



JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS

主办: 中国科学院遥感与数字地球研究所
中国图象图形学学会
北京应用物理与计算数学研究所

中国图象图形学报

2013
09
VOL.18

ISSN1006-8961
CN11-3758/TB



城市交通规划 P1197



第18卷第9期（总第209期）

2013年9月16日

中国精品科技期刊
中国国际影响力优秀学术期刊
中国科技核心期刊

版权声明

凡向《中国图象图形学报》投稿，均视为同意在本刊网站及CNKI等全文数据库出版，所刊载论文已获得著作权人的授权。本刊所有图片均为非商业目的使用，所有内容，未经许可，不得转载或以其他方式使用。

Copyright

2013 all rights reserved by Journal of Image and Graphics, Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS. The content (including but not limited text, photo, etc) published in this journal is for non-commercial use.

主管单位 中国科学院

主办单位 中国科学院遥感与数字地球研究所
中国图象图形学学会
北京应用物理与计算数学研究所

主 编 李小文

编辑出版《中国图象图形学报》编辑出版委员会

邮政信箱 北京9718信箱

邮 编 100101

电子信箱 jig@irsa.ac.cn

电 话 010-64807995 010-82614429

网 址 www.cjig.cn

广告经营许可证 京朝工商广字第0361号

总 发 行 北京报刊发行局

订 购 全国各地邮局

海外发行 中国国际图书贸易集团有限公司
(邮政信箱: 北京399信箱 邮编: 100048)

印刷装订 北京科信印刷有限公司

Journal of Image and Graphics

Title inscription: Song Jian

Monthly, Started in 1996

Superintended by Chinese Academy of Sciences

Sponsored by Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS
China Society of Image and Graphics

Institute of Applied Physics and Computational Mathematics

Editor-in-Chief LI Xiaowen

Editor, Publisher Editorial and Publishing Board of Journal of
Image and Graphics

P.O.Box 9718, Beijing, P.R.China

Zip code 100101

E-mail jig@irsa.ac.cn

Telephone 010-64807995 010-82614429

Website www.cjig.cn

Distributed by Beijing Bureau for Distribution of Newspapers and Journals

Domestic All Local Post Offices in China

Overseas China International Book Trading Corporation
(P.O.Box 399, Beijing 100048, P.R.China))

Printed by Beijing Kexin Printing Co., Ltd.

