

## 融合块匹配和插值法的膈肌应变估计及分析

刘子玲<sup>1</sup>, 刘巧红<sup>2</sup>, 叶熊<sup>3</sup>, 撒子奇<sup>1</sup>

1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海健康医学院医疗器械学院, 上海 201318; 3. 上海健康医学院临床医学院, 上海 201318

**【摘要】**为了准确评估膈肌收缩功能,提出一种融合块匹配法和插值法的膈肌运动位移和应变估计方法。首先利用基于归一化互相关的块匹配法结合膈肌生理约束特性估计出膈肌感兴趣区域的互相关函数,对膈肌运动的整数位移进行估计;然后利用9点抛物线插值算法对互相关函数进行插值处理,进一步计算膈肌感兴趣区域二维亚像素位移;接下来根据估计出的位移计算应变;最后利用反追踪的思想选取最佳窗口的大小,以降低位移追踪误差。按照上述方法,分别针对吸气相超声膈肌全序列图像以及含吸气开始和吸气结束的首尾两张膈肌图像进行追踪,观察不同大小感兴趣区域窗口设置对膈肌运动位移和应变估计的影响。实验结果表明块匹配算法的窗口大小选择中,5×10和10×15窗口存在匹配错误,15×20、20×25、25×30、30×35窗口追踪得到的水平位移和竖直位移均无显著差异,而固定窗口大小为25×30最佳;选择使用全序列图像和首尾两张图像对膈肌全局应变计算不存在显著差异。

**【关键词】**膈肌;超声图像;块匹配算法;插值法;应变估计

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2022)11-1360-09

## Diaphragm strain estimation and analysis using block matching algorithm and interpolation method

LIU Ziling<sup>1</sup>, LIU Qiaohong<sup>2</sup>, YE Xiong<sup>3</sup>, HAN Ziqi<sup>1</sup>

1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. School of Medical Instruments, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201318, China; 3. School of Clinical Medicine, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201318, China

**Abstract:** A method combining block matching algorithm with interpolation method is proposed to estimate diaphragm motion displacement and strain for evaluating diaphragm contractility accurately. According to the physiological restraint characteristics of the diaphragm, block matching algorithm based on normalized cross-correlation is used to estimate the cross-correlation function of the region of interest (ROI) of the diaphragm, thereby estimating the integer displacement of the diaphragm motion. Then, a 9-point parabolic interpolation algorithm is used to interpolate the cross-correlation function for obtaining the two-dimensional subpixel displacement of the diaphragm ROI, and the strain is calculated according to the estimated displacement. Finally, the optimal window size is confirmed using the idea of reverse tracking for reducing the displacement tracking error. The whole sequence images of the diaphragm in the inspiratory phase and the fore and aft images of the diaphragm obtained at the beginning and end of inspiratory phase are tracked by the proposed method to analyze the effects of different ROI window sizes on the estimations of diaphragm motion displacement and strain. Experimental results show that there are matching errors in 5×10 and 10×15 windows. The differences in horizontal and vertical displacements tracked by windows of 15×20, 20×25, 25×30 and 30×35 are trivial, and the optimal window size is 25×30. There is no significant difference in diaphragm global strain calculated in whole sequence images or fore and aft images.

**Keywords:** diaphragm; ultrasound image; block matching algorithm; interpolation method; strain estimation

**【收稿日期】**2022-06-11

**【基金项目】**国家自然科学基金(61801288)

**【作者简介】**刘子玲, 硕士, 研究方向: 医学图像处理技术, E-mail: 824557214@qq.com

**【通信作者】**刘巧红, 博士, 副教授, 研究方向: 医学图像处理技术、医疗影像大数据技术, E-mail: hqllqh@163.com

### 前言

膈肌作为人体的主要呼吸肌,维持着正常的呼吸功能,然而部分疾病如慢性肺疾病<sup>[1]</sup>、哮喘、机械通气<sup>[2]</sup>会引起膈肌功能失衡,一旦膈肌功能出现障碍会出现呼吸困难、睡眠功能紊乱、运动耐力下降等临床症状。因此,针对膈肌功能进行有效的评估可以有

助于疾病诊断,起到对慢阻肺和心衰等患者的肺功能评价以及撤机指导等作用<sup>[3-5]</sup>。

常见的膈肌功能评估方法可分为两种:一是对双侧的膈肌进行磁刺激,通过产生的负胸压力来进行膈肌功能评估<sup>[6]</sup>;二是通过超声技术测量膈肌的厚度、偏移来评估膈肌功能<sup>[7-9]</sup>。就两种评估方法比较而言,第一种方法耗时,不适合常规使用,而超声作为医学成像技术,具有无辐射、价格低、软组织成像好等优点,能方便快速地评估膈肌功能<sup>[10-11]</sup>。现有的B超和M超都能对膈肌功能进行简单的评估,M超显示的是膈肌运动曲线,返回的是一个一维图形,不能达到持续追踪的目的;B超主要通过检测膈肌的厚度,根据膈肌运动过程中的回声来评估膈肌功能<sup>[12-14]</sup>。近年来的超声应变成像是通过组织的力学信息来获得组织是否病变以及病变程度的信息,从而评估组织功能的技术,目前已成功应用在乳腺<sup>[15-16]</sup>、甲状腺<sup>[17-18]</sup>、心脏<sup>[19-20]</sup>、血管内斑块<sup>[21-22]</sup>等部位。而B超和M超都不能反映膈肌的力学信息,且存在明显的角度依赖性,超声应变成像理论为膈肌进行力学测量提供了事实依据。为了获得膈肌的力学信息,Ye等<sup>[23]</sup>把心肌追踪软件应用到膈肌功能评估上,并分析出膈肌的应变和各级的厚度具有一定的相关性,结果发现膈肌应变在评估膈肌功能上优于B超和M超<sup>[24]</sup>。Haaksma等<sup>[25]</sup>指出膈肌应变成像可能成为未来评估膈肌功能的新方法。由于促发心肌和膈肌运动的原理不同,且它们的运动周期、运动频率也不同,因此通过心肌追踪软件追踪膈肌的运动并不能达到理想的效果,并且心肌追踪软件自带的追踪算法不对外公开,无法对其参数进行调整以适用于膈肌。目前应用在膈肌上的运动追踪算法只有Ye等<sup>[26]</sup>提出的互相关算法,主要计算膈肌的应变并分析膈肌在3个切面下的位移相关性,但并未就其方法的精度及适用性进行评估。

