

Automated Thigh Muscles Segmentation using Hierarchical Multi-Atlas and FRFCM Methods in CT Scan Images

Molaie, Malihe ^{1*} / Aghaeizadeh Zoroofi, Reza ²

¹ - Ph.D. Student, Control and Intelligent Processing Center of Excellence, School of Electrical and Computer Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

² - Professor, Control and Intelligent Processing Center of Excellence, School of Electrical and Computer Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2019.108048.1498

Received: 23 June 2019

Revised: 28 August 2019

Accepted: 29 August 2019

KEYWORDS

*Concurrent Segmentation
Thigh Muscles
Multi-Atlas Method
FRFCM
CT Scan Images*

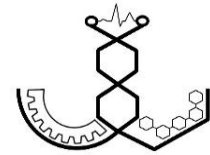
ABSTRACT

Quantifying and modeling of the skeletal muscles can lead to an easier investigation of muscle diseases, specific mobility problems, and required simulations for the relevant surgeries. To this end, medical images should be segmented, firstly. In this research, thigh muscles segmentation is performed in CT images, since these muscles play a critical role in walking and balancing the body. To this aim, a multi-atlas method is used which is an improvement of the hierarchical multi-atlas method in the previous work. In this method, the muscles region is extracted automatically from the other tissues using FRFCM (Fast and Robust Fuzzy C-Means Clustering) method after the preprocessing stage. This muscle binary mask and the improved mask are used in the multi-atlas method for individual muscle segmentation. The proposed method is implemented using 20 CT data sets consisting of 12 female and 8 male subjects. The results show a less consumed computational time than the hierarchical multi-atlas method. The average computational time required for the muscles segmentation using the proposed method is 24 seconds and for the hierarchical multi-atlas method is 71 seconds per one slice of each case. Therefore, the proposed method reduces the implementation time by a rough factor of three. The means of the Dice similarity coefficient for the proposed method with improved muscle mask and for the hierarchical multi-atlas method are 86.58 ± 7.69 and 83.07 ± 8.26 , respectively. The means of the precision and sensitivity for our method are 89.78 ± 9.6 and 84.63 ± 9.25 , and for the hierarchical multi-atlas method are 88.85 ± 12.04 and 78.04 ± 10.88 . Consequently, this method has better results based on the Dice similarity coefficient, precision, and sensitivity metrics.

***Corresponding Author**

Address	Control and Intelligent Processing Center of Excellence, School of Electrical and Computer Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran	Tel	+98-21-88027756
Postal Code	14395-515	Fax	+98-21-88013199
E-Mail	m.molaie@ut.ac.ir		





بخش‌بندی خودکار ماهیچه‌های مقطع ران با استفاده از روش چنداطلس سلسله‌مراتبی و الگوریتم FRFCM در تصاویر سی‌تی‌اسکن

مولائی، ملیحه^{۱*} / آقائی‌زاده ظروفی، رضا^۲

^۱ - دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، آزمایشگاه کنترل و پردازش تصویر هوشمند، دانشکده‌ی مهندسی کامپیوتر و برق، دانشگاه تهران، تهران، ایران

^۲ - استاد، گروه بیوالکتریک، آزمایشگاه کنترل و پردازش تصویر هوشمند، دانشکده‌ی مهندسی کامپیوتر و برق، دانشگاه تهران، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2019.108048.1498

پذیرش: ۷ شهریور ۱۳۹۸

بازنگری: ۶ شهریور ۱۳۹۸

ثبت در سامانه: ۲ تیر ۱۳۹۸

واژه‌های کلیدی	چکیده
بخش‌بندی هم‌زمان ماهیچه‌های ران روش چنداطلس FRFCM تصاویر سی‌تی‌اسکن	کمی‌سازی و مدل‌سازی ماهیچه‌های اسکلتی می‌تواند به بررسی بیماری‌های مربوط به ماهیچه، مشکلات حرکتی خاص و شبیه‌سازی‌های مورد نیاز برای انجام جراحی‌های مربوطه کمک نماید. بدین منظور به بخش‌بندی ماهیچه‌ها در تصاویر پزشکی نیاز است. با توجه به اهمیت ماهیچه‌های مقطع ران در حفظ تعادل بدن و راه رفتن، در این پژوهش بخش‌بندی این ماهیچه‌ها در تصاویر سی‌تی‌اسکن انجام شده که برای این منظور از روش چنداطلس (بهبود یافته‌ی روش چنداطلس سلسله‌مراتبی در مطالعه‌ی قبلی نویسندگان) استفاده شده است. در این روش پس از پیش‌پردازش تصویر، ناحیه‌ی مربوط به ماهیچه از سایر بافت‌ها با استفاده از روش FRFCM به صورت اتوماتیک استخراج شده و از ماسک باینری ماهیچه و ماسک ماهیچه‌ی بهبود یافته در روش چنداطلس برای بخش‌بندی مجزای ماهیچه‌ها استفاده شده است. روش پیشنهادی با استفاده از ۲۰ مجموعه‌ی داده‌ی سی‌تی‌اسکن شامل ۱۲ نمونه‌ی زن و ۸ نمونه‌ی مرد پیاده‌سازی شده است. این روش در مقایسه با روش چنداطلس سلسله‌مراتبی هزینه‌ی محاسباتی بسیار کم‌تری دارد. به طور میانگین، زمان مورد نیاز برای بخش‌بندی ماهیچه‌ها با استفاده از روش پیشنهادی و روش چنداطلس سلسله‌مراتبی به ترتیب برابر با ۲۴ و ۷۱ ثانیه برای یک اسلایس از هر نمونه بوده و بنابراین روش پیشنهادی زمان پیاده‌سازی را تقریباً تا یک‌سوم روش قبل کاهش داده است. میانگین ضریب شباهت دایس برای روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه‌ی بهبود یافته و روش چنداطلس سلسله‌مراتبی به ترتیب برابر با $۸۶/۵۸ \pm ۷/۶۹$ و $۸۳/۰۷ \pm ۸/۲۶$ بوده و میانگین دقت و حساسیت برای روش پیشنهادی برابر با $۸۹/۷۸ \pm ۹/۶$ و $۸۴/۶۳ \pm ۹/۲۵$ و برای روش چنداطلس سلسله‌مراتبی برابر با $۸۸/۸۵ \pm ۱۲/۰۴$ و $۷۸/۰۴ \pm ۱۰/۸۸$ می‌باشد. بنابراین بر اساس معیارهای ضریب شباهت دایس، دقت و حساسیت روش پیشنهادی نتایج کمی بهتری نسبت به روش پیشین داشته است.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی	آزمایشگاه کنترل و پردازش تصویر هوشمند، دانشکده‌ی مهندسی کامپیوتر و برق، دانشگاه تهران، تهران، ایران
کد پستی	۱۴۳۹۵۷۱۳۱
پست الکترونیک	m.molaie@ut.ac.ir
تلفن	+۹۸-۲۱-۸۸۰۲۷۷۵۶
دورنگار	+۹۸-۲۱-۸۸۰۱۳۱۹۹



۱- مقدمه

افراد زیادی در دنیا با بیماری‌های اسکلتی-عضلانی درگیر هستند. با توجه به این که بیش‌ترین حجم ماهیچه‌های اسکلتی و بیش‌ترین توزیع نیرو در مقطع ران بوده و مشکلات ایجاد شده در ماهیچه‌های این قسمت می‌تواند باعث اختلال در حرکت فرد شود، در این پژوهش به بخش‌بندی ماهیچه‌های این ناحیه پرداخته شده است. کمی‌سازی ماهیچه‌های این ناحیه می‌تواند به تشخیص فرسایش عضلانی و بیماری‌هایی مانند انسداد مزمن ریوی [۱]، شریان محیطی [۲] و فساد^۱ عضلانی [۳] که باعث تغییر حجم ماهیچه‌های مقطع ران می‌شوند، کمک کند.

از آن‌جا که ماهیچه‌های مختلف در مقطع ران در تصاویر سی‌تی اسکن و MR شدت روشنایی یک‌سانی دارند، بخش‌بندی مجزای این ماهیچه‌ها یک مساله‌ی حل نشده است. اومورا و هم‌کارانش [۴] تغییرات حجم ماهیچه‌های ران و گلوئوس را پس از جراحی تعویض مفصل در تصاویر سی‌تی اسکن ارزیابی کرده اما در تحقیق آن‌ها ماهیچه‌ها به صورت دستی بخش‌بندی شده است. بخش‌بندی دستی ماهیچه‌ها در این مقطع بسیار زمان‌بر بوده و از این‌رو تا کنون در مطالعات زیادی به بخش‌بندی ماهیچه‌های ران به صورت خودکار پرداخته شده است. در برخی از این مطالعات ماهیچه‌ها به عنوان یک جزء در نظر گرفته شده [۵-۸] و در برخی دیگر به صورت مجزا بخش‌بندی شده است [۹-۱۶]. در این مطالعه ابتدا نواحی مربوط به ماهیچه‌ها به عنوان یک بخش از سایر بافت‌ها استخراج شده و سپس بخش‌بندی هر یک از ماهیچه‌ها به صورت مجزا انجام شده است.

