



# بخش بندی خودکار ناهنجاری های فک و صورت با استفاده از آنالیز تقارن

فاطمه عبدالعلی<sup>۱</sup>، رضا آقایی زاده ظروفی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup>قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشکده فنی، دانشگاه تهران، f.abdolali@ut.ac.ir

<sup>۲</sup>قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشکده فنی، دانشگاه تهران، zoroofi@ut.ac.ir

است. از آنجایی که ناهنجاری ها در مکان های مختلفی از تصاویر قرار می گیرند و چگالی توزیع شدت روشنایی در ناهنجاری های مختلف متنوع است، تعیین اتوماتیک این نواحی بسیار چالش برانگیز است. بکمک دانش پیشین در زمینه بافت سالم و بیمار می توان به ساده سازی این عمل کمک کرد. تاکنون تحقیقات بسیاری در زمینه بخش بندی خودکار تومور و ضایعات مغزی انجام گرفته است. بطور مثال Cherifi یک روش بخش بندی بر مبنای EM<sup>۴</sup> پیشنهاد کرد و از این روش برای استخراج ناحیه سالم و تومور استفاده کرد [۱]. در مطالعه دیگری که توسط Stoetzer و همکارانش انجام شده، با بکارگیری یک روش بر مبنای اطلس ساختارهای آناتومیک سالم و بیمار را بخش بندی کردند [۲]. در این مطالعه با بررسی تناظرهای بین اطلس و تصاویر بیماران، ناحیه ضایعه بصورت خودکار بخش بندی شده و پس از یافتن این ناحیه از دو روش بمنظور محاسبه حجم کیست استفاده شده است. بنابراین پروسه پیشنهادی اطلاعاتی راجع به حجم کیست را با دقت بالا در اختیار جراح قرار می دهد.

همچنین استفاده از اطلاعات پیشین راجع به تقارن بافت های سالم در چندین تحقیق مورد بررسی قرار گرفته است. در [۳] یک روش خودکار تشخیص تومور با بکارگیری آنالیز تقارن و افراز گراف ارائه شده است. در این روش نیمکره راست نسبت به صفحه میدساجیتال<sup>۵</sup> منعکس می شود و تفاوت وکسل های نیمکره چپ و نسخه ی انعکاس یافته نیمکره راست محاسبه شده تا حجم شامل تفاوت شدت روشنایی بزرگ تر برجسته شود. سپس بکمک افراز گراف این ناحیه استخراج شده و ناحیه حاصل نسبت به صفحه میدساجیتال منعکس می شود. با این روش توانستند تومورهای هایپرانتس<sup>۶</sup> را مشخص کنند. همچنین در تحقیق دیگری از ترکیب طبقه بندی فازی و آنالیز تقارن برای تشخیص تومورهای مختلف در تصاویر MR استفاده شده است [۴]. در روش مذکور نواحی توموری با فرض وجود تومورها در سطوح خاکستری معین مشخص می شوند، بنابراین قدرت تعمیم این روش برای تعیین انواع مختلف تومور پایین است. در

چکیده- بخش بندی و تشخیص خودکار ناهنجاری های فک و صورت در تصاویر سی تی اسکن گام مهمی در برنامه ریزی برای جراحی محسوب می شود. عموماً این گام بصورت دستی توسط متخصصان رادیولوژیست انجام می شود که کاری زمان بر است. در این مقاله روشی نوین برای بخش بندی خودکار انواع ناهنجاری های فک و صورت بر مبنای آنالیز عدم تقارن پیشنهاد می شود که بکمک آن قادر خواهیم بود تا محل ناهنجاری را در سه نوع ناهنجاری لب شکری، شکستگی و ایمپکشن مشخص نماییم. در روش پیشنهادی ابتدا پس از تعیین محور تقارن در هر اسلایس اکسیال، تصویر به دو بخش با حداکثر تقارن تقسیم شده و سپس از انطباق دمون برای انطباق غیر صلب این دو بخش و اصلاح تفاوت های کوچک مکانی پیکسل های متناظر در دو بخش استفاده می کنیم. در گام بعدی پس از انطباق، تفاوت شدت روشنایی دو قسمت مورد بررسی قرار می گیرد؛ بدین ترتیب که با آستانه گذاری، ناحیه ناهنجاری مشخص شده و با اعمال قیودی نواحی FP (تشخیصهای غلط مثبت) را حذف می کنیم. بمنظور بررسی عملکرد روش پیشنهادی از ۲۰ مجموعه داده سی تی اسکن شامل سه نوع ناهنجاری لب شکری، شکستگی و ایمپکشن استفاده کردیم. نتایج کمی بخش بندی از جمله ضریب دایس و فاصله هاسدورف نشانگر دقت و کارایی بالای روش پیشنهادی می باشد.

