

## کاربرد روشهای فشرده سازی تصاویر در پزشکی

دانشجوی کارشناسی ارشد فناوری اطلاعات پزشکی

### چکیده

اهمیت مشاوره و ارتباط بین مراکز پزشکی از دیر زمان مورد توجه بوده است. حال با توجه به شرایط دگرگون شده جهان کنونی و امکان ارتباط در کوتاهترین زمان، نقش فناوریهای جدید، در تقویت این ارتباط و مشاوره پررنگتر به نظر میرسد.

از سویی، بیماریهایی همچون سرطان سینه و ایدز و شیوع مجدد بیماریهایی همانند سل، نیاز به دسترسی به اطلاعات جدید تخصصی و آماری را افزون تر می نماید.

سرطان سینه در ایران ۲۰٪ کل سرطانهای زنان را شامل می گردد [۶]. و بر طبق آمارهای منتشره از سوی جهاد دانشگاهی دانشگاه تهران میزان شیوع این سرطان در بین زنان ۴۰-۵۰ ساله ایرانی بالاتر از میانگین جهانی است [دکتر کاویانی و همکاران. جهاد دانشگاهی دانشگاه تهران]. لذا این سرطان زنان جوانتری را در ایران هدف قرار داده، مشکلات بیشتری را از نظر عواقب بهداشت تن و روان به دنبال داشته است.

در اینجا است که اهمیت تشخیص زودهنگام سرطان پستان، با استفاده از روشهای تصویر برداری آشکارتر می گردد.

در مطالعاتی که در این مقاله آورده شده است، اهمیت یک روش فشرده سازی برای تصاویر پزشکی به نام JPEG2000 مورد بررسی قرار گرفته است. JPEG2000 الگوریتمی برای فشرده سازی است، که به جهت حفظ خصوصیات

تشخیصی در تصاویر پزشکی مورد توجه است. در این مقاله اهمیت این الگوریتم در ماموگرافی و عکس قفسه سینه چه از جهت تشخیصی و چه از جهت سهولت ذخیره سازی و ارسال تصاویر مورد بررسی قرار گرفته است. [۸ و ۱]

کلمات کلیدی : JPEG2000 ، ماموگرافی ، تصاویر پزشکی ، wavelet

## مقدمه

### اصول ماموگرافی

### مقدمه و تاریخچه ظهور

میزان ابتلا به سرطان سینه در جهان در حال افزایش است. در ایالت متحده از هر ۸ زنی که تا سن ۹۵ سالگی عمر می کنند ، یک نفر به این سرطان مبتلا می شود.

شیوع این سرطان در ایران ۴۰-۲۰ نفر در ۱۰۰۰۰۰ می باشد. [۶]

. این سرطان یکی از معمولترین سرطانهای تشخیص داده شده در زنان می باشد و مرگ ناشی از سرطان سینه ، بیشتر در سنین ۱۵ تا ۵۴ سالگی در زنان دیده می شود و چنانچه در بالا ذکر گردید میزان این شیوع ۲۰٪ سرطانهای زنان را تشکیل می دهد.

تحقیقات ، علی یابی (اتیولوژی) دقیق سرطان سینه را رد می کند و تنها تعداد کمی از فاکتورهای اصلی مانند تاریخچه فامیلی شناخته شده اند که باعث افزایش

ابتلا به سرطان سینه در زنان می شوند البته هنوز هم تعداد زیادی از زنانی که به سرطان سینه مبتلا می شوند هیچ سابقه بیماری در خانواده خود ندارند. علیرغم تعداد زیاد مبتلایان به سرطان سینه، مرگ و میر ناشی از آن تا حد زیادی کاهش یافته است. ثمره این تلاشها جهت کاهش مرگ و میر، مستقیماً به سوی گسترش تصویربرداری سینه و راههای تشخیصی پیشرفته بوده است. [۷]

از زمانی که ماستکتومی رادیکال توسط Halstead در سال ۱۸۹۸ معرفی شد هنوز هم ماموگرافی مهمترین نوع آوری در کنترل سرطان سینه می باشد، هدف اولیه از انجام ماموگرافی، تشخیص زودرس سرطان سینه می باشد. تشخیص سریع و درمان مناسب باعث افزایش نسبت زنده ماندن می شود. چنانچه آمار مرگ و میر بطور چشمگیری کاهش یافته است.

در سال ۱۹۱۳، Soloman فیزیکیان آلمانی، تظاهرات رادیوگرافیکی سرطان سینه را گزارش کرد. او مکانیزم چگونگی انتشار سرطان سینه را توضیح داد. اولین کلیشه رادیوگرافی از سینه تشخیص زنده توسط kleinschmidt ساخته شد و در سال ۱۹۲۷ در کتاب مرجع پزشکی آلمانی نمایش داده شد، اما استفاده از ماموگرافی برای تشخیص سرطان سینه تا مدتها کمتر مورد توجه قرار گرفت. ادامه مطالعات توسط چند تن از مهندسين از جمله le Borgne از اورگوئه، Gershon – cohen از ایالات متحده و Gros از آلمان ادامه داده شد و چندین تکنیک کلینیکی از تصویربرداری ماموگرافی منتشر شد. در آن زمان اهمیت میکروکلیسفیكاسیون تحت مطالعه بود. [۷]

در میانه دهه ۵۰، ماموگرافی بعلت وجود تیوب اشعه x باولتاژ پائین، آند از جنس مولیبدن و جزئیات بالا، فیلم رادیولوژی صنعتی، بعنوان یک وسیله کلینیکی واقعی مورد توجه بیشتری قرار گرفت. در این زمان بود که Egan از ایالات متحده و Gros از آلمان بخاطر استفاده از ماموگرافی برای تشخیص و ارزیابی سرطان سینه به شهرت رسیدند. زیروگرافی در دهه ۶۰ توسط Wolfc و Ruzicka ابداع شد. زیروگرافی در مقایسه با فیلم صنعتی x-ray دوز دریافت شده توسط شخص را کاهش داد.

با دستیابی به یافته های فیزیکی بسیاری، تصاویر زیروگرافی برای درک و ارزیابی آسانتر شدند و زیروماموگرافی بطور وسیعی برای ارزیابی بیماری سینه مورد استفاده قرار گرفت. از این زمان بود که اولین تلاشها برای تصویربرداری عمومی شروع شد.

ترکیبی از رزولوشن بالا، فیلمهای x-ray با سرعت بالا و صفحات فولی، اولین بار توسط شرکت DuPont معرفی شد. چنانکه میزان پرتوگیری بیمار به مقدار زیادی کاهش پیدا کرد. ترکیب فیلم - صفحه در سال ۱۹۷۵ توسط دو شرکت DuPont و Kodak بهبود یافت. در این زمان فیلمهایی با کیفیت بسیار بالا تولید می شد در حالیکه پرتوگیری بیمار نیز کاهش پیدا کرده بود. در این سال فیلمهایی با دوز پائین تر، تکنیک بزرگنمایی و استفاده از گرید برای کاهش پرتوهای ثانویه (Scatter) معرفی شدند.

انواع جدیدی از تصویربرداری سینه بتدریج ابداع گردیدند. یکی از اینها ماموگرافی دیجیتال است. تفاوت در استفاده از detector به جای فیلم رادیولوژی است. تا بحال تفاوت آماری در ارجحیت تشخیصی سرطان پستان بین دو روش تصویربرداری وجود ندارد، گرچه ماموگرافی دیجیتال را طفل نوپایی باید در نظر داشت، همانند سی تی اسکن در بیست سال پیش [۹]. در حال حاضر مطالعات وسیعی در مورد بکارگیری تکنیکهای پردازش تصاویر جهت تسهیل در تشخیص و سرعت در انتقال تصاویر ماموگرافی در جریان است که در این مقاله به دو مورد از آن اشاره خواهد شد. مشکلات اصلی در مورد تصاویر ماموگرافی اندازه بزرگ و و نیاز به پهنای باند وسیع و فضای زیاد برای ذخیره سازی است. لذا توجه به روشهای فشرده سازی از اهمیت ویژه ای برخوردارند.

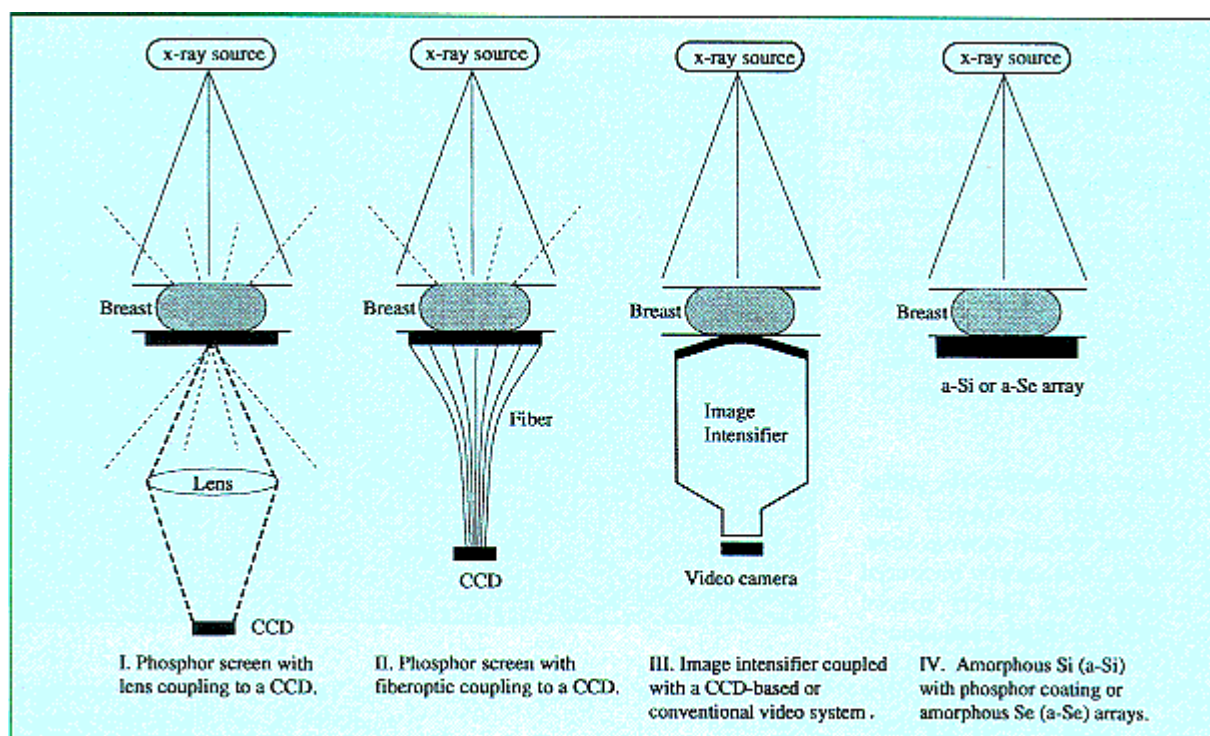


Fig 1. – Schematic diagram of solid-state x-ray detector technologies employed in the development of digital mamography systems. The small-dashed lines in systems I and II represent the losses due to the phosphor glow emitted in all directions.

