

بازیابی تصاویر رادیوگرافی بر اساس هیستوگرام

بازیابی مبتنی بر محتوای تصاویر رادیوگرافی بر اساس هیستوگرام جهت الگو

ابوالفضل لاکدشتی^۱، محمد شهرام معین^۲، کامبیز بدیع^۳

۱- دانشجوی دکتری مهندسی کامپیوتر، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران

۲- استادیار و مدیر گروه سامانه های چند رسانه ای، پژوهشکده فناوری اطلاعات، مرکز تحقیقات مخابرات ایران، تهران، ایران

۳- دانشیار و مدیر پژوهشکده فناوری اطلاعات، مرکز تحقیقات مخابرات ایران، تهران، ایران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۷/۶/۲۳ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۹/۵

چکیده

مقدمه: بازیابی تصاویر مبتنی بر محتوا برای جستجوی یک تصویر از مجموعه ای از تصاویر بکار می رود که در کاربردهای تشخیص پزشکی می تواند به منظور مقایسه تصاویر پیشین و جاری از اعضای بیماران بکار برده شود.

مواد و روشها: روش "بازیابی تصویری مبتنی بر محتوی"^۱ برای تصاویر رادیوگرافی با استفاده از "هیستوگرام جهت الگو"^۲ ارائه شده که در آن توزیع مکانی پنج نوع جهت الگو برای نمایه سازی به کار برده می شود. تصویر ورودی ابتدا به بلوکهای تقسیم شده و سپس فراوانی هر نوع الگو در هر بلوک تصویر مشخص می گردد. با تعیین هیستوگرام الگوهای محلی برای هر یک از بلوک های تصویر، هیستوگرام محلی برای هر کدام از تصاویر بدست می آید. در نهایت، هیستوگرام سراسری برای مقایسه شباهت بین تصاویر محاسبه می گردد.

نتایج: نتایج بر روی مجموعه تصاویر رادیوگرافی "ایرما"^۳ شامل ۱۰۰۰۰ تصویر نشان می دهد که به طور متوسط روش پیشنهادی نسبت به روشهای تامپورا و "توصیف گر هیستوگرام لبه"^۴ بهتر عمل نموده و از نرخهای دقت و فراخوانی بهتری برخوردار است. در فرآیند بازیابی بیش از ۵۰ تصویر، در برخی تصاویر، نرخ دقت بیش از ۴۸٪ و نرخ فراخوانی بیش از ۱۸٪ بهبود یافته است.

بحث و نتیجه گیری: در برخی تصاویر، منجمله تصاویر دست، پا، انگشتان، جمجمه، فک، قفسه سینه و لگن دقت بازیابی به میزان قابل توجهی بهبود یافته است. در گروه تصاویر آرنج، ران، زانو و کتف، نتایج بازیابی در سه روش مذکور از دقت تقریباً یکسانی برخوردار می باشند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۵، شماره ۱، پیاپی (۱۹، ۱۸)، بهار و تابستان ۸۷: ۶۶-۵۵)

واژگان کلیدی: بازیابی تصاویر رادیوگرافی، ویژگی بافت، هیستوگرام جهت الگو

1- Content Based Image Retrieval (CBIR)
2- Pattern Orientation Histogram (POH)
3- IRMA
4- Edge Histogram Descriptors (EHD)

* نویسنده مسؤول: محمد شهرام معین
آدرس: تهران، انتهای خیابان کارگر شمالی، مرکز تحقیقات مخابرات ایران، پژوهشکده فناوری اطلاعات، گروه سامانه های چند رسانه ای
moin@itrc.ac.ir

تلفن و دورنگار: ۰۳۶-۸۸۶۳۰۰۳۶ (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

با توجه به پیشرفت هایی که فناوری اطلاعات در دهه گذشته داشته است توسعه سامانه های "بازیابی تصویری مبتنی بر محتوی" در بسیاری از کاربردها از قبیل پزشکی، نظامی، تجاری و آموزشی به طور گسترده ای افزایش یافته است. تعیین معیار سنجش شباهت با یک یا چند تصویر پرس و جو یکی از مهمترین مسائل مطرح در بازیابی اطلاعات تصویری در پایگاه های داده بزرگ می باشد. به عنوان مثال می توان به برخی از این سامانه ها در [۸-۱] اشاره نمود.

با توجه به اینکه حجم اطلاعات تصویری در پایگاه داده های تصاویر پزشکی خاص و عام به سرعت در حال رشد است، بنابراین سیستم های بازیابی تصاویر کارا و موثر از ضروریات چنین سیستم هایی به شمار می روند. کاربردهای روشهای بازیابی مبتنی بر محتوی تصاویر در حوزه پزشکی از پشتیبانی سیستم های بالینی گرفته تا تحقیقات و آموزشهای پزشکی گسترش دارد [۹]. این مزایا موجب گردیده تا محققان یا از سیستم های همه منظوره "بازیابی تصویری مبتنی بر محتوی" برای تصاویر پزشکی استفاده کنند یا یک سیستم را بطور مشخص برای حوزه پزشکی خاص ایجاد نمایند [۱۰]. سیستم های "بازیابی تصویری مبتنی بر محتوی" خاص منظوره ای نیز برای تصاویر مختلف پزشکی ساخته شده اند که عبارتند از سیستم های بازیابی تصاویر "اچ ار سی تی" [۱۱]، اسلایدهای بافت سرطان سینه [۱۲]، تصاویر تابع توموگرافیک تشعشع پوزیترون [۱۳]، تصاویر مافوق صوت [۱۴]، تصاویر آندوسکوپی [۱۵]، تصاویر پاتولوژی [۱۶]، عکس های رادیویی ستون فقرات [۱۷] و تصاویر ماموگرافی [۱۸]. زمینه مشترک برای بیشتر سیستم های اشاره شده، معیارهای ویژگی است که بطور مستقیم از ویژگی های سطح پایین تصویر بدست می آید. این ویژگی ها برای تصاویر

مختلف پزشکی دارای کارایی متفاوتی می باشند به عنوان مثال ویژگی رنگ برای تشخیص تصاویر اشعه ایکس رنگی بسیار مناسب است و ویژگیهایی چون بافت تامپورا و گبور برای تصاویر رادیوگرافی کاربرد دارد. در [۱۴] از خواص آماری ضرایب ویولت و گشتاور لژاندر بر روی هر تصویر، بردار ویژگی جهت مقایسه بدست آمده است. در [۱۵] با استفاده از بازخور ارتباطی^۲ از همجوشی ویژگی های رنگ، بافت و شکل یک سیستم بازیابی تصاویر آندوسکوپی ارائه شده، بطوریکه برای ویژگی رنگ، از کوانتیزاسیون برداری، هیستوگرام با ۱۹۲ "بین" در فضای رنگ اچ اس وی و برای ویژگی بافت از ماتریس هم وقوع، انحراف معیار و میانگین استفاده شده است. در [۱۸] برای بازیابی تصاویر ماموگرافی، ابتدا با استفاده از ماشین بردار پشتیبان^۴ تصاویر به سیستم آموزش داده شده و سپس با استفاده از بازخور ارتباطی نتایج بازیابی بدست آمده است.

