

Assessment of Parameter of Nonlinearity (B/A) and Parameter of h in Ultrasound Propagation for monitor HIFU treatment

F. Bagheri¹, H. Behnam^{2*}, J. Tavakkoli³, S. Rahimian⁴

¹ Department of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology

F_bagheri@elec.iust.ac.ir

² Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, behnam@iust.ac.ir

³ Assistant Professor, Department of Physics, Ryerson University, Toronto, Canada
jtavakkoli@ryerson.ca

⁴ Assistant Professor, Department of Physics, Ryerson University, Toronto, Canada
Siavash.rahimian@ryerson.ca

Abstract

In this study we evaluate parameter of nonlinearity and parameter of h by measuring of the amplitude of the second harmonic component and the fundamental component. This method is a variation of the finite-amplitude that has been adopted for pulse echo measurements. We used normal and cooked pork muscle in-vitro. For B/A the result is showed as image and for h the result obtain as absolute mean. The result showed that these parameters can distinguish between normal and cooked tissue. This method was considered to be usable for control and monitoring HIFU.

Keywords: High Intensity Focused Ultrasound, Parameter of Nonlinearity, tissue characterization.

* Corresponding author

Address: Hamid Behnam, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Tel: +98 21 73225600

Fax: +98 21 73225777

E-mail: behnam@iust.ac.ir

ارزیابی پارامتر غیرخطی بودن (B/A) و پارامتر h در انتشار اولتراسوند جهت کمی سازی اثر HIFU

فاطمه باقری^۱، حمید بهنام^۲، جهانگیر توکلی^{۳*} و سیاوش رحیمیان^۴

^۱ کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران

f_bagheri@elec.iust.ac.ir

^۲ استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران

behnam@iust.ac.ir

^۳ استادیار گروه مهندسی فیزیک، دانشگاه ریرسون، تورنتو، کانادا

jtavakkoli@ryerson.ca

^۴ استادیار گروه فیزیک، دانشگاه ریرسون، تورنتو، کانادا

siavash.rahimian@ryerson.ca

چکیده

در این بررسی ارزیابی پارامتر غیرخطی بودن (B/A) و پارامتر h از طریق اندازه گیری دامنه اولین و دومین هارمونیک بازگشتی صورت گرفته است. این روش تغییر یافته روش دامنه معین است که با اندازه گیری های پالس-اکو تطبیق داده شده است. این بررسی به صورت غیر تهاجمی روی بافت نرمال و پخته صورت گرفت. برای B/A نتایج به صورت تصویر و برای h نتایج به صورت میانگین مطلق به دست آمد. نتایج نشان داد که این پارامترها قادر به تفکیک بافت نرمال و پخته می باشند. نتایج این بررسی نوید دهنده مفید بودن پارامتر غیرخطی بودن در زمینه کنترل و پایش HIFU است.

کلیدواژگان: اولتراسوند کانونی با شدت بالا، پارامتر غیرخطی بودن و تعیین مشخصات نسوج.

عهده دار مکاتبات

نشانی:

behnam@iust.ac.ir :

:

:

۱- مقدمه

اولتراسوند درمانی حوزه ای با کاربردهای بالینی زیادی می باشد. وعده اصلی اولتراسوند درمانی ایجاد تاثیرات بالینی در بافت بدون صدمه به بافتهای میانی می باشد. درمانهایی هم به صورت آزمایشگاهی و در بعضی کاربردها به صورت بالینی ایجاد شده است. [1]

سابقه استفاده از اولتراسوند درمانی پیشتر از استفاده های تشخیصی (تصویربرداری) آن می باشد. در سال ۱۹۲۷ این امر که اولتراسوند تغییرات ماندنی در سیستمهای بیولوژیکی ایجاد می کند کشف گردید. این نقطه آغازین استفاده از اولتراسوند درمانی گشت. [2]

جذب انرژی اولتراسوند موجب گرم شدن بافت می شود، از این نکته برای مقاصد اولتراسوند درمانی استفاده می شود گرچه اخیراً ثابت شده است که اولتراسوند درمانی از اثرات غیرگرمایی انتشار اولتراسوند در بافت نیز متاثر است.

اولتراسوند درمانی به دو گروه بزرگ توان بالا و توان پائین تقسیم می شود که کاربردهای توان بالا شامل اولتراسوند کانونی با شدت بالا¹ (HIFU) و لیتوتریپسی (سنگ شکنی) و توان پائین شامل ترمیم استخوان، ژن درمانی و سونوپریشن^۲ می باشد.

