فصلنامه علمی تخصصی ایده های نو در علوم، مهندسی و فناوری ، دوره ۶، شماره ۳، پاییز ۱۴۰۱، ص ۳۲-۴۰
ISSN: 2588-3984
http://www.Tajournals.com

عنوان مقاله بررسی کاربرد مامو گرافی دیجیتال
دوره ۶/ شماره ۳ / پاییز ۱۴۰۰/ ص ۳۲- ۴۰

بررسی کاربرد مامو گرافی دیجیتال

سروش محمد شریفی*، طاهره قاسمی، سارا خلیلانی، یگانه میرزایی نژاد،
کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه غیر انتفاعی ساوه، ساوه، ایران
دکتری تخصصی مهندسی پزشکیف دانشگاه فنی اوکراین، پلی تکنیک کی یف
کارشناسی مهندسی پزشکی ، موسسه غیر انتفاعی زاگرس، کرمانشاه، ایران
کارشناسی مهندسی پزشکی ، موسسه غیر انتفاعی زاگرس، کرمانشاه، ایران

چکیده

میزان سرطان سینه درجهان در حال افزایش است و بالاترین میزان مرگ و میر را دارا می باشد. بیماری سرطان سینه بیشتر در زنان میانسال مشاهده می گردد و شانس مبتلا شدن به این بیماری برای هر زن در طول عمرش ۱۲٪ و شانس مرگ و میر ناشی از آن ۵/۳ ٪ می باشد و بیشتر در سنین ۱۵تا ۵۴ سالگی در زنان دیده می شود. انستیتو سرطان و فرانسه نیز تخمین زده است که حدود ۱۵۰۰۰۰ زن در اثر این بیماری هر سال در دنیا جان خود را از دست می دهند . علی رغم پیشرفت های مهمی که در درمان این بیماری صورت گرفته باز هم نتایج قابل قبول نمی باشد . یکی از موثرترین راه های مبارزه با این بیماری تشخیص در مراحل اولیه پیدایش است و یکی ازحساس ترین راه های تشخیص سرطان سینه به خصوص در مراحل اولیه بیماری انجام ماموگرافی است . مطالعات نشان می دهد که تصویر برداری ماموگرافی دوره ای در زنان بدون نشانه نرخ ابتلا به سرطان را به میزان زیادی کاهش می دهد و همچنین استفاده از ماموگرافی مرگ و میر ناشی از cancer breastرا تا ۲۵ ۳۰٪ می کاهد البته روش های متفاوتی از جمله MRIو اولتراسوند نیز برای تصویر برداری از سینه وجود دارد اما ماموگرافی به عنوان یک روش دقیق و مطمئن جایگزین ندارد

کلمات کلیدی: ماموگرافی، دیجیتال

فصلنامه علمی تخصصی ایده های نو در علوم، مهندسی و فناوری ، دوره ۶، شماره ۳، پاییز ۱۴۰۱، ص ۳۲-۴۰
ISSN: 2588-3984
http://www.Tajournals.com

مقدمه

اگر چه ماموگرافی مرسوم بیش از حدود دو دهه به طور موفقیت آمیزی به عنوان یک تست غربالگری برای CANCER BREASTاستفاده می شود. اما دارای یکسری محدودیت ناشی از فاکتور های انسانی و تکنیک های تصویر برداری است که در حدود ۱۰تا۳۰٪ از ضایعات با وجود قابل مشاهده بودن تصویر تشخیص داده نمی شوند وعلاوه بر این از محدودیت هایی از جمله (نحوه ی نمایش و ذخیره سازی و بایگانی محدوده اندازه ی تابش ، مدیریت و پردازش فیلم، آرتیفکت های فیلم ، به کاربردن فیلم به عنوان واسطه برای تهیه تصویر و عدم توانایی و فرصت برای مداخله در هر یک از این فرایند ها برای بهبود بخشیدن کیفیت تصاویر و همچنین احتمال تکرار آزمون ماموگرافی می باشد). هدف از انجام این تحقیق معرفی سیستم ماموگرافی دیجیتال و پیشرفت های مربوط به دیجیتال ازجمله (تکنولوژی دتکتور ،تشکیل تصویر ، پردازش و نمایش ، ذخیره سازی و بایگانی) است که در جهت بهبود کیفیت تصاویروغلبه برمحدودیت های ماموگرافی فیلم- اسکرین توسعه پیدا کرده و انتخاب یکی از این دو سیستم به عنوان سیستم برتر در بررسی ضایعات.Breast

بیان مساله:

