

## اندازه گیری ضرایب همبستگی بین ویژگی های استخراج شده از تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی

فریبا فرهادی بیرگانی<sup>۱</sup>، داریوش فاتحی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup>دانشجو، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، اهواز ایران؛ <sup>۲</sup>گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد، شهرکرد، ایران.

تاریخ دریافت: ۹۶/۶/۷ تاریخ پذیرش: ۹۶/۸/۲۴

### چکیده:

زمینه و هدف: امروزه استفاده از کامپیوتر در پردازش تصویر برای حل کاستی های تصاویر پزشکی به سرعت در حال افزایش است. در پردازش تصویر ویژگی های تصویر آنالیز می شوند. ویژگی های تصویر معرف خود تصویر و شامل اطلاعات تصویر می باشند. هدف از مطالعه حاضر بررسی همبستگی بین ویژگی های تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی می باشد.

روش بررسی: در این مطالعه توصیفی- تحلیلی از اطلاعات ۱۴۵۸ تصویر سی تی و ام آر آی بیمار (۳ زن و ۳ مرد) مراجعه کننده به بیمارستان گلستان اهواز استفاده شد. بعد از جمع آوری تصاویر، پیش پردازش و استخراج ویژگی تصاویر انجام شد. سپس ویژگی های تصاویر استخراج شده آنالیز و همبستگی بین آن ها اندازه گیری شد. در مطالعه حاضر همبستگی از نوع توصیفی بود و به دلیل کمی بودن مشاهدات از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد.

یافته ها: بین بیشتر ویژگی های استخراج شده از تصاویر سی تی و ام آر آی (از نوع T1) یک رابطه معنی دار وجود داشت ( $P < 0/05$ ). همبستگی بین ویژگی های تصاویر سی تی و ام آر آی (از نوع T1) بیشتر از همبستگی بین ویژگی های تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی (از نوع T2) بود. همچنین این همبستگی بیشتر از همبستگی بین تصاویر ام آر آی (از نوع T1) و ام آر آی (از نوع T2) بود. حداکثر ضریب همبستگی (۰/۹۳) مربوط به ویژگی های بافت و حداقل آن (۰/۰۰۴) مربوط به ویژگی های مورفولوژیکی می باشد.

نتیجه گیری: نتایج این مطالعه نشان داد که رابطه معنی داری بین ویژگی های تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی وجود دارد که می توان در مواردی مانند طبقه بندی و قطعه بندی از الگوریتم های مشابه استفاده کرد.

واژه های کلیدی: استخراج ویژگی، سی تی اسکن، ام آر آی، ضریب همبستگی.

### مقدمه:

آسایش شبکه یا قسمت مورد مطالعه (که با T1 مشخص می شود)، (ب) زمان آسایش نوکلئون ها (که با T2 مشخص می شود) و (ج) چگالی هیدروژن (پروتون) در بافت های مجاور تولید می شوند.

امروزه ام آر آی برای به دست آوردن تصاویر ۳ بعدی با کیفیت بالا از بافت های نرم قسمت های مختلف بدن مثل مغز، اعصاب، قلب، عروق، مفاصل، دیسک های بین مهره ای، قفسه سینه و اندام های داخلی بکار می رود (۴-۲). ام آر آی بخصوص برای

تصویربرداری تشدید مغناطیسی یا ام آر آی (MRI) یکی از تکنیک های تصویربرداری پزشکی است که تصاویری با کیفیت بسیار خوب از ساختارهای آناتومیکی بدن انسان فراهم می کند و امروزه به طور گسترده ای برای کاربردهای تشخیصی بکار می رود. ام آر آی تکنیک انتخابی برای آشکارسازی با جزییات بالای ویژگی های بافت های نرم می باشد (۱). در ام آر آی انواع مختلفی از تصاویر را می توان ایجاد نمود که عمدتاً بر اساس تفاوت بین یکی از ۳ عامل (الف) زمان

\* نویسنده مسئول: شهرکرد- دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد- گروه فیزیک پزشکی- تلفن: ۰۳۸-۳۳۳۳۵۶۵۲، E-mail: d.fatehi@gmail.com

در بینایی کامپیوتر و پردازش تصویر، یک ویژگی بخشی از اطلاعات تصویر می‌باشد که به حل محاسباتی یک برنامه خاص می‌پردازد. پردازش تصویر مجموعه‌ای بسیار پیچیده از ویژگی‌هاست. ویژگی‌ها ممکن است ساختار خاصی در تصویر مانند نقاط، لب‌ها یا اشیاء باشند، یا اینکه نتیجه یک عملکرد همسایگی باشند. مفهوم ویژگی بسیار کلی است و انتخاب ویژگی‌های مناسب در یک سیستم بینایی خاص یکی از مهم‌ترین چالش‌ها در حوزه پردازش تصویر می‌باشد (۱۳). استخراج ویژگی گام اساسی و اولیه در بسیاری از کاربردهای پردازش تصویر مانند طبقه‌بندی و قطعه‌بندی می‌باشد (۱۴، ۱۵). متذکر می‌شویم که تمام ویژگی‌هایی که از یک تصویر استخراج می‌شوند، مفید نبوده و مسئله انتخاب ویژگی‌های مهم، موضوع بسیاری از تحقیقات در دهه اخیر بوده است.

از آنجایی که در مغز انسان ساختارهای پیچیده‌ای از بافت‌های مختلف مانند ماده سفید، ماده خاکستری و مایع مغزی نخاعی وجود دارد؛ بنابراین استخراج ویژگی‌های مفید از تصاویر مغز همواره مهم‌ترین چالش بوده است (۱۶). وجود رابطه بین ویژگی‌های تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی، کمک شایانی به روش‌های پردازش تصویر مبتنی بر ویژگی (Feature-Based) مانند طبقه‌بندی و قطعه‌بندی خواهد کرد (۱۴، ۱۵). علاوه بر این، بررسی همبستگی بین ویژگی‌های تصویر برای به دست آوردن تصاویر شبه سی تی (Pseudo-CT) در روش‌های مبتنی بر ویژگی (Feature-Based) بسیار کمک‌کننده می‌باشد.

در صورت وجود ویژگی‌هایی از سی‌تی‌اسکن و ام آر آی که همبستگی خوبی داشته باشند، می‌توان از الگوریتم‌های مشابه برای مطالعات طبقه‌بندی و قطعه‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی استفاده کرد. این موضوع منجر به صرفه جویی در هزینه، کاهش زمان اجرای برنامه و همچنین تقلیل پیچیدگی‌های محاسباتی خواهد شد. مزیت دیگر بهینه کردن ویژگی‌ها در جهت بهبود کنتراست تصویر CT به کمک تصویر MR می‌باشد. به عبارت دیگر

تصویربرداری از مغز کاربرد گسترده‌ای دارد چون ماده سفید، ماده خاکستری و مایع مغزی نخاعی دارای ترکیبات متفاوتی از هیدروژن بوده، از این رو می‌توان آن‌ها را در تصاویر T1 و T2 متمایز ساخت. معمولاً برای تصویربرداری از مغز از هر دو روش با هم استفاده می‌شود (۵). مهم‌ترین امتیاز ام آر آی غیرتهاجمی بودن آن است، چون این تکنیک از خواص مغناطیسی هیدروژن و تعامل آن با یک میدان مغناطیسی قوی و امواج رادیویی برای تولید تصاویر استفاده می‌کند (۶).