CN 11-3758/TB

ISSN 1006-8961

CODEN ZTTXFZ

国外发行代号 M1406

国内邮发代号 82-831

国内定价 50.00元

综述

高分辨率遥感影像空间结构特征建模方法综述

秦昆, 陈一祥, 甘顺子, 冯霞, 任文力

1055

简缩极化SAR数据信息提取与应用

张红, 谢镭, 王超, 张波, 吴樊, 汤益先

1065

图像处理和编码

融合CCCTI码和谱系聚类的仿射配准

张桂梅, 江少波, 刘丕玉, 张松

1074

面向虚拟视点绘制的深度图滤波及上采样方法

高凯, 陈贺新, 赵岩, 耿英楠, 王钢

1085

图像分析和识别

包空间多示例图像自动分类

王科平, 杨艺, 王新良

1093

表情和姿态的双模态情感识别

闫静杰, 郑文明, 辛明海, 邱伟

1101

等级关联的粒子群迭代多目标检测跟踪

程旭, 李拟珺, 张索非, 吴镇扬

1107

改进后的TLD视频目标跟踪方法

周鑫, 钱秋朦, 叶永强, 王从庆

1115

多特征稳健主成分分析的视频运动目标分割

甘超, 王莹, 王向阳

1124

融合全局最好和声搜索算法的模糊C均值聚类图像分割

崔兆华, 高立群, 欧阳海滨, 李文娜

1133

从运动中恢复目标结构的改进因子分解法

邱少华, 文贡坚, 回丙伟, 张鹏

1142

计算机图形学

并行扫描转换结构中的状态管理

殷诚信, 韩俊刚, 黄虎才

1149

医学图像处理

3维颅骨表面模型的复杂孔洞修补

包佳蕊, 梁荣华, 吴福理, 黄鲜萍, 蒋莉, 陈矛

1156

归一化Radon变换和统计测度的超声图像肌束方向自动跟踪

李乔亮, 李振宇, 张会生, 张小飞, 陈昕, 陈思平, 汪天富

1164

遥感图像处理

改进的多光谱双边滤波图像融合

吴川, 杨冬

1170

长度归一化扫描的合成孔径雷达图像船舶尾迹恒虚警率检测

南杰, 张红, 王超, 吴樊, 张波

1176

地理信息技术

3D可视化输电线路中杆塔空间挂点计算

何国辉, 周聪

1184

地图符号服务与地图服务的耦合

焦东来, 张海涛, 闫国年, 姜杰

1190

不同表达粒度对城市路网结构健壮性评价的影响

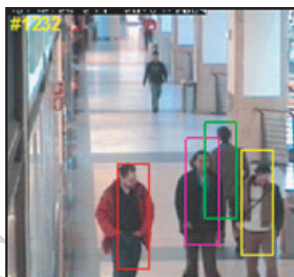
段滢滢, 陆锋

1197

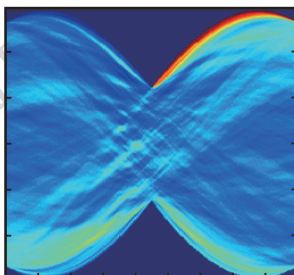
DEM保真精度量化描述模型

张锦明, 游雄

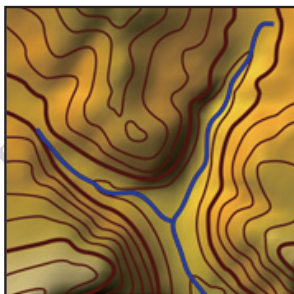
1206



等级关联的粒子群迭代多目标检测跟踪(第1107页)



归一化Radon变换和统计测度的超声图像肌束方向自动跟踪(第1164页)



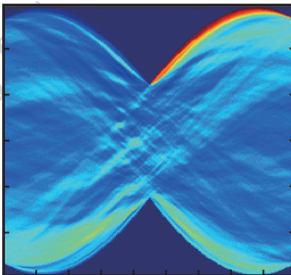
DEM保真精度量化描述模型(第1206页)

CONTENTS

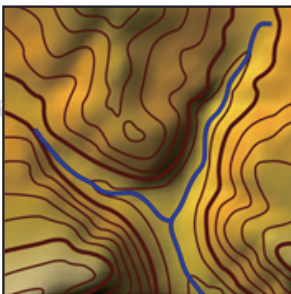
JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS



Hierarchical associative multi-target detection and tracking with particle swarm optimization(P1107)



Automatic tracking of muscle fascicle orientation in ultrasound images: a approach based on a normalized Radon transform and statistical measure (P1164)



Quantitative descriptive model of DEM fidelity accuracy(P1206)

Review

Review on methods of spatial structural feature modeling of high resolution remote sensing images

Qin Kun, Chen Yixiang, Gan Shunzi, Feng Xia, Ren Wenli 1055

Information extraction and application of compact polarimetric SAR data

Zhang Hong, Xie Lei, Wang Chao, Zhang Bo, Wu Fan, Tang Yixian 1065

Image Processing and Coding

Affine registration based on CCCTI and hierarchical clustering

Zhang Guimei, Jiang Shaobo, Liu Piyu, Zhang Song 1074

Depth map filtering and upsampling method for virtual view rendering

Gao Kai, Chen Hexin, Zhao Yan, Geng Yingnan, Wang Gang 1085

Image Analysis and Recognition

Automatic classification of multiple-instance image based on the bag space

Wang Keping, Yang Yi, Wang Xinliang 1093

Bimodal emotion recognition based on body gesture and facial expression

Yan Jingjie, Zheng Wenming, Xin Minghai, Qiu Wei 1101

Hierarchical associative multi-target detection and tracking with particle swarm optimization

Cheng Xu, Li Nijun, Zhang Suofei, Wu Zhenyang 1107

Improved TLD visual target tracking algorithm

Zhou Xin, Qian Qiumeng, Ye Yongqiang, Wang Congqing 1115

Multi-feature robust principal component analysis for video moving object segmentation

Gan Chao, Wang Ying, Wang Xiangyang 1124

Improved fuzzy C-means clustering combined with the global best harmony search algorithm for image segmentation

Cui Zhaohua, Gao Liqun, Ouyang Haibin, Li Wenna 1133

Improved factorization method for structure from motion

Qiu Shaohua, Wen Gongjian, Hui Bingwei, Zhang Peng 1142

Computer Graphics

Efficient state management for parallel rasterization

Yin Chengxin, Han Jungang, Huang Hucai 1149

Medical Image Processing

Various hole repairing algorithm for 3D mesh surface models of human skull

Bao Jiarui, Liang Ronghua, Wu Fuli, Huang Xianping, Jiang Li, Chen Mao 1156

Automatic tracking of muscle fascicle orientation in ultrasound images: a approach based on a normalized Radon transform and statistical measure

Li Qiaoliang, Li Zhenyu, Zhang Huisheng, Zhang Xiaofei, Chen Xin, Chen Siping, Wang Tianfu 1164

Remote Sensing Image Processing

Improved multispectral bilateral filter video fusion algorithm

Wu Chuan, Yang Dong 1170

Ship wake constant false alarm rate detection algorithm in synthetic aperture radar images based on length normalized scanning

Nan Jie, Zhang Hong, Wang Chao, Wu Fan, Zhang Bo 1176

Geoinformatics

Tower hanging point calculation for transmission line on three-dimensional visualization

He Guohui, Zhou Cong 1184

Coupling of map symbol web service and web map service

Jiao Donglai, Zhang Haitao, Lv Guonian, Jiang Jie 1190

The impact of different granularity representations on robustness evaluation of city road network