本研究针对膈肌应变成像提出一种融合块匹配和插值法的膈肌位移追踪算法,用于膈肌运动估计及应变分析,从而指导膈肌功能的评估。本研究主要创新点在于:(1)提出一种结合膈肌生理约束特性的块匹配斑点追踪算法,对膈肌运动的整数位移进行估计;(2)为了进一步提高位移估计的精度,采用9点抛物线插值方法计算横向和轴向的亚像素精度位移;(3)利用提出的算法对超声膈肌吸气段全序列图像以及含吸气开始膈肌图像和吸气结束的两张膈肌图像分别进行二维运动估计实验,并分析块匹配算法中的窗口大小对运动追踪结果的影响;(4)利用反追踪的思想确定最佳窗口的大小并进行追踪位移,对计算出的位移应变进行分析。

## 1 融合块匹配法和插值法的膈肌应变估计

### 1.1 结合生理约束特性的块匹配法的膈肌运动整数位移估计

块匹配法是超声图像运动估计中常用的方法,其基本思想是在参考图像中选择图像块,同时在对比图像中选择搜索框,在搜索框中利用相似性度量函数找到与参考块最匹配的图像块,从而获得两个块之间的最佳运动位移<sup>[27]</sup>。基于块匹配方法的改进通常集中在相似性度量函数和搜索方法这两个方面,常见的相似性度量函数有绝对差和、平方差和、归一化互相关(Normalized Cross-Correlation, NCC)等相似度量<sup>[28]</sup>,搜索方法有全搜索法、三步搜索、菱形搜索等<sup>[29]</sup>。本研究选取NCC作为块匹配的相似性度量函数<sup>[30-31]</sup>,并采用全搜索方式进行搜索,从而达到精准匹配的目的。

NCC在序列图像上的应用是通过在参考图像中选取感兴趣区域(Region of Interest, ROI)的图像块,然后通过互相关公式在后续帧中找到相关值最大的图像块。互相关基本公式如式(1)所示:

$$R_{uv} = \frac{\sum_{ij} ((f(i,j) - \bar{f}(i,j))(f_1(i-u, j-v) - \bar{f}_1(i-u, j-v)))}{\sqrt{\sum_{ij} (f(i,j) - \bar{f}(i,j))^2 \sum_{ij} (f_1(i-u, j-v) - \bar{f}_1(i-u, j-v))^2}} \quad (1)$$

其中, $f$ 代表的是参考图像块中的ROI, $\bar{f}$ 代表的是块的均值, $f_1$ 和 $\bar{f}_1$ 分别代表对比图像块以及其均值, $i$ 和 $j$ 表示块中对应像素点的坐标位置信息, $u$ 和 $v$ 代表纵向和横向位移,其中最大的互相关值则对应了最佳的 $u$ 和 $v$ 。

本研究利用上述块匹配法的基本原理对膈肌运动整数位移进行估计,考虑两种情况下的膈肌运动位移估计,即如图1a的吸气全序列膈肌图像和如图1c的仅含吸气开始和结束的首尾两张膈肌图像。首先分别在全序列图像和首尾膈肌图像的第一帧图像上选取10个相同位置的待追踪ROI的图像块,即待匹配块;然后在下一帧图像上的搜索框内进行搜索匹配块。由于全序列图像帧与帧之间膈肌的运动变化很小,而吸气开始和结束的两张图像中膈肌运动变化大,因此对于两种情况的搜索框选取采用了不同的策略。

(1)全序列膈肌图像搜索框选取:全序列第一帧图像上选取10个初始ROI,每个ROI的中点分别为 $r_1$ 、 $r_2$ 、 $r_3$ 、 $r_4$ 、 $r_5$ 、 $r_6$ 、 $r_7$ 、 $r_8$ 、 $r_9$ 、 $r_{10}$ ,长和宽分别为 $L$ 、 $H$ 。在第二帧图像上10个搜索框自动选取,如图1b所示,其中点分别对应10个初始ROI的中点 $r_1$ 、 $r_2$ 、 $r_3$ 、 $r_4$ 、 $r_5$ 、 $r_6$ 、 $r_7$ 、 $r_8$ 、 $r_9$ 、 $r_{10}$ ,搜索框的长和宽分别为 $2L$ 、 $2H$ 。

(2) 首尾膈肌图像搜索框选取: 在首图像上选取10个初始ROI, 每个ROI的中点分别为 $r_1, r_2, r_3, r_4, r_5, r_6, r_7, r_8, r_9, r_{10}$ , 长和宽分别为 $L, H$ 。在尾图像中第一个搜索框需要手动选取, 搜索框长和宽分别为 $10L, 10H$ , 如图1d所示, 以膈肌收缩生理特性为约束, 即后一个ROI运动到的新位置不可能在前一个

ROI运动到的新位置前面。假设第一个ROI中点运动到的新位置为 $xx_1$ 和 $yy_1$ , 则第二个ROI对应的搜索框左上角位置为 $(xx_1 - L/2, yy_1 - H/2)$ , 窗长窗宽保持不变, 因此除了第一个搜索框后续搜索框都是自动选取, 避免持续手动选框的复杂性和主观性。