اغلب مطالعات پیشین در زمینه‌ی بخش‌بندی ماهیچه‌های مختلف به صورت مجزا در مقطع ران روی تصاویر MR انجام شده و تنها در یک مطالعه [۱۰] ماهیچه‌های مقطع لگن و ران در تصاویر سی‌تی اسکن بخش‌بندی شده است. کنتراست تصاویر MR برای بافت نرم نسبت به تصاویر سی‌تی اسکن بالاتر است اما اخذ این تصاویر زمان‌بر بوده و برای هر مطالعه به طراحی پروتکل دقیق نیاز دارد. هم‌چنین از آن‌جا که در جراحی‌های ارتوپدی اغلب از تصاویر سی‌تی اسکن استفاده شده و زمان اخذ این تصاویر کوتاه‌تر و در نتیجه میدان دید^۲ آن‌ها بزرگ‌تر از تصاویر MR است، در این مطالعه بخش‌بندی ماهیچه‌های مقطع ران در این تصاویر انجام شده است.

در میان مطالعات انجام شده روی دادگان MRI، روش ارائه شده در مقاله‌ی [۱۱] عمل‌کرد بهتری از نظر معیار دایس و تمام

خودکار بودن روش دارد. در این مطالعه یک مدل شکل در فضای بازنمایی نسبت لگاریتم تعمیم یافته^۳ برای بخش‌بندی کاملاً خودکار ماهیچه‌های ران در تصاویر MR ارائه شده است. این روش دقت بخش‌بندی ماهیچه‌های کوچک‌تر را افزایش داده اما پیچیدگی محاسباتی زیادی داشته و زمان‌بر است.

در مقاله‌های [۱۷-۱۹] از روش‌های مبتنی بر مرز فعال برای بخش‌بندی ماهیچه‌های ران در تصاویر MR استفاده شده است. در این مطالعات تمامی ماهیچه‌ها به صورت مجزا بخش‌بندی نشده و تنها تعدادی از آن‌ها استخراج شده‌اند. هم‌چنین این روش‌ها تمام خودکار نبوده و به تعامل با کاربر نیاز دارند.

یوکوتا و هم‌کارانش [۱۰] یک روش چنداطلس سلسله‌مراتبی برای بخش‌بندی ماهیچه‌های مختلف در مقطع لگن و ران در تصاویر سی‌تی اسکن ارائه کرده‌اند. این روش کارایی خوبی در بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا دارد اما هزینه‌ی محاسباتی بالایی داشته، پیاده‌سازی آن زمان‌بر بوده و استخراج نواحی مربوط به ماهیچه‌ها در تصاویر اطلس در آن به صورت خودکار نبوده و توسط متخصص انجام شده است.

با توجه به تعداد بالای اسلایس‌های موجود در مقطع ران (در این مطالعه تقریباً ۳۵۰ اسلایس: از زانو تا ابتدای ماهیچه‌ی سیرینی بزرگ)، بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا روی تمام اسلایس‌ها بسیار زمان‌بر خواهد بود. بنابراین کاهش زمان بخش‌بندی کمک شایانی به بررسی‌های سریع‌تر پزشکان خواهد نمود. روش پیشنهادی در این پژوهش بهبود یافته‌ی روش چنداطلس سلسله‌مراتبی است که به منظور کاهش زمان محاسبات و تمام خودکار کردن آن، استخراج نواحی مربوط به ماهیچه‌ها به صورت خودکار با استفاده از روش FRFCM انجام شده است. دادگان مورد استفاده در مقاله‌ی [۱۰] تنها شامل نمونه‌های زن بوده که نسبت به نمونه‌های مرد چربی بیش‌تری در ناحیه‌ی ران دارند [۲۰] و با توجه به این که چربی مرز مشخص‌کننده‌ی بین ماهیچه‌ها است، بخش‌بندی نمونه‌های زن ساده‌تر خواهد بود. در این مطالعه این روش و روش پیشنهادی روی نمونه‌های زن و مرد پیاده‌سازی شده است.

در ادامه‌ی این مقاله، در بخش ۲، دادگان مورد استفاده در این پژوهش معرفی شده و روش پیشنهادی توضیح داده شده است. در بخش ۳، نتایج پیاده‌سازی روش پیشنهادی و مقایسه‌ی آن با روش چنداطلس سلسله‌مراتبی ارائه شده و بخش ۴ به نتیجه‌گیری اختصاص داده شده است.

^۳ Generalized Log-Ratio (GLR)^۱ Dystrophy^۲ Field of View

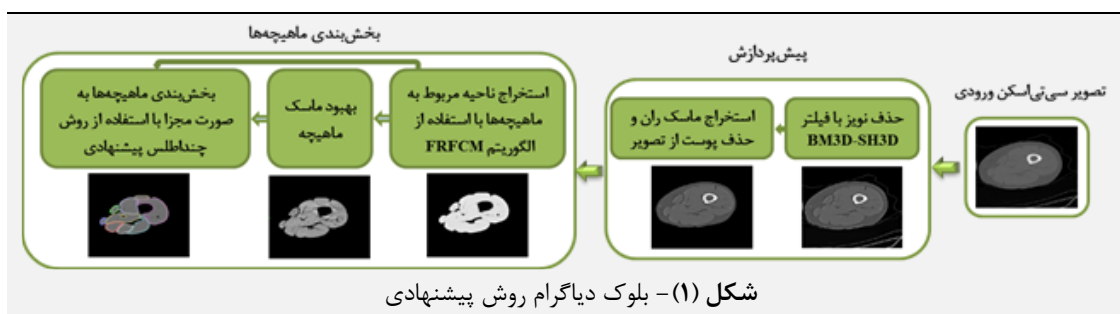
۲- مواد و روش‌ها

۱-۲- دادگان

دادگان مورد استفاده در این پژوهش شامل ۲۰ سری داده‌ی سی‌تی‌اسکن از افراد سالم بوده که از سایت اسمیر^۱ گرفته شده است [۲۱]. این مجموعه شامل ۸ مرد و ۱۲ زن با میانگین سنی $50/55 \pm 12/6$ بوده که در آن‌ها ضخامت برش‌ها برابر با $1/25$ میلی‌متر و ابعاد تصاویر برابر با 512×512 پیکسل است.

۲-۲- روش پیشنهادی

روش پیشنهادی این مقاله برای بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا، از دو مرحله‌ی کلی پیش‌پردازش و بخش‌بندی ماهیچه‌های ناحیه‌ی ران با استفاده از روش چنداتلسس تشکیل شده است. بلوک دیاگرام مربوط به روش پیشنهادی در شکل (۱) نشان داده شده و در ادامه به توضیح مراحل مختلف آن پرداخته شده است.



شکل (۱) - بلوک دیاگرام روش پیشنهادی

۱-۲-۲- پیش‌پردازش

در ابتدا برای کاهش نویز و بهبود لبه‌های تصاویر از فیلتر تطبیق بلوک سه‌بعدی تیزکننده^۲ استفاده شده است [۲۲]. فیلتر تطبیق بلوک سه‌بعدی و بهبود یافته‌های آن از رایج‌ترین و کاراترین روش‌ها در کاهش نویز تصویر به شمار می‌روند [۲۳-۲۵]. در این مقاله برای بهبود لبه‌های تصویر و کاهش نویز از نوع تیزکننده‌ی این فیلتر استفاده شده که کد مربوط به آن در اینترنت موجود است^۳. در این روش بلوک‌های مشابه در تصویر انتخاب شده، در یک گروه قرار گرفته و یک تبدیل سه‌بعدی ویولت به آن اعمال می‌شود. با استفاده از آستانه‌گذاری سخت روی طیف تبدیل سه‌بعدی، نویز از تصویر حذف شده و لبه‌ها تیزتر می‌شوند (اعمال ریشه‌گیری آلفا^۴ که به ازای مقادیر $\alpha > 1$ لبه‌های تصویر تیزتر می‌شود). بلوک‌های فیلتر شده به مکان اصلی خود در تصویر بازگردانده شده و چون این بلوک‌ها اغلب هم‌پوشانی دارند، تصویر فیلتر شده‌ی نهایی با میانگین وزنی بلوک‌های فیلتر شده تولید می‌شود.