کلمات کلیدی- آنالیز تقارن، انطباق دمون، بخش بندی خودکار، جراحی و تشخیص به کمک کامپیوتر.

۱- مقدمه

بخش بندی ناهنجاری ها گام مهمی در برنامه ریزی برای جراحی و تشخیص بکمک کامپیوتر محسوب می شود. انجام بخش بندی بصورت دستی در تصاویر سی تی اسکن که حاوی چندین اسلایس اکسیال<sup>۱</sup>، کرونال<sup>۲</sup> و ساجیتال<sup>۳</sup> هستند، بسیار زمان بر است. بنابراین در چند دهه اخیر تحقیقات بسیاری در زمینه روش های بخش بندی خودکار انجام شده

<sup>۴</sup> Expectation Maximization

<sup>۵</sup> Midsagittal plane

<sup>۶</sup> Hyper intense

<sup>۱</sup> Axial

<sup>۲</sup> Coronal

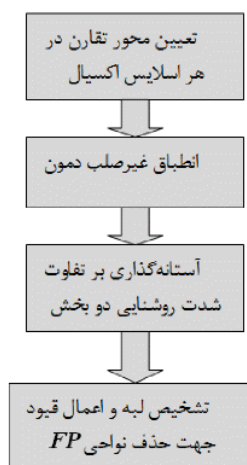
<sup>۳</sup> Sagittal

(۱) تعیین مجموعه نقاط ویژگی: مجموعه نقاط ویژگی با استفاده از هر روش نامتغیر نسبت به چرخش (بطور مثال ویژگی‌های سیفت<sup>۸</sup>) مشخص می‌شوند. در اینجا از توصیفگر سیفت استفاده شده است.

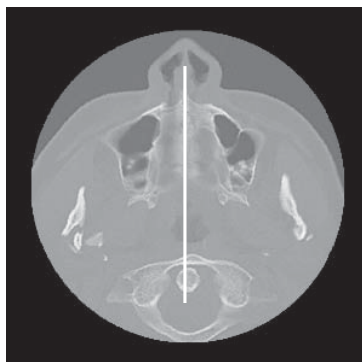
(۲) تعیین تقارن محوری با مجموعه‌ای از توصیفگرهای انعکاس یافته: ساده‌ترین راه منعکس کردن تصویر اصلی نسبت به محور  $X$  ( $y$ ) و محاسبه توصیفگرهای تصویر منعکس شده است.

(۳) انطباق: ماتریس مشابهت با محاسبه مشابهت بین نقاط ویژگی تشکیل شده و از فاصله اقلیدسی بین توصیفگرهای سیفت جهت محاسبه مشابهت بین بردارهای ویژگی استفاده می‌شود.

در شکل ۲ محور تقارن در یک اسلایس اسیال نمایش داده شده است.



شکل ۱: بلوک دیاگرام روش پیشنهادی



شکل ۲: نمایش محور تقارن در یک اسلایس اسیال.

۲-۲- انطباق غیرصلب دمون

یکی از اجزای مهم روش پیشنهادی، انطباق غیرصلب است. تاکنون روش‌های بسیاری جهت انطباق تصاویر پیشنهاد شده که به سه دسته

تحقیق دیگری Ray یک الگوریتم بلادرنگ بدون نیاز به انطباق پیشنهاد نمود [۵]. در این روش ناحیه‌ی ضایعه با قرار دادن یک جعبه محدودکننده در اطراف محل ضایعه مشخص می‌شود. جعبه محدودکننده تخمین زمختی از ناحیه ضایعه را در اختیار ما قرار داده و البته ممکن است نواحی سالم که در اطراف تومور قرار دارند، نیز در داخل جعبه محدودکننده قرار گیرند.