HIFU همان اصول حاکم بر اولتراسوند تشخیصی را دارد با این تفاوت که در محدوده فرکانسی کمتر و با شدت بالاتری کار می کند. این شدت بالای انرژی باعث افزایش دما در نقطه کانونی (با مساحت کم) می گردد که باعث مرگ سلولی می شود و می توان از آن برای درمان تومورها، توقف خون و... استفاده کرد. [3]

با وجود داشتن مزایایی چون غیرتهاجمی بودن و توانایی نفوذ به بافتهای عمیق در بدن، به علت وجود مویرگهای خونی که مثل چاههای گرمایی عمل می کنند و لایه های چربی سطحی که باعث انحراف پرتوهای اولتراسوند می شوند، این سیستم شدیداً نیاز به روشهای کنترل و پایش دارد

تا هم این مشکلات حل شود و هم عملکرد کار بهبود یابد [4].

از روشهای بر مبنای اولتراسوند که تاکنون برای پایش و کنترل درمان توسط HIFU توسعه پیدا کرده است اندازه گیری مشخصات اکوستیکی بافت با استفاده از سیگنال رادیوفرکانسی³ (RF) است که بر مبنای پردازش سیگنالهای RF برگشتی از ناحیه مورد علاقه برای تخمین خصوصیات بافت در آن ناحیه عمل می کند. [5] روشهای زیادی بر مبنای پردازش حوزه زمانی، فرکانسی و زمانی-فرکانسی در این مورد استفاده می شود. مقادیر کمی از خصوصیات بافت همچون ضریب تضعیف، [6] پارامتر غیر خطی بودن (B/A)، سرعت صوت [7] و توان پراکنش [8] در این روشها محاسبه می شود. در این بررسی پارامتر غیر خطی بودن انتخاب شده است.

اثرات غیر خطی در کاربردهای توان بالای اولتراسوند و در کاربردهای تشخیصی آن وقتی دامنه بزرگ باشد، ظاهر می شود.

به طور کلی روشهای اندازه گیری پارامتر غیر خطی بودن به دو گروه اصلی تقسیم می شود: ۱- روش ترمودینامیکی ۲- روش دامنه معین [2,3]. روش ترمودینامیکی برای بافت مناسب نیست چون نیاز به ارزیابی متغیرهای دینامیکی مثل انبساط گرمایی، ضریب حجمی و ظرفیت گرمایی در فشار ثابت دارد که برای بافتها به صورت دقیق مشخص نشده است. علاوه بر این تغییرات ترمودینامیکی ممکن است تغییرات غیر قابل بازگشتی در خصوصیات بافت ایجاد کند. روش دامنه معین نیاز به دو مبدل دارد که به صورت هم محور (با فاصله چند سانتی متری بین سطوحشان) باشند که باعث ایجاد آثار پراش و حذف فاز می شود. مهمترین مشکل این روش نیاز آن به اطلاعات جامع و با جزئیاتی، هم از میدان آکوستیکی تولید شده توسط مبدل و هم اثر متقابل این میدانها با نمونه بافت، است. [9,10]

۲-تئوری

فرض کنید یک موج صفحه ای دامنه معین $P_1(0)$ با فرکانس f_0 از $z=0$ (با دامنه بالا برای ظاهر شدن آثار غیرخطی) منتشر می شود و در طول بافت حرکت می کند. [13] در فاصله z از منبع سیگنال اکو باز گشتی دومین هارمونیک برابر است با:

$$P_{12r}(2f_0, z) = P_{12}(2f_0, z)R(2f_0, z) \exp[-\int \alpha_2(2f_0, z)dz], \quad (1)$$

عبارت $R(2f_0, z)$ ضریب بازگشت در z ، $P_{12}(2f_0, z)$ و $2f_0$ ضریب تضعیف در $2f_0$ دامنه انباشته شده فشار دومین هارمونیک در فاصله z است که شرط زیر را برقرار می کند:

(۲)

$$\frac{dP_{12}(2f_0, z)}{dz} = h(z)P_1^2(f_0, z) \exp[-\int 2\alpha_1(f_0, z)dz] - \alpha_2(2f_0, z)P_{12}(2f_0, z),$$

که $h(z) = \omega / 4\rho_0 c_0^3 [B/A(z) + 2]$ پارامتر غیرخطی بودن محیط، c_0 سرعت صوت و ρ_0 چگالی محیط است.