در ابتداجهت انجام ماموگرافی از دستگاه های رادیولوژی عمومی استفاده می شد در این دستگاه ها تیوپ با هدف تنگستن وجود داشت خیلی از این سیستم ها وسیله ای برای کمپرس کردن breast نداشتند. سایز نقطه کانونی بزرگ و فاصله ی نقطه ی کانونی تا فیلم کم بود فیلم ها بسیار کند بود و زمان تابش بسیار طولانی بود به مرور زمان با پیشرفت های عمده که در این روش صورت گرفته دستگاه های متعدد پیشرفته صرفا جهت ماموگرافی بوجود آمد و کاست و فیلم مخصوص جهت انجام ماموگرافی ایجاد شد. تکنولوژی process فیلم پیشرفت زیادی کرده و فیلم ها از کیفیت و کنتراست بالاتری برخوردار شدند. با توجه به تکامل تکنولوژی زمان تابش برای ماموگرافی بسیار کاهش یافته در دهه ی ۱۹۸۰ تابش ماموگرافی تا ۱۵ ثانیه نیز ممکن بود طول بکشد در دستگاه های امروزی این زمان در حدود ۱ ثانیه و یا حتی کمتر از آن است. امروزه تکنولوژی دیجیتال ماموگرافی و لیزر ماموگرافی نیز بوجود آمده که باعث موثرترشدن ماموگرافی شده است .

A Brief History

1950’s - Jacob Gershon-Cohen began to advocate widespread use of X-rays for screening December 2005 – RSNA brings digital mammography 1913 Albert Salomon, German surgeonto US

یافته ها:

مبانی ماموگرافی

ماموگرافی انجام رادیوگرافی از نسج نرم پستان است و عمدتا به منظور شناسایی و تشخیص سرطان برست و به منظور ارزیابی توده های قابل لمس و ضایعات غیر قابل لمس مورد استفاده قرار می گیرد. از آن جایی که عامل بوجود آورنده تصویر اختلاف در جذب اشعه X (در اثر اختلاف چگالی و عدد اتمی) می باشد و در حالیکه بافت پستان از عضله و چربی تشکیل شده است ، جزئ بافت نرم تلقی می شود. چربی و ماهیچه از نظر عدد اتمی و چگالی به هم نزدیک هستند لذا اختلاف جذب اشع X بین آن ها پایین بوده و در نتیجه کنتراست تصویر به طور ذاتی کاهش پیدا می کند . برای جبران این مسئله از اشعه Xبا انرژی پایین استفاده می شود، چون جذب پرتوXدر بافت عمدتا از طریق جذب فتوالکتریک وکمپتون صورت می پذیرد. در انرژی بالاتر از ۳۰kev جذب کمپتون بر فتو الکتریک غلبه می کند باعث جذب نسبتا یکنواخت پرتو در بافت های دارای عدد اتمی متفاوت شده و در نتیجه contrast تصویر کاهش می یابد. در انرژی بین ۲۰تا۳۰ اغلب پدیده فتوالکتریک رخ داده که در این حالت به علت تولید بسیار ناچیز پرتو پراکنده و جذب در رادیوگرافی از نسج نرم از کیلوولت های پایین برای افزایش احتمال جذب فتوالتریک استفاده نمود به دلیل موقعیت آناتومیکی پستان نمی توان از دستگاه زادیوگرافی معمولی استفاده کرد و نیاز به ساختار ویژه ای می باشد.

فصلنامه علمی تخصصی ایده های نو در علوم، مهندسی و فناوری ، دوره ۶، شماره ۳، پاییز ۱۴۰۱، ص ۳۲-۴۰
ISSN: 2588-3984
http://www.Tajournals.com

دستگاه ماموگرافی

به طور کلی هر دستگاه ماموگرافی از ۴ جزء اصلی تشکیل شده:

۱)تیوپ

۲) کمپرسور

۳) سیستم گیرنده

۴) صفحه کنترل عوامل تابش

۵) گرید

نحوه قرارگیری اجزای سیستم ماموگرافی

در حال حاضر ۳ نوع لامپ مولد پرتو X در ماموگرافی وجود دارد که بر اساس جنس هدف یا آند آن ها تقسیم می شوندو عبارتند از لامپ پرتو X با هدف از جنس تنگستن- مولیبدینیوم/ تنگستن- رنیوم در مولد های پرتو Xاز صافی ها (فیلترها) جهت بالابردن کیفیت دسته پرتو X تولید شده و حذف پرتو های کم انرژی موجود در آن و کاهش دوز جذبی پوست بیمار استفاده می شود. دسته پرتو X تولید شده در ۲ مرحله قبل از رسیدن به بیمار فیلترمی شوند:

۱) مربوط به روغن درون لامپ و شیشه آن می شود که به آن صافی ذاتی می گویند.

