

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

Malihe Molaie<sup>1\*</sup>, Reza Aghaeizadeh Zoroofi<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup>Professor, Control and Intelligent Processing Center of Excellence, School of Electrical and Computer Engineering,  
University of Tehran, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 23/6/2019, Received in Revised Form: 28/8/2019, Accepted: 29/8/2019

### 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  $86.58 \pm 7.69$  and  $83.07 \pm 8.26$ , respectively. The means of the precision and sensitivity for our method are  $89.78 \pm 9.6$  and  $84.63 \pm 9.25$ , and for the hierarchical multi-atlas method are  $88.85 \pm 12.04$  and  $78.04 \pm 10.88$ . Consequently, this method has better results based on the Dice similarity coefficient, precision, and sensitivity metrics.

**Key words:** *Concurrent segmentation, Thigh muscles, Multi-atlas method, FRFCM, CT scan images.*

### \*Corresponding author

**Address:** Control and Intelligent Processing Center of Excellence, School of Electrical and Computer Engineering, University of Tehran, P.O.Box: 14395-515, Tehran, Iran  
**Tel:** +98-21-88027756  
**Fax:** +98-21-88013199  
**E-mail:** [m.molaie@ut.ac.ir](mailto:m.molaie@ut.ac.ir)



## بخش‌بندی خودکار ماهیچه‌های مقطع ران با استفاده از روش چند-اطلس سلسله مراتبی و الگوریتم *FRFCM* در تصاویر سی‌تی‌اسکن

ملیحه مولائی<sup>۱\*</sup>، رضا آقائی زاده ظروفی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، آزمایشگاه کنترل و پردازش تصویر هوشمند، دانشکده مهندسی کامپیوتر و برق، دانشگاه تهران، تهران.

<sup>۲</sup> استاد، گروه بیوالکترونیک، آزمایشگاه کنترل و پردازش تصویر هوشمند، دانشکده مهندسی کامپیوتر و برق، دانشگاه تهران، تهران.

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۸/۴/۲، بازنگری: ۱۳۹۸/۶/۶، پذیرش قطعی: ۱۳۹۸/۶/۷

### چکیده

کمی‌سازی و مدل‌سازی ماهیچه‌های اسکلتی می‌تواند به بررسی بیماری‌های مربوط به ماهیچه، مشکلات حرکتی خاص و شبیه‌سازی‌های موردنیاز برای انجام جراحی‌های مربوطه کمک نماید. بدین منظور نیاز به بخش‌بندی ماهیچه‌ها در تصاویر پزشکی 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 گرفته است. بدین منظور، از روش چند-اطلس استفاده شده است که بهبود یافته روش چند اطلس سلسله مراتبی در مطالعه گذشته است. در این روش پس از پیش‌پردازش تصویر، ناحیه مربوط به ماهیچه از سایر بافت‌ها با استفاده از روش *FRFCM* به صورت اتوماتیک استخراج شده است. از ماسک باینری ماهیچه و ماسک ماهیچه بهبودیافته در روش چنداطلس به منظور بخش‌بندی مجزای ماهیچه‌ها استفاده شده است. روش پیشنهادی با استفاده از ۲۰ سری داده سی‌تی‌اسکن شامل ۱۲ نمونه زن و ۸ نمونه مرد پیاده‌سازی شده است. این روش در مقایسه با روش چنداطلس سلسله مراتبی هزینه محاسباتی بسیار کمتری دارد. به طور میانگین، زمان مورد نیاز برای بخش‌بندی ماهیچه‌ها با استفاده از روش پیشنهادی ۲۴ ثانیه و در روش چند اطلس سلسله مراتبی ۷۱ ثانیه برای یک اسلایس هر نمونه بوده است. بنابراین، روش پیشنهادی زمان پیاده‌سازی را تقریباً تا یک-سوم روش قبل کاهش داده است. میانگین ضریب شباهت دایس برای روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه بهبودیافته و روش چند-اطلس سلسله مراتبی به ترتیب برابر با  $۸۶/۵۸ \pm ۷/۶۹$  و  $۸۳/۰۷ \pm ۸/۲۶$  است. میانگین دقت و حساسیت برای روش پیشنهادی برابر با  $۸۹/۷۸ \pm ۹/۶$  و  $۸۴/۶۳ \pm ۹/۲۵$  و برای روش چنداطلس سلسله مراتبی برابر با  $۸۸/۸۵ \pm ۱۲/۰۴$  و  $۷۸/۰۴ \pm ۱۰/۸۸$  بوده است. بنابراین، این روش نتایج کمی بهتری نسبت به روش پیشین براساس معیارهای ضریب شباهت دایس، دقت و حساسیت داشته است.

کلیدواژه‌ها: بخش‌بندی همزمان، ماهیچه‌های ران، روش چند-اطلس، *FRFCM*، تصاویر سی‌تی‌اسکن.

\*نویسنده مسئول

نشانی: آزمایشگاه کنترل و پردازش تصویر هوشمند، دانشکده مهندسی کامپیوتر و برق، دانشگاه تهران، تهران، کد پستی ۱۴۳۹۹۵۷۱۳۱.

تلفن: +۹۸(۰۲۱)۸۸۰۲۷۷۵۶

دورنگار: +۹۸(۰۲۱)۸۸۰۱۳۱۹۹

پست الکترونیکی: [m.molaie@ut.ac.ir](mailto:m.molaie@ut.ac.ir)

## ۱- مقدمه

تعداد افراد بسیاری در جهان با بیماری‌های اسکلتی-عضلانی، درگیر هستند. با توجه به اینکه، بیشترین حجم ماهیچه‌های اسکلتی و بیشترین توزیع نیرو در مقطع ران وجود دارد و مشکلاتی که در ماهیچه‌های این قسمت ایجاد می‌شود، می‌تواند باعث اختلال در حرکت فرد گردد، در پژوهش حاضر، بخش-بندی ماهیچه‌های این ناحیه مورد بررسی قرار گرفته است. کمی‌سازی ماهیچه‌های این ناحیه می‌تواند به تشخیص فرسایش عضلانی و بیماری‌هایی که باعث تغییر حجم ماهیچه‌های مقطع ران می‌شوند، از جمله، بیماری انسدادی مزمن ریوی [۱]، بیماری شریان محیطی [۲] و فساد<sup>۱</sup> عضلانی [۳] کمک نماید. از آنجاییکه ماهیچه‌های مختلف در مقطع ران در تصاویر سی-تی‌اسکن و MR شدت روشنایی یکسانی دارند، بخش‌بندی مجزای این ماهیچه‌ها یک مسئله حل نشده است. اومورا و همکاران [۴]، تغییرات حجم ماهیچه‌های ران و گلوئوس را پس از جراحی تعویض مفصل در تصاویر سی-تی‌اسکن ارزیابی کرده‌اند؛ اما آن‌ها ماهیچه‌ها را به صورت دستی بخش‌بندی کرده‌اند. بخش‌بندی دستی ماهیچه‌ها در این مقطع بسیار زمان-بر است؛ بنابراین، تاکنون مطالعات متعددی، به بخش‌بندی ماهیچه‌های ران به صورت اتوماتیک پرداخته‌اند. برخی از این مطالعات، ماهیچه‌ها را به عنوان یک جز در نظر گرفته [۵-۸] و برخی ماهیچه‌ها را به صورت مجزا بخش‌بندی کرده‌اند [۹-۱۶]. در این مطالعه، ابتدا نواحی مربوط به ماهیچه‌ها را به عنوان یک بخش از سایر بافت‌ها استخراج می‌کنیم؛ سپس، بخش‌بندی هر یک از ماهیچه‌ها را به صورت مجزا انجام خواهیم داد. اغلب مطالعاتی که در گذشته در زمینه بخش‌بندی ماهیچه‌های مختلف به صورت مجزا در مقطع ران انجام شده است، بر روی تصاویر MR بوده است و تنها یک مطالعه [۱۰]، ماهیچه‌های مقطع لگن و ران را در تصاویر سی-تی‌اسکن بخش‌بندی نموده است. کنتراست تصاویر MR برای بافت نرم نسبت به تصاویر سی-تی‌اسکن بالاتر است اما اخذ این تصاویر زمان‌بر بوده و برای هر مطالعه، نیاز به طراحی پروتکل دقیق دارند؛ همچنین، با توجه به اینکه در جراحی‌های ارتوپدی اغلب از تصاویر سی-تی‌اسکن استفاده می‌شود و زمان اخذ این تصاویر کوتاهتر و در نتیجه میدان دید<sup>۲</sup> آن‌ها بزرگتر از تصاویر MR است، در این مطالعه بخش‌بندی ماهیچه‌های مقطع ران در این تصاویر انجام شده است.