توموگرافی کامپیوتری یا سی‌تی (CT) اسکن یکی دیگر از روش‌های تصویربرداری پزشکی است که از اشعه ایکس به منظور ایجاد تصویر از بدن استفاده می‌کند. در سی‌تی‌اسکن، تیوب اشعه ایکس در مقابل یک قوس متشکل از چندین آشکارساز قرار گرفته و با چرخش در اطراف بیمار اطلاعات تصویر را به شکل کامپیوتری از مقاطع بدن در اختیار قرار می‌دهد. سی‌تی‌اسکن همچنین روش انتخابی در تشخیص در برخی از شرایط اضطراری و اورژانس مانند خونریزی مغزی، آمبولی، پارگی سرخرگ‌های بزرگ مثل آئورت، سنگ کلیه و موارد مشابه می‌باشد (۹-۷). با ادامه پیشرفت در تکنولوژی سی‌تی‌اسکن از جمله سریع‌تر شدن زمان تصویربرداری و بهبود رزولوشن تصاویر، دقت و کارایی این روش به‌طور چشمگیری افزایش یافته و در نتیجه امروزه این روش در تشخیص‌های پزشکی کاربرد فراوانی دارد (۱۰، ۱۱).

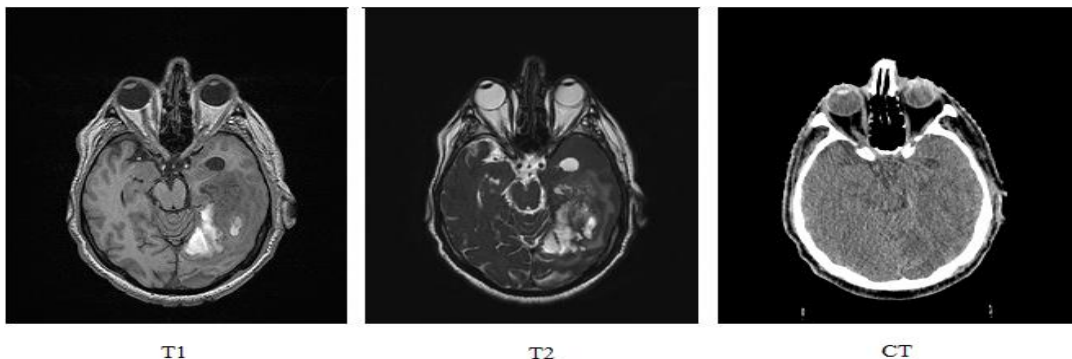
واضح است که سی‌تی‌اسکن و ام آر آی دو روش تصویربرداری با مبانی فیزیکی متفاوت می‌باشند و تصاویر به دست آمده از آن‌ها برای مقاصد بالینی متفاوتی بکار می‌روند. امروزه استفاده از پردازش تصویر در زمینه‌ی پزشکی به سرعت در حال افزایش است و در این زمینه مطالعات فراوانی انجام شده که منجر به حل بسیاری از مسائل شده است (۱۲). در پردازش تصویر، آنچه مورد آنالیز قرار می‌گیرد، ویژگی‌های (Features) تصویر می‌باشد. ویژگی‌ها توصیف‌کننده هر تصویر هستند و اطلاعات مهمی درباره تصویر فراهم می‌کنند.

الف) جمع آوری نمونه (تصاویر): در این مرحله ۱۴۵۸ تصویر مغز شامل تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی (از هر دو نوع T1 و T2) مربوط به ۶ بیمار (مبتلا به تومور گلیوما درجه ۱ تا ۴) که در مرکز تصویربرداری بیمارستان گلستان اهواز تهیه شده بودند، جمع آوری شد. هر بیمار ۸۱ تصویر از مقطع عرضی از نوع CT، MRI-T1 و MRI-T2 (جمعاً ۲۴۳ تصویر) داشت که این مقاطع به دقت نظیر به نظیر شدند. در این مطالعه از فرمول کوکران برای تعیین حجم نمونه استفاده شده است. لازم به ذکر است که در این مطالعه، مشابه همه مطالعات پردازش تصویر، حجم نمونه همان تعداد تصاویر می باشد. در تصویر شماره ۱ نمونه ای از جمع آوری تصویر در این مرحله نشان داده شده است. تصاویر سی تی اسکن با دستگاه ۶۴ اسلایس زیمنس (ساخت کارخانه Siemens کشور آلمان) با شرایط ۱۲۰ kVp و ۱۴۷ mAs و ضخامت اسلایس ۱ میلی متر تهیه شدند. تصاویر ام آر آی نیز با دستگاه ۱/۵ تسلا زیمنس (ساخت کارخانه Siemens کشور آلمان) تهیه شدند. شرایط تهیه تصاویر MRT1 عبارت بود از  $TR=1930$ ،  $TE=5/1$ ،  $FOV=256 \times 256$  و ضخامت اسلایس ۱/۷ میلی متر و شرایط تهیه تصاویر MRT2 عبارت بود از  $TR=750$ ،  $TE=109$ ،  $FOV=256 \times 256$  و ضخامت اسلایس ۱/۷ میلی متر.

کمبودها و نقایص تصاویر را می توان به کمک ویژگی هایی که همبستگی خوبی دارند، مرتفع ساخت. هدف مطالعه حاضر پاسخ به این سؤال اساسی است که با وجود تفاوت های فیزیکی و بالینی (کاربرد) بین دو روش تصویربرداری سی تی اسکن و ام آر آی، اولاً آیا بین ویژگی های استخراج شده از تصاویر آن ها رابطه معنی داری وجود دارد؟ و ثانیاً همبستگی این ویژگی ها چگونه است؟