۲) با فیلتر اضافی در واقع صفحات فلزی با ضخامت و جنس های متفاوت هستند که بسته به مقدار انرژی دسته پرتو و جنس هدف بر سر راه پرتو اولی قرار می گیرندکه در لامپ ماموگرافی نوع صافی و ضخامت آن بسیار مهم است . صافی ها قادرند با حذف بخش عمده ای از پرتوهای ترمزی از کاهش کنتراست تصویر توسط این پرتوها جلوگیری کنند. شدت پرتوهای X خروجی از لامپ مولد اشعه پرتو ، در تمام قسمت های دسته پرتو X تولید شده یکسان نیست .

بلکه در سمت آند نسبت به کاتد دارای شدت کم تر است این کاهش شدت در قسمتی از پرتوهای خروجی که تقریبا موازی باسطح آند هستند به علت جذب مقداری از فوتون های X درهدف صورت می گیرد این تغییرات درشدت اشعه X را اثرپاشنه می گویند که مقدارآن به زاویه ی خروجی دسته پرتو تابشی ازهدف وابسته است. در ماموگرافی با توجه به شکل مخروطی پستان جهت تابش یکنواخت لازم است که شدت پرتو درقسمت ضخیم تربافت (سمت قفسه سینه) بیشترازسمت نازک (نوک پستان) باشد.

وسیله ای شفاف ومحکم ازجنس پلاستیک است که برای فشرده کردن عضو بکارمی رود با ضخامت۱mm سطح کمپرسورباید صاف و موازی سطح سینی نگهدارنده کاست بوده و از لحاظ دانسیته ی اتمی و ضخامت باید همسان و یکنواخت باشد درغیراین صورت به علت عدم جذب یکنواخت دسته پرتو درکمپرسور مکانهای مختلف عضو به طوریکنواخت تابش ندیده و باعث تفسیراشتباه پزشک می شود. لبه جلویی کمپرسورکه به سطح قفسه سینه بیمار تکیه می کند دارای زاویه ۸۵ درجه و ۳ الی ۴ سانتی متر جهت عقب راندن چربی های زیربغل بالا می آید. این زاویه نباید شیبدار و منحنی باشد چون درهنگام استفاده ازکمپرسور بافت احشایی پستان تاحد لازم فشرده نشده و ضخیم ترازمکان های دیگر بافت می ماند دراین صورت به علت عدم جذب یکنواخت دسته پرتودرکمپرسور، مکان های مختلف عضو به طوریکنواخت تابش ندیده واز حیطه تصویر برداری حذف می شود در هر صورت اطلاعات نهفته موجود در این بخش تصویر حذف شده و باعث اشتباه تفسیرپزشک می گردد.

) فیلم باتابش مستقیم اشه X

۲)کاغذ زیرو رادیوگرافی

۳) فیلم با صفحه تشدید کننده

در حال حاضر به علت برتری استفاده از صفحات تشدید کننده از لحاظ پرتوگیری بیمار و کیفیت تصاویر ۲ روش اول از رده خارج شده.

۴) صفحه کنترل عوامل تابش:

الف) kvp : در ماموگرافی گستره کیلوولتاژ کاربردی در تمامی انواع تیوپ ها بااستفاده از سیستم فیلم – اسکرین بین ۲۵تا۳۰ وبا استفاده از تیوپ آند مولیبدن به دست می آید و تا۴۰ kvp متغییر است. بهترین contrast در ۲۸

ب) MA: در تیوپ مولد Xماموگرافی تغییرات MA از چند میلی آمپر تا ۴۰۰ میلی آمپر تغییر می کند. مقدار میلی آمپر تعیین شده تابعی از نوع ژنراتور (تک فاز، ۳ فاز) اندازه کانونی، فاصله عضو تا نقطه کانونی و مدت زمان تابش

مدت زمان تابش بسته به نوع گیرنده ی تصویر، قابلیت های هندسی دستگاه ماموگرافی و کیلوولتاژ تنظیمی تغییر می کند. در ماموگرافی با تابش مستقیم فیلم ، مدت زمان تابش بیش از ۱/۰ تا ۳ ثانیه است که با استفاده از سیستم فیلم – اسکرین سریع ترمی توان مدت زمان و تکرار رادیوگرافی و در نتیجه از پرتوگیری بیش از حد بیمار (Motio artifact) را کوتاهتر نمود و ازاحتمال ایجاد ناواضحی حرکتی کاست.

۵) AEC: برخی از سیستم ها قادرند پارامتر های تابش را به طور خود کار کنترل کنند این کنترل می تواند به صوت تمام خودکار باشد یعنی تکنیسین هیچ دخالتی در تنظیم عوامل تابش ندارد و یا اینکه غیر خودکار باشد که تکنیسین با تنظیم کیلوولتاژ خروجی اجازه تنظیم MAS را به دستگاه می دهد در این سیستم های حساس فتو تایمرموجود در زیر بوکی ، هلال کوچکی از بخش مرکزی عضو راپس از یک تابش کوچک ابتدایی از لحاظ دانسیته تقریبی آن ارزیابی کرده و سپس نسبت به دانسیته بافت، پرتو دهی مناسب را اعمال می نماید.

