



## تشخیص زودهنگام انواع ضایعات پوستی بر اساس تحلیل فرکانسی داده‌های سونوگرافی

شبنم کیا: دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران  
سعید ستایشی: استاد، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران (✉ نویسنده مسئول) [setayesh@aut.ac.ir](mailto:setayesh@aut.ac.ir)  
مجید پولادیان: استاد، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران  
سید حسین اردهالی: دانشیار، بخش مراقبت‌های ویژه، بیمارستان شهراي تجریش، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران

### چکیده

#### کلیدواژه‌ها

سرطان پوست،  
سونوگرافی پوست،  
تشخیص هوشمند،  
شبکه‌های عصبی مصنوعی،  
بیورزونانس

**زمینه و هدف:** تشخیص سرطان توسط ابزارهای هوشمند مدرن، در نخستین مراحل شکل‌گیری، موضوع بسیار مهمی است که محققان زیادی را درگیر خود کرده است. در این میان، سرطان پوست بدلیل شیوع بالای آن، حجم زیادی از تحقیقات را به خود اختصاص داده است. هدف از این مقاله معرفی روشی نوآورانه و مبتنی بر آنالیز فرکانسی بافت پوست جهت ارزیابی دقیق سرطان‌های پوست است.

**روش کار:** سلول‌های بدن بر اساس نوسانات بیولوژیکی خود دارای فرکانسهای طبیعی و منحصر به فردی هستند که در صورت تغییر ساختار، مشخصات و وضعیت سلولی، این فرکانس دچار تغییر می‌شود. در روش پیشنهادی این مقاله، از همین مفهوم پایه‌ای و کلیدی در راستای تجزیه و تحلیل سلامت بافت پوست استفاده شده است. به این معنا که در این مقاله، جهت ارائه روشی جدید برای تشخیص زودهنگام و دقیق ضایعات پوستی بدخیم، امواج سونوگرافی بازتابی از بافت پوست، پردازش گردیده و مورد مطالعه قرار گرفته و نهایتاً محاسبات پیچیده و آنالیزهای دقیق فرکانسی با استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی به روی آنها صورت گرفته است.

**یافته‌ها:** الگوریتم محاسباتی پیچیده این پژوهش از طریق داده‌های بدست آمده از ۴۰۰ بیمار از CRED تأیید شد. توانایی آن در ارزیابی ضایعات خوش‌خیم و بدخیم پوستی ( $AUC = 0.959$ ) از دقت و صحت بالایی برخوردار بوده، به طوری که در آستانه انتخابی، حساسیت و ویژگی به ترتیب ۹۳/۸ و ۹۷/۳ درصد بود.

**نتیجه‌گیری:** در این مقاله روشی غیرتهاجمی با کمک امواج غیر یونساز، کم هزینه و کم خطر، جهت تشخیص ضایعات بدخیم پوستی ارائه شده است که قادر است با دقت بسیار بالایی ضایعات بدخیم و خوش‌خیم پوستی را تفکیک نماید.

**تعارض منافع:** گزارش نشده است.

**منبع حمایت کننده:** حامی مالی نداشته است.

### شیوه استناد به این مقاله:

Kia Sh, Setayeshi S, Pouladian M, Ardehali SH. Skin disease diagnosis based on tissue frequency information analysis using sonogram patterns. Razi J Med Sci. 2020;27(7):50-64.

\*انتشار این مقاله به صورت دسترسی آزاد مطابق با [CC BY-NC-SA 3.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/) صورت گرفته است.

## Skin disease diagnosis based on tissue frequency information analysis using sonogram patterns

**Shabnam Kia**, PhD student, Department of Medical Radiation Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

**Saeed Setayeshi**, Professor, Faculty of Energy Eng. & Physics, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnique), Hafez Street, Tehran, Iran (\*Corresponding author) setayesh@aut.ac.ir

**Majid Pouladian**, Professor, Department of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

**Seyed Hossein Ardehali**, Associate Professor, Department of Anesthesiology & Critical Care, Shohadaye-Tajrish Hospital, ShahidBeheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

### Abstract

**Background:** Today early detection of common cancer with modern smart calculation is the most interesting issue due to the increased chances of successful treatment. Skin cancer is a serious and dangerous complication that threatens the lives of many people and if not diagnosed in time, it will have bad consequences. It is the fifth most common cancer in the female population and the sixth most common cancer in the male population in the world.

At present, in the discussion of skin diseases, ultrasound is a low-cost and, of course, low-consumption method; during which dermatologists look for unusual symptoms on ultrasound. But ultrasound scans are seemingly complicated, and the early signs of the disease usually seem insignificant or normal; this is the main reason for many misdiagnosis that can be specific to human factors. Skin ultrasound can help diagnose skin cancer early, but it depends directly on the correct interpretation of the ultrasound by a specialist and in many cases can be misleading. Because the consequences of these errors have become costly to humans, there has been a great deal of interest in developing methods for intelligently identifying such abnormalities as a means of assisting dermatologists in accelerating the diagnosis and preventing unnecessary sampling.

The most aim of this study is offering a new procedure by intelligent analyzing skin frequency to diagnose skin cancers with high true negative rates and low false positive rates. In this study, the main goal is the intelligent diagnosis of malignant skin lesions with the help of ultrasound analysis. What distinguishes this study from previous research in this field is the new perspective that this research has on this imaging method and uses it as a tool for processing and analyzing the abundance of skin tissue.

**Methods:** The theory of biological resonance said that each cell in the whole of human body has a unique resonance due to their bio frequency and this frequency could changes if the cell's texture and status change. In the method of this article, this matter has been used to analyze the structure of skin texture. What can be concluded from this research is that due to the different reactions of two tissues of healthy and unhealthy skin, in the face of ultrasonic stimuli, the frequency response of these two tissues is different from each other; for this reason, the frequency of return waves from those two tissue samples is different.

The most important approach in this study is to try to achieve the ability to use the

### Keywords

Skin cancer detection,  
Frequency processing,  
Skin sonogram,  
Early diagnosing,  
Bio resonance

Received: 27/06/2020

Published: 26/09/2020

concept of tissue frequency behavior in the diagnosis of lesions. As explained in this article, the innovative method of this research tries to use the concept of tissue frequency changes due to injury as the main parameter of lesion identification and in fact offers a new way to extract this change in frequency behavior from ultrasound waves.

This means that, in order to offer a new method of early detection of skin tissues malignancy, ultrasonic echoes wave of skin, has been analyzed by various complex frequency calculations using artificial neural networks.

The artificial neural network used in this research is perceptron multilayer pattern recognition. In the design and architecture of this complex network, many parameters are involved that must be carefully studied and analyzed before training to guide the network in the best possible way. The most important of these parameters are the number of hidden layers, the number of nerve cells in each layer and the number of trainings. The important point in this case is the effect of these parameters on different data properties, number of samples, input vector dimension and so on.

The database of this study included 400 ultrasound images of patients in the age range of 18 to 68 years, of which 220 samples in the category of basal cell carcinoma skin cancer, and 180 samples in the category of benign lesions such as Skin moles, fungi and lipodermatic lesions or kerato ulcers were located. A noteworthy point in these data was the presence of definite pathological reports with them, which in turn significantly increases the accuracy of the results.

To set up the network and achieve the optimal result in this research, 60% of the available data was allocated to the training model, 20% to the test model and 20% of the data as data that the network has never encountered.

**Results:** This study was validated by 400 patients data; the result of this study led to (AUC = 0.986) in order to detect skin malignancy, and has been demonstrated with comparable biological accuracy. With the help of artificial neural networks, it was possible to judge the malignancy or benignity of image lesions with very high accuracy and error rate in the range of 10-2. On the used threshold in this study, the sensitivity and specificity levels reached to 93.7% and 97.8%.

