大影响^[12].在一定范围内, M, N 取值越大,效果越好.但随着 M, N 的增加,需要的计算量将以平方级增加,同时还会降低管壁运动速度的分辨率^[11].综合考虑跟踪精度和计算量,并在实验验证的基础上^[5],本文将 M 与 N 设置为 20.

2.4 验证方法

我们采用 Field II 来模拟生成 B 超图像序列,将其组织结构视为一系列随机分布的散射点的集合,模拟产生超声波发射信号以及回波信号^[13].利用该软件,将外界干扰作为输入,可模拟生成包含外界干扰的 B 超图像序列用于有效性的评估.具体的步骤为:

(1) 对真实血管组织的 B 超图像进行 SRAD 处理,滤除斑点噪声得到灰度图.再以此灰度图为基础建立距离血管较远处组织结构的三维结构模型(Phantom),每个散射点的回波放大倍数由灰度值确定.

(2) 假定颈动脉管壁按图1(a)所示的规律运动,

再根据临床颈动脉的几何尺寸建立 4 个心动周期 (3.2s) 的 Phantom, 并将其与代表远距离组织的 Phantom 进行叠加, 形成无外界干扰的全局仿真模型。

(3) 假设由于探头的抖动、呼吸等外界干扰导致 B 超图像发生如图 1(b) 和 1(c) 所示的变化。图 1(b) 中的黑色和蓝色曲线分别表示外界干扰引起的管壁轴向 (X 方向) 和径向 (Y 方向) 的位移, 图 1(c) 表示干扰引起的旋转的角度。整个曲线模拟了一个呼吸周期 (3.2s) 导致的干扰, 而曲线中的毛刺状部分模拟了探头的抖动。以此规律对得到的无干扰模型进行平移和旋转, 则得到包含干扰的全局仿真模型。

(4) 设置超声波仿真参数, 在 Field II 中仿真得到射频反射信号。再经提取包络、压缩动态范围、插值等一系列处理, 最终得到无干扰和含干扰的 B 超图像序列。

3 结果与仿真分析

3.1 仿真实验结果

按照上述的操作步骤, 模拟生成一系列的颈动脉 B 超图像。图 2 所示为其中 5 个时刻点 (包含外界干扰较剧烈的时刻 $t=0s, 0.9s, 1.1s, 2.2s, 3.2s$) 的 B 超图像以及 Riesz 变换得到的相位图像。其中第一行 (图 2(a) ~ 图 2(e)) 所示为不包含外界干扰的 B 超图像, 第二行 (图 2(f) ~ 图 2(j)) 所示为对应时刻包含外界干扰的 B 超图像, 第三行 (图 2(k) ~ 图 2(o)) 所示为对应时刻包含干扰的相位特征图。图 2(a) 中所示红色方框为 ROI (为方便显示, 做了适当的放大处理)。通过对比可以看出, 仿真生成的包含外界干扰的 B 超图像发生了移动和偏转。例如, 与图 2(d) 相比, 图 2(i) 发生了向下移动以及逆时针的旋转。

如图 3 所示, 黑色曲线表示经过两个阶段的配准计算得到的最佳空间变换, 红色曲线表示理论干扰值, 蓝色曲线表示直接采用 B 超图像的灰度特征进行配准得到的空间变化, 紫红色曲线表示直接对相位特征进行配准得到空间变化 (图 4 与图 6 采用一样的表示)。通过比较可以看出, 直接采用 B 超图像以及相位图像进行配准得到的空间变换曲线与理论值差异较大, 特别是在干扰的幅度较大时; 当干扰幅度较小时, 配准的效果较好。而采用两阶段配准法, 配准变换与理论值的一致性很好。几种方法的归一化均方误差如表 1 所示。

表 1 估计结果的归一化均方根误差

归一化均方误差	B 超	相位	两级
X 位移	1.4%	65.0%	0.3%
Y 位移	54.1%	11.9%	0.5%
旋转角度	1.0%	51.3%	0.9%