هر تصویر دیجیتال یک صفحه دو بعدی متشکل از عناصر تصویر (pixel) است که توسط ۱ سری از اطلاعات گسسته ایجاد شده است . در این گونه سیستم ها ی گیرنده اشعه فیلم رادیولوژی نیست بلکه اطلاعات اشعه عبوری از بدن بیمار توسط گیرنده های (دتکتور) اشعه x گرفته شده و انرژی فوتون های جذب شده را به یک شارژ الکتریکی تبدیل می کنند. این شارژ الکتریکی به یک مبدل آنالوگ به دیجیتال فرستاده می شود که در نهایت به ارقام دیجیتال تبدیل شده که هر رقم به یک pixel متعلق خواهد بود و در نهایت این اطلاعات دیجیتال در کامپیوتر پردازش می شوند و بعد از عبور از مبدل دیجیتال به آنالوگ بر روی صفحه نمایش (مانیتور) یا فیلم (لیزر پرینتر فیلم) مورد استفاده قرار می گیرد. ماموگرافی دیجیتال به عنوان جایگزین مناسبی برای ماموگرافی معمولی تلقی می شود و در جهت رفع محدودیت های ماموگرافی معمول و افزایش کیفیت تصاویر ماموگرافی و کاهش دوز اشعه مورد نیاز . این تصاویر با استفاده از ۲ روش زیر انجام می شوند:

ماموگرافی رادیولوژی دیجیتال (DR-M)

این روش، روش مستقیم است که در آن اطلاعات xray مستقیما به حالت دیجیتال تبدیل شده . در این روش تصویر xray تابیده شده به بافت پستان مستقیما توسط یک حسگر دیجیتال دریافت میشود که انرژی اشعه xدریافت شده را ابتدا به عدد و سپس سیگنال الکتریکی تبدیل و تصویر قابل نمایش با کیفیت بالا ایجاد می کند.

۲) ماموگرافی رادیولوژی کامپیوتری (CR-M)

این روش به صورت غیر مستقیم است که در آن تصاویر دیجیتال با استفاده از اطلاعات فیلم ماموگرافی معمولی ایجاد می شود و در این روش فوتون ها به یک صفحه ی آشکار ساز برخورد کرده و یک تصویر نامرئی ایجاد می شود سپس این تصویر به یک خواننده اطلاعات منتقل می شود و توسط اشعه ی لیزر اسکن می شود. در پروسه اسکن ۱ سیگنال الکتریکی ایجاد شده که به تصویر دیجیتال تبدیل می شودو برروی مانیتور یا بوسیله ی لیزر پرینتر فیلم به نمایش در می آید.

بنابراین در دیجیتال ماموگرافی علاوه بر دتکتور کامپیوتر رادیولوژی ۳ نوع دیگر دتکتور نیز وجود دارد که در ۲ دسته ی دتکتور های مستقیم (direct) و غیر مستقیم (indirect)قرار می گیرند:

۱) گیرنده های مبدل غیر مستقیم

CCD

گیرنده آمورف سیلیکون (a-si)

ISSN: 2588-3984
http://www.Tajournals.com

۲) گیرنده های مبدل مستقیم:آمورف سلنیوم (a-se)

هرCCD از پیکسلهای جداگانه الکترونیکی که در سطح آن قرار گرفته تشکیل شده . سطح سیلیکون واحد های CCD حساس به نور بوده و در صورت تابش نور به آن ها الکترون آزاد می نماید. هر چه شدت نور رسیده به آن ها بیشتر باشد تعداد الکترون های آزاد شده بیشتر خواهد بود بعد از اینکه CCD مورد تابش قرار گرفت شارژ الکتریکی هر خانه خوانده می شود . در سیستم های CCD سیگنال های الکترونیکی هر خانه به طرف پایین با کنترل دقیق ولتاژ خوانده شده سپس شارژ هر ستون درردیف آخر جمع می شود. شارژ ردیف آخر به صورت افقی خوانده شده و به ترانزیستور جائیکه سیگنال الکتریکی دیجیتاله می شود منتقل می شود. در ماموگرافی فیبر های نوری بین صفحه ی تشدید کننده و CCD قرار می گیرند. این فیبر های نوری مثل عدسی نور تولیدی صفحه را روی سطح CCD متمرکز می کنند. از مزایای آن ارزان بودن و در دسترس بودن ولی طولانی بودن زمان پردازش تصویر از معایب آن است.