Duan Yingying, Lu Feng 1197

Quantitative descriptive model of DEM fidelity accuracy

Zhang Jinming, You Xiong 1206

中图法分类号: TP301.6 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2013)09-1164-06

论文引用格式: 李乔亮, 李振宇, 张会生, 张小飞, 陈昕, 陈思平, 汪天富. 归一化 Radon 变换和统计测度的超声图像肌束方向自动跟踪[J]. 中国图象图形学报, 2013, 18(9): 1164-1169. [DOI:10.11834/jig.20130914]

归一化 Radon 变换和统计测度的 超声图像肌束方向自动跟踪

李乔亮, 李振宇, 张会生, 张小飞, 陈昕, 陈思平, 汪天富

医学超声关键技术国家地方联合工程实验室, 广东省生物医学信息检测与超声成像重点实验室,
深圳大学医学院生物医学工程系, 深圳 518060

摘要: 超声成像具有非侵入、无辐射的特点, 被广泛应用于人体肌束的研究。目前, 临床上肌束方向的测量主要采用人工方法, 主观性强且耗时严重。本文提出利用图像纹理特征来检测和跟踪肌束方向, 利用归一化 Radon 变换对超声图像进行投影, 在所有 Radon 方向利用分段-方差(segmented-variance)法求取不同截距上的统计变化量, 变化最大的方向即为肌束方向。与传统的基于直线特征检测的方法相比, 该方法充分利用了肌束并行排列的纹理特征, 增强了方向检测的鲁棒性与准确性。实验结果表明, 与最新的肌束检测方法相比, 该方法的鲁棒性得到提高, 对 4 个超声序列进行连续跟踪, 其结果与人工检测结果的相关系数为 0.90 ± 0.01 , 两者的平均绝对误差为 $0.41^\circ \pm 0.31^\circ$ 。该方法在超声影像学分析、生物力学等领域具有极大的应用潜力。

关键词: 肌束方向; 超声成像; 归一化 Radon 变换; 分段-方差法

Automatic tracking of muscle fascicle orientation in ultrasound images: a approach based on a normalized Radon transform and statistical measure

Li Qiaoliang, Li Zhenyu, Zhang Huisheng, Zhang Xiaofei, Chen Xin, Chen Siping, Wang Tianfu

National-Regional Key Technology Engineering Laboratory for Medical Ultrasound,

Guangdong Key Laboratory for Biomedical Measurements and Ultrasound Imaging, Department of Biomedical Engineering,

School of Medicine, Shenzhen University, Shenzhen 518060, China

Abstract: Ultrasound images have been widely adopted to investigate the human muscle fascicles as a non-invasive method that imparts no radiation. However, manual measurement of fascicle orientation from ultrasound images can be subjective and time-consuming in clinical environments. In this paper, a new approach is proposed to detect and track the fascicle orientation automatically by using the texture feature of the fascicle region. The ultrasound images are projected using a normalized Radon transform. For each Radon orientation, the variability of the results of the normalized Radon transform is statistically measured by Segmented-Variance. Compared to traditional methods that directly detect the line feature of the fascicles can be directly detected in this way and the proposed method makes full use of the texture feature of the parallel distribution of the fascicles. The result shows that the robustness of the orientation detection has been enhanced. Four ultrasound sequences are tracked consecutively to evaluate this method. The correlation coefficient of the detection results between the proposed method and manual method is 0.90 ± 0.01 , and the average of the absolute difference between these

收稿日期: 2012-11-15; 修回日期: 2013-01-14

基金项目: 国家自然科学基金项目(81000637, 61031003); 深圳大学自然科学基金项目(61201041)

第一作者简介: 李乔亮(1982—), 男, 讲师, 2009 年于华中科技大学获模式识别与人工智能博士学位, 主要研究方向为生物医学信号与图像处理。E-mail: lql@szu.edu.cn

通讯作者: 张会生, E-mail: zhanghs@szu.edu.cn

two methods is $0.41^\circ \pm 0.31^\circ$. We believed that the proposed method has a great potential in ultrasonic image analyzing and the biological mechanics field.

Key words: fascicle orientation; ultrasound image; normalized radon transform; segmented-variance method

0 引言

超声成像是一种无辐射、低成本的成像方法,被广泛的应用于人体肌肉的研究^[1],利用该技术可观察收缩期肌肉纤维的实时动态图像^[2]。目前,超声成像被广泛应用于测量肌肉变化^[3]的形态参数,如肌厚度^[4]、羽状角(pennation angle)^[5]、肌束长度^[6]等,这些形态参数与肌肉的力学特性直接相关,因此能灵活的检测肌肉的内在特征^[7],极大地方便了临床诊断和康复评估。