اگر موج اولتراسوند $P_i(0)$ با فرکانس $2f_0$ (با دامنه پائین) به سمت بافت فرستاده شود، سیگنال بازگشتی هارمونیک اصلی در فاصله z برابر است با:

$$P_{ir}(2f_0, z) = P_i(2f_0, z)R(2f_0, z) \exp[-\int \alpha_2(2f_0, z)dz], \quad (3)$$

که

با $P_i(2f_0, z) = P_i(2f_0, 0) \exp[-\int \alpha_2(2f_0, z)dz]$ تقسیم معادله (۳) بر (۱) و حذف $R(2f_0, z)$ و $\exp[-\int \alpha_2(2f_0, z)dz]$ داریم:

$$\frac{P_i(2f_0, z)}{P_{12}(2f_0, z)} = \frac{P_{ir}(2f_0, z)}{P_{12r}(2f_0, z)} \quad (4)$$

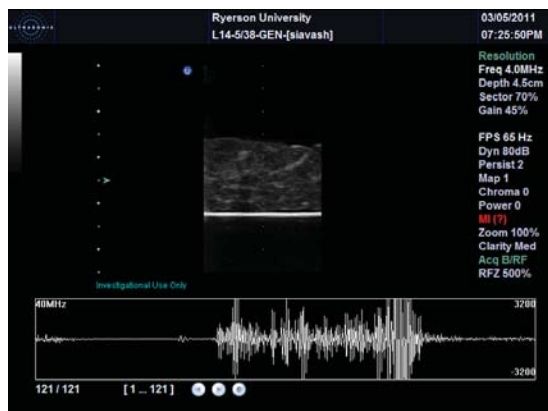
با مشتق گیری از معادله (۴) نسبت به متغیر z و در نظر گرفتن معادله (۲)، به دست می آوریم:

میانگین در نمونه به ما B/A این دو روش اطلاعاتی را در مورد می دهند، درحالی که برای استفاده از پتانسیلهای این پارامتر در کارهای تشخیصی باید تصویربرداری آن توسعه یابد. تلاشهایی که در این زمینه صورت گرفته است به صورت بوده است که نتایج آنها [12] و توموگرافی [11] پالس-اکو نشان داده است که پارامتر غیر خطی بودن به وضعیتهای پاتولوژیکی حساس تر از پارامترهای خطی آکوستیکی است. توموگرافی روش پیچیده و پرهزینه ای نسبت به روش پالس اکو می باشد که این تفاوت منجر به توسعه روش پالس-اکو گردیده است. امید بخش ترین تلاشهای انجام شده در این زمینه توسط آقایان فوجی و گانگ [13,14] انجام شده است که روش مشابهی را به طور مستقل برای ایجاد تصاویر B/A در حالت عمق ثابت⁴ توسعه داده اند. این روش تغییر یافته روش دامنه معین است که با اندازه گیری های پالس-اکو تطبیق داده شده است. در این روش دامنه اولین و دومین هارمونیک اندازه گیری می شود و اثر پراکنش و تضعیف در آن حذف شده است.

در روش آقای فوجی پارامتری به نام h که شیب نسبت دامنه هارمونیک دوم به اول است به جای پارامتر غیرخطی بودن استفاده و اندازه گیری می شود. در روش آقای گانگ با اضافه کردن اندازه گیری های مربوط به چگالی بافت و سرعت صوت و استفاده مستقیم از دامنه ها مقادیر B/A به دست آمد و از روی این مقادیر تصاویر از بافتهای مورد نظر ایجاد شدند.

این پارامترها قبلا در مورد بافتهای نرمال و چرب اندازه گیری شده است، هدف ما بررسی این پارامترها در زمینه پایش HIFU می باشد. این پارامتر به صورت غیرتجانسی در بافتهایی که به دو صورت پخته و نرمال موجودند اندازه گیری و مقایسه می شود. در اینجا ما از بافت پخته به عنوان مدلی برای بافت تحت تابش HIFU را استفاده می کنیم و در کارهای آینده از بافتی که تحت تابش HIFU تغییر شکل یافته است استفاده خواهیم کرد.

توان در حالت اول حداقل مقدار ممکن و در حالت دوم حداکثر مقدار ممکن در نظر گرفته شد. داده های گرفته شده به دو صورت فایل ویدئویی از بافت و فایل سیگنال فرکانس رادیویی می باشد که پس از وارد شدن به کامپیوتر پردازش سیگنال مطلوب روی آنها توسط برنامه Matlab انجام شد. عمق کانونی ۴۵ میلیمتر و فرکانس نمونه برداری ۴۰ مگاهرتز می باشد. شکل (۱) تصویری از مونیتر این دستگاه با مشخصات آن نشان می دهد.



شکل ۱: تصویری از مونیتر دستگاه Sonix RP

۳-۲- آماده سازی نمونه ها

نمونه های بافت که از ماهیچه خوک تهیه شدند، قبل از تصویربرداری در آب بدون گاز به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۵ درجه سلسیوس نگهداری شدند. این فرآیند برای کاهش اثر حبابهای گاز روی مقادیر پارامتر غیرخطی بودن ضروری است. یک بافت نرمال و یک بافت پخته موجود است. با نگهداشتن بافت در آب جوش برای دقیقا ۳۰ دقیقه بافت پخته تهیه شد. در اندازه گیری چگالی، برای بافت نرمال مقدار $1.02 \pm 0.01 \text{ g/cm}^3$ و برای بافت پخته مقدار $0.92 \pm 0.01 \text{ g/cm}^3$ به دست آمد. سرعت صوت در نمونه ها برابر با $1477.27 \pm 3.37 \text{ m/s}$ اندازه گیری شد. بافتها روی یک سطح جاذب قرار گرفتند و از بالا از آنها تصویربرداری شده است.