در بین مطالعاتی که بر روی دادگان MRI صورت گرفته است، روش ارائه شده در مرجع [۱۱] عملکرد بهتری از نظر معیار دایس و تمام اتوماتیک بودن روش دارد. در این مطالعه، یک مدل شکل در فضای بازنمایی نسبت لگاریتم تعمیم یافته (GLR<sup>۳</sup>) برای بخش‌بندی کاملاً خودکار ماهیچه‌های ران در تصاویر MR ارائه شده است. این روش، دقت بخش‌بندی ماهیچه‌های کوچکتر را بهبود می‌دهد اما پیچیدگی محاسباتی زیادی دارد و زمانبر است.

در [۱۷، ۱۸] و [۱۹] از روش‌های مبتنی بر مرز فعال برای بخش‌بندی ماهیچه‌های ران در تصاویر MR استفاده شده است. در این دو مطالعه تمامی ماهیچه‌ها به صورت مجزا بخش‌بندی نشده و تنها تعدادی از آنها استخراج شده‌اند. همچنین، این روش‌ها تمام خودکار نیستند و نیاز به تعامل با کاربر دارند.

یوکوتا و همکاران در [۱۰] یک روش چند-اطلس سلسله مراتبی برای بخش‌بندی ماهیچه‌های مختلف در مقطع لگن و ران در تصاویر سی-تی‌اسکن ارائه کرده‌اند. این روش، کارایی خوبی در بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا دارد، اما هزینه محاسباتی بالایی داشته و پیاده‌سازی آن زمان‌بر است. همچنین، استخراج نواحی مربوط به ماهیچه‌ها در تصاویر اطلس در این روش 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 ماهیچه سیرینی بزرگ) بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا بر روی تمامی اسلایس‌ها، بسیار زمان‌بر خواهد بود. بنابراین کاهش زمان بخش‌بندی، کمک شایانی به بررسی‌های سریع‌تر پزشکان خواهد نمود. روش پیشنهادی در این پژوهش بهبود یافته روش چند-اطلس سلسله مراتبی است که به منظور کاهش زمان محاسبات در این روش و تمام خودکار کردن آن، استخراج نواحی مربوط به ماهیچه‌ها به صورت خودکار با استفاده از روش FRFCM، پیشنهاد شده است. همچنین، دادگان مورد استفاده در مرجع [۱۰]، تنها شامل نمونه‌های خانم بود که این داده‌ها، نسبت به نمونه‌های مرد، چربی بیشتری در ناحیه ران دارند [۲۰] و با توجه به اینکه مرز مشخص کننده بین ماهیچه‌ها چربی است، بخش‌بندی نمونه‌های خانم ساده‌تر خواهد بود. در این مطالعه این روش و روش پیشنهادی بر روی نمونه‌های زن و مرد پیاده‌سازی شده‌اند.

در ادامه این مقاله، در بخش دوم، دادگان مورد استفاده در

<sup>3</sup> Generalized Log-Ratio

<sup>1</sup> Dystrophy

<sup>2</sup> Field of view

این بلوک‌ها اغلب همپوشانی دارند، تصویر فیلتر شده نهایی، با میانگین وزنی بلوک‌های فیلتر شده به دست می‌آید. در این روش، اگر  $t$  طیف تبدیل یک سیگنال و  $t(0)$  حاوی مقدار DC آن باشد، ریشه‌گیری آلفا به صورت زیر انجام می‌شود:

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

که  $t_{sh}$  طیف سیگنال حاصل است و مقادیر  $\alpha > 1$  باعث تیز شدن لبه‌های تصویر می‌گردد که در این پژوهش،  $\alpha$  برابر با  $1/5$  در نظر گرفته شد که به صورت تجربی بهترین نتیجه را به منظور تیز کردن لبه‌های تصویر داشت. به ازای مقادیر بزرگتر آلفا، مرزهای بسیار ضعیف و غیر ضروری هم تقویت می‌شوند و با مقادیر کوچکتر هم میزان تقویت مرزها کم است. اعمال آستانه-گذاری سخت قبل از ریشه‌گیری آلفا مانع تقویت نویز در زمان تیز کردن لبه‌ها می‌شود.

پس از کاهش نویز از تصویر، ناحیه مربوط به ران با استفاده از آستانه‌گذاری و عملگر ریخت‌شناسی باز کردن<sup>۷</sup> با استفاده عنصر ساختاری دایره<sup>۸</sup> با شعاع ۶ از تصویر استخراج می‌شود و به عنوان ماسک ناحیه ران در نظر گرفته می‌شود. مقدار مناسب آستانه با استفاده از روش Fuzzy C-Means (FCM) مشخص می‌شود [۲۶]. مقدار آستانه در تمامی نمونه‌ها برابر با یک دهم ماکزیمم مقدار شدت روشنایی تصویر بوده است. سپس، ناحیه پوست که شدت روشنایی آن مشابه با نواحی ماهیچه است، با استفاده از عملگر ریخت‌شناسی سایس<sup>۹</sup> با استفاده عنصر ساختاری دایره با شعاع ۵ از تصویر حذف می‌شود. استفاده از عنصر ساختاری دایره در این تصاویر، به دلیل شکل گرد سطح مقطع ران است و اندازه آن به صورت تجربی از روی دادگان موجود به دست آمده است.

در ادامه، ابتدا، نحوه بخش‌بندی با استفاده از روش چند-اطلس به صورت کلی مرور خواهد شد؛ پس از آن روش چند-اطلس سلسله مراتبی و روش چند-اطلس پیشنهادی در بخش‌بندی ماهیچه‌های مقطع ران به صورت مجزا توضیح داده خواهند شد.

## ۲-۲-۲- بخش‌بندی با استفاده از روش چند-

### اطلس

در روش چند-اطلس، برای یافتن برجسب هر پیکسل در تصویر مورد بخش‌بندی، تصاویر سی‌تی‌اسکن هر اطلس به صورت غیر

این پژوهش معرفی شده و روش پیشنهادی توضیح داده می‌شود. در بخش سوم، نتایج پیاده‌سازی روش پیشنهادی و مقایسه آن با روش چنداطلس سلسله مراتبی ارائه شده و در نهایت، بخش چهارم شامل نتیجه‌گیری است.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- دادگان

دادگان مورد استفاده در این پژوهش، شامل ۲۰ سری داده سی-تی‌اسکن از افراد سالم است که از سایت اسمیر<sup>۴</sup> گرفته شده‌اند [۲۱]. این مجموعه داده، شامل ۸ داده مرد و ۱۲ داده زن با میانگین سنی  $50/55 \pm 12/6$  است. در این دادگان، ضخامت برش‌ها  $1/25$  میلی‌متر و سایز تصاویر  $512 \times 512$  پیکسل بوده است.

### ۲-۲- روش پیشنهادی

روش پیشنهادی در این مقاله به منظور بخش‌بندی ماهیچه‌ها، به صورت مجزا، دارای دو مرحله کلی پیش پردازش و بخش‌بندی ماهیچه‌های ناحیه ران با استفاده از روش چند-اطلس است. شکل ۱ بلوک دیاگرام روش پیشنهادی را نشان می‌دهد که در ادامه به توضیح مراحل روش پیشنهادی می‌پردازیم.

