

文章编号: 2096-1618(2021)06-0624-05

M型超声心动图中左室射血分数自动计算方法

甘建红, 李 炜

(成都信息工程大学软件工程学院, 四川 成都 610225)

摘要:掌上超声仪受功率和超声频率的限制很难获取心脏B超图像,导致目前基于二维B超的左室射血分数(left ventricular ejection fraction, LVEF)测量不能在掌上超声仪上实现,而掌上超声仪能够通过M型超声获取心脏识别信息。对此,基于M型超声心动图Teichholz法提出了基于数字图像处理的LVEF自动计算方法。首先,将二尖瓣的影响考虑在内,同时为了之后的图像分割得到好的结果,将图像分为上下部分进行处理;其次,利用图像二值化的三角法对图像进行分割,对于上部分图像进行二尖瓣信息的消除;最后,图像上下部分分别得到左心室室隔内膜和左心室后壁内膜的波形线,取得波峰波谷的位置数据,进行LVEF的计算。该方法所得LVEF的计算准确率达95.6%,计算效率为每张图像0.6秒。基于M型超声心动图的LVEF的自动测量方法,较手动方法测量效率更高,测量精度也在合理范围之内,对于掌上式超声诊断仪的半自动化甚至自动化有着极大的推进作用,具有较好的临床应用价值。

关键词:左心室射血分数;Teichholz法;M型超声心动图;图像处理;自动测量

中图分类号:TP311

文献标志码:A

doi:10.16836/j.cnki.jcuit.2021.06.007

0 引言

心血管病是威胁人类生命的重大疾病,在中国已经成为人们死亡的头号病因。防治心血管病,对于保护人民生命安全和身体健康具有重大意义。因心血管疾病一般不能够及时发现,所以定期的心脏功能诊断至关重要。左室射血分数(left ventricular ejection fraction, LVEF)在临床上常被用来诊断心血管疾病。掌上超声仪因其便捷性,容易实现定期的心脏功能诊断。因此,掌上超声仪的左室射血分数的自动计算对于保护人民身体健康具有重要意义。

心脏每搏输出量为左室舒张末期容积和收缩末期容积之差^[1],其与左室舒张末期容积之比即为左室射血分数^[2]。左室射血分数正常值为50%~70%^[3]。临床上认为射血分数低于50%时,则代表心脏出现疾病症状,需要进一步诊断和治疗。当射血分数低于35%时,则代表极有可能发生恶性心律失常,甚至猝死^[4]。

超声心动图能够用来测量左室射血分数。各种类型的超声心动图,对于左室射血分数的计算都是将左心室看作几何体。因此,可以利用几何体的体积公式来计算左室舒张末期容积和收缩末期容积,进而计算心脏每搏输出量^[1]。

M型超声图计算左室容积的方法为Teichholz公

式。因为此方法测量时不需要描绘左心室内膜,操作方便快捷,所以能够被广大基层医疗单位应用^[5]。

目前临床上,M超方法仍然是手动测量方式计算LVEF指标,工作量大且效率不够高。LVEF的自动计算的研究也大多集中于B型超声心动图和核磁共振图像,都是需要将左心室内膜完整描绘出来,进而计算容积。然而在掌上超声领域中,手工方式在手机等小尺寸终端上操作极不方便。随着掌上超声仪的兴起,基于M超的自动测量愈发重要。对于超声心动图,基于B超的Simpson法被广泛应用。此方法需要通过建模计算左室容积,所以要对心尖二腔(A2C)和四腔(A4C)两个切面,进行左室边界的勾画^[6]。对此,学者们提出了一些自动分割左室和自动对图像进行分类的方法。Belaid等^[7]在对图像分割方法深入研究之后,选择基于多相位的水平集来对心脏的左心室进行分割;Agarwal等^[8]采用支持向量机对图像分类,而分类需要获取的图像特征则是利用定向梯度直方图;Marsousi等^[9]在自动分割左心室的算法中利用了多分辨节点插入的策略;Khamis等^[10]通过对心尖二腔和心尖四腔切面进行时空信息提取,进而进行分类。但是这些方法无法得出最佳结果,也不能对广大样本有很好的适用性。结合深度学习表现出的优势,蒋建慧等^[6]利用卷积神经网络对B型超声心动图进行分类,获取A2C和A4C切面,再通过建立全卷积神经网络对A2C和A4C的左室进行分割,进而计算LVEF。深度学习对于超声心动图的左室射血分数计算表现出了巨

收稿日期:2021-04-06

基金项目:四川省科技厅应用基础研究资助项目(2019YJ0361);四川省科技厅重点研发资助项目(2021YFG0173)