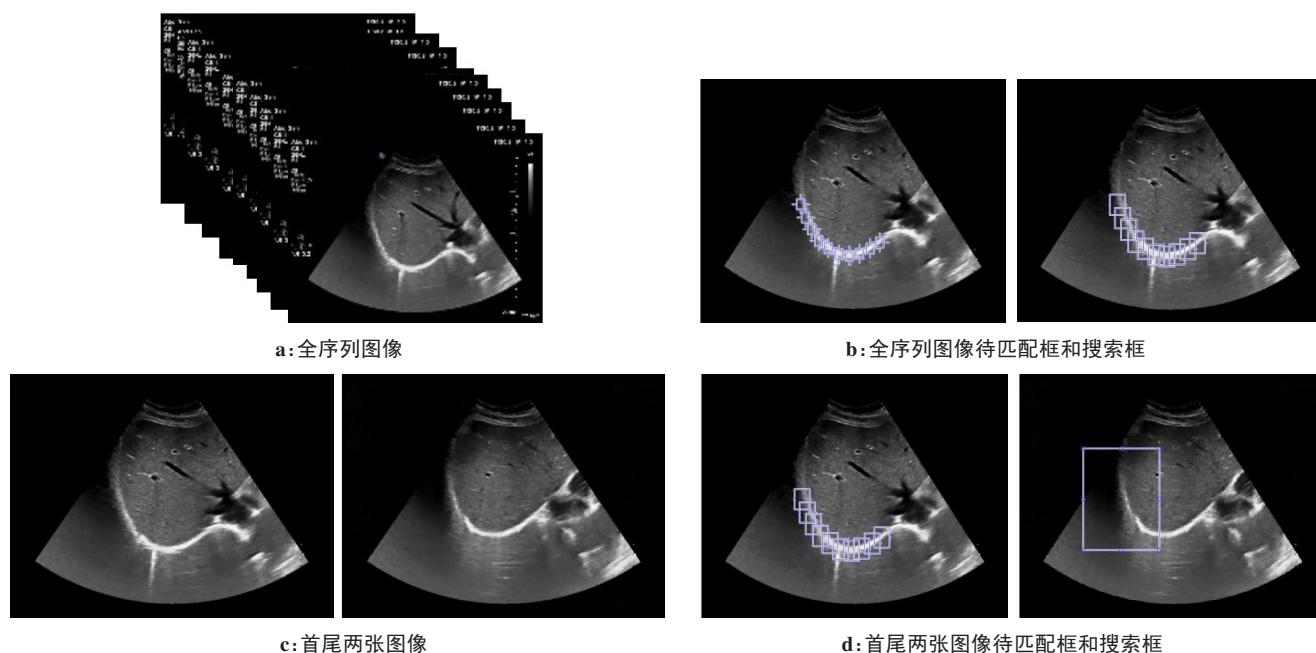


图1 待追踪膈肌图像

Figure 1 Diaphragm images to be tracked

## 1.2 插值法的膈肌运动亚像素位移估计

上述块匹配算法计算出膈肌运动的整数位移, 为了进一步将位移估计精确到亚像素级别, 提高膈肌运动位移的估计精度, 本研究通过插值方法将膈肌运动位移估计精确到亚像素级别。常见的插值方法有3种: 3点余弦插值、3点抛物线插值以及3点高斯插值。其中高斯插值受高斯函数的约束, 插值的3点必须为整数且考虑到插值过程需进行多次求导, 抛物线方程相对于高斯方程和余弦方程进行求导更简便。因此本研究选择3点抛物线插值法, 由于使用3点进行插值只能得到一维的亚像素位移, 因此本研究将3点扩展到9点进行插值, 从而获得更加精确的二维亚像素位移。

本研究提出针对块匹配计算得到的二维互相关函数进行插值处理的策略。首先根据式(1)计算得到最大互相关函数值 $R_{\max}$ , 假设函数值 $R_{\max}$ 坐标为 $(P1, V1)$ , 该点周围8个坐标值分别为 $(P1, V1-1), (P1, V1+1), (P1-1, V1), (P1-1, V1-1), (P1-1, V1+1), (P1+1, V1), (P1+1, V1-1), (P1+1, V1+1)$ , 对应的函数值分别为 $R1, R2, R3, R4, R5, R6, R7, R8$ 。然后把中间的列

向方向 $(V1-1, R1), (V1, R_{\max}), (V1+1, R2)$ 带入式(2)求得系数 $a_1, b_1, c_1$ 后对式(2)进行求导使其为0, 计算出横坐标为 $x_1$ 时对应最大函数值为 $y_1, x_1$ 即为最佳竖直位移 $v$ , 如图2a所示。同理将其它两个列向方向3个点的纵坐标和函数值分别代入式(3)、式(4), 求得 $a_2, b_2, c_2, a_3, b_3, c_3$ 后, 令 $x_2 = x_3 = x_1$ , 代入式(3)和(4)求得相应的 $y_2, y_3$ , 把 $(P1, y_1), (P1-1, y_2), (P1+1, y_3)$ 带入式(5)求得 $a_4, b_4, c_4$ , 再对式(5)求导为0, 计算出横坐标为 $x_4$ 时对应最大值为 $y_4, x_4$ 就是最佳水平位移 $u$ , 如图2b所示。

$$y_1 = a_1 x_1^2 + b_1 x_1 + c_1 \quad (2)$$

$$y_2 = a_2 x_2^2 + b_2 x_2 + c_2 \quad (3)$$

$$y_3 = a_3 x_3^2 + b_3 x_3 + c_3 \quad (4)$$

$$y_4 = a_4 x_4^2 + b_4 x_4 + c_4 \quad (5)$$

对于全序列膈肌图像而言, 当第一帧图像中的10个ROI全部匹配完成, 根据10个位移 $u_i, v_i (i = 1 \cdots 10)$ 得到运动后的10个新位置 $(xx_i, yy_i) (i = 1 \cdots 10)$ , 将其作为第二帧图像中待追踪的10个块的中点, 窗宽窗长保持不变。同理, 第三帧的搜索框的中点为位置 $(xx_i, yy_i) (i = 1 \cdots 10)$ , 而窗宽窗长为待



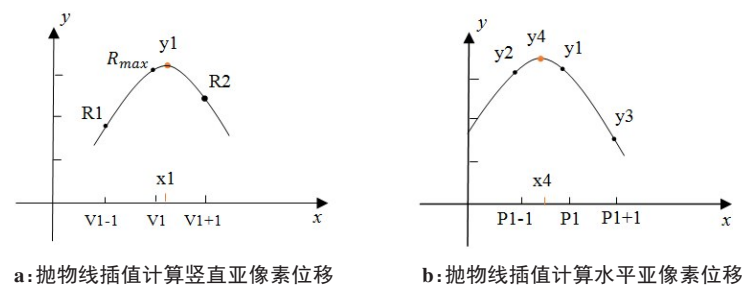


图2 抛物线插值  
Figure 2 Parabolic interpolations

匹配窗口大小的两倍, 然后进行块匹配和插值处理, 直到追踪到最后一帧图像。对于首尾两张膈肌图像的追踪, 一次计算就已追踪完成。

1.3 膈肌运动应变及位移误差估计

膈肌运动应变估计基于运动追踪所得到的位移进行计算, 首先将选取的10个ROI的中点两两连线, 长度近似为选取的ROI膈肌段记作为 $L_1$ , 再把每个框的中点位置值分别加上的相应的位移值 $u_i, v_i (i = 1 \cdots, 10)$ , 得到10个新框中点所在的位置值, 同样把新框中点两两连线得到的长度记作 $L_2$ 。通过式(6)计算所选ROI的膈肌全局应变。

$$\varepsilon = \frac{L_2 - L_1}{L_1}$$

(6)

为了验证本研究提出的融合块匹配和插值法的膈肌追踪算法的性能, 同时考虑到10个ROI在不同窗口大小的影响, 进一步提出反追踪的策略进行误差估计。将原图像序列的最后一帧去掉生成新图像序列, 然后将新图像序列进行翻转接在原图像序列

