

تفکیک لایه های پوست در تصاویر فراصوت

تفکیک لایه های پوست در تصاویر فراصوت با استفاده از تطبیق ویژگی و تفکیک کننده فازی - عصبی

مجید عباسی^۱، محمد جواد ابوالحسنی^۲، محمد حسین میران بیگی^۳، علیرضا احمدیان^۴، پروین منصوری^۵

- 1- دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
- 2- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی تهران
- 3- استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران. ایران
- 4- استادیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی تهران
- 5- استاد گروه پوست دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان امام خمینی تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: 85/8/8 تاریخ پذیرش مقاله: 85/9/18

چکیده

مقدمه: اندازه گیری ضخامت پوست روشی مهم در تشخیص، کنترل درمان و بررسی تاثیر داروها در بیماریهای پوست می باشد. در سالهای اخیر با توسعه روشهای تصویربرداری فراصوت بسامد بالا، امکان اندازه گیری ضخامت پوست به صورت غیرتهاجمی فراهم آمده است. در این مقاله روشی جدید برای تفکیک و اندازه گیری ضخامت لایه های پوست با استفاده از تصاویر بی - اسکن^۱ فراصوت ارائه می شود.

مواد و روشها: تصاویر بی - اسکن فراصوت پوست با استفاده از سیستم فراصوت پوستی اسکن - سی^۲ با پروپ 20 مگاهرتزی، تهیه شده است. در این تحقیق برای استخراج مرز بین لایه های پوست، از تلفیق تطبیق ویژگی^۳ با تفکیک کننده فازی - عصبی استفاده شده است. در این روش ابتدا با استفاده از تطبیق ویژگی، آرایه احتمال برای مرز بین لایه ها تشکیل می شود، سپس با استفاده از تفکیک کننده فازی - عصبی مرز میان لایه ها از آرایه مزبور استخراج می گردد. به منظور ارزیابی روش، روش پیشنهادی بر روی 50 تصویر گرفته شده از پوست صورت افراد مختلف، آزمایش شده و نتایج حاصل به دو صورت بررسی شدند، صحت عملکرد روش پیشنهادی در تفکیک لایه های پوست تحت نظر دو پزشک متخصص پوست سنجیده شده و صحت اندازه گیری ضخامت لایه های پوست بوسیله بافت شناسی ارزیابی شده است. همچنین حساسیت روش مزبور به پارامترهای ویژگی مورد استفاده و نویز آزموده شده است.

نتایج: نتایج بدست آمده از آزمایشهای انجام شده نشان می دهد که روش پیشنهادی با صحت 86 درصد لایه های مختلف پوست را از یکدیگر متمایز می سازد. همچنین مقایسه نتایج حاصل از اندازه گیری ضخامت لایه های پوست با روش این مقاله و اندازه گیری بوسیله بافت شناسی تا دقت صدم میلیمتر همخوانی را نشان می دهد. بردار ویژگی ضرایب تبدیل کسینوسی گسسته^۵ بهترین عملکرد را برای تفکیک لایه های پوست از خود نشان می دهد.

بحث و نتیجه گیری: نتایج حاصل از این تحقیق نشان می دهد که تفکیک کننده فازی - عصبی می تواند به عنوان ابزاری با قابلیت اطمینان بالا در پردازش تصاویر فراصوت پوست بکار رود. همچنین روش پیشنهادی برخلاف روشهای موجود نیازی به مقداردهی اولیه نداشته و در برابر نویزهای متداول در تصاویر فراصوت پایداری نسبی از خود نشان می دهد. لذا این روش قابلیت آن را دارد که در کاربردهای کلینیکی برای پایش^۶ اثرات دارویی بر فرآیند درمان پوست استفاده شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره 2، شماره 9، زمستان 84: 71-80)

واژگان کلیدی: ضخامت پوست، تصاویر فراصوت، تطبیق ویژگی، فازی - عصبی

1- B-scan
2- DermaScan C
3- Feature matching
4- Classifier
5- Discrete Cosine Transform
6- Monitoring

* نویسنده مسؤول: محمد جواد ابوالحسنی
آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی،
دانشگاه علوم پزشکی تهران abolhasm@sina.tums.ac.ir
تلفن: +98 (021) -88973653

1- مقدمه

این است که همگرایی آن به شدت به پارامترهایی نظیر مقادیر اولیه حساس است [12]. اشکال فوق باعث می‌شود که استفاده از روش مذکور به عنوان یک ابزار قابل اطمینان برای اندازه‌گیری ضخامت پوست ممکن نباشد. در این تحقیق، روشی جدید برای تفکیک لایه‌های پوست در تصاویر فراصوت پیشنهاد می‌شود که از روش تطبیق ویژگی و تفکیک کننده‌ی فازی - عصبی⁷ استفاده می‌کند. بردارهای ویژگی استخراجی از پوست شامل ضرایب موجک⁸ (به کمک توابع پایه مختلف)، ضرایب تبدیل کسینوسی گسسته⁹ و ضرایب تبدیل فوریه می‌باشند. با توجه به این واقعیت که بردارهای ویژگی استخراجی از نواحی مختلف پوست همپوشانی قابل توجهی با هم دارند، استفاده از تفکیک کننده‌ی فازی - عصبی امکان تفکیک بهتری بین لایه‌ها را نسبت به روشهای موجود فراهم می‌سازد.