ماموگرافی تشخیصی رادیوگرافی از پستانها برای رد یا تایید شکایات یا بطور وسیعتر به عنوان روش غربالگری جهت تشخیص زود رس سرطان پستان است ، کاربرد روز افزونی دارد.

نمای های views در هنگام ماموگرافی دو نما برای هر پستان می باشد که در صورت لزوم تصاویر با بزرگنمایی نیز قابل انجام است . ولی آنچه ماموگرافی دیژیتال را مورد توجه بیشتر قرار می دهد ، تکنیکهایی جهت پردازش است که رادیولوژیست را در تشخیص نا هنجاریها کمک می کند. گاهی لازم می آید که جهت تشخیص دقیق تر ضایعه مشکوک ، ماموگرافی چند ماه بعد تکرار شود ، تا با مقایسه با تصاویر قبلی امکان تشخیص فراهم گردد. این زمان در مورد بسیاری از بیماران می تواند گران تمام شود زیرا خطر پیشرفت ضایعه را به علت ماهیت توده و یا فراموش کاری بیمار را در پی دارد. حال اهمیت هرچه دقیق تر و سریع تر تشخیص ضایعات با اجرای روشهای تشخیصی و پردازش و امکان مشاوره با متخصصین به واسطه ارسال تصاویر روزبه روز بیشتر مورد توجه قرار می گیرد...

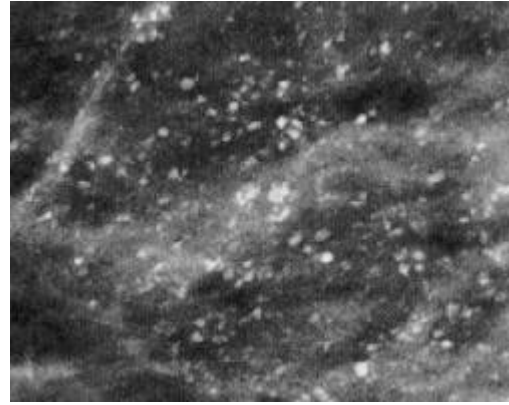
نماهای معمولی در ماموگرافی تشخیصی شامل نمای کرانیوکودال (CC)، نمای ابلیک لترال داخلی ( MLO ) و نماهای اضافه مورد نیاز برای موارد خاص می باشند. این نماها شامل نمای لترال داخلی MedioLateral برای هر طرف ، و cranio-caudal (CC)، و دیگر نماهای اختصاصی ماموگرافی مثل نماهای بزرگنمایی شده و کمپرس شده می باشند .

ماموگرافی موارد تشخیص متعددی دارد ، از مهمترین موارد : تشخیص کلسیفیکاسیونها و توده ها Masses می باشد ( . کلسیفیکاسیونها ذرات معدنی اضافی در بین نسوج پستان هستند که در کلیشه ماموگرافی به صورت ذرات سفید فضاگیر دیده می شوند و به دو نوع

۱- میکروکلسیفیکاسیون و ۲- ماکروکلسیفیکاسیون تقسیم می شوند.

میکروکلسیفیکاسیونها : ذرات خیلی ریز ( کمتر از  $1/50$  inch یا کسری از میلیمتر ) کلسیم در پستان هستند . وقتی که تعداد زیادی از میکروکلسیفیکاسیونها در یک ناحیه دیده شوند احتمال کانسر وجود دارد . تقریباً نیمی از کانسرهای تشخیصی داده شده با ماموگرافی به صورت جمعی از میکروکلسیفیکاسیون ظاهر می شوند . میکروکلسیفیکاسیون ها مهمترین علامت مشترک در کارسینومای in situ مجاری پستان می باشند . تقریباً ۹۰% کارسینومای in situ مجاری پستان با میکروکلسیفیکاسیونها همراه هستند . میکروکلسیفیکاسیونها همیشه نشان دهنده یا علامت کانسر نیستند . شکل و اندازه میکروکلسیفیکاسیون ها به رادیولوژیست کمک می کند تا کانسر را تشخیص دهد. [۷] و [۳]

رادیولوژیست ممکن است شکل کلسیفیکاسیون ها را به صورت pleomorphic یا polymorphic گزارش نماید.



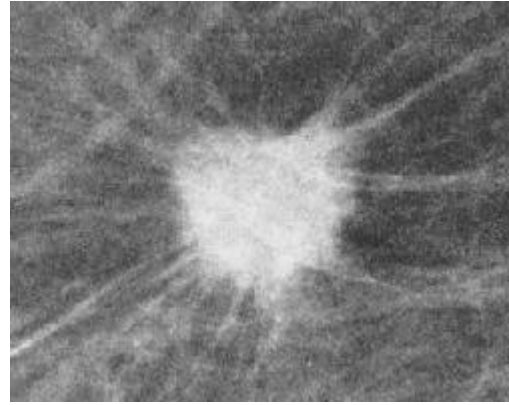
### ماکرو کلسیفیکاسیون

ذرات سخت کلسیمی هستند که معمولاً با cyst های تغییر شکل یافته یا با نسوج مرده تغییر شکل یافته پستان همراه هستند ، مثل عروق کلسیفیه شده قدیمی . ضایعات کهنه یا تورم ها . ماکروکلسیفیکاسیونها معمولاً غیر کانسری هستند و بیوپسی توصیه نمی شود . ماکروکلسیفیکاسیونها در ۵۰٪ در زنان بالای ۵۰ سال دیده می شوند جالب توجه است که رسوب کلسیم در جدار عروق کرونر در ورای تصویر پستان می تواند زنگ خطری را جهت بررسی عروق کرونر به صدا درآورد .

### توده ها: masses

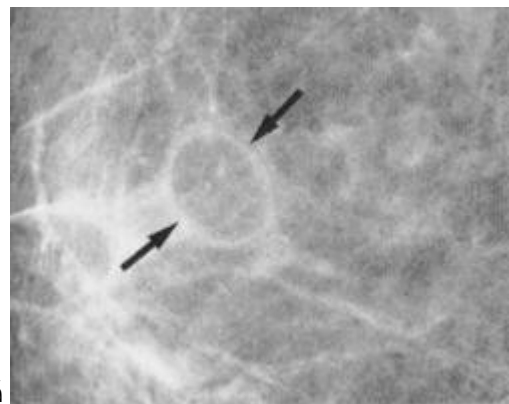
تغییر مهم دیگری که در ماموگرام دیده می شوند ، mass یا توده است که ممکن است با یا بدون کلسیفیکاسیون ها باشند . یک توده یا mass تجمع از سلولها است که از بافت اطراف خود سخت تر (dense) است . در زیر یک تصویر ضایعه سرطانی mass lesion با حاشیه





نامنظم (spiculated) نمایان است.

کیست (cyst) تجمع غیر سرطانی از مایع در پستان ، ممکن است به صورت یک توده mass در ماموگرام دیده شود . کیست cyst نه در معاینات فیزیکی به تنهایی و نه در ماموگرافی به تنهایی قابل تشخیص می باشد حتی اگر علائم مشخص کننده cyst وجود داشته باشد . برای اطمینان از اینکه توده cyst است سونوگرافی از پستان و Aspiration با سوزن توصیه می شود . مثل تمام مواردی که همراه با کلسیفیکاسیون هستند یک توده mass ممکن است که به علت موارد کانسری یا غیر کانسری باشد.



تصویر مشکوک به کیست با حدود مشخص

بعضی از توده ها ممکن است با ماموگرافی های دوره ای تشخیص داده شوند در حالیکه برای بعضی دیگر از توده ها ممکن است بیوپسی توصیه شود . شکل و اندازه و همچنین شکل لبه های توده ( mass ) به رادیولوژیست برای رد یا تأیید کانسر کمک می کند . ماموگرافی های قبل بسیار موثرند و از بیوپسی های غیر ضروری ممانعت به عمل می آورد . بنابراین به همراه داشتن ماموگرافی های قبل توسط بیمار خیلی مهم است به خصوص اگر بیمار بخواهد از متد دیگری بجز ماموگرافی استفاده کند .

بافت غددی طبیعی پستان به صورت مناطق سفید رنگ در فیلم ماموگرافی دیده می شوند .

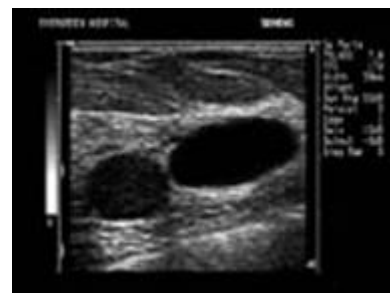
عموماً ، زنان جوان پستانهای سفت تری نسبت به زنان مسن تر دارند . در ماموگرافی density های پستان به سختی از میکروکلیسفی کاسیونها و دیگر توده ها قابل تشخیص می باشند . بعد از یائسگی بافت غده ای پستانها توسط چربی جایگزین می شوند به همین دلیل ضایعات در ماموگرافی به آسانی قابل تشخیص می شوند ولی اغلب همراه نمودن سونوگرافی در زمانی که fat deposition وجود دارد لازم می آید .

ماموگرافی سالانه ، قبل از سن ۴۰ سالگی توصیه نمی شود مگر اینکه احتمال کانسر پیشرفته و یا سابقه کانسر در میان اقوام درجه یک وجود داشته باشد . [۳]  
چون ماموگرافی به تنهایی نمی تواند تشخیص دهنده کانسر باشد ، لذا سایر روشهای پاراکلینیک جهت تشخیص لازم می آید .