$$\frac{d}{dz} \left[\frac{P_{12}(2f_0, z)}{P_i(2f_0, z)} \right] = h(z) \frac{P_1^2(f_0, z)}{P_i(2f_0, z)} \quad (5)$$

$$\exp[-\int [2\alpha_1(f_0, z) - \alpha_2(2f_0, z)] dz],$$

با فرض خطی بودن وابستگی تضعیف به فرکانس در بافت داریم:

$$\alpha(2f_0, z) = 2\alpha(f_0, z) \quad (6)$$

با استفاده از معادله (۶) معادله (۵) به معادله زیر تبدیل

می شود:

$$\frac{d}{dz} \left[\frac{P_{12}(2f_0, z)}{P_i(2f_0, z)} \right] = h(z) \frac{P_1^2(f_0, z)}{P_i(2f_0, z)} \quad (7)$$

پارامتر z می تواند به t با رابطه $z = c_0 t / 2$ تبدیل شود. بنابراین توزیع پارامتر غیر خطی بودن B/A از رابطه زیر به دست می آید:

$$\frac{B}{A}(z) = \frac{8\rho c^3}{\omega} \frac{d}{dt} \left[\frac{P_{12r}(2f_0, z)}{P_{ir}(2f_0, z)} \right] \frac{P_1(0)}{P_1^2(0)} - 2 \quad (8)$$

با استفاده از این معادله، می توان تصویر توزیع B/A بافت را با اندازه گیری نسبت $P_{12r}(2f_0, z)$ و $P_{ir}(2f_0, z)$ به دست آورد.

از طرف دیگر می توان با استفاده از معادله (۷) رابطه زیر را داشت: [14]

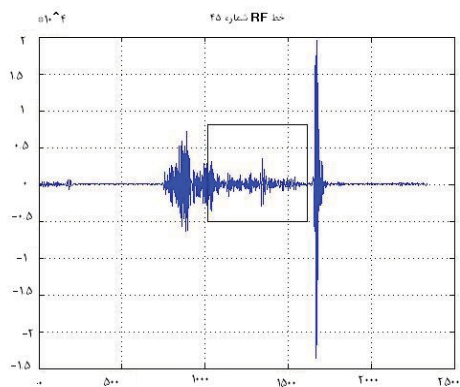
$$h(z) = \frac{d}{dz} \left[\frac{P_{12}(2f_0, z)}{P_i(2f_0, z)} \right] \cdot \left(\frac{P_1^2(f_0, z)}{P_i(2f_0, z)} \right)^{-1} \quad (9)$$

و به جای اندازه گیری مستقیم B/A ، مقدار h محاسبه و ارزیابی گردد. [15]

۳- مواد و روشها

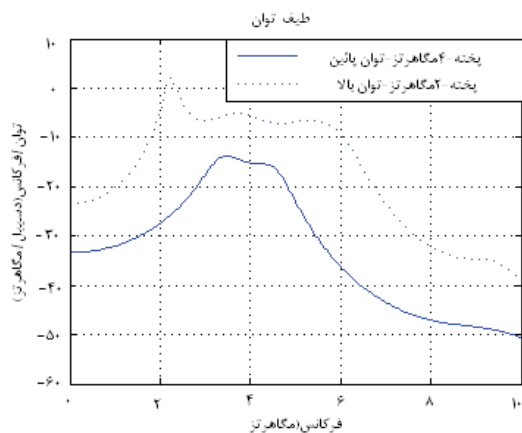
۳-۱- سیستم تصویربرداری

سیستم استفاده شده در این آزمایشات Sonix RP Scanner (Ultrasonix Inc., Richmond, BC, Canada) می باشد که از پروب خطی L14-5-38 در آن استفاده شده است. امواج در دو فرکانس ۲ و ۴ مگاهرتز فرستاده شده اند که



شکل ۳: ناحیه مورد علاقه در خط RF

با توجه به شکل های ۲ و ۳ داده های ما شامل ۷۶ خط داده می باشد که هر کدام ۲۳۳۶ نمونه دارند. ناحیه مورد علاقه نمونه های بین ۱۰۲۰ تا ۱۶۲۰ تمام خطوط RF را شامل می شود. طیف توان این ناحیه دریافتی برای یکی از خطوط RF بافت پخته به دست آمد (شکل ۴).