肌束方向体现肌肉纤维的排列^[8],是决定肌肉力学性能的主要因素之一。在肌肉收缩时羽状角越大,平行排列的肌肉纤维束越多,肌束体积就越大,肌肉就能产生更大的力量;肌束方向处于最大收缩状态时,其收缩程度能达到肌束休息时的120%~170%^[9];当肌束处于等长和等张的收缩状态时,使用超声诊断法可以量化肌束方向。因此,肌束方向已成为评估肌肉功能的最重要参数之一^[10]。目前临床主要是通过人工方式来检测肌束方向,不仅主观性强,耗时严重,在使用实时超声视频时人工损耗尤为明显,且临床上还要通过人工多次测量来提高重复性^[11]。

多种直线检测技术已被应用于肌束方向的自动提取,根据方法的不同可分为两类: Hough 变换和 Radon 变换。利用 Hough 变换的检测方法需首先对超声图像进行边缘检测^[12],再对检测结果进行 Hough 变换,在变换后的 Hough 平面上寻找极值点,此时每个极值点代表一条直线。文献[13]创新性地提出了在原始的 Hough 变换基础上重复投票的 Radon 变换法(RVHT),多条直线被依次提取,直至低于自定义阈值。然而这种方法极大地依赖于边缘检测算子的性能,容易受超声斑点噪声^[14]的干扰;采用 Radon 变换^[15]跟踪肌束方向不需要进行边缘检测,其检测结果受背景噪声的干扰小。这两种方法都是利用超声图像的直线特征来提取肌束,存在两个缺点:1) 肌束通常是由多段组成,各段的尺寸明显小于图像总尺寸。此外,图像上肌束的像素灰度在不同的位置分布不均匀,

因此,肌束直线所对应 Radon 空间的极值点强度被大幅削弱。2) 标准的 Radon 变换是整个图像平面内像素点灰度值的积分,直线方向上像素点的灰度值大能产生极值,同时投影方向的积分路径较长也能产生极值。文献[16]提出通过限制肌束的位置和方向来增强鲁棒性,但这些方法都是面向肌束直线特征,并未从根本上克服以上问题,检测性能存在局限。

本文提出利用肌束的纹理特征来提高肌束方向测量的鲁棒性。与传统检测肌束直线的方法相比,该方法充分利用肌束平行分布的纹理特点,提高了鲁棒性与准确性。

1 理论基础

1.1 算法流程

本文方法的流程图如图1所示。对连续的超声影像,在第1帧人工分割肌束的感兴趣区域(ROI),在后续帧中自动进行方向的检测与跟踪。将 ROI 区域通过归一化 Radon 变换(NRT)进行投影,在每个 Radon 方向,利用分段一方差法统计不同截距上的变化,通过捕获所有方向中变化最大的方向获得肌束方向。由于在两个超声图像相邻帧之间的肌束运动较小,可取前一帧的图像结果作为先验知识来追踪当前图像内的肌束。

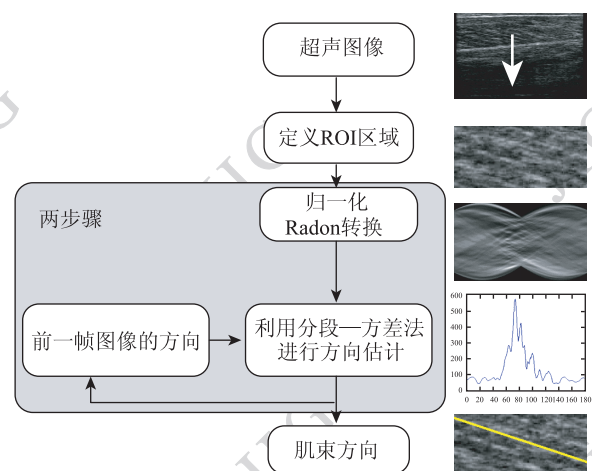


图1 方法流程图

Fig. 1 The diagram of the proposed method

1.2 归一化 Radon 变换

标准 Radon 变换在 2 D Radon 变换空间内定义为

$$F(\theta, \rho) = \iint_D f(x, y) \delta(\rho - x \cos(\theta) - y \sin(\theta)) dx dy \quad (1)$$

式中, D 为图像网格, $f(x, y)$ 为在 (x, y) 位置的图像灰度, δ 为狄拉克 δ 函数, ρ 为直线到图像中心的距离, θ 为是 x 轴和线的夹角(如图 2(b)所示)。

如图 2(c), 标准的 Radon 变换代表整个图像平面内的灰度积分, Radon 空间中的极值能代表直线特性,但也可能是由于该投影方向上的积分路径较长导致,或两者兼而有之。从图 2(c)中可以看出,标准 Radon 变换的结果具有较大的“边缘效应”。具体应用中,常采用矩形来定义 ROI,无法保证每个投影方向的积分路径长度相等。