大的应用前景。

对于磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI),射血分数的计算需要准确地对图像进行左心室内轮廓的勾画。手工方式对MRI进行左心室分割,效率极低且工作量巨大^[11]。因此,自动分割左心室一直是MRI的研究热点之一^[12]。徐礼胜等^[13]对MRI利用全卷积网络进行左心室的自动分割。得到分割结果后,可以利用时间信息计算左心室收缩末期和舒张末期容积。刘晓鸣等^[14]在利用全卷积网络对MRI进行左心室分割的基础上,全连接条件随机场的加入使得自动分割更加准确。

目前主流的B超、MRI分析方式都不适合于掌上超声仪自动计算LVEF,同时也未查询到M超自动测量LVEF的文献。对此,针对掌上超声仪器中M超信号,文中提出一种基于数字图像处理的M型超声心动图LVEF的自动计算方法,解决掌上超声设备LVEF计算的问题。

1 射血分数自动计算

1.1 M型超声心动图

M型超声心动图因其方便快捷,被广泛应用于掌上超声设备。M型超声心动图是以时间序列形成的图像,是以心脏和探头的距离来描绘图像。声波可以经过心脏的各层组织,距离是随着心脏的周期性运动来变化的。因为M型超声心动图是由单束声波形成的,而B型超声心动图和MRI图像是能够得到心脏切面的,所以M超无需描绘左心室内膜,只需要确定左心室位置及左室室隔内膜和左室后壁内膜间的距离,即可进行左室射血分数的计算。临床采集的M型超声心动图如图1所示。

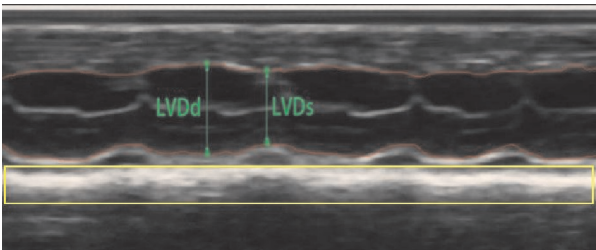


图1 M型超声心动图

M型超声心动图测量LVEF的公式是Teichholz校正公式。如图1绿色标记所示,测量左室舒张末期内径(LVDd)、左室收缩末期内径(LVDs),然后计算左室容积^[15],最后计算LVEF。

$$V=7.0\div(2.4+D)\times D^3 \tag{1}$$

式中的D为内径值。

$$LVEF(\%)=(LVEDV-LVESV)\div LVEDV\times 100\% \tag{2}$$

其中,LVEDV和LVESV分别为测量的舒张末期容积和收缩末期容积。

1.2 计算方法

由于左室后壁心肌致密度较高,因此形成的图像较亮,如图1黄色方框区域所示。图像进行二值化时,该高亮区域导致二值化阈值偏大,而内膜是较暗区域,最终造成内膜区域分割不准确。对此,通过一定方法将原图分为上下两部分,分别计算处理。由于左心室内空气的回波接近0,从心脏结构来讲超声波从室间隔到左室后壁必然经过心腔。据此,划分位置的计算可通过如下方法实现:计算M超图像中每行所有像素的灰度值之和(为了便于叙述,将此灰度值之和称为能量),从能量最大的行开始,向上寻找第一个能量最小的行,从该行将图像分为上下两个子图像,分别对两个子图像进行处理。具体处理流程如图2所示。

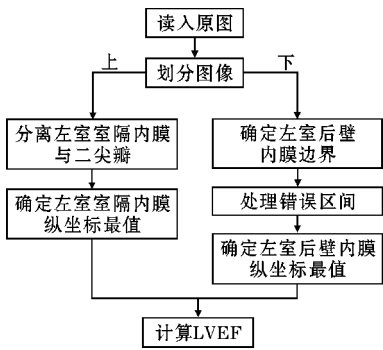


图2 算法流程

1.3 检测上部分子图像中室隔内膜边界

1.3.1 分离左室室隔内膜与二尖瓣

在M型超声采集心脏图像过程中,通常会采集到二尖瓣信息。在M超图像中有二尖瓣图像,如图3所示,红色方框即为二尖瓣所在区域,绿色方框为二尖瓣与左心室室隔内膜相连之处,且连接范围较宽。二者成为一个大的连通域,将导致常规二值化方法不能将二尖瓣与室隔内膜分离,无法得到正确的室隔内膜边界。因此,首要工作是将二者较强的连接进行分离。