در این روش اگر t طیف تبدیل یک سیگنال و $t(0)$ حاوی مقدار DC آن باشد، ریشه‌گیری آلفا به صورت زیر انجام می‌شود.

$$t_{sh}(i) = \begin{cases} \text{sign}[t(i)]|t(0)| \left| \frac{t(i)}{t(0)} \right|^{\frac{1}{\alpha}}, & \text{if } t(0) \neq 0 \\ t(i), & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

در این رابطه، t_{sh} طیف سیگنال حاصل بوده و مقادیر $\alpha > 1$ باعث تیز شدن لبه‌ها می‌شود. در این مقاله مقدار α برابر با $1/5$ در نظر گرفته شده که به صورت تجربی بهترین نتیجه را برای تیز کردن لبه‌ها داشته است. به ازای مقادیر بزرگ‌تر، مرزهای بسیار ضعیف و غیرضروری نیز تقویت شده و با مقادیر کوچک‌تر میزان تقویت مرزها کم می‌شود. اعمال آستانه‌گذاری سخت قبل از ریشه‌گیری آلفا مانع تقویت نویز هنگام تیز کردن لبه‌ها می‌شود. پس از کاهش نویز تصویر، ناحیه‌ی مربوط به ران با استفاده از آستانه‌گذاری و عمل‌گر ریخت‌شناسی باز کردن^۵ با عنصر ساختاری دایره^۶ با شعاع ۶ از تصویر استخراج شده و به عنوان ماسک ناحیه‌ی ران در نظر گرفته شده است. مقدار مناسب آستانه با روش FCM^۷ مشخص شده [۲۶] که در تمامی نمونه‌ها برابر با یک‌دهم ماکزیمم مقدار شدت روشنایی تصویر است. سپس ناحیه‌ی پوست (شدت روشنایی آن مشابه ماهیچه است) با استفاده از عمل‌گر ریخت‌شناسی سایش^۸ با عنصر ساختاری دایره با شعاع ۵ از تصویر حذف شده است. استفاده از عنصر ساختاری دایره به دلیل شکل گرد سطح مقطع ران بوده و اندازه‌ی آن به صورت تجربی از روی دادگان به دست آمده است. در ادامه، ابتدا نحوه‌ی بخش‌بندی با روش چنداتلسس به صورت کلی مرور شده و سپس روش چنداتلسس سلسله‌مراتبی و روش چنداتلسس پیشنهادی به صورت مجزا توضیح داده شده است.

^۵ Opening

^۶ Disk

^۷ Fuzzy C-Means

^۸ Erosion

^۱ www.smir.ch.

^۲ BM3D-SH3D

^۳ http://www.cs.tut.fi/~foi/GCF-BM3D

^۴ Alpha-Rooting

۲-۲-۲- بخش‌بندی با استفاده از روش چنداطلس

در روش چنداطلس برای یافتن برچسب هر پیکسل، تصاویر سی‌تی‌اسکن هر اطلس به صورت غیرخطی روی تصویر مورد بخش‌بندی منطبق شده، سپس برچسب‌های هر تصویر مطابق با تابع انتقال به دست آمده، روی تصویر مورد بخش‌بندی منطبق می‌شوند [۲۷]. اگر n اطلس $\{A_i\}_{i=1}^n$ برای بخش‌بندی وجود داشته باشد، هر یک با استفاده از یک تابع انتقال $\{T_i\}_{i=1}^n$ روی تصویر مورد بخش‌بندی منطبق شده و برچسب‌های متناظر در هر اطلس نیز مطابق با تابع انتقال متناظر روی تصویر مورد بخش‌بندی انتقال می‌یابند. در تصویر مورد بخش‌بندی برای هر وکسل v ، n برچسب متناظر با برچسب اطلس‌ها $\{label(T_i^{-1}(v))\}_{i=1}^n$ وجود دارد. با فرض وجود L برچسب در هر اطلس، برای یافتن برچسب نهایی هر وکسل، تابع احتمال هر برچسب برای آن وکسل محاسبه می‌شود.

$$Pr(label(v) = l) = \frac{\sum_n (label(T_i^{-1}(v)) = l)}{n} \quad (2)$$

با محاسبه‌ی احتمال هر برچسب در هر وکسل تصویر مورد بخش‌بندی، برچسبی که بالاترین احتمال را دارد به عنوان برچسب نهایی آن وکسل انتخاب می‌شود.

$$label(v) = l^*, l^* = \argmax Pr(label(v) = l) \quad (3)$$

۲-۲-۳- بخش‌بندی ماهیچه‌های ناحیه‌ی ران با استفاده

از روش چنداطلس سلسله‌مراتبی

روش چنداطلس سلسله‌مراتبی مقاله‌ی [۱۰]، برای بخش‌بندی مجزای ماهیچه‌های مقطع ران دارای دو مرحله‌ی انطباق است. در این روش به منظور انطباق تصاویر اطلس‌ها روی تصویر مورد بخش‌بندی، در هر مرحله یک ساختار هدف در نظر گرفته شده که در مرحله‌ی اول استخوان و پوست ساختار هدف هستند. تصاویر اطلس‌ها براساس انطباق استخوان و پوست بین اطلس‌ها و تصویر مورد بخش‌بندی، روی تصویر مورد بخش‌بندی منطبق شده و سپس ناحیه‌ی مربوط به ماهیچه‌ها بر اساس انطباق مبتنی بر شدت روشنایی، روی تصویر مورد بخش‌بندی مشخص می‌شود. در مرحله‌ی بعد، ماهیچه‌ها به صورت کلی و استخوان و پوست به عنوان ساختار هدف در نظر گرفته شده، برچسب ماهیچه‌ها بر اساس انطباق آن‌ها، به صورت مجزا روی تصویر مورد بخش‌بندی تعیین شده و ماهیچه‌ها بخش‌بندی می‌شوند.

در روش چنداطلس سلسله‌مراتبی، استخوان و پوست به صورت اتوماتیک مشخص شده اما ماهیچه‌ها در هر اطلس توسط یک متخصص تعیین می‌شود که برای تعیین ناحیه‌ی ماهیچه در تصویر مورد بخش‌بندی در مرحله‌ی اول و برچسب ماهیچه‌ها در مرحله‌ی دوم مورد استفاده قرار می‌گیرد. هر یک از این دو مرحله دارای ۵ گام مطابق جدول (۱) می‌باشند.

جدول (۱) - ۵ گام روش چنداطلس سلسله‌مراتبی در هر مرحله

- ۱- در ابتدا ساختار هدف (در مرحله‌ی اول استخوان و پوست و در مرحله‌ی دوم، استخوان، پوست و ماهیچه‌ها) از تصویر سی‌تی‌اسکن استخراج می‌شود
- ۲- با انطباق غیرخطی تصاویر باینری ساختار هدف (در مرحله‌ی اول استخوان و پوست و در مرحله‌ی دوم استخوان، پوست و ماهیچه‌ها) در گام اول، تابع انتقال بین هر اطلس و تصویر مورد بخش‌بندی محاسبه می‌شود
- ۳- تابع انتقال محاسبه شده در گام ۲، به تصاویر سی‌تی‌اسکن هر اطلس اعمال می‌شود
- ۴- انطباق غیرخطی مبتنی بر شدت روشنایی بین هر اطلس و تصویر مورد بخش‌بندی انجام شده و ساختار هدف با استفاده از برچسب‌گذاری چنداطلس، بخش‌بندی می‌شود
- ۵- اگر مرحله‌ی دوم روش سلسله‌مراتبی است، الگوریتم پایان یافته و در غیر این صورت الگوریتم با رفتن به گام ۲ تکرار می‌شود

در روش چنداطلس سلسله‌مراتبی انطباق مبتنی بر برچسب (گام ۲) با استفاده از نرم‌افزار IRTK^۱ بر مبنای معیار ثبات برچسب^۲ صورت گرفته که در این نرم‌افزار از روش انطباق غیرخطی مبتنی بر بی‌اسپلاین^۳ استفاده می‌شود. انطباق مبتنی بر شدت روشنایی (گام ۴) با استفاده از نرم‌افزار drop^۴ بر مبنای معیار تطابق مجموع قدرمطلق اختلاف^۵ شدت روشنایی‌های تصویر اطلس و تصویر مورد بخش‌بندی انجام می‌شود.

۲-۲-۴- بخش‌بندی ماهیچه‌های ناحیه‌ی ران با استفاده

از روش چنداطلس پیشنهادی

در روش چنداطلس سلسله‌مراتبی، تصاویر هر اطلس و تصویر مورد بخش‌بندی، در مرحله‌ی اول بر اساس استخوان و پوست به صورت غیرخطی انطباق می‌یابند. از آن‌جا که محدوده‌ی پوست تنها وابسته به بافت ماهیچه در زیر پوست نبوده و بیش‌تر وابسته به حجم چربی زیر پوست است، انطباق تصاویر به صورت غیرخطی بر مبنای مرز پوست نمونه‌ها، به منظور بخش‌بندی ماهیچه‌ها صحیح نبوده و باعث ایجاد تغییر شکل اضافی در

^۱ <http://www.mrf-registration.net/deformable/index.html>

^۵ Sum of Absolute Differences (SAD)

