

DOI: 10.13382/j.jemi.2017.03.021

基于 K 均值聚类的组织损伤等级判定研究*

颜佩¹ 丁亚军^{1,2} 钱盛友¹ 胡强¹ 盛祎¹ 邹孝¹

(1. 湖南师范大学 物理与信息科学学院 长沙 410081; 2. 湖南师范大学 图像识别与计算机视觉研究所 长沙 410081)

摘要:利用高强度聚焦超声(HIFU)对新鲜离体猪肉组织进行辐照,可对猪肉组织造成3个等级程度的损伤。从B超图像处理方向出发,提出一种基于K均值聚类并结合双参数的组织损伤等级判定方法。通过B超仪器实时获取HIFU辐照前后的134例猪肉组织图像,并做预处理获得焦斑区域的减影图像。再提取减影图像的灰度均值和小波系数均值,利用K均值聚类的方法对猪肉样本组织的损伤等级进行分类处理。实验结果表明,灰度均值参数能较好地地区分第2、3等级程度的损伤,小波系数均值能较好地地区分第1、2等级程度的损伤,而基于K均值聚类并结合双参数的分类方法结合了前两者的优点,在组织损伤等级的总辨识率上分别提高了5.23%和3.43%,更能准确地判定组织的损伤等级,便于临床医生客观地监控HIFU治疗过程,对提高HIFU疗效有实际意义。

关键词:高强度聚焦超声;灰度均值;小波系数均值;K均值聚类;组织损伤等级

中图分类号: O426.9;TN29 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 520.6040

Research on biological tissue lesion level judgment based on K-means clustering

Yan Pei¹ Ding Yajun^{1,2} Qian Shengyou¹ Hu Qiang¹ Sheng Yi¹ Zou Xiao¹

(1. College of Physics and Information Science, Hunan Normal University, Changsha 410081, China;
2. Institute of Image Recognition & Computer Vision, Hunan Normal University, Changsha 410081, China)

Abstract: High intensity focused ultrasound (HIFU) can irradiate fresh pork in vitro, which causes 3 degrees of lesion of pork tissue. From the aspects of B-mode ultrasound image processing, the research on biological tissue lesion level judgment based on K-means clustering and combined with double parameters is proposed in this paper. Real-time B-mode ultrasound images of 134 pork tissues before and after HIFU irradiation can be obtained by B ultrasonic instrument, and they are preprocessed to get digital subtraction images of the focal spot area. Then the gray average and the mean of the wavelet transform coefficient of these digital subtraction images can be extracted. Meanwhile, the pork tissue samples can be classified by K-means clustering. The results show that gray average can distinguish the second and the third level of tissue lesion more effectively, and the mean of the wavelet transform coefficient can distinguish the first and the second level of tissue lesion more effectively. However, the method based on K-means clustering and combined with double parameters is equipped with the advantages of the two former. And compared the two formers, this method improves the recognition rate of tissue lesion level by 5.23% and 3.43% respectively. And it can judge the lesion level of the pork tissue more accurately. The method can help clinicians to monitor the HIFU treatment process objectively, and it has practical significance to improve the HIFU therapeutic effect.

Keywords: high intensity focused ultrasound (HIFU); gray average; the mean of the wavelet transform coefficient; K-means clustering; biological tissue lesion level

1 引言

自被提出至今,高强度聚焦超声治疗(high intensity focused ultrasound, HIFU)经历了一个快速而持续的技术发展和大量的临床研究,在临床应用上的安全性、有效性和可行性已被证实^[1]。HIFU治疗肿瘤是其重要应用之一^[2],其原理是利用超声波能量使焦域内的组织蛋白产生不可逆的变性,甚至出现凝固性坏死,却又对周围的正常组织损伤较小,从而达到无创“切除”肿瘤的目的^[3,4]。肿瘤的彻底消除且不影响周围正常组织是评价HIFU治疗效果的一个重要因素。因此,对HIFU治疗的监控便显得尤其重要。HIFU治疗无损监控其中一个重要的方向就是对组织损伤程度的评价,其关键技术主要是基于超声回波信号和B超图像^[5,6]。对一维信号进行特征提取是具有可行性的,明文等人^[7]提出了通过超声回波信号评价组织损伤程度的方法,然而在实际广泛应用中实现起来比较复杂。同时,由于二维图像较一维信号更具直观性,更容易被人们所接受,因此,邹孝等人^[8]和颜佩等人^[9]提取了B超图像的小波变换系数均值等特征参数来监测生物组织的损伤情况,陈华等人^[10]基于图像特征参数对HIFU引起的组织损伤阈值进行了研究,但都并未对组织损伤等级进行一个详细的分析。