2- مواد و روشها

1-1- روش پیشنهادی

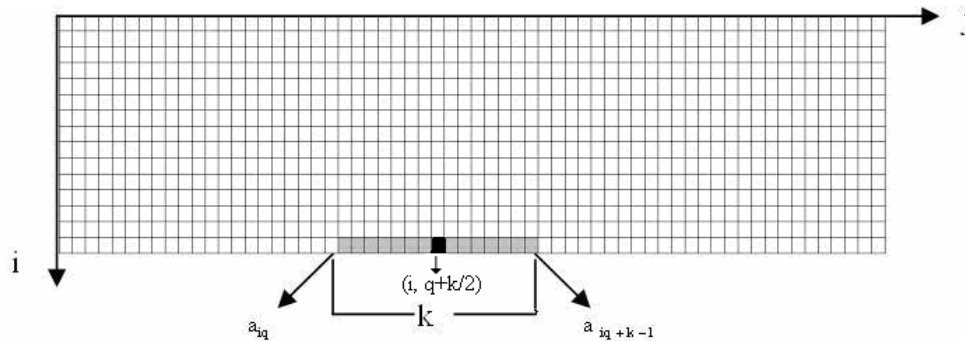
ابتدا تصویر گرفته شده از پوست، با استفاده از روش آستانه گذاری خودکار¹⁰ به تصویر دودویی تبدیل و A نامیده می‌شود [13]. این تصویر دارای 224 سطر و 1024 ستون می‌باشد و بطور الگوار در شکل 1 نشان داده شده است.

تصویربرداری فراصوت روشی متداول برای بافتهای نرم بدن انسان است [1]. در سالهای اخیر با پیشرفت فناوری و فراهم شدن شرایط استفاده از فراصوت با بسامدهای بالاتر از 15 مگا هرتز، امکان تصویربرداری از پوست انسان به کمک این روش فراهم آمده است [2,3]. از زمره‌ی اولین کاربردهای فراصوت در درماتولوژی، اندازه‌گیری ضخامت پوست نرمال بوده است [4]. ضخامت پوست بعنوان شاخصی از شدت و همچنین بعنوان وسیله‌ای برای بازبینی پاسخهای درمانی بیماری پسروریازیس استفاده گردیده است [5,6]. با پیشرفت سیستمهای تصویربرداری فراصوت استفاده از فناوری بی - مد¹ در درماتولوژی فراهم شده است و سودمندی تصویربرداری فراصوت در تشخیص بیماریهای موضعی² و منتشر³ پوست به اثبات رسیده است [7]. به موازات گسترش روشهای فراصوت برای تصویربرداری از پوست انسان روشهای تفسیر تصاویر حاصل از این روش نیز گسترش یافته‌اند [8, 9, 11]. تاکنون در پژوهشهای مختلفی از روشهای مبتنی بر پردازش تصویر برای استخراج اطلاعات از تصاویر فراصوت پوستی استفاده شده است. بعنوان مثال پارامتر سایه اکوستیکی برای تشخیص ضایعه کارسینوم سلولهای بازال⁴ (BCC) در پوست بکار گرفته شده است [10]. در دسته دیگری از روشها، تصویر حاصل از پوست به عنوان بافت⁵ در نظر گرفته شده و از استخراج پارامترهای بافت برای تفسیر آن استفاده شده است [8,9]. در برخی روشها از مفهوم کانتورفعال⁶ جهت تفکیک لایه‌های پوست و اندازه‌گیری ضخامت درم استفاده شده است [11]. محدودیت روش فوق

- 1- B-Mode
- 2- Focal
- 3- Diffuse
- 4- Basal cell carcinoma
- 5- Texture
- 6- Active contour

- 7- Neuro-fuzzy
- 8- Wavelet
- 9- Discrete cosine transform
- 10- Automated thresholding

تفکیک لایه های پوست در تصاویر فراصوت



شکل 1- نمای الگواری از تصویر $A = \{ a_{ij} / i = 1, 2, 3, \dots, m \text{ \& } j = 1, 2, 3, \dots, n \}$: تعداد سطرهای تصویر A و n : تعداد ستونهای تصویر A می باشد.

مرجع مرز است، ویژگی استخراج می گردد. بردار ویژگی مرجع R_f و بردار ویژگی بلوک $B_{f_{iq}}$ نامیده می شود. همانطور که اشاره شد به منظور استخراج ویژگی از مدل مرجع مرز و از تصویر A از تبدیلات فوریه، موجک و تبدیل کسینوسی گسسته استفاده شده است. برای استخراج ویژگی با استفاده از تبدیل فوریه از روابط (5) و (6) استفاده می گردد [14]. که در این روابط k طول پنجره مدل مرز می باشد و ω_k از رابطه (7) محاسبه می شود.

$$R_f(n) = \sum_{j=1}^k R(j) \omega_k^{(j-1)(n-1)} \quad (5)$$

$$B_{f_{iq}}(n) = \sum_{j=1}^k B_{iq}(j) \omega_k^{(j-1)(n-1)} \quad (6)$$

$$\omega_k = e^{(-2\pi i)/k} \quad (7)$$

برای استخراج ویژگی با استفاده از تبدیل کسینوسی گسسته از روابط (8) و (9) استفاده شده است [14]. که در این روابط k طول پنجره مدل مرز می باشد و $\omega(n)$ از رابطه (10) محاسبه می گردد.