后面, 这样就组成了一个新的待追踪图像序列, 该新的待追踪图像序列第一帧图像和最后一帧图像相同, 第二帧图像与倒数第二帧图像相同, 以此类推, 如果第一帧图像中的选取的初始ROI中点位置为 $(bx_i, by_i) (i = 1 \cdots, 10)$ , 持续追踪到最后一帧图像ROI中点的位置为 $(lx_i, ly_i) (i = 1 \cdots, 10)$ , 通过式(7)计算它们之间的误差, 误差越小说明追踪的效果越好。

$$E_k = (lx_i - bx_i)^2 + (ly_i - by_i)^2$$

(7)

根据反追踪误差的思想, 可以为不同的追踪点匹配到最佳的窗口值, 在某种程度上提高了匹配精度。

1.4 算法流程

首先融合膈肌生理约束块匹配和9点抛物线插值算法对膈肌运动位移进行估计; 然后使用位移误差算法和应变公式分析在不同窗口下膈肌位移和应变之间的差异。膈肌应变估计的算法流程如图3所示。

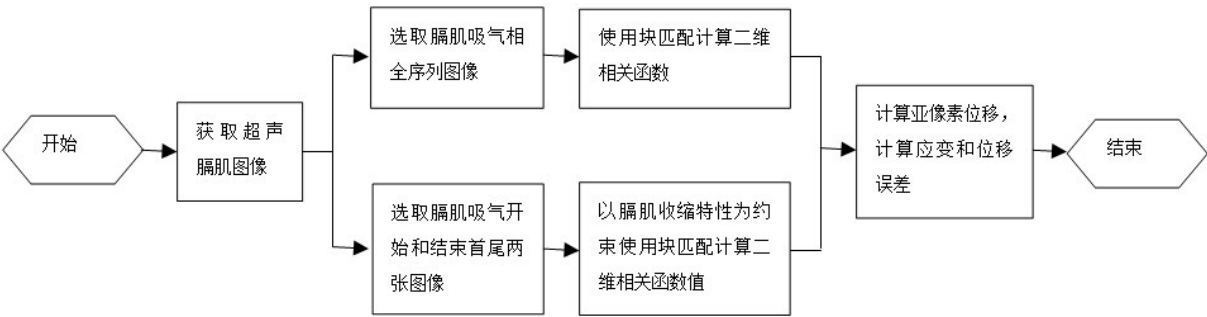


图3 膈肌应变估计流程图  
Figure 3 Flowchart of diaphragm strain estimation

2 实验结果与分析

本实验采用由通用电气公司 (General Electric Company, GE) 的 LOGIQ V2 便携式超声仪器采集的正常人体右膈肌图像。实验硬件环境为 Windows 10, Intel CPU i5-5200U, 2.7 GHz, 内存 4 GB。软件环境为仿真软件 Matlab R2016a 和数据分析软件 SPSS 26.0。

2.1 ROI窗口大小对膈肌运动位移的影响

首先在膈肌第一帧图像上手动选取10个ROI, 针对ROI的窗口大小选取对膈肌运动位移的影响进行分析。这里考虑窗口的大小为 $5 \times 10$ 、 $10 \times 15$ 、 $15 \times 20$ 、 $20 \times 25$ 、 $25 \times 30$ 、 $30 \times 35$ , 如图4所示。接下来对吸气全序列膈肌图像和仅含吸气开始和结束的首尾两张膈肌图像下的窗口大小对运动位移的影响进行比较分析。

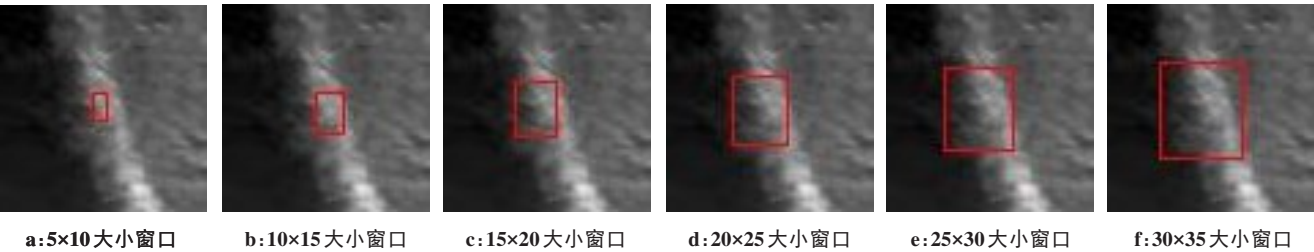


图 4 不同大小窗口图

Figure 4 Windows of different sizes

**2.1.1 吸气全序列膈肌图像在不同窗口下的位移分析** 首先利用提出算法对全序列膈肌图像中的 ROI 进行追踪,计算出 10 个 ROI 点在不同大小窗口下的追踪到的水平位移和竖直位移以及每个 ROI 的偏移,具体结果如图 5 所示。可以看出,不同的窗口在相同 ROI 追踪到的位移不同,这是由于窗口大小的不同导致其包含着不同的图像信息,从而有着不同的追踪

结果。其中,5×10 窗口下估计出的水平方向位移和竖直方向位移显示出与其它窗口具有明显的差异性,这是因为部分 ROI 被匹配到除膈肌区域外的背景区域中,针对 5×10 窗口的追踪结果在后续过程中不再分析;而 10×15 窗口下估计的位移在竖直方向位移图上显示出了和其它窗口的明显差异。