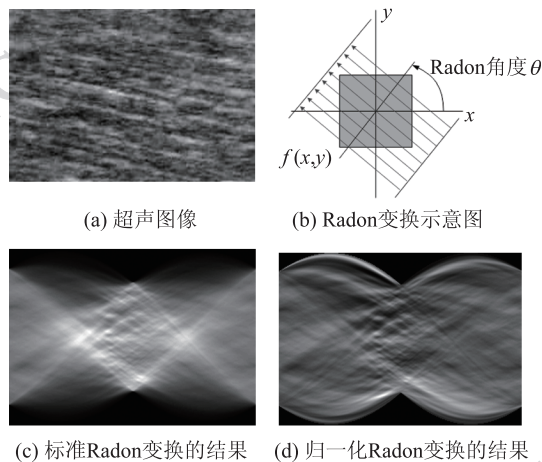


图2 标准和归一化 Radon 变换的比较
Fig. 2 Comparison between a standard and normalized Radon transform

提出归一化 Radon 变换,定义为

$$NF(\theta, \rho) = \frac{F(\theta, \rho)}{I(\theta, \rho)} \quad (2)$$

式中, $F(\theta, \rho)$ 和 $I(\theta, \rho)$ 分别表示图像 $F(x, y)$ 和模拟图像 $I(x, y)$ Radon 变换的值,模拟图像 $I(x, y)$ 和 $F(x, y)$ 的尺寸一致,且所有像素值均为 1。因此, $I(\theta, \rho)$ 表示沿角 θ 的积分路径长度,图 2 显示了标准 Radon 变换和归一化 Radon 变换(NRT)结果。由于归一化 Radon 变换消除了积分路径的影响,使得“边缘效应”得以消除。

1.3 分段一方差测度

对 ROI 图像进行 NRT 变换后,可从 NRT 结果中估计肌束方向。通过比较图 3 和图 4,可以

发现 Radon 变换的结果不仅受肌束纹理特征的影响,还受投影方向积分路径长度的影响,而 NRT 变换结果则不受路径长度的影响,其变化将直接反映肌束的纹理分布特征。当投影方向与肌束方向重合时, NRT 结果在不同截距上的变化达到最大。

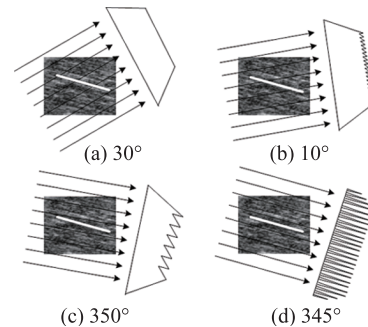


图3 4个不同角度下的标准 Radon 变换(逆时针)
Fig. 3 An illustration of the standard Radon transform at four different angles(anticlockwise)

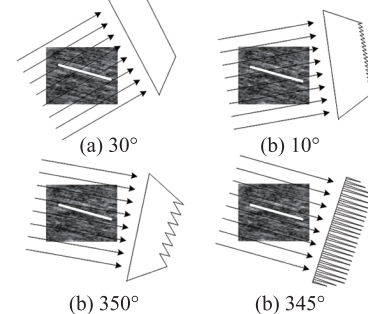


图4 4个不同角度下的归一化 Radon 变换(逆时针)
Fig. 4 An illustration of the normalized Radon transform at four different angles(anticlockwise)

利用统计学方法,提出分段一方差测度,用以衡量 NRT 结果的变化,如图 5 所示,肌束具有平行分布的特性,且其灰度值高于背景, NRT 结果包含多个波峰和波谷。

定义分段一方差为

$$K = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \sigma_m^2 \quad (3)$$

式中,变量 σ_m 是 S_m 段灰度的标准差。如果将一个投影方向所得到的 NRT 向量分割为 M 段,即 S_m 是 M 段中的第 m 段,则分段一方差值可认为是从 S_1 段到 S_m 段的平均方差。当投影方向等于肌束方向时,该测度将达到极值,通过搜索该极值能计算出肌束方向。

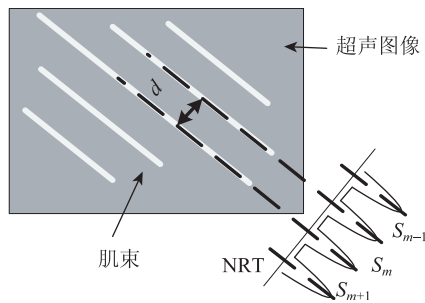


图 5 分段一方差方法理论图解

Fig. 5 An illustration of the statistical measure of Segmented-Variance

1.4 跟踪方法

前一帧的方向检测结果可作为先验知识来追踪当前帧的肌束方向。在本文方法中,使用前一帧的结果来不断更新当前帧的方向范围,在给定的方向范围内计算 NRT,并利用分段一方差测度来寻找当前帧的肌束主方向,从而完成所有帧的方向跟踪。

2 实验结果与分析

2.1 图像采集

用 Sonix RP 超声仪器记录腓肠肌内侧肌肉的超声图像^[17],使用压缩绑带减少探头相对于皮肤的运动。采集过程中,4 名志愿者运动踝关节,带动腓肠肌纤维产生方向改变,持续采集 10 s 的视频数据^[18],对起始和结尾时间段的视频进行剪切,去除运动以及不稳定因素的影响,最终对每名志愿者提取 60 帧连续的超声图像序列。