本实验利用HIFU对新鲜离体猪肉组织进行辐照获取B超图像,通过切片验证损伤面积,并将损伤程度分为三个等级,一等级损伤为无凝固性热损伤发生,二等级损伤为凝固性坏死区与焦区基本吻合,三等级损伤为过度损伤。本文将从图像处理的角度出发,提取B超图像常用的特征参数,即灰度均值和小波系数均值,利用K均值聚类^[11-13]的方法将三个不同等级的损伤程度进行划分,最终实现对组织损伤等级的有效识别。

2 基本理论

2.1 灰度均值

灰度特征用来表征图像特点是比较常见的。因此,B超图像的灰度变化自然也能反映出生物组织的特性变化。设一幅灰度图像为 I ,大小为 $m \times n$,其对应点的值为 $I(i, j)$,均值公式如下:

$$\text{mean}(I) = \frac{1}{m \times n} \sum_{i,j} I(i, j) \quad (1)$$

2.2 小波系数均值

小波变换(wavelet transform, WT)在各领域的应用十分广泛,它是傅里叶变换与短时傅里叶变换的一个重大突破。其中一个比较经典的应用领域就是数字图像处理领域^[14]。一维连续小波变换(CWT)的公式下:

$$W_{\psi}f(a, b) = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dx \quad (2)$$

式中: $f(x)$ 为平方可积的信号, $\psi(x) \in L^2(R)$ 是基本函数,且其满足 $\psi_{a,b}(x) = |a|^{-\frac{1}{2}} \psi \left[\left(\frac{x-b}{a} \right) \right]$, $a \neq 0$ 。

由此易得二维连续小波变换,其公式如下:

$$WT_f(a; b_1, b_2) = \langle f(x_1, x_2), \psi_{a; b_1, b_2}(x_1, x_2) \rangle = \frac{1}{a} \iint f(x_1, x_2) \psi \left(\frac{x_1 - b_1}{a}, \frac{x_2 - b_2}{a} \right) dx_1 dx_2 \quad (3)$$

式中: $f(x_1, x_2)$ 为二维信号, $\psi(x_1, x_2)$ 为基本小波。对二维连续小波加以离散化,即可得到相应的二维离散小波变换,公式如下:

$$WT_f(j, \bar{n}) = |A_0|^{-j} \iint f(x_1, x_2) \psi [a_{11}^{(j)} x_1 + a_{12}^{(j)} x_2 - a_{21}^{(j)} x_1 + a_{22}^{(j)} x_2 - n_2] dx_1 dx_2 \quad (4)$$

二维离散小波变换能将一幅图像分解为低频分量以及水平、垂直、对角3个方向的高频分量,低频分量为原图的近似子图像,而高频分量分别表现为原图的水平边缘、垂直边缘和斜边缘^[15-16]。因此提取的小波变换后的低频系数矩阵就能够很好表征图像的细节。本文提取的是图像的小波系数均值,这个特征参数是在图像通过小波分解后得到低频系数矩阵,再对低频系数矩阵求其均值而得到的。

2.3 K均值聚类

聚类算法在数据挖掘中经常使用,思想简单直接。聚类是一个把数据集划分成子集的过程,每一个子集是一个簇,使得簇中的样本彼此相似,但与其他簇中的样本不相似^[17]。聚类分析又称群分析,它是研究(样品或指标)分类问题的一种统计分析方法,不需要事先知道样本的类别,因此它也是一种无监督的学习算法。

K均值聚类算法常用来处理数据聚类的问题,其应用在科学和工业领域十分广泛^[12]。算法的基本目标是将 n 个点的数据集合将其划分为 k 类,且每一类都有自己的类簇中心,同一类簇中的点具有较高的相似性。K均值聚类算法的过程是一个迭代过程,首先在 n 个数据点中随机选取 k 个数据点作为 k 个类簇的初始中心,并将其他数据点与离它们最近的类簇中心划分成一类。待 n 个数据点都分配好后,重新计算新的类簇中心,如此重复调整每个数据点的分配情况,直至类簇中心不再发生变化,则说明该算法结束,所有的数据点都得到了有效地分配。该算法的一个特点就是每次迭代过程都要重新计算类簇中心,确定了类簇中心后,要对全部的数据点重新进行调整和分配,直到所有数据点的位置没有发生变化,相应的簇中心也没有发生变化,算法才算结束。