در این مقاله روش "بازیابی تصویری مبتنی بر محتوی" را بر اساس جهت الگو در حوزه مکان ارائه و کاربرد آن را در حوزه تصاویر رادیوگرافی مورد ارزیابی قرار داده ایم. مبنای کار در روش ارائه شده "هیستوگرام جهت الگو" است. این الگوریتم توزیع احتمالات پنج نوع الگو را از هر بلوک تصویر تخمین زده و یک هیستوگرام شامل ۱۵۰ مولفه تولید می کند.



شکل ۱- پنج نوع جهت الگو

الگوها بر اساس جهتشان به ۵ دسته تقسیم می شوند: عمودی، افقی، قطری، پائین-چپ، قطری پائین - راست و بدون جهت

2- Relevance Feedback (RF)

3- Bin

4- Support Vector Machines (SVM)

1- HRCT

بازیابی تصاویر رادیوگرافی بر اساس هیستوگرام

۲- مواد و روشها

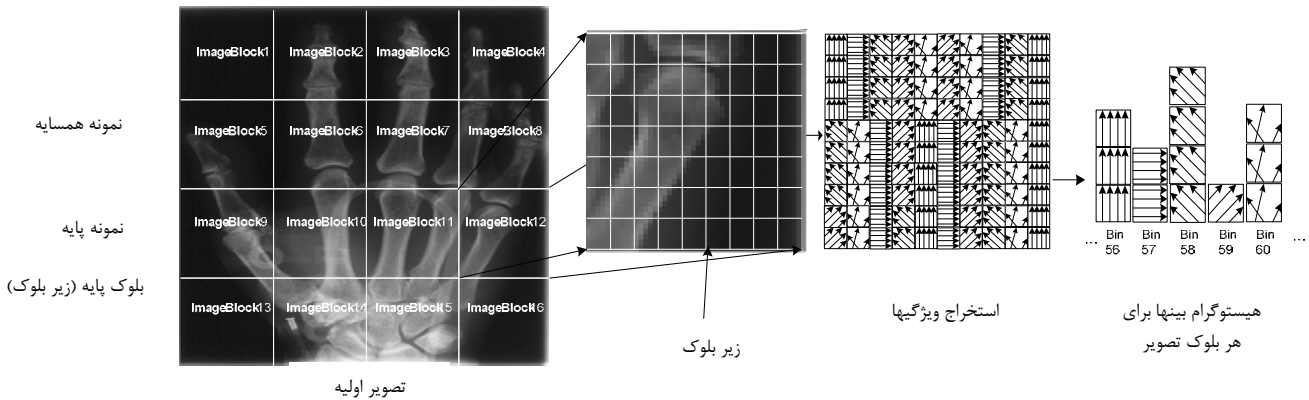
۱-۲- هیستوگرام جهت الگو

هیستوگرام یکی از مدل‌های موثر برای نمایش ویژگی‌های یک تصویر از قبیل رنگ، بافت و لبه می باشد. از مزایای نمایش هیستوگرام مقاوم بودن آن نسبت به چرخش، بزرگنمایی و انتقال تصویر است [۱۹-۲۱]. با وجود خواص فوق، هیستوگرام ابزار مناسبی برای کاربردهای بازیابی و جستجوی تصاویر است. همانطور که در بخش‌های قبلی به آن اشاره گردید، روش "هیستوگرام جهت الگو" از توزیع مکانی پنج نوع جهت بلوک در هر ناحیه محلی از تصویر اصلی استفاده می‌کند. تصویر اصلی به بلوکهای ۴×۴ تقسیم شده و بدین ترتیب ۱۶ بلوک تصویری یکسان از تصویر اصلی بدست می‌آوریم (شکل ۲). همچنین هیستوگرام توزیع جهت الگوها برای هر بلوک تصویر با ۵ مؤلفه تولید می‌گردد. الگوهای بلوک تصویر به ۵ نوع عمودی، افقی، قطری پایین/چپ، قطری پایین/راست و بدون جهت دسته بندی می‌گردد. هیستوگرام برای هر بلوک تصویری فراوانی وقوع ۵ نوع الگوی بلوکی را در بلوک تصویری متناظر نشان می‌دهد. هر هیستوگرام محلی شامل ۵ مؤلفه متناظر با ۵ نوع الگوی فوق بوده و چون ۱۶ بلوک در تصویر وجود دارد هیستوگرام نهایی شامل $80 = 16 \times 5$ مؤلفه خواهد بود. هر مؤلفه در هیستوگرام دارای دو مفهوم است: موقعیت و نوع جهت الگوی بلوک. فراوانی الگوهای بلوکی عمودی در گوشه بالا سمت راست تصویر در مکان شانزدهم از هیستوگرام ۸۰ مؤلفه ای قرار می‌گیرد و هیستوگرام نهایی با پیمایش سطری ۱۶ بلوک تصویر بدست می‌آید. درون هر بلوک الگوها بترتیب عمودی، افقی، قطری پایین-چپ، قطری پایین-راست و بدون جهت مرتب شده اند. گام بعدی نرمالسازی مقادیر هیستوگرام می باشد، تا عمل مقایسه هیستوگرام ها امکان پذیر گردد. برای نرمال سازی تعداد وقوع الگوها برای هر مؤلفه به تعداد کل زیر بلوک ها تقسیم می شوند.

جهت (شکل ۱). در این روش ابتدا هر تصویر به 4×4 (۱۶) قسمت مساوی تقسیم می گردد که به هر یک "بلوک تصویر" اطلاق می شود. اندازه بلوک های تصویر یکسان بوده و با یکدیگر همپوشانی ندارند.

سپس هر بلوک تصویر به زیر بلوک هایی قسمت بندی شده و جهت الگو از هر زیر بلوک استخراج می گردد. جهت الگوی هر بلوک بر اساس میزان انرژی سیگنال درون آن شناسایی می گردد. هیستوگرام های محلی ۵ مؤلفه ای از هر بلوک تصویر محاسبه می شوند، به طوری که هر مؤلفه فراوانی یکی از ۵ نوع الگو را در هر بلوک تصویر نمایش می دهد. بنابراین با ۱۶ بلوک در تصویر اصلی و ۵ مؤلفه برای هر بلوک تصویر، هیستوگرامی شامل ۸۰ مؤلفه بدست می آید. با توجه به هیستوگرام های محلی بدست آمده ممکن است نحوه بازیابی رضایت بخش نباشد، به همین دلیل روشی ارائه شده است که این مشکل را برطرف نماید. با توجه به این مسأله مؤلفه های هیستوگرام به ۱۵۰ بین تبدیل و در بازه [۰،۱] نرمالسازی می گردند. در این مقاله روش "هیستوگرام جهت الگو" با روش های "ویژگی بافت تامپورا" [۲۴] و "توصیف گر هیستوگرام لبه" [۲۵] مقایسه شده است. معیار ارزیابی کارایی برای مقایسه نتایج، میزان دقت و میزان بازیابی است.