**Conclusion:** This study could propose an accurate, non-invasive method to early diagnosing of skin cancers via a real-time procedure. Finally, in comparison with the diagnostic method presented in this article, with the common diagnostic and therapeutic methods in conventional medicine, the benefits and advantages of this method are briefly classified in the following few lines:

- i. No need for sporadic referrals and spending less time and money
- ii. Non-invasive method and less side effects and more patient safety
- iii. Early diagnosis of the disease in the early stages of malignant lesion formation
- iv. Ease of procedure and no discomfort and pain for the patient
- v. Possibility of expanding the application of this method in other medical departments
- vi. The high accuracy and high speed of diagnosis with the help of this method is undeniable and in diseases such as cancer, which play a key role in achieving the first step in achieving treatment, the use of the proposed method can be very effective.

**Conflicts of interest:** None

**Funding:** None

#### Cite this article as:

Kia Sh, Setayeshi S, Pouladian M, Ardehali SH. Skin disease diagnosis based on tissue frequency information analysis using sonogram patterns. Razi J Med Sci. 2020;27(7):50-64.

\*This work is published under CC BY-NC-SA 3.0 licence.

## مقدمه

سرطان پوست عارضه ای جدی و خطرناک است که جان بسیاری از افراد را تهدید نموده و در صورت عدم تشخیص به موقع عواقب بدی را در پی خواهد داشت (۱). این سرطان پنجمین سرطان رایج در بین جمعیت زنان و ششمین سرطان رایج در بین جمعیت مردان در جهان گزارش شده است.

با توجه به نوع سلول پوستی که دچار تراریختی و سرطان شده است اشکال مختلفی از سرطان پوست وجود دارد که هر کدام نشانه ها و عوارض خاص خود را دارند. شایع ترین اشکال سرطان پوست به ترتیب افزایش خطر عبارتند از (۲):

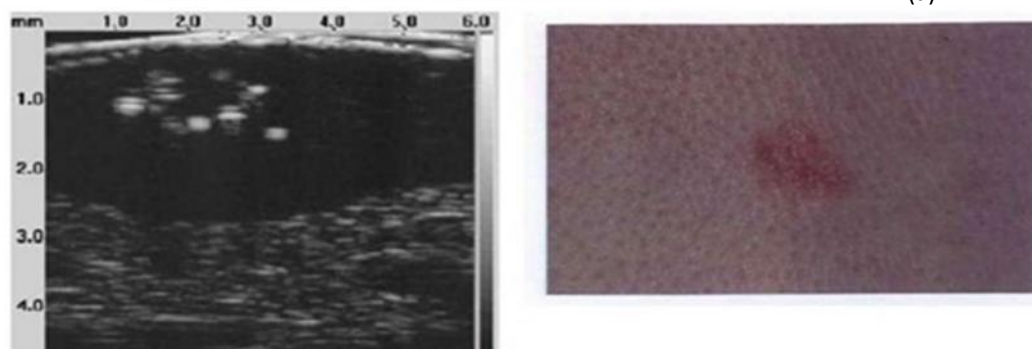
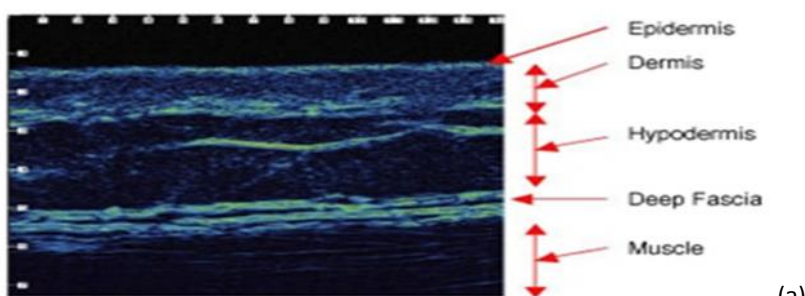
۱- Basal Cell Carcinoma ۲- Squamous Cell

۳- Melanoma Carcinoma

همانگونه که می دانید تشخیص بیماریهای پوستی تا کنون مبتنی بر تجارب شخصی پزشک معالج و نتایج آزمایشهای پاتولوژیک بیماران صورت می گرفته است (۳)، در برخی موارد نیز به موازات پروسه نمونه برداری از بافت مشکوک، پزشک متخصص روش تصویر برداری سونوگرافی را جهت بررسی بهتر و عمیقتر بافت تجویز می نموده است (۵). در حال حاضر، در بحث تشخیص بیماریهای پوستی، روش سونوگرافی یک روش کم

هزینه و البته کم کاربرد به شمار می رود که طی آن متخصصان پوست، به جستجوی علائم غیر عادی در سونوگرامها می پردازند (۶). اما سونوگرامها در ظاهر پیچیده بوده و علائم زود هنگام بیماری در آنها معمولاً ناچیز و یا عادی به نظر می رسند و این امر دلیل اصلی بسیاری از تشخیص های نادرستی خواهد بود که می تواند خاص فاکتورهای بشری باشد. انجام سونوگرافی پوست می تواند به تشخیص زود هنگام سرطان پوست کمک کند، البته این امر بستگی مستقیم به تفسیر صحیح سونوگرام توسط یک متخصص دارد و در بسیاری از موارد می تواند توأم با خطا و اشتباه نیز باشد (۷). از آنجاییکه حاصل این خطاها، برای انسان گران تمام شده است، علاقه قابل ملاحظه ای جهت توسعه روشهایی برای شناسایی هوشمند اینگونه ناهنجاریها به عنوان ابزاری برای کمک به متخصصان پوست جهت تسریع تشخیص و پرهیز از نمونه برداری های غیر ضروری ایجاد شده است (۳).

در شکل a1 نمونه ای از سونوگرام دو بعدی پوست سالم با ابعاد ۷×۱۴ میلیمتر آورده شده است. (طول تصویر سونوگرام معرف میزان حرکت پروب در امتداد سطح پوست و عرض تصویر بیانگر عمق بافت می باشد (۸، ۹).



(b)

شکل ۱- (a) تصویر سونوگرام پوست سالم، (b) تصویر نمونه ای از سرطان سلول های بنیادی پوست به همراه سونوگرام آن

بنابراین مهمترین رویکرد انجام شده در این تحقیق، تلاش برای دستیابی به قابلیت استفاده از مفهوم رفتار فرکانسی بافت در تشخیص ضایعات میباشد. همانگونه که در ادامه مقاله توضیح داده خواهد شد، روش ابداعی این تحقیق تلاش میکند تا از مفهوم تغییرات فرکانسی بافت در اثر آسیب دیدگی بعنوان اصلی ترین پارامتر شناسایی ضایعات استفاده نموده، و در حقیقت روشی را معرفی نماید تا این تغییر رفتار فرکانسی را از امواج اولتراسوند استخراج نماید.

بنابر آنچه که بصورت مختصر بیان شد، اصول مفهومی تحقیق، ابزارها و روشهای بکار گرفته شده و نهایتاً نتایج در ادامه مقاله تشریح گردیده است. پس از مقدمه ای که در قسمت اول به آن پرداخته شد، در قسمت دوم مروری بر اطلاعات فرکانسی اطلاعات فرکانسی بافت و تاثیر آن بر تصاویر سونوگرافی پرداخته شده و فرآیند بکار رفته در اجرای این تحقیق بیان گردیده، در بخش سوم نتایج بدست آمده ارائه شده و نهایتاً در بخش چهارم به جمع بندی و ارزیابی روش معرفی شده پرداخته شده است.

