

# SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری STES



فیلم های آموزشی

## کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی



مقاله نویسی علوم انسانی

مقاله نویسی علوم انسانی



اصول تنظیم قراردادها

اصول تنظیم قراردادها



آموزش مهارت های کاربردی در تدوین و چاپ مقاله

آموزش مهارت های کاربردی در تدوین و چاپ مقاله

## پردازش تصاویر ماموگرافی جهت تشخیص زود هنگام سرطان پستان

فریده، اله وردی<sup>۱</sup>؛ سعید، ستایشی<sup>۲</sup>؛ حسین، عرب علی بیک<sup>۳</sup>

۱- دانشگاه آزاد واحد اندیمشک ۲- دانشگاه صنعتی امیر کبیر، دانشکده مهندسی هسته ای و فیزیک ۳- دانشگاه علوم پزشکی تهران، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی

E-mail: [tariverdi\\_f@yahoo.com](mailto:tariverdi_f@yahoo.com)

[Setayesh@aut.ac.ir](mailto:Setayesh@aut.ac.ir)

[arabalibeik@tumas.ac.ir](mailto:arabalibeik@tumas.ac.ir)

### چکیده

در این مقاله فرآیند تشخیص بیماری سرطان پستان در زنان با رویکردی جدید مورد بررسی قرار گرفته است. هدف از پژوهش صورت گرفته، پردازش تصاویر و بدست آوردن ابزاری است تا دستگاه بتواند با دقت بالایی اعلام کند، آیا تصویر خروجی شامل توده سرطانی می باشد یا خیر. برای تأمین نیاز مطرح شده، مجموعه ای از تصاویر استاندارد متضمن بافت های سالم و سرطانی پستان تهیه و مورد پردازش قرار گرفت. در این پردازش **Least mean square** برش های سطری و ستونی محاسبه گردید. از مقایسه خطاهای بدست آمده از تصاویر سالم و بیمار مشاهده شد که وجود توده در بافت های مبتلا به سرطان باعث می شود تا خطای برازش یک معادله درجه سه به برش های این تصاویر بیشتر از خطای تصاویر سالم باشد. با محاسبه و تشخیص آستانه خطای تصاویر مورد پردازش و به کارگیری یک **TLU (Threshold Logic Unit)** در دستگاه ماموگرافی، این قابلیت در دستگاه ایجاد گردید که تصاویر دریافتی بصورت اتوماتیک به دو کلاس سالم و بیمار تقسیم شوند و رادیولوژیست را قادر ساخت تا قبل از بررسی در انطباق با مشخصات بالینی بیمار نسبت به اعلام نظر در قبال چگونگی میزان ابتلای بیمار اظهار نظر نماید.

کلید واژه- پردازش تصویر، سرطان پستان، ماموگرافی، **TLU, MSE**

### ۱- مقدمه

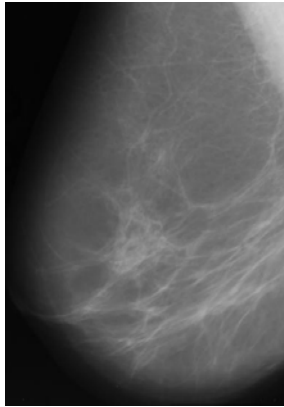
سرطان پستان در مقایسه با سرطانهای دیگر و سایر علل مهم مرگ مانند بیماریهای قلبی و عروقی، زودتر رخ می دهد و از این رو بزرگترین علت از دست رفتن سالهای عمر در زنان و عمده ترین مشکل برای سلامتی آنها محسوب می شود. این بیماری به رغم انتشار گسترده، قابل شناسایی به موقع و معالجه قطعی است، بنابراین تشخیص به موقع می تواند مفید واقع شود. یکی از مهمترین و موثرترین راه های تشخیص سرطان پستان، بخصوص در مراحل اولیه بیماری، انجام ماموگرافی است. ماموگرام، رادیوگرافی ویژه ای از پستان است که در آن از مقدار بسیار ناچیز اشعه ایکس استفاده می شود. علاقه مندی به تصویر برداری از پستان با تشخیص اینکه تقریباً یک هشتم از زنان در طول دوره زندگی خویش سرطان پستان را تجربه خواهند کرد، گسترش یافت. ماموگرافی در واقع رادیوگرافی از نسج نرم پستانهاست. ماموگرافی در مقایسه با دیگر روشهای

تشخیصی از جمله سونوگرافی و MRI در تشخیص به

موقع سرطان دقیق ترین روش می باشد [6].

