

## یک روش جدید برای تخمین مشخصات پوست با استفاده از فراصوت:

### استفاده از روشهای شناسایی سیستم

سیدوهاب شجاع الدینی<sup>۱\*</sup>، سید احمد رضا شرافت<sup>۲</sup>، محمد حسین میران بیگی<sup>۳</sup>

۱- دانشجوی دکتری تخصصی مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۲- دانشیار مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۳- استادیار مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۴/۸/۷

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۸/۴

#### چکیده

**مقدمه:** در تصویر برداری از پوست با امواج فراصوت بسیاری از ضایعات پوستی قابل تشخیص نیستند. برای حل این مشکل از تخمین مشخصات پوست استفاده می شود که در آن پارامترهای پوست مستقیماً از سیگنال پراکنش بازگشتی از پوست، استخراج می شوند. اغلب روشهای تخمین مشخصات پوست که تا کنون استفاده شده اند مبتنی بر تغییر اندازه سیگنال فراصوت به هنگام پراکنش از پوست بوده اند. در این مقاله روشی جدید برای تخمین مشخصات پوست با استفاده از امواج فراصوت ارائه می شود که علاوه بر تغییر اندازه، اطلاعات مربوط به تغییر شکل موج فراصوت بازگشتی را نیز در تخمین مشخصات پوست مورد استفاده قرار می دهد.

**مواد و روشها:** در روش پیشنهادی این مقاله رفتار هر لایه از پوست در برابر امواج فراصوت به صورت یک فیلتر مدل شده و تابع تبدیل آن، با ابزارهای شناسایی سیستم نظیر وینر، تخمین کمینه واریانس و آمارگان مرتبه بالا تخمین زده می شود. این روش هم روی دادگان حاصل از شبیه سازی و هم روی دادگان حاصل از ساخت یک مجموعه آزمایشگاهی، آزمایش شده است. اعمال این روش روی دادگان حاصل از شبیه سازی به منظور بررسی توانایی آن‌ها در تفکیک لایه های پوست در شرایط مختلف انجام گردیده است. در ادامه تحقیق، فانتوم هایی که با توجه به هندسه و خواص آکوستیک پوست طراحی و ضایعات مشخص در آن‌ها ایجاد شده اند، با استفاده از یک سیستم فراصوت آزمایش شده اند. برای هر یک از ضایعات دوفانتوم و برای هر فانتوم تعداد ۶۰ موقعیت در سه عمق مختلف (برای حصول عدم وابستگی روش به عمق) آزمایش شده اند.

**نتایج:** آزمایش های انجام شده، نشان می دهند که ضایعات همونوع در فانتوم های مختلف، توابع تبدیلی با شکل های مشابه نتیجه می دهند. با استفاده از طبقه بندی برای تفکیک ضایعات و با استخراج ویژگی های شکلی، ضایعات مورد نظر در فانتوم های این تحقیق با خطای ۵ درصد برای هر ضایعه از یکدیگر تفکیک گردیده اند.

**بحث و نتیجه گیری:** نتایج حاصل، حاکی از آن هستند که شناسایی سیستم و روشهای مورد استفاده در این تحقیق، قابلیت شناسایی و تفکیک ضایعات در اعماق مختلف از فانتوم های پوست را دارا هستند. بدین ترتیب روش پیشنهادی امکان تشخیص برخی از ضایعات پوستی که در حال حاضر توسط روش های موجود قابل تشخیص نیستند را بدون نیاز به بالابردن فرکانس موج فراصوت (که منجر به کاهش عمق تصویر برداری می شود) فراهم می آورد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۶، بهار ۸۴: ۶۸-۵۳)

**واژگان کلیدی:** فراصوت، تفکیک پذیری، تخمین مشخصات پوست، شبیه سازی، شناسایی سیستم.

\* نویسنده مسؤل: سید وهاب شجاع الدینی

آدرس: گروه مهندسی پزشکی، بخش برق، دانشکده فنی دانشگاه

تربیت مدرس تهران. shojaeddini\_va@yahoo.com

تلفن: ۰۲۱-۸۸۰۱۱۰۰۱-۹۸

## ۱- مقدمه

تفکیک پذیری<sup>۱</sup> تصویر فراصوت بیش از هر چیز به فرکانس موج فراصوت ارسالی بستگی دارد به صورتی که با افزایش این فرکانس، تفکیک پذیری نیز افزایش می‌یابد. از طرفی با افزایش فرکانس، ضریب تضعیف بافت در برابر امواج فراصوت افزایش می‌یابد [۱]. لذا در این حالت افزایش تفکیک پذیری به قیمت کاهش عمق تصویربرداری تمام می‌شود. با توجه به خواص فوق، از فراصوت فرکانس بالا برای تصویربرداری از بافت‌هایی نظیر پوست که دارای عمق کمی بوده ولی نیاز به تصویربرداری با تفکیک پذیری زیاد دارند، استفاده می‌شود [۲]. برای تصویربرداری از پوست از فراصوت با فرکانس‌های حدود ۲۰ مگاهرتز و بالاتر از آن استفاده می‌شود [۳]. اگرچه با این روش می‌توان غدد ترشح عرق، سیاهرگها و ریشه موها را مشاهده نمود، اما بسیاری از ضایعات پوستی در این تصاویر هنوز قابل تشخیص نیستند [۴]. در تصاویر فراصوت نمی‌توان ضایعات بی‌ضرر و ضایعات بدخیم را از یکدیگر تشخیص داد [۵]. مثلاً، ضایعات ساده پوستی مانند سوختگی و ملانوما بدخیم که می‌تواند سرطانی باشد، از یکدیگر قابل تشخیص نیستند. علاوه بر این با چنین تصاویری نمی‌توان پیشرفتگی یک ضایعه پوستی را حتی با فرض معلوم بودن آن، تعیین کرد [۶].

برای حل این مشکل از روش‌هایی به منظور تخمین مشخصات پوست با یک مدل مناسب و استخراج پارامترهای آن از سیگنال پراکنش بازگشتی، استفاده می‌شود که به روشهای مشخصه سازی پوست<sup>۲</sup> موسوم هستند. به

کمک این روشها و با توجه به تفاوت پارامترهای بافت در پوست سالم و ضایعات پوستی، می‌توان این دو را از یکدیگر تفکیک کرد. برای تخمین مشخصات تا کنون از روشهای مختلفی استفاده شده که هر یک توانسته اند، در مواردی چنین تفکیکی را ایجاد کنند. در بعضی از روشها با استفاده از سیگنال بازگشتی، ضریب تضعیف لایه های پوست تخمین زده می‌شود. برای تخمین، از روش‌هایی نظیر تخمین طیفی [۷]، تخمینگر تبدیل فوریه زمان کوتاه باند باریک [۸]، تخمین خود بازگشتی [۹]، مدل خود بازگشتی متغیر با زمان و مدل‌های بازگشتی غیرایستاد [۱۰] استفاده می‌شود. از آنجا که بسیاری از ضایعات روی ضریب تضعیف پوست تاثیر زیادی به جای نمی‌گذارند، این روشها پاسخ مناسبی نمی‌دهند [۶].

در بعضی از روشهای دیگر از پارامترهای مربوط به پراکنش استفاده می‌شود. در این روشها به کمک دو عامل مجموع سیگنال پراکنش بازگشتی [۱۱] و وابستگی فرکانسی این پراکنش [۱۲]، مشخصات بافت استخراج می‌گردد. میزان پراکنش به طور خطی با فرکانس موج ارسالی متناسب است [۱۳]. خطای تخمین با افزایش تعداد سیگنالهای بازگشتی، کاهش می‌یابد. از آنجا که در عمل، تعداد تابشها محدود است، نمی‌توان خطا را بیش از حد معینی کاهش داد [۱۲]. در این روشها با افزایش عمق، دقت تخمین کاهش، مجموع سیگنال پراکنش افزایش، و ضریب وابستگی فرکانسی کاهش می‌یابد [۱۳، ۱۴]. محدودیت دیگر این روشها، وابستگی پارامترها به سن و جنس افراد مختلف است که تعمیم دادن نتایج را ناممکن می‌سازد. مثلاً مجموع سیگنال بازگشتی به سن افراد وابسته بوده و در مردان بیشتر است [۱۵].