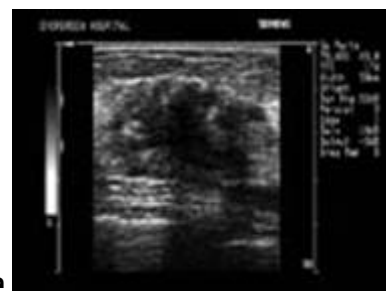
سونوگرافی: موارد استفاده از سونوگرافی بیشتر در موارد نسوج متراکم Dense breasts میباشد ، زیرا ماموگرافی در این موارد کافی نیست .

سایر موارد استفاده از سونوگرافی زمانی است که تومور و ضایعه ای توسط ماموگرافی تشخیص داده شده است و جهت مشخص شدن کاراکتر توده از آن می توان استفاده نمود.

با سونوگرافی می توان نیاز به بیوپسی را کاهش داد و در صورت نیاز از آن به عنوان راهنما guide در ردیابی ضایعه کمک گرفت.



کیست ساده پستان در نمای سونوگرافی



ضایعه غیر هموژن پستان با میکروکالسیفیکاسیون

MRI پستان: از روشهای مورد توجه جهت تشخیص سرطان پستان MR Mammogram می باشد. بخصوص در زنان باردار بصورت روشی بی ضرر

مورد توجه می باشد. در زنان جوانتر از چهل سال نیز که ریسک بالائی در ابتلا  
 کانسر سینه دارند بصورت روش غربالگری می تواند مورد استفاده واقع شود.

از مواردی که از MRI استفاده می شود ، می توان به روش تکمیلی در  
 تشخیص ضایعات مشکوک ، مخصوصا در موارد بافت dense پستانی ،

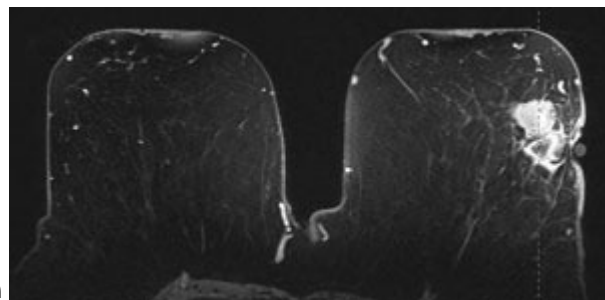
تشخیص ضایعات در زنان با implant ویا اسکار

بررسی محل implant

تشخیص تومور از اسکار

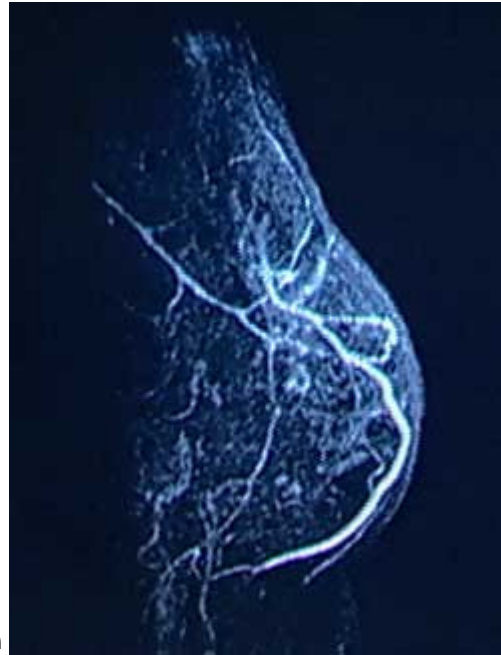
بررسی روند شیمی درمانی

بررسی متاستاز تومور به قفسه سینه و در صورت استفاده از ماده کانتراست به  
 مقایسه ضایعات قبل و بعد از تزریق و بررسی غدد لنفاوی و شکل تومور  
 پرداخت.



نمای تومور با MR

Mammoraphy



نمای پستان با تزریق ماده حاجب [۹]

سایر روشهای تشخیصی مانند CT-Scan و داکتوگرافی و بیوپسی هریک نقش مهمی در یافتن بیماریهای پستان ایفا می کنند.

چنانکه قبلاً توصیف شد ماموگرافی به عنوان ابزار تشخیصی و غربالگری در جستجوی سرطان پستان مورد توجه بسیاری قرار دارد. زمان در تشخیص و درمان ضایعات پستان نقش حیاتی دارد. بنابراین نقش اعمال روشهایی که به این مهم می پردازد حائز اهمیت است. روشهایی که به پزشک در رسیدن به تشخیص مطلوب، چه از طریق اعمال تکنیکهای تشخیصی و چه از طریق ارائه خدمات جهت مشاوره و پردازش مدارک پزشکی.

در این میان تحقیقات زیادی در مورد روشهای پردازش و فشرده سازی مورد توجه می باشد که یکی از این روشها الگوریتم JPEG2000 می باشد.

## JPEG2000

JPEG2000 استاندارد فشرده سازی تصویر بر اساس wavelet می باشد توسط

گروهی به نام Joint Photogrpher Expert Group (JPEG) تدوین شده

است [۱]. در این مقاله کارایی JPEG2000 بر تصاویر ماموگرافی و سایر

تصاویر پزشکی مورد بررسی قرار می گیرد.

JPEG2000 با نسبت فشردگی بالا بدون ایجاد artifact ، ( blurring, )

( blocking ) ، و با پیاده سازی بهتر نسبت به روشهای دیگر ، مورد توجه

است.

برتری های JPEG2000 بر روش JPEG در چندجهت مورد بررسی قرار می

گیرند:

برتری در ایجاد مراحل فشرده سازی: در سرعتهای بالا جایی که ارتفکتهای نا

محسوس هستند،

JPEG2000 بر JPEG به اندازه ۲۰٪ ارجحیت در فشرده سازی دارد.

**وضوح :** JPEG2000 روش فشرده سازی seamless بدون درز بر اجزای تصویر

ایجاد می کند.

JPEG2000 بر اساس افزایش کیفیت (  $\text{Signal - to- noise ratio} = \text{SNR}$  ) و

همچنین ساینزبندی و رشد تصاویر سبب انتقال تصاویر می گردد.

JPEG2000 به طریق (با اتلاف lossy) و یا (بدون اتلاف lossless) به فشرده سازی از طریق wavelet می پردازد.

### Wavelet چیست؟ [۱۰]

چنانچه میدانیم ، هر سیگنال از جمع تعدادی نوسانات سینوسی وکسینوسی تعبیر می شود. [۱]

به این جمع بسط فوریه Fourier expansion گفته می شود.

عیب بزرگ بسط فوریه آن است که فقط در حوزه فرکانسی است و به زمان کاری ندارد. این بدین معناست که گرچه به از وجود سیگنال آگاهیم ولی زمان وقوع آنرا نمی دانیم. برای حل این مسئله راه حل های متعددی پیشنهاد شده است که کم و بیش بتواند فرکانس و زمان را همزمان مورد بررسی قرار دهد. ایده ای که در پشت این نمایش همزمان نهفته است اینست که سیگنال مورد بحث را به قطعات متعددی تقسیم و بعد هر قسمت را آنالیز نمائیم.

در تبدیل wavelet استفاده از یک پنجره تماما scalable مشکل را حل نموده است. پنجره در طول سیگنال شیفیت می کند و برای هر موقعیت طیف محاسبه می شود. این پروسه بارها با پنجره های بزرگتر و کوچکتر برای هر سیکل جدید تکرار می شود. نمونه پایانی مجموعه ای از نمایشهای زمان-فرکانس با درجات وضوح متفاوت می باشد و به دلیل چنین درجات وضوح متفاوتی از آنالیز multi-resolution سخن بگوئیم.

ولی در سخن از wavelet از زمان – فرکانس نام نمی بریم ، بلکه، بطور معمول از نمایشهای زمان – مقیاس (time-scale) نام می بریم. زیرا لغت فرکانس را برای تبدیل فوریه محفوظ نگه می داریم.

از آنجائیکه در ادبیات معنی روشنی از مقیاس (scale) بزرگ و کوچک موجود نیست ، می توان توصیف زیر را بیان داشت : مقیاس بزرگ یعنی تصویر بزرگ در حالیکه مقیاس کوچک یعنی جزئیات بیشتر . بنابراین رفتن از scale بزرگ به کوچک مساوی با zoom-in می باشد.

*Continous wavelet Transform*: آنالیز wavelet که معمولاً به CWT

توصیف می شود با فرمول زیر نمایش داده می شود:

$$(1) \gamma(s, \tau) = \int f(t) \psi_{s,\tau}^*(t) dt$$

علامت \* معرف ترکیب کمپلکس complex conjunction است. این تساوی نشان میدهد که چگونه  $f(t)$  به چند عمل  $\Psi_{s,t}(t)$  که wavelet خوانده می شود، تجزیه می شود. متغیرهای  $\tau$  و  $s$  نمایندگان scale و translation ، ابعاد جدیدی بعد از تبدیل wavelet هستند.

به منظور تکمیل بحث عکس تبدیل wavelet را در اینجا می آوریم :

$$(2) f(t) = \int \int \gamma(s, \tau) \psi_{s,\tau}(t) d\tau ds$$

Wavelet ها از یک wavelet منفرد اصلی ( $\Psi(t)$ ) بنام *mother wavelet* به وسیله

Translation, scaling تولید می شوند:

$$(2) f(t) = \int \int \gamma(s, \tau) \psi_{s,\tau}(t) d\tau ds$$



$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (3)$$

در فرمول شماره ۳ ،  $s$  فاکتور مقیاس ،  $\tau$  فاکتور translation و  $s^{-2}$  انرژی نرمالیزاسیون در scale های متفاوت می باشد.

حال در اینجا به خواص wavelet می پردازیم . مهمترین خواص wavelet قابلیت های پذیرش و نظم regularity و admissibility است. این همان دلیلی است که نام موج wave بر آن گذاشته شده است. توان دوم  $\Psi(t)$  در فرمول ۴ شرط admissibility است.

$$\int \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < +\infty \quad (4)$$

شرط پذیرفتگی (admissibility)، را می توان در ابتدا جهت تجزیه و سپس جهت بازسازی سیگنال بدون حذف اطلاعات بکار برد. در فرمول ۴ ،  $\Psi(\omega)$  بجای  $\Psi(t)$  در تبدیل فوریه نشسته است. شرط پذیرفتگی بر این دلالت دارد که تبدیل فوریه در فرکانس صفر ناپدید میشود:

$$\lim_{\omega \rightarrow 0} |\Psi(\omega)|^2 = 0 \quad (5)$$

این بدین معناست که wavelet خاصیت طیف میان گذر دارد. این همان خاصیتی است که در ساختن تبدیل wavelet نقش مهمی دارد.