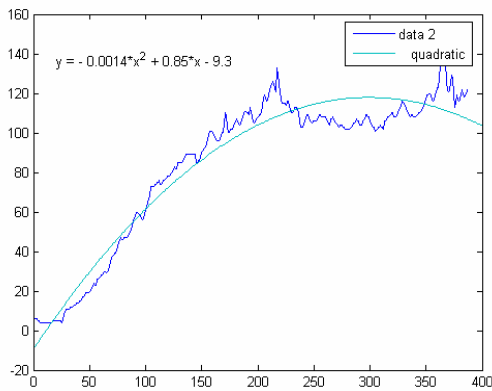
هنگام انجام عمل ماموگرافی بخشی از تشعشع  $x$   $\gamma$  متناسب با شرایط بافت جذب آن می شود و بخش دیگر آن عبور می کند. بافت متناسب با ماهیتش بخشی از انرژی را جذب می کند. میزان خروج سیگنال از بافت سرطانی (دارای توده)، با بافت سالم متفاوت است [6,8]. از میزان افت صورت گرفته از سیگنال ورودی به خروجی می توان تشخیص داد که این بافت متضمن توده می باشد یا خیر.

اهمیت مقوله پردازش تصاویر پزشکی و از آن جمله پردازش تصاویر ماموگرافی بدین جهت است که پزشک و رادیولوژیست را در تشخیص راحت تر بیماری یاری می دهد و بدین ترتیب بیمار در برابر خطرات جبران ناپذیری که پیش روی خواهد داشت حفظ می شود. در زمینه تشخیص تومورها در ماموگرام ها تحقیقات بسیاری صورت گرفته است. در سال 2004 **V.octem** و

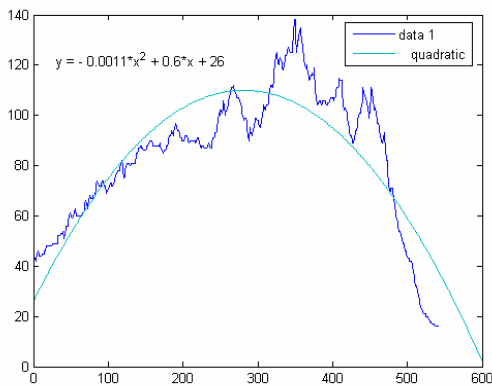


شکل ۱- تصویر ماموگرافی از یک نمونه بافت سالم چرب انتخاب شده [7].

یک نمونه از تصاویر ماموگرافی بافت سالم چرب (fatty) مطابق شکل ۱ از پایگاه داده انتخاب و مطابق شکل های ۲ و ۳ نمودارهای دو برش از سطر ۲۰۰ و ستون ۱۵۰ تصویر ماموگرافی شکل ۱ به همراه منحنی های درجه ۲ برازش شده به آن ها تعیین گردید.



شکل ۲- نمودار برش سطر ۲۰۰ و منحنی برازش شده درجه ۲ به آن



شکل ۳- نمودار برش ستون ۱۵۰ و منحنی برازش شده درجه ۲ به آن

Jouny I. روی تشخیص تومورها در ماموگرافی با استفاده از شبکه های MLP و RBF مطالعاتی انجام دادند [12]. در همین سال Bovis et al الگوریتمی جهت تشخیص و کلاس گذاری تومورها با استفاده از شبکه های عصبی طراحی کرد [13]. در پژوهشی دیگر F.Eddaoudi مشخصه های آماری را برای دسته بندی بافت های پستان و جدا کردن بافت سالم بکار برد [14]. همچنین در زمینه پردازش تصاویر ماموگرافی، فعالیت های گسترده ای صورت گرفته و در حال انجام است [10, 11, 2].

در پژوهش صورت گرفته سعی بر آن شد که پس از پردازش تصاویر ماموگرافی، ابزاری بدست آورد تا به کمک آن دستگاه بتواند با دقت بالایی اعلام کند، آیا تصویر خروجی شامل توده سرطانی می باشد یا خیر.