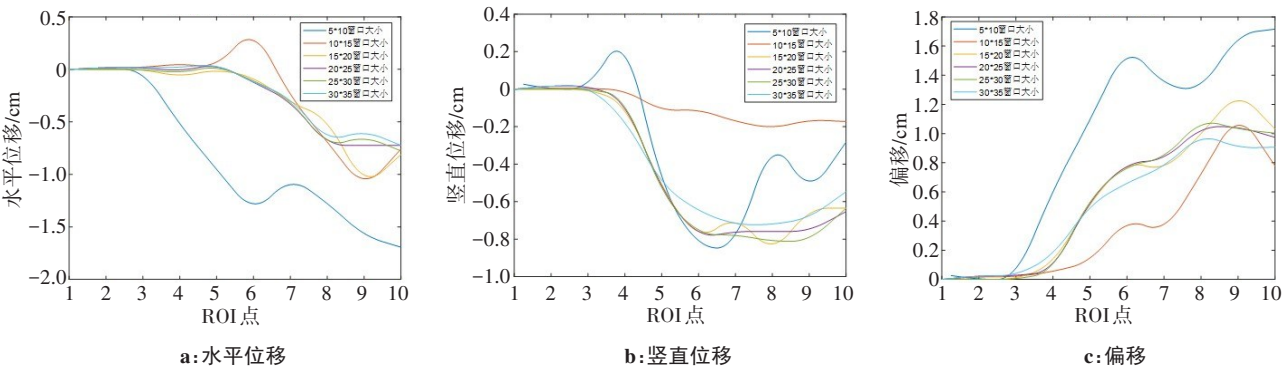


图 5 全序列图像在不同窗口下的位移

Figure 5 Displacements of the whole sequence images under different windows

接下来为了进一步说明窗口大小对位移估计的影响,将不同大小的窗口估计出的水平位移和竖直位移分别进行差异性分析。图 6 是各个窗口下在水平方向位移和竖直方向位移之间的差异性结果,其中,10×15 窗口水平位移和其它窗口水平位移之间得的  $P$  值均大于 0.05,而 10×15 窗口竖直位移与其它窗口竖直位移之间的  $P$  值均小于 0.05;其它各个窗口水平位移和竖直位移之间的  $P$  值均大于 0.05。这表明除了 10×15 的窗口存在一定的差异性,其它大小的窗口之间的差异性不显著,该结论与上述位移分析保持一致。

**2.1.2 吸气首尾膈肌图像在不同窗口下的位移分析** 接下来利用提出的算法对吸气开始和结束首尾两张膈肌图像中的 ROI 进行追踪,同样计算出 10 个 ROI 中点在不同大小窗口下的追踪到的水平位移和竖直位移,以及每个 ROI 的偏移,具体结果如图 7 所示。可以看出,

5×10 窗口和其它窗口相比偏移较大,这同样是因为由于窗口过小而导致的明显匹配错误,而 10×15 窗口在竖直方向位移图中有明显差异。考虑到 5×10 窗口明显错误的追踪结果,后续不再对 5×10 窗口的位移结果进行分析。

图 8 是吸气首尾两张膈肌图像中 10 个 ROI 在不同窗口下的水平位移和竖直位移差异性分析结果。可以看出,10×15 窗口下的水平位移和其它大小的窗口水平位移之间的  $P$  值均大于 0.05,竖直位移除了和 15×20 在竖直方向上  $P$  值小于 0.05,具有显著差异,与其它大小的窗口在竖直方向上的位移无显著差异;其它各个窗口之间的水平位移和竖直位移两两之间的  $P$  值均大于 0.05。这表明除了 10×15 窗口存在一定的差异性,其它大小的窗口之间无显著差异,且对计算全局应变结果影响不大,该结论与上述位移分析保持一致。

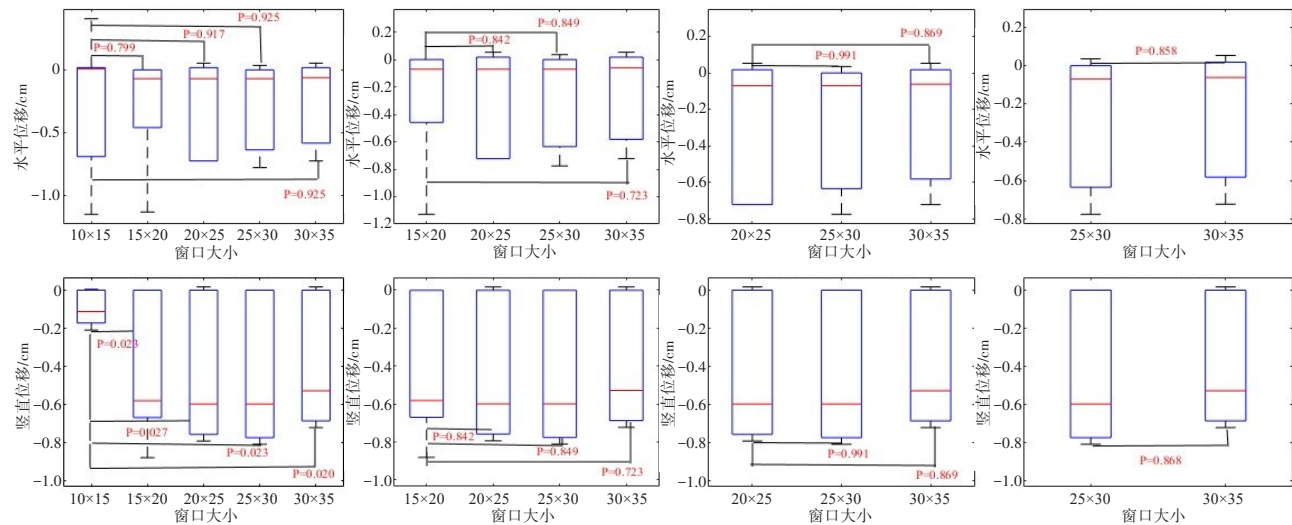


图6 全序列图像中各窗口之间差异性结果  
Figure 6 Differences between windows in the whole sequence images

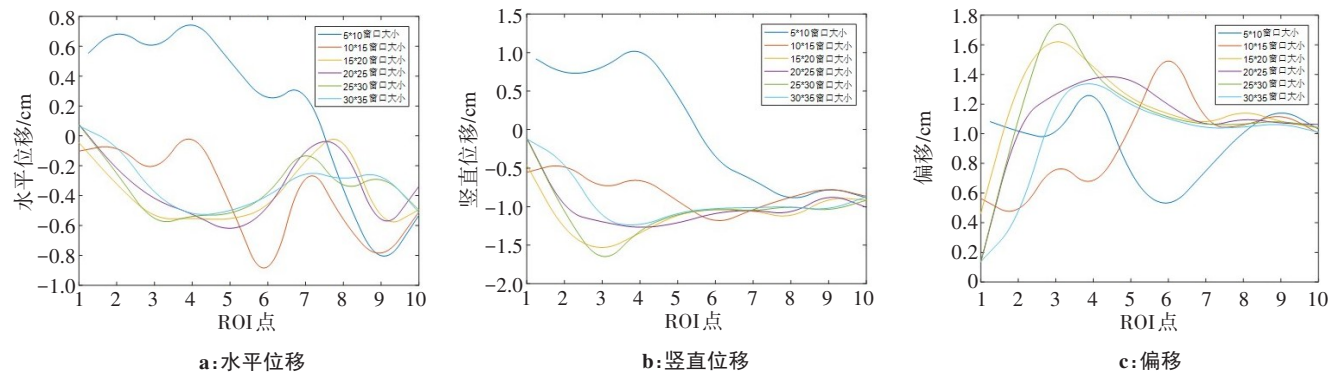


图7 首尾膈肌图像上在不同窗口下的位移  
Figure 7 Displacements of the fore and aft images under different windows

