

## بررسی تغییرات دیواره عروق نسبت به سن به کمک التراسوند

ایلناز آرامی<sup>۱\*</sup>، حمید بهنام<sup>۲</sup>، زهرا علیزاده‌ثانی<sup>۳</sup>، فرشته یوسفی<sup>۴</sup>، سیدکمال‌الدین ستاره‌دان<sup>۵</sup>

تاریخ دریافت 1392/11/14 تاریخ پذیرش 1393/01/22

### چکیده

**پیش‌زمینه و هدف:** پژوهش انجام‌شده در راستای بررسی تغییرات حاصل از افزایش سن روی ارتعاشات دیواره رگ کاروتید گردن، بر روی افراد سالم در سنین مختلف صورت گرفته است. هدف غایی یافتن ویژگی‌های تمایزدهنده ارتعاشات عروق، بین افراد بیمار و سالم است که با توجه به عدم امکان دسترسی به افراد بیمار در آزمایشگاه التراسوند، فاکتور سن را برای افراد سالم موردبررسی قراردادیم و توانستیم دو ویژگی استخراج کنیم تا در مطالعات بعدی بتوان از ویژگی‌های به‌دست‌آمده برای مقایسه بین افراد بیمار و سالم استفاده کرد.

**مواد و روش کار:** روش کار به این صورت بود که ابتدا از رگ کاروتید ۲۴ فرد داوطلب در سه گروه سنی جوان (زیر ۳۵ سال) میان‌سال (۳۵-۵۵) مسن (بالای ۵۵ سال) توسط دستگاه اکوکاردیوگرافی تحقیقاتی ثبت سیگنال فرکانس رادیویی (RF) صورت گرفت و بعد سیگنال خام فرکانس رادیویی توسط نرم‌افزار مطلب پردازش شده است. در حین پردازش‌ها ارتعاشات لایه‌های مختلف دیواره رگ در دو راستای طولی و شعاعی موردبررسی قرار گرفتند. ابتدا حرکت بزرگ دیواره رگ که در راستای جریان خون و نبض بوده با محاسبه همبستگی به‌دست‌آمده و سپس حذف می‌گردد و سپس با روش فاز هیلبرت، اختلاف‌فاز و در نتیجه جابجایی‌های فرکانس بالا مشخص می‌گردد.

**یافته‌ها:** برای تک‌تک افراد معیارهای کمی به‌دست‌آمده که با قرار دادن در جدول و مقایسه باهم روند نزولی میزان ارتعاشات لایه‌های دیواره رگ با افزایش سن تأیید شد.

**نتیجه‌گیری:** گرچه رسیدن به این مطلب که افزایش سن منجر به کاهش ارتعاشات دیواره رگ می‌گردد به نظر بدیهی می‌رسد، هدف اصلی پیدا کردن ویژگی‌های تمایزی است که بتواند در تحقیقات بعدی که کاربرد آن روی بیماران است مورد استفاده قرار گیرد. با توجه به اینکه پژوهش حاضر برای اولین بار در ایران انجام‌شده و پژوهش مشابهی که به‌طور اخص در زمینه بررسی رگ کاروتید صورت گرفته باشد موجود نیست لذا انتظار می‌رود نتایج حاصله راهگشای تحقیقات آتی گردد.

**کلمات کلیدی:** التراسوند، ارتعاش رگ، تصلب شرایین

مجله پزشکی ارومیه، دوره بیست و پنجم، شماره چهارم، ص ۲۸۹-۲۷۵، تیر ۱۳۹۳

آدرس مکاتبه: دانشکده مهندسی پزشکی - واحد علوم و تحقیقات - دانشگاه آزاد اسلامی، تلفن: ۰۹۱۴۱۸۹۱۸۶۹

Email: lnaz.arami@yahoo.com

### مقدمه

حرکات میکرونی شعاعی دیواره رگ را ندارند. در این مقاله به روش خاصی که امکان بررسی میزان ارتعاشات عروق را در حالت غیرتهاجمی و به کمک امواج التراسوند مطرح می‌کند پرداخته و به‌صورت عملی روی ۲۴ فرد داوطلب امتحان کرده‌ایم و نتایج را در جداول و نمودارها ذکر نموده‌ایم.