### روش کار

از آنجا که اساس سیستم تصویربرداری سونوگرافی بر پایه ثبت امواج مکانیکی بافتهای بدن می باشد، لذا کلیه پردازشهای فرکانسی صورت گرفته بر روی سونوگرامها، از جنس امواج مکانیکی صوت خواهد بود. این مسئله خود عامل اصلی وجه تمایز این تحقیق با کلیه تحقیقاتی است که پیش از این بر روی این تصاویر صورت گرفته یود. از آنجا که در مفهوم بیورزونانس، فرکانسهای طبیعی بدن از جنس فرکانس امواج الکترومغناطیسی می باشند، لذا بررسی و آنالیز فرکانسی آنها یا از طریق تحلیل فرکانسی امواج الکتریکی و یا امواج مغناطیسی مقدور است. نیاز به توضیح نیست که در این پژوهش قصد بر تحلیل امواج الکترومغناطیس نیست، بلکه استفاده از ایده بیورزونانس در حوزه امواج مکانیکی مد نظر قرار گرفته است. لذا اصلی ترین وجه تمایز این مقاله با تحقیقات مشابه در این زمینه، ایده گرفتن از مقوله بیورزونانس، جهت آنالیز فرکانسی امواج مکانیکی اکو، در راستای تشخیص ضایعات بدخیم پوستی می باشد.

همانگونه که در تصویر ملاحظه می شود، در سونوگرام پوست سالم، نواحی اپیدرم، درم و هیپودرم پوست به طور تقریبی، یکنواخت می باشند. این نواحی سالم و بدون ضایعه در تصویر به علت دارا بودن مقادیری چربی بصورت روشن دیده می شوند. از طرفی ضایعات پوستی بدخیم، بدلیل دارا بودن خاصیت آنژیوژنزی ساختار یکدستی نداشته و بسته به حضور ضایعه در لایه های مختلف پوست، همگنی تصاویر در آن نواحی از بین خواهد رفت. این نوع ضایعات عموماً بصورت تیره رنگ و بدون اکو در تصاویر ظاهر می شوند (شکل (b) (۸)).

در این پژوهش تشخیص هوشمند ضایعات بدخیم پوستی با کمک تحلیل سونوگرامها هدف اصلی قرار داده شده است، ولی آنچه که به عنوان وجه تمایز این تحقیق با پژوهشهای پیشین صورت گرفته در این زمینه مطرح میشود، نگاه نوینی است که این پژوهش به این شیوه تصویربرداری داشته و از آن با عنوان ابزاری جهت پردازش و تحلیل فرکانسی بافت پوست استفاده می کند. ایده اصلی این تحقیق، برگرفته از تئوری بیورزونانس می باشد بیورزونانس شاخه ای از علم فیزیک می باشد که به بیوفیزیک و مبانی کوانتومی فیزیک مدرن ارتباط پیدا می کند (۱۰).

در این تئوری اشاره میشود که عملکرد ارگانیسیمهای مختلف بدن، در صورت وقوع فرآیندهایی نظیر تحریک فرکانسی اعضاء و بافتها، دارای ماهیت نوسانی است. به طوریکه در هر یک از بخش های بدن، منابعی از نوسانات وجود دارند که اطلاعات وضعیت کنونی ارگانیسیم مربوطه را نشان می دهند. کلیه نوسانات حیاتی ای که در بدن موجودات زنده صورت می گیرد، در یکی از سه حالت الکتریکی، مکانیکی یا شیمیایی دسته بندی شده اند.

مسئله اصلی مطرح شده در این تحقیق و کلیه پژوهشهایی صورت گرفته نیز، حول محور رفتار فرکانسی سلولهای بافت میباشد. در حقیقت اگر با نگرشی قائل بر اینکه سلولهای بافت پوست به عنوان یک ارگان زنده، رفتاری مبتنی بر فرکانس دارند، به مسئله بنگریم، می توان از قوانین حاکم بر فیزیک ارتعاش امواج کمک گرفته و با کمک آن سعی در تشخیص امراض بدخیم پوستی نمود (۱۱).



پیکسل‌های مختلف تصویر نگاشت نموده، و در حقیقت مشخصات انرژی بافت را ثبت می‌نماید. بنابراین، با انجام تبدیل فرکانسی به روی یک تصویر دو بعدی سونوگرام، میزان انرژی بازگشتی از سطح پوست (امواج اکو) که به روی هر پیکسل نگاشت شده، به صورت یک سطح فرکانسی ظاهر خواهد شد (۲). از طرفی رابطه میان فرکانس و انرژی یک موج بر طبق رابطه پلانک، بصورت زیر بیان می‌شود:

$$E = h\hat{\nu} \quad (1)$$

که در آن E بیانگر میزان انرژی موج و h ثابت پلانک و  $\hat{\nu}$  بیانگر مقدار فرکانس آن موج خواهد بود. از آنجا که مشخصات انرژی بافت (که حاوی اطلاعات جنس و نوع بافت می‌باشد)، به روی پیکسل‌های تصویر نگاشت شده است، لذا دسترسی به آنها بطور مستقیم مقدور نخواهد بود. از طرفی بر طبق رابطه فوق، این میزان انرژی، رابطه مستقیم و خطی با فرکانس امواج بازگشتی از بافت دارد. بنابراین ساده‌ترین راه جهت بررسی و آنالیز این اطلاعات، انجام تبدیل فرکانسی به روی تصاویر می‌باشد. به این ترتیب با بررسی فرکانسی پیکسل‌های مختلف این تصاویر، می‌توان بطور مستقیم

برای ورود به این مبحث، در گام نخست میبایست به تحلیل فرکانسی تصاویر دو بعدی سونوگرام پرداخت. برای افزایش دقت تحلیل در این بخش، تصاویر بصورت پیکسل به پیکسل گسسته میشوند. بگونه‌ای که ماهیت هر پیکسل از تصویر شامل شدت پرتوی بازتابیده شده از سطح پوست، و پروجکت شده به آن پیکسل بخصوص می‌باشد. حال با انجام تحلیل فرکانسی به روی این تصاویر، ویژگی‌های فرکانسی هر پیکسل ظاهر خواهد شد که مطمئناً این ویژگی‌ها در هر پیکسل منحصر به فرد بوده و ناشی از همان تفاوت میزان شدت پرتوی بازتابیده شده از سطوح مختلف پوست و پروجکت شده به آن پیکسل می‌باشد.

همانطور که در شکل ۲ پیدا است، حاصل اعمال تبدیل فرکانسی از یک تصویر دو بعدی سونوگرام یک حجم سه بعدی خواهد بود. بگونه‌ای که محورهای x و y آن مختصات پیکسل‌های مورد نظر در تصویر بوده و محور z بیانگر میزان انرژی نگاشت شده به آن پیکسل می‌باشد.

امواج بازگشتی اکو از نقاط مختلف پوست، انرژی‌های متفاوتی را (بسته به نوع و جنس بافت) به روی

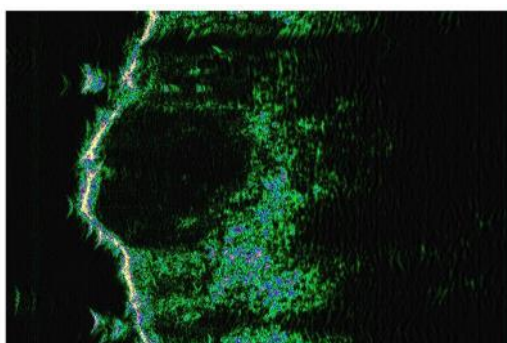
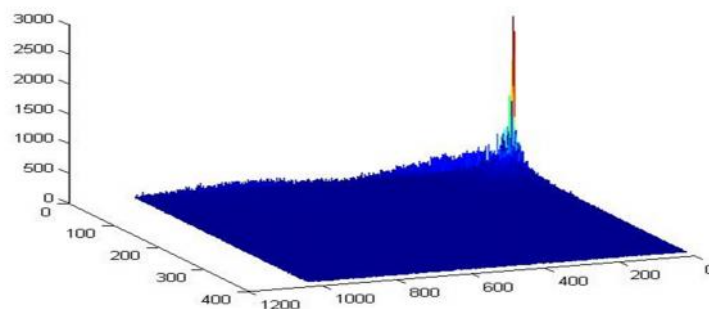


Figure 2: 3D plot of the frequency spectrum of a 2D ultrasound image.