$$R_f(n) = \omega(n) \sum_{j=1}^k R(j) \cos \frac{\pi(2j-1)(n-1)}{2k} \quad (8)$$

$$B_{f_{iq}}(n) = \omega(n) \sum_{j=1}^k B_{iq}(j) \cos \frac{\pi(2j-1)(n-1)}{2k} \quad (9)$$

در گام بعد برای هر یک از مرزهای بین لایه ها، مدل مرز تعریف می گردد. مدل مرجع برای مرز بین هوا و خارجی ترین سطح پوست، مدل مرز بین اپیدرم - درم و مدل مرز بین درم - چربی به ترتیب برابر R_1, R_2, R_3 در نظر گرفته شده و با روابط (1)، (2) و (3) تعریف می شوند.

$$R_1 = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1] \quad (1)$$

$$R_2 = [1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0] \quad (2)$$

$$R_3 = [1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0] \quad (3)$$

در مرحله بعد تصویر A به بلوکهایی بطول k بر اساس رابطه (4) تقسیم می شود. در این رابطه a_{iq} پیکسلی از تصویر A می باشد که در سطر i -ام و ستون q -ام از تصویر A قرار دارد. (4)

$$B_{iq} = [a_{iq}, a_{iq+1}, \dots, a_{iq+k-1}] ; i=1, 2, \dots, m \text{ \& } q=1, 2, \dots, n-k+1$$

$$B_{iq+1} = [a_{iq+1}, a_{iq+2}, \dots, a_{iq+k}] ; i=1, 2, \dots, m \text{ \& } q=1, 2, \dots, n-k$$

همانطور که رابطه (4) نشان می دهد. هر بلوک با بلوک بعدی تنها در یک پیکسل¹ اختلاف داشته و در سایر پیکسلها با بلوک قبلی مشترک است. سپس با استفاده از تبدیل ریاضی F (تبدیل فوریه، تبدیل کسینوسی گسسته یا تبدیل موجک) از مدل مرجع مرز و بلوک B_{iq} ، که بلوکی دقیقاً هم بعد با مدل

1- Pixel

ویژگی مدل مرجع مرز، شباهت میان ویژگیهای هریک از بلوکهای $B_{f_{iq}}$ ، با ویژگی مدل مرجع (R_f) ، از روابط (15) و (16) محاسبه می شود. در رابطه (15)، نشان دهنده فاصله اقلیدسی بردار ویژگی بلوک iq تصویر A و بردار ویژگی مدل مرجع مرز می باشد که و در آرایه P قرار داده می شود. بنابراین هر یک از عناصر آرایه P $(0 \leq p_{iq} \leq 1)$ نشاندهنده احتمال مرزی بودن پیکسل (i,q) از تصویر A می باشد.

$$d_{iq} = \sum_{j=1}^k |B_f(i, j) - R_f(j)| \quad (15)$$

$$p_{iq+k/2} = \begin{cases} \frac{1}{d_{iq}} & ; d_{iq} \neq 0 \\ 1 & ; d_{iq} = 0 \end{cases} \quad (16)$$

برای یافتن مرزها، ابتدا آدرس اولین پیکسل مربوط به مرز از روی آرایه P با استفاده از رابطه (17) محاسبه می گردد و j_1 نامیده می شود.

$$j_1 = \text{median}(\text{index}[p_{iq} = 1]) \quad i=1,2,\dots,m \quad (17)$$

سپس یک همسایگی مانند L در نظر گرفته می شود و شماره خط (i) و شماره ستون (j) تمام عناصر با مقدار یک از آرایه P که در این همسایگی قرار دارند، خوانده می شود و در مجموعه ای به نام T قرار می گیرند. با توجه به این نکته که حداکثر اختلاف در مرز یک لایه بیش از یک میلی متر نمی باشد و فاصله محوری بین هر دو پیکسل در تصاویر اخذ شده $9/7$ میکرومتر می باشد، $L=50$ در نظر گرفته شده است.

$$T = \{(i, j) | p_{ij} = 1 \ \& \ j_1 - L \leq j \leq j_1 + L\} \quad (18)$$

مجموعه T شامل مختصات برخی از پیکسلهایی است که مربوط به مرز لایه می باشند. از عناصر مجموعه T برای آموزش شبکه فازی - عصبی استفاده می گردد تا سایر نقاط مرز از شبکه فازی - عصبی آموزش دیده بدست آیند. بدین ترتیب مرز کامل بین دو لایه تشکیل می گردد.

$$\omega(n) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{k}}, & n = 1 \\ \sqrt{\frac{2}{k}}, & 2 \leq n \leq k \end{cases} \quad (10)$$

یکی از ابزارهای استخراج ویژگی، تبدیل موجک می باشد. این تبدیل عبارتست از تجزیه یک سیگنال $f(t)$ به مجموعه ای از توابع $\Psi_{mn}(t)$ که از انتقال و تغییر مقیاس تابع $\Psi(t)$ (که تابع موجک مادر نامیده می شود) بدست آمده اند، می باشد [15].

$$\Psi_{mn}(t) = 2^{-m/2} \Psi(2^{-m}t - n) \quad (11)$$

که در آن m و n به ترتیب شاخصهای مربوط به تغییر مقیاس و انتقال می باشند. تابع موجک مادر و توابع مقیاس $\phi(t)$ از روابط (12) و (13) محاسبه می گردد. که در آن $\phi(t)$ تابع مقیاس، y تابع موجک و h_0 و h_1 به ترتیب فیلترهای پایین گذر و بالاگذر می باشند.