در ادامه مقاله، در بخش ۲ به تشریح روش هیستوگرام جهت الگو، نحوه تعیین جهت الگوها از هر زیر بلوک و بهینه سازی هیستوگرام خواهیم پرداخت. نتایج تجربی حاصل از اعمال روشها بر روی مجموعه تصاویر پزشکی ایرما در بخش ۳ ارائه شده و بخش ۴ به بحث و نتیجه گیری اختصاص یافته است.

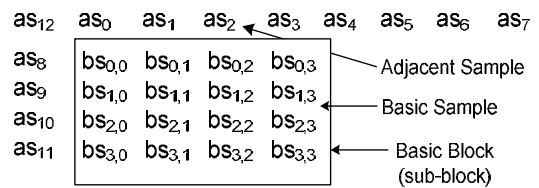
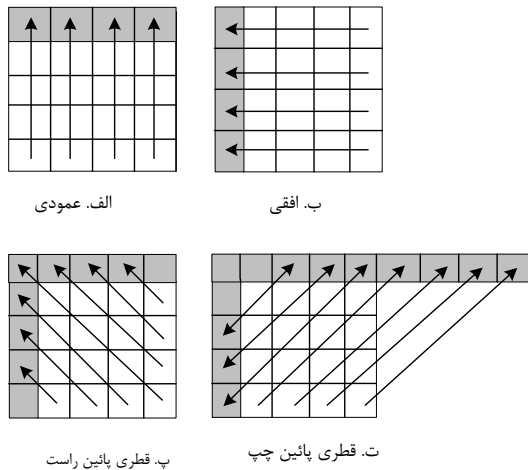


شکل ۲- مفاهیم بلوک تصویر، زیر بلوک، استخراج الگو از هر زیر بلوک درون تصویر و مؤافه های هیستوگرام الگو (محلی).

۲-۲- تعیین جهت الگوها

در این بخش فرآیند استخراج نوع جهت الگوی هر زیر بلوک بیان می گردد [۲۲]. ابتدا الگوهای هر زیر بلوک در جهت های عمودی، افقی، قطری پایین-چپ، قطری پایین-راست و بدون جهت استخراج می گردد (شکل ۱).

با استفاده از تعاریف فوق روش استخراج جهت الگو برای هر بلوک پایه به شرح ذیل اعمال می گردد:



شکل ۳- بلوک پایه، نمونه پایه و نمونه همسایه

تعاریف اولیه زیر، که در شکل ۳ نشان داده شده اند، عبارتند از:

- ۱- بلوک پایه: زیر بلوک مربعی (۴×۴ در شکل ۳) به عنوان واحد پایه برای استخراج الگو تعریف شده است.
- ۲- نمونه پایه: به هر عنصر یا پیکسلی که درون بلوک پایه قرار می گیرد گفته می شود.
- ۳- نمونه همسایه: به نمونه های واقع شده در بالا و یا در سمت چپ بلوک پایه اطلاق می شود.

شکل ۴- چهار نوع حالت الگو

۱- حالت عمودی: هر نمونه پایه درون یک ستون از نمونه همسایه متناظر خود تفریق می گردد. در این حالت مجموع مقایر بدست آمده به عنوان نتیجه عمودی نامیده می شود (شکل ۴.الف).

$$\text{vertical} = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 |bs(j,i) - as(i)| \quad (1)$$

- 1- Basic Block
- 2- Basic Sample
- 3- Adjacent Sample

۵- **حالت بدون جهت:** در این مرحله ۴ نتیجه بدست آمده از روشهای قبل با یکدیگر مقایسه می‌شوند و کوچکترین مقدار به عنوان جهت الگو (معادله شماره ۱) انتخاب می‌گردد. اگر این مقدار از آستانه کمتر باشد بلوک متناظر به عنوان یک بلوک بدون جهت برچسب می‌خورد، در غیراینصورت به عنوان یکی از آن ۴ حالت جهت دار انتخاب می‌گردد:

آستانه $<$ {نتیجه قطری پایین راست، نتیجه قطری پایین چپ، نتیجه افقی، نتیجه عمودی} حداقل
 شکل ۵ شبه کد مربوط به حالت های افقی، عمودی و بخشی از حالت قطری پایین-چپ را نشان می‌دهد. به منظور پیدا کردن آستانه بهینه در روش ارائه شده، مقدار ۲۲ به عنوان نتیجه بهینه بطور تجربی با آزمایشات مختلف بدست آمده است.

۲-۳- بهینه سازی هیستوگرام

هیستوگرام جهت الگوی بدست آمده از ویژگی های استخراج شده محلی از مراحل قبل ممکن است به تنهایی در تطابق شباهت میان تصاویر از کارایی لازم برخوردار نباشد، به عبارت دیگر برای دستیابی به کارایی مناسب به توزیع اطلاعات جهت الگو بر روی تمامی تصویر نیاز داشته باشد. به همین دلیل هیستوگرام الگوی سراسری و نیمه سراسری بطور مستقیم از ۸۰ مؤلفه هیستوگرام محلی محاسبه می‌گردد [۲۶]. هیستوگرام الگوی سراسری، توزیع جهت الگو را در تمامی فضای تصویر نمایش می‌دهد. برای این منظور عمل گروه بندی یا قطعه بندی روی زیرتصویرهای تصویر اصلی انجام می‌گیرد. بطور کلی ۱۳ قطعه مختلف از گروه بندی زیر تصویر تعریف شده اند، بطوریکه هر قطعه توزیع ۵ نوع جهت الگو مختلف را از هیستوگرام محلی با ۸۰ بین محاسبه می‌نماید (شکل ۶). بدین ترتیب هیستوگرام نهایی جهت تطابق شباهت شامل ۱۵۰ مؤلفه (۸۰ مؤلفه محلی، ۵ مؤلفه سراسری و ۵*۱۳=۶۵ مؤلفه نیمه

۲- حالت افقی: هر نمونه که در هر سطر قرار دارد از نمونه همسایه متناظر خود مطابق با شکل ۴. ب تفریق می‌گردد. همانند حالت قبلی مجموع مقادیر بدست آمده را به عنوان نتیجه افقی می‌نامیم.

$$Horizontal = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 |bs(i, j) - as(i+8)| \quad (2)$$

۳- حالت قطری پایین-راست: هر نمونه پایه درون یک پیکان افقی از نمونه همسایه متناظر که در انتهای همان پیکان قرار دارد تفریق می‌گردد (شکل ۴. پ).

```
// for vertical and horizontal pattern
For i:=0 to i< num_row ; i:=i+1
  For j:=0 to j< num_row ; j:=j+1
    Buf_vertical(i,j):= bsj,i - asi;
    Buf_vertical(i,j):= bsi,j - asi+8;
  End;
End;
Vertical_result := sum(Buf_vertical);
horizontal_result:= sum(Buf_horizontal);

// for diagonal down/left pattern
...
Buf_d_d/l(0,0):= bs0,0 - mean(as1, as9);
Buf_d_d/l(0,1):= bs0,1 - mean(as2, as10);
Buf_d_d/l(1,0):= bs1,0 - mean(as2, as10);
...
Buf_d_d/l(3,3):= bs3,3 - mean(as2, as7);
...
```

شکل ۵- شبه کد برای بخشی از شناسایی الگو

در نهایت مجموع مقادیر بدست آمده نتیجه قطری پایین-راست نامیده می‌شود.