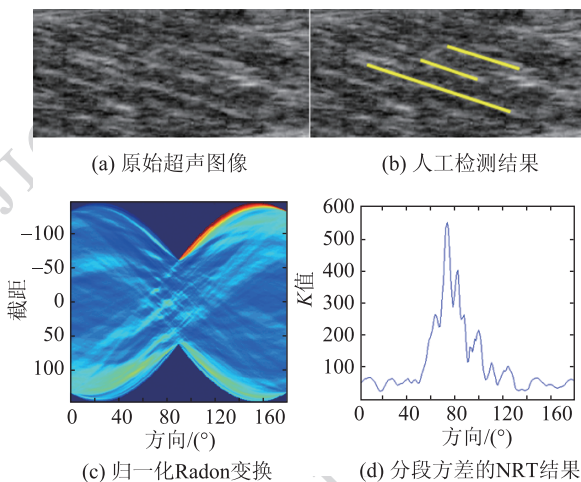


图 6 平均人工检测结果是 17.5°(第 1(在 73°有波峰)帧图像)

Fig. 6 The average manual detection result

is 17.5 degrees in frame 1

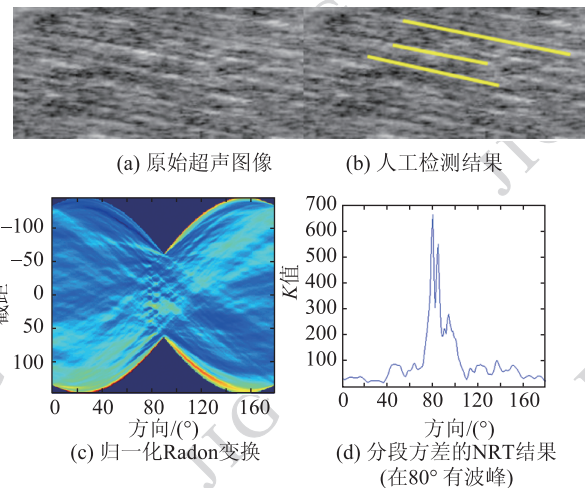


图 7 人工检测平均结果是 9.8°(第 30 帧图像)

Fig. 7 The average manual detection result is 9.8° in frame 30

2.2 检测过程与中间结果

为清楚说明本文方法的检测过程,选取两个超声图像帧(第 1 帧和第 30 帧),并给出中间结果。如图 6、图 7 所示,第 1 帧和第 30 帧 K 值的极值分别出现在 73°和 80°,相应的主导方向(垂直于 Radon 方向)分别为 17°和 10°。随后,超声临床专家在每帧中人工标记 3 段显著的肌束,取平均后得到最后的人工测量结果。实验中,人工测量第 1 帧和第 30 帧结果分别为 17.5°和 9.8°,自动估计方法的结果与人工测量的结果相符合。

2.3 连续超声影像的检测结果

分别利用重复投票 Radon 变换法(RVHT)^[13]、局部 Radon 法^[16]和本文方法对第 1 名志愿者(共 60 帧)进行检测。以人工检测结果作为参考基线,对所有方法的结果进行比较后进一步证明本文方法的正确性。RVHT 采用标准 Hough 变换,通过利用 RVHT^[13]报到的方法改进其提取过程;其中边缘检测采用 Canny 算子^[19]提高检测的可靠性;为提高估计的精度,本文方法和局部 Radon 法在构造 Radon 空间时,方向精度设置为 0.1°。所有算法于 Matlab 2009a 运行,其中,Hough 变换和 Radon 变换均基于 Matlab 图像工具包实现。

临床专家通过识别超声图像中的肌束来实现人工检测,重复 5 次所得结果的平均值作为最终结果。图 8 对 4 种方法得到的检测结果进行比较,局部 Radon 法对前 15 帧图像能正确检测,

但后续所有检测均失败,主要原因是 Radon 空间的极值既可表示一条肌束直线,也可能是某投影方向的积分路径较长。另一方面,RVHT 方法依赖于边缘检测的性能,因此测量较不稳定,该结果与已有文献[16-17]的报道一致。总地看来,利用纹理特性代替直线特性,进行肌束方向检测,所有 60 帧图像均获得满意的结果。统计得出该方法和人工方法之间的结果有高度相关性($R^2=0.982$),两种方法之间的结果误差大部分位于 -1° 和 1° 之间,平均绝对差的结果是 $0.42^\circ \pm 0.26^\circ$ 。