### ۲-۲-۱- پیش پردازش

ابتدا، به منظور کاهش نویز موجود در تصاویر سی‌تی‌اسکن و بهبود لبه‌های تصویر، فیلتر تطبیق بلوک سه‌بعدی تیزکننده (BM3D-SH3D) به کار گرفته شده است [۲۲]. فیلتر تطبیق بلوک سه‌بعدی و بهبود یافته‌های آن، از رایج‌ترین و کاراترین روش‌ها در کاهش نویز از تصویر هستند [۲۳-۲۵]. در این پژوهش به منظور بهبود لبه‌های تصویر علاوه بر کاهش نویز، نوع تیزکننده این فیلتر به کار گرفته شده است. کد مربوط به این روش در اینترنت موجود است<sup>۵</sup>. در این روش، بلوک‌های مشابه در تصویر انتخاب شده و در یک گروه قرار می‌گیرند؛ یک تبدیل سه بعدی ویولت به این گروه اعمال می‌شود. با استفاده از آستانه‌گذاری سخت روی طیف تبدیل سه بعدی، نویز از تصویر کاهش یافته و لبه‌ها تیزتر می‌شوند (در آستانه‌گذاری سخت، ریشه‌گیری آلفا<sup>۶</sup> اعمال می‌شود که به ازای مقادیر آلفای بزرگتر از ۱ لبه‌های تصویر را تیزتر می‌کند). بلوک‌های فیلتر شده به مکان اصلی خود در تصویر بازگردانده شده و با توجه به اینکه

<sup>7</sup> Opening

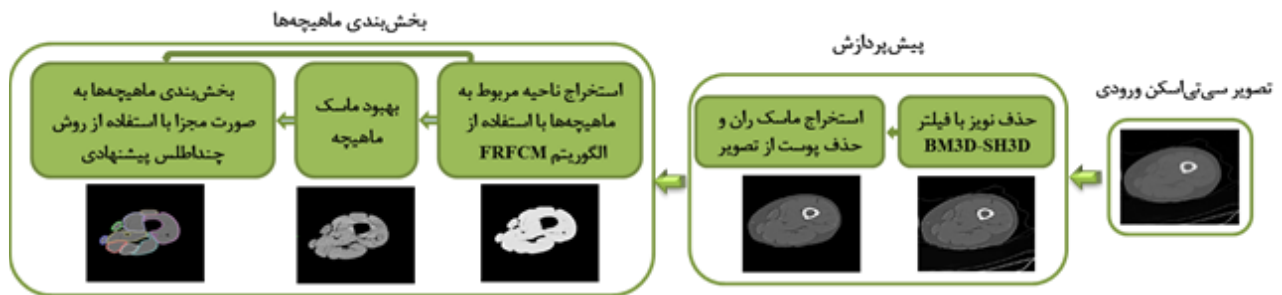
<sup>8</sup> Disk

<sup>9</sup> Erosion

<sup>4</sup> [www.smir.ch](http://www.smir.ch).

<sup>5</sup> <http://www.cs.tut.fi/~foi/GCF-BM3D>

<sup>6</sup> Alpha-rooting



شکل ۱- بلوک دیاگرام روش پیشنهادی

تصویر مورد بخش بندی مشخص می شود. در مرحله بعد، ماهیچه‌ها به صورت کلی و استخوان و پوست به عنوان ساختار هدف در نظر گرفته شده و براساس انطباق آن‌ها، برجسب ماهیچه‌ها به صورت مجزا بر روی تصویر مورد بخش بندی تعیین شده و ماهیچه‌ها بخش بندی می شوند.

در روش چند-اتلسس سلسله مراتبی، استخوان و پوست به صورت اتوماتیک مشخص شده اما نواحی مربوط به ماهیچه‌ها در هر اتلسس توسط یک متخصص تعیین شده است که به منظور تعیین ناحیه ماهیچه در تصویر مورد بخش بندی در مرحله اول و برجسب ماهیچه‌ها در مرحله دوم مورد استفاده قرار می گیرد. هر یک از دو مرحله این روش دارای ۵ گام به صورت زیر است:

### گام‌های روش چند-اتلسس سلسله مراتبی در هر مرحله:

- ۱- در ابتدا ساختار هدف (در مرحله اول استخوان و پوست و در مرحله دوم، استخوان، پوست و ماهیچه‌ها) از تصویر سی تی اسکن استخراج می شوند.
- ۲- با انطباق غیرخطی تصاویر باینری ساختار هدف (در مرحله اول استخوان و پوست و در مرحله دوم استخوان، پوست و ماهیچه‌ها) در گام اول، تابع انتقال بین هر اتلسس و تصویر مورد بخش بندی محاسبه می شود.
- ۳- تابع انتقال محاسبه شده در گام ۲، به تصاویر سی تی اسکن هر اتلسس اعمال می شود.

خطی بر روی تصویر سی تی اسکن مورد بخش بندی منطبق می شوند. سپس، برجسب‌های هر تصویر مطابق با تابع انتقال به دست آمده، بر روی تصویر مورد بخش بندی منطبق می شوند [۲۷].

اگر تعداد  $n$  اتلسس  $\{A_i\}_{i=1}^n$  برای بخش بندی وجود داشته باشد، هر یک با استفاده از یک تابع انتقال  $\{T_i\}_{i=1}^n$  بر روی تصویر مورد بخش بندی منطبق می شوند، همچنین برجسب‌های متناظر در هر اتلسس هم، مطابق با تابع انتقال متناظر بر روی تصویر مورد بخش بندی انتقال می یابند.

در تصویر مورد بخش بندی، برای هر وکسل  $v$ ،  $n$  برجسب، متناظر با برجسب اتلسس‌ها،  $\{label(T_i^{-1}(v))\}_{i=1}^n$  وجود خواهد داشت. با فرض داشتن  $L$  برجسب  $l = \{1, 2, \dots, L\}$  در هر اتلسس، برای یافتن برجسب نهایی هر وکسل، تابع احتمال هر برجسب را برای وکسل مورد نظر محاسبه می نماییم:

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

با محاسبه احتمال هر برجسب در هر وکسل تصویر مورد بخش بندی، برجسبی که بالاترین احتمال را دارد، به عنوان برجسب نهایی آن وکسل انتخاب می شود.

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

### ۲-۲-۳- بخش بندی ماهیچه‌های ناحیه ران با استفاده از روش چند-اتلسس سلسله مراتبی

روش چند-اتلسس سلسله مراتبی ارائه شده در [۱۰]، به منظور بخش بندی مجزای ماهیچه‌های مقطع ران، از دو مرحله انطباق استفاده می کند. در این روش، به منظور انطباق تصاویر اتلسس‌ها بر روی تصویر مورد بخش بندی، در هر مرحله یک ساختار هدف در نظر گرفته می شود. در مرحله اول استخوان و پوست به عنوان ساختار هدف هستند و براساس انطباق استخوان و پوست بین اتلسس‌ها و تصویر مورد بخش بندی، تصاویر اتلسس‌ها بر روی تصویر مورد بخش بندی منطبق شده، پس از آن براساس انطباق مبتنی بر شدت روشنایی، ناحیه مربوط به ماهیچه‌ها بر روی

نهایی بخش‌بندی به خصوص در داده‌های بسیار عضلانی دقیق نخواهد بود.

براین اساس، در این پژوهش به منظور بخش‌بندی ماهیچه‌های مقطع ران با استفاده از روش چند-اطلس از ماسک مقطع ران (استخراج شده در مرحله پیش‌پردازش) و ماسک مربوط به ماهیچه‌ها (که در ابتدا به صورت خودکار با استفاده از روش FRFCM به دست می‌آید) استفاده می‌شود. در ادامه به توضیح روش FRFCM در استخراج ناحیه مربوط به ماهیچه‌ها، در تصاویر سی‌تی‌اسکن می‌پردازیم.