۴- **حالت قطری پایین-چپ:** برای هر نمونه پایه درون یک موقعیت که در بخش پایینی بلوک پایه قرار دارد (نصف شده به وسیله یک خط قطری) مانند سه روش قبلی عمل می‌گردد و مابقی نمونه های پایه از میانگین نمونه همسایه های هر خط قطری متناظر تفریق می‌گردد. همانطور که در شکل ۴. ت نشان داده شده است، مانند روشهای قبلی، مجموع مقادیر بدست آمده نتیجه قطری پایین-چپ نامیده می‌شود.

۳-۱- پایگاه داده تصویری

نتایج تجربی بر روی تصاویر رادیوگرافی از مجموعه پایگاه داده تصاویر پزشکی ایرما^۱ مورد ارزیابی قرار گرفته است. این مجموعه تصاویر تصاویر رادیوگرافی در حال گسترش از دانشگاه آر. دبلیو. تی. ان^۲ در آخن آلمان دریافت شده است. این پایگاه داده به عنوان مرجع کارهای مرتبط با بازیابی تصاویر پزشکی بکاربرده می شود و نسخه اخیر آن شامل ۱۰۰۰۰ تصویر دسته بندی نشده از اعضاء مختلف بدن انسان مانند جمجمه، ستون فقرات، بازو، قفسه سینه، شکم، پا، لگن، سینه و دستان، دسته بندی شده بر حسب سن، جنسیت و آسیب های وارده بر اندام ها می باشد.

۳-۲- معیار ارزیابی کارایی

نرخ "دقت"^۳ و نرخ "فراخوانی"^۴ از پرکاربردترین معیارها برای ارزیابی کارایی سیستم های بازیابی تصویری مبتنی بر محتوی می باشند [۲۳] و در این مقاله نیز از این معیارها استفاده شده است. نرخ دقت نسبت تعداد تصاویر مرتبط بازیابی شده به تعداد کل تصاویر بازیابی شده و نرخ فراخوانی نسبت تعداد تصاویر مرتبط بازیابی شده به تعداد کل تصاویر مرتبط در پایگاه داده تصویر می باشد.

۳-۳- تعیین میزان شباهت

برای تعیین میزان شباهت بین تصویر پرس و جو و تصاویر پایگاه داده، معیارهای شباهت مختلفی از قبیل فاصله همینگ، فاصله مینکوفسکی و فاصله اقلیدسی (رابطه ۴) وجود دارند [۲۳]. با این وجود، اصولاً در حوزه بازیابی تصویر، انتخاب معیار شباهت در مقایسه با انتخاب ویژگی مساله اصلی نمی باشد. معیارهای شباهت مختلف بسته به نوع ویژگی انتخاب شده و نوع پایگاههای داده نتایج مختلفی را ارائه می

سراسری) می باشد. برای تطابق شباهت، فاصله $D(q,t)$ از دو هیستوگرام تصویر q, t مطابق با معیار زیر محاسبه می گردد:

$$D(q,t) = \sum_{i=0}^{79} |L_q[i] - L_t[i]| + \alpha \times \sum_{i=0}^4 |G_q[i] - G_t[i]| + \sum_{i=0}^4 |S_G_q[i] - S_G_t[i]| \quad (3)$$

به طوریکه $L_q[i]$ مقادیر ساخته شده از مؤلفه های تصویر پرس و جو می باشد و متشابهاً $L_t[i]$ نیز از مقادیر ساخته شده مؤلفه های تصویر هدف می باشد. $L_q[i]$ و $L_t[i]$ به ترتیب مقادیر مؤلفه های هیستوگرام نرمال شده برای الگوهای محلی تصاویر t, q و $G_q[i]$ و $G_t[i]$ به ترتیب مقادیر مؤلفه های هیستوگرام نرمال شده برای الگوهای سراسری این تصاویر را نشان می دهند. بطور مشابه $S_G_q[i]$ و $S_G_t[i]$ به ترتیب مقادیر مؤلفه های هیستوگرام نرمال شده برای الگوهای نیمه سراسری تصاویر t, q را نمایش می دهند. از آنجاییکه تعداد مؤلفه های هیستوگرام سراسری از هیستوگرام های محلی و نیمه سراسری کوچکتر است یک مقدار α نیز به رابطه (۳) اعمال می شود.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13

شکل ۶- قطعه بندی زیر تصویر جهت استخراج هیستوگرام نیمه سراسری

۳- نتایج

این بخش در برگیرنده نتایج تجربی بدست آمده جهت ارزیابی کارایی روش "هیستوگرام جهت الگو" در مقایسه با روشهای "توصیف گر هیستوگرام لبه و "تامپورا" می باشد. در ابتدا به معرفی پایگاه داده تصویری مورد استفاده می پردازیم.

1- IRMA: available on <http://irma-project.org>

2- RWTN

3- Precision

4- Recall

[۲۴] را نمایش می‌دهد. شکل‌های ۹-ب، ۱-ا، ۹-ب، ۲-ا و ۹-ب-۳ مربوط به ویژگی "توصیف گر هیستوگرام لبه" [۲۵] است و شکل‌های ۹-پ، ۱-ا، ۹-پ، ۲-ا و ۹-ب-۳ بازیابی مربوط به روش پیشنهادی "هیستوگرام جهت الگو" را نمایش می‌دهد.