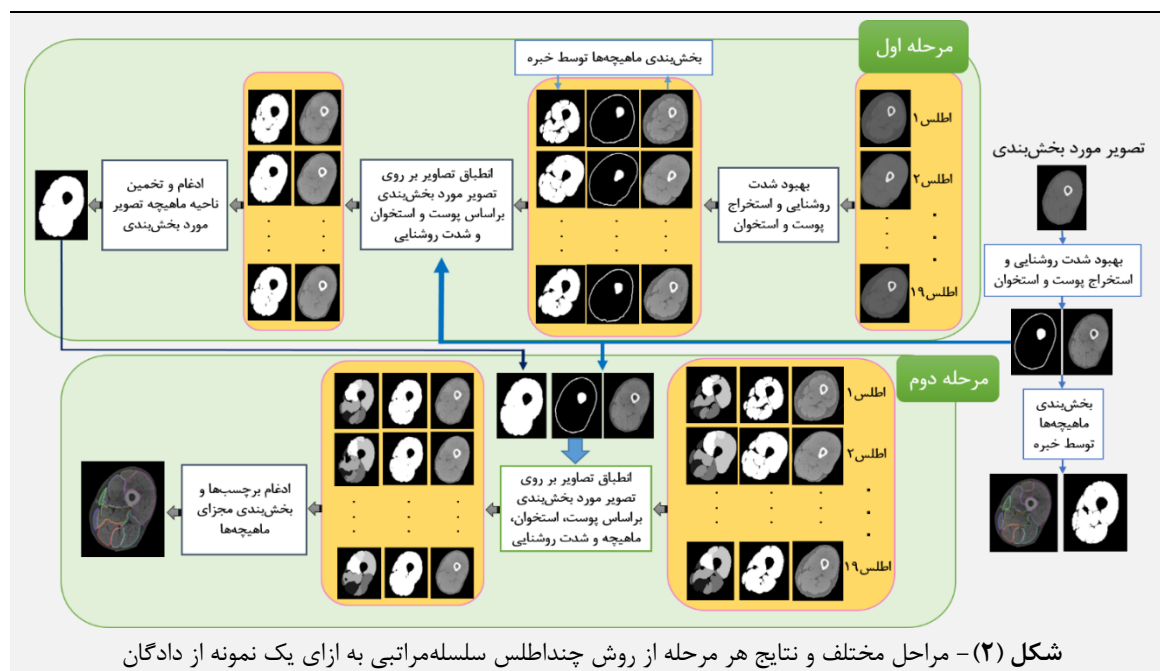
^۱ <https://biomedica.doc.ic.ac.uk/software/irtk>

^۲ Label Consistency

^۳ B-Spline

تصاویر می‌شود. علاوه بر آن، انطباق غیرخطی بر مبنای تصاویر سی‌تی‌اسکن به منظور تخمین ناحیه‌ی ماهیچه در تصویر مورد بخش‌بندی در مرحله‌ی اول، باعث پیچیدگی اضافی در روش چنداتلسس سلسله‌مراتبی می‌شود. نتایج مراحل مختلف این روش به ازای یک نمونه‌ی داده در شکل (۲) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که در ماسک ماهیچه‌ی به دست آمده، مرزهای بین ماهیچه‌ها مشخص نبوده و از آن‌جا که از این ماسک در مرحله‌ی بعد به همراه تصاویر سی‌تی‌اسکن به منظور بخش‌بندی

تصاویر می‌شود. علاوه بر آن، انطباق غیرخطی بر مبنای تصاویر سی‌تی‌اسکن به منظور تخمین ناحیه‌ی ماهیچه در تصویر مورد بخش‌بندی در مرحله‌ی اول، باعث پیچیدگی اضافی در روش چنداتلسس سلسله‌مراتبی می‌شود. نتایج مراحل مختلف این روش به ازای یک نمونه‌ی داده در شکل (۲) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که در ماسک ماهیچه‌ی به دست آمده، مرزهای بین ماهیچه‌ها مشخص نبوده و از آن‌جا که از این ماسک در مرحله‌ی بعد به همراه تصاویر سی‌تی‌اسکن به منظور بخش‌بندی



شکل (۲) - مراحل مختلف و نتایج هر مرحله از روش چنداتلسس سلسله‌مراتبی به ازای یک نمونه از دادگان

وزنی فازی^۲، v_k مرکز k -امین خوشه، c تعداد خوشه‌ها، ξ تصویر فیلترشده با فیلتر ریخت‌شناختی دوطرفه^۳، β شدت روشنایی، $1 \leq q$ و q تعداد سطوح روشنایی در ξ است. از روش ضرایب لاگرانژ برای کمینه کردن تابع زیر استفاده شده است [۲۸].

$$\tilde{J}_m = \sum_{l=1}^q \sum_{k=1}^c \gamma_l u_{kl}^m \|\xi_l - v_k\|^2 - \lambda \left(\sum_{k=1}^c u_{kl} - 1 \right) \quad (5)$$

در این رابطه، λ ضرایب لاگرانژ است. با محاسبه‌ی $\frac{\partial \tilde{J}_m}{\partial u_{kl}} = 0$ و $\frac{\partial \tilde{J}_m}{\partial v_k} = 0$ مقادیر u_{kl} و v_k به صورت زیر تعیین می‌شوند.

$$u_{kl} = \frac{\|\xi_l - v_k\|^{-2/(m-1)}}{\sum_{j=1}^c \|\xi_l - v_j\|^{-2/(m-1)}} \quad (6)$$

$$v_k = \frac{\sum_{l=1}^q \gamma_l u_{kl}^m \xi_l}{\sum_{l=1}^q \gamma_l u_{kl}^m} \quad (7)$$

روابط (۶) و (۷) به صورت تکراری تا جایی که میزان تغییرات از یک حد آستانه کم‌تر شود پیاده‌سازی می‌شوند.

۲-۴-۱- استخراج ناحیه‌ی مربوط به ماهیچه

در تصاویر سی‌تی‌اسکن مقطع ران، چهار کلاس اصلی شدت روشنایی وجود دارد. ناحیه‌ی استخوان (بالاترین شدت روشنایی) و پس از آن نواحی مربوط به ماهیچه و چربی شدت روشنایی بالاتری نسبت به پس‌زمینه دارند. به منظور بخش‌بندی تصویر به این چهار کلاس اصلی از روش FRFCM استفاده شده است [۲۸]. روش FRFCM، توسعه یافته‌ی روش FCM با استفاده از بازسازی ریخت‌شناختی و فیلتر کردن عضویت^۱ بوده، به طور قابل توجهی سریع‌تر و قوی‌تر از FCM است و تابع هدف آن به صورت زیر تعریف می‌شود [۲۸].

$$J_m = \sum_{l=1}^q \sum_{k=1}^c \gamma_l u_{kl}^m \|\xi_l - v_k\|^2 \quad (4)$$

در این رابطه، γ_l تعداد پیکسل‌های با شدت روشنایی l ، u_{kl} عضویت فازی شدت روشنایی l نسبت به خوشه‌ی k ، m عامل

^۲ Bi-Directional Morphological Filter

^۱ Membership Filtering

^۲ Fuzzy Weighted Factor

تابع هدف به فرم $\varepsilon = M + R$ تعریف می‌شود. انطباق می‌تواند به روش‌های مختلفی انجام شود. روش‌های هندسی در پی تعیین ارتباطات مطلوب بین نقاط شاخص^۴ آناتومیک بوده و روش‌های نمادین^۵ در پی بهینه‌سازی بر اساس تطابق بصری از نظر شدت تصویر هستند که جزئیات روابط آن‌ها در [۲۹] ارائه شده است. در این مقاله از معیار تطابق مجموع قدرمطلق اختلاف در انطباق غیرخطی استفاده شده است. کدهای مورد استفاده در این مقاله در نرم‌افزار متلب نوشته شده و برای استفاده از نرم‌افزارهای IRTK و drop^۶ از آن‌جا که این نرم‌افزارها دارای رابط خط فرمان^۶ هستند، در محیط نرم‌افزار متلب فراخوانی شده‌اند. از drop به دلیل توانمندی آن در انطباق مبتنی بر برچسب و انطباق مبتنی بر شدت روشنایی با سرعت بالا استفاده شده است. البته از آن‌جا که تنها انطباق غیرخطی در این نرم‌افزار انجام می‌شود، برای بهبود عمل‌کرد انطباق غیرخطی، قبل از اعمال آن یک تبدیل همگر با استفاده از IRTK انجام شده است.

۲-۴-۳- روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه‌ی بهبود یافته
برای بهبود نتایج الگوریتم پیشنهادی، به جای استفاده از ماسک ماهیچه به صورت باینری، این ماسک بهبود داده شده و سپس روش چنداطلس پیشنهادی روی آن اعمال شده است. با توجه به این‌که مرزهای بین ماهیچه‌ها از جنس چربی هستند، برای نمایش بهتر مرزها، پس از استخراج کلاس ماهیچه با استفاده از روش FRFCM، پیکسل‌های مربوط به سایر کلاس‌ها با میانگین کلاس چربی جای‌گزین شده تا مرزهای ضعیف‌تر مشخص‌تر شوند. سپس مرزهای تصویر و شدت روشنایی آن بهبود داده شده و مناطق غیرماهیچه با ۰ جای‌گزین شده است.

از آن‌جا که روش پیشنهادی تنها دارای یک مرحله‌ی انطباق همگر و یک مرحله‌ی انطباق غیرخطی است، از پیچیدگی روش چنداطلس سلسله‌مراتبی کاسته شده و سرعت الگوریتم تا ۳ برابر افزایش می‌یابد. ماسک ماهیچه‌ها در تصاویر اطلس، در روش پیشنهادی با استفاده از FRFCM به صورت خودکار استخراج شده که در مطالعه‌ی قبل توسط یک متخصص تعیین شده بود. نتایج روش پیشنهادی برای یک نمونه‌ی داده در شکل (۳) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که روش پیشنهادی نسبت به روش چنداطلس سلسله‌مراتبی در تخمین ماسک ماهیچه و بخش‌بندی مجزای ماهیچه‌ها بهتر عمل کرده است.