امروزه با توجه به روند رو به رشد سکنه‌های قلبی و مغزی نیاز مبرم برای بررسی دیواره رگ‌ها و سخت شدن آن‌ها (تصلب شرایین) احساس می‌شود. اغلب فرایند بررسی عروق به‌صورت غیرتهاجمی توسط دستگاه‌های تصویربرداری صورت می‌گیرد و قدرت تفکیک این دستگاه‌ها در حد میلی‌متر بوده و امکان بررسی

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی (نویسنده مسئول)

<sup>۲</sup> گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران

<sup>۳</sup> مرکز تحقیقاتی آموزشی و درمانی شهید رجایی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

<sup>۴</sup> گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه تهران

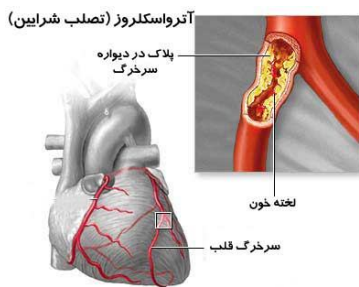
<sup>۵</sup> گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه تهران

اساس روش‌های پردازشی بر تئوری دنبال کردن فاز برای حذف حرکت بزرگ و طولی رگ که به‌واسطه نبض و حرکت خون ایجاد می‌شود و به دست آوردن فرکانس‌های بالا ارتعاشات و اندازه‌گیری حرکت میکرونی در راستای شعاعی است.

نتیجه مقاله به دست آوردن دو ویژگی تمایز برای تفکیک رگ‌ها بر اساس سن رگی و میزان ارتعاشات دیواره است؛ که در کل نتیجه حاصل روند کاهشی ارتعاشات با افزایش سن را تأیید می‌کند.

تصلب شرایین<sup>۶</sup>:

تصلب شرایین یا آترواسکلروزیس<sup>۶</sup> یا سختی رگ‌ها، نام یک بیماری در رگ‌ها است و نوعی بیماری است که با رسوب لیپید و مواد دیگر بر روی دیواره داخلی برخی رگ‌ها مشخص می‌گردد. نتیجه این فرآیند تشکیل پلاک‌های فیبری-چربی (آتروما) بوده که با افزایش سن، رفته‌رفته ازدیاد می‌یابد و موجب تنگی رگ (استنوزیس) و یا دیگر عواقب می‌گردد (۱).



شکل (۱): رگ دچار تصلب شرایین (۲)

هدف از این پژوهش توسعه یک روش برای تشخیص زودهنگام بیماری آترواسکلروز در بدن انسان است.

علت بررسی تغییرات ارتعاشات دیواره عروق نسبت به سن این است که افزایش سن خود پدیده‌ای است که منجر به بیماری آترواسکلروز می‌گردد.

علت بررسی و انجام آزمایش روی رگ کاروتید گردن این است که پارگی پلاک‌های آسیب‌پذیر که علت اصلی انفارکتوس حاد میوکارد و مغز است، معمولاً در شریان‌های توسعه‌دهنده (به‌عنوان مثال شریان کرونری، کاروتید و فمورال) ایجاد مشکل می‌کند. آسیب‌شناسی در شریان‌های کاروتید به‌طور مستقیم به حوادث مغزی مرتبط است و یک شاخص برای آسیب‌شناسی در عروق کرونر است.

از آنجاکه دسترسی به افراد بیمار دشوار بوده است. سعی بر آن گشته که فاکتورهای تمایز را برای افراد در سنین مختلف به دست آورده و به‌واسطه آن بتوان در مطالعات بعدی این فاکتورها را برای بررسی میزان تصلب شرایین در افراد بیمار بکار برد.

