

## بهبود تشخیص سرطان پوست با استفاده از شبکه عصبی و الگوریتم ژنتیک چند هدفه

Improved detection of skin cancer by neural network and multi objective genetic algorithm

عبدالرضادریابی<sup>1</sup>، حمیدمیروزی<sup>2</sup>

1- دانشجوی کارشناسی ارشد گروه کامپیوتر، دانشکده علوم، واحد دانشگاه

آزاد اسلامی کرمان، ایران

2- استادگروه کامپیوتر، دانشگاه باهنر، کرمان، ایران

نویسنده مسول: d8453533@gmail.com

### چکیده

سرطان پوست یکی از شایعترین انواع سرطان است که در جهان حداقل 40 درصد موارد انواع سرطان را تشکیل می دهد دریک تحقیق جهانی در سال 2012 ملانوما در 232000 نفر دیده شده و منجر به مرگ 55000 نفر شده از آنجا در سرطان ها تشخیص به موقع و درمان مناسب میزان بهبودی و بقای بیماران را بهبود می بخشد بنابراین در حالی که تشخیص سرطان مبتنی بر روش های تداخلی همچون جراحی، رادیوتراپی و شیمی درمانی است، مطالعات نشان می دهند که استفاده از فن آوری های نوین کامپیوتری همچون مکانیسم های پردازش تصویر در فرایند های مربوط به تشخیص و دسته بندی سرطان ها موفق عمل کرده اند پس ما در این پروژه با استفاده از تصاویر درموسکوپي از ضایعات پوستی و پردازش اولیه (1- حذف زمینه اضافی 2- حذف نویزها و برجسبهای تصاویر 3- حذف موو حباب و روغن از تصاویر 4- افزایش کیفیت تصاویر) سپس استخراج نواحی مشکوک و ادغام ویژگیها و محدود کردن ادامه پردازش آن ها بر اساس ویژگی های بافتی و شکلی و کاهش ابعاد ویژگی بارش LDA (تحلیل الگوی متمایز خطی) که برای پیدا کردن بهترین ویژگیها از بین ویژگیهایی که استخراج نموده ایم از الگوریتم ژنتیک چند هدفه رتبه بندی نامغلوب (NSGA-II) بهره برده ایم که با توجه به اهمیت موضوع علاوه بر سرعت، دقت بالایی نیز دارد و در انتها با آموزش یک شبکه عصبی پس انتشار خطا، سیستمی طراحی کردیم که به دلیل دقت و سرعت بالای تشخیص جایگزین مناسب برای تشخیص خانگی و روشهای مشابه می باشد.

واژگان کلیدی: سرطان پوست، ملانوما، پردازش تصویر، الگوریتم LDA، الگوریتم NSGA-II، الگوریتم شبکه عصبی پس انتشار خطا



## مقدمه

سرطان به عنوان یک بیماری سخت علاج، مدت هاست که فکر بشر را به خود مشغول کرده است. سرطان زمانی به وجود می آید که سلول های قسمتی از بدن به طور غیرقابل کنترل رشد کرده، به سرعت تقسیم شده و به سمت بافت های مختلف بدن هجوم می برند و در تمام بدن منتشر می شوند. به مجموعه ایی از این سلول های غیرقابل کنترل تومور گفته می شود.

ملانوما از خطرناک ترین انواع اشکال سرطان پوست بشمار می رود. این نوع سرطان اگر زود تشخیص داده شود درمان ۱۰۰٪ آن امکان پذیر است. اما چنانچه حالت تهاجمی پیدا کرده و به سایر بافتهای بدن سرایت کند درمان آن امکان پذیر نخواهد بود.

## الفبای تشخیص سرطان پوست

خالهای بدن یک فرد شبیه هم هستند. خال یا لکی که با سایر خالها متفاوت باشد، اندازه ی آن از ته یک مداد بزرگتر باشد و یا خصوصیات بدخیمی را داشته باشد باید توسط پزشک معاینه شود چون می تواند بدخیم باشد. نکاتی که در ادامه گفته می شود شامل نکات مهمی است که وقتی خالهای خود را معاینه می کنید باید آنها را در نظر داشته باشیم:

**1-عدم تقارن:** عدم تقارن به این معنی است که نیمه ی خال با نیم دیگر آن مشابه نیست. خالهای طبیعی متقارن هستند. وقتی خالها یا لک ها را چک می کنید یک خط فرضی را در وسط خال در نظر بگیرید و دو نیمه ی خال را با یکدیگر مقایسه کنید. اگر با یکدیگر مشابهت نداشتند برای معاینه به پزشک مراجعه کنید.

**2-حاشیه:** اگر حاشیه خال ناصاف و ناهموار بود یا محو شده بود یا شکل نامنظم داشت نیز به پزشک مراجعه کنید زیرا ضایعات پوستی نوعی سرطان پوست به نام ملانوما حاشیه های نامنظم دارند.

**3-رنگ:** خالی که رنگ یکنواخت ندارد و در بخشی از آن رنگ دیگری مانند قهوه ای، برنزه، سیاه، آبی، سفید یا قرمز دیده می شود مشکوک است. خال طبیعی معمولاً یک رنگ دارد. خالی که در برخی قسمتها روشنتر و در قسمتهای دیگر تیره تر است باید توسط پزشک معاینه شود.

**4-اندازه:** خالی که بزرگتر از ته مداد باشد مشکوک است. خالهای خوش خیم معمولاً کوچکتر از 6 میلیمتر هستند.

**5-برآمدگی:** اگر قسمتی از خال برآمده شد یا از سطح پوست بلندتر شد به پزشک مراجعه کنید. ضایعات بدخیم ملانوما اغلب به سرعت بزرگ می‌شوند و ارتفاعشان افزایش می‌یابد. خالی که اندازه اش به سرعت تغییر کند، بزرگ یا چروکیده شود تغییر رنگ بدهد، خارش دار شود یا خونریزی داشته باشد باید معاینه شود.

### مراحل سرطان پوست به شرح زیر می‌باشند

1- سرطان فقط در لایه بالایی پوست است که به آن کارسینومای درجا می‌گویند.

2- پهنای زائده ۲ سانتی‌متر است (۴/۳ اینچ) یا کوچکتر

3- پهنای زائده بزرگتر از ۲ سانتی‌متر است (۴/۳ اینچ)

4- سرطان به زیر پوست، غضروف، ماهیچه، استخوان یا به گره‌های لنفاوی اطراف هجوم برده ولی در دیگر قسمت‌های بدن گسترش نیافته است

5- سرطان در دیگر قسمت‌های بدن گسترش یافته است

### مراحل روش پیشنهادی

1- اخذ تصویر 2- پیش پردازش 3- بهبود کیفیت تصویر 4- استخراج نواحی مشکوک و ویژگیها 5- استفاده از شبکه عصبی جهت شناسایی و یادگیری

### اخذتصویر

برای آموزش شبکه از تصاویر استاندارد موجود در سایت [www.globalskineatlas.com](http://www.globalskineatlas.com) که شامل تمامی تصاویر استاندارد مورد استفاده در این زمینه می‌باشد و تصاویر درموسکوپي بایگانی 3 سال اخیر بیمارستان شفا کرمان استفاده شد که باید توجه داشت که استفاده از دوربین درموسکوپي باتجربه پزشک و نوع ضایعه در بالا بردن کیفیت و تشخیص درمان بسیار موثر است.

### پیش پردازش

تشخیص و آموزش شبکه وکلا تحلیل تصویر توسط سیستم باید نقاط اضافی و نویزها از آن حذف شده و ویژگیهای لازم برای پردازش استخراج گردد که مادر این پروژه برای پیش پردازش پنج مرحله در نظر میگیریم: 1- حذف زمینه اضافی 2- حذف نویز و برجسبهای احتمالی 3- حذف مو 4- افزایش کیفیت تصویر 5- قطعه بندی در گام پیش پردازش، تصویر در معرض اعمال "سطح پایین" قرار میگیرد. هدف این گام کاهش نویز و کم کردن مقدار کلی داده ها است. بنابراین قبل از هرگونه پردازش تصویر به منظور انجام کارهای خاص حیاتی است یکسری پردازشهای مقدماتی بر روی تصویر صورت گیرد. این مرحله باعث افزایش کیفیت تصویر میشود.