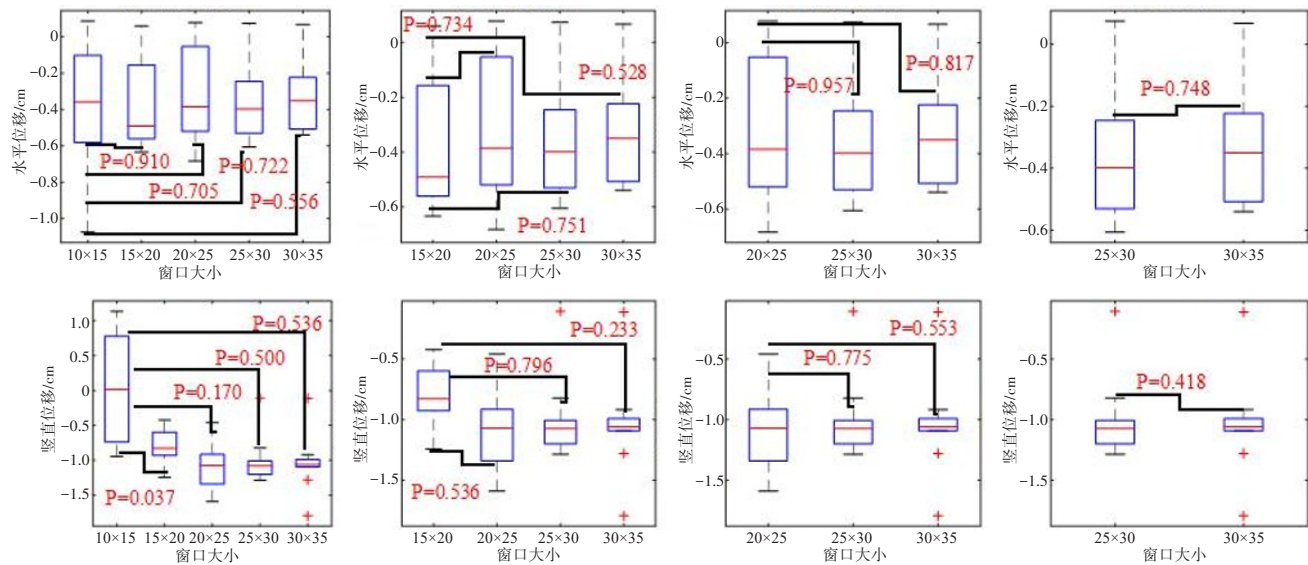


图8 首尾膈肌图像中各个窗口之间差异性结果  
Figure 8 Differences between windows in the fore and aft images

2.2 膈肌运动位移误差及应变分析

吸气全序列膈肌图像和吸气首尾两张膈肌图像

在各个窗口下的位移误差结果分别如表1和表2所示。可以看出不同的ROI在运动追踪过程中位移误

差最小时对应的窗口大小可能不同,将位移误差最小的窗口确定为最佳窗口。值得指出的是,在吸气首尾两张膈肌图像的结果,第一个ROI和第二个ROI的最佳窗口分别为25×30和15×20,但是在尾膈肌图像中它们的中点坐标值分别为(264.0, 397.5)和(264.5, 406.0),其中第一个ROI中点的纵坐标小于第二个ROI中点的纵坐标,这说明第一个ROI运动到第二个ROI的后面,这违背了膈肌收缩约束性质,因此针对第二个ROI最佳窗口选择误差第二小的25×30窗口。经过修订后的10个ROI在两种情况下对应的最佳窗口取值如表3所示。

表 1 全序列膈肌图像在各个窗口下的位移误差值  
Table 1 Displacement errors of the whole sequence image under each window

| ROI | 位移误差值       |             |             |             |             |
|-----|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|     | 10×15 窗口    | 15×20 窗口    | 20×25 窗口    | 25×30 窗口    | 30×35 窗口    |
| 1   | 0.000 034 9 | 0.000 018 8 | 0.000 010 7 | 0.000 014 2 | 0.000 012 4 |
| 2   | 0.000 492 9 | 0.000 011 7 | 0.000 553 7 | 0.000 012 9 | 0.000 574 9 |
| 3   | 0.000 560 7 | 0.000 001 1 | 0.000 504 0 | 0.000 005 0 | 0.000 542 0 |
| 4   | 0.060 631 2 | 0.001 352 2 | 0.015 387 9 | 0.004 824 2 | 0.000 694 5 |
| 5   | 0.014 548 8 | 0.001 524 3 | 0.019 420 5 | 0.006 700 5 | 0.029 368 3 |
| 6   | 0.032 567 9 | 0.001 351 1 | 0.007 273 8 | 0.000 014 8 | 0.009 746 1 |
| 7   | 0.123 967 9 | 0.034 311 2 | 0.051 509 5 | 0.000 095 6 | 0.023 563 7 |
| 8   | 0.168 378 8 | 0.261 955 4 | 0.054 930 0 | 0.135 908 2 | 0.014 438 6 |
| 9   | 0.051 643 7 | 0.016 463 1 | 0.084 822 8 | 0.000 000 0 | 0.009 934 1 |
| 10  | 0.003 138 9 | 0.006 248 2 | 0.000 489 1 | 0.000 006 7 | 0.010 028 2 |

表 3 全序列图像和首尾图像中 10 个 ROI 对应的最佳窗口大小  
Table 3 Optimal window size corresponding to the 10 ROI in the whole sequence images and the fore and aft images

| 图像类型   | ROI   |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|        | 1     | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8     | 9     | 10    |
| 全序列图像  | 20×25 | 15×20 | 15×20 | 30×35 | 15×20 | 25×30 | 25×30 | 30×35 | 25×30 | 25×30 |
| 首尾两张图像 | 25×30 | 25×30 | 15×20 | 25×30 | 15×20 | 10×15 | 15×20 | 25×30 | 25×30 | 25×30 |