پس از بررسی مطالعات انجام شده در زمینه بخش‌بندی ضایعات می‌توان نتیجه‌گیری کرد که تاکنون هیچ الگوریتم عمومی برای بخش‌بندی ضایعات و ناهنجاری‌های مختلف ابداع نشده که قابل بکارگیری در تشخیص طیف وسیعی از ضایعات و ناهنجاری‌ها باشد. در این مقاله یک چهارچوب نوین بمنظور بخش‌بندی ناهنجاری‌های ناحیه فک و صورت پیشنهاد شده که بمنظور بخش‌بندی ناحیه‌ی ناهنجاری در یک پایگاه داده شامل تصاویر سی‌تی اسکن مورد استفاده قرار می‌گیرد. دو گام اصلی عبارتند از تشخیص محور تقارن و انطباق غیرصلب که باید بدقت انجام گیرند. بدین منظور در این تحقیق از الگوریتم انطباق دمون استفاده کردیم. ساختار این مقاله به شرح زیر است: در بخش دوم به معرفی چهارچوب پیشنهادی و گام‌های موردنیاز می‌پردازیم. سپس در بخش سوم نتایج شبیه‌سازی ارائه می‌شوند و در نهایت بخش چهارم شامل جمع‌بندی و نتیجه‌گیری است.

۲- چهارچوب پیشنهادی

در این بخش به معرفی اجزای روش پیشنهادی برمبنای آنالیز تقارن می‌پردازیم. اساس این روش بر این مبنا استوار است که ساختار سر در حالت نرمال تقریباً متقارن است و بروز ضایعه سبب از بین رفتن این خاصیت در بخشی از تصویر می‌شود. در ابتدا به توضیح مختصر روش بکار رفته برای تعیین محور تقارن می‌پردازیم و سپس به بیان اجزای الگوریتم انطباق دمون<sup>۷</sup> می‌پردازیم. بلوک دیاگرام روش پیشنهادی در شکل ۱ نمایش داده شده است.

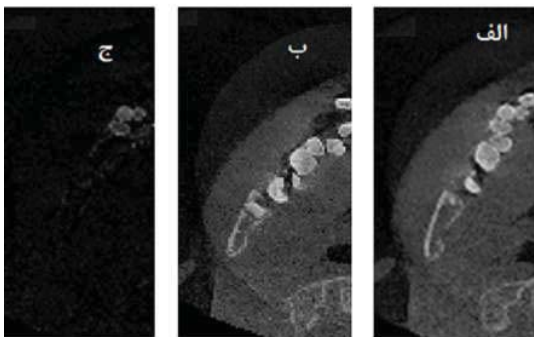
۲-۱- تعیین اتوماتیک محور تقارن

تعیین محور تقارن یکی از موضوعات پرکاربرد در حوزه بینایی ماشین و گرافیک کامپیوتری است، چراکه دارای قابلیت کاهش افزونگی و زمان محاسبات است [۶]. تاکنون روش‌های متنوعی برای تعیین تقارن پیشنهاد شده است. ما در اینجا از روش [۷] که برمبنای تطبیق جفت نقاط متناظر می‌باشد، استفاده کرده‌ایم. سرعت این روش مناسب و بدلیل بکارگیری روش ویژگی‌های مدرن مقاوم است. میزان تقارن هر جفت نقطه با مکان نسبی، جهت و مقیاس ویژگی‌ها کمی می‌شود. سپس با روش هاف تقارن غالب در تصویر مشخص می‌شود. پروسه تعیین تقارن محوری و چرخشی به شرح زیر است:

<sup>۸</sup> Scale-invariant feature transform

<sup>۷</sup> Demon registration

های غلط مثبت) را حذف می‌کنیم. بدین منظور از تفاوت شدت روشنایی (I) برای تعیین تفاوت‌های بخش سمت چپ و بخش سمت راست استفاده می‌کنیم و آستانه‌ی  $T = \lambda \max(I)$  را اعمال می‌کنیم. پس از تعیین ناحیه ناهنجاری، الگوریتم تشخیص لبه‌ی کنی برای تعیین مرز ناحیه ناهنجاری به کار گرفته شده است. در مرحله دوم، بمنظور حذف نواحی FP از تابع bwareaopen در نرم‌افزار متلب استفاده نمودیم که اشیاء (نواحی متصل) که تعداد پیکسل‌های آنها کوچکتر از P است، را از تصویر باینری حذف می‌کند. در شکل ۳ تفاوت تصویر قبل و بعد از انطباق دمون در یک بیمار لب‌شکری نشان داده شده است. در شکل الف، بخش سمت چپ مربوط به یک اسلایس اکسیال و در شکل ب نسخه انعکاس یافته‌ی بخش سمت راست پیش از انطباق نمایش داده شده و پس از انطباق دمون و محاسبه تفاوت شدت روشنایی، در شکل ج ناحیه‌ای که دارای مقادیر خاکستری غیرسیاه است، بیان‌گر ناحیه با بیشترین عدم تقارن است. در شکل ۴ نتیجه اعمال آستانه‌گیری بر تصویر تفاوت شدت روشنایی (شکل ۳-ج) و ناحیه ناهنجاری پس از حذف نواحی FP نشان داده شده است.