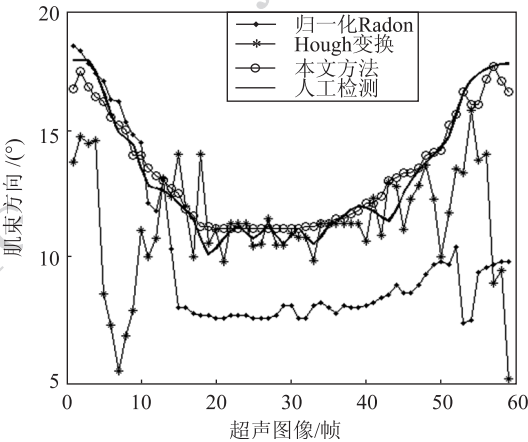


图 8 肌束方向跟踪结果比较
Fig. 8 Estimation results under increasing noise

针对 4 个超声序列,表 1 中给出本文方法与人工方法的相关性和差异,相关系数范围从 0.88 到 0.92,在统计学意义上平均系数为 0.90 ± 0.01 。两种方法的平均绝对误差为 $0.41^\circ \pm 0.31^\circ$ 。可以推断,该方法的准确性能够满足临床的需求。此外,可以通过提高 Radon 空间的方向分辨率来进一步提高该方法的精度。

2.4 计算复杂度分析

该方法包括两个主要的模块:NRT 和方向估计。若采用 N 表示 ROI 尺寸的规模, θ 表示 Radon 方向的总数规模,则 Radon 变换的计算复杂度^[20]为 $O(\theta \cdot N^2)$,NRT 的计算复杂度和方向估计分别为 $O(\theta \cdot N^2) + O(N^2)$ 和 $O(N^2)$ 。因此,该方法的总计算复杂度约为 $O(\theta \cdot N^2) + O(N^2) + O(N^2)$,略高于 Radon 变换。而应用中,ROI 的尺寸常远小于图像尺寸,因此该方法对计算机的处理性能要求较低,未来在超声影像的实时分析上具有很强的应用潜力。

表 1 自动测量方法和人工测量方法比较
Table 1 Comparison of automated and manual measurement

超声序列	帧数	相关系数	绝对误差/(°) (均值±方差)
1	60	0.91	0.42 ± 0.26
2	60	0.88	0.48 ± 0.32
3	60	0.90	0.39 ± 0.29
4	60	0.92	0.30 ± 0.28
总计	240	0.90 ± 0.01	0.41 ± 0.31

3 结 论

利用 NRT 和分段一方差法跟踪超声图像中的肌束方向,相对于基于 RVHT^[13] 和 Radon 变换^[16] 的自动检测方法,该方法检测的鲁棒性得到提高。RVHT 和 Radon 变换方法都是利用直线特性,即通过探测 Hough 变换或 Radon 空间的极值来检测肌束方向。基于 Hough 变换的方法非常依赖边缘检测器的性能,因此容易受超声散斑影响。与 Hough 变换相比,Radon 变换不需要边缘检测,不太容易受背景噪声影响,但依然是通过检测直线特征提取肌束,易受肌束直线的不连续性,运动模糊等因素的干扰。总体来看,直线特征不能有效表达肌束的纹理分布,利用直线特征提取方法提取肌束方向,难以保证检测的稳健性。

本文提出利用肌束纹理特征代替直线特征,以提高肌束方向估计的精度和可靠性。该方法分两个步骤:首先,以归一化 Radon 变换对超声图像进行投影;然后在每个 Radon 方向上利用分段一方差的统计学方法求取截距方向上的变化,通过检测变化最大的方向来获取肌束方向。与传统方法相比,该方法能充分利用平行肌束的纹理特征,大大增强了肌束方向检测的鲁棒性。在实验中,逐步分析了检测的过程,并证明了方法的正确性,可以看出肌束的主方向垂直于 Radon 变换方向(图 6 和图 7)。使用该方法和其他两种最新报道的方法——重复投票 Radon 变换法(RVHT)^[13]、局部 Radon 法^[16],对 60 帧连续超声图像进行追踪,并利用人工检测的结果作为参考,统计结果证实了本文方法的鲁棒性与准确性。对所有 240 帧图像的总误差为 $0.41^\circ \pm 0.31^\circ$,能满足临床的应用需求。在估计精度方面,

未来可以通过增加 Radon 方向的个数进一步提高估计精度,但相应的计算复杂度也会迅速升高。在当前精度下,分析了算法的整体计算复杂度,结果表明所提方法在实时超声肌肉骨骼分析方面具有巨大潜力。

在计算机视觉领域,纹理特征^[21-22]已经被广泛研究,并在模式识别中得到应用。相对于较低级别的特性,比如图像的角和线,纹理特征能提供对象的高级表达,包括主方向、局部时频等信息。在今后工作中,将利用该方法研究人体肌肉力学性能及动作分析等。

随着超声图像的大量使用^[23],使得人工检测或测量肌束参数^[24]变得困难,本文方法能自动估计人体运动时肌束方向的变化,且实验表明^[25],该方法的计算结果与人工测量的结果一致性高,在临床应用上具有巨大潜力,并可广泛应用于生物医学工程的多个领域。

参考文献 (References)