表 4 全序列膈肌图像和首尾膈肌图像在各个窗口下的应变值  
Table 4 Strain values in the whole sequence images and the fore and aft images under each window

| 图像类型   | 应变值         |             |             |             |             |             |
|--------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|        | 10×15 窗口    | 15×20 窗口    | 20×25 窗口    | 25×30 窗口    | 30×35 窗口    | 最佳窗口        |
| 全序列图像  | 0.112 176 5 | 0.133 600 9 | 0.135 395 6 | 0.139 051 9 | 0.142 728 1 | 0.155 264 8 |
| 首尾两张图像 | 0.088 186 5 | 0.101 102 0 | 0.115 809 9 | 0.138 782 8 | 0.153 685 4 | 0.135 519 6 |

3 讨 论

针对吸气相的全序列膈肌图像和仅包含首尾两张膈肌图像的两种情况下的运动位移和应变进行计

表 2 首尾膈肌图像在各个窗口下的位移误差值  
Table 2 Displacement errors of the fore and aft images under each window

| ROI | 位移误差值       |             |             |             |             |
|-----|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|     | 10×15 窗口    | 15×20 窗口    | 20×25 窗口    | 25×30 窗口    | 30×35 窗口    |
| 1   | 0.029 145 7 | 0.135 546 5 | 0.001 767 1 | 0.000 195 7 | 0.115 725 1 |
| 2   | 0.002 574 4 | 0.000 012 5 | 0.000 399 3 | 0.000 239 3 | 0.000 262 3 |
| 3   | 0.000 884 3 | 0.000 141 8 | 0.000 776 0 | 0.002 260 2 | 0.002 530 7 |
| 4   | 0.382 142 4 | 0.002 148 2 | 0.234 599 9 | 0.000 101 9 | 0.000 270 7 |
| 5   | 0.000 585 1 | 0.030 295 3 | 0.040 448 3 | 0.001 491 4 | 0.001 044 8 |
| 6   | 0.008 870 4 | 0.075 003 3 | 0.108 909 5 | 0.165 824 9 | 0.211 918 5 |
| 7   | 0.200 845 8 | 0.000 217 0 | 0.000 844 4 | 0.008 954 5 | 0.037 959 1 |
| 8   | 0.120 404 8 | 0.270 384 5 | 0.426 246 1 | 0.092 467 1 | 0.150 902 4 |
| 9   | 0.095 209 0 | 0.108 357 5 | 0.045 417 2 | 0.006 222 8 | 0.008 089 7 |
| 10  | 0.000 681 7 | 0.000 004 4 | 0.000 765 4 | 0.000 000 8 | 0.003 280 5 |

根据应变公式,膈肌在不同窗口下的应变值以及各个ROI在各个最佳窗口即10个ROI点在各自位移误差最小的窗口下的计算得到的膈肌应变结果如表4所示。

将全序列的6个应变值作为数据1,首尾图片的6个应变值作为数据2,对该两组数据进行差异性分析,如图9所示, $P=0.252$ ,说明选用全序列膈肌图像还是首尾两张图像计算出来应变值无显著差异,这与表4所示的两种情况下的应变值差异不大保持一致。

算和分析,主要得到如下结论:(1)对于窗口大小取值不同对膈肌运动位移估计的影响分析。①在两种情况下,5×10窗口在图像结果上均有着很明显的匹



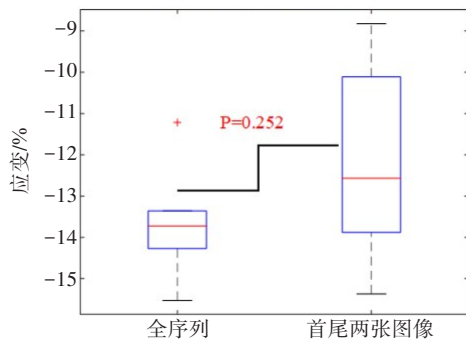


图9 全序列数据和首尾两张图像数据之间的应变差异性

Figure 9 Difference in strain calculated in the whole sequence images or the fore and aft images

配错误情况;10×15窗口下计算出的竖直方向与其它窗口位移上存在显著性差异( $P<0.05$ ),这说明在10×15窗口上会因为窗口小所包含信息少,导致位移出现偏差问题。因此,无论哪种情况窗口选择上不能过小。②窗口大小选取在15×20、20×25、25×30、30×35上计算得到的水平位移还是竖直位移均无显著差异( $P>0.05$ ),但是窗口大小为25×30计算得到的水平位移和竖直位移和其它窗口水平位移和竖直位移之间的 $P$ 值均衡下来会比其它窗口两两之间 $P$ 值更好,这说明窗口大小为25×30更适用于膈肌追踪。(2)对于在不同窗口下计算出的应变结果分析。在两种情况下,10×15窗口均是在是竖直位移上和其它窗口的位移值上具有显著差异,所以10×15窗口对应的应变值与其它窗口应变值具有差异,而其它窗口之间的应变值并无较大波动,应变值均显示膈肌处于收缩运动。针对两种情况下在各个窗口下的应变值做了差异性分析,其中 $P$ 值为0.252,这说明在两种情况下进行运动追踪,它们得到的膈肌全局应变结果并无显著性差异。这说明对于膈肌来说,应用全序列膈肌图像还是首尾两张膈肌图像对于应变的计算结果影响不大。

#### 4 结论

本研究针对超声膈肌图像中的运动及应变估计,提出一种结合块匹配和插值法的运动追踪算法。该算法可以将膈肌运行位移追踪到亚像素级别,并通过计算膈肌运动位移误差,对块匹配算法中的不同匹配窗口大小进行分析,从而确定最佳的运动位移估计匹配的窗口大小。进一步对不同窗口下计算出的膈肌应变进行分析,得到计算出吸气相全序列膈肌图像的应变大小与仅含首尾两张膈肌图像的应变结果没有显著性差异的结论。实验证明本研究对于膈肌运动及应变的估计可以有效地应用到膈肌功能评估,从而指导肺部相关疾病的诊断和治疗,具有实际价值和意义。