۳-۵- جداول و نمودارهای نرخ دقت-فراخوانی

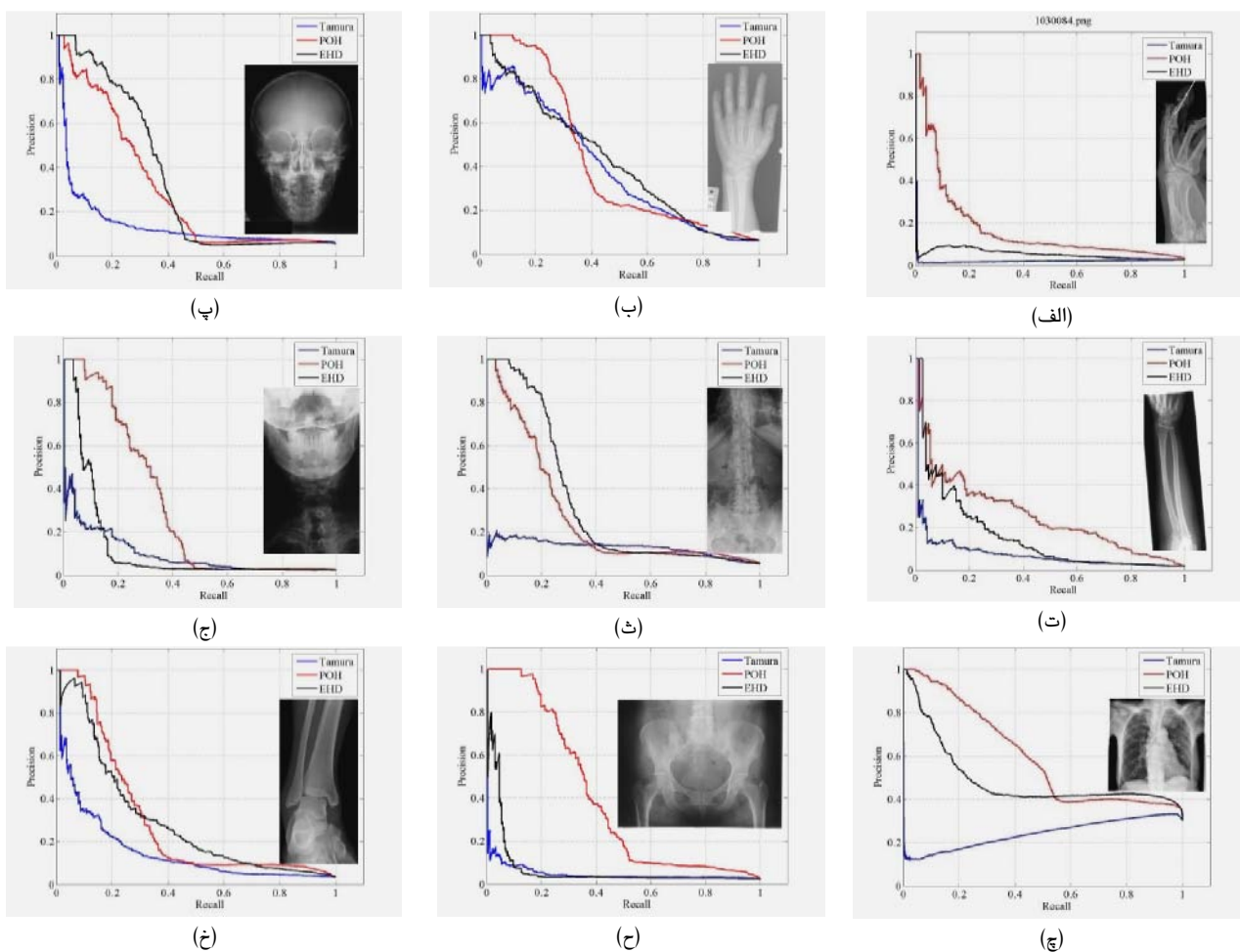
شکل ۷، نمودارهای نرخ دقت-فراخوانی را برای ۹ تصویر مختلف نمایش می‌دهد. منحنی آبی رنگ مربوط به روش تامپوراست، منحنی مشکی به روش "توصیف گر هیستوگرام لبه" اختصاص دارد و منحنی قرمز دقت-فراخوانی را برای روش پیشنهادی نمایش می‌دهد. همانطور که در این شکل‌ها مشاهده می‌شود، در بسیاری از موارد، روش پیشنهادی نسبت به دو روش دیگر برتری دارد.

دهند. نتایج تجربی حاصل در روش ارائه شده نشان داد که فاصله اقلیدسی نسبت به معیارهای دیگر بهتر عمل می‌کند. بنابراین، این معیار برای تعیین میزان شباهت بردارهای ویژگی M بعدی تصویر پرس و جو h_q و تصویر هدف h_t در پایگاه داده، مطابق رابطه زیر مورد استفاده قرار گرفت:

$$Euc. d_{q,t} = \sqrt{\sum_{m=1}^M |h_q(m) - h_t(m)|^2} \quad (۴)$$

۳-۴- نتایج بازیابی

در این بخش، نتایج بازیابی بر روی ۹ تصویر پرسش از مجموعه تصاویر "ایرما" نشان داده شده است. شکل ۷ این نتایج را نمایش می‌دهد. شکل‌های ۹-الف، ۱-الف، ۲-الف و ۳-الف نتایج بازیابی بدست آمده توسط ویژگی‌های تامپورا



شکل ۷- نمودارهای نرخ دقت-فراخوانی برای ۹ تصویر پرسش

۴- بحث و نتیجه گیری

در این مقاله یک روش کارای جدید برای بازیابی و نمایه سازی تصاویر پزشکی در پایگاههای داده تصاویر اندام بیماران ارائه گردیده است. در این روش، استخراج ویژگی بافت تصویر بر مبنای هیستوگرام جهت الگو می باشد، که در آن محتوای تصویر بر اساس جهت الگوها دسته بندی شده و سپس هیستوگرام یک بعدی این ویژگی ها استخراج می گردد.

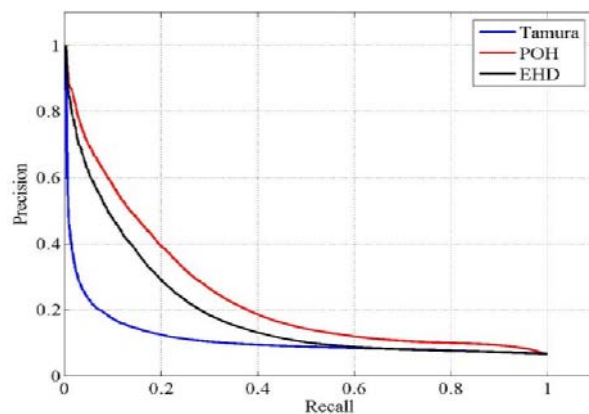
شکل ۸ متوسط مقادیر دقت و فراخوانی را بین ۳۰ تصویر پرسش که به صورت تصادفی انتخاب شده اند، نمایش می دهد. همانطور که در این شکل نیز پیداست روش پیشنهادی به طور متوسط دارای دقت و فراخوانی بالاتری است. جداول ۱ و ۲ به ترتیب نرخ دقت و فراخوانی را برای تصاویر شکل ۷ به ازای بازگردانده شدن ۱۰، ۲۰، ... و ۶۰ تصویر نشان می دهد. مقادیر عددی این جدول نیز گویای برتری روش پیشنهادی نسبت به روشهای دیگر است.