شکل ۲- تبدیل فرکانسی سه بعدی از سونوگرام دو بعدی

در ابتدای کار با توجه به حجم نسبتاً بالای داده ها برنامه ای جهت خواندن داده ها از فایل منبع و مرتب کردن پایگاه داده ها نوشته شد. این داده های خام به فرم RF نمایش داده می شود.

سیس تصاویر RF به فرم B\_Mode تبدیل میشوند. با انجام این کار تصویری با ابعاد ۰ الی ۲۵۶ ساخته خواهد شد. هدف از انجام این کار بالا بردن کیفیت تصاویر در راستای قابل تحلیل شدن آنهاست.

جهت برگرداندن تصاویر به حالت B\_Mode، از رابطه زیر استفاده گردید:

$$\text{bimg} = 2 * \text{abs}(\text{double}(\text{data}) - 128)$$

در اینجا ذکر این نکته ضروری است که تمام پردازش های صورت گرفته در این مقاله با تصاویر بدون colormap انجام شده است، ولی صرفاً جهت مشاهده عینی واضح تر خواننده، این تصاویر با colormap استاندارد نشان داده شده اند.

**تبدیل فرکانسی:** متداول ترین تبدیلهای فرکانسی که در بخش پردازش تصویر بکار میروند، تبدیل فوری و تبدیل کسینوسی می باشند.

در این تحقیق، بر طبق محاسبات و آنالیزهای صورت

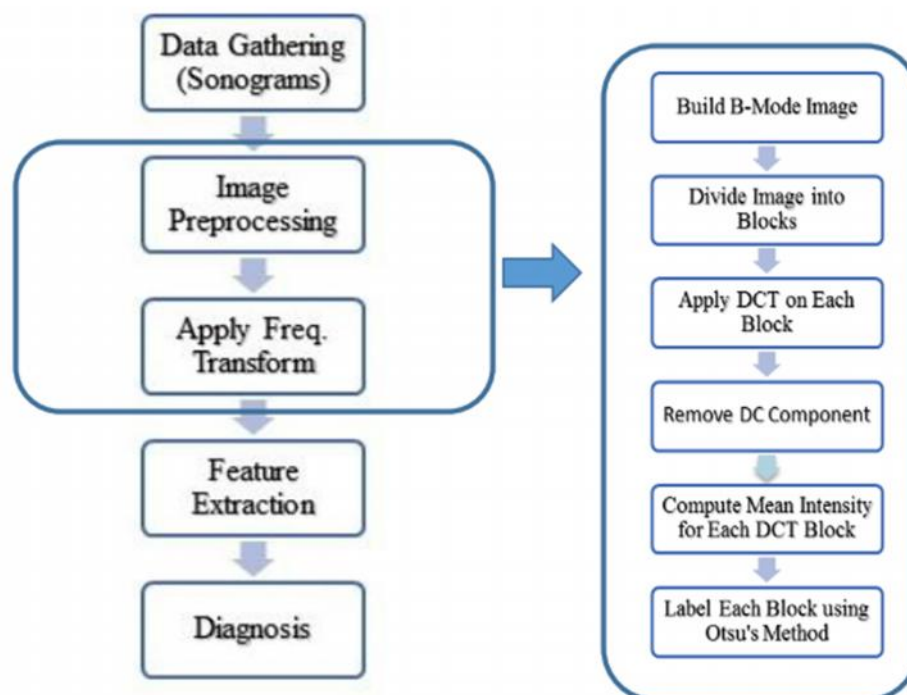
به اطلاعات و مشخصات بافت مورد نظر پی برد. و سپس با استفاده از این اطلاعات ضایعات پوستی خوش خیم و بدخیم را از یکدیگر تفکیک کرد.

**فرآیند انجام کار:** در این بخش الگوریتم کلیه پردازشهای صورت گرفته همانگونه که در شکل ۳ نشان داده شده، شرح داده شده است.

**بانک داده های تحقیق:** بانک داده های این تحقیق شامل ۴۰۰ نمونه تصویر سونوگرافی از بیماران در رنج سنی ۱۸ تا ۶۸ سال بوده، که تعداد ۲۲۰ نمونه از آن در دسته سرطان پوست از نوع بازال سل کارسینوما، و تعداد ۱۸۰ نمونه از آن، در دسته ضایعات خوش خیم نظیر خالهای پوستی، قارچها و زخمهای لیپودرماتیک و یا زخمهای کراتو قرار گرفت. نکته قابل توجه در این داده ها وجود گزارشات پاتولوژیک قطعی به همراهشان بود که این امر به نوبه خود دقت و صحت نتایج حاصله را به طور چشمگیری بالا می برد.

**پیش پردازش تصاویر:** فرآیند پیش پردازش تصاویر شامل مراحل زیر است:

۱- خواندن داده ها و نمایش آن بصورت RF (۲) تبدیل تصویر RF به تصویر B-Mode



شکل ۳- الگوریتم انجام تحقیق

تفکیک این ضایعات مورد استفاده قرار گیرد؛ این موضوع یکی از مهم‌ترین اهداف پژوهش انجام شده می‌باشد.

با حصول این نتیجه جهت بررسی دقیقتر موضوع، تصویر بلوک بندی شده مورد آنالیز قرار گرفت. به این ترتیب تبدیل فرکانسی هر بلوک از تصویر به صورت مجزا محاسبه گردید و مقدار فرکانس تمامی بلوکهای تصویر ارزیابی شد. بر اساس محاسبات صورت گرفته، مقدار فرکانس برای بلوکهایی که شامل ضایعات خوش خیم می باشند، نسبت به ضایعات بدخیم بالاتر می باشد.

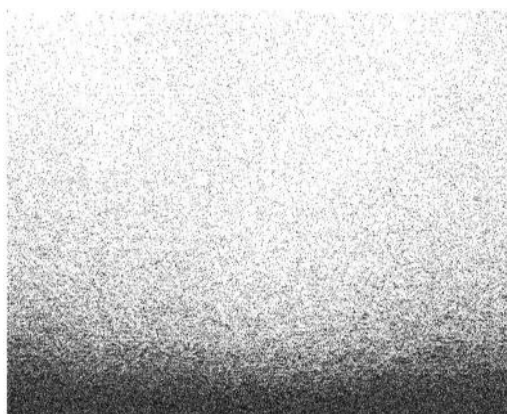
**بخش بندی تصاویر:** از آنجاکه مفهوم فرکانس، مفهومی تجمعی بوده و مقدار آن برای یک پیکسل به تنهایی معنایی نخواهد داشت. بنابراین جهت آنالیز فرکانسی یک تصویر، میبایست این آنالیز بر روی مجموعه ای از پیکسلهای آن تصویر صورت گیرد. بنابراین به لزوم بلوک بندی تصاویر پی برده می شود.

گرفته، تبدیل کسینوسی بهتر عمل نموده و با ایجاد بازه محدودتری از فرکانسها، خروجی آن از کیفیت بالاتری نسبت به تبدیل فوریه برخوردار خواهد بود (۱۲).

بنابراین در این مرحله نخست از هر بلوکی تبدیل کسینوسی گرفته می‌شود و در خروجی، ماتریسی دقیقاً هم سائز خود بلوک ایجاد خواهد شد.

با انجام تبدیل فرکانسی به روی کل تصویر (بدون در نظر گرفتن بلوک بندی)، مشاهده گردید که تبدیل کسینوسی تصاویر ضایعات بدخیم، شدت حضور فرکانسی کمتری در مقایسه با تبدیل کسینوسی تصاویر ضایعات خوش خیم دارند (۱۳). این موضوع در تصاویر شکل‌های  $a_4$  و  $b_4$  به وضوح نمایان است.

