

طبقه‌بندی محتوایی تصاویر پزشکی با ویژگیهای طیفی و هیستوگرام جهتی در فضای چند مقیاسه

حسین پورقاسم و حسن قاسمیان*

تهران- دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده فنی مهندسی، بخش برق و کامپیوتر، ص پ ۱۱۱-۱۴۱۱۵.

ghassemi@modares.ac.ir

* نویسنده مسئول مکاتبات

چکیده

طبقه‌بندی خودکار تصاویر روشی است که به کمک آن یک تصویر به یکی از کلاسهای از پیش تعریف شده قبلی نسبت داده می‌شود. طبقه‌بندی تصاویر یکی از مهمترین مراحل در یک سیستم بازیابی تصویر براساس محتوا است. وجود این مرحله باعث کاهش زمان بازیابی تصویر بوسیله کاهش فضای جستجو در این سیستمها می‌شود. در این مقاله، یک روش طبقه‌بندی محتوایی تصاویر رادیولوژی مبتنی بر محتویات شکلی شیئی یا اشیاء داخل تصویر ارائه می‌گردد. براین اساس، با تعریف دو ویژگی جدید و همچنین انتخاب ویژگیهای مناسب، مجموعه ویژگی بهینه‌ای فراهم شده که می‌تواند تمایز بهتری بین کلاسهای تصاویر رادیولوژی ایجاد کند. دو ویژگی جدیدی که در این مقاله ارائه شده است، یکی از اطلاعات طیفی به کمک یک موزائیک‌بندی جدید در فضای چند مقیاسه تبدیل موجک و دیگری از اطلاعات مکانی زیرباندهای تبدیل موجک و با ارائه تعریف جدیدی از هیستوگرام جهتی استخراج می‌شود. این دو ویژگی حاوی اطلاعات با ارزشی از محتویات شکل و بافت تصاویر هستند که نتایج طبقه‌بندی با طبقه‌بند k - نزدیکترین همسایگی (knn) این موضوع را نشان می‌دهد. برای ارزیابی عملکرد روش پیشنهادی، از یک پایگاه داده استاندارد $IRMA$ شامل مجموعه کاملی از تصاویر رادیولوژی از قسمتهای مختلف بدن و جهت‌های مختلف تصویربرداری استفاده شده است. صحت طبقه‌بندی ۹۰/۳٪ برای یک مسأله ۳۱ کلاسه بر روی پایگاه داده شامل ۷۸۶۱ تصویر حاصل شده است.

واژه‌های کلیدی: طبقه‌بندی معنایی، تصاویر رادیولوژی، ویژگیهای طیفی، هیستوگرام جهتی، فضای چند مقیاسه.

آورده تا بدین وسیله عمل بازیابی تصاویر مشابه را برای یک پرس‌وجوی خاص انجام دهند.

در یک سیستم بازیابی تصویر براساس محتوا قبل از هر پردازشی، سیستم باید کلاس مشابه تصویر پرس‌وجو را شناسایی کند. از این رو است که طبقه‌بندی تصاویر پزشکی براساس سیستم تصویربرداری، عضو بدن و جهت تصویربرداری با کنار زدن تصاویر غیرمرتبط و کاهش فضای جستجو تأثیر بسزایی در سرعت و عملکرد سیستم بازیابی تصاویر دارد.

در [۴] یک سیستم بازیابی تصویر براساس محتوا در کاربرد

۱- مقدمه

گسترش تعداد پایگاه داده‌های با حجم بزرگ در زمینه‌های متفاوت پزشکی همچون مدیریت پایگاه داده تصاویر پزشکی، تشخیص به کمک کامپیوتر، تحقیقات، آموزش و تعلیم پزشکی نیاز به سیستمهای بازیابی تصویر را بیش از پیش مشخص می‌کند [۱]. اخیراً سیستمهایی در زمینه بازیابی تصویر براساس محتوا با کاربرد پزشکی همچون ASSERT [۲] و IRMA [۳] ارائه شده است. این سیستمها با تعریف و استخراج ویژگیهایی بنیایی تصویر همچون رنگ، بافت، لبه، شکل، موقعیت و ارتباطات مکانی اشیاء یا نواحی داخل تصویر، اطلاعات با ارزشی از محتویات تصاویر بدست

زیرباند‌های تبدیل موجک استخراج می‌شود. در این مقاله از طبقه‌بند knn جهت طبقه‌بندی تصاویر استفاده می‌شود. برای ارزیابی عملکرد روش پیشنهادی، از یک پایگاه داده استاندارد شامل مجموعه کاملی از تصاویر رادیولوژی از قسمت‌های مختلف بدن و جهت‌های مختلف تصویر برداری استفاده شده است [۳].