شکل ۴: طیف توان ناحیه مورد علاقه برای دو فرکانس ۲ و ۴ مگاهرتز

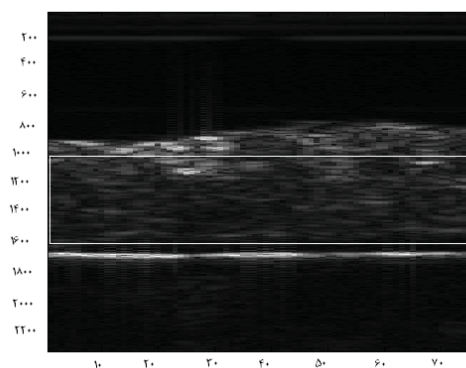
برای داشتن طیف توان کل ناحیه مورد علاقه میانگین توان کل خطوط RF را محاسبه کردیم که در زیر مشاهده می کنیم.

۴- نتایج و محاسبات

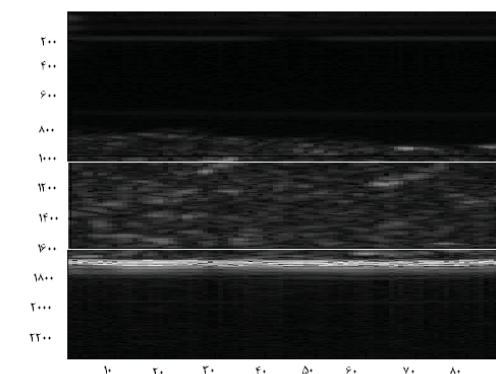
۴-۱- پیش پردازش

در تصویر بافت نرمال به وضوح می توان مرزهای بافت جاذبی که بافت روی آن قرار دارد را مشاهده کرد. در بافت پخته به علت تضعیف بالا خطوط روشن ناپدید شدند و دیگر مشخص نیستند. با توجه به تصاویر B-mode ناحیه مورد علاقه (ROI) که عمیقتر از عمق کانونی است و از مرزها دور می باشد، مشخص شده است. (شکل ۲)

تصویر B-mode نمونه پخته از فریم ۵



تصویر B-mode نمونه نرمال از فریم ۵

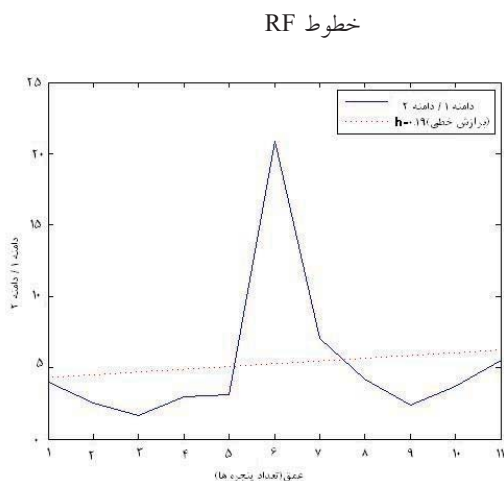


شکل ۲: ناحیه مورد علاقه در بافت

نرمال (بالا) و پخته (پائین)

اگر بخواهیم این ناحیه را روی یک خط RF (متعلق به بافت پخته) ببینیم به شکل زیر است.

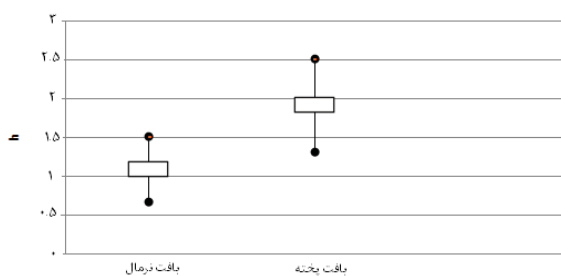
شکل ۶: مقدار h به دست آمده برای بافت نرمال برای یکی از



شکل ۷: مقدار h به دست آمده برای بافت پخته برای یکی از

خطوط RF

مقادیر h تمام خطوط RF را برای دو بافت نرمال و پخته محاسبه می کنیم و از این مقادیر میانگین می گیریم. میانگین مطلق برای بافت پخته $1/92$ با انحراف معیار $0/60$ و میانگین مطلق برای بافت نرمال $1/10$ با انحراف معیار $0/42$ به دست آمد. (شکل ۸) نتایج نشان می دهد که میانگین مطلق h در بافت پخته بزرگتر از بافت نرمال است.