قدرت تفکیک تصاویر التراسوند در حد تشخیص حرکات میلی‌متری است در صورتی که حرکات شعاعی لایه‌های دیواره رگ در طول یک نبض در حد چند میکرون است. لذا به دنبال پیاده‌سازی روشی هستیم که به کمک امواج RF (فرکانس بسیار بالا) ارتعاشات لایه‌های عروق را استخراج کنیم.

در تصویر دستگاه اکوکاردیوگرافی که پزشک از رگ بیمار (مثلاً رگ کاروتید گردن) توسط مشاهده می‌کند، اولاً به‌واسطه لگاریتم گرفتن از سیگنال بازگشتی به پروب التراسوند برای ایجاد تصویر یک سری اطلاعات از دست‌داده شده است و امکان پردازش روی اطلاعات خام ممکن نیست و مهم‌تر اینکه اطلاعات به‌دست‌آمده رزولوشن مناسبی ندارد. گروه ما به‌واسطه در دست داشتن دستگاه تحقیقاتی اکوکاردیوگرافی که در آن امکان ثبت ۶ ثانیه آخر سیگنال RF وجود داشته است، از ۲۴ فرد داوطلب سیگنال RF اخذ نموده و با بازسازی این سیگنال در نرم‌افزار مطلب و بررسی روش‌های پردازشی چون دنبال کردن فاز، هیلبرت، ویولت هیلبرت برای به دست آوردن ویژگی‌های تمایز تلاش نموده‌ایم. این ویژگی‌های تمایز که روند تأثیر افزایش سن را روی افراد تأیید می‌کند می‌تواند معیاری برای به دست آوردن سن رگی برای افراد باشد.

(منظور از سن رگی این است که گاهی افراد جوانی یافت می‌شوند که به‌واسطه رعایت نکردن رژیم غذایی و یا ورزش مناسب و در مواردی ارث و ... دارای رگ پیر و فشارخون بالا هستند و بالعکس افراد مسنی که به‌واسطه رعایت کردن خوراک و ورزش و سلامت روانی و نداشتن استرس و ... سن رگی آن‌ها کم است)

شرایط اخذ سیگنال از افراد تا حد ممکن یکسان بوده یعنی سعی شده شرایط محیطی آزمایشگاه اعم از نور، دما، صوت که در میزان استرس محیطی تأثیرگذارند یکسان شود و همین‌طور در مورد شرایطی که به‌طور فردی می‌توانست در نتیجه ثبت تأثیر گذارد مثل خواب و خوراک و استرس تا حد ممکن سعی شد از افرادی که شرایط یکسانی دارند استفاده کنیم که تا حد ممکن به بررسی تأثیر سن بپردازیم.

(منظور بی‌خواب نباشند، گرسنه نباشند، حداقل دو ساعت از مصرف وعده غذایی سنگین گذشته باشد که متابولیسم بدن و گردش خون طبیعی باشد)

افراد داوطلب در سه گروه پیر (بالای ۵۵ سال) - میان‌سال (بین ۳۵-۵۵) - جوان (زیر ۳۵ سال)، قرار داشته‌اند.

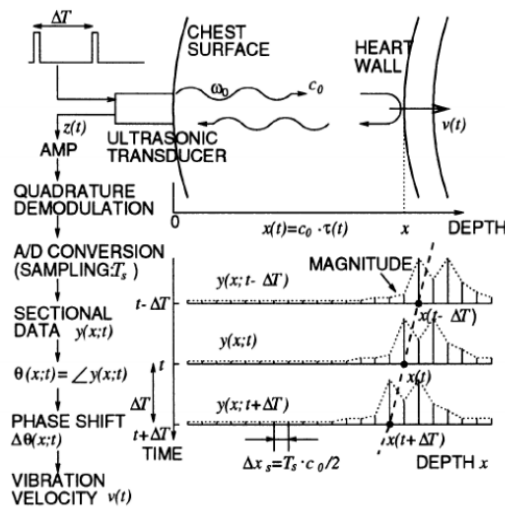
<sup>۶</sup> atherosclerosis

## مواد و روش کار

روش استخراج ارتعاشات رگ:

اساس اندازه‌گیری ارتعاشات کوچک بر روی یک هدف<sup>۹</sup> متحرک (۲۸):

پالس‌های RF با فرکانس زاویه‌ای  $\omega_0 = 2\pi f_0$  در یک بازه زمانی  $\Delta T$  از یک فرستنده فراصوتی به سمت هدف که ممکن است قلب، شریان باشد، ارسال می‌شود. چنانچه سرعت موج آکوستیکی  $c_0$  در نظر گرفته شود فاصله لحظه‌ای بین منبع موج و هدف با  $x(t) = c_0 \tau(t)$  تعیین می‌شود که در آن  $\tau(t)$  زمان رسیدن موج فراصوت از فرستنده به هدف می‌باشد. موج برگشتی از هدف توسط همان آرایه فرستنده موج دریافت می‌شود. سیگنال خروجی،  $z(t)$ ، تقویت‌شده و دم‌دولاسیون ربع فاز<sup>۱۰</sup> به آن اعمال می‌شود. سیگنال مختلط نتیجه با دوره تناوب نمونه‌برداری  $T_s$  نمونه‌برداری شده و سپس به سیگنال‌های پاسخ  $y(x; t)$  برای هر پالس ارسالی در زمان  $t$  جدا می‌شود که  $X$  فاصله هدف از فرستنده و قدرت تفکیک فضایی  $\Delta x_s$  در راستای عمق برابر  $2/T_s c_0$  می‌باشد. این مراحل در شکل ۲ نشان داده شده‌اند.



شکل (۲): مراحل ارسال، دریافت و پردازش موج فراصوت برای محاسبه سرعت نوسان یک جسم متحرک (۲۸)

فاز  $\theta(x; t)$  سیگنال مختلط مقطعی نتیجه شده از رابطه (۲-۲) به دست می‌آید: (۱-۲)

$$\theta(x; t) = 2\omega_0 \tau(t) = 2\omega_0 \frac{x(t)}{c_0}$$

ارزیابی آسیب‌پذیری پلاک در شریان کاروتید می‌تواند با استفاده از سونوگرافی غیرتهاجمی، به شناسایی افرادی که در معرض خطر داشتن انفراکت قلبی عروقی هستند، کمک کند (۳).

در مقالات مختلف روش‌های غیرتهاجمی زیادی برای تخمین کشسانی موضعی دیواره شریان و یا تعیین ضخامت دیواره در طول یک ضربان قلب با کمک دنبال کردن نقاط مختلف روی دیواره موردبررسی قرار گرفته است (۱۱-۴). برخی از این روش‌ها همچون Pulse Wave Velocity (PWV) به دلیل فاصله زیاد نقطه اندازه‌گیری از قلب دارای تفکیک‌پذیری پایین می‌باشند و بنابراین قابلیت استفاده چندانی ندارند. (۱۰). برای افزایش قدرت تفکیک فضایی در اندازه‌گیری PWV روشی برای محاسبه دقیق سرعت انتشار ارتعاشات دیواره شریان با استفاده از فراصوت وجود دارد. با استفاده از این روش، PWV بین دونقطه کنار هم که چند سانتی‌متر از یکدیگر فاصله دارند به صورت غیرتهاجمی با تخمین تأخیر زمانی بین ارتعاشات در این دونقطه که در جهت محوری شریان در نظر گرفته شده‌اند اندازه‌گیری می‌شود (۱۴-۱۲).