#### 【参考文献】

- [1] Polkey MI, Kyrrousis D, Hamnegard CH, et al. Diaphragm strength in chronic obstructive pulmonary disease[J]. *Am J Respir Crit Care Med*, 1996, 154(5): 1310-1317.
- [2] 石磊,郭虹,黄佳茹,等.钙蛋白酶抑制剂 calpeptin 在机械通气膈肌损伤和萎缩中的作用研究[J]. *中华危重病急救医学*, 2014, 26(8): 549-553.
- [3] Shi L, Guo H, Huang JR, et al. The effect of calpeptin on injury and atrophy of diaphragm under mechanical ventilation in rats[J]. *Chinese Critical Care Medicine*, 2014, 26(8): 549-553.
- [4] Kaiser M, Khan N, Jain A. Ultrasonographic assessment of diaphragmatic excursion and its correlation with spirometry in chronic obstructive pulmonary disease patients[J]. *Int J Appl Basic Med Res*, 2020, 10(4): 256-259.
- [5] Chen YJ, Li PJ, Wang J, et al. Assessments and targeted rehabilitation therapies for diaphragmatic dysfunction in patients with chronic obstructive pulmonary disease: a narrative review[J]. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis*, 2022, 17: 457-473.
- [6] Miyagi M, Kinugasa Y, Sota T, et al. Diaphragm muscle dysfunction in patients with heart failure[J]. *J Card Fail*, 2018, 24(4): 209-216.
- [7] Laghi F, Cattapan SE, Jubran A, et al. Is weaning failure caused by low-frequency fatigue of the diaphragm?[J]. *Am J Respir Crit Care Med*, 2003, 167(2): 120-127.
- [8] Dinion E, Gartman EJ, Sethi JM, et al. Diaphragm ultrasound as a predictor of successful extubation from mechanical ventilation[J]. *Thorax*, 2014, 69(5): 431-435.
- [9] Jiang JR, Tsai TH, Jerng JS, et al. Ultrasonographic evaluation of liver/spleen movements and extubation outcome[J]. *Chest*, 2004, 126(1): 179-185.
- [10] Dubé BP, Dres M, Mayaux J, et al. Ultrasound evaluation of diaphragm function in mechanically ventilated patients: comparison to phrenic stimulation and prognostic implications[J]. *Thorax*, 2017, 72(9): 811-818.
- [11] Gerscovich EO, Cronan M, McGahan JP, et al. Ultrasonographic evaluation of diaphragmatic motion[J]. *J Ultras Med*, 2001, 20(6): 597-604.
- [12] Francis CA, Hoffer JA, Reynolds S. Ultrasonographic evaluation of diaphragm thickness during mechanical ventilation in intensive care patients[J]. *Am J Crit Care*, 2016, 25(1): e1-e8.
- [13] 王飞飞,朱晓萍,马少林.超声评估膈肌结构和功能[J]. *中华危重病急救医学*, 2017, 29(3): 276-280.
- [14] Wang FF, Zhu XP, Ma SL. Ultrasonographic evaluation of diaphragm structure and function[J]. *Chinese Critical Care Medicine*, 2017, 29(3): 276-280.
- [15] Wait JL, Nahormek PA, Yost WT, et al. Diaphragmatic thickness-lung volume relationship *in vivo*[J]. *J Appl Physiol*, 1989, 67(4): 1560-1568.
- [16] Goligher EC, Laghi F, Detsky ME, et al. Measuring diaphragm thickness with ultrasound in mechanically ventilated patients: feasibility, reproducibility and validity[J]. *Intens Care Med*, 2015, 41(4): 642-649.
- [17] Garra BS, Cespedes EI, Ophir J, et al. Elastography of breast lesions: initial clinical results [J]. *Radiology*, 1997, 202(1): 79-86.
- [18] Fernandes J, Sannachi L, Tran WT, et al. Monitoring breast cancer response to neoadjuvant chemotherapy using ultrasound strain elastography[J]. *Transl Oncol*, 2019, 12(9): 1177-1184.
- [19] Bae U, Dighe M, Dubinsky T, et al. Ultrasound thyroid elastography using carotid artery pulsation [J]. *J Ultrasound Med*, 2007, 26(6): 797-805.
- [20] Zhao CK, Xu HX. Ultrasound elastography of the thyroid: principles and current status[J]. *Ultrasonography*, 2019, 38(2): 106-124.
- [21] Lee WN, Ingrassia CM, Costa KD, et al. Theoretical quality assessment of myocardial elastography with *in vivo* validation[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2007, 54(11): 2233-2245.
- [22] Yousefi-Banaem H, Asiaei S, Sanei H, et al. Prediction of myocardial infarction by assessing regional cardiac wall in CMR images through active mesh modeling[J]. *Comput Bio Med*, 2017, 80: 56-64.
- [23] De Korte CL, Hansen HH, Van Der Steen AF. Vascular ultrasound for atherosclerosis imaging[J]. *Interface Focus*, 2011, 1(4): 565-575.
- [24] Huang C, Pan X, He Q, et al. Ultrasound-based carotid elastography for detection of vulnerable atherosclerotic plaques validated by



- magnetic resonance imaging[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2016, 42(2): 365-377.
- [23] Ye X, Xiao H, Bai W, et al. Two-dimensional strain ultrasound speckle tracking as a novel approach for the evaluation of right hemidiaphragmatic longitudinal deformation[J]. *Exp Ther Med*, 2013, 6(2): 368-372.
- [24] Hatam N, Goetzenich A, Rossaint R, et al. A novel application for assessing diaphragmatic function by ultrasonic deformation analysis in noninvasively ventilated healthy young adults[J]. *Ultraschall Med*, 2014, 35(6): 540-546.
- [25] Haaksma M, Tuinman PR, Heunks L. Ultrasound to assess diaphragmatic function in the critically ill-a critical perspective[J]. *Ann Transl Med*, 2017, 5(5): 114.
- [26] Ye X, Liu Z, Ma Y, et al. A novel normalized cross-correlation speckle-tracking ultrasound algorithm for the evaluation of diaphragm deformation[J]. *Front Med*, 2021, 8: 279.
- [27] Pandian SI, Bala G, George BA. A study on block matching algorithms for motion estimation[J]. *Int J Comput Sci Eng*, 2011, 3(1): 1-10.
- [28] 彭博, 杨先凤. 超声图像序列运动估计相似度函数研究[J]. *计算机仿真*, 2012, 29(9): 258-261.
- Peng B, Yang XF. Investigation of similarity functions for ultrasound image sequence motion estimation[J]. *Computer Simulation*, 2012, 29(9): 258-261.
- [29] Zhu S, Ma KK. A new diamond search algorithm for fast block-matching motion estimation[J]. *IEEE Trans Image Process*, 2000, 9(2): 287-290.
- [30] Friemel BH, Bohs LN, Trahey GE. Relative performance of two-dimensional speckle-tracking techniques: normalized correlation, non-normalized correlation and sum-absolute-difference[C]//1995 IEEE Ultrasonics Symposium. Seattle: IEEE, 1995, 2: 1481-1484.
- [31] Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues[J]. *Ultrasonic Imaging*, 1991, 13(2): 111-134.

(编辑:谭斯允)