یک صفر در فرکانس صفر بدین معناست که میانگین ارزش wavelet در حوزه زمان میبایست صفر باشد که این می تواند بیانگر خاصیت نوسانی oscillatory باشد . به معنای دیگر  $\Psi(t)$  به معنای یک موج wave است.

$$(۶) \quad \int \psi(t) dt = 0$$

بطور خلاصه ، شرط پذیرفتگی معادل موج *wave* ، لحظات *regularity* و *vanishing* معادل زوال یا *let* ، و بر روی هم *wavelet* را می دهد.

### ***Discrete Wavelet Transform (DWT)***

جهت کاربردی کردن تبدیل *wavelet* باید اقداماتی کرد. گرچه ، *wavelet* *transform* به وسیله شیفت دادن مستمر بر روی سیگنال و محاسبه همبستگی *correlation* بین دو سیگنال اصلی و جدید است ، این سبب افزونگی می گردد ، جهت کاربردی کردن آن باید این افزونگی را حذف کرد.

مشکل دوم ، حتی بدون افزونگی مواجهه با بی نهایت *wavelet* در *wavelet transform* است که آنان را نیز باید کاهش داد.

مشکل سوم ، اینست که بیشتر عملیات تبدیل *wavelet* راه حل قابل آنالیز ندارند و به وسیله محاسبات طولانی محاسبه می گردند ، بنابراین نیاز به الگوریتم هایی جهت سرعت بخشیدن به محاسبات احتیاج می باشد. فرم جدیدی از *wavelet* به نام *Discrete wavelet Transform* پاسخ گوی این مشکلات است گرچه، لازم به توضیح است که گاهی وجود افزونگی، به کاهش حساسیت به نویز کمک می کند .

چنانچه طیف *wavelet* را به طیف عمل *scaling* اضافه کنیم ، به ابعاد جدیدی از کارکرد

*Scaling* دست می یابیم ، به صورتیکه طیف جدید دو برابر طیف اولیه پهن تر می شود.

حاصل چنین تجمعی اینست که می توانیم عملیات scaling اولیه را با مشخصات دومی بیان کرد زیرا تمام اطلاعاتی که به آن نیاز است در scaling function دومی هم نهفته است.

می توان به طرز رسمی تری آنرا multi-resolution formulation یا Two scale relation نامید. می توان گفت که عملیات scaling خاص، ترجمه Scaling function ، مقیاس کوچکتر بعدی است. باید توجه داشت که scale کوچکتر به معنی جزئیات بیشتر است. پس می توان گفت که DWT یک نمایش multi-resolution است که جهت آنالیز متن تصویر ایده آل است. با اعمال این تبدیل می توان لبه های subband های افقی و عمودی و مایل را مشخص تر کرد.

انواع مختلفی از انتقال به وسیله JPEG2000 پشتیبانی می شود که به سرعت ارتباط بستگی دارد. Progressive transmission وقتی مورد نیاز است که سرعت ارتباط کم باشد.

[۱] JPEG2000 در چهار فرم این progression را پشتیبانی میکند:

کیفیت ، وضوح ، موقعیت فضایی Spatial Location ، و اجزاء.

کیفیت، اولین بعد است . هرچه داده های بیشتر باشد ، کیفیت تصویر بهتر می شود.

باید توجه داشت که سرعت کار با JPEG2000 زیاد است و یک تصویر بعد از دریافت

0.05 bit/pixel قابل شناسایی است. برای یک تصویر 320 x 240 پیکسلی

این قابلیت با

۴۸۰ بایت میسر می شود.

با دریافت فقط 0.25 bit/pixel (۲۴۰۰ بایت) اغلب آرتفکتهای ناشی از فشرده سازی از بین

می روند. [Kdhalid Sayood et al.] .

برای افزایش کیفیت 0.75-1.0 bit/ pixel لازم است ولی در مورد تصاویر پزشکی ای میزان افزایش یافته و به 2 bit/ pixel نیازست ، تا آنجایی که حتی روشهای بدون اتلاف Lossless توصیه می شود. [۱]

در اینجا متذکر می شود که تمام bit-rate ویا نسبتهای فشرده سازی در یک codestream یا رشته رمز قرار می گیرد. ارتقا کیفیت با رمز گشایی بیتهای بیشتری صورت می گیرد.

بعد دوم ، relsolution است . در این نوع از progressivity یا ترقی بایتهای اولیه جهت ایجاد تصاویر کوچک یا thumbnail استفاده می شوند. سپس هرچه بایتهای بیشتری می رسد سایز تصویر افزایش می یابد که با مضرب ۲ در هر طرف تصویر می باشد تا نهایتا تصویر کامل می شود (full size image).

بعد سوم در JPEG2000 مختصات فضائی spatial localization است. در این نوع از دریافت تصاویر (progressivity) ، تصاویر بصورت نوارها یا مدل

scan based از بالا به پائین دریافت می شود. این نحوه دریافت تصویر، برای چاپگرها و اسکنرها با حافظه کم مناسب است.

بعد چهارم در progression تصویر به وسیله اجزاء طبقه بندی می شود. JPEG2000 تصاویر را جزء به جزء رمز گشائی می کند. به این ترتیب که ابتدا تصاویر grayscale و سپس اطلاعات رنگی رمز گشائی می شود بعد متن و اجزاء دیگر.

JPEG2000 به عنوان مدل فشرده سازی بدون حذف اطلاعات lossless بر روی تصاویر grayscale ماموگرافی مورد توجه است. [Khademi & Krishnan]. [۲]

در اینجا دو مطالعه که در دو مرکز دانشگاهی جهت بررسی الگوریتم هایی برای فشرده سازی ماموگرافی انجام گرفته است، آورده شده است.

مطالعه اول در دانشگاه تورنتو انجام گرفته و هدف از آن بررسی روش JPEG2000 به عنوان الگوریتم مناسب برای فشرده سازی ماموگرافی های دیجیتال و روشی جهت کار به صورت برخط real-time بر پایگاه داده تصاویر دیجیتال است. در این مطالعه فقط از روش بدون اتلاف lossless فشرده سازی JPEG2000 استفاده شده است، تا از انتقال بدون دست- خوردگی ماموگرافی ها مطمئن باشند. اجرای JPEG2000، با تعداد زیادی از روشهای بدون اتلاف lossless مانند: JPEG-LS، lossless JPEG، LZW، و adaptive Huffman مقایسه شده است. هر روش فشرده سازی در مورد ۵۰ ماموگرافی اعمال شده است که رزولوشن ۸ بیت / پیکسل و ابعاد ۱۰۲۴ x ۱۰۲۴ بوده است.

نتایج تجربی این گروه [۲] نشان داده است که روشهای JPEG2000 و JPEG-LS قابل مقایسه بوده و در اجرا نسبت فشرده سازی آنها به میزان ۷۲/۰ % با یکدیگر تفاوت داشته است که هر دو بر سایر روشهای فشرده سازی ارجحیت

دارند. گرچه JPEG2000 با اندکی تاخیر در رمزگذاری و رمزگشایی نسبت به JPEG-Ls (۰/۸ ثانیه بطور متوسط) بازهم برتری خود را برای ماموگرافی به علت قابلیت های گسترده در انتقال تصاویر و ایجاد مکانیسم های مناسب برای دسترسی به پایگاه داده دیجیتال دوردست حفظ نموده است.

در ذیل به شرح استفاده از روش JPEG2000 به صورت بدون اتلاف بر ماموگرافی های grayscale که توسط آپریل خادمی و کریشن از دانشکده مهندسی کامپیوتر دانشگاه تورنتو صورت گرفته است [۲] می پردازم:

مراحل مختلف جهت فشرده سازی و بازسازی تصویر ماموگرافی به قرار زیر است.

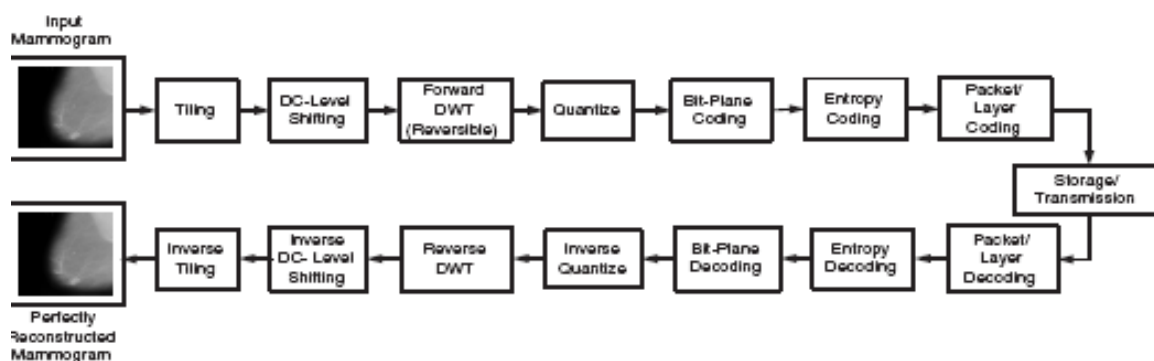


Fig. 1. Block diagram of JPEG 2000 for the lossless compression of mammogram images

**Tiling:** خرد کردن تصویر به اجزاء کوچکتر مانند سرامیک کردن سطح. تایلینگ جهت کاهش بار محاسباتی (computational overhead) و فضای ذخیره سازی در رمزار کردن اجزاء بکار می رود زیرا پردازش بر روی اجزاء کوچک (سرامیکها) انجام می پذیرد.

## این خاصیت حداکثر قابلیت مبادله در ادوات کوچک مانند Personal Digital Assistant

(PDA) را فراهم می آورد. چنین قابلیت به کادر درمانی در ارسال و دریافت تصاویر با امکانات اندک کمک می کند. بدین ترتیب استخراج و باز سازی تصاویر، به طور مستقل در اجزاء صورت میگیرد تا دسترسی اتفاقی random را به اجزاء ممکن سازد. با این ویژگی پزشک می تواند منطقه مورد نظر را بطور نزدیک بازبینی کند.