روش‌های اندازه‌گیری تغییر قطر شریان برای به دست آوردن قابلیت انبساط دیواره شریان در صفحه‌ای که بر جهت محوری شریان عمود است بررسی شده‌اند (۱۹-۱۵). Fan و همکارانش قطر شریان را از روی تصویر شریان که توسط چرخاندن صفحه مشاهده به آرامی به خارج از محور شریان به دست می‌آید تخمین زدند (۲۰). Newey و Nassiri قطر شریان را از روی تصویر B-mode به کمک شبکه عصبی تخمین زدند (۲۱). در دیگر مطالعات گرادیان جابجایی کوچک (تغییر در ضخامت) دیواره شریان بر اثر ضربان قلب در هر ناحیه موضعی متناظر با منطقه همگرایی پرتو فراصوت دقیقاً اندازه‌گیری شده است (۲۲، ۱۳، ۸، ۶). از روی گرادیان جابجایی به دست آمده کرنش موضعی و کشسانی دیواره شریان به صورت غیرتهاجمی ارزیابی شده‌اند (۸، ۲۳).

روش‌های دیگری نیز بر اساس دنبال کردن فاز در سیگنال‌های فراصوت به منظور دنبال کردن موضعی و زمان حقیقی دیواره در بسیاری از مقالات بررسی شده‌اند (۴، ۶، ۳۱).

Hoeks و Willekes و همکاران روشی را برای تعیین ضخامت اینتیمای - مدیا<sup>۷</sup> با استفاده از پوش میانگین‌گیری شده انعکاسات فراصوتی بررسی کردند (۲۵-۲۴). در این روش پوش انعکاس به همراه جبران حرکت دیواره شریان با استفاده از روش دنبال کردن دیواره<sup>۸</sup> میانگین‌گیری می‌شود. لیکن جابجایی هر نقطه نمونه در طول پرتو فراصوت برای جبران حرکت دیواره شریان باید قبل از تعیین مرز مجرای اینتیمای تخمین زده شود.

<sup>9</sup> object

<sup>10</sup> Quadrature Demodulation

<sup>7</sup> Intima-Media Thickness

<sup>8</sup> Wall Tracking Method

$$\alpha_n(\beta_n; \delta_x) = \frac{\sum_{x \in R} |y(x + \delta_x; t + \Delta T) - \beta_n(\delta_x) y(x; t)|^2}{\sum_{x \in R} \{ |y(x + \delta_x; t + \Delta T)|^2 + |y(x; t)|^2 \}}$$

در این رابطه R محدوده  $x(t) \pm \Delta x$  طرف موقیعت قبلی هدف  $x(t)$  که اختلاف بالا در آن به دست آمده است و  $\beta_n(\delta_x)$  تغییر دامنه از  $y(x; t)$  به  $y(x + \delta_x; t + \Delta T)$  می باشد محدوده  $2\Delta x$  متناظر با طول پالس RF ارسالی از فرستنده فراصوت پس از انجام محاسبات مقدار  $\hat{\beta}_n$  برای مینیمم کردن  $\alpha_n(\beta_n; \delta_x)$  مطابق رابطه (۲-۵) به دست می آید:

$$\hat{\beta}_n(\delta_x) = \frac{\sum_{x \in R} y^*(x; t) \cdot y(x + \delta_x; t + \Delta T)}{\sum_{x \in R} |y(x; t)|^2}$$

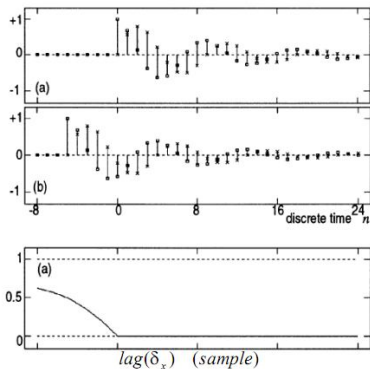
که نماد  $\times$  نماد مزدوج مختلط است. برای این مقدار  $(\hat{\beta}_n; \delta_x)$  مینیمم  $\alpha_{nMIN}(\beta_n; \delta_x)$  به صورت زیر تعیین می شود.