چهار کلاس اصلی در تصویر با روش FRFCM (کدهای این روش در اینترنت موجود است^۱) به دست آمده، کلاس متناظر با دومین شدت روشنایی بالا به عنوان ناحیه‌ی ماهیچه استخراج شده و پیکسل‌های متناظر با آن با مقدار ۱ و پیکسل‌های سایر نواحی با مقدار صفر جای‌گزین می‌شوند. تصویر حاصل به عنوان ماسک باینری ماهیچه در نظر گرفته می‌شود.

۲-۴-۲- بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا

پس از استخراج ماسک ران و ماهیچه، از این دو ماسک برای بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا استفاده می‌شود. گام‌های روش چنداطلس پیشنهادی در جدول (۲) ارائه شده است.

جدول (۲) - گام‌های روش چنداطلس پیشنهادی

- ۱- ماسک ناحیه‌ی ران هر اطلس با استفاده از تبدیل همگر روی ماسک ران تصویر مورد بخش‌بندی منطبق می‌شود
- ۲- تابع انتقال به دست آمده در گام ۱، به ماسک ماهیچه و برچسب هر اطلس اعمال می‌گردد
- ۳- ماسک ماهیچه‌ی انتقال یافته در گام ۲، به صورت غیرخطی روی ماسک ماهیچه‌ی تصویر مورد بخش‌بندی انطباق می‌یابد
- ۴- تابع انتقال به دست آمده، روی برچسب‌های انتقال یافته در گام ۲ اعمال می‌شود
- ۵- برچسب‌های انطباق یافته ادغام شده و برچسب دارای بیش‌ترین احتمال به عنوان برچسب هر پیکسل تعیین می‌شود

در مرحله‌ی اول می‌توان برای انطباق اولیه‌ی تصاویر از ماسک ماهیچه نیز استفاده کرد. در روش پیشنهادی به منظور انطباق همگر^۲ از نرم‌افزار IRTK استفاده شده و انطباق غیرخطی نیز بر مبنای میدان تصادفی مارکوف^۳ با استفاده از نرم‌افزار drop انجام شده است. هدف از انطباق غیرخطی، تطبیق تصویر I روی تصویر J با استفاده از یک تابع غیرخطی T است (رابطه‌ی ۸).

$$T(x) = x + D(x) \quad (8)$$

در این رابطه، x یک نقطه از تصویر و D(x) یک بردار جابه‌جایی d-بعدی است. در انطباق دو تصویر، برآورد میدان جابه‌جایی بهینه با توجه به تصاویر صورت گرفته که معمولاً به عنوان یک مساله‌ی بهینه‌سازی به صورت زیر مطرح می‌شود.

$$\hat{T} = \arg \min \varepsilon(T) \quad (9)$$

در این رابطه، $\hat{T}$ تبدیل بهینه در کمینه‌ی تابع انرژی ε است که شامل معیار تطبیق (M) و یک بخش تنظیم اضافی (R) بوده و

^۴ Landmarks

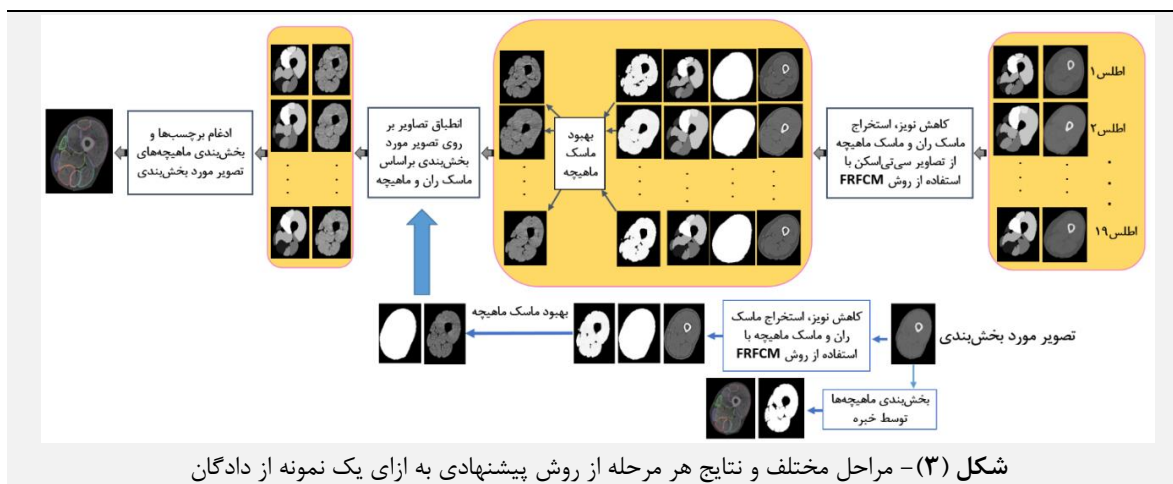
^۵ Iconic

^۶ Command Line

^۱ <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/66181-image-segmentation-using-fast-fuzzy-c-means-clustering>

^۲ Affine

^۳ Markov Random Field



دقت استفاده شده است که این معیارها با استفاده از روابط (۱۰-۱۳) محاسبه می‌شوند [۳۰].

$$\begin{aligned} \text{دقت} &= \frac{TP}{TP + FP} & (10) \\ \text{حساسیت} &= \frac{TP}{TP + FN} & (11) \\ \text{ویژگی} &= \frac{TN}{FP + TN} & (12) \\ \text{دایس} &= \frac{2|A \cap B|}{|A| + |B|} & (13) \end{aligned}$$

TP: True Positive FP: False Positive
TN: True Negative FN: False Negative

در رابطه‌ی (۱۳)، A نتیجه‌ی بخش‌بندی دستی و B نتیجه‌ی بخش‌بندی با روش پیشنهادی است.

نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی با ماسک باینری و ماسک ماهیچه‌ی بهبودیافته و روش چنداطلس سلسله‌مراتبی در مقایسه با بخش‌بندی دستی برای پنج نمونه از دادگان در شکل (۴) نشان داده شده است (شدت روشنایی تصاویر سی‌تی‌اسکن نشان داده شده در شکل (۴) بهبود یافته است). مشاهده می‌شود، روش‌های مبتنی بر چنداطلس به ویژه روش چنداطلس سلسله‌مراتبی، به ازای داده‌های بسیار عضلانی که مرز ماهیچه‌ها در آن‌ها کم‌تر مشخص است، نتایج ضعیف‌تر و خطای بیش‌تری دارند. برای مثال، نمونه‌های شماره‌ی ۲ و ۴ نسبت به سه نمونه‌ی دیگر عضلانی‌تر بوده و بخش‌بندی آن‌ها با خطا مواجه است (فلش نارنجی). روش‌های مبتنی بر اطلس به ازای داده‌های بسیار متفاوت از اطلس‌ها، عمل‌کرد ضعیف‌تری دارند (ماهیچه‌های رکتوس فموریس و سمی‌ممبرانوس در نمونه‌ی شماره‌ی ۴). شکل (۴) نشان دهنده‌ی عمل‌کرد مشابه

۳- یافته‌ها و بحث

روش پیشنهادی در این مقاله و روش چنداطلس سلسله‌مراتبی روی ۲۰ داده از وب‌سایت اسمیر پیاده‌سازی شده است.

در مقطع ران ۱۲ ماهیچه شامل ماهیچه‌ی چهارسر ران (واستوس لترالیس، واستوس اینترمدیوس، واستوس مدیالیس و رکتوس فموریس)، ماهیچه‌های نزدیک‌کننده (نزدیک‌کننده‌ی بلند، بزرگ و کوتاه)، ماهیچه‌های گراسیلیس، سارتوریوس، سمی‌تندینو، سمی‌ممبرانوس و ماهیچه‌ی دوسر ران وجود دارد. از آن‌جا که در بسیاری از اسلایس‌ها مرز مشخصی بین ماهیچه‌های نزدیک‌کننده وجود ندارد، در بخش‌بندی ماهیچه‌ها این سه ماهیچه اغلب به عنوان یک ماهیچه در نظر گرفته می‌شوند. این شرایط در مورد ماهیچه‌های واستوس لترالیس و واستوس اینترمدیوس نیز وجود داشته و این دو ماهیچه نیز در یک دسته بخش‌بندی می‌شوند. بنابراین در این پژوهش در مجموع ۹ دسته ماهیچه به صورت مجزا دسته‌بندی می‌شود.