#### ۲-۲-۴-۱- استخراج ناحیه مربوط به ماهیچه

در تصاویر سی‌تی‌اسکن مقطع ران، ۴ کلاس اصلی شدت روشنایی وجود دارد. ناحیه 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 ۴ کلاس اصلی، روش FRFCM به کار گرفته شد [۲۸]. روش FRFCM، توسعه یافته روش FCM با استفاده از بازسازی ریخت‌شناختی و فیلتر کردن عضویت<sup>۱۵</sup> است. این روش به طور قابل توجهی سریع‌تر و قوی‌تر از FCM است. تابع هدف این الگوریتم بصورت زیر تعریف می‌شود [۲۸]:

$$J_m = \sum_{l=1}^q \sum_{k=1}^c \gamma_l u_{kl}^m \|\xi_l - v_k\|^2 \quad (۴)$$

در این رابطه،  $\gamma_l$  تعداد پیکسل‌های با شدت روشنایی  $l$  است.  $u_{kl}$  عضویت فازی شدت روشنایی  $l$  نسبت به خوشه  $k$  است و  $m$  عامل وزنی فازی<sup>۱۶</sup> است.  $v_k$  مرکز  $k$ -امین خوشه و  $c$  تعداد خوشه‌هاست.  $\xi$  تصویر فیلترشده با استفاده از فیلتر ریخت‌شناختی دوطرفه<sup>۱۷</sup> و  $\xi_l$  نشان‌دهنده شدت روشنایی،  $1 \leq l \leq q$  و  $q$  تعداد سطوح روشنایی در  $\xi$  است. روش ضرایب لاگرانژ برای کمینه کردن تابع زیر به کار گرفته شده است [۲۸]:

$$\tilde{J}_m = \sum_{l=1}^q \sum_{k=1}^c \gamma_l u_{kl}^m \|\xi_l - v_k\|^2 - \lambda (\sum_{k=1}^c u_{kl} - 1), \quad (۵)$$

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

$$u_{kl} = \frac{\|\xi_l - v_k\|^{-2/(m-1)}}{\sum_{j=1}^c \|\xi_l - v_j\|^{-2/(m-1)}}, \quad (۶)$$

$$v_k = \frac{\sum_{l=1}^q \gamma_l u_{kl}^m \xi_l}{\sum_{l=1}^q \gamma_l u_{kl}^m}. \quad (۷)$$

۴- انطباق غیرخطی مبتنی بر شدت روشنایی بین هر اطلس و تصویر مورد بخش‌بندی انجام شده و ساختار هدف با استفاده از برچسب‌گذاری چند-اطلس، بخش‌بندی می‌شود.  
۵- اگر مرحله دوم روش سلسله مراتبی است، الگوریتم پایان یافته، در غیر این صورت، الگوریتم با رفتن به گام ۲ تکرار می‌شود.

در روش چند-اطلس سلسله مراتبی انطباق مبتنی بر برچسب که در گام ۲ هر مرحله انجام می‌شود، با استفاده از نرم‌افزار IRTK<sup>۱۰</sup> بر مبنای معیار ثابت برچسب<sup>۱۱</sup> صورت می‌گیرد که در این نرم‌افزار از روش انطباق غیرخطی مبتنی بر بی‌اسپلاین<sup>۱۲</sup> برای انطباق استفاده می‌شود. انطباق مبتنی بر شدت روشنایی که در گام ۴ صورت می‌گیرد، با استفاده از نرم افزار drop<sup>۱۳</sup> بر مبنای معیار تطابق مجموع قدرمطلق اختلاف (SAD<sup>۱۴</sup>) شدت روشنایی‌های تصویر اطلس و تصویر مورد بخش‌بندی انجام می‌شود.

#### ۲-۲-۴-۲- بخش‌بندی ماهیچه‌های ناحیه ران با استفاده از روش چند-اطلس پیشنهادی

در روش چند-اطلس سلسله مراتبی، تصاویر هر اطلس و تصویر مورد بخش‌بندی، در مرحله اول براساس استخوان و پوست به صورت غیرخطی انطباق می‌یابند. از آنجاییکه، محدوده پوست بیمار تنها وابسته به بافت ماهیچه در زیر پوست نیست و بیشتر وابسته به حجم چربی زیر پوستی است، انطباق تصاویر به صورت غیرخطی بر مبنای مرز پوست نمونه‌ها، به منظور بخش‌بندی ماهیچه‌ها صحیح نبوده و باعث تغییر شکل اضافی در تصاویر می‌گردد. علاوه بر آن، انطباق غیرخطی بر مبنای تصاویر سی‌تی‌اسکن به منظور تخمین ناحیه ماهیچه در تصویر مورد بخش‌بندی در مرحله اول الگوریتم، باعث پیچیدگی اضافی در روش چند-اطلس سلسله مراتبی می‌گردد. شکل ۲ نتایج مراحل مختلف این روش را به ازای یک نمونه داده نشان می‌دهد. با توجه شکل، در ماسک ماهیچه به دست آمده، مرزهای بین ماهیچه‌ها مشخص نیست. از آنجاییکه، در مرحله بعد، این ماسک به همراه تصویر سی‌تی‌اسکن به منظور بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا مورد استفاده قرار می‌گیرد، نتایج

<sup>14</sup> Sum of absolute differences

<sup>15</sup> Membership filtering

<sup>16</sup> Fuzzy weighted factor

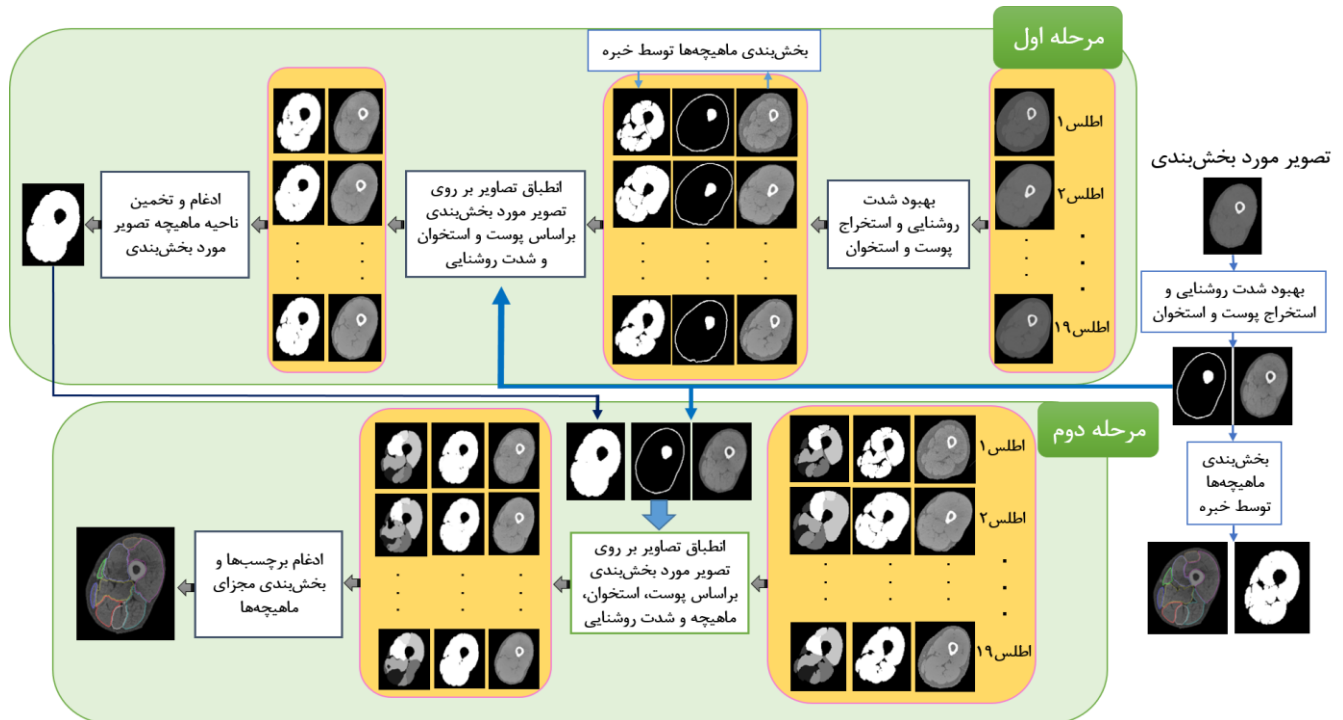
<sup>17</sup> Bi-directional morphological filter

<sup>10</sup> <https://biomedica.doc.ic.ac.uk/software/irtk>

<sup>11</sup> Label consistency

<sup>12</sup> B-spline

<sup>13</sup> <http://www.mrf-registration.net/deformable/index.html>



شکل ۲- مراحل مختلف و نتایج هر مرحله از روش چند-اطلس سلسله مراتبی به ازای یک نمونه از دادگان

معادلات ۶ و ۷ به صورت تکراری پیاده می‌شوند تا میزان تغییرات از حد آستانه‌ای کم‌تر باشد و الگوریتم متوقف می‌شود. ۴ کلاس اصلی در تصویر با استفاده از روش FRFCM ذکر شده، به دست آمده و کلاس متناظر با دومین شدت روشنایی بالا به عنوان ناحیه ماهیچه استخراج شده و پیکسل‌های متناظر با این کلاس با مقدار 1 و پیکسل‌های سایر نواحی با 0 جایگزین می‌شوند. تصویر به دست آمده به عنوان ماسک باینری ماهیچه در نظر گرفته می‌شود. کدهای مربوط به روش FRFCM در اینترنت منتشر شده است.<sup>۱۸</sup>