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_{n=-\infty}^{\infty} h_0(n) \phi(2t - n) \quad (12)$$

$$\Psi(t) = \sqrt{2} \sum_{n=-\infty}^{\infty} h_1(n) \phi(2t - n) \quad (13)$$

بسط تابع $f(t)$ بر حسب توابع $\phi(t)$ و Ψ بصورت زیر می باشد:

$$f(t) = \sum_n c_j(n) 2^{j/2} \phi(2^j t - n) + \sum_n d_j(n) 2^{j/2} \Psi(2^j t - n) \quad (14)$$

که در آن c_j و d_j به ترتیب ضریب مقیاس و ضریب موجک در مقیاس j می باشند. بسط فوق تبدیل موجک تابع $f(t)$ نامیده می شود. در این تحقیق ضرایب مقیاس تبدیل موجک مدل مرجع مرز (R) و بلوک (B_{iq}) بعنوان ویژگی در نظر گرفته شده است.

سپس آرایه ای به نام P ، هم سائز تصویر A و با مقادیر اولیه صفر، در نظر گرفته می شود. با استفاده از تطبیق ویژگی، یعنی مقایسه بردار ویژگی استخراجی از بلوکهای تصویر و بردار

در این شبکه فازی قوانین فازی با رابطه (20) تعریف می گردند که x و y به ترتیب معرف ورودی و خروجی شبکه می باشند.

$$x \hat{I} mf_m P \ y = p_m x + r_m \ ; \ m = 1,2 \quad (20)$$

مجموعه $\{a_m, b_m, c_m\}$ پارامترهای غیرخطی و مجموعه $\{p_q, r_q\}$ پارامترهای خطی شبکه فازی - عصبی می باشند که در حین آموزش شبکه با الگوریتم آموزش مختلط² می شوند [16]. پس از آموزش شبکه و مشخص شدن پارامترهای خطی و غیرخطی شبکه فازی - عصبی، در مرحله بعد برای یافتن سایر نقاط مرز از این شبکه آموزش دیده، استفاده می گردد.

اینک برای بدست آوردن مرز کامل میان لایه ها مجموعه ای مانند I به گونه ای تعریف می گردد که شامل شماره تمام خطهای از P باشد که در همسایگی L شامل هیچ عنصر با احتمال یک، نبوده اند.

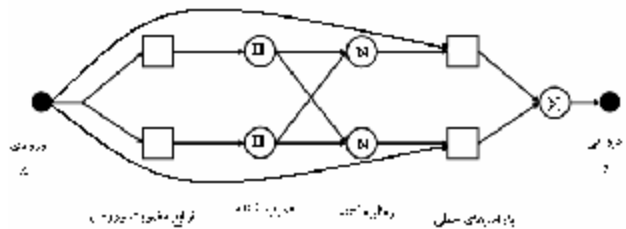
$$I = \{i \mid p_{ij} \neq 1 \ \& \ j_1 - L \leq j \leq j_1 + L\} \quad (21)$$

سپس عناصر مجموعه I به شبکه آموزش دیده ارائه می شود تا آدرس پیکسل مرز مربوط به آن در خروجی حاصل گردد. این خروجی O_i نامیده می شود. مختصات پیکسلهایی که از شبکه فازی - عصبی بدست می آیند در مجموعه ای به نام S قرار می گیرند. از اشتراک دو مجموعه T و S (رابطه 22)، مرز کامل بین دو لایه حاصل می گردد.

$$\text{Boundary} = T \cup S \quad (22)$$

این الگوریتم با استفاده از بسته نرم افزاری مت لب 7 پیاده سازی شده است. در ادامه توابع عضویت قبل و بعد از آموزش برای مرز اول تصویری که در شکل 6 (الف) نمایش داده شده است، ارائه می گردد. شکل 4 توابع عضویت μ_{f_1} و μ_{f_2} را قبل از آموزش شبکه فازی عصبی نشان می دهد.

در فرآیند آموزش شبکه فازی - عصبی از عناصر اول زوج مرتبهای (i,j) مجموعه T ، یعنی شماره خطهایی که $p_{iq} = 1$ است، به عنوان ورودی شبکه فازی - عصبی و از عناصر دوم زوج مرتبهای (i,j) مجموعه T ، شماره ستونهای متناظر، به عنوان خروجی متناظر برای آموزش شبکه فازی - عصبی استفاده می شود. شبکه فازی - عصبی که در این تحقیق استفاده شده از نوع ANFIS می باشد و ساختار آن در شکل 2 نشان داده شده است [16].

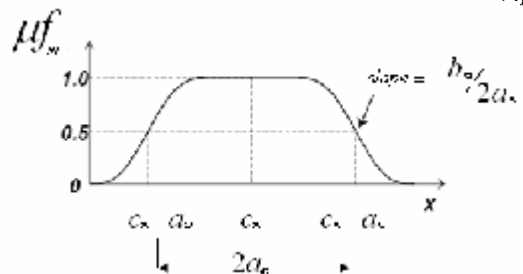


شکل 2- ساختار شبکه فازی - عصبی

توابع عضویت ورودی به ترتیب μ_{f_1} و μ_{f_2} نامیده می شود که هر دو تابع زنگوله ای¹ شکل بوده و با رابطه (19) تعریف می شوند.

$$\mu_{f_m}(x) = \frac{1}{1 + \left[\frac{x - c_m}{a_m} \right]^{2b_m}} \quad m = 1,2 \quad (19)$$

در شکل زیر تابع زنگوله ای رسم شده است، چنانکه ملاحظه می شود c_m مرکز تابع، $2a_m$ نشان دهنده عرض آن و $\frac{-b_m}{2a_m}$ معرف شیب تابع است.