بنابراین احراز گردید که تبدیل کسینوسی تصاویر ضایعات خوش خیم و بدخیم، تا حدی با هم اختلاف داشته و این موضوع بیانگر اختلاف ذاتی این ضایعات از لحاظ خصوصیات فرکانسی می باشد. بنابراین مشخصه فرکانس میتواند بعنوان یک شاخص مناسب برای



(a)



(b)

شکل ۴- (a) تبدیل فرکانسی حاصل از تصویر یک ضایعه بدخیم، (b) تبدیل فرکانسی حاصل از تصویر یک ضایعه خوش خیم



تحقیق، ۶۰٪ داده‌های موجود به الگوی تعلیم، ۲۰٪ به الگوی تست و ۲۰٪ داده‌ها به عنوان داده‌هایی که شبکه تا به حال با آنها مواجه نشده، اختصاص یافت.

به این ترتیب ابتدا تصاویر از حوزه زمان به حوزه فرکانس انتقال داده شد و سپس جهت تسهیل محاسبات با استفاده از الگوریتم کاهش ابعاد SVD، مقادیر ویژه ماتریس تصویر استخراج گردیده، و نهایتاً این ۳۸۴ مشخصه، به عنوان ورودی به طبقه بندی کننده شبکه عصبی داده شد.

شبکه مورد استفاده در این تحقیق، پرسپترون چند لایه تشخیص الگو بوده که نمایی کلی آن در شکل ۵۵ مشاهده می‌شود. در طراحی و معماری این شبکه پیچیده، پارامترهای زیادی دخیل بوده که میبایست پیش از آموزش، مورد بررسی و تحلیل دقیق قرار بگیرند تا بتوانند شبکه را به بهترین حالت ممکن رهنمون سازند. مهمترین این پارامترها عبارتند از تعیین تعداد لایه‌های پنهان، تعداد نورون‌های هر لایه و تعداد دفعات تعلیم (Epoch). نکته حائز اهمیت در این مورد تاثیر پذیری این پارامترها از خواص مختلف داده‌ها، تعداد نمونه‌ها، بعد بردار ورودی و ... است.

در طراحی این شبکه تعداد ۲ لایه‌های پنهان با در نظر گرفتن تعداد ۱۰ نورون در هر لایه منظور شده است. همچنین الگوریتم یادگیری این شبکه الگوریتم Back propagation بوده که یک الگوریتم کاهش‌یافته گرادین می‌باشد. از طرفی به منظور افزایش سرعت کار شبکه، از روش یادگیری Levenberg-Marquardt استفاده گردیده و به منظور نتیجه‌گیری بهینه با کمترین میزان خطا، تابع (Mean Squared Error - SSE) به عنوان تابع Performance شبکه انتخاب شده است.

گام بعدی انتخاب توابع انتقال مناسب برای هر لایه می‌باشد که در اینجا از توابع tang hyperbolic یا tang sigmoid به منظور خروجی نرم و مشتق پذیر در لایه‌های میانی و در لایه آخر از تابع softmax به منظور طبقه بندی نهایی استفاده شده است.

در شکل ۵۵ منحنی خطای حاصل از کارکرد سیستم آورده شده است. نمودارهای شکل ۵۵ بیانگر دقت بالا و خطای پایین این الگوریتم می‌باشد، به گونه‌ای که متوسط خطای آموزش سیستم پس از ۷۵ تکرار به  $10^{-2}$  است.

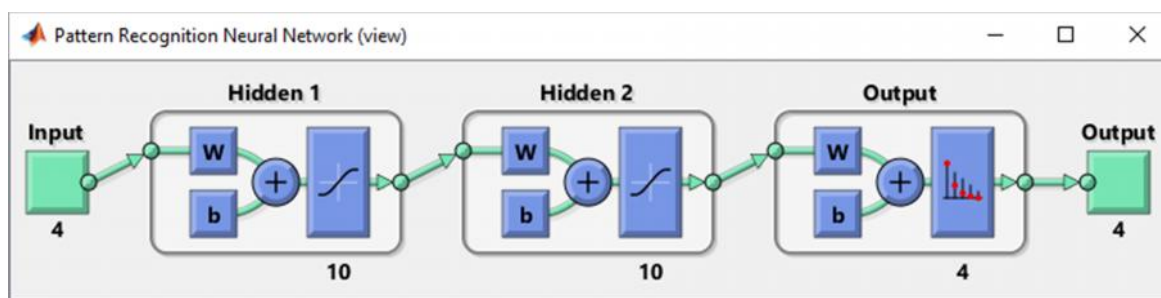
یقیناً هرچه ابعاد بلوکها کوچکتر بوده و به سبب پیکسل‌ها نزدیکتر شود، دقت تحلیلها بالاتر خواهد رفت. از طرفی مفهوم فرکانس، مشخصه‌ای نسبی است نه مطلق؛ بنابراین پروسه تشخیص بدخیمی یک ضایعه، می‌بایست در هر تصویری بصورت مجزا و بنابر ویژگیهای فرکانسی همان تصویر صورت گیرد.

پس از انجام تبدیل کسینوسی روی بلوکها، از هر ماتریس بدست آمده یک میانگین گرفته می‌شود که حاصل آن یک عدد خواهد شد. این عدد بیانگر میانگین شدت حضور همه فرکانسهای موجود در آن بلوک خواهد بود. با جایگزین نمودن این عدد در هر بلوک از تصویر اصلی، ماتریسی  $m*n$  حاصل می‌شود که ماتریس میانگین شدت فرکانسیتصویر خواهد بود.

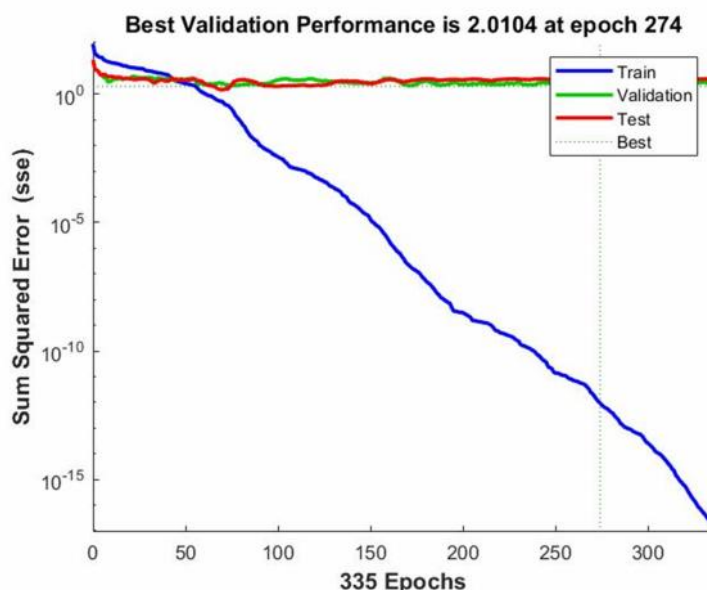
اکنون با توجه به نسبی بودن شاخص فرکانس، نیاز به تعریف مقدار آستانه برای هر تصویر به صورت مجزا وجود خواهد داشت. پارامترهای زیادی در این مسئله دخیل بوده، از جمله تفاوت نوع پوست افراد مختلف، مشخصات بافت آنها، نحوه تصویربرداری و برخی دیگر از متغیرها. این پارامترها سبب می‌شوند تحلیل شرایط فرکانسی تصاویر پیچیده تر شده، بصورتیکه نمیتوان بصورت خطی و ساده نسبت به تفکیک و تشخیص انواع ضایعات اقدام نمود.

برای دستیابی به راه حل مناسب، تحقیقات و مطالعات فراوانی صورت گرفت و در نهایت این نتیجه حاصل گردید که استفاده از برنامه Otsu's adaptive جهت آستانه یابی در پردازش تصویر این بخش می‌تواند دقت نتایج حاصله را تا حد زیادی بالا ببرد (۱۴)، (۱۵). به این ترتیب با اجرای این برنامه به طور مجزا، به روی بانک داده‌های تحقیق، آستانه تعیین بلوکهای سالم از بلوکهای ضایعه دار بر اساس شدت حضور فرکانسهای مختلف در هر بلوک از تصویر، مشخص گردید و تصاویر به طور هوشمند و با دقت بسیار بالایی به بخشهای سالم و درگیر ضایعه تفکیک گردیدند.