تصاویر پزشکی به علت حساسیت بالا باید دارای حداقل نویز و بالاترین کیفیت باشند. در پردازش تصاویر پزشکی به طور معمول دو مرحله وجود دارد که این دو مرحله ضروری میباشند. در مرحله اول حذف برخی از قسمتهای اضافی تصویر که نیازی به پردازش نداشته و در برخی مواقع وجود آنها باعث پیچیده تر شدن مسئله میشود. مرحله دوم بهبود کیفیت تصویر و در صورت نیاز بالا بردن کیفیت و دقت آنهاست. بهتر است پردازش به ناحیه ضایعه محدود شده و قسمتهای اضافی حذف شود. جهت برآورده شدن این اهداف باید مرز ضایعه با زمینه مشخص شود. در ابتدا به حذف و از بین بردن نویز موجود در تصاویر پرداخته و بعد با استفاده از تکنیکها و شیوه های مختلف پردازش تصویر از جمله یافتن لبه های تصویر، حذف حاشیه های اضافی تصویر، یافتن بدنه ها و موضوعات مختلف درون تصویر با برجسته کردن ویژگیها و کاستن از موارد بی اهمیت کیفیت تشخیص سرطان را بهبود بخشیم.

### حذف زمینه اضافی

جداسازی ضایعه از زمینه یک گام بنیادی در آنالیز تصویر در موسکوپ می باشد، هدف جداسازی تصویر ضایعه جدا کردن ضایعه از قسمتهای دیگر بافت با از دست دادن کمترین بافت ضایعه می باشد. بدین منظور دو گام اساسی اجرا میشود: ابتدا زمینه و حاشیه های زائد از اطراف محیط بافت جدا میشود برخی قسمتهای اضافی تصویر که نیاز به پردازش نداشته و در برخی مواقع وجود آنها باعث پیچیده تر شدن مسئله میشود. حجم زیادی از تصاویر در موسکوپ را زمینهای تیره رنگ در بردارد، این قسمتها در پردازش تصاویر ضایعه هیچگونه اهمیتی ندارند. با حذف این قسمتها میتوان از اندازه تصویر کاسته و سرعت پردازش را بهبود بخشید. تصاویر در موسکوپ دارای زمینه های متفاوتی هستند، برخی شامل برچسب و برخی فاقد آن هستند. سطح خاکستری بالای برچسب، احتمال بروز اشتباه را در تشخیص ضایعه افزایش میدهد. از این رو برای افزایش سرعت پردازش و کاهش اشتباه، استخراج ضایعه از زمینه امری ضروری می باشد. در پایگاه داده که در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفته است به علت حجم تصاویر بسیار بالا در بسیاری از موارد میتوان تا نیمی از تصویر را که زمینه و نویز است، را حذف کرد. این عمل را اصطلاحاً **cropping** میگویند. از آنجاییکه زمینه ها تیره رنگ و سطح خاکستری آنها نزدیک به صفر است و نیز این سطوح خاکستری تفاوت زیادی بایک دیگر ندارند، میتوان از مقدار روشنایی این نقاط برای شناسایی این قسمتها استفاده کرد. در این پروژه ما تمام تصویر را از راست به چپ جاروب کردیم و تا زمانی که میزان روشنایی عمودی تصویر از یک حد آستانه مشخص بیشتر و یا تقاض روشنایی عمودی پیکسلها از حد آستانه مشخص کوچکتر، کمتر و یا از حد آستانه مشخص بزرگتر، بیشتر باشد، پیش میرویم. اگر تقاض مقدار روشنایی عمودی تصویر از حد آستانه مشخص شده بیشتر باشد، یعنی هنوز در محدوده زمینه قرار داریم، پس تقاض مقدار روشنایی عمودی پیکسلهای بعدی را محاسبه میکنیم این عمل را تا جایی ادامه میدهیم که میزان تغییرات سطح خاکستری از حد آستانه کوچکتر، بیشتر و یا از حد آستانه بزرگتر، کمتر باشد. این قسمتها اضافی

بوده و باید از تصویر برداشته شوند. مقادیر حد آستانه به صورت تجربی به دست می آیند.

### حذف نویزها و برجسبهای تصاویر

تصاویر در موسکوپي دارای زمینه های متفاوتی هستند، برخی شامل برجسب و برخی فاقد آن هستند. سطح خاکستری بالای برجسب، احتمال بروز اشتباه را در تشخیص ضایعه افزایش میدهد. در این پژوهش برای حذف برجسب که نوعی نویز محسوب میشود و سایر نویزها از عملگرهای منطقی استفاده کرده ایم با استفاده از این عملگرها میتوان فیلترهای منطقی مختصاتی ایجاد کرد، دسته هایی از فیلترهای دیجیتالی غیر خطی اند که با استفاده از عملگرهای منطقی ساخته میشوند. عملکرد این فیلترها برای سیگنالها و تصاویر باینری همانند فیلترهای مورفولوژیکال است. ولی برای تصاویر سطح خاکستری سریعتر عمل میکنند. عملگرهای منطقی مختصاتی مورد استفاده برای فیلترها AND، OR، XOR و ترکیبات آنها هستند. برای تصویر مفروض I با تعداد  $M \times N$  پیکسل که در آن M تعداد سطرها و N ستونهای تصویر است. درایه های ماتریس I به صورت رابطه زیر تعریف میشوند:

$$s(x,y) = \sum_{p=0}^{n-1} 2^p(sp(x,y)) \quad x=1,2,\dots,m \quad y=1,2,\dots,m \quad (1)$$

$Sp(x,y)$  مقدار باینری بیت p ام  $S(i,j)$ ، تعداد بیت های باینری شده  $S(x,y)$  است رابطه  $(x,y)$  مقدار دسیمال درایه  $(x,y)$  ام

را از تصاویر در موسکوپي انجام داد. تصاویر به دلیل نوع تصویربرداری در دسته تصاویر نویزدار قرار میگیرند بنابراین قبل از انجام عملیات پردازش تصویر بر روی این تصاویر باید نویزهای موجود در تصویر از حذف نمود. باید توجه داشت که به دلیل ماهیت کدر بودن تصاویر استفاده از فیلترها و روشهای رایج حذف نویز نمیتواند مفید باشد به این دلیل که فیلترهای مذکور پس از انجام عملیات حذف نویز باعث از بین رفتن لبه های مهم در تصویر میشوند و در نتیجه نمیتوان در تحلیل و پردازش تصاویر پزشکی و به خصوص تصاویر در موسکوپي از این فیلترها استفاده کرد. نویز موجود در تصاویر اکثر مواقع از جنس نویز گاوسی میباشد. این نوع نویز به صورت پراکنده در تصویر قرار دارد و در بین پیکسلهای اصلی تصویر قرار میگیرد که باعث ایجاد خطا در پردازش و تحلیل تصویر میشود و از آنجا که پردازش باید تنها بر روی پیکسلهای اصلی تصویر انجام شود، بنابراین انجام عملیات دقیق حذف نویز در تصاویر ضروری است. پیکسلهای نویز به صورت یک پیکسل متفاوت در میان دستهای از پیکسلهای تصویر اصلی قابل شناسایی هستند که از لحاظ شدت نور، میزان شفافیت و ... با پیکسلهای مجاور اختلاف دارند تصویر ابتدا توسط دستگاه اسکن میشود، سپس به صورت یک تصویر با پسوند دلخواه ذخیره میشود. برای کاهش و حذف نویز از تصاویر به این صورت عمل میکنیم که ابتدا تصویر I طبق رابطه قبل بر اساس اعداد دسیمال تصویر اصلی به صورت دو عدد 0 و 1 تبدیل میشوند و به این تبدیل که بر اساس معادله مذکور انجام میشود، تبدیل باینری میگویند. در این تبدیل هر پیکسل تصویر که به صورت یک عدد بیان میشود به صورت