图 4 所示为采用斑点跟踪法提取到的管壁搏动位

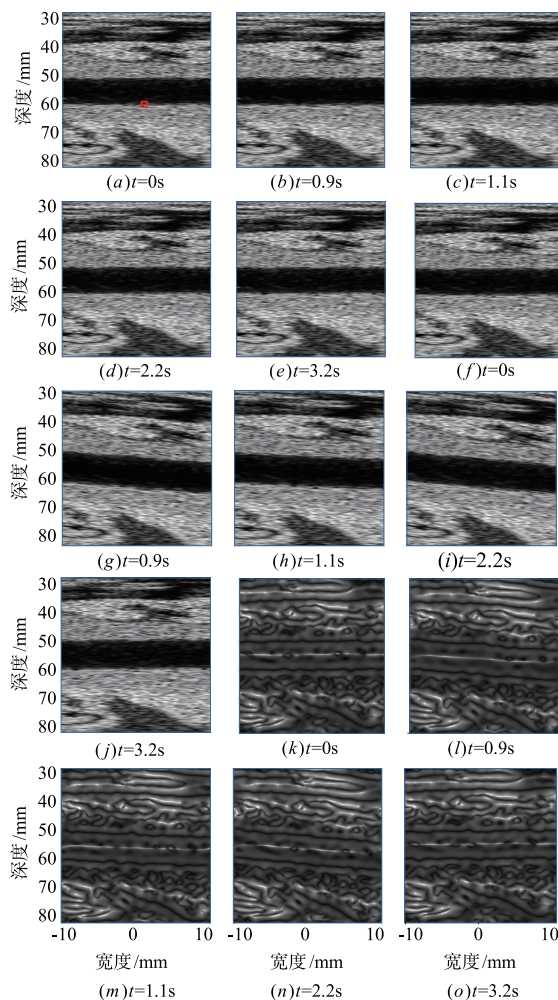


图 2 仿真生成的颈动脉 B 超序列图像与相位图, (a) ~ (e) 为不含干扰的仿真结果, (f) ~ (j) 为包含干扰的仿真结果, (k) ~ (o) 为含外界干扰的颈动脉相位特征图

移对比。其中图 4(a) 所示为直接针对 B 超图像提取到的管壁位移曲线。可以看出, 由于受到干扰的影响, 基本无法识别出管壁自身的搏动。图 4(b) 所示为经过配准校正后提取的管壁搏动曲线与理论曲线的对比。通过比较可以看出, 经过两级配准校正后的黑色曲线与理论值更加接近, 充分说明该方法能有效的滤除干扰。各种方法提取到的管壁搏动位移的归一化均方误差结果见表 2。

表 2 管壁位移归一化均方根误差

归一化均方误差	B 超	相位	两级
管壁位移	50.1%	459.0%	5.1%

3.2 临床实验结果

为验证本文所提算法, 我们从临床 B 超影像中提取了 10s 300 帧的图像进行处理。图 5(a) ~ 5(f) 分别列举了 0s, 2s, 4s, 6s, 8s, 10s 时刻临床颈动脉 B 超序列图像, 图 5(g) ~

(l)分别列举了相应时刻的临床颈动脉相位特征图,图 5 的组织图像变化较小,基本不受管壁搏动的影响.
 (a)中所示红色方框为 ROI. 可以观察到,距离管壁较远处