**دسته بندی سونوگرامها:** پس از تفکیک هوشمند بخشهای درگیر ضایعه در تصاویر و مشخص کردن دقیق مختصات آنها، نوبت به دسته بندی ضایعات در دو دسته خوش خیم و بدخیم می‌رسد. برای این منظور از شبکه‌های عصبی مصنوعی استفاده گردیده است. برای راه اندازی شبکه و حصول نتیجه بهینه در این



(a)



(b)

شکل ۵- (a) شبکه عصبی طراحی شده، (b) منحنی خطای حاصل از آموزش سیستم

آمده است (نحوه ارتباط مشخصات فرکانسی بافت و نوع ضایعه در قسمت فرآیند کار و در قسمت بخش بندی تصاویر بصورت کامل شرح داده شده است). در شکل ۷ کل فرآیند تفکیک پوست به دو بخش سالم و ضایعه دار بصورت شماتیک نشان داده شده است.

نتایج این بخش، در جدول ۱ برای تعداد ۵۰ نمونه از داده‌های پژوهش از هر دو دسته ضایعات مفروض، لیست شده است. از آنجا که ثبت کلیه مشخصات همه تصاویر، برای هر ۴۰۰ نمونه بانک داده ی این تحقیق، به صورت جامع و کامل نیازمند جداول بزرگ و پر حجمی می‌بوده که در این مقاله نمی‌گنجید (مشخصاتی نظیر ابعاد ضایعه، تاریخ مراجعه بیمار، نوع ضایعه، حد آستانه تصاویر)، لذا در جدول ۱ تنها تعداد محدودی نمونه از داده های این تحقیق جهت بررسی و آنالیز گنجانده است و از ما بقی نمونه ها در این مقال

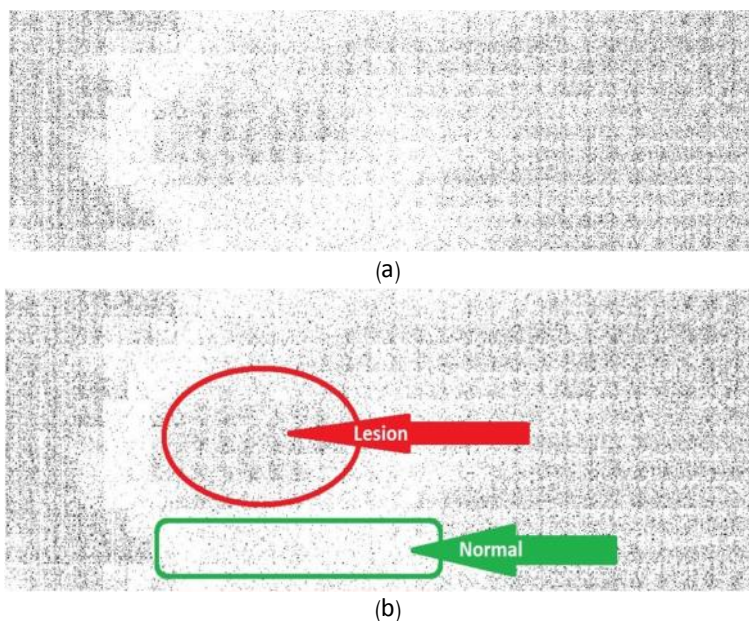
رسید.

## یافته‌ها

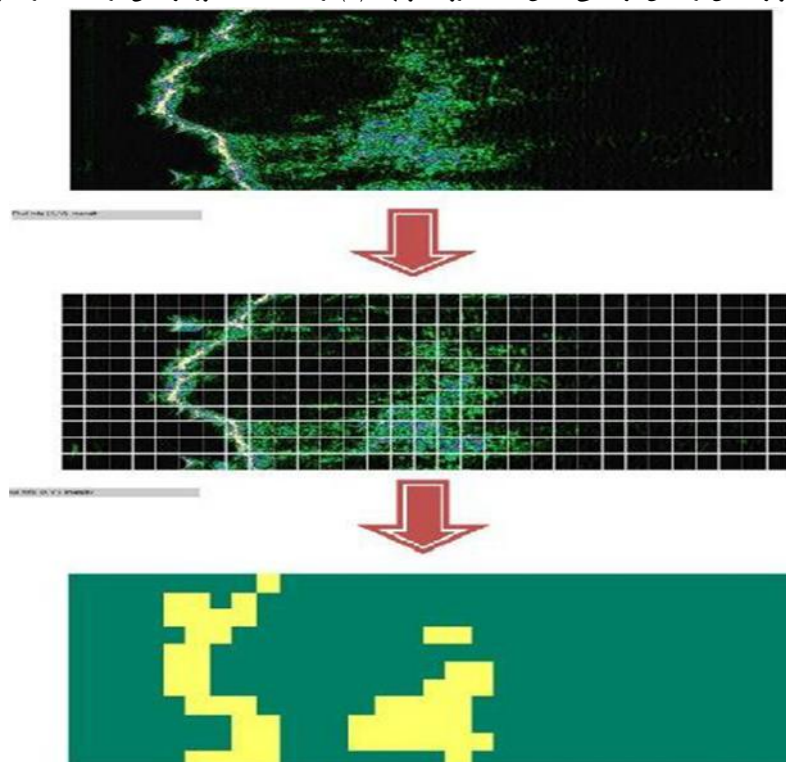
به این ترتیب روند کلی فرآیند این تحقیق را میتوان بصورت خلاصه در ادامه شرح داد:

در گام نخست سونوگرام ضایعات پوستی بلوک بندی گردیده و در گام دوم از تک تک بلوکهای هر تصویر، نظیر شکل ۶a، تبدیل فرکانسی گرفته می شود.

در گام بعدی جهت تفکیک بخشهای سالم از بخشهای درگیر ضایعه در تصویر، برای هر عکس به طور مجزا، حد آستانه ای تعیین گردید، که با کمک آن بتوان بطور قطع بیان داشت که کدامیک از بلوکهای مفروض، شامل بافت سالم بوده و کدامیک درگیر ضایعات پوستی شده اند. ارتباط شدت حضور فرکانس در تکه ای از تصویر با نوع ضایعه در آن، در شکل ۶b



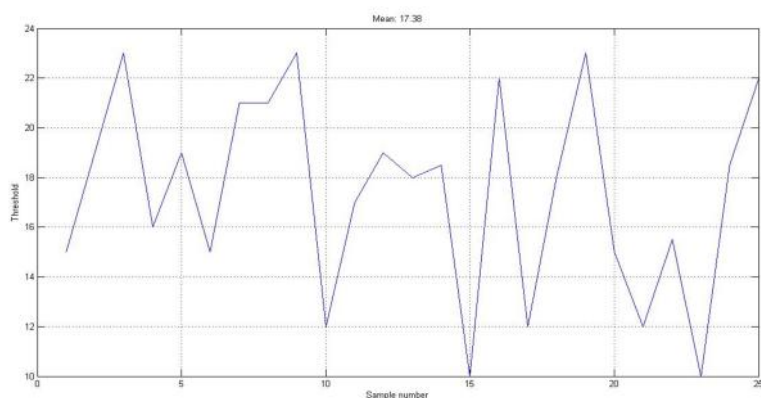
شکل ۶- (a) تصویر حاصل از تبدیل فرکانسی اعمال شده به روی بلوکها، (b) ارتباط شدت حضور فرکانس در تکه ای از تصویر با نوع ضایعه