یک رشته عدد هشت بیتی شامل 0 و 1 معرفی میشود. از آنجا که عمل تبدیل باینری بر روی تمام درایه ها انجام میشود، بنابراین پیکسلهای نویز ایجاد شده در تصویر اصلی نیز تحت این تبدیل قرار میگیرند. حال با انجام عمل فرسایش جداسازی نویز انجام میشود. معادله استفاده شده برای فرسایش به صورت رابطه ذیل است :

$$Erosion(i) = \sum_{p=0}^{n-1} 2^p \quad Erosion(sp(x,y)) \quad x=1,2,\dots,m \quad y=1,2,\dots,m \quad (2)$$

که در رابطه بالا  $Erosion(Sp(x,y))$  بیانگر فرسایش درایه های ماتریس تصویر  $I$  است. فرسایش بر روی تصویر معادل عملگر منطقی مختصاتی AND است. بنابراین رابطه بالا را میتوان معادل انجام عمل AND بر روی تک تک درایه های ماتریس تصویر اصلی محسوب کرد. در مدل پیشنهادی عملگر منطقی AND بر روی دو مقدار درایه های ماتریس اصلی و ماتریس سطری  $\Gamma$  اجرا میشود. ماتریس  $\Gamma$  با انجام شبیه سازیهای مختلف و مقایسه نتایج آنها با مقالات معتبر به صورت  $\Gamma = [1 \ 1 \ 0 \ 1 \ 0 \ 1 \ 0]$  تعریف میشود. پس از انجام عمل AND، ماتریس  $I\Gamma$  حاصل میشود.

$$I_{\Gamma} = \sum_{p=0}^{n-1} 2^p \Gamma \cdot sp(x,y) \quad (3)$$

رابطه بالا بیانگر عملگر AND و ماتریس  $I\Gamma$  ماتریس تصویر نویز موجود در تصویر اصلی میباشد. پس از شناسایی و استخراج داده های نویز موجود در تصویر اصلی آنها را حذف نموده از آنجا که شناسایی نویز توسط عملگر منطقی AND انجام شد، بنابراین میتوان با ساخت فیلتری با استفاده از همین عملگر به هدف حذف نویز دست یافت. از فیلتر زیر برای حذف نویز استفاده کرده ایم :

$$R = [I_{\Gamma}(x,y) \cdot I(x+1,y) \cdot I_{\Gamma}(x,y+1)] \cdot [I_{\Gamma}(x,y) \cdot I(x,y-1) \cdot I_{\Gamma}(x,y+1)] \quad (4)$$

در رابطه بالا  $\cdot$  و  $\circ$  به ترتیب بیانگر عملگرهای AND و OR هستند و  $I_{\Gamma}$  ماتریس حاصل انجام پهن شدگی بر روی  $Sp(X,Y)$  است و به صورت زیر تعریف میشود:

$$I_{\Gamma} = Dilation(I) = \sum_{p=0}^{n-1} 2^p Dilation(sp(x,y)) \quad (5)$$

### حذف مو و حباب و روغن از تصویر

نویز تصاویر پوست معمولاً از نوع گاوسی مستقل از تصویر بوده، به کمک فیلتر پایین گذر گاوسی کاهش مییابد. در فرآیند بعدی آرتیفکتهایی مانند مو و حباب در آب یا روغن از تصویر حذف میگردد. میتوان مو و این حبابها را با استفاده از برنامه Dullrazor، حذف نمود نتیجه اعمال این برنامه را روی یک تصویر

نشان میدهد. در فرآیند حذف مو خطوط مشکی تصویر پوست، شناسایی و با استفاده از میانگین گیری آماری جایگزین میشود. در فرآیند ناحیه بندی نیز، بخش ضایعه از ناحیه اطرافش جدا میشود. یکی از روشهای متداول برای این کار، استفاده از روش AMSFCM است.

### افزایش کیفیت تصویر

بعد از جداسازی ضایعه از بافت و حذف نویز از ویژگیهای ضروری، به مرحله دوم پیش پردازش که بهبود کیفیت تصویر است میپردازیم. بسیاری از تصاویر پزشکی از روشنایی و کیفیت پایینی برخوردارند. بنابراین بهبود کیفیت تصاویر قبل از انجام هرگونه پردازشی، ضروری است همانطور که یکی از روشهایی که در این راستا استفاده شده است، توابع انتقالی منبسط سازی هیستوگرام است که روی کل تصویر به صورت عمومی اعمال میشود. روشی که در این پروژه به کار رفته است برای این اساس است که در این روش برای هر پیکسل یک تابع انتقال جهت منبسط کردن هیستوگرام بر اساس اطلاعات محلی در نظر گرفته شده است. در پیاده سازی این روش از مزایای دستکاری عمومی هیستوگرام و مدل **retinex** بهره گرفته شده است. هدف اصلی از افزایش کنتراست بهبود کیفیت عینی یا ادراکی یک تصویر داده شده است به طوری که ویژگی های تصویر بعد از تبدیل قابل مشاهده تر از ویژگی های تصویر اصلی باشد. افزایش کنتراست می توان را به عنوان یک بهینه ساز تعریف نمود که در آن هدف به طور متوسط به حداکثر رساندن کنتراست محلی یک تصویر می باشد. با این حال، تدوین ریاضی وار کنتراست نمی تواند ویژگی های ادراکی بصری که گرایش به تولید نتایج غیر واقعی و غیر قابل پیش بینی مصنوعات بصری دارند را ایجاد کند.

از لحاظ تاریخی، اعتقاد بر این است که گابور اولین پیشنهاد را برای ایجاد یک روش برای افزایش کنتراست داده است. در همان دوره، لند و مک کین، به طور مستقل، نظریه **Retinex** علاقه به ایجاد افزایش پردازش تصویر داشتند معرفی نمودند.

روش افزایش کنتراست (CE) را می توان با استفاده از معیارهای مختلف طبقه بندی کرد. یکی از راه های طبقه بندی CE تکنیک هایی است که به دو دسته تقسیم می شوند، بسته به حوزه که در آن تصویر تجزیه و تحلیل و پردازش می شود (دامنه فضایی یا فرکانس دامنه مکانی) و راه تبدیل کنتراست (مستقیم یا غیر مستقیم). روش مستقیم عمدتاً شامل سه مرحله است. گام اول شامل برآورد کنتراست اصلی است. در گام دوم، کنتراست با استفاده از تابع نقشه برداری و یا یک تابع بهینه سازی تقویت شده است. در نهایت، مقدار شدت پیکسل است با توجه به این ارزش در کنتراست جدید تبدیل می گردد.

اگر چه تلاش و تحقیقات زیادی برای توسعه روش افزایش کنتراست برای تصاویر تن خاکستری اختصاص داده شده، اما تلاش کمتری برای تصاویر رنگی شده است. اگر چه مفاهیم اساسی ادراک رنگ نسبتاً به خوبی درک

شده، اما با توجه به تعامل پیچیده بین بسیاری از عواملی مانند جسمی و روانی و بصری که ادراک رنگ را تحت تاثیر قرار می دهند، پردازش رنگ تصاویر کار آسانی نیست. در واقع، پردازش تصاویر رنگی ممکن است به نتایج غیر قابل پیش بینی منجر شود. مراقبت های ویژه باید در هنگام پردازش قطعات رنگ صورت گرفته شود. یکی از مشکلات در پردازش رنگ ثبات رنگ است. مدل Retinex یکی از اولین راه حل های جذاب برای حل این مشکل دشوار را ارائه می کند. از زمان معرفی آن، روش های بسیاری بر اساس تئوری Retinex برای افزایش کنتراست رنگ توسعه یافته اند.

رویکرد ادراکی جالب برای افزایش کنتراست سطح خاکستری و رنگ تصاویر معرفی شد. مشکل کنتراست به عنوان یک مسئله بهینه سازی محدود با استفاده از ادراک معیارهای برآمده از قانون وبر مطرح است. تابع جهانی بهینه سازی که از درک مشتق شده در کنتراست محلی؛ به بیان افزایش کلی نسبی کنتراست می پردازد. این تابع تحت برخی از محدودیت های حداکثری مانند اشباع و تغییر رنگ است. با این حال، برای تصاویر سطح خاکستری، روش تنها در مقایسه روش مبتنی بر هیستوگرام کلاسیک است. برای تصاویر رنگی، روش با Retinex، روش افزایش *curveletbased* و روش فتال مقایسه می شود. اگر چه مقایسه عمدتاً بر اساس بهینه سازی تابع مورد استفاده در روش کنتراست می باشد.