## ۲- تصاویر ماموگرافی و پردازش دیجیتالی آنها

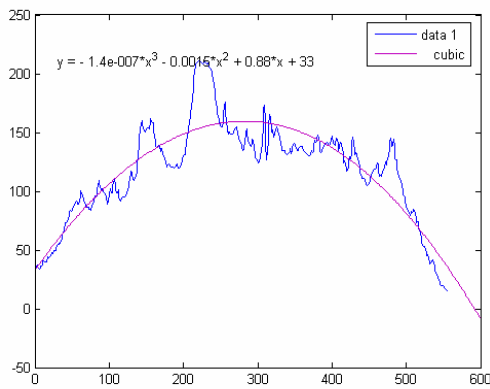
برای انجام این پژوهش از بانک اطلاعاتی کمیته تجزیه و تحلیل تصاویر ماموگرافی کشور انگلیس (MIAS)، که جزو منابع اطلاعاتی استاندارد و معتبر در این زمینه به شمار رفته، استفاده گردید. به هنگام کار تعداد ۶۹ تصویر از این پایگاه داده مورد آزمایش قرار گرفت و این داده ها برای کار طبقه بندیشان مورد استفاده قرار گرفت.

در ابتدا برای تهیه آستانه مورد نیاز نمونه هایی از تصاویر سالم و بیمار دو بافت چرب (fatty) و فشرده (dense) از این پایگاه داده انتخاب و فرایند پردازش و آماده سازی لازم بر روی آنها صورت گرفته که به ترتیب توضیح داده می شوند.

در مرحله اول برای دو تصویر انتخابی از بافت سالم نمودارهای برخی برش های سطری یا ستونی آنها و منحنی برازش شده به هر یک تهیه گردید.

## ۱-۲ بررسی یک نمونه تصویر بافت سالم چرب (fatty)

در شکل ۱ نمونه ای از تصویر یک بافت سالم چرب نشان داده شده است.



شکل ۶- نمودار برش ستون ۲۲۰ شکل ۴ و منحنی برازش شده درجه ۲ به آن

پس از ارزیابی نتایج بدست آمده، به کلیه برش های سطری و ستونی تصویر شکل ۴ منحنی درجه ۳ برازش شد. لذا برای هر برش خطای برازش بدست آمد. به علت اهمیت MSE در تعیین مرز خطا، این میزان خطا برای کل برش ها محاسبه گردید. از ملاحظه منحنی ها برای این تصویر مشاهده شد که MSE کل برش های سطری و ستونی برابر ۰/۰۰۵۲ می باشد.

بر اساس نتایج بدست آمده مشاهده گردید MSE مربوط به بافت سالم چرب ۰/۰۰۱۴ بوده که این مقدار کمتر از MSE مربوط به بافت سرطانی چرب (malignant fatty) یعنی ۰/۰۰۵۲ می باشد.

### ۳- تشکیل پایگاه داده جهت تعیین آستانه کلاسها

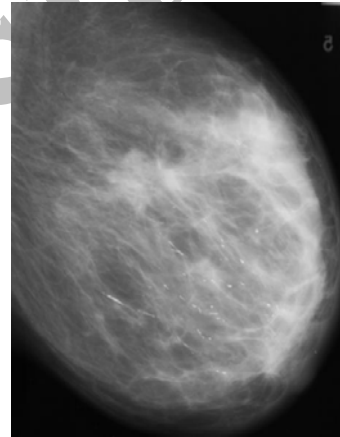
در ادامه با بررسی نمونه های بیشتری از تصاویر پایگاه داده مرز خطای مناسب (آستانه) را بدست آورده تا بتوان نمونه ها را در دو کلاس سالم و بیمار قرار داد. تصاویر بافت های چرب (fatty) و فشرده (dense) را از هم جدا کرده و نتایج، برای هر یک جداگانه بررسی گردید.