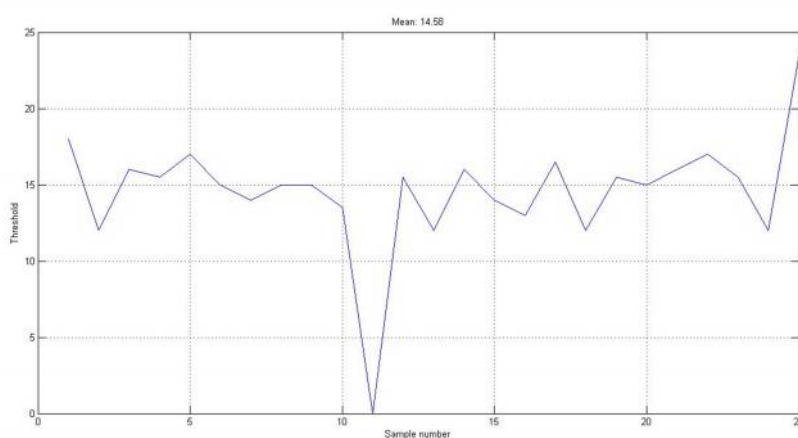
شکل ۷- فرآیند دسته بندی نهایی تصویر به بلوکهای سالم و ضایعه دار بر اساس آستانه انتخابی

خیم نسبت به تصاویر ضایعات بدخیم، مقادیر بیشتری را به خود اختصاص داده است. بطوریکه مقدار این میانگین برای ۲۵ داده خوش خیم مندرج در جدول ۱، برابر با ۱۷/۳۸ و برای ۲۵ داده بدخیم مفروض معادل ۱۴/۵۷ می باشد.

صرف نظر شده است. البته این محاسبات بر روی کلیه داده های پژوهش صورت گرفته، ولی در اینجا تنها تعداد محدودی از موارد جهت نمونه آورده شده است. همانگونه که در جدول ۱ مشاهده می شود، میانگین حد آستانه شدت فرکانسی در تصاویر ضایعات خوش



(a)



(b)

شکل ۸- (a) گراف میانگین حد آستانه تصاویر ضایعات خوش خیم، (b) گراف میانگین حد آستانه تصاویر ضایعات بد خیم

نتایج این منحنی نشان می‌دهد که الگوریتم طراحی شده این تحقیق، در آستانه انتخاب شده به مقادیر  $FPR = 5\%$  و  $FNR = 2\%$  دست یافته است. در جدول ۲ این مشخصات را به تفکیک نشان می‌دهد. به عبارتی با کمک این سیستم طراحی شده، گذشته از کاهش تعداد موارد تشخیصی مثبت کاذب که منجر به تحمیل هزینه‌های اضافی و فشارهای روحی و جسمی به روی بیماران مشکوک می‌شد، تعداد موارد منفی کاذب نیز که منجر به از دست دادن تشخیص صحیح اولیه می‌شود نیز کاهش خواهد یافت.

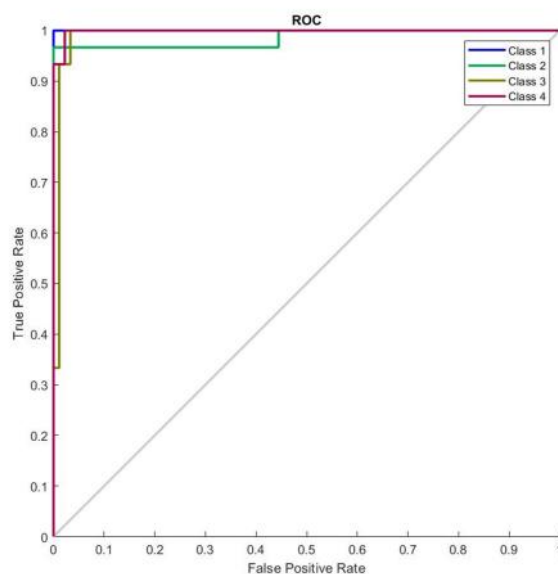
### بحث

در این مقاله در باب فیزیولوژی بافت پوست و چگونگی نحوه شکل‌گیری و رشد یک توده بدخیم در این بافت حیاتی توضیح مختصری ارائه شد. همچنین

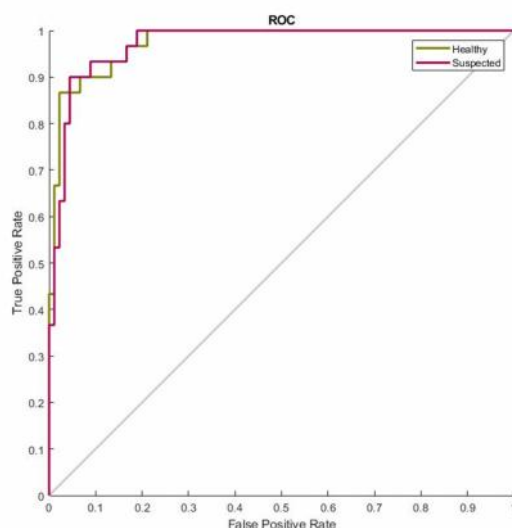
نتایج درج شده در جدول ۱، برای درک بهتر در نمودارهای شکل ۸ ترسیم شده است.

با توجه به تمامی مطالب عنوان شده، منحنی ROC الگوریتم طراحی شده برای بخش قسمت بندی در شکل ۹a آمده است.

با کمک بهره‌گیری از شبکه‌های عصبی مصنوعی این امکان فراهم گردید که قضاوت در مورد بدخیمی یا خوش‌خیمی ضایعات تصویر با دقتی بسیار بالا و درصد خطایی در رنج ۲-۱۰ صورت گیرد. با توجه به تمامی مطالب عنوان شده، منحنی ROC الگوریتم طراحی شده در این تحقیق در شکل ۹b آمده است. همانگونه که در این شکل ملاحظه می‌شود، سطح زیر منحنی گسترده و بالای این شکل دلالت بر موفقیت آمیز بودن این آزمون دارد. این تحقیق در آستانه انتخاب شده به حساسیت ۹۸٪ و ویژگی معادل ۵٪ دست یافته است.



(a)



(b)

شکل ۹- (a) منحنی ROC برای الگوریتم تفکیک ضایعه از پوست سالم، (b) منحنی ROC الگوریتم طراحی شده برای تفکیک ضایعه بدخیم و خوش خیم

در این پژوهش نوین، با استناد بر مفاهیم دانش بیورزونانس، که در واقع علم تشخیص بیماری‌ها با استفاده از فرکانس سلولی آنها می باشد و درمورد بسیاری از بیماری‌ها که تشخیص آنها با کمک روش‌های مرسوم پزشکی امکان پذیر نیست، بسیار کارآمد و راهگشا می باشد، و با تکیه بر تجارب پیشین در زمینه تشخیص بیماریهای بدخیم پوستی مبتنی بر

در رابطه با روشهای مختلف اسکن این بافت و تشخیص وجود عارضه در آن نیز مباحثی به اختصار بیان گردید و روش تصویر برداری سونوگرافی با عنوان یکی از بهترین و پر کاربرد ترین ابزارهای تشخیصی پزشکی جهت به تصویر کشیدن بافتهای نرمی همچون پوست مطرح گردید و در ادامه در راستای تشخیص ساختار بافت، روشی هوشمند ارائه گردید.