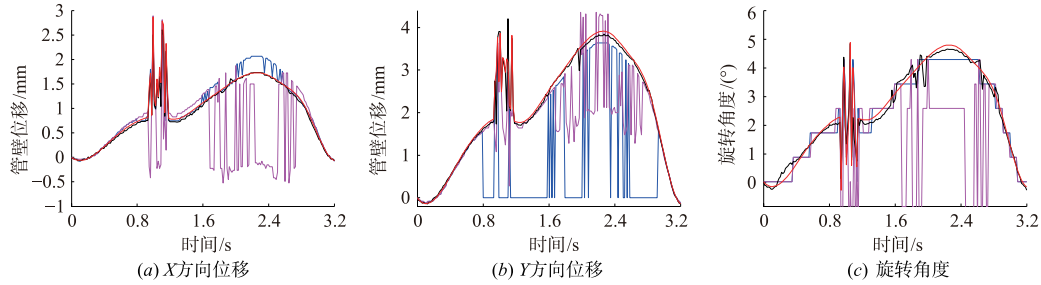


图3 空间变换估计结果与理论预设值的对比

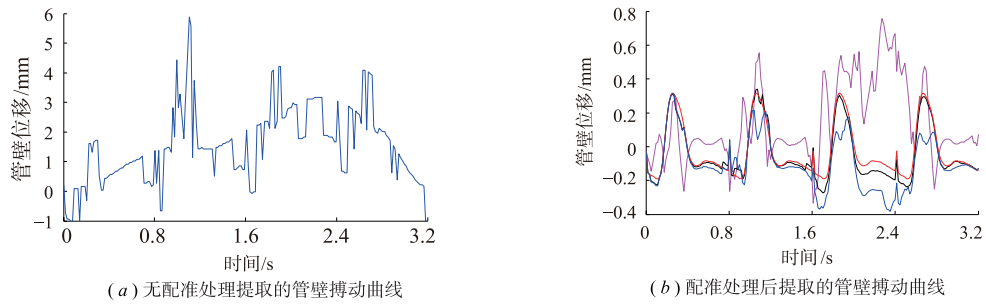


图4 管壁搏动位移曲线图

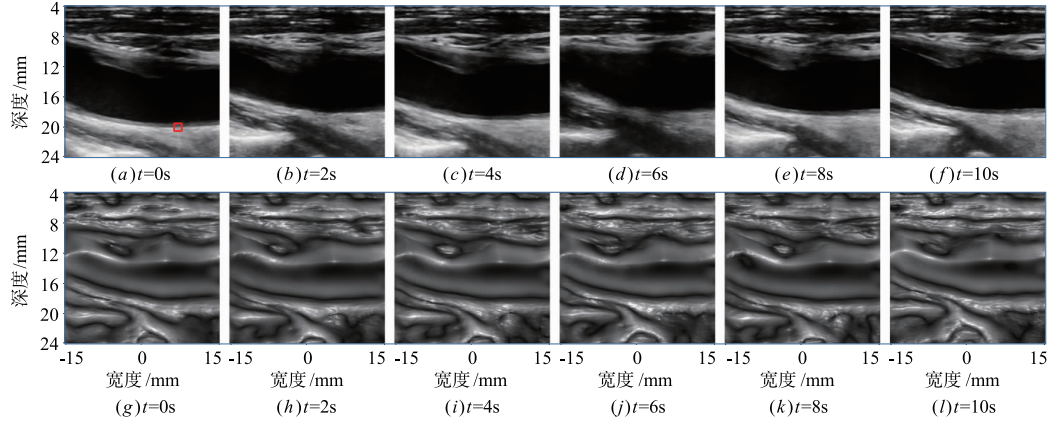


图5 临床颈动脉B超序列图像和相位特征图

处理结果如图 6 所示,图 6(a)表示 X 方向的变换;图 6(b)表示 Y 方向的变换;图 6(c)表示旋转角度;图 6(d)所示为针对 ROI 提取到管壁搏动位移曲线. 通过比较可以看出,用两级配准的方法消除干扰后,管壁搏动

位移曲线更加平整有规律,黑色曲线比蓝色和紫红色曲线效果更好. 临床实验结果与仿真实验结果一致,证明了该方法的有效性.