یک روش کنتراست بر اساس برخی ویژگی های اساسی HVS معرفی شد. ایده اساسی بخش کردن شدت تصویر به سه منطقه است. سپس این افزایش با هر منطقه تطبیق داده می شود و بنابراین از هرگونه افزایش بیش از حد یا افزایش نویز جلوگیری می نماید. روش بر اساس سیستم بینایی انسان بر اساس چند هیستوگرام با رویکرد برابری به ایجاد یک چارچوب کلی برای بهبود تصویر می پردازد. نویسندگان همچنین اندازه گیری کمی بهبود تصویر، محدود به سطح خاکستری تصاویر را نیز ارائه نموده اند. با این حال، اقدامات هیچ ویژگی ادراکی مربوط به ترکیب HVS را ارائه نمی کند. در، کنتراست محلی بر اساس HVS- برای تجسم تضاد در تصاویر معرفی شد. ایده بخش کردن تصویر به نور و مناطق تیره و سپس انجام فرآیند مستقل درخشندگی و رنگ قطعات با توجه به این تقسیم بندی می باشد. برای غلبه بر محدودیت محدوده دینامیکی دوربین و دستگاه های صفحه نمایش، یکی روش دیگر مبتنی بر HVS برای بهبود تصویر پیشنهاد شد. نویسندگان راه حل های جالبی را با الهام از پردازش ادراک انسان تحت محیط حساس به نور ارائه نموده اند.

کنتراست ادراکی در مورد بررسی قرار گرفته است. توسعه روش بر اساس اندازه گیری کنتراست Peli و بر اساس روش کنتراست توسعه می باشد.

افزایش کنتراست در دامنه ی فشرده مزایای بسیاری دارد. در واقع، تصاویر و ویدئو های بسیاری در فرم فشرده قابل دسترسی هستند. بنابراین این پردازش داده در فرم فشرده از سربار های محاسباتی در حین انجام انتقال معکوس کارآمد است. دیگر مزیت آن بهره



بررداری از فرکانس توزیع در پردازش بهبود تصویر است. اما روش های دامنه ی فشرده ی JPEG از افزایش کد های مصنوعی به خصوص در دامنه های همگرا رنج می برند. در یک روش برای بهبود سطح خاکستری و عکس های رنگی ارائه شده است. ایده پردازش تصویر در دامنه های فشرده نیز با مدل Retinex توسعه داده شده است.

### قطعه بندی

قطعه بندی شامل یکسری پیش پردازش های اولیه است که به سه مرحله تقسیم می شود:

1- حذف قسمتهای اضافی اعم از زمینه، برجسب های احتمالی وبافتهای پیرامون ضایعه پوستی.

2- بهبود کیفیت جهت بالا بردن وضوح تصویر.

3- استخراج نواحی مشکوک و محدود کردن ادامه پردازش آن ها.

دومرحله قبل توضیح داده شد به بررسی و توضیح مرحله سوم می پردازیم .

### استخراج نواحی مشکوک وادغام ویژگیها ومحدود کردن ادامه پردازش آن ها

در تشخیص ضایعه پوست از روش طبعی ABCD استفاده میگردد. در قانون ABCD، به ویژگیهای ضایعه، مانند: تقارن، مرز، رنگ و قطر ناحیه امتیاز داده میشود و امتیاز حاصله ارزیابی میشود طبق قانون فوق، ویژگیهای تصویرهای پوستی سه قسم هستند: ویژگیهای مرز یا شکل، ویژگیهای بافت و ویژگیهای رنگ. در این پژوهش از ترکیب دو نوع ویژگی بافت و شکل استفاده شده چراکه نور پردازشی درموسکوپ متغیر است و این تغییرات به طور مستقیم روی متغیر رنگ تأثیر میگذارد. لذا این متغیر، حذف گردید. شکل و بافت ضایعه، دارای ویژگیهایی است بافت تصویر، عبارت است از: تغییرات غیر ایستای سطوح روشنایی که میتوانند تکراری یا غیرتکراری باشند. در این پروژه از چهار روش معمول برای استخراج ویژگی بافتی و دو روش برای استخراج ویژگیهای شکلی استفاده شد:

ویژگی بافتی : 1- جهت-فرکانس طیف توان 2- تبدیل Ripplet 3- ماتریس هم رخداد 4- ماتریس طول اجزا

ویژگیهای شکلی : 1- روش ممان زرنیکی 2- پارامترهای NRL

### ویژگیهای بافتی

برای استخراج ویژگیهای بافتی، ابتدا ضایعه را به چند پنجره مربعی تقسیم بندی مینماییم؛ به طوری که با یکدیگر همپوشانی نداشته باشند و هیچکدام از پنجره ها، شامل نقاط مرزی ضایعه نباشند؛ به عبارت دیگر، این پنجره ها فقط شامل نقاط داخل

ضایعه خواهند بود. از این پنجره های مربعی ویژگیهای بافتی استخراج میگردد. با استفاده از ویژگیهای به دست آمده، هر پنجره به عنوان بافت سرطانی یا سالم برچسب میخورد. در نهایت، با استفاده از معیار رای اکثریت، سرطانی یا سالم بودن ضایعه مشخص می گردد. اندازه پنجره باید با توجه به ساختار ضایعه انتخاب شود اما هم حجم محاسبات بالا خواهد رفت و هم دقت ویژگیهای استخراجی کاهش مییابد. از سوی دیگر، ابعاد بزرگ پنجره، حجم محاسبات را کاهش داده و دقت ویژگیهای استخراجی را بالا میبرد، اما نمیتوان از تمام بافت ضایعه استفاده کرد. در تحقیق پیش رو بهترین نتیجه حاصل از روش سعی و خطا مربوط به پنجره  $64 \times 64$  است.

ویژگیهای شکلی در ویژگیهای بافتی تصویر به قطعه هایی تقسیم و برای هر زیر قطعه تصمیم گیری میشود، اما در این قسمت، ویژگیهای شکل از تمام مرز ضایعه درون پنجره مربعی به ضلع  $N$  استخراج میشوند.

### کاهش ابعاد ویژگی و انتخاب مناسبترین ویژگیها

از بین چهار روش کاهش ابعاد بررسی شده در این تحقیق (MLP, pca, lda, ICA) اطلاعات مفید بیشتری در ویژگیهای LDA بدست آمده نسبت به سه روش دیگر وجود دارد. ضمناً با LDA زمان آموزش و آزمایش مناسب تری از سه روش تبدیلی دیگر حاصل می گردد. بنابراین می توان نتیجه گرفت که LDA مناسبتر از سه روش دیگر می باشد. ضمناً با مقایسه دو روش کاهش بعد انتخابی و تبدیلی ملاحظه کردیم که در روشهای کاهش بعد تبدیلی می توانیم به نرخ آشکارسازی و زمان آزمایش بهتری نسبت به حالتی که از روشهای انتخابی استفاده می کنیم دست یابیم، ولی زمان آموزش ما به دلیل محاسبات مربوط به تبدیل بردارهای ویژگی بیشتر می شود. کاهش مدت زمان این تبدیل می تواند باعث بهبود زمان آموزش گردد.