### روش بررسی:

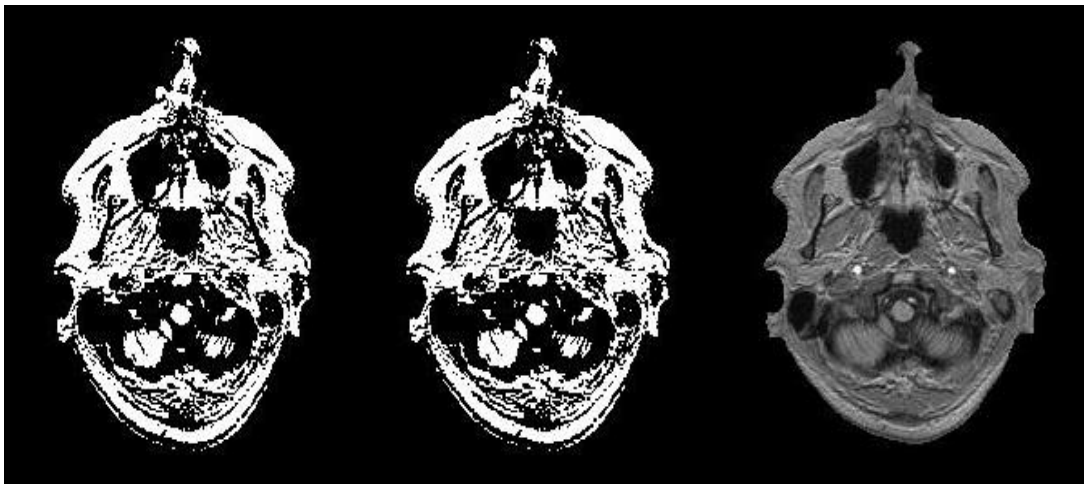
مطالعه حاضر با کد IR.AJUMS.REC.1395.215 در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز ثبت شده است. این مطالعه در ۴ مرحله شامل جمع آوری تصاویر، پیش پردازش، استخراج ویژگی و آنالیز ویژگی ها انجام شد که در ادامه به صورت جداگانه شرح داده خواهند شد. تصاویر ام آر آی که بر اساس تفاوت T1 بافت های مجاور به دست می آیند، به تصاویر T1-weighted معروف هستند که در مطالعه حاضر به اختصار با نماد MRI-T1 نشان داده شده اند. همین طور تصاویری که بر اساس تفاوت T2 بافت های مجاور به دست می آیند به تصاویر T2-weighted معروف هستند و با نماد MRI-T2 نمایش داده شده اند. مراحل پیش پردازش و استخراج ویژگی با استفاده از نرم افزار MATLAB و مرحله آنالیز ویژگی ها با استفاده از نرم افزار SPSS انجام شد.



تصویر شماره ۱: نمونه ای از جمع آوری تصاویر CT، MRI-T1 و MRI-T2 در مقطع مشابه که در مطالعه حاضر مورد استفاده قرار گرفتند

شدت‌های روشنایی شروع می‌شود و تا چند مضرب بالاتر از آن ادامه می‌یابد. قطر اصلی ماتریس C (کواریانس) در حقیقت واریانس شدت روشنایی‌ها می‌باشد؛ بنابراین از واریانس به‌دست‌آمده جذر گرفته شد و سپس انحراف معیار محاسبه شد. نمونه‌ای از مراحل جدا کردن بخش‌های مهم‌تر برای تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی به ترتیب در تصاویر شماره ۲ و ۳ نشان داده شده است. برای استخراج خواص مورفولوژیکی، از تصاویر به‌دست‌آمده در قسمت ج تصاویر شماره ۲ و ۳ استفاده شد.

ب) پیش‌پردازش: این مرحله جهت حذف نویز و استخراج نواحی مهم‌تر تصویر مورد نیاز است. به‌منظور باینری نمودن و برای به دست آوردن خواص مورفولوژیکی از روش آستانه گذاری Otsu استفاده شد. نکته مهم در زمینه انتخاب حد آستانه با روش Otsu این است که آستانه مضربی از انحراف معیار شدت روشنایی تصویر است. حد آستانه (T) یکی از ارکان مهم در جداسازی تصاویر می باشد و برای شرایط محیطی یکسان، ثابت است. فرآیند جداسازی، از آستانه مساوی بیشترین مضرب‌های انحراف معیار



**تصویر شماره ۲:** مراحل اصلی انجام گرفته برای جدا کردن بخش‌های مهم‌تر تصاویر ام آر آی (الف) تصویر نهایی فیلتر شده با حذف زمینه، (ب) تصویر باینری، (ج) بخش‌های مهم‌تر تصویر باینری.



(ج) (ب) (الف) **تصویر شماره ۳:** مراحل اصلی انجام گرفته برای جدا کردن بخش‌های مهم‌تر تصاویر سی‌تی‌اسکن (الف) تصویر نهایی فیلتر شده با حذف زمینه، (ب) تصویر باینری، (ج) بخش‌های مهم‌تر تصویر باینری.

بافت، میانگین ساختاری بافت، گابور، موجک و ابعاد فرکتال برای هر تصویر استخراج شده و در فایل اکسل ذخیره شدند. در مجموع این ویژگی‌ها ۶۵ مورد بودند که فراوانی هر کدام در جدول شماره ۱ نشان داده شده است.

ج) استخراج ویژگی: یکی از مهم‌ترین بخش‌های پردازش تصویر برای کاربردهای مختلف در زمینه تصاویر پزشکی استخراج ویژگی از تصویر موجود می‌باشد. در این مطالعه ویژگی‌های مورفولوژیکی، آماری مرتبه اول،

**جدول شماره ۱: فراوانی ویژگی‌های استخراج شده از تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی مربوط به بیماران مورد استفاده در مطالعه حاضر**

کل	مورفولوژیکی	آماری مرتبه اول	بافت	میانگین ساختاری بافت	گابور	ضرایب موجک	ابعاد فرکتال
۶۵	۸	۳	۱۶	۴	۱۶	۱۰	۸

بعد فرکتال (Fractal Dimension): ویژگی‌های فرکتال استخراج شده در این تحقیق به روش شمارش باکس‌های پوشاننده تصویر می‌باشد (Box-Counting). در این روش کامپیوتر با توجه به اینکه ورودی ماتریس با ابعاد ۱، ۲ و ۳ بعدی باشد، تعداد باکس‌هایی که برای پوشاندن تصویر استفاده می‌شود را شمارش نموده و با استفاده از رابطه زیر بعد فرکتال را تعیین می‌نماید:

$$FD = -diff(\log(n)) / diff(\log(r))$$

در این رابطه FD بعد فرکتال، n تعداد باکس‌ها و r طول باکس‌ها می‌باشد.

ضرایب موجک (Wavelet Coefficients): ویژگی‌های موجک با میانگین‌گیری از ضرایب موجک مربوط به لایه‌های انتخاب شده استخراج شدند. برای این منظور تعداد لایه‌ها ۳ عدد انتخاب شده بود و بخش‌های مربوط به ضرایب موجک به صورت (۰،۰)، (۰،۱)، (۱،۱)، (۰،۲)، (۱،۲)، (۲،۲)، (۰،۳)، (۱،۳)، (۲،۳)، (۳،۳) نشان داده شد که با میانگین‌گیری از آن‌ها برای هر تصویر ۱۰ ویژگی موجک به دست آمد. ویژگی‌های موجک در این تحقیق به صورت Wave00، Wave01، ...، Wave33 نشان داده شدند. درخت تجزیه (tree decomposition) موجک در تصویر شماره ۴ نشان داده شده است.