۳۴ نمونه تصویر مربوط به بافت چرب که از میان آنها ۲۰ نمونه مربوط به بافت سالم و ۱۴ نمونه بافت مبتلا به توده بدخیم بودند، و همچنین ۳۵ نمونه از تصاویر مربوط به بافت فشرده (dense) که از میان آنها ۲۰ نمونه بافت سالم و ۱۵ نمونه بافت مبتلا به توده بدخیم بودند مورد بررسی قرار گرفتند. برش های سطری و ستونی ممکن را بر روی تصویر ایجاد کرده و در هر بار نمودار شدت نور پیکسل های یک سطر یا یک

پس از ارزیابی نتایج بدست آمده، به کلیه برش های سطری و ستونی تصویر شکل ۱ منحنی درجه ۳ برازش شد. لذا برای هر برش خطای برازش بدست آمد. به علت اهمیت MSE در تعیین مرز خطا، این میزان خطا برای کل برش ها محاسبه شد. از ملاحظه منحنی ها برای این تصویر مشاهده شد که MSE کل برش های سطری و ستونی برابر ۰/۰۰۱۴ می باشد.

### ۲-۲ بررسی یک نمونه تصویر بافت بیمار چرب (fatty)

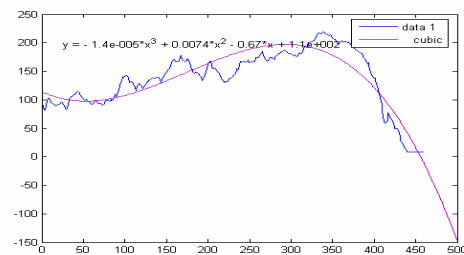
در شکل ۴ نمونه ای از تصویر یک بافت بیمار چرب نشان داده شده است.

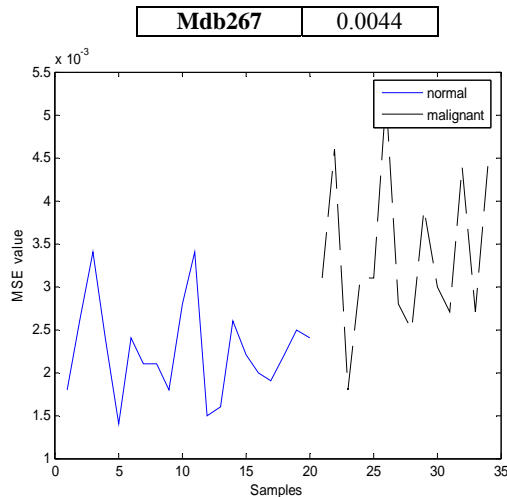


شکل ۴- تصویر ماموگرافی از یک نمونه بافت بیمار چرب انتخاب شده [7].

یک نمونه از تصاویر ماموگرافی برای بافت بیمار چرب مطابق شکل ۴ از پایگاه داده انتخاب و مطابق شکل های ۵ و ۶ نمودارهای دو برش از سطر ۲۰۰ و ستون ۲۲۰ تصویر ماموگرافی شکل ۴ به همراه منحنی های درجه ۳ برازش شده به آن ها تعیین گردید.

شکل ۵- نمودار برش سطر ۲۰۰ شکل ۴ و منحنی برازش شده درجه ۲ به آن





شکل ۷- تغییرات خطای MSE برای نمونه های سالم و مبتلای

بافت های چرب

در شکل ۷ منحنی خط چین نقاط MSE را برای تصاویر مبتلا نشان داده و منحنی خط پیوسته نقاط MSE را برای تصاویر نرمال نشان می دهد. همان طور که مشاهده می شود قله های منحنی خط چین اغلب بالاتر از قله های منحنی پیوسته می باشند، بدین معنی که MSE تصاویر بیمار بیشتر از MSE تصاویر سالم است.

جدول (۳) نتایج بررسی بافت های سالم فشرده

normal dense tissue	Average (MSE)
Mdb003	0.0065
Mdb033	0.0037
Mdb034	0.0029
Mdb035	0.0053
Mdb036	0.0047
Mdb037	0.0046
Mdb038	0.0034
Mdb040	0.0046
Mdb053	0.0040
Mdb054	0.0039
Mdb057	0.0031
Mdb061	0.0041
Mdb062	0.0023
Mdb064	0.0046
Mdb065	0.0038
Mdb066	0.0023
Mdb100	0.0040
Mdb101	0.0040
Mdb103	0.0026
Mdb257	0.0048

ستون ، بر حسب موقعیت آن سطر یا ستون رسم شد و سپس به نمودار حاصل یک منحنی درجه ۳ برازش و خطای برازش کردن محاسبه شد. پس از بدست آوردن تمام خطاهای برش های افقی و عمودی، MSE برای کل برش های سطری و ستونی محاسبه و میانگین M.S.E سطری و ستونی بدست آمد. نتایج در جداول ۱ تا ۴ در قالب اطلاعات مربوط به MSE متوسط سطرها و ستونها درج شده است.