### یا تحلیل الگوی متمایز خطی LDA

فرض کنید که  $S_b$  ماتریس پراکندگی بین کلاسها و  $S_w$  ماتریس پراکندگی درون کلاسی برای مساله شناسایی الگو  $m$  کلاسه باشد. در این صورت  $S_b$  بیانگر تغییرات بردارهای امید برای هر زوج کلاس میباشد در حالی که  $S_w$  پراکندگی نمونه ها حول بردار امید کلاس آنها میباشد. در روش LDA سعی میشود بطور همزمان  $Det(S_w)$  حداقل و  $Det(S_b)$  حداکثر گردد.

$$\text{MAX} \left| \frac{S_b}{S_w} \right| = \text{MAX} |S_w^{-1} S_b| \quad (6)$$

یکی از مناسبترین معیارها جهت بیان تفکیک پذیری کلاسها استفاده از ماتریس متمایز  $S_w^{-1} S_b$  میباشد که بصورت زیر تعریف میشود:

$$T(n) = \text{tr}(S_w^{-1} S_b) \quad (7)$$

هدف در آنالیز LDA کاهش بردارهای ویژگی از بعد اولیه ( $n$ ) به بعد جدید ( $m$ ) به کمک ماتریس انتقال  $m \times n$  بعدی  $A$  می باشد. برای دستیابی به ماتریس  $A$  بعد جدید به گونهای تعیین میشود که  $T(m)$  حداکثر گردد. میتوان نشان داد که این مطلب معادل بدست آوردن  $m$  بردار ویژه اول ماتریس تمایزدهندگی  $S_{W_b}^{-1}$  میباشد. جهت دستیابی به این بردارها کفایت مقادیر ویژه  $S_{W_b}^{-1}$  را به ترتیب نزولی مرتب نمود. بردارهای ویژه متناظر با  $m$  مقدار ویژه اول بردارهای مدنظر میباشد.

$$\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_m > \dots > \lambda_n$$

$$A = [\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_m]$$

بردارهای ویژگی جدید به کمک رابطه زیر بدست می آیند:

$$Y = AX$$

ماتریس پراکندگی نمونه های جدید  $\tilde{S}_b, \tilde{S}_w$  هر دو قطری می باشند و بیانگر آن میباشند که ضرایب جدید غیرهمبسته می باشند در این الگوریتم از روش Fisher استفاده شده که یکی از روشهای استخراج ویژگی است.

در این الگوریتم هدف این است که فضای بهتری برای بیان داده ها با در نظر گرفتن داده های متناسب با هرکلاس به دست آورده شود. بنابراین باید به تعداد افراد موجود در پایگاه داده کلاس وجود داشته باشد.

در ادامه روش انجام کار آورده شده است:

1- محاسبه ی میانه ها: ابتدا تصویر میانه در هر کلاس و سپس تصویر میانه بین تمامی کلاسها به دست آورده میشود.

2- انتقال داده ها به مبدأ: در این قسمت تصاویر هر کلاس به مبدأ منتقل میشوند. برای این کار تصاویر هر کلاس را از تصویر میانه آن کلاس کم میشود.

3- انتقال میانه ها به مبدأ: برای این منظور متوسط تمامی کلاسها از متوسط کل کلاسها کم میشود.

4- تشکیل ماتریس داده ها: در این قسمت تمام داده به صورت پشت سر هم قرار داده میشود و سپس کل دادهها در یک ماتریس قرار

میگیرد. 5- محاسبه ی ماتریس متعامد نرمال: برای این کار میتوان از بردار و مقادیر ویژه ی ماتریس کوواریانس داده ها استفاده کرد. ماتریس متعامد نرمال  $U$  نامیده

میشود.

6. انتقال به فضای جدید: در این قسمت تصاویر و میانه های آنها به فضای متعامد جدید منتقل میشود.

همانطور که در رابطه زیر نشان داده شده است، این کار به کمک ضرب نقطه‌ای ماتریس داده ها در ترانهاده ی ماتریس متعامد نرمال انجام میشود.

$$\tilde{x} = U^T \hat{x}, \quad \tilde{m}_i = U^T \hat{m}_i$$

3- محاسبه ماتریس پراکندگی درون کالسی: برای محاسبه آن مجموع ماتریسهای کوواریانس تصاویر منتقل شده ی هر کلاس را بدست میآوریم و به عنوان ماتریس پراکندگی درون کالسی قرار میدهم. سپس مجموع این ماتریس های پراکندگی را به عنوان ماتریس پراکندگی درون کالسی در نظر گرفته میشود.

$$S_i = \sum_{x \in x_i} \tilde{x} \tilde{x}^T, \quad S_W = \sum_{i=1}^c S_i \quad (8)$$

8- محاسبه ماتریس پراکندگی بین کالسی: این ماتریس نشان دهنده پراکندگی بین کلاسها است و از مجموع وزندار کوواریانس ماتریس میانه های هر کلاس به دست میآید. تعداد تصاویر هر کلاس وزن آن کلاس هستند.

$$S = \sum_{i=1}^c n_i \tilde{m}_i \tilde{m}_i^T \quad (9)$$

9- محاسبه ی مقادیر و بردارهای ویژه: حال باید مقادیر و بردارهای ویژه ماتریس های پراکندگی بین و درون کالسی را محاسبه کرد.

$$S_B V = \lambda S_W V \quad (10)$$

10- انتخاب C-1 مقدار ویژه: برای این کار ابتدا بردارهای ویژه را بر اساس مقادیر ویژه بصورت صعودی به نزولی مرتب کرده و سپس C-1 بردار ویژه ی معادل با بزرگترین مقادیر ویژه را برمیداریم که این بردارها تشکیل محورهای پایه ی Fisher را میدهند.

11- انتقال تصاویر: حال تصاویر منتقل شده به محورهای نرمال عمود بر هم را به فضای جدید منتقل میکنیم. باید دقت داشت که با ماتریس بدست آمده در قسمت 11 نمیتوان داده های اصلی را منتقل

کرد چون ماتریس بدست آمده برای انتقال داده ها ی منتقل شده ایجاد شده است و نه داده های اصلی.

زمانی که به وسیله روش LDA ویژگی های مربوط به تصویر ضایعه استخراج شد، باید ویژگیهای سرطانی آن استخراج شود که در این مرحله با استفاده از الگوریتم ژنتیک چند هدفه ویژگیهای سرطانی که قبلا ذکر شد بر مبنای بافت و شکل استخراج می شود.

### الگوریتم ژنتیک چند هدفه

برای پیدا کردن بهترین ویژگیها از بین ویژگیهایی که استخراج نموده و ابعاد آن کاهش پیدانموده از الگوریتم ژنتیک چند هدفه استفاده می نمایم زیرا به دلیل اهمیت کار کل مجموعه را جستجو می کند

روش کار و الگوریتم کلی که یکی از حالت‌های چندهدفه الگوریتم ژنتیک می‌باشد، به شرح ذیل است:

1. ایجاد جمعیت اولیه
2. محاسبه معیارهای برازندگی
3. مرتب کردن جمعیت بر اساس شرطهای غلبه کردن
4. محاسبه فاصله ازدحامی
5. انتخاب: به محض این که جمعیت اولیه بر اساس شرطهای غلبه کردن مرتب شد، مقدار فاصله ازدحامی در آن محاسبه خواهد شد و انتخاب از میان جمعیت اولیه آغاز میشود که این انتخاب بر اساس دو المان صورت می‌پذیرد:

•رتبه جمعیت: جمعیتها در رتبه های پایینتر انتخاب میشوند.

•محاسبه فاصله: با فرض این که  $p$  و  $q$  دو عضو از یک رتبه باشند، عضوی انتخاب میشود که فاصله ازدحامی بیشتری دارد. گفتنی است که اولویت انتخاب، ابتدا با رتبه و سپس بر اساس فاصله ازدحامی است.

6- انجام تقاطع و جهش برای تولید فرزندان جدید

7- تلفیق جمعیت اولیه و جمعیت به دست آمده از تقاطع و جهش

8- جایگزین کردن جمعیت والدین با بهترین اعضای جمعیت تلفیق شده در مراحل قبل. در مرحله نخست، اعضای رتبههای پایینتر جایگزین والدهای قبلی میشوند و سپس بر تعریف میشود.

$$CD[i] = (f_m^{i+1} - f_m^{i-1}) I(f_m^{max} - f_m^{min}) \quad (11)$$

که در آن که در آن که در آن  $CD[i]$  فاصله ازدحامی فرد  $i$  ام بر روی جبهه  $F$ ،  $f_m^i$  مقدار تابع هدف  $m$  ام در  $i$  امین فرد در جبهه  $F$  و  $f_m^{max}$ ،  $f_m^{min}$  به ترتیب کمترین مقدار و بیشترین مقدار تابع هدف  $m$  در جبهه  $F$  است. جوابی بهتر است که فاصله ازدحامی بیشتری داشته باشد.