شکل 3 - نمایش پارامترهای تابع عضویت زنگوله ای

- 1- حبابهای هوای در ژل به مقدار حداقل کاهش یافته باشد زیرا حبابها باعث ایجاد اکوی خیلی قویی به دلیل جذب انرژی توسط آنها می گردند که این امر موجب ظهور ستونهایی از سایه در زیر حبابها می شود.
- 2- پروب به صورت عمودی قرار گرفته است تا یک برش اریب از پوست اندازه گیری نگردد.

3-2 - روش ارزیابی صحت عملکرد روش پیشنهادی

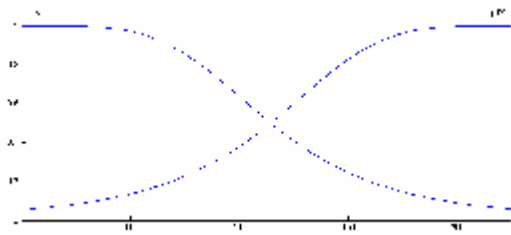
برای بررسی عملکرد روش پیشنهادی آزمایشهای مختلفی بر روی مجموعه تصاویر اخذ شده از پوست انجام شد. نتایج حاصل از تشخیص لایه ها با روش پیشنهادی با رنگهای متفاوت بر روی تصویر نمایش داده شد. سپس میزان صحت هر کدام از نتایج حاصله توسط دو متخصص پوست بررسی گردید و بر همین اساس صحت عملکرد الگوریتم در تفکیک لایه های پوست بررسی شد. به منظور ارزیابی صحت اندازه گیری ضخامت لایه ها، اندازه گیری از روش این تحقیق با اندازه گیری از طریق بافت شناسی مقایسه گردید. بدین ترتیب که ابتدا از یک ناحیه از پوست سالم با استفاده از سیستم درما اسکن - سی تصویر تهیه گردید و با روش این مقاله ضخامت لایه های درم و اپیدرم اندازه گیری شد. سپس از همان ناحیه پوست نمونه برداری شد و ضخامت لایه های درم و اپیدرم آن بوسیله بافت شناسی با میکروسکوپ نوری اندازه گیری شد. بافت شناسی در آزمایشگاه رازی¹ انجام شده است.

3- نتایج

برای بررسی عملکرد روش پیشنهادی آزمایشهای مختلفی بر روی مجموعه تصاویر اخذ شده به شرح ذیل انجام شد.

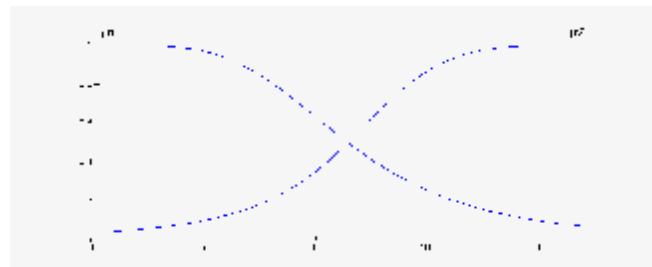
3-1- انتخاب ویژگی

هدف از این آزمون آن است که بهترین بردار ویژگی از میان بردارهای ویژگی حاصل از تبدیلات فوریه، کسینوسی گسسته و موجک انتخاب گردد. بدین منظور روش پیشنهادی بر روی



شکل 4- توابع عضویت قبل از آموزش پارامترهای توابع عضویت μ_{f_1} و μ_{f_2} به ترتیب عبارتند از {2, 5}، {109/5} و {2, 224}، {109/5}

شکل 5- توابع عضویت μ_{f_1} و μ_{f_2} را بعد از آموزش شبکه فازی - عصبی نشان می دهد.



شکل 5- توابع عضویت بعد از آموزش. پارامترهای توابع عضویت μ_{f_1} و μ_{f_2} به ترتیب عبارتند از {5, 1/89}، {109/5} و {1/83, 224}، {109/5}

2-2- نحوه جمع آوری داده

در این تحقیق از سیستم فراصوت درما اسکن - سی¹ با پروب 20 مگا هرتز، که یک سیستم فراصوت برای تصویر برداری از پوست می باشد و دارای رزولوشن محوری 60 میکرومتر و رزولوشن جانبی 130 میکرومتر است، برای تصویربرداری از پوست استفاده شده است. تعداد 50 تصویر از پوست سالم ناحیه صورت 30 خانم که به کلینیک تخصصی پوست و مو مراجعه داشته اند، تهیه شده است. لازم به ذکر است که در هنگام تصویربرداری نکات زیر رعایت شده است:

1- Dermascan C

تفکیک لایه های پوست در تصاویر فراصوت

عبارت است از درصد نسبت تعداد تصاویری که روش این تحقیق توانسته است لایه های پوست را به درستی از هم تفکیک نماید به تعداد کل تصاویر.