#### ۲-۲-۴-۲- بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا

پس از استخراج ماسک ران و ماسک ماهیچه از تصویر، از این دو ماسک به منظور بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت مجزا استفاده می‌شود. گام‌های روش چند-اطلس پیشنهادی به صورت زیر است:

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

در مرحله اول می‌توان به منظور انطباق اولیه تصاویر از ماسک ماهیچه نیز استفاده نمود. در روش پیشنهادی به منظور انطباق

<sup>18</sup> <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/66181-image-segmentation-using-fast-fuzzy-c-means-clustering>

که با توجه به اینکه مرزهای بین ماهیچه‌ها چربی هستند، به منظور نمایش بهتر مرزها، پس از استخراج کلاس ماهیچه با استفاده از روش FRFCM، پیکسل‌های مربوط به سایر کلاس‌ها را با میانگین کلاس چربی جایگزین می‌کنیم تا مرزهای ضعیف-تر مشخص‌تر شوند؛ سپس مرزهای تصویر و شدت روشنایی آن را بهبود داده و مناطق غیر ماهیچه را با ۰ جایگزین می‌کنیم. با توجه به اینکه در روش پیشنهادی، تنها یک مرحله انطباق همگر و یک مرحله انطباق غیرخطی صورت می‌گیرد، از پیچیدگی روش چند-اطلس سلسله مراتبی کاسته شده و سرعت الگوریتم تا ۳ برابر افزایش می‌یابد. همچنین ماسک مربوط به ماهیچه‌ها در تصاویر اطلس، در روش پیشنهادی با استفاده از روش FRFCM به صورت اتوماتیک استخراج شده است که در مطالعه پیشین توسط یک متخصص تعیین شده بود.

شکل ۳ نتایج مراحل مختلف روش پیشنهادی را به ازای یک نمونه داده نشان می‌دهد. با توجه به شکل ۲ و ۳، عملکرد روش پیشنهادی در مقایسه با روش چند-اطلس سلسله مراتبی در تخمین ماسک ماهیچه و در نهایت بخش‌بندی مجزای ماهیچه‌ها بهتر است.

### ۳- یافته‌ها و بحث

روش پیشنهادی در این پژوهش و روش چند-اطلس سلسله مراتبی بر روی ۲۰ سری داده سی‌تی‌اسکن به دست آمده از وبسایت اسمیر پیاده سازی شده است.

در مقطع ران ۱۲ ماهیچه وجود دارد که عبارت‌اند از: ماهیچه چهار سر ران شامل ماهیچه‌های واستوس لترالیس، واستوس اینترمدیوس، واستوس مدیالیس و رکتوس فموریس؛ ماهیچه‌های نزدیک‌کننده شامل نزدیک‌کننده بلند، بزرگ و کوتاه؛ ماهیچه گراسیلیس، سار توریوس، سمی تندینو، سمی ممبرانوس و ماهیچه دو سر ران. با توجه به اینکه مرز مشخصی بین ماهیچه‌های نزدیک‌کننده در بسیاری از اسلایس‌ها وجود ندارد، در بخش‌بندی ماهیچه‌ها این سه ماهیچه اغلب به عنوان یک ماهیچه در نظر گرفته می‌شوند. همچنین، در مورد ماهیچه‌های واستوس لترالیس و واستوس اینترمدیوس هم این شرایط وجود دارد و این دو ماهیچه نیز در یک دسته بخش‌بندی می‌شوند. بنابراین، ۹ دسته ماهیچه، به صورت مجزا در این پژوهش دسته-بندی می‌شوند.

همگر<sup>۱۹</sup> از نرم افزار IRTK استفاده شده و انطباق غیرخطی هم بر مبنای میدان تصادفی مارکوف<sup>۲۰</sup> با استفاده از نرم‌افزار drop انجام شده است. در انطباق غیرخطی، هدف تطبیق تصویر I بر روی تصویر J با استفاده از یک تابع غیرخطی T است:

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

در این رابطه x یک نقطه از تصویر و D(x) یک بردار جابجایی d بعدی است. در انطباق دو تصویر، برآورد میدان جابجایی بهینه با توجه به تصاویر صورت می‌گیرد که معمولاً به عنوان یک مسئله بهینه‌سازی به شکل زیر مطرح می‌شود:

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

در این رابطه  $\hat{T}$  تبدیل بهینه در کمینه تابع انرژی  $\varepsilon$  است. این تابع شامل معیار تطبیق (M) و یک بخش تنظیم اضافی (R) است. تابع هدف به صورت  $\varepsilon = M + R$  تعریف می‌شود. به طور کلی، انطباق را می‌توان به روش‌های مختلف انجام داد. روش‌های هندسی به دنبال تعیین ارتباطات مطلوب بین نقاط شاخص<sup>۲۱</sup> آناتومیک هستند، در حالی که روش‌های نمادین<sup>۲۲</sup> به دنبال بهینه‌سازی براساس تطابق بصری از نظر شدت تصویر هستند. جزئیات روابط این روش‌ها در مرجع [۲۹] ذکر شده است.

در این پژوهش، از معیار تطابق مجموع قدرمطلق اختلاف در انطباق غیرخطی استفاده شده است. کدهای مورد استفاده در این پژوهش در نرم‌افزار متلب نوشته شده‌اند و به منظور استفاده از نرم افزارهای IRTK و drop در هر انطباق، با توجه به اینکه این نرم‌افزارها دارای رابط خط فرمان<sup>۲۳</sup> هستند، در محیط نرم-افزار متلب فراخوانی شده‌اند. استفاده از نرم‌افزار drop، به دلیل توانمندی آن در انطباق مبتنی بر برجسب و انطباق مبتنی بر شدت روشنایی با سرعت بالاست. البته با توجه به اینکه، تنها انطباق غیرخطی در این نرم‌افزار انجام می‌شود، به منظور بهبود عملکرد انطباق غیرخطی، قبل از اعمال آن، یک تبدیل همگر با استفاده از نرم‌افزار IRTK انجام شده است.

### ۲-۲-۳- روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه بهبود یافته

به منظور بهبود نتایج الگوریتم پیشنهادی، به جای استفاده از ماسک ماهیچه به صورت باینری، آن را بهبود داده و سپس روش چنداطلس پیشنهادی را بر روی آن اعمال نمودیم. به این صورت

<sup>22</sup> Iconic

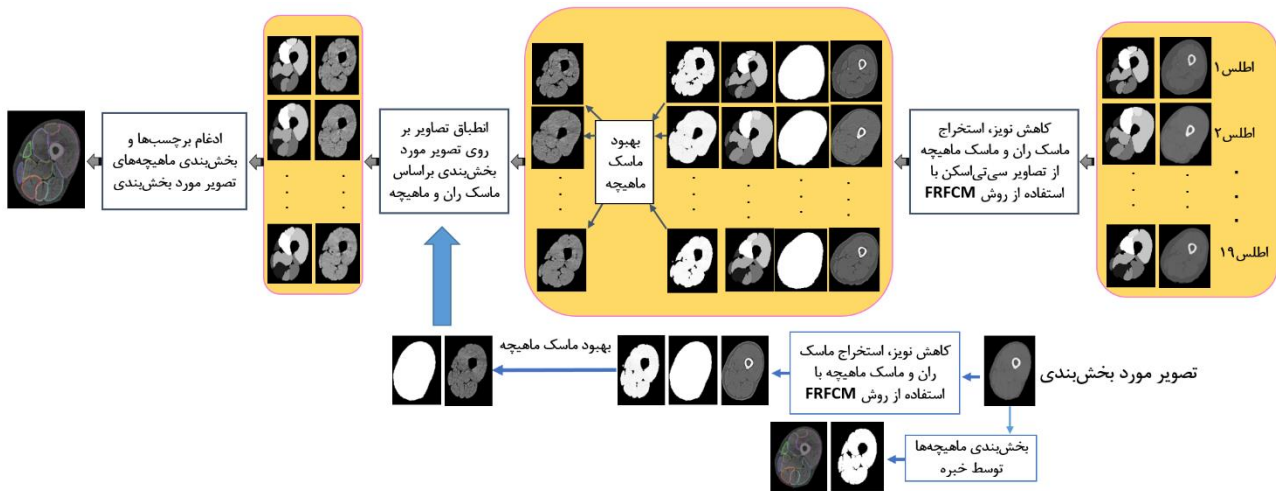
<sup>23</sup> [Command Line](#)

<sup>19</sup> Affine

<sup>20</sup> Markov random field

<sup>21</sup> Landmarks





شکل ۳- مراحل مختلف و نتایج هر مرحله از روش پیشنهادی به ازای یک نمونه از دادگان

در مقایسه با بخش‌بندی دستی برای پنج نمونه از دادگان نشان می‌دهد (شدت روشنایی تصاویر سی‌تی‌اسکن نشان داده شده در این شکل بهبود یافته است).