شکل ۳: نمایش تفاوت تصویر قبل و بعد از انطباق دمون (یک بیمار لب-شکری)، الف) بخش سمت چپ مربوط به یک اسلایس اکسیال، ب) نسخه انعکاس یافته‌ی بخش سمت راست پیش از انطباق، ج) تفاوت شدت روشنایی دو قسمت پس از انطباق.

### ۳- نتایج شبیه‌سازی

پایگاه داده مورد استفاده در این تحقیق شامل تصاویر سی‌تی اسکن ۲۱ بیمار با سه نوع ناهنجاری لب شکری<sup>۱۱</sup>، شکستگی<sup>۱۲</sup> و ایمپکشن<sup>۱۳</sup> می‌باشد که از بخش جراحی فک و صورت در بیمارستان طالقانی تهران اخذ شده‌اند. داده‌ها مربوط به ۱۲ بیمار دچار شکستگی، ۳ مورد لب شکری و ۶ ایمپکشن می‌باشند. همان‌طور که در بخش دوم بتفصیل شرح داده شد، پس از تعیین محور تقارن هر تصویر به دو بخش تقسیم شده و از انطباق دمون جهت تصحیح جابجایی‌های اندک پیکس‌های متناظر بخش چپ و نسخه انعکاس یافته‌ی بخش راست استفاده کردیم. برای آنالیز تفاوت شدت روشنایی دو قسمت، ابتدا با آستانه‌گیری ناحیه ناهنجاری را بصورت زمخت بخش‌بندی کرده و سپس با اعمال قیودی نواحی FP<sup>۱۰</sup> (تشخیص-

صلب، آفین و غیرصلب تقسیم می‌شوند [۸]. در انطباق صلب و آفین ماتریس انتقال سراسری محاسبه می‌شود و قادر به تعیین تفاوت‌های غیرخطی بین دو تصویر نیست. در انطباق غیرصلب تبدیل محلی محاسبه می‌شود [۹] که برای کاربرد این مقاله مناسب‌تر است. در اینجا از انطباق دمون استفاده کرده‌ایم که از سرعت و دقت مناسبی برخوردار است. انطباق دمون نخستین بار توسط Thirion معرفی شد [۱۰-۱۱] و توسط Wang و Cachier توسعه داده شد [۱۲-۱۳]. در این روش سرعت (حرکت) برای هر پیکسل با بکارگیری تفاوت‌های شدت روشنایی و گرادینت تعریف می‌شود. میدان سرعت با یک گوسین هموارتر شده و از آن برای انتقال تصویر متحرک و انطباق این تصویر بر روی تصویر استاتیکی استفاده می‌شود. معادلات این روش را بازنویسی کردیم تا بتوانیم مسئله بهینه‌سازی را با بهینه‌ساز<sup>۹</sup> BFGS و در ساختار چندرزولوشنی حل کنیم. بنابراین فرمت نهایی معادلات بشرح زیر است:

$$E = \frac{1}{2} \|F_T - M \circ (S + U)\|^2 + \frac{1}{2} \|F - M_T \circ (S + U)\|^2 + \frac{\sigma_u^2}{\sigma_x^2} \|U\|^2 \quad (1)$$

$$\nabla E = (M_T \circ S - F) \left( \frac{\nabla F}{|\nabla F|^2 + \alpha^2 (M_T \circ S - F)^2} \right) + (M \circ S - F_T) \left( \frac{\nabla M}{|\nabla M|^2 + \alpha^2 (M \circ S - F_T)^2} \right) \quad (2)$$

در معادله (۱) و (۲)، E خطای انطباق،  $F_T$  و  $M_T$  تصاویر انتقال یافته‌ی متحرک و ساکن، S میدان انتقال و U بهنگام شده‌ی میدان انتقال هستند.