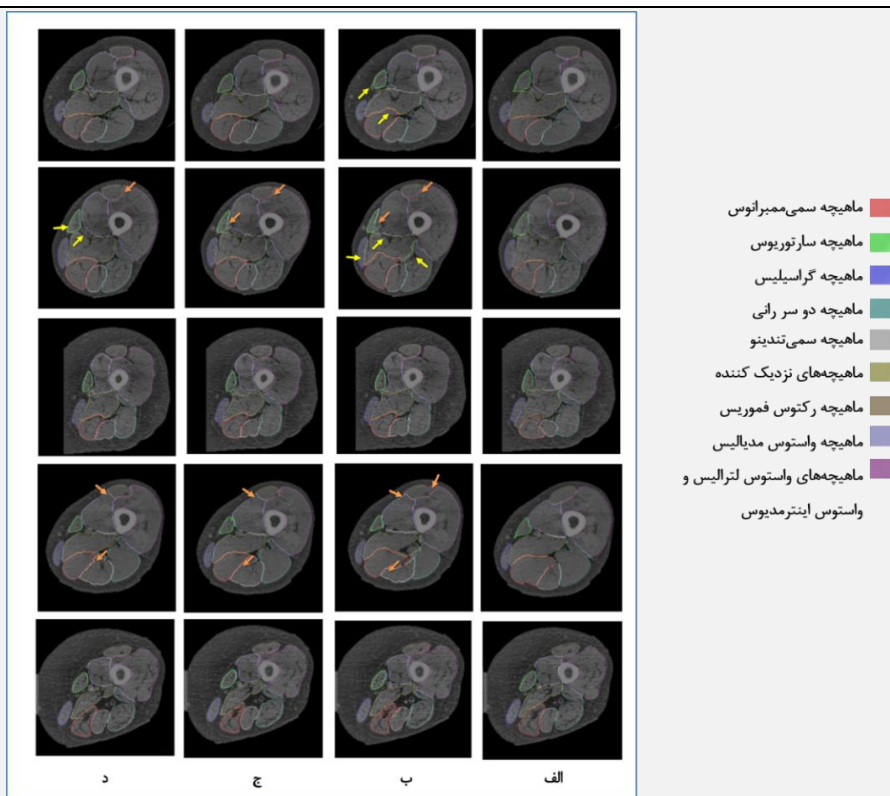
به دلیل زمان‌بر بودن پیاده‌سازی روش چنداطلس سلسله‌مراتبی روی تمامی اسلایس‌های مقطع ران، در ابتدا به منظور مقایسه‌ی روش پیشنهادی با روش چنداطلس سلسله‌مراتبی، بخش‌بندی ماهیچه‌ها در اسلایس واقع در ۳۵٪ طول ران از زانو انجام شده است. به صورت تجربی و با توجه به دادگان موجود، تمامی ماهیچه‌های مقطع ران در فاصله‌ی بین ۲۵٪ تا ۴۵٪ طول ران از زانو حضور دارند که اسلایس میانی در این ناحیه، برای بخش‌بندی انتخاب شده است. در نهایت، روش پیشنهادی روی سایر اسلایس‌های مقطع ران از بالای زانو تا ابتدای ماهیچه‌ی سرینی بزرگ پیاده‌سازی شده و نتایج آن گزارش شده است. به منظور ارزیابی روش پیشنهادی و روش‌های پیشین از معیارهای ضریب شباهت دایس (DSC)، حساسیت^۱، ویژگی^۲ و

^۲ Specificity

^۱ Sensivity

است. با توجه به کوچک بودن سطح مقطع هر ماهیچه نسبت به سطح کل تصویر، مقادیر ویژگی به ویژه برای ماهیچه‌های کوچک‌تر بسیار بالا است. مقادیر حساسیت و دقت روش پیشنهادی نسبت به روش چنداطلس سلسله‌مراتبی بالاتر است (جدول ۳ و ۴).

و حتی بهتر روش پیشنهادی نسبت به روش پیشین می‌باشد (فلش زرد)، در حالی که روش پیشنهادی زمان پردازش را بسیار کاهش داده است. میانگین معیارهای حساسیت، ویژگی و دقت برای ماهیچه‌های مختلف در روش چنداطلس سلسله‌مراتبی و روش پیشنهادی به ترتیب در جدول‌های (۳) و (۴) ارائه شده



شکل (۴) - پنج نمونه از نتایج: (الف) بخش‌بندی دستی، (ب) روش چنداطلس سلسله‌مراتبی، (ج) روش پیشنهادی، (د) روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه‌ی بهبودیافته. فلش نارنجی: خطای روش‌ها برای داده‌های بسیار عضلانی، فلش زرد: عمل کرد بهتر روش پیشنهادی نسبت به روش چنداطلس سلسله‌مراتبی

جدول (۴) - میانگین حساسیت، ویژگی و دقت روش پیشنهادی برای ماهیچه‌های مختلف

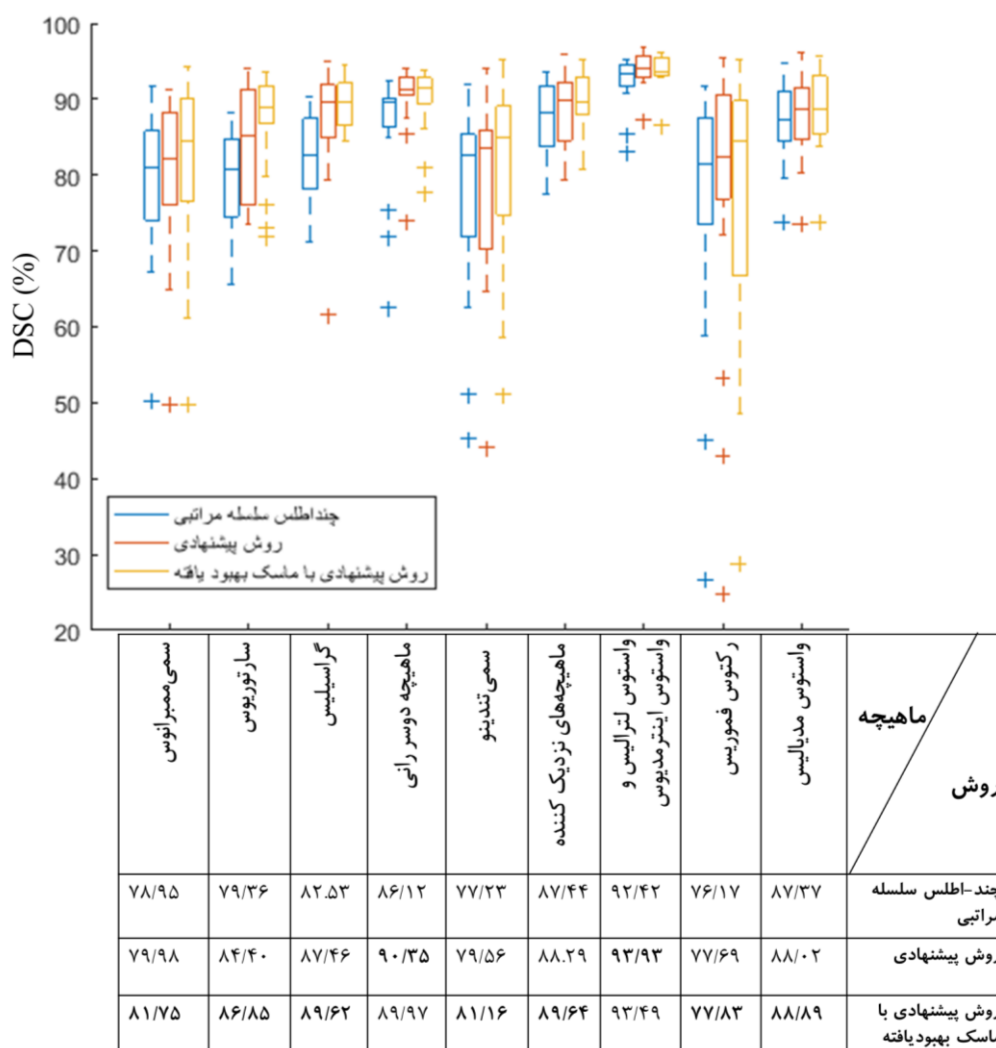
ماهیچه	حساسیت	ویژگی	دقت
سمی-ممبرانوس	۸۲/۷۵	۹۹/۸۸	۷۹/۹۸
سارتریوس	۷۷/۰۷	۹۹/۹۹	۹۵/۳۱
گراسیلیس	۸۰/۱۶	۱	۹۷/۷۴
دوسر ران	۸۷/۵۷	۹۹/۹۶	۹۳/۳۸
سمی-تندینو	۸۰/۲۸	۹۹/۹۳	۸۰/۸۱
نزدیک کننده	۸۷/۹۹	۹۹/۹۲	۸۹/۳۶
واستوس لترالیس و اینترمدیوس	۹۲/۵۲	۹۹/۹۲	۹۵/۶۸
رکتوس فموریس	۷۶/۳۳	۹۹/۹۵	۸۰/۶۹
واستوس مدیالیس	۸۹/۴۶	۹۹/۸۷	۸۷/۱۴
میانگین	$\pm 10/43$	$\pm 0/06$	$\pm 9/91$

جدول (۳) - میانگین حساسیت، ویژگی و دقت روش چنداطلس سلسله‌مراتبی برای ماهیچه‌های مختلف

ماهیچه	حساسیت	ویژگی	دقت
سمی-ممبرانوس	۷۹/۲۶	۹۹/۹۰	۸۱/۹۳
سارتریوس	۶۵/۴۱	۹۹/۹۹	۹۳/۲۷
گراسیلیس	۷۰/۱۲	۱	۹۸/۳۳
دوسر ران	۷۹/۹۴	۹۹/۹۵	۹۲/۱۶
سمی-تندینو	۷۵/۷۴	۹۹/۹۴	۸۰/۳۵
نزدیک کننده	۸۵/۶۱	۹۹/۹۱	۸۸/۷۶
واستوس لترالیس و واستوس اینترمدیوس	۸۹/۴۸	۹۹/۹۲	۹۵/۳۶
رکتوس فموریس	۷۰/۳۳	۹۹/۹۶	۸۱/۶۰
واستوس مدیالیس	۸۶/۴۵	۹۹/۸۹	۸۷/۸۷
میانگین	$\pm 10/88$	$\pm 0/07$	$\pm 12/04$

ماهیچه‌ی بهبود یافته، میانگین ضریب شباهت دایس برابر با $۸۶/۵۸ \pm ۷/۶۹$ است. میانگین دقت، حساسیت و ویژگی برای روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه‌ی بهبود یافته به ترتیب برابر با $۸۹/۷۸ \pm ۹/۶$ ، $۸۴/۶۳ \pm ۹/۲۵$ و $۹۹/۹۴ \pm ۰/۰۶$ است که نسبت به روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه‌ی باینری دقت، ویژگی، حساسیت و ضریب شباهت دایس بالاتری دارد.