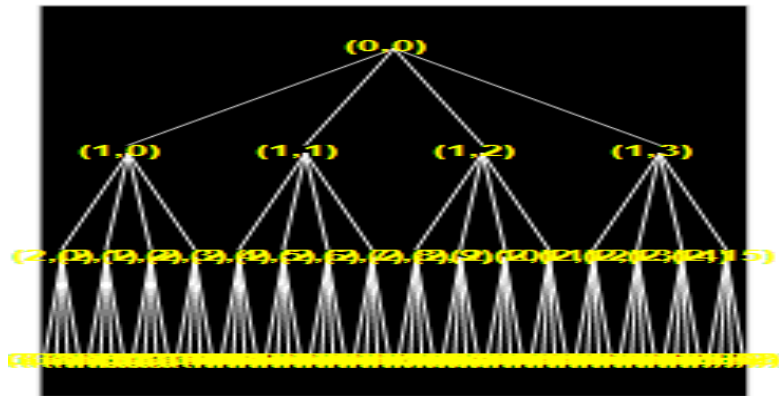
ویژگی‌های مورفولوژیکی (Morphological Features) محاسبه شده در مطالعه حاضر عبارت‌اند از سطح، محیط، طول محور اصلی، طول محور فرعی، قطر معادل، سطح چندضلعی محیطی، وسعت و استحکام.

ویژگی‌های آماری مرتبه اول (The First Order Statistical) مورد ارزیابی در تحقیق حاضر عبارت‌اند از متوسط، انحراف معیار و آنتروپی.

ویژگی‌های بافت (Features Texture): جهت به دست آوردن خواص بافت از روش ماتریس هم‌اتفاق سطح خاکستری استفاده شد. از ویژگی‌های آماری ۴ ویژگی (انرژی، همبستگی، کنتراست و یکنواختی) کاربرد بیشتری دارند که در این تحقیق این ویژگی‌ها در زوایای ۰، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ محاسبه شدند.

میانگین بافت (Mean Texture): که در واقع میانگین هر کدام از ویژگی‌های به دست آمده از بافت در هر زاویه می‌باشد.

ویژگی‌های گابور (Gabor): ویژگی‌های گابور شامل ۱۶ ویژگی در ۴ سطح و ۴ زاویه بودند. سطوح شامل ۱، ۲، ۳ و ۴ و زوایا شامل ۰، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه می‌باشند. این ویژگی‌ها به ترتیب به صورت Gabor1\_0، Gabor1\_90، ...، Gabor4\_270 می‌باشند.



تصویر شماره ۴: درخت تجزیه موجک

### یافته‌ها:

بررسی اطلاعات بیماران نشان می‌دهد مشخصات ۶ نفری که تصاویر مغز آن‌ها در این مطالعه استفاده قرار گرفت به این شرح بود: ۳ مرد ۴۶، ۶۴ و ۳۴ ساله و ۳ زن ۲۵، ۵۲ و ۶۷ ساله با حداقل سن ۲۵، متوسط ۴۸ و حداکثر ۶۷ سال که همگی مبتلابه تومور گلیوما بودند. حداقل و حداکثر وزن آن‌ها به ترتیب ۵۲ و ۹۵ کیلوگرم (میانگین ۷۵ کیلوگرم) و میانگین شاخص توده بدنی آن‌ها ۲۷/۵۵ بود. نتایج این مطالعه در ۳ بخش ارائه می‌شوند: (الف) استفاده از تصاویر یک بیمار، (ب) استفاده از تصاویر ۶ بیمار، و (ج) استفاده از تصاویر ۳ بیمار زن و ۳ بیمار مرد که در جدول شماره ۲ نشان داده شده است.

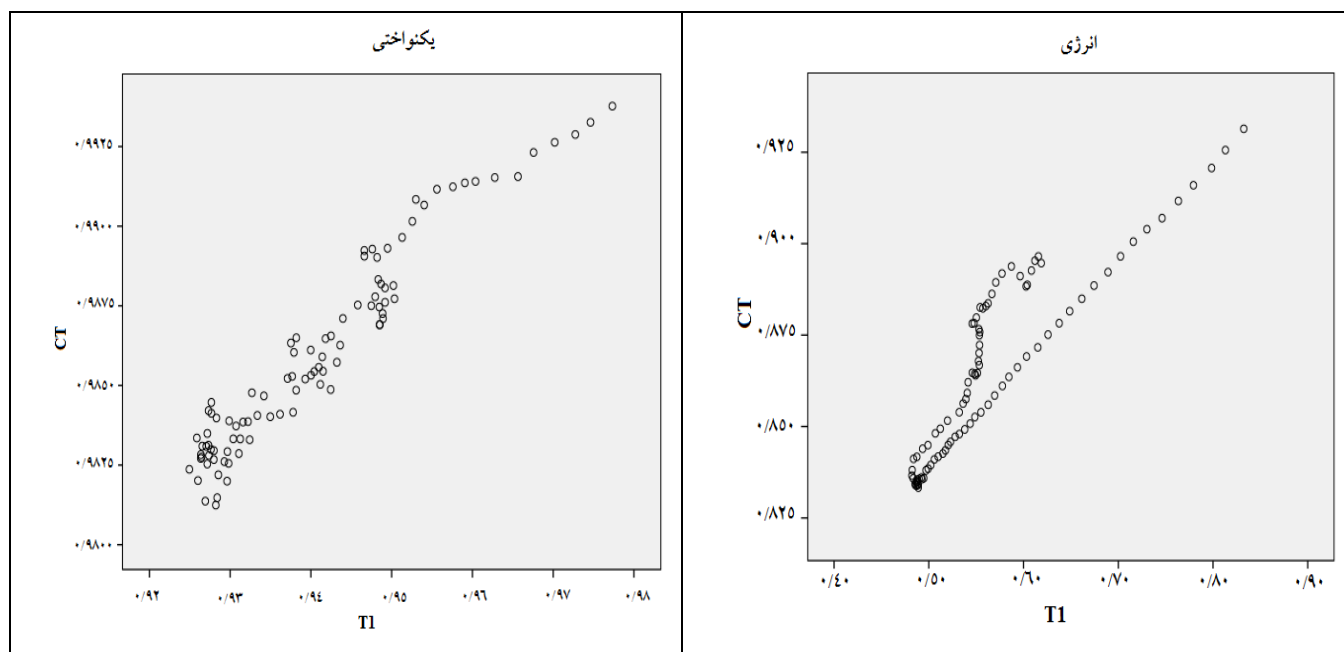
(د) آنالیز آماری ویژگی‌های استخراج شده: همانطور که گفته شد در این مطالعه ۶۵ ویژگی از هر تصویر استخراج شد (جدول شماره ۱) و در فایل اکسل ذخیره شدند. با توجه به اینکه ضرایب همبستگی (Correlation Coefficient) ابزاری آماری برای تعیین نوع و درجه رابطه یک متغیر کمی با متغیر کمی دیگر می‌باشد و همچنین شدت رابطه و نوع (مستقیم یا معکوس) بودن آن را نشان می‌دهد؛ در این مطالعه با استفاده از نرم‌افزار SPSS همبستگی بین ویژگی‌های مختلف استخراج شده به دست آمد. در مطالعه حاضر همبستگی از نوع توصیفی می‌باشد و با توجه به اینکه نمونه‌های جمع‌آوری شده (تصاویر) از لحاظ ماهیت مستقل از یکدیگر بودند و همچنین به دلیل کمی بودن مشاهدات از ضرایب همبستگی پیرسون استفاده شد. سطح معنی‌دار هم ۰/۰۵ می‌باشد.