در بخش ۲ مقاله، اصول طبقه‌بندی تصاویر پزشکی شامل استخراج و انتخاب ویژگی و طبقه‌بند آورده می‌شود. بخش ۳، نتایج آزمایش‌های انجام شده را ارائه می‌کند و در بخش ۴ نیز نتیجه‌گیری و جمع‌بندی از این تحقیق ارائه می‌گردد.

۲- طبقه‌بندی تصاویر پزشکی

طبقه‌بندی تصویر یک مسأله شناسایی الگو است که از سه گام استخراج ویژگی، انتخاب ویژگی و تشخیص (آموزش یک طبقه‌بند با ویژگی‌های مستخرج) تشکیل شده است. در ادامه جزئیات هر یک از این سه بخش بطور کامل تشریح می‌شود.

۱-۲- استخراج ویژگی

در این مقاله، طبقه‌بندی تصاویر اشعه x پزشکی براساس محتوای شکلی و بافتی آنها صورت می‌گیرد. برای این منظور از ویژگی‌های لبه، شکل و بافت استفاده می‌شود. از ویژگی تشریح‌کننده ضرایب فوریه به عنوان ویژگی لبه، از ویژگی‌های جهت محور اصلی، میزان کشیدگی و طول محور اصلی و فرعی به عنوان ویژگی شکل و دو ویژگی جدید در فضای تبدیل موجک که حاوی اطلاعات با ارزشی از محتویات شکلی و بافتی تصویر هستند، استفاده می‌شود. این دو ویژگی، یکی طیفی و دیگری هیستوگرام جهتی است. در ادامه جزئیات بیشتری از هر یک ارائه می‌گردد.

۱-۱-۲- ضرایب تشریح‌کننده‌های فوریه (FOURIER DESCRIPTOR COEFFICIENT)

ضرایب فوریه، شکل یک شیء را بوسیله تبدیل فوریه مرزهای آن تشریح می‌کنند. کانتور یک شیء دو بعدی یک توالی از پیکسل‌های روی مرز شیء (x_s, y_s) است که $0 \leq s \leq N-1$ و N تعداد کل پیکسل‌های روی مرز است. سه نوع جایگزینی، انحنا، فاصله مرکز جرم و تابع مختصات مختلط برای پیکسل‌های کانتور قابل تعریف است [۸]. در این

پزشکی ارائه شده است. در این سیستم، در اولین گام، تصاویر براساس سیستم تصویربرداری، ناحیه آناتومی، جهت تصویربرداری و سیستم بیولوژی طبقه‌بندی می‌شوند. عملکرد طبقه‌بند با یک مجموعه شامل ۱۶۱۷ تصویر از پایگاه داده پروژه IRMA [۳] ارزیابی می‌شود. کمترین نرخ خطا برای طبقه‌بندی ۶ کلاس ۸٪ گزارش شده است. در [۵]، یک نقشه طبقه‌بندی جهت طبقه‌بندی تصاویر پزشکی در ۸۰ کلاس که سیستم و جهت تصویربرداری را تشریح می‌کند، ارائه شده است. این نقشه با ۶۲۳۱ تصویر مرجع از تصاویر اشعه x پزشکی ارزیابی و درصد درستی ۸۵/۵٪ فراهم شد. در [۶]، یک چارچوب ارزیابی تصویر براساس محتوا پیشنهاد شده است. در این چارچوب با استفاده از ماشین بردار پشتیبان (SVM) و خوشه‌بندی Fuzzy C-means طبقه‌بندی صورت می‌گیرد. با این چارچوب، درصد درستی ۸۱/۶٪ برای مسأله ۲۰ کلاس بر روی یک پایگاه داده شامل ۵۰۰۰ تصویر فراهم شده است. یک چارچوب طبقه‌بندی تصاویر پزشکی براساس تطبیق و جایگزینی تصویر بوسیله مدل‌های ترکیبی گوسین (Gaussian Mixture Models) و معیار فاصله Kullback-Leibler در [۷] ارائه شده است. این چارچوب با یک مجموعه تصویر شامل ۱۵۰۰ تصویر از پایگاه داده IRMA در ۱۷ کلاس ارزیابی و نرخ درصد درستی ۹۷/۵٪ حاصل شده است.