در ستون اول نام تصاویر مطابق با پایگاه داده MIAS ذکر شده و در ستون دوم Average (MSE) متوسط MSE سطری و ستونی درج شده است.

جدول (۱) نتایج بررسی بافت های سالم چرب

normal fatty tissue	Average (MSE)
Mdb006	0.0018
Mdb009	0.0026
Mdb011	0.0034
Mdb026	0.0024
Mdb027	0.0014
Mdb070	0.0024
Mdb077	0.0021
Mdb078	0.0021
Mdb131	0.0018
Mdb143	0.0028
Mdb147	0.0034
Mdb153	0.0015
Mdb154	0.0016
Mdb156	0.0026
Mdb168	0.0022
Mdb298	0.0020
Mdb303	0.0019
Mdb305	0.0022
Mdb306	0.0025
Mdb310	0.0024

جدول (۲) نتایج بررسی بافت های سرطانی چرب

malignant fatty tissue	Average (MSE)
Mdb075	0.0031
Mdb095	0.0046
Mdb131	0.0018
Mdb141	0.0031
Mdb144	0.0031
Mdb148	0.0052
Mdb155	0.0028
Mdb158	0.0025
Mdb184	0.0039
Mdb206	0.0030
Mdb238	0.0027
Mdb245	0.0044
Mdb256	0.0027

با توجه به خطای MSE اکنون با در نظر یک حد آستانه خطا، چنانچه رنج خطای بدست آمده از حد در نظر گرفته شده بیشتر باشد، داده متعلق به کلاس ۱ (کلاس مربوط به داده های مبتلا به سرطان) و اگر رنج خطای بدست آمده از حد در نظر گرفته شده کمتر باشد داده متعلق به کلاس ۲ (کلاس مربوط به داده های سالم) می‌باشد.

برای بافت چرب آستانه خطا  $0.027$  بدست آمد. از ارزیابی نتایج حاصله ملاحظه شد چنانچه خطا بزرگتر یا مساوی  $0.027$  باشد، بافت در کلاس ۱ یعنی داده های مبتلا به سرطان قرار گرفته، و اگر خطا کوچکتر از  $0.027$  باشد، بافت را در کلاس ۲ یعنی داده های سالم قرار می‌گیرد.

بنابراین با توجه به نتایج جداول ۱ و ۲ می‌توان نوشت:

False positive: 15%

False negative: 14%

برای بافت فشرده حد خطا  $0.049$  بدست آمد. از ارزیابی نتایج حاصله ملاحظه شد چنانچه خطا بزرگتر یا مساوی  $0.049$  باشد، بافت را در کلاس ۱ یعنی داده های مبتلا به سرطان قرار گرفته، و اگر خطا کوچکتر از  $0.049$  باشد، بافت را در کلاس ۲ یعنی داده های سالم قرار می‌گیرد.

بنابراین با توجه به جداول ۳ و ۴ می‌توان نوشت:

False positive: 10%

False negative: 13.3%

#### ۴- کلاس بندی اتوماتیک تصاویر ماموگرافی جهت

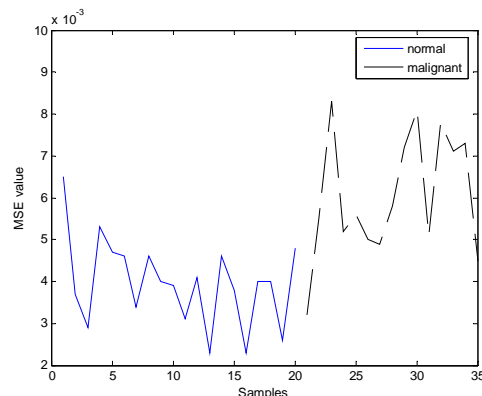
##### تشخیص بافتهای سرطانی پستان

به کمک عامل منطقی آستانه (TLU) می‌توان دستگاه ماموگرافی را به نحوی کنترل کرد، تا داده ها را به دو کلاس سالم و بیمار تقسیم کند.