این نوع گیرنده ها دارای ساختمانی بر پایه آمورف سیلیکون (a-si) می باشد در این گیرنده ها صفحه ای از فیلم های نازک سیلیکون تلفیق شده با آرایشی از فتودیودها استفاده می شود که با کریستال های یدورسزیم پوشانده شده اند. یدورسزیم به عنوان فسفر که روی آرایشی از ماتریس های فتودیودهای آمورف سیلیکون را پوشانده مورد استفاده قرار می گیرد. سیلیکون در حالت آمورف و به راحتی روی ماتریس ها را با ضخامت کنترل شده می پوشاند. واکنش اشعه x با یدورسدیم نورتولید می کند که مقدارش بستگی به شدت اشعه xدارد. هر واحد این گیرنده حساس به نوراست که بعد از تابش نور، الکترون ها در این ناحیه آزاد و شارژ الکتریکی هر یک به وسیله ی یک سیستم الکترونیکی خوانده می شود. به علت کارایی بالای این روش در جذب فوتون های نور توسط یدورسزیم دوز دریافتی بیمار به طور قابل ملاحظه ای کاهش می یابد و ابعاد گیرنده در این جا قدرت تفکیک فضایی را معین می کند. و به علت داشتن فاکتور پرشدن بالا قدرت تفکیک cont خوبی دارد ولی مقداری محوی تصویر وجود دارد.

از آمورف سلنیوم برای پوشاندن آرایشTFT جهت گرفتن و تبدیل مستقیم انرژی اشعه Xبه شارژ الکتریکی استفاده می شود. سلنیوم به وسیله شارژ الکتریکی اعمال نشده به آن نسبت به اشعه X حساس می شود بدین ترتیب که به سطح بالایی صفحه نازک فلزی (الکترود) ولتاژ منفی اعمال می شود. بنابراین گیرنده نسبت به الکترود بالایی شارژ مثبت پیدا می کند زمانیکه اشعه به بار الکتریکی سطحی برخورد می کند تشکیل سوراخ الکترونی جفت در سطح سلنیوم می دهد. الکترون آزاد شده به طرف پایین حرکت می کند و تصویر پنهانی تشکیل می شود. این الکترون ها در گیرنده جمع آوری می شوند و توسط ۱ سیستم الکترونیکی خوانده می شود. در سیستم مستقیم به علت وجود میدان الکتریکی جهت حرکت الکترون معین بوده و از نظر تئوری نباید هیچ گونه محوی تصویر وجود داشته باشد و فاکتور پر شدن بالایی دارد.

سیستمی است که در آن تحلیل تصویر توسط نرم افزار صورت می گیرد . این سیستم در مراحل اولیه تشخیص، در جهت ردیابی میکروکلسیفیکاسیون ها بهبود یافت تا بتوان با استفاده از چشم عادی و با دقت و سرعت بیشتر ضایعه را تشخیص داد. در مراحل بعدی مشخصات دیگری به سیستم تجهیزات جانبی آن اضافه شده تابتواند میکروکلسیفیکاسیون را از لحاظ شکل دانه و اندازه و نحوه گسترش آن ها در بافت و همچنین در مواقعی که به شکل خوشه است شکل و اندازه خوشه را تشخیص داد به این مفهوم که بتوان مرزی را برای خوش خیم و بد خیم بودن ضایعه براساس تعداد ذرات در واحد سطح در نظر گرفت همچنین اگر شکل دانه ها هتروژن و غیر یکنواخت (بدخیم) و هموژن و یکنواخت (خوش خیم) بررسی می شود. با وجود ۱ ساختار هوشمند خطا و سعی سیستم قادر است با یک درصد احتمال خطای ناچیز شکل ضایعه و نوع آن را به لحاظ خوش خیم و بد خیم تشخیص دهد. CAD ها انواع مختلفی دارد. برخی دور ضایعه خط قرمز می کشند، برخی فقط عمل آشکار سازی و برخی آشکارسازی و تشخیص را انجام می دهند.

اغلب گیرنده های سیستم دیجیتال دارای عیوبی می باشند که ممکن است مربوط به ساختمان آن ها می باشد که خوشبختانه در اغلب موارد به وسیله سیستم نرم افزاری قابل تصحیح است. در ccd وfpd تعدادی از گیرنده ها هیچ پاسخی

فصلنامه علمی تخصصی ایده های نو در علوم، مهندسی و فناوری ، دوره ۶، شماره ۳، پاییز ۱۴۰۱، ص ۳۲-۴۰
ISSN: 2588-3984
http://www.Tajournals.com

در مقابل نور ندارند که به آنها(pixel های مرده) می گویند پس از ساخت هر گیرنده جهت وجود pixel مرده کنترل شده و نقشه آن تهیه می شود سیستم نرم افزاری از یک برنامه جهت تصحیح سایه خاکستری این pixel ها استفاده می کند به این ترتیب که از سایه خاکستری pixel های اطراف pixel معیوب متوسط گرفته می شود و این مقدار به عنوان سایه خاکستری درpixel مرده جایگزین می شود .