جدول ۲- مقادیر نرخ فراخوانی برای بازیابی تصاویر شکل ۷

	۱۰	۲۰	۳۰	۴۰	۵۰	۶۰
(a) Tamura	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷
(a) EHD	۰/۰۳۴	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۱۱	۰/۰۱۱
(a) POH	۰/۰۲۹	۰/۰۴۷	۰/۰۷۰	۰/۸۱۱	۰/۰۸۴	۰/۰۹۲
(b) Tamura	۰/۰۱۲	۰/۰۲۵	۰/۰۳۸	۰/۰۵۰۳	۰/۰۶۴	۰/۰۷۹
(b) EHD	۰/۰۱۶	۰/۰۳۲	۰/۰۴۵	۰/۰۵۶	۰/۰۶۹	۰/۰۸۲
(b) POH	۰/۰۱۶	۰/۰۳۲	۰/۰۴۸	۰/۰۶۴	۰/۰۸۱	۰/۰۹۷
(c) Tamura	۰/۰۱۴	۰/۰۲۴	۰/۰۲۴	۰/۰۳۵	۰/۰۳۷	۰/۰۴۲
(c) EHD	۰/۰۱۷	۰/۰۳۵	۰/۰۵۳	۰/۰۳۵	۰/۰۸۱	۰/۰۹۷
(c) POH	۰/۰۱۷	۰/۰۳۳	۰/۰۴۹	۰/۰۶۰	۰/۰۷۲	۰/۰۸۸
(d) Tamura	۰/۰۱۶	۰/۰۲۸	۰/۰۳۹	۰/۰۴۴	۰/۰۴۴	۰/۰۴۴
(d) EHD	۰/۰۳۹	۰/۰۵۰	۰/۰۷۸	۰/۱۰۱	۰/۱۰۱	۰/۱۲۳
(d) POH	۰/۰۳۹	۰/۰۵۶	۰/۰۷۳	۰/۱۰۱	۰/۱۱۷	۰/۱۵۱
(e) Tamura	۰/۰۰۱	۰/۰۰۳	۰/۰۰۹	۰/۰۱۱	۰/۰۱۳	۰/۰۱۱
(e) EHD	۰/۰۱۹	۰/۰۳۸	۰/۰۵۸	۰/۰۷۷	۰/۰۹۳	۰/۱۱۱
(e) POH	۰/۰۱۹	۰/۰۳۷	۰/۰۵۲	۰/۰۶۶	۰/۰۷۹	۰/۰۸۹
(f) Tamura	۰/۰۱۷	۰/۰۳۴	۰/۰۴۲	۰/۰۵۱	۰/۰۵۹	۰/۰۶۴
(f) EHD	۰/۰۳۸	۰/۰۵۹	۰/۰۶۸	۰/۰۸۹	۰/۱۰۲	۰/۱۱۱
(f) POH	۰/۰۴۲	۰/۰۸۱	۰/۱۱۹	۰/۱۵۳	۰/۱۷۹	۰/۱۹۲
(g) Tamura	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۳
(g) EHD	۰/۰۰۳	۰/۰۰۶	۰/۰۰۹	۰/۰۱۳	۰/۰۱۶	۰/۰۱۹
(g) POH	۰/۰۰۳	۰/۰۰۶	۰/۰۰۹	۰/۰۱۳	۰/۰۱۶	۰/۰۱۹
(h) Tamura	۰/۰۰۸	۰/۰۱۲	۰/۰۲۱	۰/۰۲۵	۰/۰۳۳	۰/۰۳۳
(h) EHD	۰/۰۲۹	۰/۰۴۶	۰/۰۵۰	۰/۰۵۵	۰/۰۵۹	۰/۰۶۳
(h) POH	۰/۰۴۲	۰/۰۸۴	۰/۱۲۷	۰/۱۶۵	۰/۱۹۰	۰/۲۱۱
(i) Tamura	۰/۰۱۹	۰/۰۳۵	۰/۰۴۴	۰/۰۵۵	۰/۰۶۳	۰/۰۷۱
(i) EHD	۰/۰۲۷	۰/۰۵۵	۰/۰۸۰	۰/۱۰۴	۰/۱۲۴	۰/۱۴۳
(i) POH	۰/۰۲۴	۰/۰۵۲	۰/۰۷۷	۰/۰۹۶	۰/۱۱۰	۰/۱۲۷

جدول ۱- مقادیر نرخ دقت برای بازیابی تصاویر شکل ۷

	۱۰	۲۰	۳۰	۴۰	۵۰	۶۰
(a) Tamura	۰/۲	۰/۱	۰/۰۶۶	۰/۰۵	۰/۰۴	۰/۰۳۳
(a) EHD	۰/۱	۰/۱	۰/۰۶۶	۰/۰۵	۰/۰۴	۰/۰۵
(a) POH	۰/۸	۰/۶۵	۰/۶۳	۰/۵۵	۰/۴۶	۰/۴۱
(b) Tamura	۰/۸	۰/۸	۰/۸	۰/۷۷	۰/۸	۰/۸۱
(b) EHD	۱	۱	۰/۹۳	۰/۸۷	۰/۸۶	۰/۸۵
(b) POH	۱	۱	۱	۱	۱	۱
(c) Tamura	۰/۸	۰/۷	۰/۶	۰/۵	۰/۴۲	۰/۴
(c) EHD	۱	۱	۱	۰/۹۷	۰/۹۲	۰/۹۱
(c) POH	۱	۰/۹۵	۰/۹۳	۰/۸۵	۰/۸۲	۰/۸۳
(d) Tamura	۰/۳	۰/۲۵	۰/۲۳	۰/۲	۰/۱۶	۰/۱۳
(d) EHD	۰/۷	۰/۴۵	۰/۴۶	۰/۴۵	۰/۳۶	۰/۳۶
(d) POH	۰/۷	۰/۵	۰/۴۶	۰/۴۵	۰/۴۲	۰/۴۵
(e) Tamura	۰/۱	۰/۱	۰/۱۶	۰/۱۵	۰/۱۶	۰/۱۵
(e) EHD	۱	۰/۱	۱	۱	۰/۹۶	۰/۹۵
(e) POH	۱	۰/۹۵	۰/۹	۰/۸۵	۰/۸۲	۰/۷۶
(f) Tamura	۰/۴	۰/۴	۰/۳۳	۰/۳	۰/۲۸	۰/۲۵
(f) EHD	۰/۹	۰/۷	۰/۵۳	۰/۵۵	۰/۴۸	۰/۴۳
(f) POH	۱	۰/۹۵	۰/۹۳	۰/۹	۰/۸۴	۰/۷۵
(g) Tamura	۰/۴	۰/۳	۰/۲۶	۰/۲	۰/۱۶	۰/۱۸
(g) EHD	۱	۱	۱	۱	۰/۹۸	۰/۹۶
(g) POH	۱	۱	۱	۱	۱	۱
(h) Tamura	۰/۲	۰/۱۵	۰/۱۶	۰/۱۵	۰/۱۶	۰/۱۳
(h) EHD	۰/۷	۰/۵۵	۰/۴	۰/۳۲	۰/۲۸	۰/۲۵
(h) POH	۱	۱	۱	۰/۹۷	۰/۹	۰/۸۳
(i) Tamura	۰/۷	۰/۶۵	۰/۵۳	۰/۵	۰/۴۶	۰/۴۳
(i) EHD	۰/۹	۰/۹۵	۰/۹۳	۰/۸۷	۰/۸	۰/۷۶
(i) POH	۱	۱	۰/۹۶	۰/۹۵	۰/۹	۰/۸۶