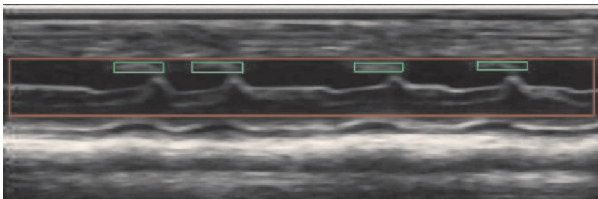


图3 具有二尖瓣信息M型超声心动图

(1) 确定左室室隔内膜与二尖瓣相邻大致范围

原图上部分子图像二值化后的结果如图 4 所示,其中绿色方框为二尖瓣与室隔内膜相连之处。为了确定绿色方框的位置,首先需要确定左室室隔内膜和二尖瓣相邻的大致范围。从二值化结果可以看出,若从图像高度为 30 开始处理,可以避免图像中右室位置的影响。针对图 4,计算高度为 30 到图像底部每一行中黑色像素点所占百分比,结果如图 5 所示。经过大量实验,范围的上边界确定为黑色像素占比为 35% 时,下边界确定为图 5 中红色线对应的位置。此位置的特征为:百分比最大值第一次出现时对应的位置。大致范围在图 6(a) 中由黄色线标记。

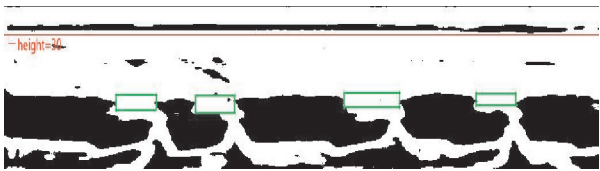


图4 上部分子图像二值化

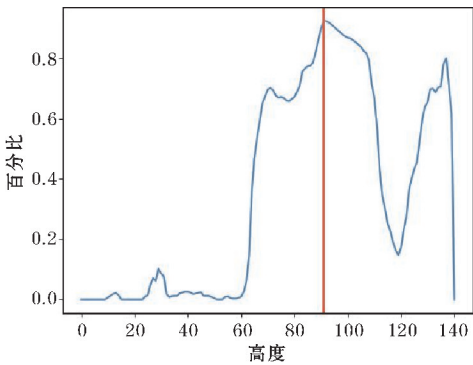
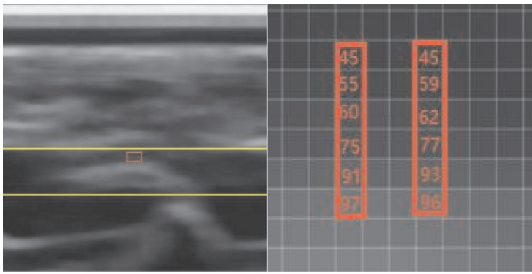


图5 黑色像素点所占百分比



(a)大致范围(黄色线标记) (b)红色方框放大显示

图6 左室室隔内膜与二尖瓣相邻大致范围

(2) 范围内分离二尖瓣与室隔内膜

将图 6(a) 中红色方框区域放大显示,如图 6(b) 所示。其中两列的部分像素值已在图中标出。此区域图像特征为:像素灰度值由上至下递增。将符合此条件的所有像素的灰度值置为 0,即表示这些位置属于左心室内部,进而有助于确定完整的左室室隔内膜。然后再对上部分子图像进行二值化,结果为图 7。将处理前后的二值化图像进行对比,可以发现,左室室隔内膜得到了较完整的补充。



图7 分离二尖瓣和左室室隔内膜后二值化

1.3.2 确定左室室隔内膜纵坐标最值

(1) 划定感兴趣区域

经过分离左室室隔内膜和二尖瓣的工作后,可以得到图 7 所示的结果。在图 7 中确定左室室隔内膜边界,首先需要划定感兴趣区域,从高度为 30 处开始划分,可以有效避免图像中右室位置的影响,而左室室隔内膜和二尖瓣相邻的大致范围的下边界,也能够将左室室隔内膜完整包括。所以,感兴趣区域划分为高度 30 到大致范围的下边界。

(2) 边缘检测

对感兴趣区域进行形态学开运算,可以确保消除某些连通域的影响,同时使得最后的结果较为准确。再进行边缘检测,能够得到左室室隔内膜边界,结果如图 8 所示。因为此时不能确保得到的轮廓连通,所以需要对其结果进行形态学闭运算。



图8 边缘检测

(3) 确定内膜边界纵坐标最值

图 9 为图 8 红色方框部分的放大显示,绿色分界线表明内膜边界已经与其他连通域分离开来。在图 8 中寻找最大连通域,即为内膜边界。通过确定边界的纵坐标最值,即为图像上部分子图像所需结果。