50 تصویر اخذ شده، اعمال گردید. برای هر یک از تصاویر سه ویژگی فوق الذکر مورد آزمایش قرار گرفت. سپس نتایج حاصله با نظر متخصص پوست مقایسه گردید. این نتایج در جدول 1 آورده شده است. در این جدول درصد صحت نتایج

جدول 1- مقایسه ویژگیهای استخراجی با استفاده از تبدیل فوری، تبدیل کسینوسی گسسته و تبدیل موجک

مدت زمان پردازش یک تصویر بر حسب ثانیه	درصد صحت نتایج	نوع ویژگی استخراجی
10	70%	ضرایب تبدیل فوری
34	86%	ضرایب تبدیل کسینوسی گسسته
245	70%	haar
277	70%	db1
1604	66%	dmey

42/69 می باشد و میانگین و واریانس همین تصویر در شرایطی که به آن نویز گوسی با واریانس 0/12 افزوده شده است به ترتیب برابر 25/25 و 64/26 است.

نتایج حاصله نشان می دهد که درصد تشخیص مرزها با بردار ویژگی حاصل از تبدیل کسینوسی گسسته بیشتر از درصد آن هنگام استفاده از بردارهای ویژگی حاصل از تبدیلات موجک و فوری می باشد. به همین دلیل در ادامه تحقیق از بردار ویژگی ضرایب تبدیل کسینوسی گسسته استفاده شده است.

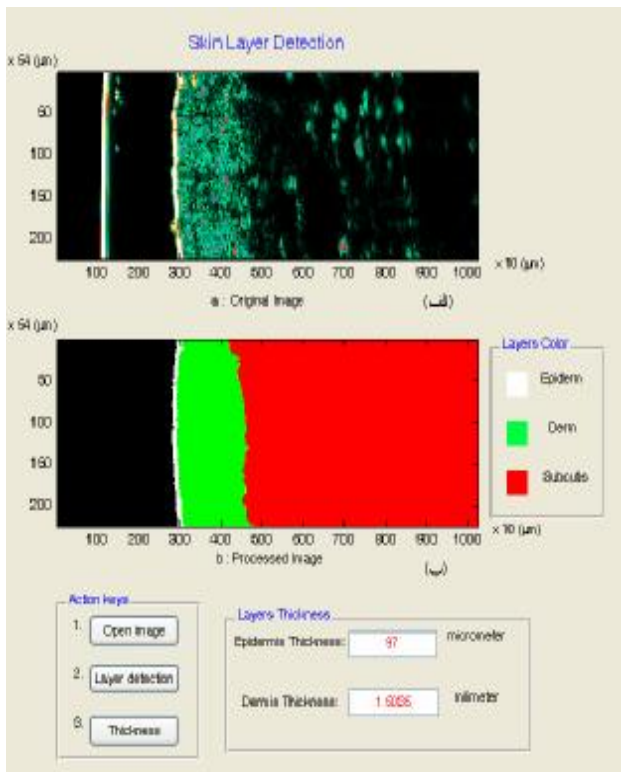
جدول 2- بررسی اثر نویزهای برفکی، گوسی و فلفل نمکی بر عملکرد روش پیشنهادی

نوع نویز	واریانس نویز	درصد پاسخهای درست
برفکی	0/05	72%
	0/08	60%
	0/1	56%
	0/12	46%
گوسی	0/05	82%
	0/08	80%
	0/1	78%
	0/12	76%
فلفل نمکی	0/05	78%
	0/08	76%
	0/1	76%
	0/12	56%

2-3- بررسی حساسیت روش پیشنهادی با نویز

یکی از عواملی که معمولاً کیفیت تصاویر فراصوت را تحت تاثیر قرار می دهد، نویز موجود در این تصاویر است. لذا برای بررسی عملکرد روش پیشنهادی حساسیت آن نسبت به سه نوع نویز آزموده شده است. نویزهای مورد آزمایش گوسی¹، فلفل نمکی² و برفکی³ بوده اند. در آزمایشهای مختلف هر یک از این نویزها با واریانسهای 0/05، 0/08، 0/1 و 0/12 به 50 تصویر اضافه شد و سپس با الگوریتم پیشنهادی مرز بین لایه های پوست استخراج گردید. نتایج این آزمایش در جدول 2 آورده شده است. قبل از افزودن نویز به تصویر، میانگین و واریانس سطوح خاکستری تصویر به ترتیب برابر 22/35 و

- 1- Gaussian
- 2- Salt & pepper
- 3- Speckle



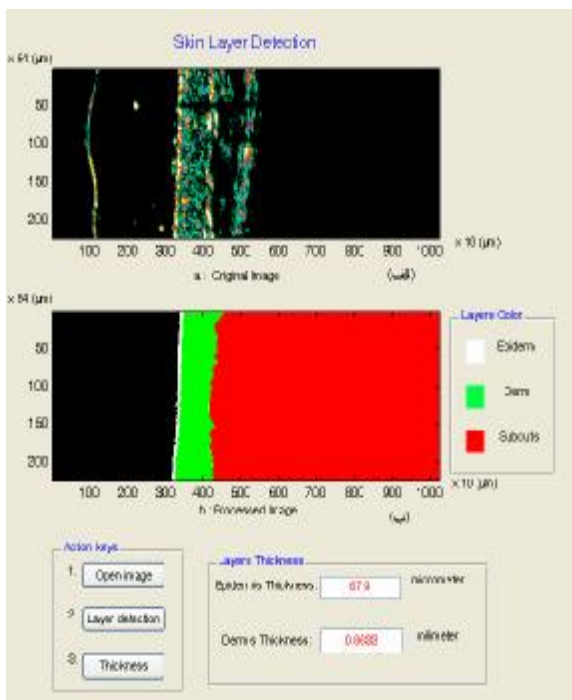
شکل 6 - (الف) تصویر بی-اسکن (B-scan) از پوست سالم صورت یک زن 32 ساله. (ب) تصویر پردازش شده که لایه‌های پوست آن از هم تفکیک شده و ضخامت آنها اندازه‌گیری شده است.