本文将从预处理过后的目标图像中提取出来的两个基本特征参数,即灰度均值和小波系数均值,作为输入K均值聚类算法的两个特征向量,从而得到这种结合双参

数的 K 均值聚类方法对组织损伤等级的分类效果。

3 实验系统与图像预处理

实验系统主要部分是装有 HIFU 源的 B 超成像仪器,通过计算机控制系统辅助完成实验数据的收集,如图 1 所示。HIFU 源自深圳普罗惠仁医疗科技公司,其中中心频率为 1.38 MHz,几何焦距为 16 cm,最大输出声功率为 300 W。B 超成像仪器产自 PHILIPS 公司,经由 B 超获取的图像经过 PCI8001 图像采集卡送入计算机系统保存。放置在 HIFU 源正下方的猪肉离体组织样品需要被具有吸声功能的橡胶包围,以便准确地安全地进行 HIFU 辐照。

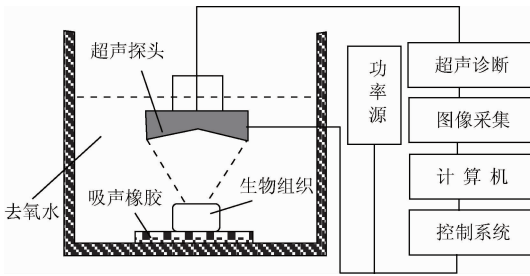


图 1 实验系统
Fig. 1 Experiment system

实验过程中,根据不同的击打功率、击打时间和击打方式可对猪肉组织造成不同程度的损伤,从而能得到一定数量的 3 个损伤等级的实验数据。辐照后猪肉组织在 B 超仪器的显像中表现为辐照区域呈现白色亮块。为确保数据的准确性,每次实验后都进行了解剖、切片验证,并对相应的组织损伤区域的长和宽进行了记录和整理。图 2 所示为某例样本的组织损伤面积,其长为 11.24 mm,宽为 2.86 mm,由此可得出该样本的组织损伤面积为 32.15 mm²。



图 2 组织损伤面积
Fig. 2 Area of tissue lesion

图像预处理过程是为获得具有高质量的目标识别图像,主要是在计算机上通过 MATLAB 编程,对每次实验获取的 HIFU 辐照前后的 B 超图像,都截取以超声探头焦点为中心 64 × 64 大小的前后图像,将前后图像作去噪和差值处理,获取 64 × 64 的差值图像,如图 3 所示,再提取此图像的相关参数来判断组织损伤情况。

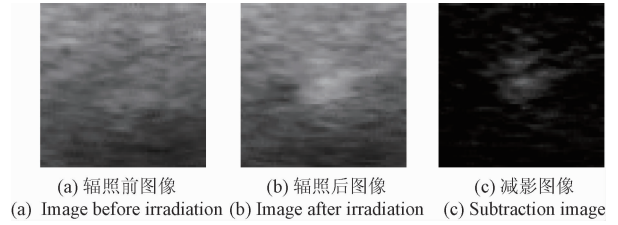


图 3 图像预处理
Fig. 3 Image preprocessing

4 实验结果与分析

从实验所获得的 3 个等级的猪肉样本数据中,可以发现提取的图像特征参数与损伤等级程度间存在一定的数据关系。因此,分别从 3 个等级中抽取了两例具有代表性的组织样本,并提取其图像的灰度均值和小波系数均值,如表 1 所示。将数据表示到如图 4 所示的二维图中。从图中可以看出灰度均值和小波系数均值都与损伤等级程度存在一定的线性关系,随着损伤等级程度的上升,灰度均值和小波系数均值都增大。

表 1 组织损伤等级的特征参数数据

Table 1 The characteristic parameter data of tissue lesion level

损伤等级	序号	灰度均值	小波系数均值
1	1	4.528	16.352
	2	5.014	19.336
2	3	5.929	23.807
	4	6.594	26.246
3	5	7.928	31.484
	6	9.403	33.763