در این مقاله سعی شده است، یک روش جدید طبقه بندی محتوایی تصاویر رادیولوژی مبتنی بر محتویات شکلی شئی یا اشیاء داخل تصویر ارائه گردد (علی رغم اینکه از ویژگی‌های بافتی جهت ایجاد تمایز بیشتر بین کلاسهای مشابه از نظر شکل استفاده شده است). با توجه به این موضوع، با تعریف ویژگی‌های جدید براساس کلاسهای تصاویر پایگاه داده مورد استفاده و همچنین انتخاب ویژگی‌های مناسب و کارآمد از بین ویژگی‌هایی که در کاربردهای مشابه مورد استفاده قرار می‌گیرند، مجموعه ویژگی بهینه‌ای فراهم شده که می‌تواند تمایز بهتری بین کلاسهای تصاویر رادیولوژی ایجاد کند. دو ویژگی جدیدی که در این مقاله و برای کاربرد طبقه‌بندی تصاویر رادیولوژی تعریف و ارائه شده است، حاوی اطلاعات با ارزشی از محتویات شکل و بافت تصویر است. یکی از این دو ویژگی از اطلاعات طیفی در فضای چند مقیاسه تبدیل موجک و دیگری از اطلاعات مکانی (هیستوگرام جهتی)

ماتریس کوواریانس درجه دوم (Second order covariance matrix) یک ناحیه یا یک شئی تعریف می‌شود. میزان کشیدگی نیز به صورت نسبت کوچکترین مقدار ویژه به بزرگترین مقدار ویژه ماتریس کوواریانس درجه دوم آن ناحیه یا شئی تعریف می‌شود. طول محور اصلی و فرعی یک شئی به ترتیب برابر است با طول محور اصلی و فرعی بیضی که دارای ممانه‌های مرکزی مرتبه دوم مشابه شئی است.

۲-۱-۳- ویژگی طیفی در فضای چند مقیاسه

در این مقاله، یک نوع ویژگی طیفی جدید ارائه شده است که بر روی زیرباندهای تبدیل موجک تعریف می‌شود. این ویژگی نسخه اصلاح شده‌ای از ویژگی طیفی است که قبلاً در کاربرد طبقه‌بندی تصاویر اثر انگشت از آن استفاده شده است [۹]. در [۹]، ویژگی طیفی در فضای تبدیل فوریه و به کمک یک موزائیک‌بندی دایروی با قسمت‌های مساوی استخراج می‌شود در صورتی که ویژگی طیفی پیشنهادی این مقاله دارای دو ویژگی برجسته نسبت به ویژگی طیفی [۹] می‌باشد. اولاً، در ویژگی جدید تبدیل فوریه بر روی تصویر تجمیع شده حاصل از زیرباندهای تبدیل موجک اعمال می‌گردد که در این صورت اطلاعات لبه برجسته‌تر شده و نویز تصویر کاهش می‌یابد. ثانیاً، موزائیک‌بندی پیشنهادی ما، دارای قسمتهایی با مساحت مساوی نیست بلکه مساحت هر قسمت نسبت به قسمت داخلی‌تر بزرگتر می‌باشد تا اطلاعات فرکانسی با رزولوشن‌های متفاوتی استخراج گردد. این دو مورد اصلاحی، تأثیر قابل توجهی بر روی محتوای اطلاعاتی ویژگی طیفی می‌گذارد. در فضای تبدیل فوریه ویژگی طیفی نه تنها دارای اطلاعاتی از جهت کلی شئی داخل تصویر است بلکه اطلاعات با ارزشی از زبری و نرمی بافت تصویر دارد. از ویژگی متقارن بودن طیف فرکانسی جهت کاهش ابعاد این ویژگی استفاده می‌شود. مراحل استخراج این ویژگی در زیر آورده شده است:

- اعمال تبدیل موجک یک سطح (One level wavelet transform) بر روی تصویر.