**DC-level Shifting** بر روی ماموگرام با تقریب  $2^{L-1}$  از ارزش هر پیکسل کامل می شود.

**Discrete wavelet Transform (DWT) : JPEG2000** از این تبدیل بر داده های تصویر قبل از فشرده سازی استفاده میکند. این تبدیل جهت آنالیز متن تصاویر ایده آل است. با این تبدیل می توان ضایعات موجود در ماموگرام را لوکالیزه کرد و آنان را درون دسته هایی (subbands) سازماندهی کرد. هر subband پس از فیلترینگ ایزوله شده و بر گوشه های افقی و عمودی و مایل تاکید بیشتر می کند. برای کاهش خطا، JPEG2000 از ضرایب wavelet در درون subband، چه برای فشرده سازی و چه برای رمزدار کردن (Bit-Plane Coding) استفاده می کند. از آنجائیکه ماموگرافی شامل نواحی یکپارچه (Textured region) است، با DWT می توان انتظار داشت که فشرده سازی به همراه رمز گذاری موثری، انجام پذیرد.

**Quantization:** قسمت اول استاندارد JPEG2000، از کوانتیزه کردن اسکالر با نواحی Dead-zone درمبدأ صورت می گیرد.

Dead-zone درمبدأ صورت می گیرد. اندازه هر step بر ۱ قرار میگیرد که به توان مطمئن بود که اطلاعات از دست نرفته و بصورت کامل بدست مشاور می رسد. [Khademi, etal]

**Bit-plane Coding:** کد نهفته در JPEG2000 خاصیت فوق العاده ای دارد و آن ارائه نسبت سیگنال به نویز (SNR) ، و درجه بندی وضوح تصویر و مختصات فضائی در یک رشته کد codestream است. این شاه کلید JPEG2000 در بازسازی تدریجی در رزولوشن فرکانسی یا رزولوشن فضائی و یا سطح به سطح است. با چنین خاصیتی تصاویر ماموگرافی در شرایط کمبود منابع حافظه (memory) و نمایش بتدریج ارسال گردد، دسترسی به منابع کتابخانه دیجیتال آسان می گردد و مرور پایگاه داده را سرعت می بخشد. خواصی که در حین مراحل کدینگ ایجاد می گردد، می تواند ضرابی را آشکار نماید که جهت تشخیص edges و آنالیز بافت ماموگرافی مفید باشد.

### **ROI (region of interest coding):**

با این قابلیت می توان بر اساس نیاز پزشک ناحیه مورد توجه از سایر نواحی و پس زمینه کد گذاری با کیفیت تری higher fidelity داشته باشد. این ناحیه را می توان استخراج نموده و پردازش کرده و بر اساس الگوریتم هایی طبقه بندی نمود تا نوع غده یا غدد مشهود در ماموگرافی مشخص گردد.

### **Entropy coding:**

کدگذاری که توسط JPEG 2000 بکار می رود MQ-coder است که به وسیله استاندارد JBIG-2 مشخص شده است. این در کلامی دیگر به رمز گذاری عددی

باینری



Context based adaptive binary arithmetic coder می باشد.

آنتروپی کدینگ ، نوعی شمای رمزگذاری است که کدها به فرم سمبلها تعیین میگردند و از اینرو طول رمز با احتمال بروز سمبلها منطبق می شود. بطور تیپیک ، کد کننده های آنتروپی جهت فشرده ساختن داده ها با جابجائی سمبلها به جای رمزهای همطول با سمبل ، (در جایی که طول هر عدد کد متناسب با لگاریتم منفی احتمال بروز سمبل است) ، کوتاهترین رمزها را تولید می کنند.

خطا گریزی بصورتی اعمال میگردد که در ابتدای و انتهای هر بلوک جدید کلمات و اعداد عددی گذاشته می شود. در هنگام رمزگشایی (decoding) ، ماموگرافی به علت خطاهای کانال انتقال، شدیداً در معرض مخدوش شدن می باشد لذا خطا گریزی Error resilience در پردازش تصاویر پزشکی اهمیت ویژه ای دارد.

### ***Packet /layer Formation:***

در هر بلوک یا قالب حاصله از فشرده سازی به توسط آنتروپی یا bit-plane ، رشته بیت ها (bitstreams)، درون بسته هایی سازماندهی می شوند و هر بسته شامل تمام دسته های فشرده شده بیت ها در مکانهای پارتیشن بندی شده

است. [Chtistopolous, Ebrahimi]

### ***JPEG2000 وجوه قابل توجه***

وجوه بیشمار و جذابی در مورد فشرده سازی ماموگرافی با JPEG2000 وجود دارد. از این میان، به رمزگذاری نواحی مورد توجه region of interest

(ROI) ، SNR ، قابلیت مقیاس بندی فضائی spatial scalability ، خطا گریزی (error resilience) و قالبهایی جهت توضیحات نوشتاری می توان اشاره نمود.

### ***Spatial scalability:***

با این گزینه می توان با سرعت بیشتری تمام ماموگرافی ها را به قطع کوچک مشاهده نمود و نمونه مورد توجه را برگزید.

همچنین در دستگاههای کامپیوتری از نظر پهنای باند و قابلیت های نمایش متفاوت مانند PDA قدرت وضوح متفاوتی را اعمال نماید.

### ***SNR scalability:***

این قابلیت برای کاربرد اینترنتی عالیست زیرا کاربر را قادر می سازد تصویر در حال ورود را قبول یا رد کند. از اینرو ، پهنای باند مورد استفاده را می توان به نحو احسن تغییر نمود و کتابخانه های دیجیتال را به مناسبی جهت دسترسی به ماموگرامها خواهند بود.

### ***Error resiliency:***

این مهم در مرحله انتروپی کدینگ و بسته بندی صورت می گیرد. کدینگ عددی (arithmetic coding) بخودی خود، در مرحله کانالیزه کردن حساس است و با تنها یک اشتباه به اختلال در همزمانی (synchronization) در دیکودر می انجامد. با کدگذاری در هر code block بطور مستقل ، هرگونه اشتباه به همان بلوک محدود می گردد و باقی ماموگرام دیکد می گردد.

در مرحله بسته بندی packet level یک بسته اضافی با یک مارکر resynchronization marker تعریف و ایجاد می گردد که هدف از آن پارتیشن بندی و resynchronization می باشد تا به سادگی بتوان مسیر و جایگاه هر بسته را مشخص نمود.

**JPEG 2000 New file format** ، به ایجاد یک metadata که حاوی توضیحاتی در زمینه خصوصیات تصویر و اطلاعات مربوط به فرد است کمک می نماید. Metadata به کاربر این امکان را میدهد که بدون نیاز به دیدن تصویر به این اطلاعات دسترسی پیدا نماید. این کار برای آرشیو کردن تصاویر و جستجوی بر اساس متون در پایگاههای اطلاعاتی ایده آل است زیرا پزشکان و سایر دست اندرکاران حرفه پزشکی را در جستجو بر اساس نام بیماران و یا تشخیص، بدون نیاز به زیرورو کردن تمام پایگاه اطلاعاتی کمک می نماید.

### متنواوژی

پیش از آنکه بتوان یک روش فشرده سازی را برای ماموگرافی بهترین دانست، باید عواملی را در نظر گرفت:

- ۱- فقط روشهای فشرده سازی بی کم و کاست Lossless مورد استفاده قرار گیرند ،تا بتوان مطمئن بود که ماموگرافی عیناً وبدون کاستی فشرده شده اند.[Khademi, Krishnan]
- ۲- فشرده ساز مورد بحث ،می بایست حد اکثر فشرده سازی را با زمان تاخیر قابل قبول، در کدینگ و دیکدینگ اعمال کند.
- ۳- روش فشرده ساز بایستی قابل اعمال در دستگاههای متنوع کامپیوتری باشد تا این تکنولوژی بتواند بطور وسیع مورد استفاده در صنایع پزشکی قرار گیرد.

### A-Image Model

در تصاویر دیجیتال مشخص شده است که هر پیکسل در تصویر، با پیکسل همسایه خود شدیداً همانگی دارد. چنین اصلی در مورد ماموگرامهای دیجیتال هم صدق می کند. لذا چنین استنتاج می شود که وقوع هر پیکسل، وجود پیکسل مشابهی را در همسایگی آن رقم می زند. بنابراین ماموگرافی می تواند به عنوان مدل منبع حافظه مارکوف Markov شبیه سازی شود.

### :Entropy

برای روشهای فشرده سازی بی کم و کاست (lossless)، انترپی معیار خوبی جهت طبقه بندی اعمال فشرده سازی در یک دستگاه کد

کننده می باشد. امر ثابت شده ای که وجود دارد، قابلیت انتروپی در

کد کردن تعداد زیادی بیت در هر نشانه symbol می باشد

، درحالیکه هنوز منحصر ا قابلیت دیکد کردن دارد. برای ماموگرام

$X$  که با دستور

$Kth$  مارکوف مدل سازی شده است ، انتروپی به صورت زیر محاسبه می گردد:

رابطه ۱  $H(X) = \sum p(S_j) \times H(X|S_j)$

$$J=1 \quad \text{bit/pixel}$$

جایی که  $S = \{S_1, S_2, S_3, \dots, S_m\}$  باشد نماینده تمام حالت‌های ممکن

است و انتروپی مشروط  $H(X|S_j)$  به این صورت توصیف می شود

$$H(X|S_j) = - \sum p(x_i|S_j) \log_2(p(x_i|S_j))$$

رابطه (۲)

در اینجا  $\{x_1, x_2, x_3, \dots\}$  نماینده الفبا منبع است .

از آنجایی که انتروپی از نظر تئوری به حداقل تعداد بیت برای کد کردن یک

سیگنال احتیاج دارد کفایت منبع کد کننده  $\eta$  با این رابطه بدست می آید

$$\eta = CP/H(X) \quad (3)$$

$CP$  is compression performance (in bits/pixel) of source

encoding scheme

$$CP = \text{number of output bits} / \text{number of input symbols} \quad (4)$$

نسبت فشردگی یک روش با  $CR$  مشخص می شود که با فرمول زیر محاسبه می شود: (۵)

$$CR = \frac{\text{Avg. number of bits /pixel before compression}}{\text{Avg. number of bits/pixel after compression}}$$

**نتایج:** تمام آزمایشات فشرده سازی و انتروپی با پروسسور ۲,۴ GHz بر روی ۵۰ ماموگرام انجام گرفت. از این تعداد، ۱۴ مورد ضایعات خوش خیم، دو مورد بدخیم ۳۴ سالم بودند. ماموگرام با وضوح ۸ بیت در پیکسل grayscale و  $1024 \times 1024$  بود

اولین و دومین دستور انتروپی از رابطه (۱) بدست آمد. نتیجه انتروپی متوسط بدست آمده از دستور اول برابر ۱,۴۳۹ بیت در پیکسل و برای دستور دوم ۱,۳۴۱ بیت در پیکسل بدست آمد.