جدول شماره ۲: تعداد مقاطع به کاررفته برای آنالیز آماری در مطالعه حاضر

تعداد کل مقاطع	تعداد مقاطع CT	تعداد مقاطع MRI در T1	تعداد مقاطع MRI در T2
تصاویر یک بیمار	۸۱	۸۱	۸۱
تصاویر ۶ بیمار	۴۸۶	۴۸۶	۴۸۶
تصاویر ۳ بیمار زن	۲۴۳	۲۴۳	۲۴۳
تصاویر ۳ بیمار مرد	۲۴۳	۲۴۳	۲۴۳

مشاهده نشد و برای تمام ویژگی‌های مذکور P بیشتر از ۰/۰۵ شد و بیشتر ویژگی‌های ضرایب همبستگی در حدود ۰/۱ داشتند. از میان ۱۶ ویژگی گابور تنها ۶ ویژگی، گابور ۱۱ تا ۱۶، با همدیگر رابطه معنی داری داشتند و ضرایب همبستگی آن‌ها بین ۰/۵ تا ۰/۶ بود و در بقیه موارد هیچ گونه رابطه معنی داری مشاهده نشد. ضعیف‌ترین ضرایب همبستگی به دست آمده، بعد از ویژگی‌های مورفولوژیکی، مربوط به ویژگی‌های فرکتال بود. تنها ویژگی هفتم فرکتال رابطه معنی دار داشت و ضریب همبستگی آن ۰/۷۳ شد. بقیه موارد رابطه معنی داری نداشتند. علاوه بر این، ضرایب موجک اول، چهارم و هفتم نیز رابطه معنی دار داشتند و ضرایب همبستگی آن‌ها در حدود ۰/۶ شد. در این بخش بهترین همبستگی مربوط به ویژگی‌های انرژی و یکنواختی بود که نمودار پراکنش آن‌ها در تصویر شماره ۵ نشان داده شده است.

الف) استفاده از تصاویر یک بیمار: در این مرحله ویژگی‌های استخراج شده از ۲۴۳ تصویر CT و MRI-T1 مربوط به یک بیمار که تعداد مقاطع عرضی آن به تفکیک در جدول شماره ۲ نشان داده شده است؛ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. در واقع این آنالیز برای همه تصاویر هر ۶ بیمار به صورت جداگانه انجام شد و تعداد مقاطع عرضی استفاده شده برای هر بیمار در این قسمت ۲۴۳ عدد بود. بررسی‌ها نشان داد که بین ویژگی‌های بافت و ویژگی‌های آماری مرتبه اول استخراج شده از تصاویر CT و MRI-T1 رابطه معنی داری وجود دارد و P در تمام موارد کمتر از ۰/۰۵ بود. ضریب همبستگی برای ویژگی‌های کنتراست، همبستگی، انرژی و یکنواختی به ترتیب ۰/۷۳، ۰/۸۴، ۰/۹۱ و ۰/۹۳ و برای ویژگی‌های آنتروپی، واریانس و میانگین به ترتیب ۰/۸۲، ۰/۷۶ و ۰/۸۴ به دست آمد. هیچ رابطه معنی داری بین ویژگی‌های مورفولوژیکی



تصویر شماره ۵: نمودارهای پراکنش ویژگی‌های انرژی و یکنواختی برای تصاویر CT و MRI-T1

بین CT و MRI-T1 بود. برای مثال برای ویژگی‌های کنتراست، همبستگی، انرژی و یکنواختی ضرایب همبستگی به ترتیب ۰/۳۳، ۰/۵۲، ۰/۸۴ و ۰/۵۵ به دست آمد؛ اما در مورد ویژگی‌های مبتنی بر موجک،

در این مطالعه همبستگی بین ویژگی‌های متناظر تصاویر CT و MRI-T2 نیز بررسی شد. نتایج نشان داد که ضرایب همبستگی به دست آمده برای ویژگی‌های بافت و ویژگی‌های آماری مرتبه اول کمتر از همبستگی

داشتند. ضرایب همبستگی بین ویژگی‌های کنتراست، همبستگی، انرژی و یکنواختی به ترتیب ۰/۵۲، ۰/۰۷، ۰/۵۴ و ۰/۶۲ و برای ویژگی‌های آماری مرتبه اول آنتروپی، واریانس و میانگین به ترتیب ۰/۵۱، ۰/۱۴ و ۰/۳۳ به دست آمد که نسبت به ضرایب همبستگی بقیه ویژگی‌ها بیشتر می‌باشند. این ضرایب در مقایسه با مرحله قبل (الف) که در آن فقط تصاویر یک بیمار بررسی شد، کمتر می‌باشد. ویژگی‌های فرکتال و موجک در برخی موارد رابطه معنی داری داشتند؛ اما ضرایب همبستگی آن‌ها ۰/۳ و کمتر از آن شد. همچنین نتایج نشان داد که همبستگی ویژگی‌ها در تصاویر CT و MRI-T1 بیشتر از همبستگی ویژگی‌های CT و MRI-T2 و همچنین بیشتر از همبستگی ویژگی‌ها در تصاویر MRI-T1 و MRI-T2 بود.

ج) استفاده از تصاویر ۳ بیمار زن و ۳ بیمار مرد: در این بخش تأثیر جنسیت بروی ضرایب همبستگی ویژگی‌ها بررسی شد و ویژگی‌های تصاویر مربوط به بیماران زن و مرد به‌طور جداگانه استخراج و در دو فایل اکسل ذخیره و آنالیز گردید. تعداد مقاطع استفاده شده در جدول شماره ۲ نشان داده شده است. در این مرحله فقط ویژگی‌های بافت و ویژگی‌های آماری مرتبه اول بررسی شدند.