مقاله از دو نوع جایگزینی فاصله مرکز جرم و تابع مختصات مختلط استفاده می‌شود. جایگزینی فاصله مرکز جرم بصورت تعریف می‌شود:

$$R(s) = \sqrt{(x_s - x_c)^2 + (y_s - y_c)^2} \quad (1)$$

جایگزینی تابع مختصات مختلط بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$z(s) = (x_s - x_c) + j(y_s - y_c) \quad (2)$$

ضرایب فرکانسی پایین‌تر، ویژگی عمومی را تشریح می‌کند در حالی که ضرایب فرکانسی بالاتر بازتابی از جزئیات شکل هستند. جهت نامتغیر کردن این ویژگی نسبت به چرخش (یعنی تعبیر کانتور غیر مرتبط با انتخاب نقطه مرجع باشد)، فقط دامنه‌های ضرایب مختلط استفاده می‌شوند و قسمت فاز کنار گذاشته می‌شود. جهت رسیدن به نامتغیر بودن نسبت به مقیاس، دامنه‌های ضرایب به دامنه جزء DC یا اولین ضریب غیر صفر تقسیم می‌شود. نامتغیر بودن نسبت به انتقال بطور مستقیم با جایگزینی کانتور حاصل می‌شود. تشریح‌کننده فوریه فاصله مرکز جرم به صورت زیر است:

$$f_R = \left[\frac{|F_1|}{|F_0|}, \frac{|F_2|}{|F_0|}, \dots, \frac{|F_{M/2}|}{|F_0|} \right] \quad (3)$$

تشریح‌کننده فوریه مختصات مختلط به صورت زیر است:

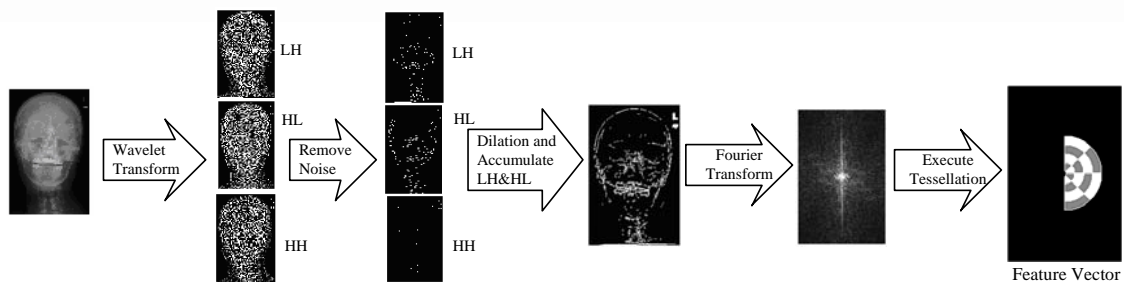
$$f_z = \left[\frac{|F_{-(M/2-1)}|}{|F_1|}, \dots, \frac{|F_{-1}|}{|F_1|}, \frac{|F_2|}{|F_1|}, \dots, \frac{|F_{M/2}|}{|F_1|} \right] \quad (4)$$

که F_1 اولین جزء فرکانسی غیر صفر است که جهت نرمالیزه کردن ضرایب تبدیل استفاده می‌شود. جهت برابر کردن تعداد ویژگی‌های شکل تمام اشیاء در یک پایگاه داده از تصاویر، قبل از اعمال تبدیل فوریه مرز هر شئی به M نمونه تغییر می‌کند. در این مقاله تعداد پیکسل‌های مرز شئی به ۲۵۶ عدد کاهش می‌یابد. بنابراین بردار ویژگی f_R و f_z به ترتیب برابر ۲۵۴ و ۱۲۷ المان است.

۲-۱-۲- جهت محور اصلی، میزان کشیدگی و طول

محور اصلی و فرعی

جهت محور اصلی در راستای جهت بزرگترین بردار ویژه



شکل ۱: روندنمای استخراج ویژگی طیفی.

حذف نویز از زیرباندهای تبدیل موجک با آستانه‌گذاری بر روی ضرایب تبدیل موجک.