JPEG 2000 با سایر منابع کدکننده مقایسه گردید. که در جدول زیر این منابع مشخص شده اند. در این جدول نشان داده می شود که JPEG 2000 و JPEG-LS هر دو از نظر فشرده سازی و  $CR$  فقط ۰,۷۲% با هم تفاوت دارند. زمان اجرا JPEG 2000 اندکی طولانی تر حدود (۰,۸ ثانیه) می باشد که این تاخیر به علت محاسبات پیچیده در مراحل DWT, Bitplane, Entropy صورت می گیرد.

Source Encoder	CR	CP (bits/pixel)	$\eta$
Adaptive Huffman	1.966	4.070	32.9%

Arithmetic order 0	1.774	4.509	29.7%
Arithmetic order 1	4.834	1.655	81.0%
LZW 12bit	2.201	3.635	36.9%
LZW 15 bit	3.489	2.293	58.5%
LossLess-JPEG	3.887	2.058	65.2%
JPEG-LS	6.002	1.333	100.6%
JPEG 2000	5.959	1.343	99.9%

گرچه JPEG LS اندکی از JPEG 2000 سریعتر است معه‌ذا این الگوریتم به اشتباهاتی حساس است که به عدم انجام کد گذاری عددی ایجاد میشود و این روش را جهت کاربرد در پزشکی راه دور ناکار می نماید.

در مطالعه دوم [۴] که دیپارتمان مهندسی کامپیوتر دانشگاه اردن مورد بررسی قرار گرفته است ، از الگوریتمی برای یافتن میکروکالسیفکاسیون در حوزه JPEG2000 بحث می گردد. این الگوریتم بر اساس خواص آماری تبدیل wavelet که در JPEG2000 استفاده می گردد. بجاست که مجددا تاکید گردد که هر روشی که به تشخیص زود هنگام سرطان پستان بپردازد می تواند به کاهش مرگ و میر چشمگیر مبتلایان منجر شود.

**یافتن میکرو کالسیفیکاسیون به کمک JPEG2000** : تفسیر ماموگرافی به تجربه رادیولوژیست بستگی زیادی دارد ، از سویی کانتر است تصاویر ماموگرافی کم است و تجزیه آنها را مشکل می سازد، ثالثا تصاویر ماموگرافی که هر روزه مورد مطالعه قرار می گیرد آنچنان زیاد نیست. جهت کاهش مشکلات مذکور استفاده از روشهای تشخیصی با کامپیوتر CAD روز بروز افزایش می یابد. [۴]

ماموگرافی های دیجیتال اندازه های بزرگ دارند که سبب کندی انتقال و پردازش و اشغال فضای زیاد در ذخیره سازی می گردند. چنانچه قبلا نیز متذکر شدیم JPEG2000 برای این منظور مورد توجه قرار گرفته است .

Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) نیز JPEG2000 را بعنوان استاندارد مورد قبول قرار داده است. این الگوریتم می تواند بر اساس خواص آماری wavelet transform به تشخیص میکرو کالسیفیکاسیون که در مورد تشخیص سرطان پستان اهمیت ویژه ای دارد مورد استفاده قرار گیرد.

بر اساس بررسیهای آماری این الگوریتم sensitivity و specificity خوبی را ارائه می دهد. الگوریتم معرفی شده بر اساس دو کلاس طبقه بندی می شوند: حوزه فضایی و تکنیکهای مبتنی بر wavelet.

ابتدا به تکنیکهای مربوط به حوزه فضایی Spatial Domain می پردازیم. در این تکنیکها ابتدا به برجسته کردن enhancement پرداخته میشود. این تکنیکها عبارتند از:

Morphological operations



Laplacian filtering

Fuzzification fractal analysis

Higher order statistics

Histogram manipulation

استفاده از روشهای enhancement کانتر است ماموگرافی را افزایش می دهد.  
ثانیا نواحی

میکروکالسیفکاسیون بوسیله segmentation تصاویری که به وسیله آستانه گذاری و تکنیکها شبکه عصبی neural network برجسته سازی شده اند ، مشخص تر می شوند.

تکنیکهای آستانه گذاری شامل آستانه گذاری هیستوگرام و آستانه گذاری بر اساس آنتروپی است. پس از این ی تمام پیکسلهای مفروض به عنوان میکروکالسیفکاسیون مشخص می گردند. البته احتمال بروز مثبتهای کاذب زیاد است که این را به وسیله آنالیز متن texture می توان حذف کرد. توجه داشته باشیم که این روشها بر روی ماموگرافی های دیجیتال صورت گرفته می شود. زیان چنین متدهایی اینست که ماموگرام های دیجیتال حجیم بوده و روشهای فشرده سازی برای سهولت انتقال/ ذخیره تصاویر لازم است که تمام اینها زمان بر می باشند و از سویی قبل از اعمال روشهای حوزه فضایی (spatial domain) بسط (decompress) لازم است که این نیز زمان بر می باشد.

تکنیکهای بر اساس wavelet : در این روش ، ماموگرافی دیجیتال ابتدا به وسیله فیلترهای

Wavelet، تفکیک می شود. هر تکه از این ماموگرام تجزیه شده حاوی جزئیات ظریفی با درجه وضوح بالا می گردد.

روشهای معمول wavelet که جهت کشف میکروکالسیفکاسیون در ماموگرافی ها دیزیتال بکار برده می شوند متعدد هستند که در اینجا به ذکر نام آنها بسنده می شود:

Least Asymmetric Daubechies' wavelet transform, LAD8, cubic spline,

Mallat.

ثانیا ضرایب wavelet در تصاویر تجزیه شده به نحوی اصلاح می شوند که جزئیات ظریفی با درجه وضوح بالا را نمایان سازند.

ثالثا، تصویر برجسته شده enhanced جدید، با جزئیات میکروکالسیفکاسیون واضح ولی پس زمینه تحلیل یافته، مجددا بازسازی می شود. سپس با آستانه گذاری، بر روی تصویر بازسازی شده، میکروکالسیفکاسیون مشخص و مثبت کاذب حذف می گردد.

مضار چنین روشهایی به قرار زیرند [Fayez M.Idrisi]:

زمان و فضای اتلاف شده همچنان پ. ابرجاست، زیر تصاویر subimages نیاز به بسط دارند، مراحل wavelet transform پیچیده هستند، فیلترهای wavelet در تصاویر پزشکی معمول نیستند.

کشف میکروکالسیفکاسیون به کمک JPEG2000 سرطان پستان ارائه می گردد. چنانچه ذکر شد این الگوریتم به توسط DICOM به منظور فشرده سازی و پردازش تصاویر پزشکی مورد قبول است.

ورودی این الگوریتم تصویر فشرده شده ماموگرافی است. خروجی این الگوریتم ، تصویرباینری است که نقاط سفید موجود در آن میکروکالسیفکاسیونهای کشف شده است .

قدمهای این الگوریتم در تصویر زیر مشخص شده است.

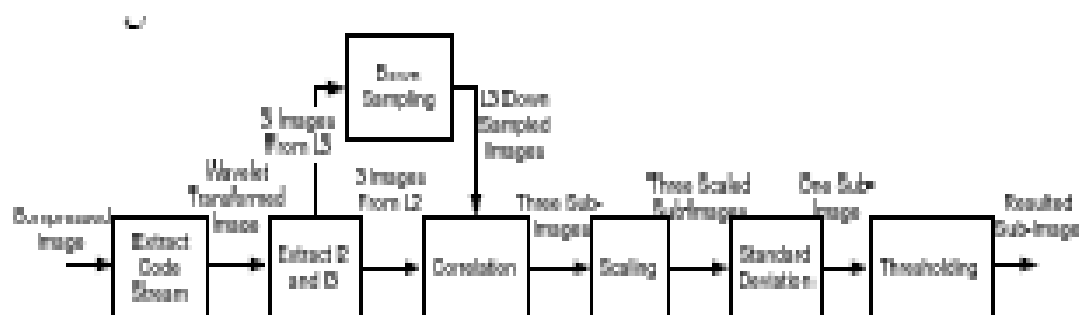


Fig. 1 Block diagram for the detection of microcalcifications

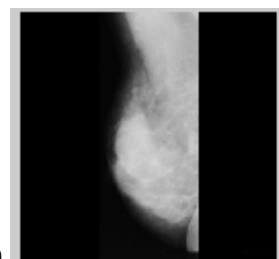
در این الگوریتم ، ضرایب تبدیل wavelet از ماموگرام فشرده شده به توسط JPEG2000 استخراج شده اند. زیر تصویرهای سطوح دوم و سوم از تصویر تبدیل wavelet استخراج شده اند.

تصاویر subimages مقیاس بندی شده اند. آستانه گذاری برای تشخیص نقاط مفروض به میکروکالسیفکاسیون اعمال می شود. از این نقاط مفروض پیکسلهای مجزا حذف شده و تصویر باینری نهایی حاصل می گردد. در قسمتهای زیر به تفصیل در این مورد شرح داده می شود.

Wavelet transformed image extraction: در این مرحله ، ضرایب

wavelet تصویر فشرده شده ، از codestream فایل JPEG2000 استخراج می شود. تصویر ماموگرافی دیجیتال که در زیر آورده شده، در حوزه spatial است. ضرایب استخراج شده از این تصویر دیجیتالی در تصویر شماره ۳ نمایان

است. در این تصویر ، رزولوشن های wavelet در سه زیر – تصویر (subimage) آورده شده است. تصویر تبدیل wavelet چهار بلوک دارد.