(۲-۶)

$$\alpha_{nMIN}(\hat{\beta}_n) \stackrel{def}{=} \min_{\beta} \alpha_{nMIN}(\beta_n; \delta_x) = \frac{\sum_{x \in R} |y(x; t)|^2 - \frac{|\sum_{x \in R} y^*(x; t) \cdot y(x + \delta_x; t + \Delta T)|^2}{\sum_{x \in R} |y(x; t)|^2}}{\sum_{x \in R} \{ |y(x + \delta_x; t + \Delta T)|^2 + |y(x; t)|^2 \}}$$

جمله  $|\sum_{x \in R} y^*(x; t) \cdot y(x + \delta_x; t + \Delta T)|$  در صورت کسر فوق متناظر با دامنه تابع همبستگی متقابل مختلط بین  $y(x; t)$  و  $y(x + \delta_x; t + \Delta T)$  می باشد.

این روش درجایی که سیگنال های دریافتی  $y(x; t)$  و  $y(x + \delta_x; t + \Delta T)$  سینوسی های میرا باشند همان گونه که در شکل (۲) نشان داده شده است تأخیر  $\delta_x$  سیگنال  $y(x; t + \Delta T)$  از  $y(x; t)$  را به طور یکتا نمی دهد. مشاهده می شود که مینیمم مربع خطای استاندارد دو سیگنال  $\alpha_{nMIN}(\beta_n; \delta_x)$  از تأخیر  $\delta$  به بعد صفر می باشد. بنابراین در این حالت تعیین  $\delta_x$  به گونه ای که  $\alpha_n(\beta_n; \delta_x)$  مینیمم گردد به طور یکتا امکان پذیر نیست.



شکل (۲): سیگنال های سینوسی میرا با تأخیر ۵ نمونه و مینیمم مربع خطای استاندارد آن ها (۲۸)

اختلاف فاز  $\Delta\theta(x; t)$  بین سیگنال های دمدوله شده  $y(x; t)$  و  $y(x; t + \Delta t)$  مربوط به پالس های ارسال شده متوالی در بازه  $\Delta t$  از رابطه (۲-۲) به دست می آید:

$$\Delta\theta(x; t) = \theta(x; t + \Delta t) - \theta(x; t) = 2 \frac{\omega_0}{c_0} \Delta x(t)$$

که در آن  $\Delta x(t) = x(t + \Delta t) - x(t)$  حرکت هدف در فاصله زمانی  $\Delta t$  در زمان  $t$  می باشد و می توان فرض کرد که بازه دریافت و بازه ارسال،  $\Delta t$  پالس های RF فراصوت برهم منطبق هستند که به بیان دیگر زمان رفت و برگشت موج فراصوت بسیار کوتاه می باشد. بنابراین سرعت متوسط هدف بین دو سیگنال دمدوله شده متوالی از رابطه (۲-۳) تعیین می شود:

$$\hat{v}(t + \frac{\Delta T}{2}) = \frac{\Delta x(t)}{\Delta T} = c_0 \frac{\Delta\theta(x; t)}{2\omega_0 \Delta T}$$

این روند تنها زمانی قابل اجراست که موقیعت هدف  $x(t)$  زیاد تغییر نداشته باشد.

دنبال کردن مکان هدف با استفاده از تابع همبستگی متقابل استاندارد<sup>۱۱</sup>:

چنانچه جابجایی هدف بیش از ۱۰ میلی متر باشد، مانند دیواره قلب در طول یک ضربان، دنبال کردن دقیق موقیعت لحظه ای،  $x(t)$  هدف برای تخمین سیگنال ارتعاش،  $v(t)$  ضروری است. پالس فراصوت ارسالی دارای یک طول محدود در حد چند میکروثانیه است درحالی که فرکانس فراصوت چندین مگاهرتز می باشد. بنابراین، یک قطار پالس شامل تعداد اندکی نقاط گسسته که در هر نقطه، سیگنال بازگشتی دامنه بزرگی دارد تشکیل می شود، پس محاسبه موقیعت هدف از روی دامنه سیگنال دمدوله شده  $y(x; t)$  ساده نیست. بعلاوه زمانی که هدف حرکت می کند اختلاف فاز بزرگی بین نقاط مجاور در یک قطار پالس وجود دارد. از این رو خطایی در تعیین موقیعت هدف، موجب به وجود آمدن خطای بسیار بزرگی در ارتعاش،  $\hat{v}(t)$  می گردد. بنابراین لازم است که موقیعت لحظه ای هدف با دقت تعیین شود.