۲) در غیاب اشعه x هر گیرنده دارای مقداری نویز الکتریکی است که به آن نویز تاریک می گویند . مقدار محدودی از سایه های خاکستری در تصویر برداری بدون اشعه ی x (تصاویر تاریک) مربوط به اینگونه نویز است . مقدار نویز تاریک از یک تابش به تابش دیگر متفاوت است . برای تصحیح آن تعداد زیادی از تصاویر تاریک را تهیه کرده و متوسط آن ها را بدست آورده سپس این مقدار متوسط از تصویر تولید شده توسط گیرنده تفریق می کنند.

یکی از رایج ترین روش های پردازش تصویر در رادیولوژی به وسیله تغییر درارتباط بین اعداد دیجیتالی و روشنایی تصویر نمایش داده شده می باشد . تغییر سطح و پهنای پنجره ی تصاویر دیجیتالی مثال هایی از این تغییرات می باشند. برگردان کنتراست تصویر نیز مثالی دیگر از این نوع دستکاری است و اغلب این تغییرات به وسیله ی سیستم نمایشگرانجام می شود ونیازی به تغییر در اطلاعات تصویر به طور مستقیم نیس معمولا این تغییرات به وسیله حذف یا اضافه نمودن یک کمیت سایه ی خاکستری به هر pixel تصویر و سپس استفاده ازروش حد گیری صورت می گیرد.

ازجمله روش های اولیه برای نمایش و بررسی تصویرCRT و لیزر پرینتر فیلم است .

لیزر پرینتر فیلم درا ین جا جهت انتقال تصویر از حافظه پردازشگر به روی فیلم از لیزر هلیوم – نئون یا نیمه هادی استفاده می شود. ۱ ابزار طولانی مدت نیست چون هزینه بر است و در مقایسه با آن نمایش تصویر بر روی مانیتور به صرفه تر است و از طرفی این تکنیک ارزش دستکاری به موقع تصاویر را خنثی می کند. اما در CRTابزار های بزرگنمایی مناسب و مونیتور های لومینسانس بالا استفاده می شود و توانایی دستکاری کردن تصاویر توسعه پیدا کرده و همچنین تصویر هدف و نهایی به سرعت قابل بررسی و تشخیص است و هنگامیکه بخواهیم بین ماموگرافی فعلی و قبلی مقایسه انجام دهیم تصاویر براحتی در دسترس است و در سیستم های پیشرفته دارای قسمتی برای تاپ گزارش پزشک و اندازه گیری بعضی از قسمت های تصویر نیز می باشد . این گزارش می تواند به تصویر پیوست شود و همچنین توسط PACSو dicom به قسمت های دیگر در شبکه جهت رایزنی منتقل شود.

۳)fatty breast

در سنین ۵۰ به بالا رایج است – پس از یائسگی – دانسیته پایین و حداقل

عمده سرطان های پستان از بافت غده ای سینه منشا می گیرند که با تغییرات آناتومیک و انحراف در مجرای طبیعی و رسوب ذرات کلسیفه ریز با قطر تقریبی ۵۰۰ میکرومتر و بروز توده های کوچک و بزرگ همراه است. سرطان پستان معمولا از ربع خارجی پستان آغاز شده و ممکن است توده های بدخیم به فاشیای قفسه سینه اتصال یابند ویا به پوست گسترش پیدا کنند و موجب فرورفتگی شوند.

) توده mass

۲) کلسیفیکاسیون میکروکلسیفیکاسیون

ماکروکلسیفیکاسیون

۳)cyst

۴) کارسنیوم

۵) فیبروسیستیک

۶) بیماری پاژت

۷) فیبرو آدنوما

cranio codal:)

باهدف بررسی کلیسیفیکاسیون- کیست – کارسینوما و...

گیرنده تصویربه اندازه ای بالا می آید تا پستان عمود بر قفسه سینه باشد.

برست به طرف جلو کشیده شده تا nipple در وضعیت latقرار گیرد.

شانه سمت مورد نظر به سمت عقب و سر به طرف مقابل می چرخد(چشم اشعه نگیرد).

SIDثابت و۶۰، سانتربر قاعده برست، توقف تنفس

مارکرومشخصات در زیر بغل

باهدف بررسی کلیفیکاسیون – کیست-کارسینوم - ضایعات عمقی طرف برست

تکنولوژیست به تیوپ زاویه ۳۰تا۶۰ می دهد، صفحه نگهدارنده ماموگرافی که حاوی گیرنده و یا کاست است پستان را نگه می دارد و صفحه نگهدارنده باید با عضلات قفسه سینه موازی باشد و لبه بالایی صفحه نگهدارنده باید هم سطح زیر بغل باشد.