بیماران مرد: بررسی‌ها نشان داد که ضرایب همبستگی بین ویژگی‌های کنتراست، همبستگی، انرژی و یکنواختی به ترتیب ۰/۴۶، ۰/۰۱، ۰/۴۲ و ۰/۵۶ و برای ویژگی‌های آنتروپی، واریانس و میانگین به ترتیب ۰/۴۲، ۰/۳۵، ۰/۰۴- بود. همچنین بررسی‌ها نشان داد که بین ویژگی‌های همبستگی و میانگین رابطه معنی داری وجود ندارد، اما بقیه معنی دار بودند.

بیماران زن: نتایج نشان داد بین ویژگی‌های بافت و آماری مرتبه اول رابطه معنی داری وجود دارد و در تمامی موارد P کمتر از ۰/۰۵ بود. ضرایب همبستگی بین ویژگی‌های کنتراست، همبستگی، انرژی و یکنواختی به ترتیب ۰/۷۷، ۰/۳۳، ۰/۴۸ و ۰/۵۱ و برای آنتروپی، واریانس و میانگین به ترتیب ۰/۴۶، ۰/۴۳- و ۰/۵۳ به دست آمد.

همبستگی CT و MRI-T2 در حدود ۰/۷ به دست آمد که بیشتر از CT و MRI-T1 بود. نکته قابل توجه این است که موجک‌هایی که همبستگی خوبی داشتند؛ در هر دو مورد مشابه بودند (ضرایب موجک اول، چهارم و هفتم). برخلاف تصاویر CT و MRI-T1 بین ابعاد فرکتال در تصاویر CT و MRI-T2 رابطه معنی داری وجود داشت و طبق نتایج به دست آمده از ۸ ویژگی فرکتال، ۴ مورد از آن‌ها ضرایب همبستگی بین ۰/۴ تا ۰/۶ داشتند. البته در مورد ویژگی‌های گابور اختلاف چندانی باهم نداشتند.

برای ارزیابی بیشتر، ضرایب همبستگی بین ویژگی‌های تصاویر MRI-T1 و MRI-T2 نیز محاسبه شد. آنچه ما انتظار داشتیم این بود که همبستگی ویژگی‌های تصاویر MRI نوع T1 و T2، چون با یک مبنای فیزیکی تولید می‌شوند، بیشتر از همبستگی ویژگی‌های CT با این دو نوع تصویر باشد؛ اما نتایج نشان داد که در تمامی موارد همبستگی کمتر بود. ضرایب همبستگی بین ویژگی‌های بافت، یعنی کنتراست، همبستگی، انرژی و یکنواختی به ترتیب ۰/۶۱، ۰/۶۴، ۰/۷۸، ۰/۶۱ و برای ویژگی‌های آماری مرتبه اول یعنی آنتروپی، واریانس و میانگین به ترتیب ۰/۷۱، ۰/۷۱ و ۰/۸۱ به دست آمد. نتایج حاصل از ضرایب موجک مشابه ضرایب همبستگی به دست آمده برای CT و MRI-T1 می‌باشد. تمام ویژگی‌های گابور (هر ۱۶ مورد) در تصاویر MRI-T1 و MRI-T2 رابطه معنی داری داشتند و ضرایب همبستگی آن‌ها بین ۰/۵ تا ۰/۸ بود. ویژگی‌های مورفولوژیکی و فرکتال در سطح ۰/۰۵ هیچ‌گونه رابطه معنی داری نداشتند.

ب) استفاده از تصاویر ۶ بیمار: در این بخش ضرایب همبستگی ویژگی‌های تصاویر CT، MRI-T1 و MRI-T2 به دست آمده از ۶ بیمار بررسی شد. تعداد کل مقاطع عرضی استفاده شده در این قسمت ۱۴۵۸ مقطع بود (جدول شماره ۲). نتایج نشان داد که ویژگی‌های بافت و ویژگی‌های آماری مرتبه اول در هر دو مرحله، ضرایب همبستگی بالاتری نسبت به بقیه ویژگی‌ها



رابطه معنی داری نداشته و پایین ترین ضرایب همبستگی را داشتند. به نظر می‌رسد ویژگی‌های مورفولوژیکی برای توصیف تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی ویژگی خوبی نیستند؛ چون هیچ‌گونه رابطه معنی داری بین آن‌ها مشاهده نشد. ویژگی‌های گابور و موجک نیز ضرایب همبستگی بالایی داشتند؛ اما بسته به اینکه همبستگی بین ویژگی‌های کدام تصاویر مدنظر است، متفاوت بودند. ویژگی‌های بافت بهترین همبستگی را در تمامی حالات (همبستگی بین CT و MRI-T1، همبستگی بین CT و MRI-T2 و همچنین همبستگی بین MRI-T1 و MRI-T2) داشتند.

نتایج این مطالعه نشان داد که همبستگی بین ویژگی‌های تصاویر سی‌تی‌اسکن و MRI-T1 بیشتر از همبستگی بین ویژگی‌های تصاویر سی‌تی‌اسکن و MRI-T2 بود. همین‌طور این همبستگی (همبستگی بین ویژگی‌های تصاویر سی‌تی‌اسکن و MRI-T1) بیشتر از همبستگی بین تصاویر MRI-T1 و MRI-T2 بود (جدول شماره ۳). علاوه بر این نتایج نشان داد، ویژگی‌های بافت و ویژگی‌های آماری مرتبه اول همبستگی بالاتری نسبت به بقیه ویژگی‌ها داشتند. همین‌طور ویژگی‌های مورفولوژیکی و فرکتال تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی

### جدول شماره ۳: ضرایب همبستگی مربوط به ویژگی‌های استخراج شده از تصاویر سی‌تی‌اسکن و MRI-T1

تعداد بیمار (تعداد مقاطع تصویر بررسی شده)	آنترپوی	واریانس	میانگین	کنتراست	همبستگی	انرژی	یکنواختی
یک بیمار (۱۶۲ تصویر)	* ۰/۸۲	* ۰/۷۶	* ۰/۸۴	* ۰/۷۳	* ۰/۸۴	* ۰/۹۱	* ۰/۹۳
۶ بیمار (۹۷۲ تصویر)	* ۰/۵۱	* ۰/۱۴	* ۰/۳۳	* ۰/۵۲	* ۰/۰۷	* ۰/۵۴	* ۰/۶۲
۳ بیمار زن (۴۸۶ تصویر)	* ۰/۴۶	* -۰/۴۳	* ۰/۵۳	* ۰/۷۷	* ۰/۳۳	* ۰/۴۸	* ۰/۵۱
۳ بیمار مرد (۴۸۶ تصویر)	* ۰/۴۲	* -۰/۳۵	* -۰/۰۴	* ۰/۴۶	* -۰/۰۱	* ۰/۴۲	* ۰/۵۶

\*: اختلاف معنی‌دار  $P < 0.05$ .