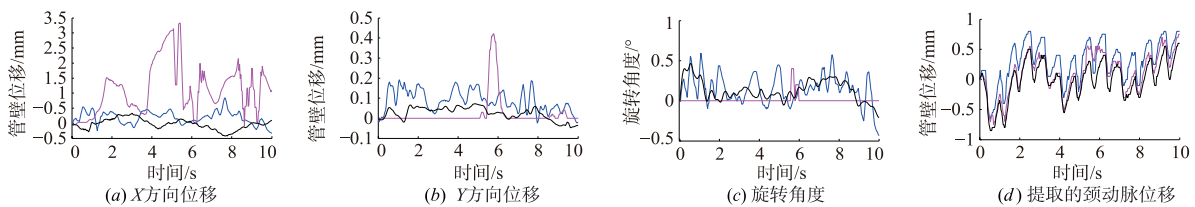


图6 空间变换估计与提取的颈动脉位移

4 讨论与结论

本文提出了一种颈动脉搏动位移估计干扰的消除方法. 该方法基于 B 超序列图像的全局特征具有较好的一致性的特点, 采用了基于位置加权的主轴质心法与互信息相结合的分阶段的配准方法消除干扰. 临床实验结果与仿真实验结果证明了该方法能够更加准确的对管壁搏动位移进行估计. 该方法还可用于心脑血管等医学图像的配准.

参考文献

- [1] Fish P J, Bastos C A C, Vaz F. Blood and wall signal simulator for Doppler ultrasound signal analysis algorithm development [A]. Istefanopulos Y. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [C]. Istanbul, Turkey: IEEE, 2001, 1(85): 135 - 138.
- [2] 林文晶, 张榆锋, 章克信, 等. 总体经验模态细分法提取血流超声多普勒信号的研究 [J]. 电子学报, 2014, 42(07): 1424 - 1428.
LIN Wen-jing, ZHANG Yu-feng, et al. Extraction of Doppler ultrasound blood signals using the delicate separation method based on the cemd algorithm [J]. Acta Electronica Sinica, 2014, 42(07): 1424 - 1428. (in Chinese)
- [3] Hasegawa H, Kanai H. Modification of the phased-tracking method for reduction of artifacts in estimated artery wall deformation [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2006, 53(11): 2050 - 2064.
- [4] Eriksson A, Greiff E, Loupas T, et al. Arterial pulse wave velocity with tissue Doppler imaging [J]. Ultrasound In Medicine & Biology, 2002, 28(5): 571 - 580.
- [5] 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.
- [6] Woo J, Hong B W, Hu C H, et al. Non-rigid ultrasound im-
age registration based on intensity and local phase information [J]. Journal of Signal Processing Systems, 2009, 54(1-3): 33 - 43.
- [7] Felsberg M, Sommer G. The monogenic signal [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2001, 49(12): 3136 - 3144.
- [8] Pluim J P W, Maintz J B A, Viergever M A. Image registration by maximization of combined mutual information and gradient information [A]. International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention [C]. Heidelberg, Berlin, GER: Springer Publishing, 2000. 452 - 461.
- [9] 陈伟卿. 基于互信息的医学图像刚性配准研究 [D]. 大连: 大连理工大学, 2010.
CHEN Wei-qing, Research on mutual information based rigid registration of medical images [D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2010. (in Chinese)
- [10] Yu Y, Acton S T. Speckle reducing anisotropic diffusion [J]. IEEE Transactions on image processing, 2002, 11(11): 1260 - 1270.
- [11] 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 & Biology, 2003, 29(3): 387 - 399.
- [12] Friemel B H, Bohs L N, Trahey G E. Relative performance of two-dimensional speckle-tracking techniques: normalized correlation, non-normalized correlation and sum-absolute-difference [A]. Levy M. Proceedings of the 1995 IEEE Ultrasonics Symposium [C], Seattle, Washington, USA: IEEE, 1995, 2: 1481 - 1484.
- [13] Jensen J A. Field: A Program for Simulating Ultrasound Systems [J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 1997, 34(sup. 1): 351 - 353.

作者简介



张晴晖 男, 1974 年 3 月出生, 四川南充市人. 副教授、硕士生导师. 2002 年在电子科技大学获得硕士学位, 现为云南大学博士生. 主要研究方向为医学超声工程、信号处理、无线传感器网络、嵌入式技术等.
E-mail: huizq13@gmail.com



张榆锋 男, 1965 年 4 月出生, 云南大理人. 教授、博士生导师、中国电子学会会员、IEEE 高级会员. 2008 年在云南大学获工学博士学位. 现主要从事数字信号处理理论与微弱信号检测、医学超声工程等方面的研究工作.
E-mail: yfengzhang@yahoo.com