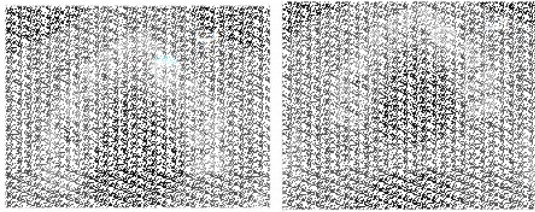
بمنظور پیشگیری از مینیمم محلی و افزایش سرعت انطباق، از انطباق سلسله‌مراتبی و چندرزولوشنی استفاده می‌شود. بدین ترتیب که ابتدا تصاویر اولیه به  $8 \times 8$  تغییر مقیاس یافته و عملیات انطباق انجام می‌شود. سپس اندازه میدان انتقال و تصاویر اولیه را به  $16 \times 16$  تغییر داده و این عملیات تکرار می‌شود تا به رزولوشن اولیه تصاویر برسیم.

### ۳-۲- کمی‌سازی عدم تقارن و بخش‌بندی ناحیه ناهنجاری با استفاده از انطباق

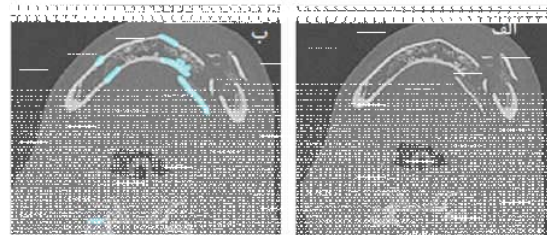
همان‌گونه که در بلوک دیاگرام شکل ۱ نشان داده شده، پس از تعیین محور تقارن هر تصویر به دو بخش تقسیم شده و از انطباق دمون جهت تصحیح جابجایی‌های اندک پیکس‌های متناظر بخش چپ و نسخه انعکاس یافته‌ی بخش راست استفاده کردیم. برای آنالیز تفاوت شدت روشنایی دو قسمت، ابتدا با آستانه‌گیری ناحیه ناهنجاری را بصورت زمخت بخش‌بندی کرده و سپس با اعمال قیودی نواحی FP<sup>۱۰</sup> (تشخیص-

<sup>11</sup> Cleft  
<sup>12</sup> Fracture  
<sup>13</sup> Impaction

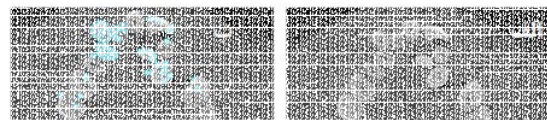
<sup>9</sup> Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno  
<sup>10</sup> False positive



شکل ۵: نتیجه بخش‌بندی ناحیه ناهنجاری در یک بیمار دچار ایمپلنتیشن. تصویر اول (ب) ناحیه ناهنجاری که با رنگ آبی مشخص شده.



شکل ۶: نتیجه بخش‌بندی ناحیه ناهنجاری در یک بیمار دچار شکستگی (الف) تصویر اولیه (ب) ناحیه ناهنجاری که با رنگ آبی مشخص شده.



شکل ۷: نتیجه بخش‌بندی ناحیه ناهنجاری در یک بیمار لب شکری. الف) تصویر اولیه، ب) ناحیه ناهنجاری که با رنگ آبی مشخص شده.

جدول ۱: ضریب دایس و فاصله هاسدورف (به میلی‌متر) بین نتیجه‌ی بخش‌بندی خودکار و دستی (میانگین ± انحراف معیار)

متریک	لب شکری	ایمپلنتیشن	شکستگی
ضریب دایس	۰/۷۶ ± ۰/۱۰	۰/۸۵ ± ۰/۰۹	۰/۵۵ ± ۰/۱۱
فاصله هاسدورف	۵/۱۹ ± ۰/۹۰	۰/۶۹ ± ۰/۶۸	۶/۳۱ ± ۰/۶۸