نمودار جعبه‌ی^۱ ضریب شباهت دایس برای روش چنداطلس سلسله‌مراتبی و روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه‌ی باینری و ماسک بهبود یافته برای تمام ماهیچه‌ها در شکل (۵) ارائه شده است. میانگین ضریب شباهت دایس برای روش پیشنهادی برابر با $۸۵/۵۲ \pm ۸/۲۷$ و برای روش چنداطلس سلسله‌مراتبی برابر با $۸۳/۰۷ \pm ۸/۲۶$ است. هم‌چنین برای روش پیشنهادی با ماسک



شکل (۵) - نمودار جعبه‌ی ضریب شباهت دایس برای روش چنداطلس سلسله‌مراتبی، روش پیشنهادی و روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه‌ی بهبود یافته

با توجه به شکل (۶)، نتایج روش در بخش‌بندی بخش انتهایی سر کوچک ماهیچه‌ی دوسر ران با خطا مواجه شده که به دلیل باریک شدن ماهیچه بوده و در بعضی از نمونه‌ها در این اسلایس-ها این ماهیچه حضور ندارد. در مطالعه‌ی [۱۰] تنها از داده‌های مربوط به نمونه‌های زن استفاده شده که این داده‌ها نسبت به نمونه‌های مرد چربی بیش‌تری در ناحیه‌ی ران داشته [۲۰] و با

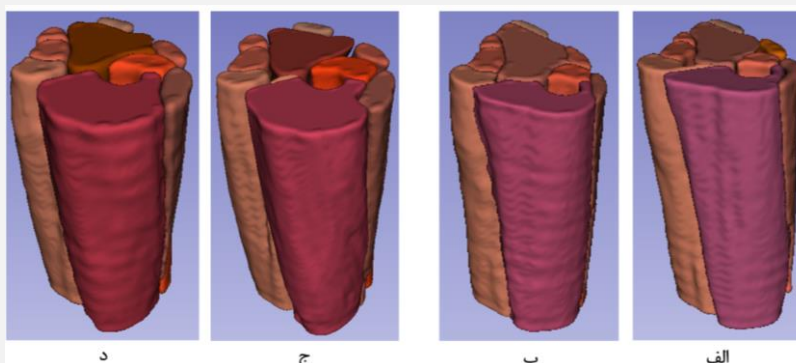
میانگین ضریب شباهت دایس، دقت، حساسیت و ویژگی روش پیشنهادی به ازای تمامی اسلایس‌ها در مقطع ران از بالای زانو تا ابتدای ماهیچه‌ی سربینی بزرگ در جدول (۵) و نتایج روش پیشنهادی روی تمامی اسلایس‌های دو نمونه از دادگان در شکل (۶) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که روش پیشنهادی در بخش‌بندی سه‌بعدی ماهیچه‌ها نیز نتایج مطلوبی دارد.

^۱ Boxplot

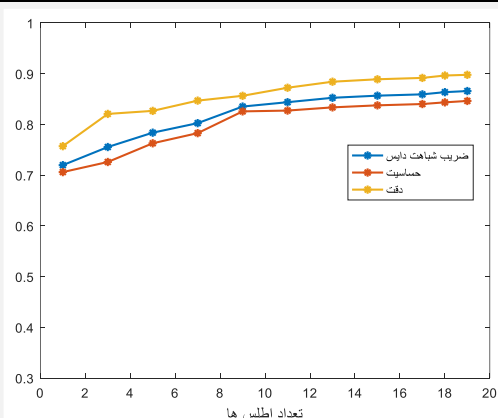
جدول (۵) - میانگین ضریب دایس، حساسیت، ویژگی و دقت روش پیشنهادی برای ماهیچه‌های مختلف در تمام اسلایس‌ها

ماهیچه	دایس	حساسیت	ویژگی	دقت
سمی‌ممبرانوس	۸۸/۲۱	۹۳/۱۱	۹۹/۷۳	۸۴/۲۱
سارتریوس	۸۵/۰۹	۹۱/۰۸	۹۹/۸۳	۸۰/۵۹
گراسیلیس	۸۵/۷۷	۹۰/۷۵	۹۹/۹۵	۸۲/۰۶
دوسر ران	۸۰/۴۶	۸۶/۴۹	۹۹/۹۱	۷۶/۰۴
سمی‌تندینو	۸۰/۷۳	۸۵/۰۹	۹۹/۸۸	۷۷/۴۰
نزدیک‌کننده	۸۸/۵۵	۹۲/۱۶	۹۹/۸۳	۸۵/۳۷
واستوس لترلایس و واستوس اینترمدیوس	۹۲/۹۳	۹۵/۱۹	۹۹/۷۳	۹۱/۰۱
رکتوس فموریس	۷۷/۹۹	۷۸/۵۵	۹۹/۹۳	۷۹/۰۹
واستوس مدیالیس	۸۸/۹۷	۹۴/۲۸	۹۹/۷۵	۸۴/۴۴
میانگین	±۵/۶۶	±۷/۶۸	±۰/۰۷	±۷/۰۱

توجه به این‌که مرز مشخص‌کننده‌ی بین ماهیچه‌ها چربی است، بخش‌بندی نمونه‌های زن ساده‌تر می‌باشد. در پژوهش حاضر، روش پیشنهادی و روش پیشین روی نمونه‌های زن و مرد پیاده‌سازی شده است. با توجه به نتایج به دست آمده، عمل‌کرد روش پیشنهادی و روش پیشین برای ماهیچه‌ی رکتوس فموریس ضعیف‌تر از سایر ماهیچه‌ها است. دلیل این امر مجاورت ماهیچه‌ی رکتوس فموریس با ماهیچه‌های واستوس است که در نمونه‌های بسیار عضلانی مرز بین این ماهیچه‌ها مشخص نبوده و الگوریتم در بخش‌بندی آن‌ها با خطا مواجه می‌شود. هم‌چنین ماهیچه‌های سمی‌ممبرانوس و سمی‌تندینو نیز با یک‌دیگر مجاور بوده و اغلب مرز بین آن‌ها مشخص نیست، بنابراین ضریب دایس برای این ماهیچه‌ها نسبت به سایر ماهیچه‌ها کم‌تر است.



شکل (۶) - نمونه‌هایی از نتایج بخش‌بندی دستی (الف و ج) و نتایج روش پیشنهادی (ب و د) روی تمامی اسلایس‌ها



شکل (۷) - تاثیر افزایش تعداد اسلایس‌ها بر دقت، حساسیت و ضریب دایس روش پیشنهادی

۴- نتیجه‌گیری

کمی‌سازی و بخش‌بندی ماهیچه‌های مقطع ران نقش مهمی در بررسی‌های پس از عمل‌های ارتوپدی داشته و می‌تواند در تشخیص بیماری‌هایی که منجر به فرسایش عضلانی می‌شوند،

تاثیر تعداد نمونه‌های مورد استفاده به عنوان اطلس بر دقت، حساسیت و ضریب شباهت دایس روش پیشنهادی در شکل (۷) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش تعداد اطلس‌ها، عمل‌کرد روش پیشنهادی بهبود می‌یابد. البته با افزایش تعداد نمونه‌ها بیش از ۱۵ اطلس، بهبود چشم‌گیری در عمل‌کرد روش مشاهده نمی‌شود. در نتایج ارائه شده، برای بخش‌بندی هر نمونه، ۱۹ نمونه‌ی دیگر به عنوان اطلس در نظر گرفته شده است. زمان پیاده‌سازی روش پیشنهادی با استفاده از ۱۹ اطلس به طور میانگین برابر با ۲۴ ثانیه برای یک اسلایس از هر نمونه و برای روش چنداطلس سلسله‌مراتبی برابر با ۷۱ ثانیه در سیستمی با مشخصات Corei7، 2.6GHz و 8GB RAM بوده که نشان دهنده‌ی سرعت بالای روش پیشنهادی نسبت به روش قبل است. نتایج روش پیشنهادی و روش چنداطلس سلسله‌مراتبی بر اساس معیارهای دایس، حساسیت و دقت به هم نزدیک بوده و روش پیشنهادی عمل‌کرد بهتری نسبت به روش قبل داشته است.