图9 边缘检测部分区域放大图

1.4 检测下部分子图像中左室后壁内膜边界

1.4.1 确定左室后壁内膜边界

下部分子图像二值化结果如图 10 所示,可以看到,有比较明显的波形线(红色)。但图像分割结果不够好,绿色方框部分为未分开的位置。

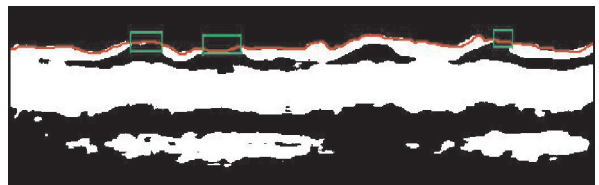


图10 图像下部分二值化

1.4.2 处理错误区间

先对二值化的图像进行形态学闭运算,是为了确保心腔位置在二值化图像中为全黑,同时使得最后得到的位置数据较为准确。所有列从上到下统计第一次出现白色像素点的位置,统计结果如图 11 所示。在此数据中寻找最小值,即此时波形线的波峰。根据斜率变化及与数据均值的比较结果,确定错误区间。找出错误区间的区间端点,以线性函数重新描绘这段区间。再在此时的数据中寻找最大值,即波形线的波谷。

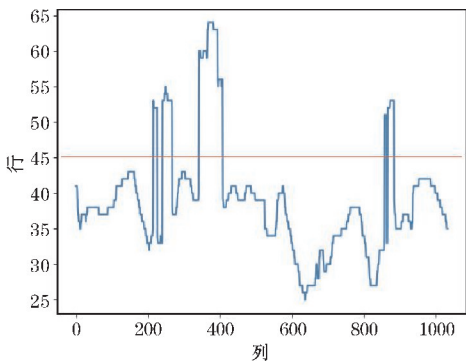
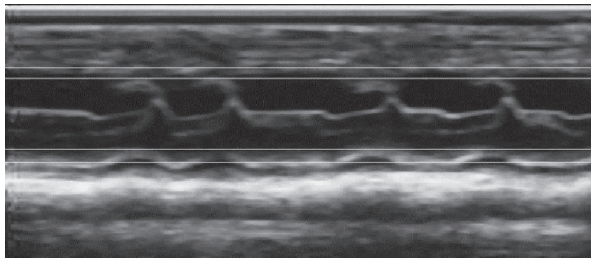


图 11 第一次出现白色像素点的位置

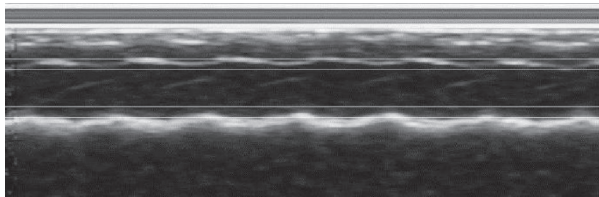
2 实验结果

实验采用 PyCharm-Community-2020. 1 为集成开发环境,OpenCV 版本为4.2.0。

在实际临床应用中,根据探头的朝向,M 型超声心动图有可能采集到二尖瓣,也可能没有二尖瓣信息。为验证本算法的鲁棒性,分别对有二尖瓣的 M 超图像和没有二尖瓣的 M 超图像进行实验。实验结果如图 12 所示。图 12(a)为有二尖瓣信息的实验结果,计算得到的 LVEF 为 55%。图 12(b)为无二尖瓣信息的实验结果,计算得到的 LVEF 为 54%。



(a) 有二尖瓣信息的 M 型超声心动图



(b) 无二尖瓣信息的 M 型超声心动图

图 12 实验结果

实验对象为 3000 张 M 型超声心动图,自动测量 LVEF 的平均时间为0.6秒。与临床医生手动计算结果相比,自动测量的准确率为95.6%。此方法计算准确率高,并且有不错的计算效率,具有较好的临床应用价值。

3 结束语

通过实验完成了 M 型超声心动图中左室射血分数的自动计算,促进了掌上超声诊断仪的推广应用。深度学习技术在左室射血分数自动计算方面表现出了巨大的应用前景。下一步的工作是将深度学习应用于实验中,并且提高计算效率,满足掌上超声诊断仪的要求。

参考文献:

[1] 胡孟芬,丁钧,华坚,等. 负荷超声心动图对缺血性舒张性心力衰竭疗效的评估价值[J]. 中国医刊,2015,50(7):87-90.

[2] 王珍. 强心合剂治疗慢性心力衰竭的临床研究[D]. 南京:南京中医药大学,2013.