#### ۴- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

در این مقاله یک روش خودکار برای تشخیص و بخش‌بندی ناهنجاری‌های فک و صورت در تصاویر سی‌تی اسکن ارائه کردیم. چهارچوب روش پیشنهادی شامل سه گام تعیین محور تقارن، انطباق دمون و اعمال قیودی جهت حذف نواحی FP است. از یک روش مقاوم و مؤثر برمبنای نقاط ویژگی مدرن جهت تعیین محور تقارن استفاده کردیم. پس از آن هر تصویر به دو بخش تقسیم شده و با بکارگیری انطباق دمون به

چپ و نسخه انعکاس یافته‌ی بخش راست استفاده کردیم. سپس با آستانه‌گیری ناحیه ناهنجاری را بصورت زمه‌نفت مشخص نموده و با اعمال قیودی نواحی FP را حذف می‌کنیم. نتایج بخش‌بندی ناحیه ناهنجاری در سه بیمار دچار ایمپلنتیشن، شکستگی و لب شکری بترتیب در شکل‌های ۵ تا ۷ نمایش داده شده است. در این تصاویر ناحیه ناهنجاری با کانتر آبی رنگ مشخص شده است.

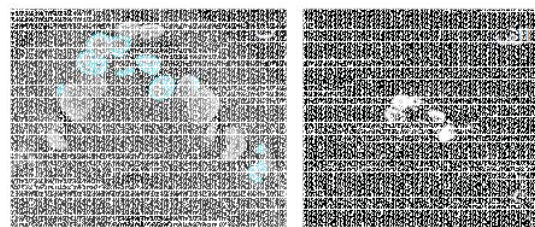
این روش را می‌توان به سه روش دیگر نیز اعمال کرد. در این روش استفاده از یک ضریب دایس در جهت تعیین نواحی FP می‌تواند به عنوان یک معیار دیگر استفاده شود. همچنین می‌تواند به عنوان یک معیار دیگر استفاده شود. همچنین می‌تواند به عنوان یک معیار دیگر استفاده شود.

$$D(A, M) = \begin{cases} \max\{A, M\} \\ \min\{A, M\} \end{cases} \quad (2)$$

در این رابطه  $A$  و  $M$  بترتیب نتایج بخش‌بندی حاصل از الگوریتم ما و روش دستی می‌باشند. با استفاده از ضریب دایس می‌توان میزان ناحیه مشترک در دو روش بخش‌بندی را بدست آورد اما مرزهای دو ناحیه ممکن است از هم دور باشند. با کمک فاصله هاسدورف می‌توان فاصله بین کانترهای نواحی بدست آمده را مشخص کرد که از رابطه زیر بدست می‌آید:

$$HD(A, M) = \max\left\{ \max_{X \in A} \left\{ \min_{Y \in M} \{ \|X - Y\| \} \right\}, \max_{Y \in M} \left\{ \min_{X \in A} \{ \|Y - X\| \} \right\} \right\} \quad (4)$$

در این رابطه  $X$  و  $Y$  مختصات پیکسل‌ها در مجموعه‌های  $A$  و  $M$  می‌باشند و  $\| \cdot \|$  بیانگر فاصله اقلیدسی است. نتایج مربوط به ضریب دایس و فاصله هاسدورف در پایگاه داده مورد استفاده در جدول ۱ گزارش شده است.



شکل ۴: الف) نتیجه اعمال آستانه‌گیری بر تصویر تفاوت شدت روشنایی که در شکل ۳-ج نشان داده شده، ب) ناحیه ناهنجاری پس از حذف نواحی FP.



- [12] X. Pennec, P. Cachier and N. Ayache, 1999 "Understanding the 'Demon's Algorithm': 3D non-rigid registration by gradient descent, in Proceedings of MICCAI, LNCS 1679, pp. 597-605, 1999.
- [13] H. Wang, L. Dong, J.O. Daniel, R. Mohan, A.S. Garden, K. Ang, D.A. Kuban, M. Bonnen, J.Y. Chang and R. Cheung, "Validation of an accelerated 'demons' algorithm for deformable image registration in radiation therapy," *Phys Med Biol*, vol. 50, no. 12, pp. 2887-2905, 2005.