تکنولوژیست از بیمار می خواهد که آرنج خود را بالا برده دستگیره را بگیرد . بیمار به جلو خم می شود و تکنولوژیست بازو و پستان را بالا کشیده و قسمت وسط پستان را به طرف جلو بکشید. سپس کمپرسورراخواهند بست به طوری که فقط استخوان clavicleنمایان باشد . سانتر عمود بر عضله pectoral

فن آوری دیجیتال سبب کاهش دوز بیمار به میزان ۵۰٪ می شود(به علت حساسیت گیرنده های آن) .در صورتی که در فیلم اسکرین قادر به کاهش دوز بیمار نیست و تقریبا ۲۵٪ از انرژی اشعه تابشی به بیمار مورد استفاده قرار می دهد.

۲) ماموگرافی معمول زمانی را برای ظهور و ثنوت فیلم نیاز دارد که سبب افزایش زمان آزمون می گردد هر آزمون حدود۱۵ دقیقه طول می کشد ئلی در سیستم دیجیتال سیستم تاریکخانه و لزوم وجود دستگاه ظهور و ثبوت حذف گردید و زمان به دست آوردن تصویر در کم تر از ۱ دقیقه می باشد.

۳) در ماموگرافی معمول تصویر حاصل بر روی فیلم نیاز به نگهداری و بایگانی در مکان مخصوص دارد که در این مورد دیجیتال بواسطه ی وجود ابزار های الکترونیکی و سیستم PACS حذف گردیده.

از جمله مشکلات دیگر ماموگرافی معمول وجود نویز است که توسط چند عامل ایجاد می شود:

الف) دانه دانه بودن فیلم

ب) متول ساختمان

ج) متول کوانتوم

د) پرتو های پراکنده که در سیستم دیجیتال به علت عدم وجود فیلم به عنوان گیرنده وجود نخواهد داشت و چنانچه نویزی ناشی از وسایل الکترونیکی ایجاد شود توسط سیستم پردازشگر تصحیح خواهد شد.

۵) وجود پرتو پراکنده با افزایش ضخامت عضو افزایش یافته و سبب افزایش نویز و کاهش کنتراست می شود که گرید تا حدودی این مشکل را رفع می کند ، اما این گونه محدودیت ها تا حدودی می توان به وسیله کامپیوتر در فن آوری دیجیتال کاهش داد و به هنگام انتقال سیگنال دیجیتال درجه خرابی سیگنال ها توسط نویز به حداقل می رسد.

۶) نگهداری از تصاویر اقتصادی و به صرفه است چون تعداد زیادی از تصاویر که به صورت فشرده نگهداری می شوند می توانند به وسیله ی شبکه منتقل شوند و بالاخره سایر پردازش ها ی پیچیده قابل انجام می باشد. از آن جایی که سیگنال های دیجیتال به صورت عددی هستند تبدیل اطلاعات تصویری نمی تواند به وسیله پردازش تصویر تحت تاثیر قرار گیرد و یک تصویر قابل تشخیص و مشخص می دهند.

در مقایسه با سیستم فیلم – صفحه که مشخصات فیلم بیان می شود. مشخصات دیجیتالی سیگنال ها بین سیستم گیرنده ، نمایش ونگهداری اطلاعات تقسیم می شود . در نتیجه اجزای متفاوتی که دارای عمل متفاوت هستند مورد استفاده قرار می

گیرد ساختن سیستمی که قادر به ارزیابی چنین تصاویری با کیفیت بالا هستند مستلزم ابزارهایی با قدرت نگهداری اطلاعاتی بالاست.

۸)تصاویر به دست آمده قابلیت دستکاری یا تغییر مشخصات دارند مانند نمایش و ردیابی آنومالی ها ، نقاط تیره و روشن ، مشخص کردن ساختمان های به خصوص ، مشخص نمودن لبه ها، تغییر وضوح و کنتراست و بزرگ کردن تصویر (در ماموگرافی معمول از اندازه لکه کانونی کوچک و افزایش OIDو افزایش زمان تابش به علت سایز کانونی استفاده شده و دوز بیمار دو برابر می شود).

۹) بزرگترین مزیت استفاده از تصاویر دیجیتال بالا بردن بازده کار با استفاده از شبکه می باشد. تصاویر نگهداری شده به صورت دیجیتال سبب بالا بردن سرویس دهی به بیمار می شود و تشخیص صحیح تر به علاوه ارتباط با اطلاعات بیمار (تشخیصی - چارت های پزشکی - پرونده های قبلی – صورت حساب و لیست بیماران) سبب افزایش کارایی این سیستم می شود.