- [1] Narici, Maganaris, Capodaglio P, et al. Effect of aging on human muscle architecture [J]. *Appl. Physiol.* 2003, 95(6): 2229-2234.
- [2] Hodges P W, Pengel L H, Herbert R D, et al. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging [J]. *Muscle and Nerve*, 2003, 27(6):682-692.
- [3] Veeger H E J, Yu B, An K N, et al. Parameters for modeling the upper extremity [J]. *Biomech*, 1997, 30(6):647-452.
- [4] Fukunaga T, Kawakami Y, Kuno S, et al. Muscle architecture and function in humans [J]. *Biomech*, 1997, 30(5):457-463.
- [5] Harlaar J, Becher J G, Snijders C J, et al. Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia [J]. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 2000, 15(4):261-270.
- [6] Li L, Tong K Y, Hu X. The effect of poststroke impairments on brachialis muscle architecture as measured by ultrasound [J]. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2007, 88(2):243-250.
- [7] Mohagheghi A A, Khan T, Meadows T H, et al. In vivo gastrocnemius muscle fascicle length in children with and without diplegic cerebral palsy [J]. *Dev. Med. Child Neurol.*, 2008, 50(1): 44-50.
- [8] Gao F, Zhang L Q. Altered contractile properties of the gastrocnemius muscle post stroke [J]. *Appl. Physiol.*, 2008, 105(6):1802-1808.
- [9] Verhulst M D, Leeuwesteijn M D. Quantitative ultrasound of lower leg and foot muscles: Feasibility and reference values [J]. *Foot and Ankle Surgery*, 2011, 17(3): 145-149.
- [10] Rehorn M R, Blemker S S. The effects of aponeurosis geometry on strain injury susceptibility explored with a 3D muscle model [J]. *Biomech.*, 43(13), 2010: 2574-2581.
- [11] Kararizou E, Manta P, Kalfakis N, et al. Agerelated morphometric characteristics of human skeletal muscle in male subjects [J]. *Pol. J. Pathol.*, 2010, 60(4):186-188.
- [12] Guo S W, Luo L M. A novel line boundary detection method [J]. *Chinese Journal of Computers*, 2003, 26(7): 806-812. [郭圣文, 罗立民. 一种新的线边界检测方法 [J]. *计算机学报*, 2003, 26(7): 806-812.]
- [13] Zhou Y J, Zheng Y P. Estimation of muscle fiber orientation in ultrasound images using revoting Hough transform [J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2008, 34(9):1474-1481.
- [14] Fu S J, Ruan Q Q, Li Y et al. Anisotropic Diffusion Equation Based Ultrasonic Image Denoising and Edge Enhancement [J]. *AC-TA Electronica Sinica*, 2005, 33(7): 1191-1195. [付树军, 阮秋琦, 李玉, 等. 基于各向异性扩散方程的超声图像去噪与边缘增强 [J]. *电子学报*, 2005, 33(7): 1191-1195.]
- [15] Rana M. Automated tracking of muscle fascicle orientation in Bmode ultrasound images [J]. *Biomech*, 2009, 42:2068-2073.
- [16] Zhao H, Zhang L Q. Automatic tracking of muscle fascicles in ultrasound images using localized radon transform [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, 58(6): 2094-2102.
- [17] Cronin N J, Carty C P, Barrett R S, et al. Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion [J]. *Appl Physiol*, 2011, 111(5): 1491-1496.
- [18] Gillett J, Barrett R, Lichtwark G. Reliability and accuracy of an automated tracking algorithm to measure controlled passive and active muscle fascicle length changes from ultrasound [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2012, 5(2):1-10.
- [19] Canny J. A computational approach to edge detection [J]. *IEEE Transactions on Pattern Anal. Mach. Intell.*, 1986, 8(6):679-698.
- [20] Zhao Y B, Gui Y Z. Computational complexity of continuous variable quantum key distribution [J]. *IEEE Transactions on Information Theory*, 2008, 54(6):2803-2807.
- [21] Manjunath B S, Ma W Y. Texture features for browsing and retrieval of image data [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1996, 18(8):837-842.
- [22] Zhong Y C, Luo P. Type recognition of fascicular groups from nerve slice image [J]. *Journal of Image and Graphics*, 2012, 17(1):82-89. [钟映春, 罗鹏. 从神经切片图像中识别功能束类型的研究 [J]. *中国图象图形学报*, 2012, 17(1):82-89.]
- [23] Peolsson M, Lofstedt T, Vogt S, et al. Modelling human musculoskeletal functional movements using ultrasound imaging [J]. *BMC Medical Imaging*, 2010, 10(1): 9-12.
- [24] Lee S S, Lewis G S, Piazza S J. An algorithm for automated analysis of ultrasound images to measure tendon excursion in vivo [J]. *Appl Biomech*, 2008, 24(1):75-82.
- [25] Kararizou E, Manta P, Kalfakis N, et al. Agerelated morphometric characteristics of human skeletal muscle in male subjects [J]. *Pol. J. Pathol.*, 2009, 60(4): 186-188.