- [5] S. Orgiu, C. L. Lafortuna, F. Rastelli, M. Cadioli, A. Falini, and G. Rizzo, "Automatic muscle and fat segmentation in the thigh from T1-Weighted MRI," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 43, no. 3, pp. 601-610, 2016.
- [6] C. Tan et al., "An automated and robust framework for quantification of muscle and fat in the thigh," in *Pattern Recognition (ICPR), 2014 22nd International Conference on*, 2014, pp. 3173-3178: IEEE.
- [7] E. Ahmad, M. H. Yap, H. Degens, and J. S. McPhee, "Atlas-registration based image segmentation of MRI human thigh muscles in 3D space," in *Medical Imaging 2014: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, 2014, vol. 9037, p. 90371L: International Society for Optics and Photonics.
- [8] A. Karlsson et al., "Automatic and quantitative assessment of regional muscle volume by multi-atlas segmentation using whole-body water-fat MRI," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 41, no. 6, pp. 1558-1569, 2015.
- [9] F. Yokota, "Automated muscle segmentation from 3D CT data of the hip using a hierarchical multi-atlas method," in *12th annual meeting of CAOS-international proceedings*, 2012, pp. 30-32.
- [10] F. Yokota et al., "Automated muscle segmentation from CT images of the hip and thigh using a hierarchical multi-atlas method," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, pp. 1-10, 2018.
- [11] S. Andrews and G. Hamarneh, "The generalized log-ratio transformation: learning shape and adjacency priors for simultaneous thigh muscle segmentation," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 34, no. 9, pp. 1773-1787, 2015.
- [12] S. Andrews, G. Hamarneh, A. Yazdanpanah, B. HajGhanbari, and W. D. Reid, "Probabilistic multi-shape segmentation of knee extensor and flexor muscles," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2011, pp. 651-658: Springer.
- [13] E. Jolivet et al., "Skeletal muscle segmentation from MRI dataset using a model-based approach," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization* 2, no. 3, pp. 138-145, 2014.
- [14] P.-Y. Baudin, N. Azzabou, P. G. Carlier, and N. Paragios, "Automatic skeletal muscle segmentation through random walks and graph-based seed placement," in *Biomedical Imaging (ISBI), 2012 9th IEEE International Symposium on*, 2012, pp. 1036-1039: IEEE.

موثر باشد. با توجه به زمان‌بر بودن فرایند بخش‌بندی دستی این ماهیچه‌ها، در مطالعات مختلفی به بخش‌بندی اتوماتیک این ماهیچه‌ها پرداخته شده است. اغلب مطالعات پیشین در این زمینه روی داده‌های MRI انجام شده است. از آن‌جا که در جراحی‌های ارتوپدی به طور معمول از تصاویر سی‌تی‌اسکن استفاده می‌شود، در این پژوهش، کمی‌سازی اتوماتیک ماهیچه‌ها در این تصاویر انجام شده است. در مطالعه‌ی گذشته به منظور کمی‌سازی ماهیچه‌های مقطع ران در تصاویر سی‌تی‌اسکن از روش چنداطلس سلسله‌مراتبی استفاده شده است. این روش عمل‌کرد خوبی در کمی‌سازی ماهیچه‌ها داشته اما هزینه‌ی محاسباتی بالایی داشته و زمان‌بر می‌باشد. در مطالعه‌ی حاضر، روش چنداطلس پیشنهادی به منظور کاهش زمان روش پیشین ارائه شده که نسبت به روش پیشین زمان پردازش را بسیار کاهش داده (۲۴ ثانیه در مقابل ۷۱ ثانیه به ازای هر اسلایس) و عمل‌کرد بهتری بر اساس معیارهای دقت، حساسیت، ویژگی و ضریب شباهت دایس دارد. هم‌چنین روش پیشنهادی با استفاده از ماسک ماهیچه‌ی بهبود یافته نیز پیاده‌سازی شده که باعث بهبود عمل‌کرد این روش شده است. علاوه بر این، در مطالعه‌ی پیشین تنها از نمونه‌های زن استفاده شده که به دلیل حضور بیش‌تر بافت چربی، مرز ماهیچه‌ها مشخص‌تر است. در مطالعه‌ی حاضر، روش پیشنهادی با استفاده از نمونه‌های زن و مرد پیاده‌سازی شده است.

با توجه به این‌که هدف نهایی این پژوهش، استخراج دسته‌ی فیبرهای ماهیچه در ماهیچه‌هایی است که فیبرهای آن‌ها در تصاویر سی‌تی‌اسکن قابل مشاهده می‌باشد، در مطالعات آینده به استخراج دسته‌ی فیبرها پرداخته خواهد شد.

۵- مراجع

- [1] J. Seymour et al., "The prevalence of quadriceps weakness in COPD and the relationship with disease severity," *European Respiratory Journal*, vol. 36, no. 1, pp. 81-88, 2010.
- [2] M. M. McDermott et al., "Pathophysiological changes in calf muscle predict mobility loss at 2-year follow-up in men and women with peripheral arterial disease," *Circulation*, vol. 120, no. 12, pp. 1048-1055, 2009.
- [3] A. E. Emery, "The muscular dystrophies," *The Lancet*, vol. 359, no. 9307, pp. 687-695, 2002.
- [4] K. Uemura, M. Takao, T. Sakai, T. Nishii, and N. Sugano, "Volume increases of the gluteus maximus, gluteus medius, and thigh muscles after hip arthroplasty," *The Journal of arthroplasty*, vol. 31, no. 4, pp. 906-912. e1, 2016.

- [23] C. Pérez-Benito, S. Morillas, C. Jordán, and J. A. Conejero, "Smoothing vs. sharpening of colour images: Together or separated", *Applied Mathematics and Nonlinear Sciences*, vol. 2, no. 1, pp. 299-316, 2017.
- [24] V. Katkovnik, A. Foi, and K. Egiazarian, "Advanced Image Processing Based on Spatially Adaptive Nonlocal Image Filtering and Regularization," In *Image Processing (ICIP)*, 2010 17th IEEE International Conference on (pp. 1-296)..
- [25] Y. Hou, "Nonlocal Estimation and BM3D Based Face Illumination Normalization," in *International Conference on Intelligent and Interactive Systems and Applications*, 2018, pp. 115-122: Springer.
- [26] J. C. Bezdek, R. Ehrlich, and W. Full, "FCM: The fuzzy c-means clustering algorithm," *Computers & Geosciences*, vol. 10, no. 2-3, pp. 191-203, 1984.
- [27] I. Isgum, M. Staring, A. Rutten, M. Prokop, M. A. Viergever, and B. Van Ginneken, "Multi-atlas-based segmentation with local decision fusion—application to cardiac and aortic segmentation in CT scans," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 28, no. 7, pp. 1000-1010, 2009.
- [28] T. Lei, X. Jia, Y. Zhang, L. He, H. Meng, and A. K. Nandi, "Significantly fast and robust fuzzy c-means clustering algorithm based on morphological reconstruction and membership filtering," *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 2018.
- [29] B. Glocker, A. Sotiras, N. Komodakis, and N. Paragios, "Deformable medical image registration: setting the state of the art with discrete methods," *Annual review of biomedical engineering*, vol. 13, pp. 219-244, 2011.
- [30] A. A. Taha and A. Hanbury, "Metrics for evaluating 3D medical image segmentation: analysis, selection, and tool," *BMC medical imaging*, vol. 15, no. 1, p. 29, 2015.
- [15] P.-Y. Baudin, N. Azzabou, P. G. Carlier, and N. Paragios, "Prior knowledge, random walks and human skeletal muscle segmentation," In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-assisted Intervention*, pp. 569-576. Springer, Berlin, Heidelberg, 2012.
- [16] A. Le Troter et al., "Volume measurements of individual muscles in human quadriceps femoris using atlas-based segmentation approaches," *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol. 29, no. 2, pp. 245-257, 2016.
- [17] J. Kemnitz et al., "Validation of an active shape model-based semi-automated segmentation algorithm for the analysis of thigh muscle and adipose tissue cross-sectional areas," *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol. 30, no. 5, pp. 489-503, 2017.
- [18] J. Kemnitz et al., "Validation of a 3D thigh muscle and adipose tissue segmentation method using statistical shape models," *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 26, pp. S457-S458, 2018.
- [19] J. W. Prescott, T. M. Best, M. S. Swanson, F. Haq, R. D. Jackson, and M. N. Gurcan, "Anatomically anchored template-based level set segmentation: application to quadriceps muscles in MR images from the Osteoarthritis Initiative," *Journal of digital imaging*, vol. 24, no. 1, pp. 28-43, 2011.
- [20] E. Blaak, "Gender differences in fat metabolism," *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*, vol. 4, no. 6, pp. 499-502, 2001.
- [21] M. Kistler, S. Bonaretti, M. Pfahrer, R. Niklaus, and P. Büchler, "The virtual skeleton database: an open access repository for biomedical research and collaboration," *Journal of medical Internet research*, vol. 15, no. 11, p. e245, 2013.
- [22] K. Dabov, A. Foi, V. Katkovnik, and K. Egiazarian, "Joint image sharpening and denoising by 3D transform-domain collaborative filtering," in *Proc. 2007 Int. TICSP Workshop Spectral Meth. Multirate Signal Process., SMMSP*, 2007, vol. 2007.