1- Resolution  
2 - Skin Characterization

## ۲- هندسه پوست

برای تشریح هندسه پوست از یک مدل سه لایه استفاده می شود. ناحیه اول شامل پوست مرده و اپیدرمیس بوده و ضخامت آن بطور متوسط ۱۵۰ میکرومتر است. ناحیه دوم، درمیس است که ضخامتی بین ۱/۲ میلیمتر و ۲ میلیمتر دارد و بطور متوسط ۱/۶ میلیمتر در نظر گرفته می شود. ناحیه سوم، چربی و لایه زیرین است که هیپودرمیس نامیده شده و ضخامت آن، کمتر از درمیس بوده و حدود ۱/۲ میلیمتر است. در اغلب روش های تصویر برداری از پوست یا تخمین مشخصات آن، از ناحیه نازک اپیدرمیس صرف نظر شده است.

در شکل (۱- الف)، نحوه قرار گیری این لایه ها در پوست نشان داده شده است. نحوه افت اندازه موج فراصوت در پوست (یا بسیاری نمونه های آزمایشی دیگر) بر اثر تضعیف پیشگفته به صورت رابطه (۱) است [۹].

$$P(f) = P_0 \cdot \exp(-\alpha(f) \cdot D) \quad (1)$$

در رابطه فوق،  $P_0$  توان موج فراصوت بازگشتی از عمق  $D$  در فرکانس  $f$  است.  $\alpha(f)$  رفتار فرکانسی ضریب تضعیف را بیان می دارد به نحوی که با افزایش فرکانس، ضریب تضعیف به صورت خطی و طبق رابطه (۲) تغییر می کند [۹].

$$\alpha(f) = \beta \cdot f \quad (2)$$

برای پوست،  $D$  برحسب میلیمتر و  $f$  برحسب مگاهرتز بیان می شوند. واحد  $\alpha(f)$  بصورت دسی بل بر میلی متر بوده و شیب  $\beta$  با واحد دسی بل بر میلیمتر مگاهرتز بیان میشود. در اغلب موارد، این تضعیف برای پوست سالم و ضایعات پوستی نزدیک بوده و مقادیری در بازه ۰/۳-۰/۲ دسی بل بر میلیمتر مگاهرتز را داراست.

در پژوهشهای اخیر، سیگنال بازگشتی با توزیع آماری مدل شده و با فرض وجود رابطه بین خواص لایه و آمارگان تابع توزیع، پوست یا لایه ای از آن با توزیع آماری مزبور بیان می شود [۱۷، ۱۶]. تاکنون توزیعهای متعددی نظیر راییلی<sup>۱</sup>، رایس<sup>۲</sup>، ناکاگامی<sup>۳</sup>، ویبول<sup>۴</sup> و توزیع عمومی گاما<sup>۵</sup> برای این کار استفاده شده اند که این روش نیز نتایج مناسبی از تشخیص ضایعه ارایه نداده است [۱۸].

در همه روشهای ذکر شده، هر لایه از پوست به عنوان یک عنصر پراکنش نقطه ای در نظر گرفته شده است که موج فراصوت پس از برخورد به آن دچار تغییر اندازه شده و باز می گردد. لذا با این فرض که میزان این تغییر اندازه برای لایه های مختلف، متفاوت است، این لایه ها از یکدیگر تفکیک می شوند.

در این مقاله، یک مدل جدید برای پوست پیشنهاد میشود که در آن هر لایه به عنوان یک فیلتر در نظر گرفته شده و موج فراصوت پس از برخورد به آن علاوه بر تغییر اندازه، دچار تغییر شکل نیز می شود. این تغییر شکل، در قالب تابع تبدیل لایه مزبور بیان می گردد. لذا هر لایه بر اساس این تابع تبدیل از سایر لایه ها تفکیک می شود. آزمایش های انجام شده نشان می دهند که روش پیشنهادی به دلیل آن که علاوه بر اطلاعات اندازه، اطلاعات شکلی هر لایه را نیز در قالب تابع تبدیل آن لایه در نظر می گیرد، تشخیص برخی ضایعات با ابعادی در حدود صد میکرون که با هیچ یک از روشهای پیشین قابل تشخیص نیستند، را امکانپذیر می سازد.

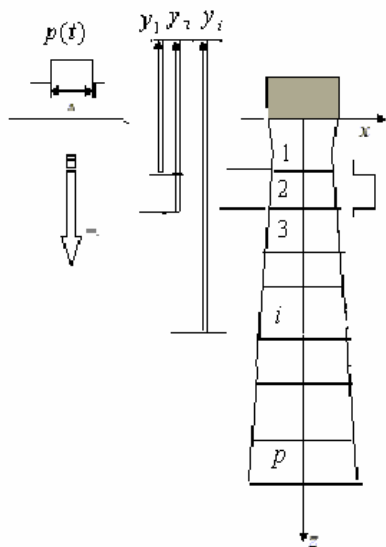
- 
- 1- Rayleigh Distribution
  - 2- Rician Distribution
  - 3 - Nakagami Distribution
  - 4-Weibul Distribution
  - 5- Generalized Gamma Distribution

### ۳- تخمین مشخصات با استفاده از تابع تبدیل لایه ها

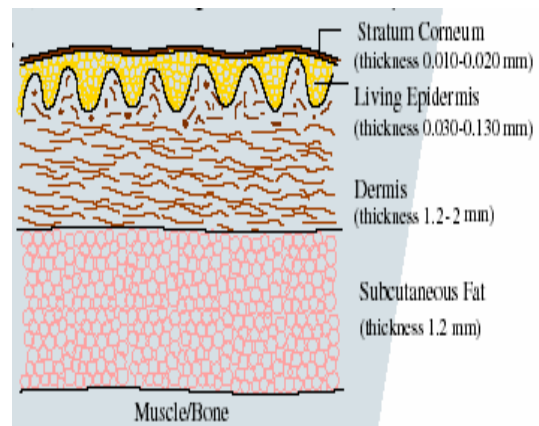
در روش پیشنهادی این مقاله برای تخمین مشخصات پوست، اثر هریک از لایه های جسم مورد آزمایش بر سیگنال فراصوت تابشی به صورت یک فیلتر فرض می شود. لذا می توان مدل جدیدی را به جای مدل های قبلی برای توصیف این پدیده در نظر گرفت. در این مدل هر لایه پوست با تابع تبدیل اعمالی آن بر سیگنال فراصوت مدل می شود. در شکل (۱-ب)، توصیفی از رفتار متقابل امواج فراصوت و لایه های پوست در این مدل نشان داده شده است. در این شکل ملاحظه می شود که موج فراصوت تابشی قبل از برخورد به هر لایه از تمام لایه های قبلی آن نیز عبور کرده و پس از بازگشت از آن لایه نیز از تمام لایه های قبلی عبور می نماید.

بنابراین سیگنال بازگشتی از هر لایه، علاوه بر این که دارای اطلاعاتی از لایه مورد نظر است، از لایه های قبلی نیز متاثر می باشد. این موضوع در معادلات رابطه (۳) بیان می شود.