این الگوریتم با اضافه شدن دو عملگر ضروری به الگوریتم ژنتیک تک هدفه معمولی، به یک الگوریتم چند هدفه تبدیل شده است که به جای یافتن بهترین جواب، دسته ای از بهترین جوابها را میدهد که با نام پارتو فرانت شناخته میشوند. این دو عملگر عبارتند از (1) عملگری که یک معیار برتری (رتبه) بر اساس مرتب سازی نا مغلوب به اعضای جمعیت اختصاص می دهد و (2) عملگری که تنوع جواب را در میان جوابهای با رتبه برابر حفظ نگه میدارد.

مراحل الگوریتم ژنتیک چند هدفه برای حل مسئله تشخیص سرطان پوست با روش پیشنهادی

همانطور که در شرح الگوریتم چند هدفه پیشنهادی مطرح شد، تفاوت این الگوریتم با الگوریتم ژنتیک تک هدفه، در مرحله انتخاب جمعیتی از میان والدین و فرزندان، جهت ثابت نگه داشتن تعداد جمعیت در آغاز هر سیکل است. لذا برای پیاده سازی الگوریتم ژنتیک چند هدفه با مرتب سازی نا مغلوب برای این مسئله، ابتدا باید همانند الگوریتم ژنتیک تعدادی کروموزوم به عنوان جمعیت اولیه ایجاد شوند. که ما با توجه به ماهیت کار جمعیت اولیه از بین تصاویر درموسکویی گرفته شده که از فیلتر عبور کرده و سپس با روش Ilda ویژگیهای آن استخراج شده و سپس تشکیل ماتریس هیستوگرام آن به عنوان جمعیت اولیه ورودی. هر یک از ویژگیها و یافته ها در تشخیص و پیشبینی سرطان پوست از اهمیت خاصی برخوردار هستند. به بیان دیگر همه ویژگیها دارای ارزش یکسان نیستند. به عنوان مثال در تشخیص بیماری دو ویژگی BMI و وجود تومور دارای اهمیت متفاوتی هستند. این که هر یک از ویژگیها دارای چه ارزشی است و چقدر در تشخیص بیماری نقش دارد، مساله مهمی است. در این مقاله روشی ارائه میشود که ارزش و نقش هر یک از ویژگیها به طور دقیق مشخص شده و بیماری تشخیص داده میشود.

در روش پیشنهادی برای مشخص کردن ارزش و نقش هر یک از ویژگیها در تشخیص بیماری از الگوریتم ژنتیک چندهدفه استفاده میشود. برای هر یک از پیکسلهای تصویر که از فیلتر گذشته و توسط Ilda کاهش پیدا کرده را یک کروموزوم 8بیتی در نظر میگیریم و هربیت آن یک ژن تعریف میشود. برای مقداردهی ژنها، به طور تصادفی برای هر ژن یک عدد در بازه (0 و 1) اختصاص داده میشود که نشان دهنده درجه اهمیت ویژگی متناظر با آن ژن است. هر اندازه مقدار ژن بزرگتر باشد، نشاندهنده ارزش و اهمیت بیشتر ویژگی متناظر است. سپس توابع هدف که در واقع استخراج بهترین ویژگیهای تصویر ضایعه پوستی برای آموزش شبکه عصبی می باشد تعریف می گردد چون در هر مرحله، دو تابع هدف مد نظر میباشد، لذا برای هر کروموزوم دو عدد بدست می آید که بیانگر میزان شایستگی کروموزوم نسبت به دو تابع هدف در نظر گرفته شده میباشد سپس برای انجام عمل ادغام، باید دو تا از والدین در هر مرحله، جهت عمل ادغام انتخاب شوند. انتخاب در این مرحله نیز به این دلیل که هر کروموزوم دارای 2 مقدارمیزان شایستگی است، با الگوریتم ژنتیک تک هدفه متفاوت است. در این مرحله از روش رقابتی باینری برای انتخاب هر والد استفاده میشود. این روش به این صورت انجام میشود که برای انتخاب هر والد، ابتدا 2 کروموزوم X و Y به طور تصادفی انتخاب میشوند. سپس با قاعده زیر، کروموزوم X به عنوان والد انتخاب میشود به شرطی که رتبه X کمتر از رتبه Y باشد و اگر رتبه هر دو یکی باشد، آنگاه فاصله ازدحامی X، بیشتر از فاصله ازدحامی Y باشد.

$$x \leq d^y$$

نحوه تولید فرزند جدید

1- بردار  $r$  در ابعاد  $(1 \times 34)$  به طور تصادفی در بازه  $[0-1]$  مقداردهی میگردد.

2- به صورت تصادفی دو کروموزوم  $ch_1$  و  $ch_2$  از جمعیت انتخاب میشوند.

$$3- \text{فرزند جدید اول} = r \cdot ch_1 + (1-r) \cdot ch_2$$

$$4- \text{فرزند جدید دوم} = (1-r) \cdot ch_1 + r \cdot ch_2$$

نحوه اعمال عملگر جهش در روش پیشنهادی

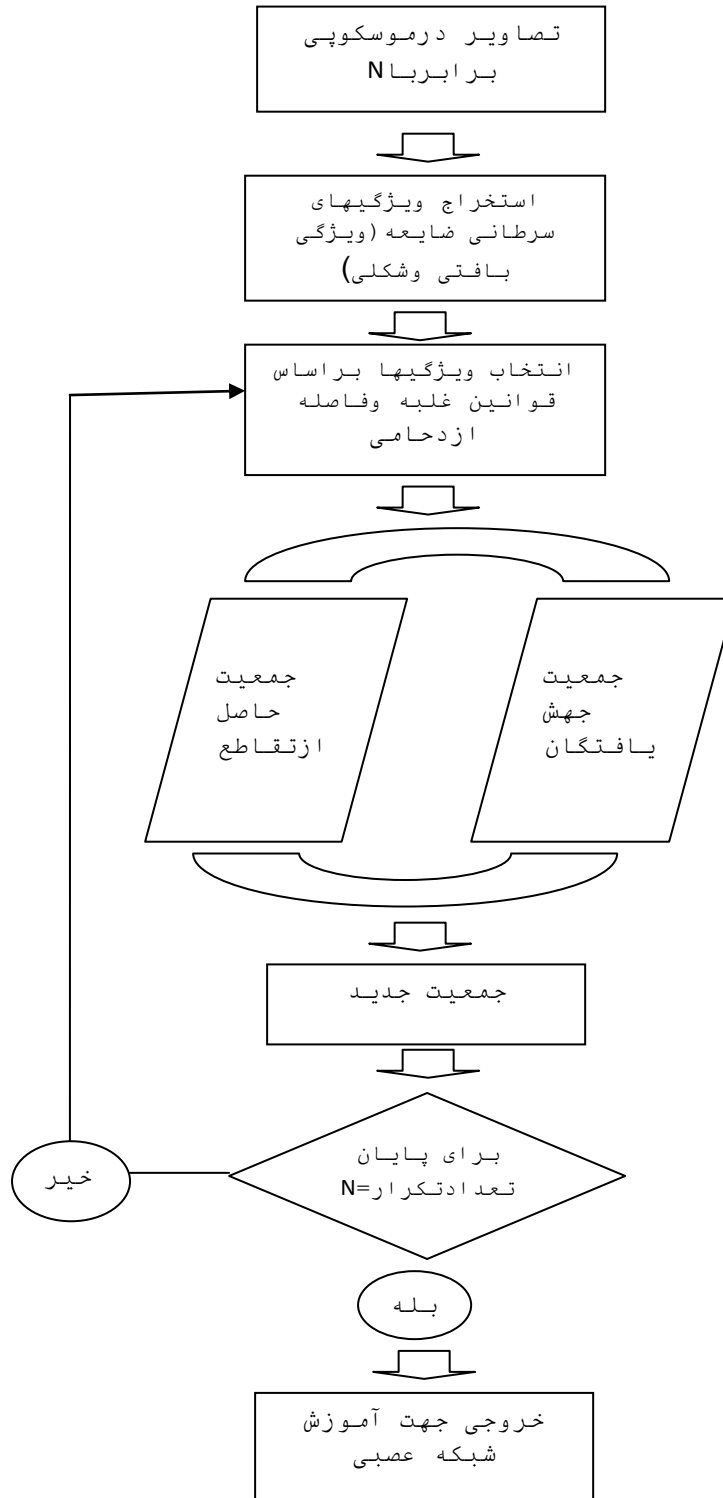
1- بردار  $r$  در ابعاد یک کروموزوم ( $1 \times 34$ ) تعریف میشود.