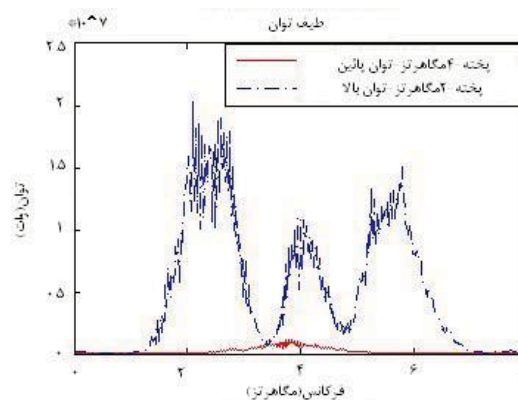


شکل ۸: میانگین مطلق h در بافت پخته و نرمال

همین روند محاسبات را ما برای پنجره زمانی به طول 120 و با بازه جابجایی 60 نقطه داشتیم که نتایج کم و بیش مشابه بود.

۳-۴- تصویربرداری B/A

برای هر خط RF روند زیر را انجام می دهیم: از



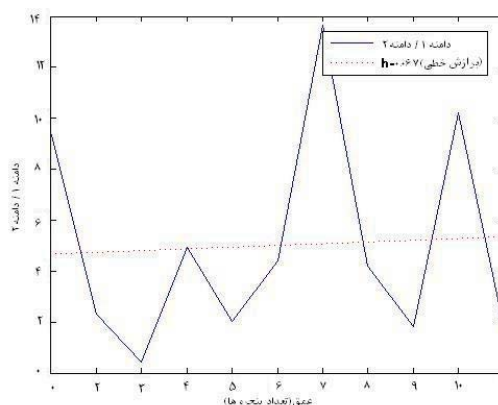
شکل ۵: طیف توان ناحیه مورد علاقه برای دو فرکانس ۲ و ۴ مگاهرتز

چون ما علاقمند به پیدا کردن دامنه هارمونیک اول سیگنال با فرکانس 4 MHz و دامنه هارمونیک دوم سیگنال با فرکانس 2 MHz هستیم، با توجه به شکل های 4 و 5 بازه انتخابی برای پیدا کردن دامنه ها را بازه $3/5-5$ مگاهرتز قرار می دهیم.

۴-۲- محاسبه h

برای هر خط RF روند زیر را انجام می دهیم: از پنجره مربعی به طول 50 نقطه در جهت عمق و بازه جابجایی 50 نقطه برای پنجره گذاری خطوط و گرفتن FFT استفاده می شود، سپس طیف توان در دو حالت 2 و 4 مگاهرتز به دست می آید.

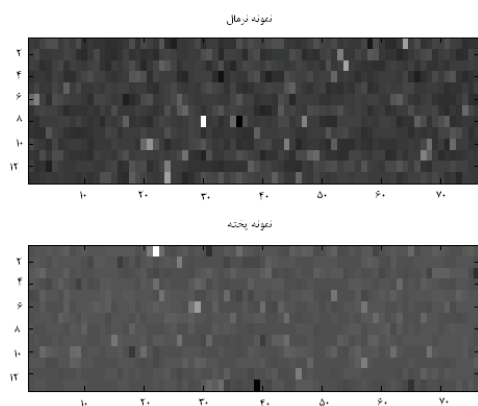
بازه 3.5 تا 5 مگاهرتز را انتخاب و جذر نسبت توانها در این دو حالت را نسبت به عمق رسم و شیب خطی نمودار را به عنوان مقدار h به دست می آوریم. (شکل های ۶ و ۷)



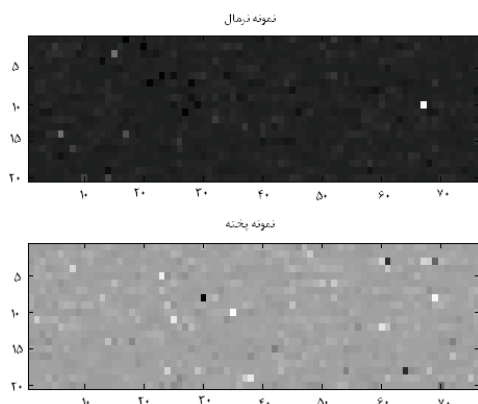
پنجره

۴-۴-انتخاب پنجره

طول پنجره را با توجه به رابطه $\frac{\lambda * f_s * 2}{c} * 3$ به دست آوردیم. $\frac{\lambda * 2}{c}$ بیانگر یک پریود با احتساب رفت و برگشت است که وقتی در فرکانس نمونه برداری f_s ضرب می شود، تعداد نمونه ها در یک پریود را نشان می دهد. عدد ۳ بیانگر این فرض است که هر پالسی شامل ۳ نوسان می باشد. برای فرکانس ۲ این مقدار برابر با ۱۲۰ می باشد. طول پنجره بزرگتر و کوچکتر از ۱۲۰ نیز انتخاب شد و نتایج آن در زیر آمده است.