تصویر ماموگرافی در حوزه فضایی spatial

domain

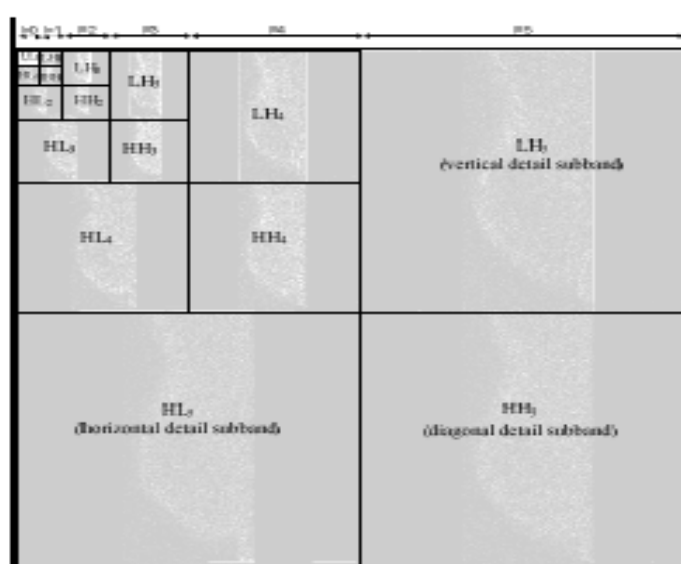


Fig. 3 Extracted wavelet transformed image

زیر تصویرها (۳)

بلوک بالا وچپ ،جهت تفکیکهای بعدی است. سه بلوک دیگر باندهای تفکیک شده فرکانس بالا هستند: افقی (HL) ، عمودی (LH) ، مورب (HH) . تصاویر میکروکالسیفکاسیون فرکانس بالا هستند ، لذا توجه ما به باندهای فرکانس بالاست.

بر اساس تجربه گروه تحقیق دانشگاه اردن ، سطوح سوم وچهارم تبدیل wavelet تصاویر ماموگرافی؛ برای بکاربردن الگوریتم مورد استفاده آنها، مناسب تر است. زیرا گرچه جزئیات ظریف در سطوح بالا واضح تر هستند ولی

نویز آنها و در نتیجه میزان مثبت کاذب بیشتر است. ولی از سویی جزئیات ظریف در سطوح پائین گم می شوند و در نتیجه حساسیت کاهش می یابد.

*Correlation*: همبستگی به وسیله ضرب scale های مجاور هم در تصویر تبدیل wavelet شده، جهت بزرگنمایی ساختار تصویر و کاهش نویز محاسبه می گردد. این براساس این واقعیت است که ساختار لبه ها در هر subband تبدیل wavelet شده، بوضوح قابل مشاهده است در حالیکه نویز در scale ها به سرعت ناپدید می شوند. هدف از این مراحل، correlation در بین دو تصویر اصلی و درجه بندی و ترجمه شده translated and scaled از mother wavelet است.

$$C_{2,3}^i = W_2^i \times [W_3^i]_d \quad (1)$$

Correlation،  $C_{2,3}^i$  برابر ضرب ضریب wavelet سطوح ۲ در ضریب منطبق بر زیر تصویرهای subimages سطح سوم محاسبه شده است.

$$i = LH, HL, HH$$

*Scaling*: عملیات scaling برای بازگرداندن توان ضریب  $C_{2,3}^i$  به همان توان در ضریب wavelet در سطح دوم،  $W_2^i$  لازم است.

$$SC_{3,2}^i = C_{3,2}^i \times r = C_{3,2}^i \times \sqrt{\frac{P_{W_2^i}}{P_{C_{3,2}^i}}} \quad (2)$$

Where

$$P_{W_2^i} = \sum W_2^i(x, y) \times W_2^i(x, y) \quad (3)$$

And

$$P_{C_{3,2}^i} = \sum C_{3,2}^i(x, y) \times C_{3,2}^i(x, y) \quad (4)$$

*تعیین انحراف معیار*: این مرحله برای تشخیص پیکسلهای منتسب به میکروکالسیفکاسیون لازم است. در این مرحله، انحراف معیار را در ضرایب

wavelet در ۳ سطح محاسبه میکنیم. خروجی این مرحله یک زیر تصویر subimage است که آنرا STD می خوانیم.

هر پیکسل منتج از محاسبه انحراف معیار از فرمول زیر بدست می آید:

$$STD(x, y) = \frac{\sum_{i=HL, LH, HH} SC_{3,2}^i(x, y) - m}{m} \quad (5)$$

در اینجا m میانگین پیکسلهای مستقر در ۳

سطح

می باشد.

$$m = \frac{1}{3} \sum_{i=HL, LH, HH} SC_{3,2}^i(x, y) \quad (6)$$

استفاده از انحراف معیار در میان باندهای سطوح ۲ و ۳، بعد از correlating و scaling، براساس این واقعیت است که لبه ها، دارای اجزاء فرکانس بالا در تصویر تبدیل wavelet، و موقعیت محکم در باندهای حوزه wavelet هستند، در حالیکه نواحی مسطح، به علت فرکانس پائین، تضعیف شده و موقعیت (orientation) ندارند. بنابراین میکروکالسیفکاسیون -ها که به عنوان لبه در حوزه فرکانسی ملحوظ شده اند، در جهت های افقی، عمودی، و مایل درون باندها جاگیر می شوند. لذا انحراف معیار در میان آنها بسیار بیشتر از انحراف معیار در نواحی مسطح است.

### Thresholding آستانه گذاری

دسته های میکروکالسیفکاسیون به واسطه انجام مراحل قبلی و آستانه گذاری مناسب، از سایر نقاط مشکوک جدا میشوند. انتخاب آستانه بر اساس مدل non-Gaussian model of wavelet می باشد: پیکهای بلند اطراف صفرو پراکندگی دنباله های ناشی از تبدیل.

بطور اختصار ، ضریب آستانه wavelet را در هیستوگرام زیر- تصویر STD پیدا می کنیم، جایی که بعد از متوسط ضرایب wavelet ، دره هایی را ایجاد نموده اند. در این مطالعه ، دره های انتهای چپ و انتهای راست انتخاب شده اند. از نیمه راست (میانه) هیستوگرام شروع کرده زیر میکروکالسیفکاسیون در زیر تصویرهای مورد مطالعه در این ناحیه جمع شده اند (دنباله های بلند در سمت راست جمع شده اند). دنباله های سمت چپ هیستوگرام به علت پس زمینه سیاه در این ناحیه قرار گرفته اند.

مرحله بعدی ، تعیین آستانه گذاری بر اساس قانون زیر است:

$$f(x,y) = \begin{cases} 1, & STD(x,y) \geq TH \\ 0, & STD(x,y) < TH \end{cases} \quad (7)$$

هر پیکسل در تصویر STD که ارزش ضریب wavelet آن بالاتر و یا مساوی آستانه است

یک و کمتر از آن صفر قرار داده می شود. حاصل این مرحله یک تصویر باینری  $f(x,y)$  است که شامل پیکسلهای منسوب به میکروکالسیفکاسیون می باشد.

جهت کاهش سیگنالهای مثبت کاذب ، با استفاده از پنجره ای  $5 \times 5$  که بر تمام تصویر باینری حرکت می دهند، نقاط سفید را محاسبه می کنند. اگر فقط یک نقطه سفید در پنجره دیده شد، حذف می گردد تا میکروکالسیفکاسیون بصورت دسته ای مشخص گردد.

### نتایج تجربی

جهت بررسی نتایج الگوریتم فوق از پایگاه داده ماموگرافی های دیریتالی استفاده شده است.

از ۱۰۰ ماموگرافی که ۷۰ تای آنها دارای میکروکالسیفکاسیون و ۳۰ عدد نرمال بودند استفاده گردید. تصاویر با تشخیص معلوم همراه با مشخصات هر فایل مورد بررسی قرار گرفت. تصاویر ماموگرام به توسط JPEG2000 فشرده شده ، تا ۴ دسته تصویر حاصل گردید:

اولین دسته بر اساس lossless JPEG2000 به نسبت ۲:۱ ، ۳:۱ فشرده شدند.

دسته دوم و سوم و چهارم بر اساس lossy JPEG2000 به نسبت ۱:۱۰۰ ، ۵۰:۱ ، ۱۰:۱ به ترتیب فشرده شدند.

Sensitivity و Specificity جهت ارزیابی الگوریتم فوق استفاده شد.

Sensitivity به مواردی که الگوریتم بطور صحیح تشخیص میکروکالسیفکاسیون را مشخص می کند ، تلقی گردید.

Specificity به مواردی که الگوریتم بطور صحیح موارد سالم را تشخیص می دهد اتلاق میگردد.

با استفاده از روشهای شبیه سازی ، نشان داده شد که انتخاب حداقل ضریب wavelet نتایج بهتری از انتخاب ضریب ماکزیم wavelet را دارد.

TABLE I  
RESULTS OF APPLYING THE PROPOSED ALGORITHM ON DDSM  
MAMMOGRAMS

Compression Ratio	False Positive Rate	Sensitivity
100:1	2.1	66%
50:1	2.3	77%
10:1	2.4	92%
Lossless	4.7	92%



در جدول فوق نتایج کاربرد الگوریتم در ۴ دسته بندی ، مشخص شده است.

برای روشهای lossy که با نسبتهای ۱:۱۰۰، ۱:۵۰ و ۱:۱۰ فشرده شده بودند میزان حساسیت sensitivity به ترتیب ۶۶٪، ۷۷٪ و ۹۲٪ بوده است. میزان مثبتهای کاذب ۲/۱، ۲/۳ و ۲/۴ به ترتیب درج شده اند.

برای روش lossless ، حساسیت روش ۹۲٪ در برابر مثبت کاذب ۴/۷ می باشد.

ویژگی specificity تصاویر lossy (با اتلاف) ۸۷٪ با مثبتهای کاذب ۱/۳ بوده است.

در این مطالعه توجه بر این نکته جلب شده است که sensitivity و specificity الگوریتم ، قابل مقایسه به سایر روشهای مبتنی بر wavelet و spatial domain می باشد.

الگوریتم مورد مطالعه بر اساس استاندارد JPEG2000 و با میزان مثبت کاذب خوبی است. و از آن مهمتر تکنیک یاد شده با حذف مرحله decompression تصویر، در وقت و فضای ذخیره، صرفه جویی می شود.