شکل 7 (الف)، تصویر 6 (الف) را در شرایطی نشان می‌دهد که به آن نويز گوسی با میانگین صفر و واریانس 0/12 اضافه شده است و شکل 7 (ب) نتیجه اجرای الگوریتم بر روی تصویر فوق را نشان می‌دهد. ضخامت اپیدرم مربوط به این تصویر 97 میکرومتر و ضخامت درم آن 1/62 میلیمتر است. همانطور که مشاهده می‌شود، روش پیشنهادی در برابر نويز مقاوم می‌باشد.

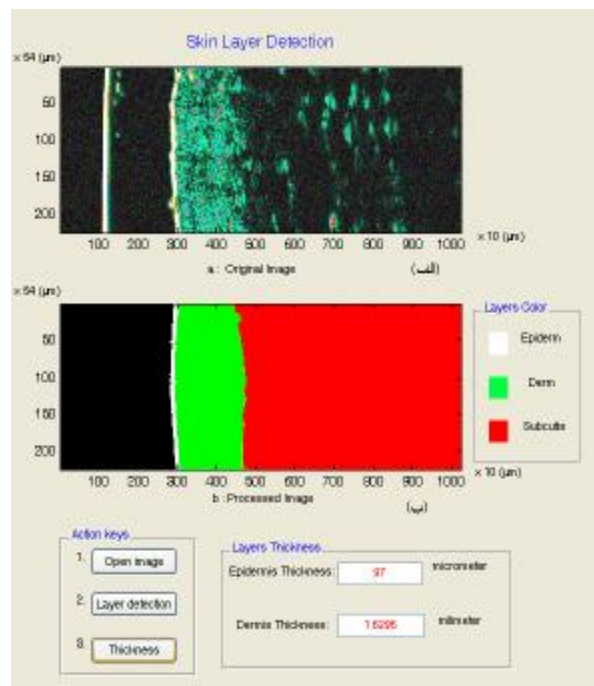
نتایج فوق نشان می‌دهند که از میان نويزهای آزموده شده، نويز برفکی بیشترین اثر مخرب را بر روی عملکرد الگوریتم داشته است، به گونه‌ای که با افزایش واریانس نويز به 0/12، درصد نتایج صحیح برابر با 46 درصد بوده است. نويز گوسی کمترین اثر مخرب را در صحت پاسخهای الگوریتم پیشنهادی داشته است. نتایج نشان می‌دهد که حتی به ازای واریانس 0/12 از این نويز نیز همچنان 76 درصد از نتایج قابل قبول می‌باشد. با فرض اینکه عملکرد الگوریتم تا زمانی مورد قبول است که 72% از نتایج صحیح باشند، آستانه واریانس نويز قابل تحمل روش پیشنهادی برای نويز برفکی، گوسی و لفل نمکی به ترتیب برابر 0/05، 0/12 و 0/1 تعیین گردید.

شکل 6 (الف) یک تصویر بی-اسکن فراصوت از پوست سالم انسان که بوسیله سیستم فراصوت درما اسکن - سی اخذ شده است را نشان می‌دهد و شکل 6 (ب) نتیجه تفکیک لایه‌ها با روش پیشنهادی را نشان می‌دهد. لایه‌های پوست (اپیدرم، درم و چربی زیر درم) بوسیله رنگهای مختلف بر روی این شکل نمایش داده شده‌اند. سپس متوسط ضخامت لایه‌های پوست (درم و اپیدرم) با شمارش تعداد پیکسل‌های بین دو مرز لایه و ضرب آن در فاصله بین دو پیکسل محاسبه می‌گردد. ضخامت اپیدرم مربوط به این تصویر 97 میکرومتر و ضخامت درم آن 1/5 میلیمتر است.

تفکیک لایه های پوست در تصاویر فراصوت



شکل 8 - (الف) تصویر بی- اسکن (B-scan) از پوست سالم بازو یک مرد 34 ساله. (ب) تصویر پردازش شده که لایه های پوست آن از هم تفکیک شده و ضخامت آنها اندازه گیری شده است.



شکل 7- (الف) تصویر بی- اسکن (B-scan) از پوست سالم صورت یک زن 32 ساله که به آن نوپز گوسی با وایانس 0/12 افزوده شده است. (ب) تصویر پردازش شده که لایه های پوست آن از هم تفکیک شده و ضخامت آنها اندازه گیری شده است.

4 - بحث و نتیجه گیری

در این تحقیق از روشی مبتنی بر تطبیق ویژگی و تفکیک کننده ی فازی - عصبی برای تفسیر تصاویر فراصوت پوست استفاده گردید. آزمایش روش پیشنهادی بر روی تصاویر اخذ شده از پوست و مقایسه نتایج با نظر پزشک متخصص کارایی روش فوق را در تفکیک صحیح لایه های پوست نشان می دهد. مقایسه نتایج حاصل از روش پیشنهادی با نتایج بافت شناسی تا حدود صدم میلیمتر با یکدیگر همخوانی نشان می دهند که دقت قابل قبول برای پزشک متخصص پوست به شمار می آید. از میان بردارهای ویژگی مورد بررسی، بردار ویژگی حاصل از تبدیل کسینوسی گسسته بیشترین کارایی را نشان می دهد. نتایج حاصل از این تبدیل در شرایطی که هیچ نویزی به تصاویر اضافه نشده است، به طور تقریبی 16 درصد از نتایج حاصل از تبدیلات فوریه و موجک بهتر بوده است. علاوه بر این روش پیشنهادی در مقابل نویز مقاوم است.