اگر سیگنال بازگشتی از جسم مورد آزمایش را  $y(t)$  بنامیم، می توان به صورتی که در شکل (۱-ب) نشان داده شده است این سیگنال را به قطعات  $y_1(t)$  تا  $y_i(t)$  تفکیک نمود که  $y_i(t)$  سیگنال بازگشتی از لایه  $i$ ام است. سیگنال بازگشتی از هر لایه نسبت به سیگنال بازگشتی از لایه قبلی به اندازه  $\frac{2d}{v}$  تاخیر دارد که  $d$  عرض لایه مورد نظر و  $v$  سرعت موج فراصوت در جسم تحت آزمایش است.



شکل ۱-ب- مدل پیشنهادی بر اساس تابع تبدیل لایه ها



شکل ۱-الف- هندسه پوست و قرارگیری لایه ها

را با حاصل کردن توابع تبدیل لایه های قبلی آن به دست آورد. برای حل کردن معادله مربوط به هر لایه،  $x_i(t)$  را در دسته معادلات (۴) به صورت رابطه (۵) تعریف می کنیم.

$$\begin{aligned} x_1(t) &= p(t) * h'_0(t) * h'_0(t) \\ x_2(t) &= p(t) * h'_0(t) * h'_1(t) * h'_1(t) * h'_0(t) \\ &\vdots \\ x_i(t) &= p(t) * h'_0(t) * \dots * h'_{i-1}(t) * h'_{i-1}(t) * \dots * h'_0(t) \end{aligned} \quad (5)$$

مقادیر پارامتر  $x_i(t)$  بیان شده در رابطه (۵) را در معادلات (۴) جاگذاری می کنیم. لذا سیگنال بازگشتی از لایه ها با معادلات (۶) بیان می شوند.

$$\begin{aligned} y_1(t) &= x_1(t) * h'_1(t) + n_1(t) \\ y_2(t) &= x_2(t) * h'_2(t) + n_2(t) \\ &\vdots \\ y_i(t) &= x_i(t) * h'_i(t) + n_i(t) \end{aligned} \quad (6)$$

رابطه (۶) نشان می دهد که در روش پیشنهادی سیگنال بازگشتی از هر لایه را می توان در قالب یک معادله شناسایی سیستم بیان نمود. لذا برای حل کردن معادله مربوط به هر لایه از ابزارهای شناسایی سیستم نظیر فیلتر وینر، کمینه واریانس و آمارگان مرتبه بالا استفاده می کنیم. برای استفاده کردن از این ابزارها ابتدا فرم گسسته رابطه (۶) را به صورتی که در رابطه (۷) نشان داده شده است، می نویسیم.

$$\begin{aligned} y_1(k) &= x_1(k) * h'_1(k) + n_1(k) \\ y_2(k) &= x_2(k) * h'_2(k) + n_2(k) \\ &\vdots \\ y_i(k) &= x_i(k) * h'_i(k) + n_i(k) \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} y_1(t) &= p(t) * h'_0(t) * h'_1(t) * h''_0(t) + n_1(t) \\ y_2(t) &= p(t) * h'_0(t) * h'_1(t) * h'_2(t) * h''_1(t) * h''_0(t) + n_2(t) \\ &\vdots \\ y_i(t) &= p(t) * h'_0(t) * \dots * h'_{i-1}(t) * h'_i(t) * h''_{i-1}(t) * \dots * h''_0(t) + n_i(t) \end{aligned} \quad (3)$$

در این رابطه  $y_i(t)$  سیگنال دریافت شده از لایه  $i$ ام،  $p(t)$  پالس الکتریکی تولید شده توسط سیستم فراصوت،  $h'_i(t)$  و  $h''_i(t)$  بترتیب توابع تبدیل اعمالی از سوی لایه  $i$ ام روی سیگنال های فراصوت تابشی و سیگنال های بازگشتی از لایه های پایینتر و  $n_i(t)$  نویز موجود در سیگنال دریافت شده از لایه  $i$ ام هستند.  $h'_0(t)$  و  $h''_0(t)$  نیز توابع تبدیل اعمالی مبدل فراصوت روی سیگنالهای تابشی و دریافتی هستند.

با این فرض که هر لایه روی سیگنال های رفت و برگشت تابع تبدیل یکسانی را اعمال می کند، در معادلات (۳) برای هر لایه،  $h'_i(t)$  و  $h''_i(t)$  مساوی فرض شده و این معادلات به شکل معادلات بیان شده با رابطه (۴) بازنویسی می شوند.

$$\begin{aligned} y_1(t) &= p(t) * h'_0(t) * h'_1(t) * h'_0(t) + n_1(t) \\ y_2(t) &= p(t) * h'_0(t) * h'_1(t) * h'_2(t) * h'_1(t) * h'_0(t) + n_2(t) \\ &\vdots \\ y_i(t) &= p(t) * h'_0(t) * \dots * h'_{i-1}(t) * h'_i(t) * h'_{i-1}(t) * \dots * h'_0(t) + n_i(t) \end{aligned} \quad (4)$$

در اولین معادله از دسته معادلات بیان شده با رابطه (۴) با توجه به معلوم بودن  $y_1(t)$ ،  $p(t)$  و  $h'_0(t)$  می توان با روش هایی که در ادامه می آیند،  $h'_1(t)$  را به دست آورد. با قرار دادن  $h'_1(t)$  در معادله مربوط به  $y_2(t)$  می توان  $h'_2(t)$  را حاصل نمود. به همین ترتیب می توان تابع تبدیل هر لایه

$$y_i(k) + \alpha_1 y_i(k-1) + \dots + \alpha_m y_i(k-m) = \beta_1 h_i'(k-1) + \dots + \beta_m h_i'(k-m) \quad (10)$$

با توجه به معلوم بودن  $x_i(k)$ ، می‌توان ضرایب معادله فوق یعنی  $\alpha_m$  و  $\beta_m$  را محاسبه نمود. لذا از معادله (10) یک دسته معادلات حالت خطی حاصل می‌شود که از حل این معادلات با روشی نظیر فیلتر کالمن می‌توان  $h_i'(k)$  را به عنوان تابع تبدیل لایه مورد نظر ( $i$ ام) به دست آورد [21, 20, 19].

### 3-3 تخمین تابع تبدیل لایه با آمارگان مرتبه بالا

در روش آمارگان مرتبه بالا کامیولنت مرتبه  $j$ ام برای هر یک از لایه های ( $i$ ام) توصیف شده در رابطه (5) بصورت بیان شده در رابطه (11) حاصل می‌شود [22]:

$$C_j^{y_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1}) = C_j^{x_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1}) H_i(\Omega_1) H_i(\Omega_2) \dots H_i(\Omega_{j-1}) + C_j^{n_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1}) \quad (11)$$

در رابطه فوق  $C_j^{y_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1})$  تبدیل فوریه کامیولنت  $j$ ام سیگنال  $y_i(k)$  است که چند طیفی نامیده می‌شود.  $C_j^{x_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1})$  و  $C_j^{n_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1})$  نیز به ترتیب دو طیفی های مرتبه  $j$ ام  $x_i(k)$  و  $n_i(k)$  هستند.  $H_i(\Omega)$  نیز تبدیل فوریه تابع تبدیل لایه  $i$ ام است. با استفاده از خواص کامیولنت رابطه (11) را بصورت رابطه (12) بازنویسی می‌کنیم:

$$C_j^{y_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1}) = C_j^{x_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1}) C_3^{h_i}(\Omega_1, \Omega_2) + C_j^{n_i}(\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_{j-1}) \quad (12)$$

می‌توان آمارگان مرتبه  $2 < j$ ، نویز گوسی را صفر در نظر گرفت [22]. به عنوان مثال برای کامیولنت سوم خواهیم داشت:

$$C_3^{y_i}(\Omega_1, \Omega_2) = C_3^{x_i}(\Omega_1, \Omega_2) C_3^{h_i}(\Omega_1, \Omega_2) \quad (13)$$

$y_i(k)$ ،  $x_i(k)$ ،  $h_i'(k)$  و  $n_i(k)$  به ترتیب فرم گسسته عبارات  $y_i(t)$ ،  $x_i(t)$ ،  $h_i'(t)$  و  $n_i(t)$  هستند.