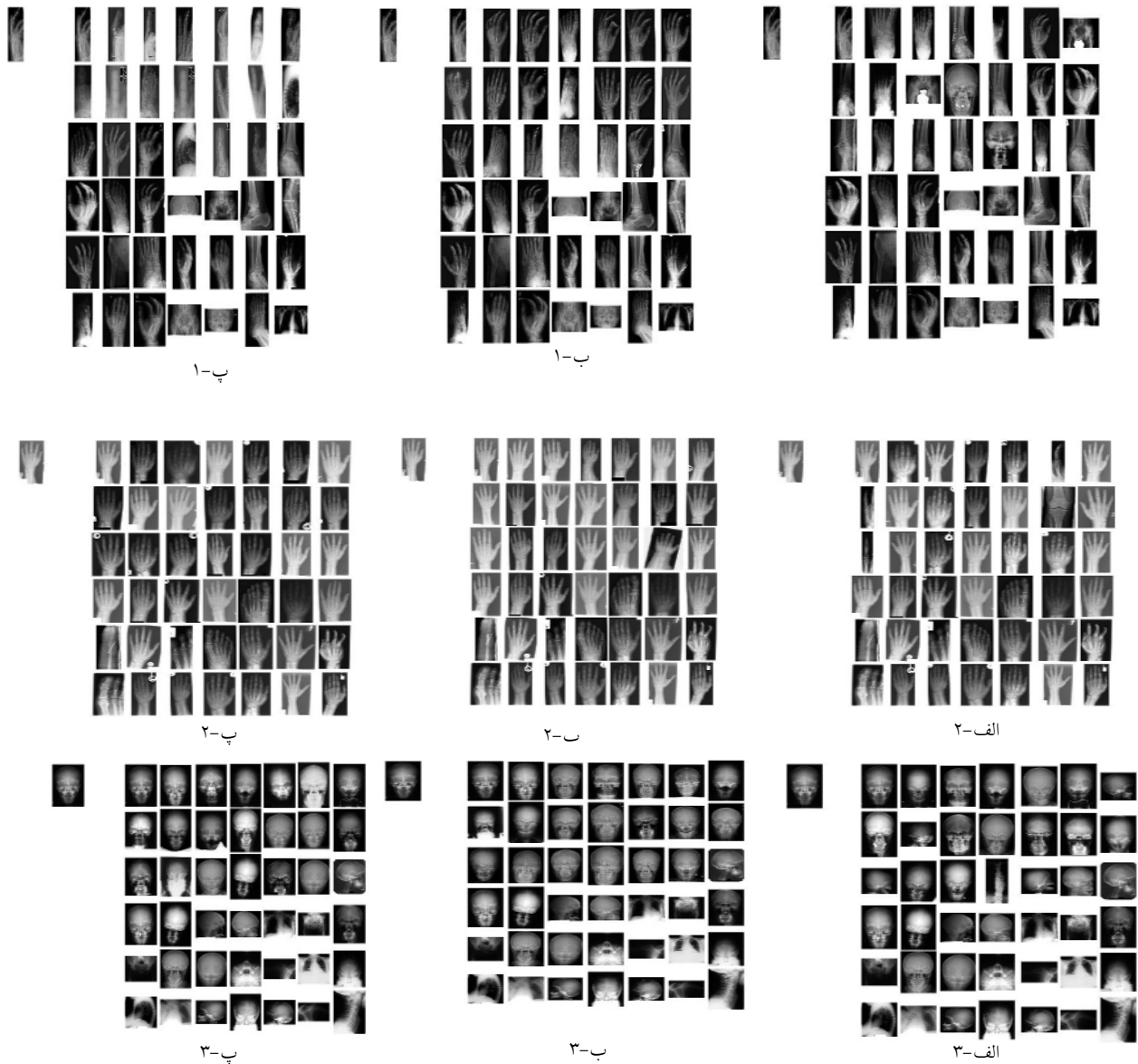
شکل ۸- متوسط نرخ دقت در برابر نرخ فراخوانی برای ۳۰ تصویر مختلف

بازیابی تصاویر رادیوگرافی بر اساس هیستوگرام

در گروه تصاویر آرنج، ران، زانو و کتف، نتایج بازیابی در سه روش مذکور از دقت تقریباً یکسانی برخوردار می باشند. علت این موضوع را می توان به وضوح و شفافیت کامل تصاویر، کنتراست بالا در تصویر پیش زمینه و پس زمینه و ضعیف بودن وجود اطلاعات موقعیت محلی در حواشی تصویر نسبت داد. روش پیشنهادی در بازیابی بعضی از تصاویر سینه و قفسه سینه از کارایی مطلوبی برخوردار نیست که دلیل آنرا می توان در محو شدگی و تار شدگی برخی جزئیات مهم و مؤثر درون تصاویر دانست که در فرآیند تصویر برداری رخ داده است. روش پیشنهادی از پیچیدگی محاسباتی کمتری نسبت به دو روش دیگر برخوردار است.

من حیث المجموع، نشان داده شد که روش پیشنهادی نسبت به دو روش دیگر بطور میانگین به نتایج بهتری (در حدود ۳۰٪ بهتر) دست یافته و تعداد تصاویر مرتبط بیشتری را بازیابی نموده است. دلیل این امر را می توان به نوع ویژگی های استخراج شده براساس جهت الگو و استفاده از اطلاعات محلی و نیمه محلی مرتبط دانست. با این وجود در برخی تصاویر محدود، نتیجه ارزیابی مطلوب نبوده، که علت این موضوع را می توان در محو شدگی و تار شدگی برخی جزئیات مهم و مؤثر درون تصاویر اولیه جستجو نمود.

به منظور بالا بردن دقت بازیابی، مؤلفه های سراسری و نیمه سراسری به هیستوگرام نهایی اضافه گردید. الگوریتم پیشنهادی با روشهای مشهور در ویژگی بافت تصویر به نامهای "توصیف گر هیستوگرام لبه" و تامپورا مقایسه گردید. نتایج تجربی نشان داد که روش ارائه شده، از نظر معیار دقت-فراخوانی دارای کارایی بهتری نسبت به دو روش دیگر می باشد. در برخی تصاویر منجمله تصاویر دست، پا، انگشتان، جمجمه، فک، قفسه سینه و لگن دقت بازیابی ۵۰ درصد بیش از ۴۸٪ و فراخوانی بیش از ۱۸٪ بهبود یافته است. به عنوان دلیلی برای این امر می توان به استفاده از اطلاعات محلی و نیمه محلی و پارامترهای دخیل در استخراج ویژگی روش پیشنهادی اشاره نمود. علت برتری این روش نسبت به روش تامپورا استفاده از اطلاعات محلی در تصاویر است. در روش تامپورا، بدون در نظر گرفتن اطلاعات محلی، درشتی، جهت و کنتراست هر پیکسل در کل تصویر محاسبه می شود که همین مساله می تواند باعث نمایه سازی ویژگی های استخراج شده نامتناظر گشته و کارایی فرآیند بازیابی را کاهش دهد. علت برتری روش پیشنهادی بر روش "توصیف گر هیستوگرام لبه" بهبود برخی پارامترهای جهت الگو است که باعث کاهش خطای بازیابی می گردد. ریشه این مشکل در روش "توصیف گر هیستوگرام لبه" استفاده از جهت لبه در نمایه سازی بوده که در برخی از تصاویر از دقت مناسبی برخوردار نمی باشد.