اعمال عملگر ریخت‌شناسی ضخیم‌سازی (Dilation) جهت تقویت لبه‌ها در دو راستای افقی و عمودی.

حذف لبه‌های کوچک با آستانه‌گذاری بر روی تعداد پیکسل‌های لبه.

جمع کردن دو زیرباند افقی (LH) و عمودی (HL) در یک تصویر به عنوان مجموع.

اعمال تبدیل فوریه دوبعدی بر روی تصویر مجموع.

تعریف یک نوع نقشه موزائیک‌بندی جدید مبتنی بر مفاهیم و تعاریف فرکانس در کاربرد تصاویر پزشکی جهت استخراج ویژگی.

- شکل ۱ روندنمای استخراج ویژگی طیفی.
- اندازه تصویر، (u_c, v_c) مرکز طیف فرکانسی است. R_i ($i=1,2,\dots,n$) نیز به گونه‌ای تعیین می‌شود که تعداد پیکسل‌های قسمت‌های درونی تر موزائیک‌بندی کمتر از قسمت‌های بیرونی تر باشد. همانگونه که قبلاً نیز اشاره شد، طیف فرکانسی تصویر واقعی دارای تقارن مرکزی است. به همین دلیل نصف اطلاعات طیفی اضافه است و دور ریخته می‌شود. در الگوریتم ما، انحراف معیار پیکسل‌های هر قسمت در موزائیک‌بندی به عنوان یک المان از بردار ویژگی در نظر گرفته می‌شود. در نهایت، با توجه به اینکه $n=5$ است، بردار ویژگی شکل گرفته ۱۶ المان خواهد داشت. در این مقاله $R_1=3$ و $R_5=(\min(N,M))/3$ در نظر گرفته شده است. شکل ۱ روندنمای استخراج ویژگی طیفی را نشان می‌دهد.

۲-۱-۴- ویژگی هیستوگرام جهتی در فضای چند

مقیاسه

در [۱۰] از یک روش نمایه‌گذاری در فضای تبدیل موجک جهت بازیابی تصاویر براساس محتوا استفاده کرده است. در [۱۰]، این روش نمایه‌گذاری با عنوان هیستوگرام جهتی معرفی شده است. در این روش اطلاعات جهتی تصویر بوسیله ضرایب تبدیل موجک تصویر در سه زیرباند افقی، عمودی و قطری در یک بردار $3 \times N$ نگاشت می‌شود (N تعداد پیکسل‌های تصویر است). اما ما در این مقاله، تعریف جدیدی از هیستوگرام جهتی در فضای تبدیل موجک ارائه می‌کنیم. در این تعریف، اطلاعات مکانی از زیر باندهای تبدیل موجک استخراج می‌شود. ویژگی‌های مستخرج اطلاعات مفهومی با ارزشی از بافت تصویر در اختیار دارند. در زیر، نقشه استخراج این ویژگی آورده شده است:

موزائیک‌بندی اشاره شده در مرحله آخر بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$S_{ij} = \{(u, v) \mid R_i < r < R_{i+1}, \theta_j < \theta < \theta_{j+1}, 1 \leq u \leq N, 1 \leq v \leq M\} \quad (5)$$

در رابطه بالا،

$$r = \sqrt{(u - u_c)^2 + (v - v_c)^2} \quad (6)$$

$$R_i \in \{R_1, R_2, \dots, R_n\} \quad (7)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{v - v_c}{u - u_c} \right) \quad (8)$$

$$\theta_j \in \{-\pi/2, -\pi/4, 0, \pi/4, \pi/2\} \quad (9)$$



شکل ۲: نمونه تصاویر پایگاه داده.

کرده و یکی یکی ویژگیها را به مجموعه اضافه کرده تا مجموعه نهایی شکل گیرد. روش حذف به عقب با یک مجموعه کامل از ویژگیها شروع کرده و ویژگیهای ناکارآمد را یکی یکی حذف می کند تا در نهایت مجموعه ویژگی بهینه شکل گیرد. در این مقاله از روش انتخاب به جلو، جهت انتخاب مجموعه ویژگیها استفاده شده است.