### 3-1 تخمین تابع تبدیل هر لایه با فیلتر وینر

با فیلتر وینر تابع تبدیل هر لایه در حوزه فرکانس با رابطه (8) تخمین زده می‌شود [19]:

$$\hat{H}_i'(\Omega) = \frac{Y_i(\Omega) X_i^*(\Omega)}{|X_i(\Omega)|^2 + q_i} \quad (8)$$

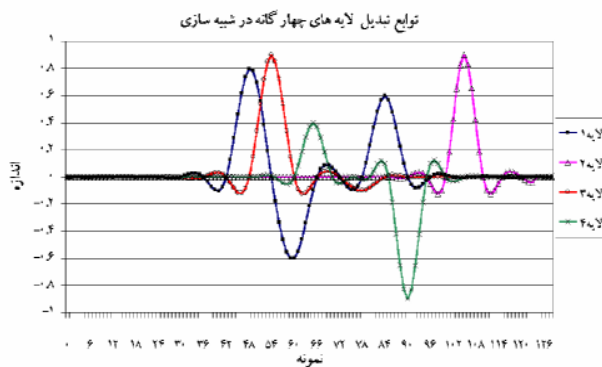
$Y_i(\Omega)$  و  $X_i(\Omega)$  به ترتیب تبدیل فوریه گسسته سیگنالهای  $y_i(k)$  و  $x_i(k)$  بوده و  $q_i$  وابسته به فرکانس بوده و بصورت (9) تعریف می‌شود.

$$q_i = q_i(\Omega) = p \times \frac{S_{n_i}(\Omega)}{S_{h_i}(\Omega)} \quad (9)$$

عبارات  $S_{n_i}(\Omega)$  و  $S_{h_i}(\Omega)$  به ترتیب نشان دهنده چگالی طیف توان نویز و تابع تبدیل لایه  $i$ ام هستند. لذا ملاحظه می‌شود که روش وینر نیازمند اطلاع از نویز و سیستم مجهول است که ضعف عمده ای برای این روش محسوب می‌شود. در بعضی از تحقیقات این پارامتر را یک درصد مقدار بیشینه  $|X(\Omega)|^2$  در نظر گرفته اند [19].

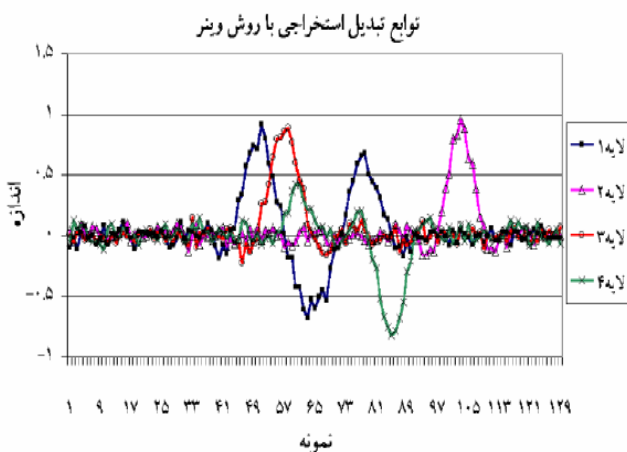
### 3-2 تخمین تابع تبدیل با روش می نیم وارینس

این روش را مندل برای پردازش سیگنال برگشتی از لایه های زمین پیشنهاد کرد [20]. در این روش  $x_i(k)$  فرآیند متوسط گیر خود بازگشتی<sup>1</sup> در نظر گرفته شده و بر این اساس در لایه  $i$ ام بین  $y_i(k)$  و  $h_i'(k)$  رابطه (10) برقرار است [21, 19].



شکل ۲- توابع تبدیل اصلی لایه‌ها در شبیه سازی

در شکل (۳) توابع تبدیل استخراج شده با استفاده از روش های گفته شده در زمانی که آزمایش‌ها در یک نسبت سیگنال به نویز خوب (۵۰دسی بل) انجام شده، ملاحظه می شود. مقایسه این نتایج با توابع تبدیل اصلی (شکل ۲) نشان می دهد که در شرایط سیگنال به نویز مناسب، مفهوم شناسایی سیستم و هرسه روش پیشنهادی می توانند توابع تبدیل لایه‌ها را استخراج نمایند. برای سادگی مقایسه، توابع تبدیل نرمالیزه در نظر گرفته شده اند.



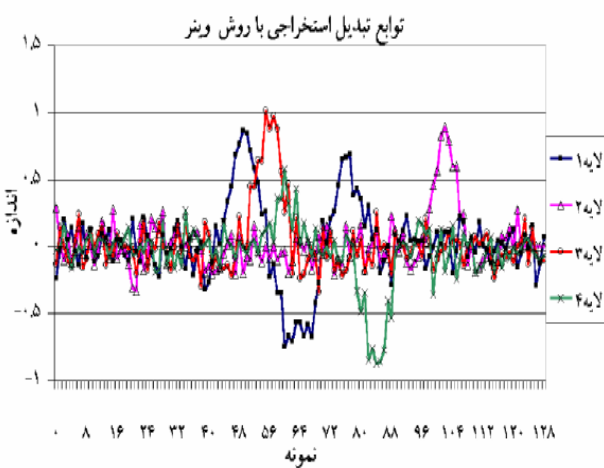
(۳- الف)

این معادله،  $C_3^{h_i}(\Omega_1, \Omega_2)$  و به تبع آن تابع تبدیل لایه  $i$  ام یعنی  $h_i'(k)$  را به دست می دهد.

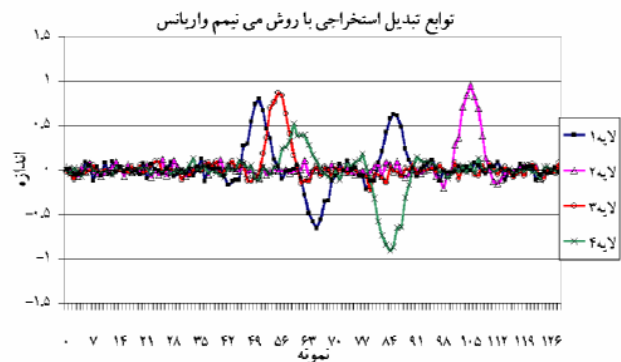
#### ۴- شبیه سازی و نتایج آن

برای بررسی عملکرد روش های مبتنی بر شناسایی سیستم و تعیین توانایی سه روش وینر، کمینه واریانس و آمارگان مرتبه بالا (مرتبه سوم) برای استخراج توابع تبدیل مختلف در سطوح نویز متفاوت، شبیه سازی انجام شد. شبیه سازی بر اساس تلفیق مدل مبتنی بر توابع تبدیل با هندسه و خواص آکوستیکی پوست، به کمک نرم افزار MATLAB 7 انجام شده و سیگنالهای پراکنشی از لایه های مختلف حاصل می شوند. برای تطابق شبیه سازی با آنچه در عمل رخ می دهد، به سیگنال بازگشتی نویز سفید گوسی با میانگین صفر و واریانس های مختلف اضافه می شود. در شکل ۲، توابع تبدیل اصلی که در شبیه سازی چهار لایه به کار گرفته شده اند، ملاحظه می شوند. این توابع به گونه ای هستند که هم از لحاظ شکل و هم از نظر مکان و اندازه رخداد مقادیر بیشینه، با هم مشابه باشند تا توانایی روش پیشنهادی در تفکیک این توابع بهتر آزموده شود. با توجه به نویزی شدن دادگان، برای به دست آوردن تابع تبدیل هر لایه آزمایش‌ها ۸ بار تکرار شده و تابع تبدیل نهایی از میانگین گیری این موارد حاصل می شود تا از صحت نتایج اطمینان حاصل گردد.