2- بردار  $r$  با توزیع نرمال در بازه  $[1, -1]$  مقداردهی میگردد.

3- به صورت تصادفی یک کروموزوم از جمعیت انتخاب میشوند.

4- کروموزوم جهش یافته از جمع کروموزوم انتخاب شده با  $r$  ایجاد میشود

بعد از تولید فرزندان حاصل از ادغام و جهش، میزان برازندگی آنها نیز برای دو تابع در نظر گرفته شده محاسبه میشود. اگر شرایط خاتمه فراهم شود الگوریتم پایان می یابد در غیر این صورت وارد سیکل بعدی میشویم. در این مرحله از بین جمعیت والدین و فرزندان باید تعدادی حذف شوند تا تعداد جمعیت اصلی ثابت بماند. لذا در این مرحله ابتدا بر اساس رتبه و سپس بر اساس فاصله ازدحامی که در بخش قبل توضیح داده شد، جمعیت کل مرتب میشوند و سپس تعدادی از این جمعیت که بر اساس رتبه و شاخص فاصله ازدحامی، وضعیت بهتری دارند انتخاب و بقیه به میزانی که جمعیت اصلی ثابت بماند حذف میشوند و الگوریتم به همان شکل قبل ادامه می یابد. در روش پیشنهادی پایان کار را بررسی تمام پیکسل های تصویر در نظر گرفتیم.







## آموزش به وسیله شبکه عصبی پس انتشار

شبکه عصبی مصنوعی روشی عملی برای یادگیری توابع گوناگون نظیر توابع با مقادیر حقیقی، توابع با مقادیر گسسته و توابع با مقادیر برداری میباشد. در این پژوهش برای آموزش شبکه از نوع خاصی از الگوریتم پس انتشار خطا استفاده شده است. در این روش ماتریسهای وزنی شبکه به گونهای تغییر میابند که متوسط مربعات خطای شبکه (MSE) از مقدار خاصی که در برنامه مشخص میشود کمتر شود. خروجی مطلوب شبکه در واقع نتایج شناسایی بدخیم بودن در تصویر درموسکوپ است. در این روش خطا به روش خاص لایه به لایه، به عقب برگشت داده میشود و در هر لایه اصلاحات لازم بر روی وزنها انجام میگردد. ما بدنبال وزنهایی میگردیم که حداقل خطا را داشته باشند. الگوریتم **gradient descent** در فضای وزنها بدنبال برداری میگردد که خطا را حداقل کند. این الگوریتم از یک مقدار دلخواه برای بردار وزن شروع کرده و در هر مرحله وزنها را طوری تغییر میدهد که مربعات خطا از مقدار خاصی که در برنامه مشخص میشود کمتر شود. این روند آنقدر ادامه مییابد تا خطای خروجی کل به سمت مقدار کمینهای به نام **goal Error** همگرا شود و یا تعداد دفعات تکرار با تعداد دفعات حداکثر از قبل تعیین شده برابر شود. این مقادیر باید طوری تعیین شوند که از یادگیری بیش از حد شبکه جلوگیری شود اگر تعداد دفعات تکرار کم باشد، شبکه برای حل مسائل غیرخطی پیچیده با دقت پایین عمل مینماید و اگر تعداد دفعات تکرار زیاد باشد شبکه عصبی با دو مشکل مواجه خواهد شد، اول آنکه زمان آموزش شبکه افزایش مییابد و دوم آنکه ممکن است شبکه نظام بی اهمیت داده های آموزش را یاد بگیرد و در حل مسائل ضعیف عمل کند. لایه **input** لایه ورودی ما، وظیفه گرفتن داده از الگوریتم ژنتیک چندهدفه را بر عهده دارد این الگوریتم مشخصات توده سرطانی را از مرحله قبلی یعنی خروجی الگوریتم ژنتیک گرفته و به عنوان ورودی به شبکه پس انتشار میدهد. دو پارامتر  $\Omega$  و  $\lambda$  دو مولفه ورودی می باشند که اولی مربوط به حجم پیکسل های سرطانی و دومی مربوط به موقعیت مکانی این پیکسلها در تصویر میباشد. برای بهینه سازی ضریب یادگیری، از تعداد کل پارامترهای ورودی به عنوان تعداد نرونهای لایه ورودی و یک نرون نیز به عنوان لایه خروجی در نظر گرفته میشود. ما این تعداد نرونها را به همراه پارامترهای دیگر شبکه از قبیل دفعات تکرار و **Error goal** ثابت نگه داشتیم و ضریب یادگیری را از 0.001 تا 1 تغییر داده و هر بار شبکه را آموزش دادیم و مقدار **MSE** را در هر مرحله مشخص نمودیم. به این ترتیب نرخ یادگیری که منجر به حداقل **MSE** میشود، حدود 1.2 است

مجموعه داده های انتخابی

جامعه آماری در این تحقیق کلیه بیماران مشکوک به بیماری سرطان پوست که به بیمارستان شفا در شهر کرمان مراجعه کردند، و این تعداد شامل 240 نفر می باشد که از طریق فرمول کورکران حجم نمونه مشخص می شود و روش نمونه گیری تصادفی ساده برای انتخاب نمونه و همچنین جامعه آماری و نمونه های از تصاویر استاندارد موجود در سایت [www.globalskineatlas.com](http://www.globalskineatlas.com) که شامل تمامی تصاویر استاندارد مورد استفاده در این زمینه می باشد، استفاده شده است. داده ها با نسبت 61 به 40 به ترتیب برای داده های آموزشی و آزمایشی پارتیشن بندی شدند. یعنی تعداد مجموعه های آموزش 61 درصد از کل داده ها بوده و 41 درصد باقیمانده را به عنوان داده های تست در نظر گرفته شد.

### ارزیابی روش پیشنهادی

جهت ارزیابی روش پیشنهادی از پایگاه داده استاندارد در سایت [www.globalskineatlas.com](http://www.globalskineatlas.com) استفاده کرده ایم که میانگین دقت روش پیشنهادی برابر 92 درصد، حساسیت تشخیص 94 درصد، معیار ویژگی 94 درصد و خطای تشخیص 4/8 درصد میباشد.

### مقایسه مدل پیشنهادی با مدل پردازش تصویر و دسته بندی SVM

در این قسمت روش پیشنهادی، با روش شناسایی سرطان پوست با استفاده از تکنیکهای پردازش تصویر و دسته بندی SVM مورد ارزیابی قرار میگیرد در مدل پردازش تصویر و دسته بندی SVM، قبل از پردازش تصویر در موسکویی نواحی مازاد تصاویر، مونیویز و برجسبها (در صورت وجود) حذف شده، سپس کیفیت تصاویر در موسکویی را بهبود داده شده است، سپس از دسته بندی SVM برای دسته بندی ضایعه پوستی استفاده شده است. مبنای کاری دسته بندی کننده دسته بندی خطی داده ها است و در تقسیم خطی داده ها سعی میشود خطی انتخاب گردد که حاشیه اطمینان بیشتری داشته باشد. این روش برای طبقه بندی داده های هر دو خطی و غیر خطی است، در واقع از یک نگاهت غیر خطی در ابعاد جدید برای تبدیل داده های آموزشی اصلی به یک بعد بالاتر استفاده میکند. جهت ارزیابی این روش پیشنهادی از پایگاه داده استاندارد استفاده شد. میانگین دقت روش برابر 91 درصد، حساسیت تشخیص 94,73 درصد، معیار ویژگی 92 درصد و خطای تشخیص 5.4 درصد میباشد. نتایج حاصل از روش پیشنهادی در جدول زیر قابل مشاهده است. در مقایسه روش پیشنهادی با روش شناسایی سرطان پوست با استفاده از تکنیکهای پردازش تصویر و دسته بندی SVM، در معیار دقت میزان بهبود حاصل شده 92 درصد، در معیار حساسیت میزان بهبود حاصل شده 94 درصد، در معیار ویژگی میزان بهبود حاصل شده 94 درصد و خطای تشخیص 4/8 درصد کاهش یافته است