۲-۳- طبقه بند k نزدیکترین همسایگی (k-nearest neighbor)

یکی از طبقه بندهای آماری که کاربرد زیادی در شناسایی الگو دارد، طبقه بند نزدیکترین همسایگی (knn) است. در این طبقه بند، هر نمونه ناشناخته براساس بیشترین رأی از k نزدیکترین نمونه های آموزشی در فضای ویژگی طبقه بندی می شود و کلاس مربوط به آن تعیین می شود. دو پارامتر معیار فاصله و مقدار k در عملکرد طبقه بند knn نقش مهمی دارند.

۳- نتایج آزمایشها

۳-۱- پایگاه داده

در این مقاله از یک پایگاه داده شامل ۷۸۶۱ تصویر اشعه x پزشکی در ۳۱ کلاس مختلف استفاده شده است. این تصاویر مجموعه ای از تصاویر پایگاه داده پروژه IRMA [۳] می باشد که توسط افراد خبره برچسب خورده است. این پایگاه داده جهت ارزیابی طبقه بند knn استفاده می شود. نمونه های تصاویر این پایگاه داده در شکل ۲ نشان داده شده

- کوانتیزه کردن ضرایب زیر باندهای (ضرایب جزئیات در راستای افقی و عمودی) تبدیل موجک در n سطح.
- یک بردار ویژگی با $3 \times n$ المان از هر یک از دسته ضرایب کوانتیزه شده در زیر باندهای افقی و عمودی بصورت زیر استخراج می گردد:

- نسبت پیکسلهای با مقدار i $(i = 1, 2, \dots, n)$.

- نسبت جفت پیکسلهای همسایه با مقدار i $(i = 1, 2, \dots, n)$ در جهت های افقی و عمودی به ترتیب بر روی زیرباندهای افقی (LH) و عمودی (HL).

- نسبت سه تایی های پیکسلهای همسایه با مقدار i $(i = 1, 2, \dots, n)$ در جهت های افقی و عمودی به ترتیب بر روی زیرباندهای افقی (LH) و عمودی (HL).

در کاربرد ما، تبدیل موجک دابچی در دو سطح اعمال می شود و $n=3$ در نظر گرفته می شود. بنابراین بردار ویژگی ویژگی حاصل شامل ۳۶ $(2 \times 2 \times 3 \times 3 = 36)$ المان خواهد شد.

۲-۱-۵- ویژگیهای بافت

ویژگیهای بافت جهت تشخیص و ایجاد تمایز بین تصاویر پزشکی بکار گرفته می شود که دارای بافتهای متمایزند. در این مقاله ویژگیهای کنتراست، همگنی، انرژی و همبستگی از ماتریس همخدادی تصاویر استخراج می گردند [۱۱]. این چهار ویژگی در چهار جهت افقی (صفر درجه)، عمودی (۹۰ درجه) و قطر اصلی و فرعی (۴۵ و ۱۳۵ درجه) استخراج می شود.

۲-۲- انتخاب ویژگی

هدف اصلی در انتخاب ویژگی پیدا کردن یک مجموعه حداقل از ویژگیها است که بهترین تمایز را بین تصاویر کلاسها ایجاد می کند. از آنجایی که مجموعه بهینه از ویژگیها ناشناخته است، معمولا دو دسته روش رایج، انتخاب به جلو (Forward Selection) و حذف به عقب (Backward Elimination) برای انتخاب ویژگی وجود دارد. روش انتخاب به جلو با یک مجموعه تهی از ویژگیها شروع

ویژگیها	طول ویژگی	علامت اختصار
میزان کشیدگی	۱	E
طول محور اصلی و فرعی	۲	M
جهت محور اصلی	۱	O
ضرایب فوریه - جایگزینی فاصله مرکز جرم	۱۲۷	FD
ضرایب فوریه - جایگزینی تابع مختلط	۲۵۴	FZ
طیفی	۱۶	S
هیستوگرام جهتی	۳۶	D
بافت - کنتراست، همبستگی، انرژی و همگنی	۱۶	T

جدول ۲: نتایج طبقه‌بندی تصاویر با فضاهای ویژگی مختلف به ازای مقادیر مختلف k در طبقه‌بند knn با فاصله اقلیدسی.