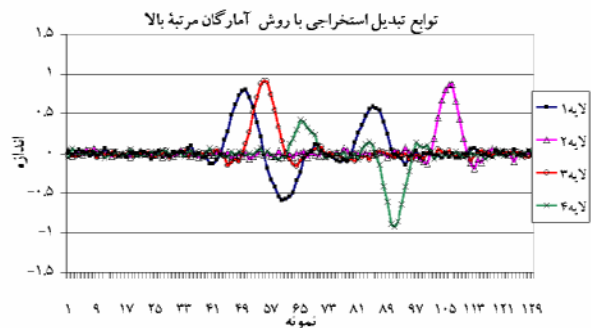
(شکل های ۴-الف و ۴-ب). چنانکه خواهیم دید، در تفکیک لایه‌ها به جای استفاده از کل منحنی تابع تبدیل از ویژگی‌های مستخرج از آن نظیر مکان و نسبت ماکزیمم‌ها به مینیمم‌های آن استفاده می‌شود. نتایج حاصل از روش‌های وینر و کمینه‌وارینس در شکل مزبور فاقد مقدار صحیح این ویژگی‌ها بوده و برای تفکیک لایه‌ها کاربردی نخواهند داشت. تابع تبدیل مستخرج با استفاده از روش آمارگان مرتبه بالا با کیفیت بهتری استخراج شده (شکل ۴-ج) و ویژگی‌های آن مشابه ویژگی‌های اصلی (شکل ۲) می‌باشد. علت این بهبود خاصیت حذف نویز آمارگان مرتبه بالا است (روابط ۱۱ و ۱۳). لذا با استفاده از شبیه‌سازی، ملاحظه می‌شود که روش پیشنهادی قابلیت تفکیک لایه‌هایی با توابع تبدیل مختلف را داشته و در میان ابزارهای مختلف، آمارگان مرتبه بالا می‌تواند توابع تبدیل را با صحت بیشتری استخراج کند و بر این اساس در آزمایش‌های بخش بعد که با استفاده از سیستم فراصوت واقعی انجام می‌شود، از این ابزار برای استخراج تابع تبدیل استفاده می‌گردد.



(۴-الف)



(۳-ب)



(۳-ج)

شکل ۳- نتایج شبیه‌سازی تفکیک لایه‌ها با توابع تبدیل در سیگنال به نویز ۵۰ دسیبل با روش‌های الف- وینر، ب، می‌نیم واریانس و ج- آمارگان مرتبه سوم

در آزمایشی دیگر شبیه‌سازی با در نظر گرفتن نسبت سیگنال به نویز ۴۰ دسی بل انجام شد. علت این کار آن است که در تصویر برداری از پوست با استفاده از فراصوت فرکانس بالا به دلیل تضعیف شدید امواج فراصوت در این فرکانسها، سیگنال پراکنشی دارای نسبت سیگنال به نویز کمی است.

در شکل ۴ نتایج حاصل از این آزمایش‌ها نشان داده شده است. ملاحظه می‌شود که در این شرایط نویز اضافه شده، باعث می‌شود که تابع تبدیل استخراج شده با روش‌های وینر و کمینه‌وارینس به درستی استخراج نشوند



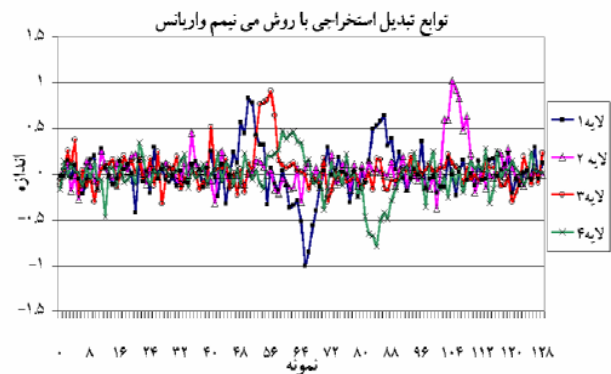
تخمین مشخصات پوست با فراصوت

برای آن که مقایسه نتایج میسر باشد، ضایعات مشخصی بر روی فانتوم هایی که شرایط مساله را دارا باشند، ایجاد می شوند.

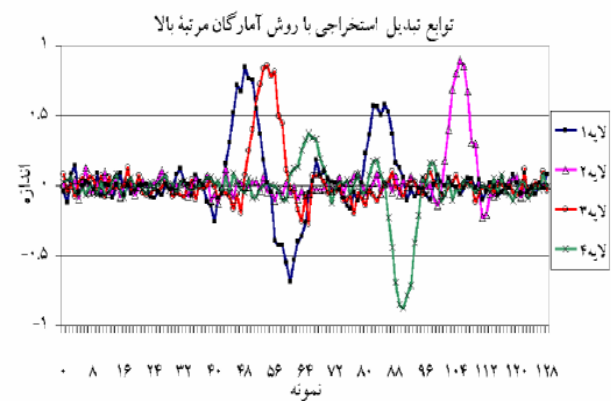
#### ۱-۵- طراحی و ساخت فانتوم ها

طراحی و ساخت فانتوم ها می بایست با توجه به هندسه و خواص آکوستیکی پوست که در بخش ۲ تشریح شد، صورت پذیرد. برای آن که فانتوم ساخته شده از نظر خواص آکوستیکی با پوست مشابه باشد، از پلی اورتان (ترموپلاستیک) استفاده گردید. برای ساخت فانتوم با دو صفحه فلزی تخت، قالبی با عمق ۱/۸ میلیمتر (عمق متوسط پوست) ساخته شد. پلی اورتان پس از حرارت دیدن ذوب شده و ماده مذاب داخل قالب فوق، تزریق گردید. این کار به کمک نوعی از تزریق (شبیه تزریق پلاستیک) انجام شد. برای ساخت ضایعات (خصوصاً به گونه ای که شبیه ضایعات پوستی، غده ها و تومورها باشند) از گرانولهایی با ابعادی بین ۷۵ تا ۱۲۵ میکرون استفاده گردید که ابعاد آنها بطور متوسط ۱۰۰ میکرون در نظر گرفته شد.

در این کار دو نوع گرانول پلی اتیلن و پلی پروپیلن با چگالی ۰/۹ گرم بر سانتی متر مکعب استفاده شدند. خطای جانشانی گرانولها در عمق، ۱۵ میکرون بوده و با توجه به تفکیک پذیری جانبی ۲۰۰ میکرومتر برای سیستم فراصوت مورد استفاده در این تحقیق، حداقل فاصله جانبی دو گرانول مجاور ۳۰۰ میکرومتر اختیار شد. گرانولها در خلال تزریق پلی اورتان مذاب در مکانهای مشخص تزریق گردیدند، چنانکه پس از خشک شدن پلی اورتان موقعیت آنها در داخل بافت ثابت بماند. شمایی از این فانتومها در شکل ۶ نشان داده شده است. سرعت انتشار موج فراصوت در پلی اورتان مشابه پوست و برابر با ۱۵۰۰ میلی متر بر ثانیه بوده و امپدانس آکوستیکی آنها یکسان می باشد.