در سیستم فیلم – صفحه چنانچه تابش بیش از حد لازم به بیمار داده شود به دلیل بالا رفتن دانسیته فیلم ممکن است قابل تشخیص نباشد ولی در دیجیتال مامو به علت وجود پردازشگر کامپیوتری حتی با شرایط بالای تابش نیز قابل استفاده است .

۱۱)تعداد بیماران فراخوانی شده در سیستم ماموگرافی دیجیتال و تعداد نتایج مثبت کاذب باید بایوپسی برست و استرس بیمار کاهش می یابد .بین ۶۵تا۸۰٪ از بایوپسی ها غیر کنسری هستند و این عمل بسیار دردناک است در نتیجه با استفاده از نرم افزار شخصی CAD و موفقیت آن در جهت تشخیص و نوع ضایعه نیاز به بایوپسی غیر ضروری کاهش می یابد.

۱۲) در دیجیتال محدوده دینامیک بر محدوده دینامیک ماموگرافی فیلم – اسکرین غلبه دارد در نتیجه کنتراست رزولوشن بهتری نسبت به فیلم – اسکرین دارد. و در تشخیص و نمایان سازی ضایعات کوچک (میکروکلسی فیکاسیون) و توده های سرطانی سوپر ایمپوز شده و برای برست با مشخصه ی پارانشیم متراکم از اهمیت برخوردار است

۱۳) وجود CADدر تشخیص و ردیابی ضایعات کوچک

۱۴) قدرت تفکیک فضای بهتر در حدود ۲۰ جفت خط در میلی متر در ماموگرافی معمول نسبت به دیجیتال ماموگرافی

وجود آرتی فکت در ماموگرافی فیلم – اسکرین یکی از دلایل عدم مزیت این سیستم به دیجیتال است

۱۵) وجود CADدر تشخیص و ردیابی ضایعات کوچک

۱۶) افزایش کارایی بهبود و فعالیت تکنولوژیست و رادیو لوژیست بوسیله حذف فرایند پردازش فیلم بهبود می یابد.

۱۷) تشویق خانم ها برای انجام آزمایشات ماموگرافی منظم

۱۸) بررسی و ویزیت بیماران بیشتری صورت می گیرد . در دیجیتال ماموگرافی تصاویر ۱۵ ثانیه بعد از تابش بر روی مانیتور تکنولوژیست نمایان شده و تکنولوژست از جهت پوزیشن مناسب، شرایط تابش مناسب آگاهی می یابد.

گران بودن نسبت به ماموگرافی فیلم – اسکرین

مدت زمان تفسیر تصویر در ۴min و در فیلم – اسکرین ۲minمی باشد.

خطر بروز سرطان برست ناشی از ماموگرافی اگر با شرایط استاندارد صورت گیرد و بدون تکرار ۳M GRAY است ۶۰ در میلیون است .

اجرای هر ۱ میلیون ماموگرافی غربالگری منجر به کشف ۳۰۰ سرطان پستان است (مزایا ۵۰۰ برابر خطرات).

مورتالیتی سرطان پستان حدود ۵٪ و غربالگری به کمک ماموگرافی این میزان را تا ۴۰٪ کاهش می دهد .

نتیجه گیری:

دسترسی سریع به تصویر به وسیله چند پزشک در مکان های دور

۲) توانایی تفسیر تصویر به وسیله چند پزشک به طور همزمان

۳) توانایی تغییر در عرض و سطح پنجره

۴) کاهش فضای بایگانی و پرسنل

۵) کاهش هزینه فیلم و پردازش تصویر

۶) تشخیص و ردیابی بیمار به کمک کامپیوتر

nipple

۲) مجاری شیری و آلوئول ها .

آنچه که مهم می باشداینست که بافت برست مخصوص خودش است واز مجموعه ی بافت غددی ، پیوندی، چربی تشکیل شده است.

انواع برست

۱) برست فیبروگلندیولار fibro glandular breast

سن ۱۵تا۳۰ سال – خانم های باردار یا درحال شیر دهی- از لحاظ تصویر dens ،پس باید شرایط را بالا برد.

۲) fibro fatty breast

۳۰تا۵۰ سال – بافت آتروفی شده و چربی بیشتر شده در خانم هایی که بیش از ۳ بار زایمان داشته اند ترکیب بافتی ۵۰-۵۰ دانسیته متوسط رادیوگرافی دارد.

References:

1)digital mammography:Areview of technical Development and clinical Aplications(Amisha j.et al)

2)digital mammography(Etta D-martin j)

۳)آشنایی بادستگاههای رادیولوژی(حمید رضا پناهنده)

۴)تصویرسازی پیشرفته درراديولوژی(الهه جزایری قره باغ بامقدمه ای ازدکترعلیرضا فرزاد)

۵) www.prin.ir