همانطور از شکل ۴ مشخص است، روش‌های مبتنی بر چند-اطلس به ویژه روش چند-اطلس سلسله مراتبی به ازای داده‌هایی که بسیار عضلانی هستند و مرز ماهیچه‌ها در آن‌ها کمتر مشخص است، نتایج ضعیف‌تری داشته و خطای آن‌ها بیشتر است. به عنوان مثال نمونه‌های شماره ۲ و ۴ نسبت به سه نمونه دیگر عضلانی‌تر بوده و بخش‌بندی آن‌ها با خطا مواجه است (فلش نارنجی). همچنین، روش‌های مبتنی بر اطلس به ازای داده‌های بسیار متفاوت از اطلس‌ها، عملکرد ضعیف‌تری خواهند داشت (ماهیچه‌های رکتوس فموریس و سمی‌ممبرانوس در نمونه شماره ۴). شکل ۴ عملکرد مشابه و حتی بهتر روش پیشنهادی را نسبت به روش پیشین نشان می‌دهد (فلش زرد)، در حالیکه روش پیشنهادی زمان پردازش را بسیار کاهش داده است.

جدول ۱ و ۲، میانگین معیارهای حساسیت، ویژگی و دقت را برای ماهیچه‌های مختلف به ترتیب در روش چند-اطلس سلسله مراتبی و روش پیشنهادی را ارائه می‌دهد.

با توجه به اینکه سطح مقطع هر ماهیچه نسبت به سطح کل تصویر، کوچک است، مقادیر ویژگی به ویژه برای ماهیچه‌های کوچک‌تر بسیار بالا هستند. با توجه به جدول ۱ و ۲ مقادیر حساسیت و دقت روش پیشنهادی نسبت به روش چنداطلس سلسله مراتبی بالاتر است.

به دلیل زمانبر بودن پیاده‌سازی روش چند-اطلس سلسله مراتبی بر روی تمامی اسلایس‌های مقطع ران، در ابتدا به منظور مقایسه روش پیشنهادی با روش چند-اطلس سلسله مراتبی، 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 فاصله 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 بر روی سایر اسلایس‌های مقطع ران از بالای زانو تا ابتدای ماهیچه سیرینی بزرگ پیاده‌سازی شده و نتایج آن گزارش شده است.

به منظور ارزیابی روش‌ها، معیارهای ضریب شباهت دایس (DSC)، حساسیت<sup>۲۴</sup>، ویژگی<sup>۲۵</sup> و دقت استفاده شده است که این معیارها مطابق با روابط ۱۰-۱۳ محاسبه می‌شوند [۳۰]:

$$TP^{۲۶} = \frac{TP^{۲۶}}{TP + FP^{۲۷}} \quad (۱۰)$$

$$حساسیت = \frac{TP}{TP + FN^{۲۸}} \quad (۱۱)$$

$$TN^{۲۹} = \frac{TN^{۲۹}}{FP + TN} \quad (۱۲)$$

$$دایس = \frac{2|A \cap B|}{|A| + |B|} \quad (۱۳)$$

در رابطه ۱۳، A نتیجه بخش‌بندی دستی و B نتیجه بخش‌بندی روش پیشنهادی است.

شکل ۴ نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی با ماسک باینری و ماسک ماهیچه بهبودیافته و روش چنداطلس سلسله مراتبی را

<sup>28</sup> False Negative

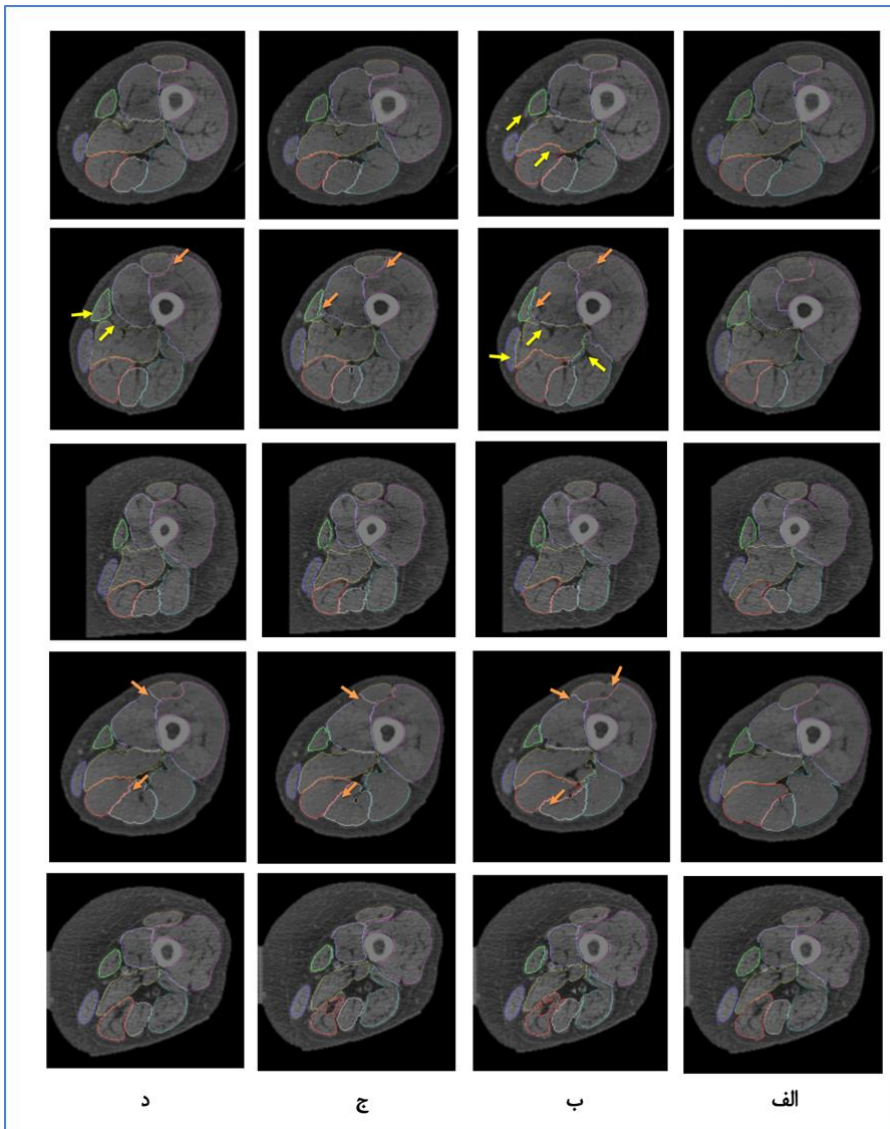
<sup>29</sup> True Negative

<sup>24</sup> Sensivity

<sup>25</sup> Specificity

<sup>26</sup> True Positive

<sup>27</sup> False Positive



- ماهیچه سمی ممبرانوس
- ماهیچه سار توریوس
- ماهیچه گراسیلیس
- ماهیچه دو سر رانی
- ماهیچه سمی تندینو
- ماهیچه های نزدیک کننده
- ماهیچه رکتوس فموریس
- ماهیچه واستوس مدیالیس
- ماهیچه های واستوس لترالیس و
- واستوس اینترمدیوس

شکل ۴- پنج نمونه از بخش بندی دستی (الف) و نتایج روش چند-اطلس سلسله مراتبی (ب)، روش پیشنهادی (ج) و روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه بهبود یافته (د). خطای روش ها برای داده های بسیار عضلانی: فلش نارنجی. عملکرد بهتر روش پیشنهادی نسبت به روش چنداطلس سلسله مراتبی: فلش زرد