شکل 8 (الف) تصویری از پوست سالم ناحیه بازوی یک فرد 34 ساله و شکل 8 (ب) نتیجه تفکیک لایه ها را نشان می دهد. ضخامت لایه های درم و اپیدرم با روش این تحقیق به ترتیب برابر 0/067 میلیمتر و 0/86 میلیمتر اندازه گیری شد. سپس از همان ناحیه پوست بازوی شخص مورد آزمایش نمونه برداری شد و توسط پاتولوژیست با میکروسکوپ لایت ضخامت اپیدرم و درم به ترتیب برابر 0/06 و 0/8 میلیمتر اندازه گیری شد. نتایج حاصل از مقایسه این دو روش دقت خوب اندازه گیری با روش پیشنهادی را نشان می دهد.

5- تشکر و قدردانی

بدینوسیله از سرکار خانم دکتر زهرا نراقی، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی تهران، بخاطر همکاری‌شان در اندازه‌گیری ضخامت لایه‌های پوست از طریق پاتولوژی، از سرکار خانم دکتر ناصح غفوری، مسئول فنی کلینیک تخصصی پوست و موی خانه سفید، بخاطر مساعدت‌شان در تهیه تصاویر فراصوت مورد استفاده در این تحقیق و همچنین از آقای دکتر فرید صفر، متخصص پوست بیمارستان امام خمینی، تشکر و قدردانی می‌گردد.

صحت نتایج حاصل از روش پیشنهادی ما 86% می‌باشد که در مقایسه با روش کانتور فعال 14% بهبود را نشان می‌دهد. همچنین این روش در مقایسه با روش کانتور فعال دارای این مزیت می‌باشد که نیازی به مقدار دهی اولیه ندارد. با توجه به نتایج حاصل با توسعه روش فوق به منظور اندازه‌گیری‌های کلینیکی می‌توان از آن به عنوان ابزاری مفید برای اندازه‌گیری ضخامت پوست در کاربردهای درماتولوژی استفاده نمود.

منابع

1. Finlay K, Friedman L. Ultrasonography of the lower extremity, *Orthop Clin North Am.* 2006; 37(3): 245-275.
2. Schmid – Wender MH, Burgdorf W. Ultrasound scanning in dermatology, *Arch Dermatol.* 2005; 141(2):217-224.
3. Rallan D, Harland CC. Ultrasound in dermatology – basic principles and applications, *Clin Exp Dermatol.* 2003; 28(6), 632–638.
4. Alexander H, Miller DL. Determining skin thickness with pulsed ultrasound, *J Invest Dermatol* 1979; 72(1): 9–17.
5. Serup J. Non-invasive quantification of psoriasis plaques –measurement of skin thickness with 15 MHz pulsed ultrasound, *Clin Exp Dermatol.* 1984; 9(5): 502–508.
6. Gupta AK, Turnbull DH, Harsiewicz KA et al. The use of high frequency ultrasound as a method of assessing the severity of a plaque of psoriasis., *Arch Dermatol* 1996; 132: 658–662.
7. Cammarota T, Pinto F, Magliaro A, Sarno A. Current uses of diagnostic high-frequency US in dermatology., *Eur J of Radiol.* 1998; 28:215–223.
8. Valckx FM, Thijssen JM. Characterization of echographic image texture by co-occurrence matrix parameters, *Ultrasound Med Biol.* 1997; 23 (4):559-571.
9. Vogt ME, Gammal H el, Kaspar S, Hoffmann K, Altmeyer P. Structural Analysis of the Skin using High Frequency, Broadband Ultrasound in the Range from 30 to 140 MHz, *IEEE Ultrasonics Symposium.* 1998; 2:1685-1688.
10. Harland CC, Kale SG, Jackson P, Mortimer PS, Bamber JC. Differentiation of common benign pigmented skin lesions from melanoma by high-resolution ultrasound, *Br J Dermatol.* 2000; 143(2): 281-289.
11. Jean-Michel Lagarde JG, Romain Soulcie and David Black. Automatic measurement of dermal thickness from B-scan ultrasound images using active contours, *Skin Research and Technology* 2005; 11(2): 79–90.
12. Chenyang Xu, Jerry L. Snakes, shapes, and gradient vector flow, *IEEE Trans. on Image Processing.* 1998; 7 (3):359-369.
13. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods. *Digital image processing*, Prentice-Hall. 2002; chapter 10.
14. Oppenheim AV, Schafer RW. *Discrete-Time Signal Processing*, Prentice-Hall, 1989, chapter 8.
15. Mallat S. A theory for multiresolution signal decomposition: The Wavelet representation, *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 1989; 11(7): 674-693.
16. Jang J-SR. ANFIS: Adaptive-Network-Based Fuzzy Inference System. *IEEE Trans. On Systems, Man, and Cybernetics.* 1993; 23 (3) : 665-685.