(ب-۴)



(ج-۴)

شکل ۴- نتایج شبیه سازی تفکیک لایه ها با توابع تبدیل در سیگنال به نویز ۴۰ دسیبل با روش های الف- وینر، ب، می نیمم واریانس و ج- آمارگان مرتبه سوم

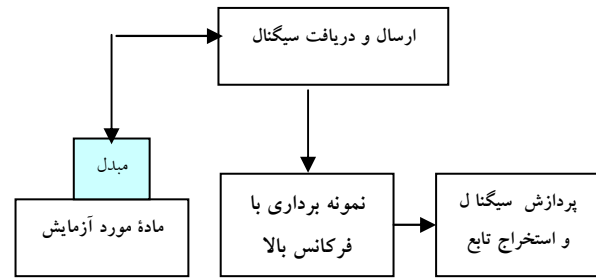
#### ۵- آزمایش با استفاده از سیستم فراصوت

مجموعه آزمایشگاهی مورد استفاده این تحقیق شامل یک سیستم تصویر برداری فراصوت با فرکانس ۲۲ مگاهرتز از نوع دی یوبی ۶۱۰۰ (کمپانی تی پی ام-آلمان-۲۰۰۲)، یک سیستم اخذ دادگان با فرکانس نمونه برداری ۳۰۰ مگاهرتز و یک کامپیوتر با سی پی یو از نوع پنتیوم ۴-۲۷۰۰ برای کنترل سیستم و ذخیره سازی دادگان می باشد. در شکل ۵ بلوک دیاگرام مجموعه فوق نشان داده شده است.

1- DUB6100 (TPM Co-Germany-2002)

## ۲-۵- آزمایش‌ها و نتایج

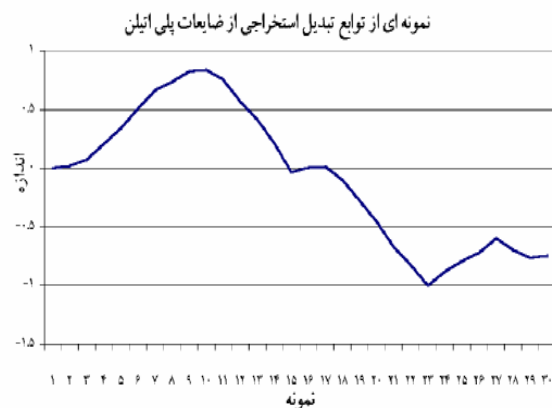
فاصله بین نمونه آزمایشی و مبدل Probe فراسوت، با آب مقطر پر شد. برای آنکه آزمایش‌ها و نتایج به یک فانتوم خاص بستگی نداشته باشند، برای هر یک از گرانول‌ها دوفانتوم مورد آزمایش واقع شد. در هر فانتوم تعداد نقاط اسکن  $(x, y)$ ‌هایی که در یک عمق ثابت شامل گرانول هستند) ۲۰ نقطه بوده و برای بررسی عدم وابستگی نتایج به عمق، آزمایش‌ها برای هر فانتوم در سه عمق انجام شد. برخی از نتایج این آزمایش‌ها در شکل های ۷ و ۸ نشان داده شده اند.



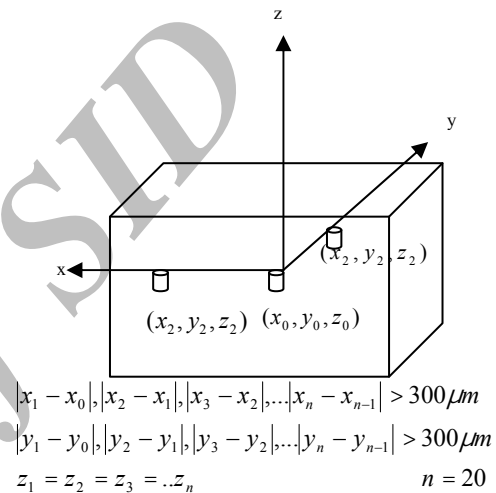
شکل ۵- مجموعه آزمایشگاهی پیاده سازی شده



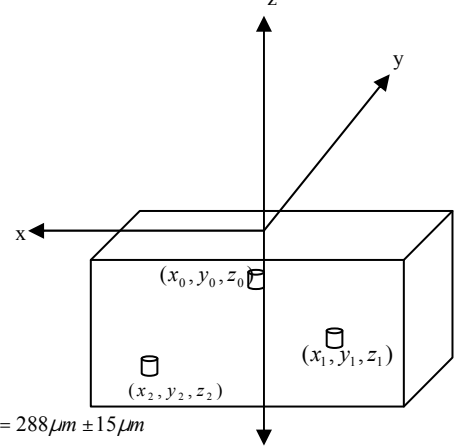
(۷- الف)



(۷- ب)



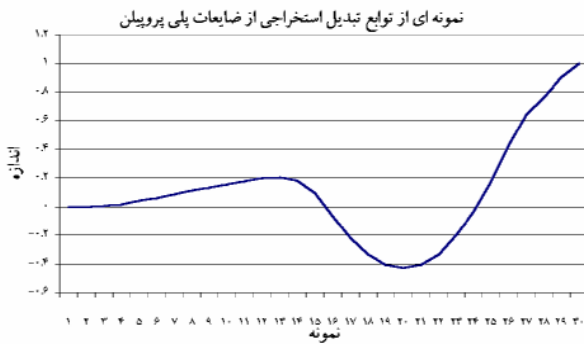
(۶- الف)



(۶- ب)

شکل ۶- جزئیات فانتوم های مورد استفاده: الف- ۲۰ نقطه اسکن هم عمق برای هر فانتوم، ب- سه عمق انتخاب شده هر فانتوم

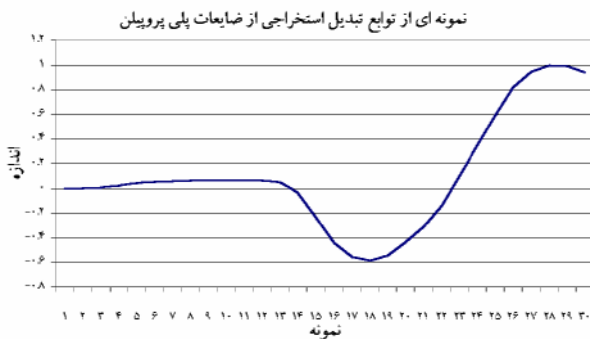
تخمین مشخصات پوست با فراصوت



(ب-۸)



(ج-۷)



(ج-۸)

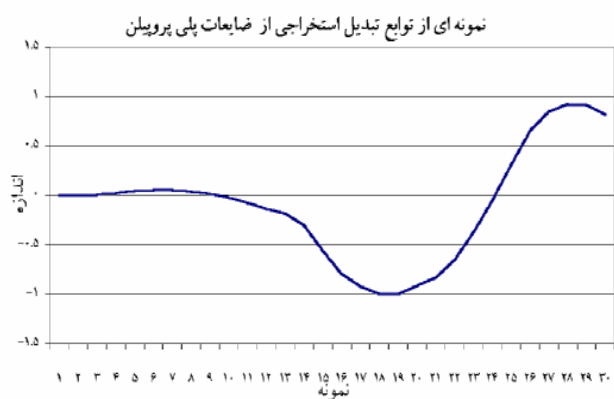
شکل ۸- سه مورد از توابع تبدیل نرمال شده حاصل از آزمایش روی فانتوم‌های با گرانول پلی پروپیلن- توابع عیناً همشکل نیستند اما در یک فرم واحد قرار می‌گیرند.

### ۳-۵- طبقه بندی ضایعات

با توجه به نتایج حاصل از انجام آزمایش روی فانتومها که در بخش قبلی تشریح شد، می‌توان نتیجه گرفت که مجموعه روشهای شناسایی سیستم، توانایی قابلیت شناسایی و تفکیک ضایعات مختلف را دارند، به گونه ای که ضایعات هم نوع، توابع تبدیلی با شکل های مشابه بندی استفاده نمود. برای انجام این کار لازم است که ویژگی های مناسبی که باعث بیشترین تفکیک میان این دو دسته توابع تبدیل می شوند، استخراج شده و سپس در قالب بردارهایی به الگوریتم طبقه بندی داده شوند.