[3] 彭代秋. 为老年慢性充血性心力衰竭患者应用芪苈强心胶囊进行辅助治疗的效果分析[J]. 当代医药论丛,2015,13(20):25-26.

[4] BuckertD,KelleS,BussS,et al. Left ventricular ejection fraction and presence of myocardial necrosis assessed by cardiac magnetic resonance imaging correctly risk stratify patients with stable coronary artery diseases;a multi-center all-comertrial[J]. ClinicalResearchinCardiology,2017,106(3):219-229.

[5] 程育博,邢继岩. 超声心动图 Teichholz 校正公式与左心室造影测量左室射血分数的对比分析[J]. Zeitschrift fur Bibliothekswesen und Bibliographie,2010,8(9):1147-1148.

[6] 蒋建慧,姚静,张艳娟,等. 基于深度学习的超声自动测量左室射血分数的研究[J]. 临床超声医学杂志,2019,21(1):70-74.

[7] BelaidA,BoukerrouiD, Maingourd Y, et al. Phase-Based Level Set Segmentation of Ultrasound Images[J]. IEEE Transactionson Information Technology in Biomedicine,2011,15(1):138-147.

[8] Agarwal D,Shriram K S,Subramanian N. Automatic view classification of echocardiograms using histogram of oriented gradients[C]. 2013 IEEE 10th

- International Symposium on Biomedical Imaging. IEEE, 2013; 1368–1371.
- [9] Marsousi M, Eftekhari A, Kocharian A, et al. Endocardial boundary extraction in left ventricular echocardiographic images using fast adaptive B-spline snake algorithm [J]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2010, 5(5): 501–513.
- [10] Khamis H, Zurakhov G, Azar V, et al. Automatic apical view classification of echocardiograms using a discriminative learning dictionary [J]. Medical Image Analysis, 2017, 36: 15–21.
- [11] Pedrosa J, Heyde B, Heeren L, et al. Automatic short axis orientation of the left ventricle in 3D ultrasound recordings [C]. Medical Imaging 2016: Ultrasonic Imaging and Tomography. International Society for Optics and Photonics, 2016: 9790.
- [12] Khan A, Iskandar D NF A, Ujir H, et al. Automatic segmentation of CMRIs for LV contour detection [C]. 9th International Conference on Robotic, Vision, Signal Processing and Power Applications. Springer, Singapore, 2017: 313–319.
- [13] 徐礼胜, 张书琪, 牛满, 等. 基于全卷积网络的左心室射血分数自动检测 [J]. 东北大学学报: 自然科学版, 2018, 39(11): 1572–1576.
- [14] 刘晓鸣, 雷震, 何刊, 等. 全卷积神经网络与全连接条件随机场中的左心室射血分数精准计算 [J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2019, 31(3): 431–438.
- [15] 齐欣. 超声心动图测量 LVEF 的方法及结果判读 [J]. 中华心脏与心律电子杂志, 2017, 5(2): 77–80.

Automatic Calculation Method of Left Ventricular Ejection Fraction in M-mode Echocardiography

GAN Jianhong, LI Wei

(College of Software Engineering, Chengdu University of Information Technology, Chengdu 610225, China)

Abstract: Due to the limitations of power and ultrasound frequency, it is difficult for handheld ultrasound systems to obtain cardiac B-ultrasound images. As a result, the current Left Ventricular Ejection Fraction (LVEF) measurement which is based on two-dimensional B-ultrasound cannot be achieved on handheld ultrasound systems. The ultrasound instrument can obtain heart identification information through M-mode ultrasound. For this, an automatic calculation method of LVEF based on digital image processing is proposed based on the Teichholz method of M-mode echocardiography. First of all, to take the influence of the mitral valve into account, and at the same time to obtain good results for the subsequent image segmentation, the image needs to be divided into upper and lower parts for processing; Secondly, the image is segmented by the triangulation method of image binarization, and the mitral valve information is eliminated for the upper part of the image; Finally, the waveform lines of the left ventricular septum and the left ventricular posterior wall are obtained in the upper and lower parts of the image, respectively, and the position data of the peaks and troughs are obtained, which are substituted into the formula for the calculation of LVEF. The calculation accuracy of LVEF obtained by this method is 95.6%, and the calculation efficiency is 0.6 seconds per image. The automatic measurement method of LVEF based on M-mode echocardiography is more efficient than manual methods, and the measurement accuracy is also within a reasonable range. It has a great promotion effect on the semi-automation or even automation of handheld ultrasound diagnostic equipment, and it also has good clinical application value.

Keywords: left ventricular ejection fraction; Teichholz method; M-mode echocardiography; image processing; automatic measurement