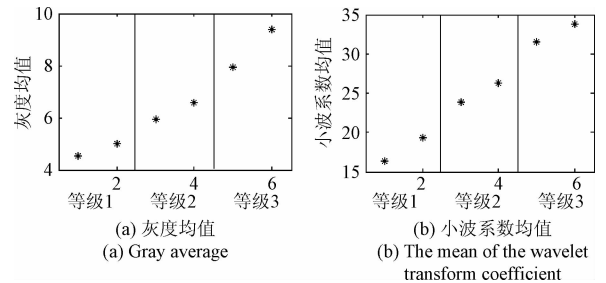


图 4 损伤等级与特征参数的关系
Fig. 4 Relationship between lesion level and characteristic parameter

验证灰度均值和小波系数均值对组织损伤等级的可识别性之后,继续通过实验获取了 134 例新鲜离体猪肉组织,并根据损伤面积的大小将其分为 3 个等级。通过 MATLAB 对 HIFU 辐照前后的 B 超图像进行去噪和减影

处理,从而获得3个损伤等级对应的猪肉组织减影图像,减影图像可参见图3。

首先根据不同损伤等级的灰度均值分布,可得出3个损伤等级所覆盖的范围,1等级对应的灰度均值范围是[3.12,5.63],2等级对应的灰度均值范围为[4.95,7.04],3等级对应的灰度均值范围为[6.922,11.11]。从图5(a)可以看出,灰度均值在1,2等级间的重叠部分较大,而在2,3等级间的重叠部分较小。因此,灰度均值对2,3等级的损伤区分效果比较好。同时,通过使得重叠的区域内数据最少,可得到灰度均值对3个损伤等级的识别率见表2。

同理,可得出1等级对应的小波系数均值范围为[11.89,21.42],2等级对应的小波系数均值范围为[21.09,27.06],3等级对应的小波系数均值范围为[25.63,41.63]。从图5(b)可以看出灰度均值在1,2等级间的重叠部分较小,而在2,3等级间的重叠部分较大。因此,小波系数均值对1,2等级的损伤区分效果比较好,小波系数均值对3个损伤等级的识别率见表2。

利用K均值聚类的方法,将灰度均值和小波系数均值两个参数同时引入作为识别损伤等级的参数,如图6所示。图中画“O”为识别错误的样本。无论是对1,2等级的识别,还是2,3等级的识别,此方法的识别效果都得到了提高。从表2中可以看出结合双参数的K均值聚类方法,综合了两种参数的优点,在1,2等级的识别率上达

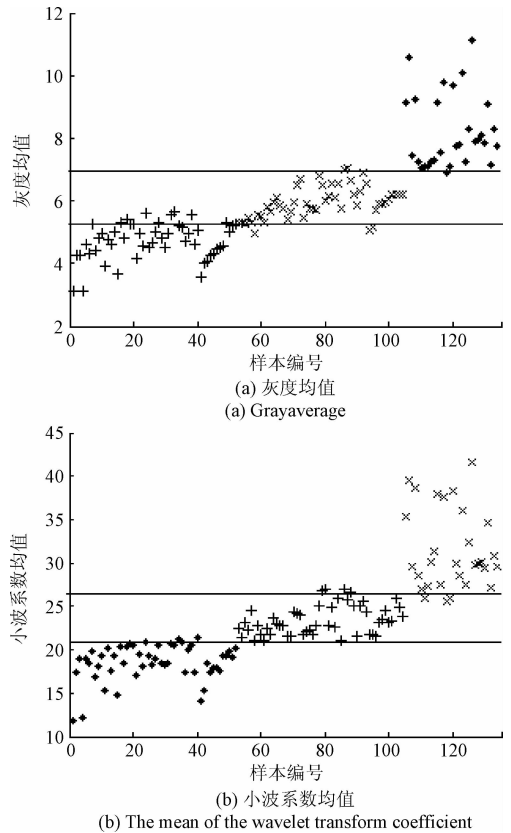


图5 不同损伤等级的参数分布

Fig. 5 Parameter distribution with different levels of lesion

表2 不同损伤等级的猪肉组织的辨识结果

Table 2 The identification results of pork tissue with different levels of lesion

特征参数	1 等级	2 等级	3 等级	1,2 等级识别率/%	2,3 等级识别率/%	总辨识率/%
	辨别错误数量/总数量					
灰度均值	11/52	3/52	1/30	86.54	95.12	89.55
小波系数均值	2/52	4/52	3/30	94.23	91.46	91.35
双参数K均值聚类	2/52	4/52	1/30	94.23	93.90	94.78