۹۳/۲۷	۹۹/۹۹	۶۵/۴۱	ماهیچه سار توریوس
۹۸/۳۳	۱	۷۰/۱۲	ماهیچه گراسیلیس
۹۲/۱۶	۹۹/۹۵	۷۹/۹۴	ماهیچه دو سر رانی
۸۰/۳۵	۹۹/۹۴	۷۵/۷۴	ماهیچه سمی تندینو
۸۸/۷۶	۹۹/۹۱	۸۵/۶۱	ماهیچه های نزدیک کننده
۹۵/۳۶	۹۹/۹۲	۸۹/۴۸	ماهیچه های واستوس لترالیس و واستوس اینترمدیوس
۸۱/۶۰	۹۹/۹۶	۷۰/۳۳	ماهیچه رکتوس فموریس
۸۷/۸۷	۹۹/۸۹	۸۶/۴۵	ماهیچه واستوس مدیالیس

شکل ۵ نمودار جعبه<sup>۳۰</sup> ضریب شباهت دایس را برای روش چند-اطلس سلسله مراتبی و روش پیشنهادی با ماسک ماهیچه باینری و ماسک بهبود یافته برای تمام ماهیچه ها نشان می دهد. میانگین ضریب شباهت دایس برای روش پیشنهادی  $۸۵/۵۲ \pm ۸/۲۷$  و برای روش چند-اطلس سلسله مراتبی  $۸۳/۰۷ \pm ۸/۲۶$  بوده است.

جدول ۱- میانگین حساسیت، ویژگی و دقت روش چند-اطلس سلسله مراتبی برای ماهیچه های مختلف

ماهیچه	حساسیت	ویژگی	دقت
ماهیچه سمی ممبرانوس	۷۹/۲۶	۹۹/۹۰	۸۱/۹۳

<sup>30</sup> Boxplot

۹۱/۰۱	۹۹/۷۳	۹۵/۱۹	۹۲/۹۳	ماهیچه‌های واستوس لترالیس و واستوس اینترمدیوس
۷۹/۰۹	۹۹/۹۳	۷۸/۵۵	۷۷/۹۹	ماهیچه رکتوس فموریس
۸۴/۴۴	۹۹/۷۵	۹۴/۲۸	۸۸/۹۷	ماهیچه واستوس مدیالیس
۲۵/۸۲	۸۴/۹۹	۶۳/۸۹	۸۵/۴۱	<b>میانگین</b>
$\pm ۰/۱۷$	$\pm ۰/۰۷$	$\pm ۶۸/۷$	$\pm ۶۶/۵$	

شکل ۶ نتایج روش پیشنهادی را بر روی تمامی اسلایس‌های دو نمونه از دادگان را نشان می‌دهد. با توجه به جدول ۳ و شکل ۶، روش پیشنهادی در بخش‌بندی ماهیچه‌ها به صورت سه بعدی نیز نتایج مطلوبی داشته است.

با توجه به شکل ۶، نتایج روش در بخش‌بندی بخش انتهایی سر کوچک ماهیچه دو سر رانی با خطا مواجه است که به دلیل باریک شدن ماهیچه است و در بعضی از نمونه‌ها در این اسلایس‌ها این ماهیچه حضور ندارد. در مطالعه پیشین [۱۰]، تنها داده‌های مربوط به نمونه‌های خانم مورداستفاده قرار گرفته بود که این داده‌ها، نسبت به نمونه‌های مرد، چربی بیشتری در ناحیه ران دارند [۲۰] و با توجه به اینکه مرز مشخص کننده بین ماهیچه‌ها چربی است، بخش بندی نمونه‌های خانم ساده‌تر خواهد بود. در پژوهش حاضر، روش پیشنهادی و روش پیشین بر روی نمونه‌های زن و مرد پیاده‌سازی شده‌اند. با توجه به نتایج به دست آمده، عملکرد روش پیشنهادی و روش پیشین برای ماهیچه رکتوس فموریس ضعیف‌تر از سایر ماهیچه‌ها است.

دلیل این امر، این است که ماهیچه رکتوس فموریس با ماهیچه‌های واستوس مجاور است و در نمونه‌های بسیار عضلانی، مرز بین این ماهیچه‌ها مشخص نیست و الگوریتم در بخش‌بندی آن‌ها با خطا مواجه می‌شود. همچنین ماهیچه‌های سمی-ممبرانوس و سمی‌تندینو هم با یکدیگر مجاور هستند و اغلب مرز بین آن‌ها مشخص نیست؛ بنابراین ضریب دایس برای این ماهیچه‌ها نسبت به سایر ماهیچه‌ها کمتر است.

۸۸/۸۵	۹۹/۹۴	۷۸/۰۴	<b>میانگین</b>
$\pm ۱۲/۰۴$	$\pm ۰/۰۷$	$\pm ۱۰/۸۸$	

جدول ۲- میانگین حساسیت، ویژگی و دقت روش پیشنهادی برای ماهیچه‌های مختلف

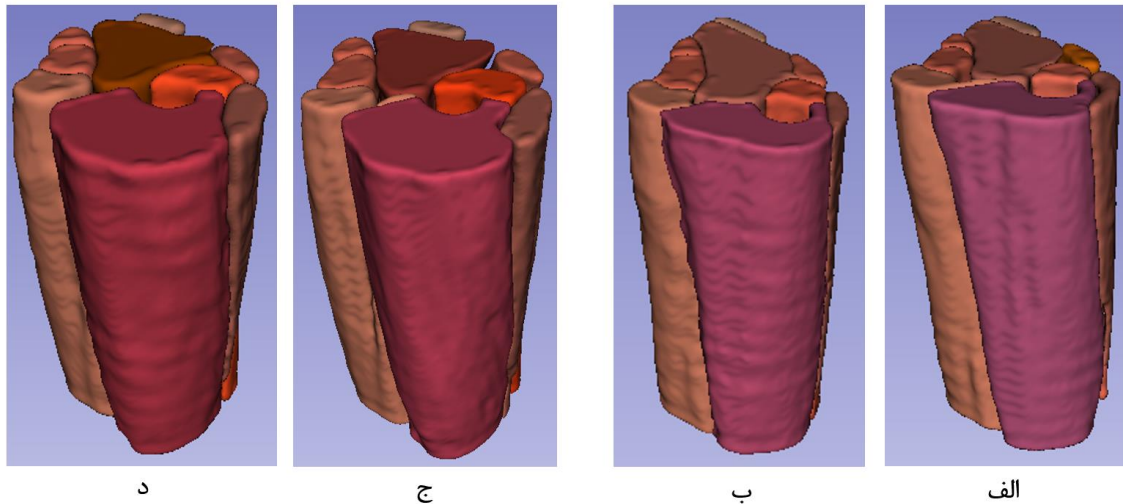
ماهیچه	حساسیت	ویژگی	دقت
ماهیچه سمی ممبرانوس	۸۲/۷۵	۹۹/۸۸	۷۹/۹۸
ماهیچه سارتوریوس	۷۷/۰۷	۹۹/۹۹	۹۵/۳۱
ماهیچه گراسیلیس	۸۰/۱۶	۱	۹۷/۷۴
ماهیچه دو سر رانی	۸۷/۵۷	۹۹/۹۶	۹۳/۳۸
ماهیچه سمی تندینو	۸۰/۲۸	۹۹/۹۳	۸۰/۸۱
ماهیچه‌های نزدیک کننده	۸۷/۹۹	۹۹/۹۲	۸۹/۳۶
ماهیچه‌های واستوس لترالیس و واستوس اینترمدیوس	۹۲/۵۲	۹۹/۹۲	۹۵/۶۸
ماهیچه رکتوس فموریس	۷۶/۳۳	۹۹/۹۵	۸۰/۶۹
ماهیچه واستوس مدیالیس	۸۹/۴۶	۹۹/۸۷	۸۷/۱۴
<b>میانگین</b>	۸۳/۷۹	۹۹/۹۴	۸۸/۹۵
	$\pm ۱۰/۴۳$	$\pm ۰/۰۶$	$\pm ۹/۹۱$