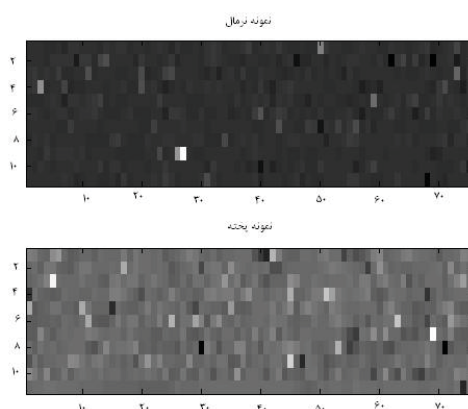
شکل ۱۰: تصویر حاصل از پنجره مربعی به طول ۵۰ نقطه در جهت عمق و بازه جابجایی ۵۰ نقطه



شکل ۱۱: تصویر حاصل از پنجره مربعی به طول ۳۰ نقطه در جهت عمق و بازه جابجایی ۳۰ نقطه

مربعی به طول ۱۲۰ نقطه در جهت عمق و بازه جابجایی ۶۰ نقطه برای پنجره گذاری خطوط و گرفتن FFT استفاده می شود، سپس طیف توان در دو حالت ۲ و ۴ مگاهرتز به دست می آید و از روی آن دامنه دومین هارمونیک بازگشتی $P_{12r}(2f_0, z)$ و هارمونیک اصلی بازگشتی $P_{ir}(2f_0, z)$ به دست می آید. در مرحله بعد نسبت P_{12r}/P_{ir} و مشتق این نسبت یعنی $(d/dt)[P_{12r}/P_{ir}]$ محاسبه و از روی آن مقدار $B/A(z)$ با استفاده از معادله (۸) به دست می آید. با ادامه این کار روی همه خطوط RF تصویر دو بعدی از بافت تهیه می شود.

این عملیات برای بافت ابتدا به صورت نرمال و سپس پخته انجام می گیرد. با توجه به ROI معین شده در بالا ناحیه تصویر مشخص می شود. تعداد خطوط RF و تعداد پنجره ها در این ناحیه تعداد نمونه ها را نشان می دهد که برای بافت این مقدار $10 * 76$ می باشد. بازه نمونه برداری $2/16 * 4/9$ سانتی متر و مساحت ناحیه تصویربرداری $2/16 * 4/9$ سانتی متر مربع می باشد. در این شکلها روشن تر بودن سطوح خاکستری معادل مقادیر بالاتر B/A می باشد.



شکل ۹: تصویر حاصل از پنجره مربعی به طول ۱۲۰ نقطه در جهت عمق و بازه جابجایی ۶۰ نقطه

کنار یکدیگر و به دست آوردن شیب خطی این مقادیر، مقدار h را برای آن خط به دست می آوریم. در نهایت با میانگیری از کل خطوط RF مقدار میانگین h به دست می آید.

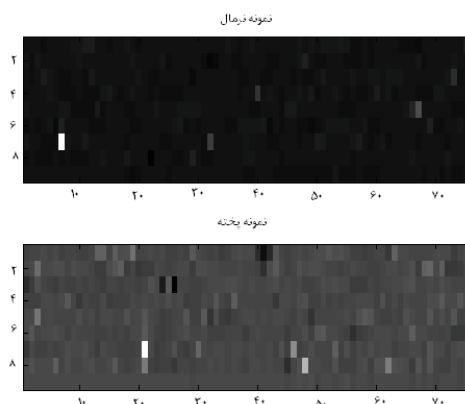
در ادامه باید گفت که این آزمایش روی یک نمونه بافت صورت گرفته است و در مراحل بعدی برای اطمینان از صحت کار باید بافتهای مختلفی را استفاده کرد و آزمایشات متعددی را انجام داد.

برای استفاده دقیقتر از این پارامتر در کاربردهای HIFU درگامهای بعدی از بافتی که تحت تابش HIFU تغییر شکل یافته است، می توان استفاده کرد.

همچنین با افزایش نرخ نمونه برداری می توان تعداد نمونه ها و رزولوشن تصویر را بهبود بخشید.