注:识别率 = 分类错误的样本数量/总样本数量

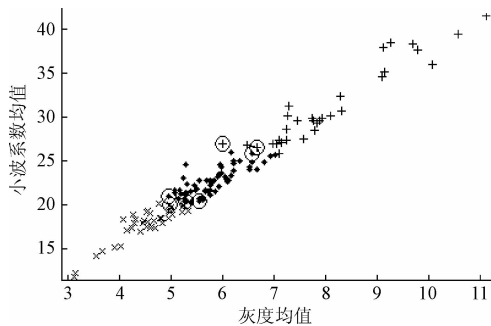


图6 结合双参数的K均值聚类算法的分类结果

Fig. 6 The classification results of K-means clustering algorithm combined with double parameters

到94.23%,在2,3等级的识别率上达到93.90%,而总识别率达到94.78%,较单一的灰度均值和小波系数均值识别率分别提高了5.23%和3.43%,可以作为HIFU疗效中识别损伤等级的一个有效的方法。

5 结论

通过B超图像对生物组织损伤等级进行有效判别,这有利于临床医生更准确地鉴别HIFU的治疗效果。本文对实验所获得的134例离体猪肉组织辐照前后的B超图像作预处理,再提取预处理后的减影图像的灰度均值和小波系数均值,结合K均值聚类的方法,从而能有效识别生物组织的损伤等级情况。从实验数据得出,灰度均

值对 2,3 等级的损伤区分效果比较好,小波系数均值对 1,2 等级的损伤区分效果比较好,而结合双参数的 K 均值聚类方法,结合了两种参数的优点,较单一的灰度均值和小波系数均值识别率分别提高了 5.23% 和 3.43%,可以作为 HIFU 疗效中识别损伤等级的一个有效的方法。在下一步的工作中,将收集更多的实验数据,以便能为 HIFU 疗效建立一个客观的疗效模型,为临床医生诊断治疗提供一个更有力的判断依据。

参考文献

- [1] MAHMOUD M Z, ALKHORAYEF M, ALZIMAMI K S, et al. High-intensity focused ultrasound (HIFU) in uterine fibroid treatment: Review study [J]. Polish Journal of Radiology, 2014, 79(1) : 384-390.
- [2] 姜曼, 赵卫, 姚瑞红, 等. 高强度聚焦超声消融治疗子宫肌瘤的临床应用 [J]. 介入放射学杂志, 2013, 22(1) : 82-85.
JIANG M, ZHAO W, YAO R H, et al. The clinical research of high intensity focused ultrasound therapy for ablating uterine leiomyomas [J]. Journal of Interventional Radiology, 2013, 22(1) : 82-85.
- [3] 丁亚军, 钱盛友, 胡继文, 等. 超声相控阵在多层媒质中的声场模式优化 [J]. 物理学报, 2012, 61(14) : 144301-144301.
DING Y J, QIAN SH Y, HU J W, et al. Optimization of phased array ultrasonic field in multi-medium [J]. Acta Physica Sinica, 2012, 61(14) : 144301-144301.
- [4] DING Y J, QIAN S Y, LIAO Z Y. Simulation of thermal field induced by concave spherical transducer in multi-layer media [J]. Journal of Central South University of Technology, 2013, 20(11) : 3166-3170.
- [5] FENG Y L, TAN X. Research on data mining technique application in non-invasive porcine tissue temperature estimation [C]. International Conference on Sport Medicine, Sport Science, and Computer Science (SMSSCS 2010), 2010 : 217-220.
- [6] 陈洪波. 基于超声成像的 HIFU 治疗效果实时评价中的关键问题研究 [D]. 长沙: 中南大学, 2009.
CHEN H B. Key problems in HIFU treatment effect real-time estimation based on ultrasound image [D]. Changsha: Central South University, 2009.
- [7] 明文, 谭乔来, 钱盛友, 等. 基于小波能量和小波熵的组织损伤评价研究 [J]. 测试技术学报, 2015(5) : 404-408.
MING W, TAN Q L, QIAN SH Y, et al. Research on evaluation of tissue damage based on wavelet energy and wavelet entropy [J]. Journal of Test and Measurement Technol, 2015(5) : 404-408.
- [8] 邹孝, 钱盛友. 一种基于 B 超图像处理生物组织变性监测方法 [J]. 计算机工程与科学, 2011, 33(12) : 57-60
ZOU X, QIAN SH Y. A method to check biological tissue denaturation based on mode B ultrasonic image processing [J]. Computer Engineering & Science, 2011, 33(12) : 57-60.
- [9] 颜佩, 丁亚军, 钱盛友, 等. 基于小波系数 Hu 矩的生物组织损伤监测方法 [J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(7) : 1062-1067.
YAN P, DING Y J, QIAN SH Y, et al. A method of biological tissue lesion monitoring based on Hu moment of the wavelet transform coefficient [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2016, 30(7) : 1062-1067.
- [10] 陈华, 钱盛友, 谭乔来, 等. 基于超声图像特征参数检测高强度聚焦超声引起的组织损伤阈值 [J]. 中国医学物理学杂志, 2016(11) : 1144-1148.
CHEN H, QIAN SH Y, TAN Q L, et al. Detecting threshold of tissue lesion induced by HIFU based on ultrasonic image feature parameter [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016(11) : 1144-1148.
- [11] 周海岩, 白晓林. 基于图的 K-均值聚类法中初始聚类中心选择 [J]. 计算机测量与控制, 2010, 18(9) : 2167-2169.
ZHOU H Y, BAI X L. K-means initial clustering center optimal algorithm based on graph theory [J]. Computer Measurement & Control, 2010, 18(9) : 2167-2169.
- [12] 蒋帅. K-均值聚类算法研究 [D]. 西安: 陕西师范大学, 2010.
JIANG SH. A research on K-means clustering algorithm [D]. Xi'an: Shanxi Normal University, 2010.
- [13] 石云平. 聚类 K-means 算法的应用研究 [J]. 国外电子测量技术, 2009, 28(8) : 28-31.
SHI Y P. Application research on the clustering K-means algorithm [J]. Foreign Electronic Measurement Technology, 2009, 28(8) : 28-31.
- [14] 王剑平, 张捷. 小波变换在数字图像处理中的应用 [J]. 现代电子技术, 2011, 34(1) : 91-94.
WANG J P, ZHANG J. Application of wavelet transform in digital image processing [J]. Modern Electronics Technique, 2011, 34(1) : 91-94.
- [15] 王冬冬, 田干, 杨正伟, 等. 基于小波分解灰关联的热波检测图像增强 [J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(5) : 1086-1092.
WANG D D, TIAN G, YANG ZH W, et al. Image enhancement of infrared thermal waving inspection based on the wavelet decomposition and grey relational