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

میانگین ضریب شباهت دایس، دقت، حساسیت و ویژگی روش پیشنهادی به ازای تمامی اسلایس‌ها در مقطع ران از بالای زانو تا ابتدای ماهیچه سیرینی بزرگ در جدول ۳ گزارش شده است. جدول ۳- میانگین ضریب شباهت دایس، حساسیت، ویژگی و دقت روش

پیشنهادی برای ماهیچه‌های مختلف در تمامی اسلایس‌ها

ماهیچه	دایس	حساسیت	ویژگی	دقت
ماهیچه سمی-ممبرانوس	۸۸/۲۱	۹۳/۱۱	۹۹/۷۳	۸۴/۲۱
ماهیچه سارتوریوس	۸۵/۰۹	۹۱/۰۸	۹۹/۸۳	۸۰/۵۹
ماهیچه گراسیلیس	۸۵/۷۷	۹۰/۷۵	۹۹/۹۵	۸۲/۰۶
ماهیچه دو سر رانی	۸۰/۴۶	۸۶/۴۹	۹۹/۹۱	۷۶/۰۴
ماهیچه سمی تندینو	۸۰/۷۳	۸۵/۰۹	۹۹/۸۸	۷۷/۴۰
ماهیچه‌های نزدیک کننده	۸۸/۵۵	۹۲/۱۶	۹۹/۸۳	۸۵/۳۷



شکل ۶- دو نمونه از نتایج بخش بندی دستی (الف و ج) و نتایج روش پیشنهادی (ب و د) بر روی تمامی اسلایس ها.



شکل ۵- نمودار جعبه ضریب شباهت دایس برای روش چند-اطلس سلسله مراتبی، روش پیشنهادی و روش پیشنهادی با ماسک بهبود یافته

در نتایج گزارش شده، به منظور بخش بندی هر نمونه، ۱۹ نمونه دیگر به عنوان اطلس در نظر گرفته شده اند. از نظر زمان پیاده سازی، زمان مورد نیاز برای روش پیشنهادی با استفاده از ۱۹ اطلس دیگر به طور میانگین ۲۴ ثانیه برای یک اسلایس هر نمونه و برای روش چند اطلس سلسله مراتبی ۷۱ ثانیه بر روی سیستمی با مشخصات Corei7, 2.6GHz, 8GB RAM بوده است که نشان دهنده سرعت بالای روش پیشنهادی نسبت به روش پیشین است. همچنین نتایج روش پیشنهادی و روش چند-اطلس سلسله مراتبی بر اساس معیارهای دایس، حساسیت

شکل ۷ تاثیر تعداد نمونه های مورد استفاده به عنوان اطلس را بر دقت، حساسیت و ضریب شباهت دایس روش پیشنهادی نشان می دهد. همانطور که از شکل ۷ مشخص است، با افزایش تعداد اطلس ها، عملکرد روش پیشنهادی بهبود می یابد. البته با افزایش تعداد نمونه ها بیش از ۱۵ اطلس، بهبود چشمگیری در عملکرد روش اتفاق نمی افتد.

بیشتر بافت چربی، مرز ماهیچه‌ها مشخص‌تر است. در مطالعه حاضر، روش پیشنهادی با استفاده از نمونه‌های زن و مرد پیاده‌سازی شده است.

با توجه به اینکه هدف نهایی این پژوهش، استخراج دسته فیبرهای ماهیچه، در ماهیچه‌هایی است که در تصاویر سی‌تی-اسکن، فیبرهای آن‌ها قابل مشاهده است. بدین منظور در مرحله بعد، به استخراج دسته فیبرها می‌پردازیم.

## ۵- مراجع

[۱] 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.

[۲] 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.

[۳] A. E. Emery, "The muscular dystrophies," *The Lancet*, vol. 359, no. 9307, pp. 687-695, 2002.

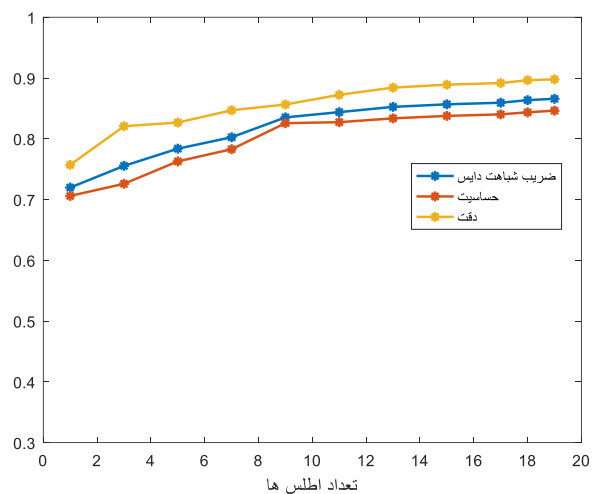
[۴] K. Uemura, M. Takao, T. Sakai, T. Nishii, and N. Sugano, "Volume increases of the gluteus maximus, gluteus medius, and thigh muscles after hip arthroplasty," *The Journal of arthroplasty*, vol. 31, no. 4, pp. 906-912. e1, 2016.

[۵] M. S. Orgiu, C. L. Lafortuna, F. Rastelli 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.

[۶] 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*, 2014, pp. 3173-3178: IEEE.

[۷] 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.

و دقت به یکدیگر نزدیک بوده و روش پیشنهادی عملکرد بهتری نسبت به روش قبل داشته است.



شکل ۷- تاثیر افزایش تعداد اطلس‌ها بر دقت، حساسیت و ضریب دایس روش پیشنهادی

## ۴- نتیجه گیری

کمی‌سازی و بخش‌بندی ماهیچه‌های مقطع ران نقش مهمی در بررسی‌های پس از عمل‌های ارتوپدی دارد. همچنین، می‌تواند در تشخیص بیماری‌هایی که منجر به فرسایش عضلانی می‌شوند، کمک نماید. از آنجاییکه، بخش‌بندی دستی این ماهیچه‌ها بسیار زمانبر است. در مطالعات مختلفی سعی در بخش‌بندی اتوماتیک این ماهیچه‌ها شده است. اغلب مطالعات گذشته در این زمینه بر روی داده‌های MRI بوده‌اند. از آنجاییکه در جراحی‌های ارتوپدی به طور معمول از تصاویر سی‌تی‌اسکن استفاده می‌شود، در این پژوهش، کمی‌سازی اتوماتیک ماهیچه‌ها در این تصاویر انجام شده است. در مطالعه گذشته به منظور کمی‌سازی ماهیچه‌های مقطع ران در تصاویر سی‌تی‌اسکن از روش چند-اطلس سلسله مراتبی استفاده شده است. این روش در کمی‌سازی ماهیچه‌ها، عملکرد خوبی داشته است اما مشکل این روش هزینه محاسباتی بالای آن و زمانبر بودن است. در مطالعه حاضر، روش چنداطلس پیشنهادی به منظور کاهش زمان روش پیشین ارائه شده است که این روش نسبت به روش قبل زمان پردازش را بسیار کاهش داده است (۲۴ ثانیه در مقابل ۷۱ ثانیه به ازای هر اسلایس) و هم عملکرد بهتری براساس معیارهای دقت، حساسیت، ویژگی و ضریب شباهت دایس دارد. همچنین، روش پیشنهادی با استفاده از ماسک ماهیچه بهبود یافته هم پیاده‌سازی شده است که عملکرد روش را بهبود داده است. علاوه بر این، در مطالعه پیشین تنها نمونه‌های خانم مورد استفاده قرار گرفته بودند که در این نمونه‌ها به دلیل حضور

- 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 [۱۶]
- 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*, no. 5, pp. 489-503, 2017, vol. 30 [۱۷]
- 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 [۱۸]
- 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 [۱۹]
- E. Blaak, "Gender differences in fat metabolism," *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*, vol. 4, no. 6, pp. 499-502, 2001 [۲۰]
- 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 [۲۱]
- 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 [۲۲]
- 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 [۲۳]
- 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). [۲۴]
- 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 [۸]
- 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 [۹]
- 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 [۱۰]
- 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. no. 9, pp. 1773-1787, 2015, 34 [۱۱]
- 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 [۱۲]
- 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. [۱۳]
- 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 [۱۴]
- 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. [۱۵]

- 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 [۲۵]
- 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 [۲۶]
- 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 [۲۷]
- 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 [۲۸]
- 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 [۲۹]
- 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 [۳۰]