شکل ۷- سه مورد از توابع تبدیل نرمال شده حاصل از آزمایش روی فانتوم های با گرانول پلی اتیلن- توابع عیناً همشکل نیستند اما در یک فرم واحد قرار می‌گیرند.

با توجه به این شکل‌ها ملاحظه می‌شود که به دلیل این که گرانولها دقیقاً همانند نیستند، توابع تبدیلی که برای گرانولهای پلی پروپیلن به دست می‌آیند به طور کامل شبیه هم نیستند. توابعی که برای گرانولهای پلی اتیلن به دست می‌آیند نیز، کاملاً شبیه هم نمی‌باشند. توابع مربوط به هر نوع از گرانولها به گونه ای شبیه هستند که می‌توان آن‌ها را در یک کلاس قرار داد.



(الف-۸)

جدول ۱- ویژگی‌ها، نوع طبقه بندی و نتایج حاصل

ویژگی‌های مورد استفاده برای طبقه بندی				
ویژگی ۱	ویژگی ۲	ویژگی ۳	ویژگی ۴	
تاخیر رخداد	تاخیر رخداد	نسبت بیشینه	انرژی	
بیشینه	کمینه	به کمینه		
مشخصات طبقه بندی				
تعداد کلاس	نوع طبقه بند	معیار فاصله	الگوی آموزشی	الگوی تست
۳	کمینه فاصله	اقلیدسی	۱۲۰	۱۲۰
نتایج تست طبقه بندی				
درصد خطای کلاس ۱	درصد خطای کلاس ۲	تعداد الگوهای کلاس ۳		
۵٪	۵٪	۱۱ الگو		

\* درصد خطای کلاس ۱ مواردی است که الگوی مربوط به این کلاس به

کلاس ۲ نسبت داده می‌شود و به همین ترتیب برای درصد خطای کلاس ۲.

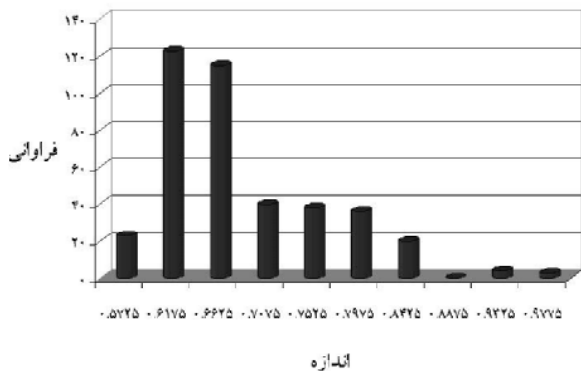
جدول فوق نشان می‌دهد که با استفاده از روش پیشنهادی می‌توان ضایعات مورد نظر در فانتوم‌های این تحقیق را با خطای ۵ درصد برای هر ضایعه از یکدیگر تفکیک نمود. دادگان تست، ۱۲۰ الگو هستند که که هر یک برداری شامل چهار ویژگی ذکر شده در جدول ۱ می‌باشد. ۶۰ بردار مربوط به گرانول پلی اتیلن و ۶۰ بردار دیگر مربوط به پلی پروپیلن می‌باشند. از ۶۰ داده پلی اتیلن، ۳ مورد به خطا در کلاس پلی پروپیلن و از ۶۰ داده پلی پروپیلن نیز ۳ مورد به خطا در کلاس پلی اتیلن قرار داده شده‌اند. ۷ داده پلی اتیلن و ۴ داده پلی پروپیلن (جمعاً ۱۱ داده) نیز در کلاس ۳ (کلاس ناشناس) قرار داده شده‌اند که علت وجود چنین دادگانی در آزمایش‌ها قبلاً ذکر شد.

با توجه به این که بارزترین تفاوت میان توابع تبدیل حاصل شده برای دو نوع ضایعه (چنانکه نمونه‌هایی از آن در شکل‌های ۷ و ۸ ملاحظه می‌شوند) در شکل این منحنی‌ها می‌باشد، برای استخراج ویژگی نیز از ویژگی‌های شکلی استفاده شد. برای طبقه بندی از یک طبقه بندی کننده کمینه فاصله<sup>۱</sup> استفاده شده و به عنوان معیار نیز از فاصله اقلیدسی استفاده گردید. چنانکه قبلاً ذکر شد برای هر یک از ضایعات گرانول پلی اتیلن و پلی پروپیلن آزمایش‌ها برای دو فانتوم شامل سه عمق مختلف و ۲۰ گرانول در هر عمق انجام شد که مجموع ۱۲۰ تابع برای هر نوع از گرانول‌ها را نتیجه می‌دهد. در مواردی برای هر ضایعه توابع تبدیلی حاصل شود که به سایر توابع حاصل از همان ضایعه شباهت نداشته باشد. علت به وجود آمدن توابعی از این دست می‌تواند صدمه دیدن گرانول به هنگام جانشانی در پلی اورتان و یا به وجود آمدن حباب در هنگام تزریق پلی اورتان یا گرانول باشد که در اینگونه فرایندها اجتناب ناپذیر است. لذا طبقه بندی کننده با ۳ کلاس تشکیل شد. کلاس ۱ مربوط به پلی اتیلن و کلاس ۲ مربوط به گرانول پلی پروپیلن است. کلاس ۳ نیز مربوط به منحنی‌هایی است که به دلایل گفته شده شباهتی با سایرین ندارند. برای این که تعداد الگوهای لازم برای تشکیل هر دو کلاس مساوی باشد، ۶۰ منحنی از هر یک از داده‌های پلی اتیلن و پلی پروپیلن برای تشکیل کلاسها و ۶۰ منحنی برای تست در نظر گرفته شد. در جدول ۱ ویژگی‌ها، نوع طبقه بندی و نتایج حاصل از آن ملاحظه می‌شود.

1- Minimum Distance

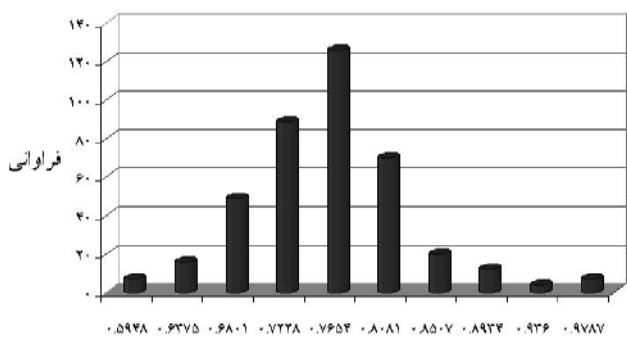
تخمین مشخصات پوست با فراصوت

نمودار توزیع آماری اندازه سیگنال بازگشتی از ضایعات پلی اتیلن



(۹- الف)

نمودار توزیع آماری اندازه سیگنال بازگشتی از ضایعات پلی پروپیلن



(۹- ب)

شکل ۹- توزیع دادگان سیگنال پراکنشی با استفاده از آخرین روش های موجود برای الف- ضایعات پلی اتیلن و ب- ضایعات پلی پروپیلن

این مقادیر، مشابه پارامترهایی هستند که قبلاً در تحقیقات مربوط به تفکیک ضایعات پوستی حاصل شده و به علت عدم وجود تفاوت معنی دار توانایی تفکیک ضایعات را ندارند [۱۸]. همچنین تفاوت بین پارامترهای فوق با کاهش

برای مقایسه روش پیشنهادی با روش های موجود، در آزمایش دیگری تلاش شد تا دادگان حاصل از فانتوم های گفته شده با استفاده از توزیع آماری از یکدیگر تفکیک شوند. مطابق روش های موجود، تبدیل هیلبرت روی سیگنال بازگشتی اعمال شده و تصاویر فراصوت از فانتومها حاصل می شوند. سپس نمونه های تشکیل دهنده این تصاویر در قالب توزیع آماری مدل شده و از پارامترهای آماری برای تفکیک ضایعات مختلف استفاده می شود [۱۸، ۱۷، ۱۶].