تصحیح جابجایی‌های اندک پیکس‌های متناظر بخش چپ و نسخه انعکاس یافته‌ی بخش راست پرداختیم. در انطباق دمون پیکسل‌ها می‌توانند در فواصل طولانی حرکت کنند که بصورت فیزیکی غیرممکن است. جهت ارزیابی روش پیشنهادی از تصاویر سی‌تی اسکن مربوط به ۲۰ بیمار با سه نوع ناهنجاری لب شکری، شکستگی و ایمپکشن استفاده کردیم. ارزیابی کمی بخش‌بندی بکمک دو معیار اندیس شباهت دایس و فاصله هاسدورف انجام شده است. با ارزیابی بصری ناحیه بخش‌بندی در شکل‌های ۵ تا ۷ و معیارهای ذکر شده در جدول ۱ می‌توان نتیجه‌گیری کرد که دقت روش پیشنهادی در بخش‌بندی ناهنجاری‌های لب‌شکری و ایمپکشن بسیار بیشتر از ناحیه شکستگی است و ضریب دایس مربوط به شکستگی کمتر از ۰/۷۵ به دست آمده که دقت مناسبی محسوب نمی‌شود. یکی از محدودیت‌های اصلی روش پیشنهادی ناتوانی در بخش‌بندی ناهنجاری‌های بزرگ که ممکن است از خط تقارن عبور کنند یا یک زوج ناهنجاری متقارن است. در کارهای آینده باید روش‌هایی ابداع شوند که بتوان از آنها برای حل این چالش‌ها استفاده کرد. همچنین مسئله دیگر زیاد بودن FP علی‌رغم قیود اعمال شده برای حذف این نواحی است که در مطالعات آینده مورد بررسی قرار خواهند گرفت.

سپاس‌گزاری

بدین وسیله از زحمات خانم دکتر پورافکاری و پرسنل بیمارستان طالقانی که مجموعه‌ی داده بیماراران را در اختیار ما قرار دادند، قدردانی می‌شود.

مراجع

- [1] D. Cherifi, M.Z. Doghmane, A. Nait-Ali, Z. Aici, and S. Bouzelha, "Abnormal tissues extraction in MRI brain medical images," in 7th International Workshop on Systems, Signal Processing and their Applications, Tipaza, 2011, pp. 357 - 360.
- [2] M. Stoetzer, F. Nickel, M. Rana, J. Lemound, D. Wenzel, C. von See and N. Gellrich, "Advances in assessing the volume of odontogenic cysts and tumors in the mandible: a retrospective clinical trial," *Head & Face Medicine*, vol.9, no.14, 2013, pp. 1-15.
- [3] V. Padoia, E. Binaghi, S. Balbi, A. De Benedictis, E. Monti, and R. Minotto, "Glial brain tumor detection by using symmetry analysis," *Proc. SPIE 8314, Medical Imaging 2012: Image Processing*, 831445, February 23, 2012.
- [4] H. Khotanlou, O. Colliot, J. Atif, and I. Bloch. "3D brain tumor segmentation in MRI using fuzzy classification, symmetry analysis and spatially constrained deformable models," *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 160, no. 10, pp. 1457 - 1473, 2009.
- [5] N. Ray, R. Greiner, and A. Murtha, "Using symmetry to detect abnormalities in brain MRI," *Computer Society of India Communications*, vol. 31, no. 19, pp.7-10, 2008.
- [6] C. Vasanthanayaki, "Enhanced morphological and Soft morphological shape Decomposition techniques for 2d shape representation," Ph.D. dissertation, Dept. Information and Communication Eng., Anna Univ., Tamil Nadu, India, 2007.
- [7] G. Loy and J.O. Eklundh, "Detecting Symmetry and Symmetric Constellations of Features," in Proceedings of the 9th European conference on Computer Vision, Part II, LNCS 3952, pp. 508-521, 2006.
- [8] J. M. Fitzpatrick and M. Sonka, "Image Registration," in *Handbook of Medical Imaging*, vol. 2, Washington: SPIE Press, 2009, pp. 447-514.
- [9] H. Wang and B. Fei, "Nonrigid point registration for 2D curves and 3D surfaces and its applications in small animal imaging," *Physics in Medicine and Biology*, vol.58, no.12, pp. 4315-4330, 2013.
- [10] J.P. Thirion, "Fast Non-rigid matching of 3D medical images," Technical Report 2547, INRIA, Sophia Antipolis, France, 1995.
- [11] J.P. Thirion, "Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons," *Med Image Anal*, vol. 2, no. 3, pp. 243-60, 1998.