اکنون پس از دو مورد مطالعه استاندارد JPEG2000 در مورد ماموگرافی به مطالعه دیگری در مورد کاربرد این استاندارد در صحت تشخیصی سل ریوی می پردازم. [۵]

سل ریوی در دهه اخیر ، پس از شیوع بیماری ایدز ، مجدداً به عنوان یک معضل بهداشتی مورد توجه قرار گرفته است. بخصوص که این معضل در قاره آفریقا ، شدیدتر و به دلیل وجود فقر مالی و بهداشتی پررنگتر شده است. این در شرایطی

است که بر اساس تخمین سازمان بهداشت جهانی ، ۱۴ کشور آفریقایی حتی یک پزشک رادیولوژیست ندارند و در سایر کشورها تعداد آنان در مناطق روستایی بسیار اندک است.[۵]

استفاده از real-time telemedicine در کشورهای فقیر به علت اشکالات درپهنای باند و ابزار پیشرفته قابل انجام نیست . حتی در کشورهای پیشرفته نیز در تمام نقاط امکانات استفاده از real-time وجود ندارد.

در تحقیق انجام شده به توسط چند گروه رادیولوژی و بهداشت بیمارستانهای شهر بوستون ، از روش store – forward telemedicine جهت استفاده از email برای ارسال تصاویر دیجیتال ، بعنوان جایگزین ارزان در کشورهای درحال توسعه مورد بررسی قرار گرفته است.

هدف این تحقیق استفاده از حداقل ادوات برای تشخیص سل ریوی از گرافیهای قفسه سینه به کمک دوربین دیجیتال و روش فشرده سازی JPEG2000 میباشد.

در این روش ۹۱ تصویر قفسه سینه مورد بررسی قرار گرفت و ۸ شاخص تشخیصی رادیولوژیک سل ریوی بنا بر تعداد وقوع تقسیم بندی شد.

**Table 1** Summary of the 91 X-ray images used in the study

X-ray feature	Number of occurrences
Infiltration/consolidation	33
Cavities	13
Pneumothorax	13
Lymphadenopathy	12
Pleural effusion	20
Calcifications	15
Scarring	27
Nodule or mass	31
Number of normal chest X-rays*	22
Number of TB cases	17

\* X-rays not containing any of the features of interest.

۳ رادیولوژیست مستقل و یک متخصص ریه دو نوع تصویر دیجیتال ( JPEG2000 و JPEG ) و فیلم معمولی رادیولوژی را خواندند و میزان اطمینان خود را در حضور ۸ مشخصه یاد شده در تشخیص سل ریوی را تعیین کردند. نتایج حاصله با یک gold standard که توسط رادیولوژیست ها تایید شده بود مقایسه گردید و در منحنی ( ROC, receiver operating characteristic ) بررسی شد. از نظر آماری تفاوت بین فیلم رادیولوژی و دو نوع تصویر دیجیتال مشاهده نگردید. سایز تصاویر JPEG2000 حدود ۱۲۰ KB بود که برای ارسال به توسط سرعتهای کم اینترنت قابل قبول است. این مطالعه گرچه نتایج خوبی ارائه داده است ولی مطالعات بیشتری را می طلبد.

نحوه تصویر برداری از روی فیلم های رادیوگرافی قفسه سینه (hard copy) با استفاده از دوربین دیجیتال Olympus C3000z از روی نگاتوسکوپ view box و یک سه پایه به فاصله تقریباً ۷۵ سانتیمتری در اتاق تاریک بوده است. [۵]

به علت روشنایی مדיاستن که در شرایط تنظیم اتوماتیک سبب تیرگی تصویر میگردد، ۵ نوع Exposure value مورد آزمایش قرار گرفته و در نهایت EV=1.3 که در حقیقت overexposure است انتخاب گردید.

برای هر chestXray دو نوع نحوه عکسبرداری دیجیتال صورت گرفت.

یکی با روش از پیش تنظیم (default) دوربین HQ JPEG که نسبت فشرده سازی آن ۱:۱۵ و دیگری با روش غیر فشرده TIFF.

در حله اول سایز تصویر ۶۰۰ KB و در روش TIFF، ۹ MB شدند.

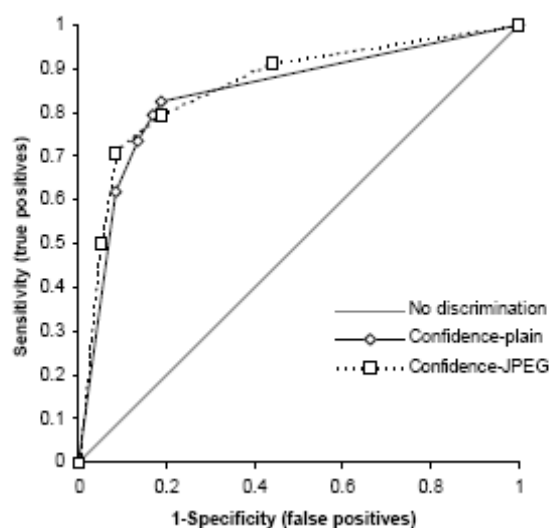
تصاویر فشرده شده ۶۰۰ کیلوبایتی در به توسط نرم افزار Adobe Photoshop به grayscale و نهایتاً به ۴۰۰ کیلوبایت تبدیل شدند.

برای تصاویر با روش TIFF ، ابتدا با نرم افزار JJ2000 Java software و سپس به توسط JPEG2000 به نسبت ۶۰:۱ فشرده گشتند. و نهایتاً به اندازه ۹۸-۱۲۰ کیلوبایت درآمدند.

تصاویر تهیه شده از این روشها در اختیار متخصصین قرار گرفت.

نتایج تفسیر رادیوگرافها بر اساس حضور یا عدم حضور ۸ شاخص رادیولوژیک سل ریوی، در بین دو روش تصویر برداری و فشرده سازی مقایسه گردیدند. از سویی نیز

نتیجه آنالیز تک تک شاخص ها برای دو روش فشرده سازی و عکسهای ساده ، با کمک منحنی ROC ترسیم گردید. و سطح زیر منحنی (AUC) برای تک تک شاخص ها محاسبه گردید.



منحنی ROC ، در مقایسه تصاویر فشرده شده و تصاویر ساده

**Table 4** Comparison of plain and JPEG images per feature

Feature	AUC plain images	AUC JPEG images	Difference	P-value
Infiltration/consolidation	0.842	0.861	-0.019	0.6349
Cavities	0.907	0.892	0.015	0.8367
Pneumothorax	0.922	0.911	0.012	0.8408
Lymphadenopathy	0.710	0.741	-0.030	0.7340
Pleural effusion	0.789	0.891	-0.102	0.1276
Calcifications	0.779	0.938	-0.159	0.0297
Scarring	0.766	0.736	0.030	0.5580
Nodule or mass	0.863	0.855	0.008	0.8426

جدول مقایسه فیلم رادیولوژی و تصاویر پردازش شده به توسط JPEG

تفاوت سطح زیرمنحنی در کلسیفیکاسیون زیاد است و p-value معنی دارست.

**Table 5** Comparison of plain and JPEG2000 images per feature

Feature	AUC plain images	AUC JPEG 2000 images	Difference	P-value
Infiltration/consolidation	0.842	0.854	-0.012	0.7951
Cavities	0.907	0.834	0.074	0.3489
Pneumothorax	0.922	0.859	0.063	0.3839
Lymphadenopathy	0.710	0.710	0.000	1.0000
Pleural effusion	0.789	0.850	-0.061	0.4204
Calcifications	0.779	0.831	-0.052	0.4926
Scarring	0.766	0.730	0.037	0.5797
Nodule or mass	0.863	0.832	0.031	0.5094

جدول مقایسه فیلم رادیولوژی با تصاویر JPEG2000

چنانچه مشاهده می گردد، تفاوت قابل توجهی بین سطوح زیر منحنی برای شاخص ها وجود ندارد.

نتایج حاصله از این مطالعه چنین خلاصه می گردد که :

- تصاویر فشرده سازی شده به توسط هر دو روش JPEG , JPEG2000 جهت تشخیص سل ریوی مناسب هستند.
- با کمک JPEG2000 ساینز کمتری دارند و در نتیجه برای سرعتهای اینترنت مناسب تر هستند.

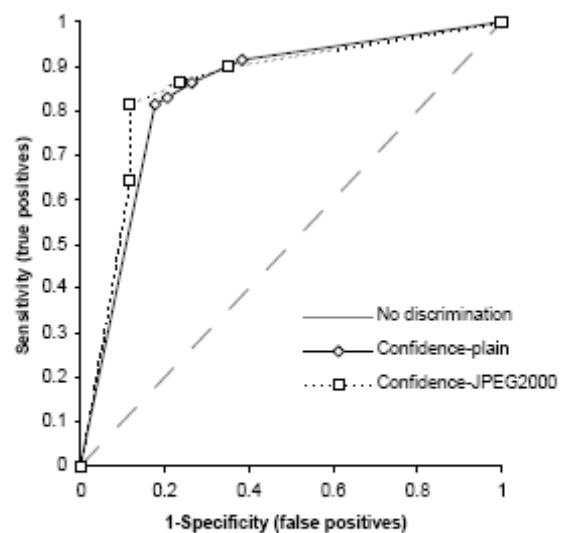


Fig. 2 Receiver operating characteristics (ROC) curves for plain and JPEG2000 images for infiltration/consolidation.

بنابر ۳ مطالعه انجام شده که مورد بررسی قرار گرفت ، الگوریتم JPEG2000 به عنوان استاندارد مورد تایید DICOM ، روش مناسبی جهت پردازش تصویر در پزشکی است .

تاریخ : ۱۳۸۵/۶/۲۶

## منابع مورد استفاده:

- 1-www.wikipedia.com
- 2- April Khademi and Krishnan, "Comparsion of JPEG2000 and other lossless compression schema for digital Mamograms"
- 3-US National Library of Medicine, www.nlm.nih.gov/medline plus
- 4-Fayez M.Idris and Nehal I.AlZubaidi, "Detection of Breast Cancer in the JPEG2000 Domain".Department of Computer Science Jordan
- 5-Department of Radiology, Birmangham and Women's Hospital, Boston, USA, "Diagnostic accuracy of chest Xray acquired using a digital camera for Low-cost teleradiology"
- 6- www. Isnatums.com/news/articles/top/0011907
- 7-www.imaginis.com
- 8- JPEG2000 PPT, Ericsson Media Lab
- 9-www.ge.com
- 10-www.waveletpolyvalens.com