روش پیشنهادی	تکنیکهای پردازش تصویر و SVM	معیار
92	91	دقت
94	94/73	حساسیت
94	92	ویژگی

## نتایج حاصل از پروژه

سرطان پوست یکی از شایعترین انواع سرطان هر چقدر سرطان پوست زودتر تشخیص داده شود، درمان آن آسانتر و موفقیت آمیزتر است. باتوجه به شلوغی مطب اکثر پزشکان پوست کشورمان وساعات طولانی انتظار برای گرفتن خدمات وگاهی کیفیت پایین و وقت کمی که برای تشخیص توسط آنها گذاشته میشود که بیشتر برای ترافیک بالایی است که درسرکار گرفتار آن هستند تشخیص مناسب داده نمی شود که این نرم افزار باتوجه به شرایط بومی ودقت وسرعت مناسب می تواند کمک وبار پزشکان بوده وجایگزین مناسب برای تشخیص های خانگی باشد وباتوجه به دقت وکیفیت تصاویر درموسکویی توصیه میشود برای استفاده ازاین نرم افزار از تصاویر درموسکویی استفاده گردد.

در این پایان نامه یک سیستم تشخیص سرطان پوست با استفاده از تکنیکهای پردازش تصویر والگوریتم ژنتیک چندهدفه رتبه بندی و شبکه عصبی ارائه شده است. در سیستم پیشنهادی، قبل از پردازش تصویر درموسکویی نواحی مازاد، مو و برجسبها(درصورت وجود) حذف شده، سپس کیفیت تصاویر درموسکویی را بهبود بخشیدیم. برای جداکردن ضایعه از استخراج بافت وشکل استفاده کردیم بطوری که نتایج آن در ناحیه بندی ضایعه و استخراج توده بسیار مفید واقع میگردد. سپس برای آموزش شبکه عصبی از نوع خاصی از الگوریتم پس انتشار خطا استفاده شده است. در این روش ماتریسهای وزنی شبکه به گونهای تغییر میابند تا مقدار متوسط مربعات خطای شبکه از مقدار خاصی که در برنامه مشخص میشود کمتر شود. در این روش خطا به صورت لایه به لایه، به عقب برگشته میشود و هر لایه اصلاحات لازم روی وزنها انجام میگردد.

## مراجع

1. مسعودی، پویان؛ ناصر صفدریان و بهزاد کلانتر، ۱۳۹۴، تشخیص و طبقه بندی توده های سرطان سینه توسط استخراج ویژگی از تصاویر ماموگرافی با استفاده از تکنیکهای پردازش تصاویر و بکارگیری شبکه عصبی، کنفرانس بین المللی سیستمهای غیر خطی و بهینه سازی مهندسی برق و کامپیوتر، دبی، شرکت پندار اندیش رهپو.
2. رضائی، خسرو و جواد حدادنیاء، ۱۳۹۰، تعیین دقیق موقعیت سرطان پستان در تصاویر ماموگرافی با استفاده از پردازش تصویر و تبدیل موجک گسسته، اولین کنفرانس ملی دانش پژوهان کامپیوتر و فناوری اطلاعات، تبریز، دانشگاه تبریز.
- 3- حدادی، مریم، (1392)، "بکارگیری تکنیک های پردازش تصویر به منظور شناسایی ندول های ریه"، دولتی - وزارت علوم، تحقیقات، و فناوری - دانشگاه الزهراء (س) - دانشکده فنی.
- 4- اقاپناه رودسری، حامد، قاسمیان یزدی، حسن،، بهار 1393، تشخیص بدون نظارت سرطان پوست با ادغام ویژگی های بافت ولبه تصویر پوست با هوش محاسباتی در مهندسی برق سال پنجم، شماره اول

5- فاتح ، منصور، میران ، بیگی، محمدحسین  
، فاتح، محسن، منصور، پروین، سال 1388، تشخیص ملانوما به کمک استخراج  
ویژگی های مناسب از تصاویر در ماتوسکوپی لیزر پزشکی 1388 دوره  
شماره 1

6- فاتح ، منصور، میران ، بیگی، محمدحسین  
، فاتح، محسن، منصور، پروین، سال 1387، مقایسه مرزبندی تصاویر در  
ماتوسکوپی از ضایعه ملانوما با فیلتر پلاریزه و بدون آن به کمک شبیه  
سازی ، لیزر پزشکی 87، دوره 5، شماره 2

7. Borase S and Deshmukh M. Medical Imaging Advancement International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication, 2014. 2(3): p. 638 – 640.
8. Chaudhary A, Singh SS. Lung cancer detection using digital image processing. Volume. 2012;2:1351-9.
9. Field RW, Withers BL. Occupational and Environmental Causes of Lung Cancer. Clinics in Chest Medicine. 2012;33(4):681-703.
10. Ghaderzadeh M, Sadoughi F, Ketabat A. Designing a Clinical Decision Support System Based on Artificial Neural Network for Early Detection of Prostate Cancer and Differentiation from Benign Prostatic Hyperplasia. Health Information Management. 2012;9(4):464.
11. Glotsos D, Kalatzis I, Theocharakis P, Georgiadis P, Daskalakis A, Ninos K, et al. A multi-classifier system for the characterization of normal, infectious, and cancerous prostate tissues employing transrectal ultrasound images. Computer methods and programs in biomedicine. 2010;97(1):53-61.
12. Hosseinpour S, Rafiee S, Aghbashlo M, Mohtasebi SS. A novel image processing approach for in-line monitoring of visual texture during shrimp drying. Journal of Food Engineering. 2014;143(0):154-66.
13. Nisthula P, Yadhu .R.B. A Novel Method to Detect Bone Cancer Using Image Fusion and Edge Detection. International Journal of Engineering and Computer Science. 2013;2(6):2012-8.
14. Sharma D and Jindal G. Identifying Lung Cancer Using Image Processing Techniques, in International Conference on Computational Techniques and Artificial Intelligence. 2011: Landran, India. p. 115-120.
15. Shikha D, Dhandra B. Abnormality Detection in Endoscopic Images of Throat Cancer by Morphological Operations. Indian treams Research Journal. 2011;1(4).
16. Wayne R. Chapter 14 - Image Processing and Analysis. In: Wayne R, editor. Light and Video Microscopy (Second Edition). San Diego: Academic Press; 2014. p. 255-69. .
17. Zalevsky Z, Livshits P, Gur E. Chapter 2 - New Image Processing Methods for Advanced Metallization in Micro- and Nano-Electronics. In: Zalevsky Z, Livshits P, Gur E, editors. New Approaches to Image Processing Based Failure Analysis of Nano-Scale ULSI Devices. Oxford: William Andrew Publishing; 2014. p. 29-44.
18. J Abdul Jaleel, Sibi Salim and Aswin.R.B, "Computer Aided Detection for Skin Cancer", International Conference on Circuits, Power and Computing Technologies (ICCPCT), 20-21 March 2013, PP 1137 – 1142



# دومین کنفرانس بین‌المللی پژوهش‌های دانش‌بنیان در مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات

با مجوز به شماره ۱۶/۲۸۰۷۳۸ از وزارت علوم، تحقیقات و فناوری

2<sup>nd</sup> International Conference on Knowledge-Based Research in Computer Engineering & Information Technology

شهریور ماه ۹۶، تهران، ایران



19. Catarina Barata, Margarida Ruela, Mariana Francisco, Teresa Mendonça, and Jorge S. Marques, "Two Systems for the Detection of Melanomas in Dermoscopy Images Using Texture and Color Features", IEEE SYSTEMS JOURNAL, 29 July 2013, VOL. PP, NO. 99, PP 1 – 15
20. Margarida Ruela, Catarina Barata, Teresa Mendonca, and Jorge S. Marques, "On the Role of Shape in the Detection of Melanomas", 8th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA), 4-6 Sept. 2013, PP 268 – 273