### بحث:

بیشترین مطالعاتی که هدفشان استخراج ویژگی از تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی برای کاربردهای مهم پردازش تصویر، از جمله طبقه‌بندی و قطعه‌بندی بود؛ یکی از ویژگی‌هایی که به کرات استفاده شده، ویژگی‌های آماری با استفاده از ماتریس هم‌اتفاق سطح خاکستری (ویژگی‌های بافت) است که نتایج مطالعه حاضر نیز اهمیت این ویژگی را برای مطالعه تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی نشان می‌دهد (۱۷-۱۹). از میان ویژگی‌های بافت ویژگی که به خوبی می‌تواند بیانگر همبستگی قوی

بین تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی باشد، یکنواختی است که این مسئله در یافته‌ها مشخص شده است. همان‌طور که در یافته‌ها مشاهده می‌شود، ضرایب همبستگی بین ویژگی‌های استخراج شده از تصاویر یک بیمار بیشتر از ضرایب همبستگی بین ویژگی‌های استخراج شده از ۶ بیمار می‌باشد که ممکن است دلیل آن پراکندگی بیشتر در داده‌ها باشد. برای ارزیابی بیشتر فاکتور جنسیت مورد مطالعه قرار گرفت. نکته قابل توجه وجود ضرایب همبستگی منفی

بیماران مختلف بر روی همبستگی است. درست است که برای هر بیمار ضرایب همبستگی یکسانی به دست آمد؛ ولی وقتی همه آن‌ها با هم سنجیده شدند، باعث کم شدن همبستگی شد.

در پردازش تصویر در مطالعات Feature Based

در کنار استخراج ویژگی بعضاً کاهش ویژگی (Feature Reduction) نیز به چشم می‌خورد که وظیفه آن جدا کردن ویژگی‌های مطلوب از یک نوع تصویر می‌باشد و ویژگی‌هایی که ضرورتی ندارند و وجود آن‌ها منجر به خطا در آموزش شبکه می‌شود را حذف می‌کند. الگوریتم‌های زیادی برای کاهش ویژگی توسعه یافته که از متداول‌ترین آن‌ها می‌توان به LDA و PCA اشاره کرد (۲۰). در مطالعه‌ای که بر روی تصاویر T1، T2 و FLAIR انجام شده و از PCA و LDA برای به دست آوردن ویژگی‌های مطلوب جهت طبقه‌بندی استفاده شده است مشخص شده که از بین ویژگی‌های مطلوبی که برای هر ۳ نوع تصویر انتخاب شده بودند؛ بیش از نیمی از ویژگی‌های انتخاب شده، ویژگی‌های بافت بودند (۲۱). در دو مطالعه دیگر که از ویژگی‌های بافت برای طبقه‌بندی تصاویر ام آر آی استفاده کرده بودند، صحت طبقه‌بندی بالا و قابل قبولی به دست آمد که این تأییدی بر نتایج مطالعه حاضر می‌باشد (۲۲، ۲۳).

### نتیجه‌گیری:

از نتایج مطالعه حاضر با بررسی ویژگی‌های استخراج شده از تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی و اندازه‌گیری همبستگی بین آن‌ها، ویژگی‌هایی از تصویر که همبستگی خوبی دارند، شناسایی شد و امید است در آینده برای طبقه‌بندی (Classification) و قطع‌بندی (Segmentation) تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام آر آی از الگوریتم‌های مشابه استفاده شود. این موضوع به‌نوبه خود منجر به کاهش پیچیدگی‌های محاسباتی و کاهش زمان اجرای برنامه‌ها می‌گردد.

بین ویژگی‌های استخراج شده از تصاویر بیماران مرد می‌باشد و همانطور که در یافته‌ها نشان داده شده، ضرایب همبستگی مربوط به ویژگی‌های تصاویر ۳ بیمار زن بیشتر از ضرایب همبستگی ۳ بیمار مرد می‌باشند؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که ضرایب همبستگی با افزایش تعداد بیماران و جنسیت تغییر می‌کند و ویژگی‌های استخراج شده از تصاویر بیماران مرد همبستگی خوبی با همدیگر و همچنین با تصاویر بیماران زن ندارند. لازم به ذکر است که اگر برای یک بیمار تعداد تصاویر را افزایش دهیم، ضرایب همبستگی هم افزایش می‌یابد؛ اما اگر تعداد بیماران زیاد شود، ضرایب همبستگی کاهش می‌یابد. ما معتقدیم این مسئله می‌تواند به دلیل تأثیر ویژگی‌های بیمار مانند سن، جنسیت، درجه تومور و وزن بیمار باشد. این مسئله نیز بررسی شد و مشخص شد جنسیت بیمار یکی از فاکتورهای است که در همبستگی تأثیر بسزایی دارد. در بررسی ضرایب همبستگی تمام ۶ بیمار، همبستگی منفی مشاهده نشد؛ اما زمانی که ضرایب همبستگی زن و مرد جداگانه حساب شدند، همبستگی منفی در مردان مشهود گردید که این نشان‌دهنده تأثیر جنسیت می‌باشد. به نظر نویسندگان این مطلب ممکن است ناشی از این واقعیت باشد که مجموعه مردان از زنان پهن‌تر و ضخیم‌تر است. علاوه بر این ممکن است ناشی از این دلیل باشد که مجموعه مردان به فیلترهایی که در جهات مختلف بر روی تصاویر اعمال می‌شوند پاسخ معکوس و متضاد نشان می‌دهد. ویژگی‌های دیگر بیمار مانند وزن، سن و درجه تومور نیز بررسی شدند که البته تأثیر چندانی در همبستگی نداشتند.

سؤالی که در اینجا مطرح شد این بود که هر بیمار به‌صورت انفرادی چه تأثیری در ضرایب همبستگی دارد. برای رسیدن به پاسخ این پرسش از آنالیز تصاویر هر ۶ بیمار به‌صورت جداگانه استفاده شد. نکته جالب این بود که نتایج آنالیز تصاویر هر ۶ بیمار تقریباً یکسان بود که نشان‌دهنده اثر هم‌افزایی

**تشکر و قدردانی:**

این مقاله منتج از طرح تحقیقاتی (پایان نامه دکتری) است که با کد U-95042 در دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز به تصویب رسیده است. نویسندگان مراتب قدردانی خود را از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور به خاطر حمایت مالی این پروژه به عمل می آورند. همچنین از آقای دکتر محمد جواد طهماسبی و خانم دکتر ناهید چگینی به خاطر کمک های ارزشمندشان در راهنمایی و مشاوره پایان نامه مربوطه سپاسگزاری می شود.