از آن جا که در آزمایش هایی که بر اساس روش پیشنهادی این مقاله انجام پذیرفته بود، از اسکن ۶۰ ضایعه برای تشکیل کلاس مربوط به آن استفاده شده بود، در این آزمایش نیز برای محاسبه آماری از همین تعداد اسکن استفاده شد. در شکل ۹ توزیع دادگانی که با این روش حاصل شده و از آستانه معینی بزرگتر هستند، نشان داده شده است. ملاحظه می شود که میانگین تابع توزیع گوسی برازش شده روی دادگان حاصل ضایعات پلی اتیلن و پلی پروپیلن به ترتیب برابر با ۰/۶۷۷۸ و ۰/۷۱۶۹ به دست می آیند.

نقاط اسکن و یا کاهش نسبت سیگنال به نویز به شدت کاهش می‌یابد.

لذا با توجه به آزمایش‌ها و نتایج ملاحظه می‌شود که بر خلاف روش‌های موجود، اعمال روش‌های شناسایی سیستم روی دادگان فراصوت بازگشتی از فانتوم‌های گفته شده می‌تواند با درصد صحت مناسبی ضایعات مختلف را شناسایی نماید. همچنین روش پیشنهادی در مقایسه با روش‌های موجود به تعداد زیادی از اسکن‌ها در سطح ضایعه نیازی نداشته و حساسیت کمتری نسبت به نویز دارد.

## ۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله مفهوم شناسایی سیستم برای تخمین مشخصات پوست با استفاده از فراصوت استفاده شد. در این روش رفتار هر لایه پوست در برابر فراصوت بصورت یک فیلتر مدل شده و تابع تبدیل این فیلتر، با روش‌های شناسایی سیستم استخراج گردید.

ابتدا برای بررسی عملکرد روش‌های مبتنی بر شناسایی سیستم برای استخراج توابع تبدیل مختلف در شرایط متفاوت، شبیه‌سازی بر اساس تلفیق مدل مبتنی بر توابع تبدیل با هندسه و خواص آکوستیکی پوست انجام شد. سه ابزار فیلتر وینر، تخمین کمینه واریانس و آمارگان مرتبه بالا برای استخراج تابع تبدیل در شبیه‌سازی شرایط نویز مختلف آزمایش شدند. با استفاده از شبیه‌سازی، ملاحظه شد روش پیشنهادی این مقاله قابلیت تفکیک لایه‌هایی با

توابع تبدیل مختلف را داشته و در میان سه ابزار گفته شده، آمارگان مرتبه بالا توابع تبدیل را با صحت بیشتری استخراج می‌کند.

آزمایش روی دادگان واقعی با استفاده از یک سیستم فراصوت متداول برای تصویر برداری از پوست انجام شد. برای آن که انجام آزمایش و مقایسه نتایج میسر باشد، از ایجاد ضایعاتی نظیر ضایعات پوستی بر روی فانتوم‌هایی که با توجه به هندسه و خواص آکوستیکی پوست طراحی شده‌اند، استفاده شد. نتایج حاکی هستند که ویژگی‌های تابع تبدیل مستخرج از هر ضایعه منحصر بفرد بوده و با استخراج ویژگی‌ها و طبقه‌بندی مناسب، می‌توان از آن برای تعیین نوع ضایعه استفاده نمود. طبقه‌بندی انجام شده در این مقاله، تشخیص با خطای ۵ درصد برای هر نوع ضایعه را با استفاده از این توابع نشان می‌دهد. بر این اساس روش مورد استفاده این تحقیق قابلیت شناسایی و تفکیک ضایعات در اعماق مختلف از فانتوم‌های مورد استفاده را داراست و در صورت توسعه می‌تواند برای اندازه‌گیری‌های کلینیکی مورد استفاده قرار گیرد.

## ۷- تشکر و قدردانی

این پروژه با استفاده از حمایت مرکز تحقیقات مخابرات ایران انجام شده است.

## منابع

- 1- Knspik DA, Starkoski B, et al. 100-200 MHz ultrasound biomicroscope. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr* 2000; 47: 1540 - 49.
- 2- Passman C, Ermert H. 100-MHz ultrasound system for dermatologic and ophthalmologic diagnostics. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr* 1996; 43(4): 545 -52.
- 3- Ritter TA, Shung KK, et al. High frequency ultrasound arrays for medical imaging. *IEEE Ultrasonics Symposium* 2000; 2: 1261- 64.
- 4- Fornage B, Duvic B, et al. Imaging of skin with 20MHz ultrasound. *Radiology* 1993; 189: 69-76.
- 5- Turnbull D, Starkoski B, et al. A 40-100 B-scan ultrasound backscatter microscope for Skin imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology* 1995; 21(5): 79-88.
- 6- Hoffman K, Jung J, et al. Malignant melanoma in 20MHz B-scan. *Dermatology* 1992; 185: 49-55.
- 7- Fournier C, Bridal S, et al. Optimization of attenuation estimation in reflection for in vivo human dermis characterization at 20 MHz. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr* 2003; 50(4): 408-18.
- 8- Roberjot V, Bridal S, et al. Absolute backscatter coefficient over a wide range of frequencies in a tissue-mimicking phantom containing two populations of scatterers. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr* 1996; 43(7): 970-78.
- 9- Baldeweck T, Bereger G. An in vitro study on porcine skin: attenuation profile estimation using autoregressive modeling. *IEEE Ultrasonic Symposium* 1995; 1: 1141-44.
- 10- Grenier Y. Time dependent ARMA modeling of non-stationary signals. *IEEE Trans. ASSP* 1983; 31(4): 267-85.
- 11- Bland J, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1996; 8: 307-10.
- 12- Vaillant L, Berson M, et al. Ultrasound imaging of psoriatic skin: an non-invasive technique to evaluate treatment of psoriasis. *Int J dermatolgy* 1994; 33(6): 786-90.
- 13- Fournier C, Bridal S, et al. Comparison of global and local estimations of ultrasonic parameters at 20MHz: In vivo normal skin. *IEEE Ultrasonic Symposium* 2000;1: 1367-70.
- 14- Fournier C, Bridal S. In vivo normal human dermis characterization by 20MHz ultrasound backscatter. *IEEE Ultrasonic Symposium* 2000; 1: 1303-06.
- 15- Urmacher C. Histology of normal Skin. *Amer J Surgery and Pathology* 1990; 14: 671-86.

16- Raju B, Srinivasan M. Statistics of envelope of high-frequency ultrasonic backscatter from human skin in vivo. IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr 2002; 49(7): 871-82.

17- Shankar PM. A general statistical model for ultrasonic backscattering from tissue. IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr 2000; 47(3): 727-36.

18- Raju B, Srinivasan M. Quantitative ultrasonic methods for characterization of skin lesions in vivo. Ultrasound in Medicine and Biology 2003; 9(6): 825- 38.

19- Sin S, Chen CH. A comparison of deconvolution techniques for ultrasonic nondestructive evaluation of materials. IEEE Trans. Image Proc 1992;1(1): 3- 10.

20- Mendel J, Kormylo J. New fast optimal white noise estimators for deconvolution. IEEE Trans. Geosci. Electron 1977;15(1).

21- Vaseghi S. Advanced signal processing and digital noise reduction. Wiley Teubner 1997; 375-81.

22- Mendel JM. Tutorial on higher order statistics (spectra) in signal processing and system theory: Theoretical results and some applications. IEEE.