مراجع

- [1] M. R. Bailey, V. A. Khokhlova, O. A. Sapozhnikov, S. G. Kargl, and L. A. Crum, "Physical Mechanisms of the Therapeutic Effect of Ultrasound", *Acoustical Physics*, 2003, Vol. 49, No. 4, pp. 369-388.
- [2] Thomas A. Leslie, James E. Kennedy, "High-intensity Focused Ultrasound Principles, Current Uses, and Potential for the Future", *Ultrasound Quarterly*, 2006, Vol. 22, pp. 263-272.
- [3] Bjørnø L, "Characterization of biological media by means of their non-linearity," *Ultrasonics*, 1986, Vol. 24, pp. 254-259.
- [4] Khokhlova VA, Bailey MR, Reed JA, Cunitz BW, Kaczowski PJ, Crum LA, "Effects of nonlinear propagation, cavitation, and boiling in lesion formation by high intensity focused ultrasound in a gel phantom," *J Acoust Soc Am*, 2006, vol. 119, pp. 1834-1848.
- [5] Tavakkoli J., Sanghvi N.T., "Ultrasound-guided HIFU and Thermal Ablation". In: Frenkel V., ed. "Therapeutic Ultrasound: Mechanisms to Applications", Nova Science Publishers, Hauppauge, NY, January 2011, Chapter 6, 137-161.
- [6] Zagzebski JA, Lu ZF, Yao LX. "Quantitative ultrasound imaging: In vivo results in normal liver." *Ultrason Imaging*, 1993, Vol. 15, pp. 335-351.
- [7] Bamber JC, Hill CR. Ultrasonic attenuation and propagation speed in mammalian tissues as a function of temperature. *Ultrasound Med Biol*, 1979, Vol. 5, pp. 149-157.
- [8] Seip R, Tavakkoli J, Wunderlich A, Sanghvi NT, Dines KA, Crum LA. Real-time detection of multiple lesions during high intensity focused ultrasound (HIFU) treatments. 2nd Int Symp on Therapeutic Ultrasound, 29 July-1 August 2002b,



شکل ۱۲: تصویر حاصل از پنجره مربعی به طول ۱۵۰ نقطه در جهت عمق و بازه جابجایی ۷۵ نقطه

نمونه ها برای شکل ۱۰، $۱۲*۷۶$ با بازه نمونه برداری $۰/۹$ میلیمتری باشد. برای شکل ۱۱، تعداد نمونه ها $۲۰*۷۶$ با بازه نمونه برداری $۰/۵۴$ میلیمتر می باشد. برای شکل ۱۲ نیز تعداد نمونه ها $۸*۷۶$ با بازه نمونه برداری $۲/۷$ میلیمتری باشد.

شکل ۱۰ تفاوت بین دو بافت نرمال و پخته را به خوبی نشان ۹ نشان نمی دهد. شکل ۱۱ تفاوت خوبی از دو بافت را نشان می دهد ولی چون طول پنجره انتخابی کوچک است به صحت مقادیر به دست آمده نمی توان اعتماد کرد. شکل ۱۲ تفاوت دو بافت را بهتر از شکل ۹ نشان می دهد ولی طول پنجره بزرگ تعداد نمونه ها را کم می کند و تصویر حاصل رزولوشن خوبی ندارد.

۵-بحث و جمع بندی

در این بررسی پارامترهای h و B/A محاسبه شدند و نتایج نشان داد که این پارامترها قادر به تفکیک بافت نرمال و پخته می باشند. ذکر این نکته لازم است که چون پارامتر h به صورت میانگین به دست آمد نه به صورت یک تصویر، استفاده از آن برای بافتهای تقریباً یکنواخت مناسب تر است. در بیان تفاوت محاسبه h و B/A باید گفت در محاسبه B/A یک مقدار برای هر پنجره به دست می آید ولی در محاسبه h برای هر پنجره ما نسبت دو توان را به دست می آوریم سپس با قراردادن مقادیر پنجره های یک خط RF

- Seattle, WA; Conference Proceedings, pp. 168-175.
- [9] Erich Carr Everbach, "Tissue composition determination via measurement of the acoustic nonlinearity parameter", 1989, pp. 2:22.
- [10] Law WK, Frizzell LA, Dunn F, "Comparison of thermodynamic and finite amplitude methods of B/A measurement in biological materials," J Acoust Soc Am, , 1983, vol. 74, pp. 1295-1297.
- [11] Fatemi M, Greenleaf JF, " Real-time assessment of the parameter of nonlinearity in tissue using 'nonlinear shadowing'," Ultrasound Med Biol , 1996, vol. 22, pp. 1215-1228.
- [12] Zhang D, Gong XF, "Experimental investigation of the acoustic nonlinearity parameter tomography for excised pathological biological tissues," Ultrasound Med Biol, 1999, vol. 25, pp. 593-599.
- [13] X Gong, D Zhang, J Liu, H Wang, Y Yan, and X Xu, "Study of acoustic nonlinearity parameter imaging method in reflection mode for biological tissue," The journal of the Acoustical Society of America , 2004, vol. 116, pp. 1816-1819.
- [14] Y Fujii, N Taniguchi, I Akiyama, JW Tsao, and K Itoh, "A new system for in vivo assessment of the degree of nonlinear generation using the second harmonic component in echo signal," Ultrasound Med Biol , 2004, vol. 30(11), pp. 1511-1517.
- [15] فاطمه باقری، حمید بهنام، جهانگیر توکلی و سیاوش رحیمیان، "ارزیابی درجه غیرخطی بودن انتشار اولتراسوند جهت کمی سازی HIFU"، نوزدهمین کنفرانس مهندسی برق (ICEE2011)، دانشگاه امیرکبیر.