**منابع:**

1. Chaplot S, Patnaik L, Jagannathan N. Classification of magnetic resonance brain images using wavelets as input to support vector machine and neural network. *Biomed Signal Process Control*. 2006; 1(1): 86-92.
2. Gaikwad SB, Joshi MS. Brain tumor classification using principal component analysis and probabilistic neural network. *Int J Comput Appl*. 2015; 120(3): 55-7.
3. Kondo T, Kobayashi I, Taguchi Y, Ohta Y, Yanagimachi N. A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects. *Respirology*. 2000; 5(1): 19-25.
4. Moore J, Drangova M, Wierzbicki M, Barron J, Peters T, editors. A high resolution dynamic heart model based on averaged MRI data. *Int Confer Med Image Comput Comput Assist Interv Int*. 2003; 55(4): 549-55.
5. Ashton EA, Berg MJ, Parker KJ, Weisberg J, Chen CW, Ketonen L. Segmentation and feature extraction techniques, with applications to MRI head studies. *Magn Reson Med*. 1995; 33(5): 670-7.
6. Dimililer K, Ilhan A. Effect of image enhancement on MRI brain images with neural networks. *Procedia Comput Sci*. 2016; 102: 39-44.
7. Poletti PA, Platon A, Rutschmann OT, Schmidlin FR, Iselin CE, Becker CD. Low-dose versus standard-dose CT protocol in patients with clinically suspected renal colic. *Am J Roentgenol*. 2007; 188(4): 927-33.
8. Schoepf UJ, Costello P. CT angiography for diagnosis of pulmonary embolism: State of the art. *Radiology*. 2004; 230(2): 329-37.
9. See TC, Ng CS, Watson CJ, Dixon AK. Appendicitis: spectrum of appearances on helical CT. *Br J Radiol*. 2002; 75(897): 775-81.
10. Mahesh M. The AAPM/ RSNA physics tutorial for residents: search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. *Radiographics*. 2002; 22(4): 949-62.
11. Pan T, Lee TY, Rietzel E, Chen GT. 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multi-slice CT. *Med Phys*. 2004; 31(2): 333-40.
12. Hsu L-Y, Loew MH. Fully automatic 3D feature-based registration of multi-modality medical images. *Image Vis Comput*. 2001; 19(1-2): 75-85.
13. Kharat KD, Pawar VJ, Pardeshi SR, editors. Feature extraction and selection from MRI images for the brain tumor classification. *Communication and Electronics Systems (ICCES), International Conference on, Dec 5-8, 2016; USA: Washington DC; 2016*.
14. Herlidou-Meme S, Constans JM, Carsin B, Olivie D, Eliat PA, Nadal-Desbarats L, et al. MRI texture analysis on texture test objects, normal brain and intracranial tumors. *Magn Reson Imaging*. 2003; 21(9): 989-93.
15. Nixon MS, Aguado AS. Feature extraction and image processing for computer vision. USA: Academic Press; 2012.
16. Iftexharuddin KM, Zheng J, Islam MA, Ogg RJ. Fractal-based brain tumor detection in multimodal MRI. *Appl Math. Comput*. 2009; 207(1): 23-41.

17. Chen W, Giger ML, Li H, Bick U, Newstead GM. Volumetric texture analysis of breast lesions on contrast-enhanced magnetic resonance images. *Magn Reson Med*. 2007; 58(3): 562-71.
18. Wang H, Guo XH, Jia ZW, Li HK, Liang ZG, Li KC, et al. Multilevel binomial logistic prediction model for malignant pulmonary nodules based on texture features of CT image. *Eur J Radiol*. 2010; 74(1): 124-9.
19. Wu J, Poehlman S, Noseworthy MD, Kamath MV, editors. Texture feature based automated seeded region growing in abdominal MRI segmentation. *Bio Medical Engineering and Informatics, 2008 BMEI 2008 International Conference on; 27-30 may, 2008; Canada; 2008*.
20. Abdullah N, Chuen LW, Ngah UK, Ahmad KA, editors. Improvement of MRI brain classification using principal component analysis. *Control System, Computing and Engineering (ICCSCE). IEEE International Conference on, 27-30 may, 2008; Canada; 2008*.
21. Rathi V, Palani S. Brain tumor MRI image classification with feature selection and extraction using linear discriminant analysis. *arXiv preprint arXiv: 12082128*. 2012.
22. Roy S, Sadhu S, Bandyopadhyay SK, Bhattacharyya D, Kim T-H. Brain tumor classification using adaptive neuro-fuzzy inference system from MRI. *Int J Bio-Sci Bio-Technol*. 2016; 8(3): 203-18.
23. Kathirvel R, Batri K. Detection and diagnosis of meningioma brain tumor using ANFIS classifier. *Int J Image Sys Technol*. 2017; 27(3): 187-92.

## Measurement of the correlation coefficients between extracted features from CT-scan and MRI images

Farhadi Birgani F<sup>1</sup>, Fatehi D<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Student, Medical Physics Dept., Jondi Shapour University of Medical Sciences, Ahwaz, I.R. Iran; <sup>2</sup>Medical Physics Dept., Shahrekord University of Medical Sciences, Shahrekord, I.R. Iran.

Received: 29/Aug/2017

Accepted: 15/Nov/2017

**Background and aims:** Nowadays applying computer in image processing is rapidly increasing to resolve shortcomings of medical images. Image features modify its image contained image information. The aim of the present study was to find correlation between CT-scan and MRI images' features.

**Methods:** In this descriptive study, it was used 1458 CT and MRI images of 6 patients (3 females and 3 males) referred to Golestan Hospital in Ahwaz, Iran. After collecting image, pre-processing and feature extract were performed. Then, the images' features were analyzed and correlation coefficients were calculated using Pearson correlation.

**Results:** There was significant relation between most of the extracted features of the CT-scan and the MR (T1-weighted) images ( $P < 0.05$ ). The correlation coefficient between CT-scan images and MR (T1-weighted) images was higher than those of CT-scan images and MRI (T2-weighted). Furthermore, the correlation coefficient between CT-scan images and MRI (T1-weighted) images was higher than those between MR (T1-weighted) and MR (T2-weighted) features' images. Maximum value of the correlation coefficient (0.93) was related to the texture features and its minimum (0.004) was related to the morphological features.

**Conclusion:** The results of this study revealed that there is a significant relationship between extracted features of CT-scan and MRI images, which leads to use a similar algorithm for classification and segmentation studies.

**Keywords:** Feature extraction, CT-scan, MRI, Correlation coefficient.

**Cite this article as:** Farhadi Birgani F, Fatehi D. Measurement of the correlation coefficients between extracted features from CT-scan and MRI images. J Shahrekord Univ Med Sci. 2018; 20(2): 87-99.

---

**\*Corresponding author:**

Medical Physics Dept., Shahrekord University of Medical Sciences, Shahrekord, I.R. Iran.  
Tel: 00983833335652, E-mail: d.fatehi@gmail.com