مجموعه ویژگی‌ها (وزنهای آنها در بردار ویژگی)	طول بردار	نتایج طبقه‌بندی		
		7-NN (%)	5-NN (%)	3-NN (%)
FZ,E,M,O, (1,1,1,1)	۲۵۸	۸۴	۸۳/۵	۸۲/۳
FD,E,M,O, (1,1,1,1)	۱۳۱	۸۳/۹	۸۳	۸۲
FZ,E,M,O,T, (1,2,1,1,1,1)	۲۷۴	۸۳	۸۳/۳	۸۲/۶
FZ,E,M,O,S, (1,2,1,1,1,1)	۲۷۴	۸۷/۷	۸۸/۳	۸۹/۷
FZ,E,M,O,D, (1,2,1,1,1,1)	۲۹۴	۸۴	۸۳/۳	۸۲/۸
FZ,E,M,O,S,D, (1,2,1,1,1,1,2,1)	۳۱۰	۸۸/۳	۸۹/۴	۹۰/۳

رادپولوژی مبتنی بر محتویات شکلی شئی یا اشیاء داخل تصویر ارائه گردیده است. بر این اساس، با تعریف دو ویژگی جدید و همچنین انتخاب ویژگیهای مناسب و کارآمد از بین ویژگیهایی که در کاربردهای مشابه مورد استفاده قرار می‌گیرد، مجموعه ویژگی بهینه‌ای فراهم شده که می‌تواند تمایز بهتری بین کلاسهای تصاویر رادپولوژی ایجاد کند. یکی از این دو ویژگی جدید از اطلاعات طیفی در فضای چند مقیاسه تبدیل موجک و دیگری از اطلاعات مکانی (هیستوگرام جهتی) زیرباندی تبدیل موجک استخراج می‌شود. در این مقاله از طبقه‌بند knn جهت طبقه‌بندی تصاویر استفاده می‌شود. بهترین نتیجه حاصل از روش پیشنهادی، بر روی پایگاه داده IRMA [۳] ۹۰/۳٪ صحت طبقه‌بندی بوده است.

مقایسه دقیق بین روشهای ارائه شده قبلی با روش پیشنهادی مقاله کار مشکلی است (به دلیل عدم وجود پایگاه داده استاندارد) [۷]. کمترین خطای طبقه‌بندی گزارش شده در [۴] ۸٪ برای یک مسأله ۶ کلاسه بر روی یک پایگاه داده شامل ۱۶۱۷ تصویر بوده است. صحت طبقه‌بندی تصاویر بر روی یک پایگاه داده ۶۲۳۱ تصویری ۸۵/۵٪ برای

است.

۲-۳- طبقه‌بندی تصاویر با knn

ویژگیهای استخراج شده به همراه اختصار هریک در جدول ۱ آورده شده است. جهت انتخاب مجموعه ویژگیهای بهینه در طبقه‌بندی از طبقه‌بند knn و روش انتخاب رو به جلو استفاده می‌شود. با مجموعه ویژگیهای فوق ۷ فضای ویژگی متفاوت شکل گرفته است (جدول ۲). در جدول ۲ نتایج طبقه‌بندی تصاویر با این فضاها به ازای مقادیر مختلف k در طبقه‌بند knn و فاصله اقلیدسی آورده شده است. در این طبقه‌بندی یکی از تصاویر پایگاه داده به عنوان تصویر ناشناخته ورودی در نظر گرفته شده و بقیه تصاویر به عنوان نمونه‌های آموزشی جهت تعیین کلاس آن مورد استفاده قرار می‌گیرد. با مقایسه دو فضای ویژگی اول در جدول ۲، استفاده از ویژگی لبه تشریح کننده ضرایب فوریه با جایگزینی تابع مختلط (FZ) را پیشنهاد می‌کند. با اضافه کردن ویژگی بافت (T) به این مجموعه، توانایی طبقه‌بند در تمایز کلاسهایی که اطلاعات بافتی قابل توجهی دارند، را نشان می‌دهد. با جایگزینی ویژگیهای طیفی (S) و هیستوگرام جهتی (D) پیشنهادی در این مقاله، به جای ویژگی (T) توانایی دو ویژگی پیشنهادی نسبت به ویژگی بافت (T) در استخراج اطلاعات بافت مشخص می‌گردد. از آنجایی که تمایز عمده بین کلاسهای تصاویر پایگاه داده ما، ناشی از اطلاعات شکل است تا بافت، به همین جهت مشاهده می‌شود که فضای ویژگی (FZ,E,M,O,S) نسبت به (FZ,E,M,O,D) بهتر عمل می‌کند. این نکته نشان می‌دهد که ویژگی (S) دارای اطلاعات شکلی بیشتری نسبت به ویژگی (D) است. بهترین نتیجه طبقه‌بندی ۹۰/۳٪ در فضای ویژگی (FZ,E,M,O,S,D) و با وزنه‌های (1,2,1,1,1,1,2,1) و به کمک طبقه‌بند 3-NN حاصل شده است.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله، علی‌رغم اینکه از ویژگیهای بافتی جهت ایجاد تمایز بیشتر بین کلاسهای مشابه از نظر شکل استفاده شده است، یک روش جدید طبقه‌بندی محتوایی تصاویر