جدول (۴) نتایج بررسی بافت های سرطانی فشرده

malignant dense tissue	Average (MSE)
Mdb058	0.0032
Mdb102	0.0055
Mdb105	0.0083
Mdb110	0.0052
Mdb111	0.0056
Mdb125	0.0050
Mdb130	0.0049
Mdb170	0.0058
Mdb171	0.0072
Mdb179	0.0081
Mdb202	0.0051
Mdb216	0.0078
Mdb239	0.0071
Mdb241	0.0073
Mdb249	0.0045

در شکل ۸ منحنی خط چین نقاط MSE را برای تصاویر مبتلا نشان داده و منحنی خط پیوسته نقاط MSE را برای تصاویر نرمال نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود قله های منحنی خط چین اغلب بالاتر از قله های منحنی پیوسته می‌باشند، بدین معنی که MSE تصاویر بیمار بیشتر از MSE تصاویر سالم است.



شکل ۸- تغییرات خطای MSE برای نمونه های سالم و مبتلا بافت های فشرده

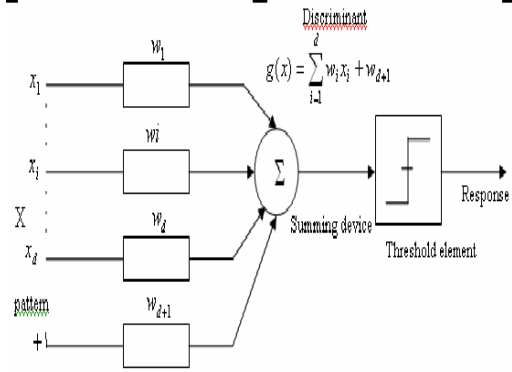
با توجه به جدول ۵ ملاحظه می‌شود، TLU طراحی شده برای ۹ نمونه تصویر درست جواب داده است. برای هر ۸ داده‌ی سرطانی خروجی یک شده یعنی نمونه در کلاس یک قرار گرفته و برای یکی از داده‌های سالم خروجی ۱- شده یعنی پاسخ صحیح بوده و داده در کلاس ۲ قرار گرفته است. اما برای یکی دیگر از داده‌های سالم خروجی ۱ شده یعنی پاسخ نادرست بوده و داده به اشتباه در کلاس ۱ قرار گرفته است. بدین ترتیب با خطایی قابل قبول داده‌ها به دو کلاس سالم و بیمار تقسیم شده‌اند.

#### ۵- نتیجه‌گیری

با پردازش تصاویر و بدست آوردن MSE های برش‌های تصویر، ملاحظه شد وجود توده در تصاویر مبتلا به سرطان باعث می‌شود تا خطای پردازش منحنی درجه ۳ به برش‌های این تصاویر بیشتر از خطای پردازش معادله درجه ۳ به برش‌های تصاویر سالم باشد. از نتایج بدست آمده مشاهده شد که بدون استفاده از هیچ سیستم هوشمند پیچیده‌ای می‌توان تصاویر خروجی دستگاه ماموگرافی را به دو کلاس سالم و بیمار تقسیم کرد. با استفاده از روش بیان شده در این مقاله بدون نیاز به پزشک یا رادیولوژیست بافت سالم از بیمار با درصدی خطا تشخیص داده می‌شود. به عنوان پژوهش آینده اگر رویه (surface) یک تصویر ماموگرافی بدست آید مشاهده خواهد شد که این رویه گسسته است، اگر بتوان به این رویه گسسته معادله‌ای ریاضی نگاهت کرد، به نوعی، تابع تبدیل دستگاه ماموگرافی قابل محاسبه خواهد شد و لذا می‌توان کار بر روی کنترل دستگاه ماموگرافی، جهت بهبود تصاویر خروجی را به نحو مطلوبی انجام داد.