شکل ۹- نتایج بازیابی با روش (الف) تامپورا، (ب) توصیف گر هیستوگرام لبه، (پ) روش پیشنهادی "هیستوگرام جهت الگو" (POH)

۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله، تشکر وافر خود را از بخش بازیابی تصویر در کاربردهای پزشکی دانشگاه صنعتی آخن آلمان، بدلیل در اختیار قرار دادن مجموعه‌ای شامل ۱۰۰۰۰ تصویر پزشکی، ابراز می‌دارند.

در رابطه با کارهای آتی پیشنهاد می‌شود به منظور کاهش هر چه بیشتر شکاف معنایی از روشهای مبتنی بر هستان شناسی به منظور نمایه سازی و بازیابی تصاویر پزشکی استفاده گردد.

1. Faloutsos C, Barber R, Flickner, M Hafner, J N iblack, W Petkovic D, Equitz W. Efficient and Effective Querying by Image Content. *Journal of Intelligent Information Systems* 1994; 3(1): 231-62.
2. Smith JR, Chang SF. Visualeek: A Fully Automated Content-Based Image Query System. *Proc. Conf ACM Int'l Multimedia* 1996; 2670: 87-98.
3. Hampapur A, Gupta A, Horowitz B, Shu C F, Fuller C, Bach J, Gorkani M, Jain R. Virage video engine. *Proc. SPIE: Storage and Retrieval for Image and Video Databases V* 1997 February: 188-97.
4. Ma WY, Manjunath BS. Netra: A Toolbox for Navigating Large Image Databases. *Multimedia System* 1999; 7: 184-98.
5. Laaksonen J , Koskela M, Laakso S, Oja E. PicSOM - Content-Based Image Retrieval with Self-Organizing Maps. *Pattern Recognition Letters* 2000; 21(13-14): 1199-207.
6. Lakdashti A , Moin M S. Imagepickup: A web based hybrid image search engine. *The Eleventh International Conference on Distributed Multimedia Systems (DMS)* 2005; 145-50.
7. Wang JZ, Li J , Wiederhold G. SIMPLIcity: Semantics-Sensitive Integrated Matching for Picture Libraries. *IEEE Trans Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Sept. 2001; 23(9): 947-63.
8. Veltcamp R, Tanase M. Content-Based Image Retrieval Systems: A Survey. *Tech. Report. Dept. of Computing Science, Utrecht Univ.* 2000. Report NO: UU-CS-2000-34.
9. Müller H, Michoux N, Bandon D, Geissbuhler A. A Review of Content-Based Image Retrieval Systems in Medicine—Clinical Benefits and Future Directions. *International Journal of Medical Informatics* 2004; 73:1-23.
10. Deselaers T, Keysers D, Ney H. FIRE-Flexible Image Retrieval Engine: ImageCLEF 2004 Evaluation. *LNCS* 3491 2004; 688-98.
11. Shyu CR, Brodley CE, Kak AC, Kosaka A, Aisen AM, Broderick LS. ASSERT:A Physician-in-the-loop Content-Based Image Retrieval System for HRCT Image Databases. *Computer Vision and Image Understanding* 1999; 75(1-2): 111-31.
12. Schnorrenberg F, Pattichis CS, Schizas CN, Kyriacou K. Content-Based Retrieval of Breast Cancer Biopsy Slides. *Technology and Health Care* 2000; 8: 291-97.
13. Cai W, Feng D, Fulton R. Content Based Retrieval of Dynamic PET Functional Images. *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, 2000; 4(2):152-58.
14. Kwak DM, Kim BS, Yoon OK, Park CH, Won JU, Park KH. Content-Based Ultrasound Image Retrieval Using a Coarse to Fine Approach. *Annals of the New York Academy of Sciences* 2002; 980: 212-24.
15. Chen S, Li L. Build Content Based Image Retrieval System of Endoscopic Image. *Medical Informatics Symposium* 2006 Sept; 1720 – 3.
16. Zheng Lei, Wetzel AW, Gilbertson J, Becich MJ. Design and Analysis of a Content-Based Pathology Image Retrieval System. *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine* 2003 Dec; 7(4):249- 55.

17. Antani S, Xu X, Long LR, Thoma GR. Partial Shape Matching for CBIR of Spine X-ray Images. in Proc IS&T/SPIE Electronic Imaging-Storage and Retrieval Methods and Applications for Multimedia, SPIE 2004; 5307:1-8.
18. El-Naqa I, Yang Y, Galatsanos NP, Nishikawa RM, Wernick MN. A similarity learning approach to content-based image retrieval: application to digital mammography. IEEE Trans. Med Imaging, 2004 Oct; 23(10):1233-44.
19. Lakdashti A, Moin MS. A new content-based image retrieval approach based on pattern orientation histogram. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg LNCS 4418, 2007 May; 38(11): 587-95.
20. Jain AK, Vailaya A. Image Retrieval Using Color and Shape. Pattern Recognition, 1996; 29 (8):1233-1244.
21. Manjunath BS, Ohm JR. Color and Texture Descriptors, IEEE Trans On Circuits And Systems For Video Technology. Jun. 2001; 11(6): 703 -15.
22. Wiegand T, Sullivan, Luthra G. An Overview of the H.264/AVC video coding standard. IEEE Trans on Circuits and Systems for Video Tech, July. 2003; 13(12): 560-76.
23. Deselaers T, Deserno TM, Müller H. Automatic medical image annotation in ImageCLEF2007 Overview, results, and discussion. Pattern Recognition Letters 2008; 29(15): 2018-24.
24. Castelli V, Bergman LD. Image Databases: Search and Retrieval of Digital Imagery. John Wiley Pub; 2001.
25. Tamura H, Mori S, Yamawaki T. Textural Features Corresponding to Visual Perception. IEEE Trans on Systems, Man, and Cybernetcs (SMC), June-1978; 8(6): 460-72.
26. Chee Sun Won, Dong Kwon Park, Soo-Jun Park. Efficient Use of MPEG-7 Edge Histogram Descriptor. ETRI Journal, February 2002; 24(1), 23-30.