جدول ۱: ویژگیهای مستخرج به همراه اختصار نام آنها.

یک مسأله ۸۰ کلاسه بوده است [۵]. در [۶]، بهترین صحت طبقه‌بندی برای مسأله ۲۰ کلاسه بر روی یک پایگاه داده شامل ۵۰۰۰ تصویر ۸۱/۶٪ گزارش شده است. این مقدار در [۷] برای یک مسأله ۱۷ کلاسه بر روی یک پایگاه داده شامل ۱۵۰۰ تصویر برابر با ۹۷/۵٪ گزارش شده است.

مراجع

- [1] Y. Liu, D. Zhang, G. Lu, W. Y. Ma, "A survey of content-based image retrieval with high-level semantics", *Pattern Recognition*, vol. 40, pp. 262-282, 2007.
- [2] C. Shyu, C. Brodley, A. Kak, A. Kosaka, A. Aisen, and L. Broderick, "ASSERT: A physician-in-the-loop content-based image retrieval system for HRCT image databases," *computer Vision and Image Understanding*, vol. 75, no.1/2, pp.111-132, 1999.
- [3] T. Lehmann, M. Guld, C. Thies, B. Fischer, K. Spitzer, D. Keysers, H. Ney, M. Kohnen, H. Schubert, and B. B. Wein, "Content-based image retrieval in medical applications," *Methods Inform. Med.*, vol. 43, no. 4, pp. 354-361, 2004.
- [4] D. Keysers, J. Dahmen, H. Ney, B.B. Wein, T.M. Lehmann, "A statistical framework for model-based image retrieval in medical applications," *J. Electronic Image*, Vol.12, no.1, pp.59-68, 2003.
- [5] T. M. Lehmann, M. O. Guld, T. Deselaers, D. Keysers, H. Schubert, and K. Spitzera, H. Neyb, and B. B. Wein, "Automatic categorization of medical images for content-based retrieval and data mining", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 29, pp. 143-155, 2005.
- [6] M. M. Rahman, P. Bhattacharya, and B. C. Desai, "A Framework for Medical Image Retrieval Using Machine Learning and Statistical Similarity Matching Techniques With Relevance Feedback", *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, vol. 11, no. 1, pp. 58-69, Jan. 2007.
- [7] H. Greenspan and A. T. Pinhas, "Medical Image Categorization and Retrieval for PACS Using the GMM-KL Framework", *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, vol. 11, no. 2, pp. 190-202, March 2007.
- [8] E. Persoon, and K. Fu, "Shape discrimination using Fourier descriptors," *IEEE Trans. Syst., Man, and Cybern.*, Vol. 7, pp. 170-179, 1977.
- [9] H. Pourghassem and H. Ghassemian, "Fingerprint Classification Based on Spectral Features", *CSI Journal on Computer Science & Engineering*, Vol. 3, No. 2&4, pp. 19-26, 2005.
- [10] D. Androustos, K.n. Plataniotis and A.N. Venetsanopoulos, "Directional detail histogram for image retrieval", *Electronic Letters*, vol.33, No.23, pp. 1935-1936, Nov. 1997.
- [11] R. M. Haralick, K. Shanmugan, and I. Dinstein, "Textural features for image classification", *IEEE Trans. on Systems, Man and Cybernetics*, vol.3, no.6, pp.610-621, 1973.