#### مراجع

- [۱] فارسی زبان، معصومه، "کنترل کیفی فرآیند ماموگرافی به منظور کاهش میزان پرتوگیری بیمار و افزایش دقت انجام کار"، پایان نامه کارشناسی ارشد پرتوپزشکی، دانشکده فیزیک و علوم هسته‌ای، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ۱۳۸۵.
- [۲] آذین فر، لیلی، "بهبود کیفیت تصاویر ماموگرافی جهت آشکارسازی و تشخیص زود هنگام توده‌های سرطانی در بافت پستان"، پایان نامه کارشناسی ارشد پرتوپزشکی،



شکل ۹- تفکیک‌کننده (TLU) Threshold Logic Unit

بلوک دیاگرام فوق را می‌توان بکار برد و نمونه‌ها را به وسیله آن به دو بخش تقسیم کرد. این ساختار که شامل وزن‌ها، قسمت جمع‌کننده و المان Threshold است، TLU نامیده می‌شود. معمولاً فرض می‌شود که المان Threshold به نحوی عمل می‌کند که اگر  $g(x) > 0$  پاسخ ابزار ۱ است و اگر  $g(x) < 0$  باشد پاسخ ابزار ۱- است. اگر  $g(x) > 0$  آنگاه  $i_0 = 1$  و اگر  $g(x) < 0$  آنگاه  $i_0 = 2$  می‌باشد. خروجی‌های TLU که  $+1$  می‌شوند مربوط به نمونه‌های گروه یک و خروجی‌های TLU که  $-1$  می‌شوند مربوط به نمونه‌های گروه ۲ هستند. آخرین ترم در  $g(x)$ ،  $w_{d+1}$  است که مقدارش همیشه برابر یک است [5].

با عبور ۱۰ تصویر ماموگرافی سالم و بیمار انتخاب شده از پایگاه داده DDSM، از TLU، نتایج بصورت جدول ۵ بدست آمد:

جدول ۵) نتایج بررسی خروجی TLU برای ۱۰ نمونه داده انتخابی

tissue	Average (MSE)	Threshold	TLU output
Normal fatty	0.0026	0.0027	-1
Normal dense	0.0059	0.0049	1
Cancer fatty	0.0052	0.0027	1
Cancer fatty	0.0042	0.0027	1
Cancer fatty	0.0063	0.0027	1
Cancer fatty	0.0042	0.0027	1
Cancer dense	0.0070	0.0049	1
Cancer dense	0.0056	0.0049	1
Cancer dense	0.0057	0.0049	1
Cancer dense	0.0054	0.0049	1

دانشکده فیزیک و علوم هسته ای، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، ۱۳۸۵.

[۳] کتال محسنی، هدیه، "تشخیص بدخیمی و خوش خیمی در تومور پستان با استفاده از شبکه عصبی"، پایان نامه کارشناسی ارشد پر تویزشکی، دانشکده فیزیک و علوم هسته ای، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، ۱۳۸۷.

[4]Rafael c. Gonzalez-Richard e. Woods, Digital image processing, PRENTICEHALL second edition, 2002

[5]Nils J. Nilsson mathematical foundation of machine learning

[6]National Council on Radiation Protection and measurements Mammography - a user's guide. NCRP No.85.Bethesda,(1986)

[7] Adrian F. Clark, Mammography Image Analysis Society 31-Jul-2003

[8]Registration requirement & industry best practice for ionizing radiation apparatus used in diagnostic imaging , radiation guideline of IAEA , Department of Environment and Conservation (NSW), Part 1 (2003)

[9]Digital Database for Screening Mammography (DDSM) (Heath et al. 1998)

[10]Ralph Highnam , Michal Brady and Shepstone "A representation for mammographic image processing" Medical Image Analysis (1996)volum 1, numbr 1,pp 1-8

[11]Michael D. Heath and Kevin W. Bowyer, " Mass detection by relative image intensity".

[12]V. Octem, I. Jouny. "Automatic Detection of Malignant Tissue in Mammography", IEEE 2004.

[13]K. Bovis, S. ingh. "Identification of Masses in Digital Mammograms with MLP and RBF Net".

[14]F.Fauci, S. Bagnasco, R. Bellotti, "Mammogram Segmentation by Contour Searching and Massive Lesion Classification with Neural Network", IEEE 2004.



# SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری STES



فیلم های آموزشی

## کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی



مقاله نویسی علوم انسانی  
تربیه آموزشی

مقاله نویسی علوم انسانی



اصول تنظیم قراردادها  
دوره آموزشی

اصول تنظیم قراردادها



آموزش مهارت های کاربردی در تدوین و چاپ مقاله  
تربیه آموزشی

آموزش مهارت های کاربردی در تدوین و چاپ مقاله