**جدول ۱- نتایج اختلاف میزان حد آستانه تصاویر ضایعات مختلف**

حد آستانه تصویر	شماره بیمار مبتلا به ضایعات بدخیم از نوع BCC	حد آستانه تصویر	شماره بیمار مبتلا به ضایعات خوش خیم
۱۸	۲۶	۱۵	۱
۱۲	۲۷	۱۹	۲
۱۶	۲۸	۲۳	۳
۱۵	۲۹	۱۶	۴
۱۷	۳۰	۱۹	۵
۱۵	۳۱	۱۵	۶
۱۴	۳۲	۲۱	۷
۱۵	۳۳	۲۱	۸
۱۵	۳۴	۲۳	۹
۱۳/۵	۳۵	۱۲	۱۰
۱۲	۳۶	۱۷	۱۱
۱۵	۳۷	۱۹	۱۲
۱۶	۳۸	۱۸	۱۳
۱۴	۳۹	۱۸/۵	۱۴
۱۳	۴۰	۱۰	۱۵
۱۶/۵	۴۱	۲۲	۱۶
۱۲	۴۲	۱۲	۱۷
۱۵/۵	۴۳	۱۸	۱۸
۱۵	۴۴	۲۳	۱۹
۱۶	۴۵	۱۵	۲۰
۱۷	۴۶	۱۲	۲۱
۱۵	۴۷	۱۵	۲۲
۱۲	۴۸	۱۰	۲۳
۲۳/۵	۴۹	۱۸	۲۴
۱۴/۵	۵۰	۲۲	۲۵
۱۴/۵۷	میانگین حد آستانه ضایعات بدخیم	۱۷/۳۸	میانگین حد آستانه ضایعات خوش خیم

**جدول ۲- مشخصات الگوریتم**

Classes	FN	FP	TP	TN
Class 1	0	0	100	100
Class 2	1.1	0	100	98.90
Class 3	0	9.09	90.91	100
Class 4	2.17	0	100	97.83

شیوه‌های مختلف پردازش تصویر، پاسخ فرکانسی این بافت در دو حالت ضایعات خوش خیم و بدخیم، یافته و ثبت گردید و سپس با آنالیز و تحلیل‌های فرکانسی مربوطه نهایتاً اختلاف بین این دو بافت تشخیص داده شد. نهایتاً پس از تشخیص افتراق پاسخ فرکانسی این دو بافت پوستی از یکدیگر، می‌توان نتیجه گرفت که فرکانسهای مشخصه بافت پوستی که دچار ضایعه بدخیم گردیده با فرکانسهای مشخصه بافت پوست سالم و یا فرکانسهای مشخصه ضایعات پوستی خوش خیم از تفاوت‌هایی هر چند بسیار اندک ولی قابل تامل برخوردارند. به این ترتیب با پیشبرد کار در این راستا، می‌توان به این باور رسید که روش ارائه شده در این

آنالیز سونوگرامهای پوستی، این نتیجه حاصل گردید که بافت پوست به عنوان بافتی زنده و دارای حیات، دارای فرکانس پویایی مختص به خود بوده، و در نتیجه رفتارها و عکس‌العملهای این بافت، تابع قوانین کلی حاکم بر فرکانسها، خواهد بود. همچنین می‌توان اذعان داشت که بافتهای پوستی سالم و ناسالم، از فرکانسهای پویای متفاوتی برخوردار بوده و همین امر سبب ثبت اکوهای مختلف در بررسی سونوگرافی این بافت شده و عامل اصلی افتراق دو ضایعه خوش خیم و بدخیم در سونوگرامهای پوست نیز، خواهد بود. بنابراین در این تحقیق با تابش پرتوهای فراصوت به بافت پوست، و ثبت اکوهای بازتابشی آن، با بکارگیری

2nd International Conference on Information & Communication Technologies; 2006 24-28 April 2006.

2. Wortsman X, Wortsman J. Clinical usefulness of variable-frequency ultrasound in localized lesions of the skin. *J Am Acad Dermatol.* 2010;62(2):247-56.

3. Kia Sh, Setayeshi S, Shamsaei M, Kia M. Computer-aided diagnosis (CAD) of the skin disease based on anintelligent classification of sonogram using neural network. *Neural Comput Appl.* 2013;22(6):1049-62.

4. Jovanovi D, Paravina M, Spalevi L, Stanojevi M, Todorovi J, Binic I, et al. Characteristics of malignant melanoma examined by 20-MHz ultrasound. *Facta Univ Med Biol.* 1997;5.

5. Wright C, Kroner CI, Draijer R. Non-invasive methods and stimuli for evaluating the skin's microcirculation. *J Pharmacol Toxicol Methods.* 2006;54:1-25.

6. Weichenthal M, Mohr P, Breitbart EW. The velocity of ultrasound in human primary melanoma tissue - implications for the clinical use of high resolution sonography. *BMC Dermatol.* 2001;1(1):1.

7. Wendtner MS. Ultrasound Technology in Dermatology. *Dermatol Surg.* 2008;27(1):44-51.

8. www.episcan.com

9. Gammal SE, Gammal CE, Kaspar K, Pieck C, Altmeyer P, Vogt M, et al. Sonography of the Skin at 100 MHz Enables In Vivo Visualization of Stratum Corneum and Viable Epidermis in Palmar Skin and Psoriatic Plaques<sup>1</sup>. *J Invest Dermatol.* 1999;113(5):821-9.

10. Iran is a new member of the Bioresonance World Club. *Transform Mag.* 2013;132:14-5.

11. Iran is a new member of the Bioresonance World Club. *Transform Mag.* 2013;12:132-3.

12. Rubel A, Lukin V, Uss M, Vozel B, Pogrebnyak O, Egiazarian K. Efficiency of texture image enhancement by DCT-based filtering. *Neurocomputing.* 2016;175:948-65.

13. Peloschek P, Novotny C, Mueller-Mang C, Weber M, Sailer J, Dawid M, et al. Diagnostic imaging in Merkel cell carcinoma: Lessons to learn from 16 cases with correlation of sonography, CT, MRI and PET. *Eur Radiol.* 2010;73(2):317-23.

14. Segzin MSankur B. Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation. *J Electron Imaging.* 2004;13:146-65.

15. Otsu N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Syst.* 1979;9(1):62-6.

پژوهش برای یافتن فرکانسهای طبیعی بافت پوست، مطابق با مبانی مقدماتی متد بایورزونانس بوده و بنابراین از استاندارد لازم برخوردار می باشد.

## نتیجه گیری

آنچه که از این بحث استنباط گردید این بود که به علت عکس العملهای متفاوت دو بافت پوستی سالم و ناسالم، در مقابل تحریکات تابشی از نوع فراصوت، پاسخ فرکانسی این دو بافت از یکدیگر متمایز بوده و فرکانس امواج بازگشتی از آن دو نمونه بافت، متفاوت خواهد بود. همین نتیجه توانست به عنوان نقطه عطفی در این پژوهش جدید، مورد استفاده واقع شود.

بنابراین در مقایسه روش تشخیصی ارائه شده در این مقاله، با روشهای متداول تشخیصی و درمانی در طب رایج، فواید و مزایای این روش به اختصار در چند سطر زیر دسته بندی می شود:

i. عدم نیاز به مراجعات پراکنده و صرف وقت و هزینه کمتر

ii. غیر تهاجمی بودن روش و عوارض جانبی کمتر و ایمنی بیشتر بیمار

iii. تشخیص زود هنگام بیماری در مراحل اولیه شکل گیری ضایعه بدخیم

iv. سهولت روش و عدم احساس ناخوشایند و درد برای بیمار

v. امکان گسترش و بسط کاربرد این شیوه در بخشهای دیگر پزشکی

vi. دقت بالا و سرعت زیاد تشخیص به کمک این روش امری است غیر قابل انکار و در بیماریهایی نظیر سرطان که پارامتر زمان حرف اول را در به ثمر رسیدن درمان، میزند، استفاده از شیوه پیشنهادی می تواند بسیار کارآمد باشد.

در خاتمه مجدداً بیان می دارد که با بکار گیری الگوریتم طراحی شده در این مقاله و با کمک روشی کاملاً غیر تهاجمی، تشخیص صحیح و دقیق بیماری با سرعتی بسیار بالا صورت خواهد گرفت.

## References

1. Kallel IF, Kallel M, Bouhlel MS, editors. A Secure fragile Watermarking Algorithm for medical Image Authentication in the DCT Domain. 2006