analysis[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015,36(5):1086-1092.

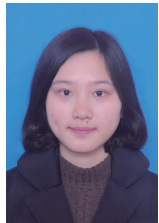
- [16] 张磊邦,唐荣斌,蒋建波,等. 基于小波变换的心音特征值提取算法研究[J]. 电子测量技术,2014,37(6):42-46.

ZHANG L B, TANG R B, JIANG J B, et al. Research on characteristic extraction algorithm of heart sound signal using wavelet transformation[J]. Electronic Measurement Technology, 2014, 37(6):42-46.

- [17] 车丽美,肖洋,王甦易,等. Kmeans 聚类分析在形音字表音度中的应用[J]. 计算机技术与发展, 2011, 21(2):223-225.

CHE L M, XIAO Y, WANG S Y, et al. Application of Kmeans clustering analysis in chinese pronunciation degree [J]. Computer technology and development, 2011, 21(2):223-225.

作者简介



颜佩,1993 年出生,2014 年于华南农业大学获得学士学位,现为湖南师范大学研究生,主要研究方向为数字图像处理。

E-mail:851451231@qq.com

Yan Pei was born in 1993, received B. Sc. from South China Agricultural University in

2014. Now she is M. Sc. candidate in Hunan Normal University. Her main research direction is digital image processing.



丁亚军(通讯作者),1971 年出生,2013 年于湖南师范大学获得博士学位,现为湖南师范大学副教授,研究方向为超声技术及应用。

E-mail:yajunding@126.com

Ding Yajun (Corresponding author) was born in 1971, received Ph. D. from Hunan Normal University in 2013. Now he is associate professor in Hunan Normal University. The main research direction is application of ultrasound technology.



钱盛友,1965 年出生,现为湖南师范大学教授、博士生导师,主要研究方向为生物医学电子学和智能仪器。

Qian Shengyou was born in 1965. Now he is professor and Ph. D. tutor in Hunan Normal University. The main research direction is biomedical electronics and intelligent instruments.