در ابتدا بر اساس روش استاندارد کمترین مربع خطا<sup>۱۲</sup> میانگین مربع نرمالیزه شده اختلاف بین سیگنال مختلط دمدوله شده  $y(x + \delta_x; t + \Delta T)$  و سیگنال قبلی  $y(x; t)$  توسط رابطه (۲-۴) به دست می آید که  $\delta_x$  جابجایی سیگنال در زمان  $\Delta T$  می باشد (۲-۴).

<sup>۱۱</sup> Standard Cross-Correlation

<sup>۱۲</sup> Standard Least-Square Method

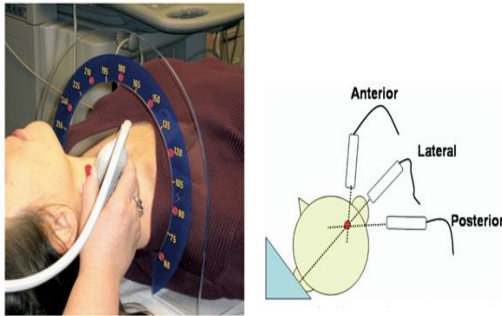
تخمین با روش تبدیل هیلبرت:

سیگنال‌ها پس از اعمال تبدیل هیلبرت به آن‌ها در رابطه (۲-۷) قرار داده می‌شوند (۲-۷)

طریقه ثبت:

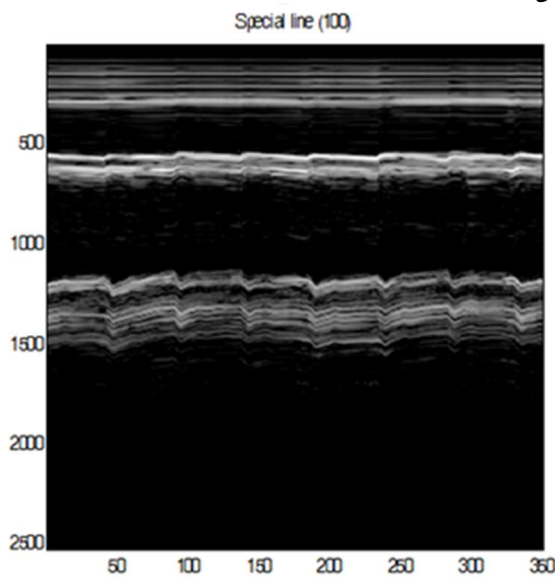
فرد به صورت خوابیده به پشت است. کتف نمونه بالاتر از سطح تخت قرار می‌گیرد و از سمت راست گردن ثبت صورت گرفته است.

به شکل زیر



شکل (۵): طریقه قرار گرفتن بیمار و پروب روی گردن بیمار هنگام ثبت سیگنال (۳۱)

پردازش‌ها:



شکل (۶): ارتعاشات خطوط ویژه برای یک فرد جوان در طول زمان ثبت

با داشتن تصویر خطوط مختلف در طول فریم‌های متوالی می‌توانیم به حدود دیواره درونی‌تر رگ کاروتید پی ببریم. از آنجاکه فشار پروب روی پوست افراد در بعضی نمونه‌ها باعث اختلال در ارتعاش واقعی رگ شده است دیواره دورتر از سطح پوست رگ را، برای بررسی انتخاب نمودیم.

برای این فرد جوان مشاهده می‌شود که نمونه‌های مابین (۱۱۰۰ تا ۱۳۰۰) دیواره درونی‌تر رگ کاروتید را در بردارند.

$$CC = \text{Max} \left( \sum_{-k/2}^{k/2} |z_{HIL}(n; x_1(n+k.\Delta x))| |z_{HIL}(n+1; x_1(n+k.\Delta x))| \right)$$

در این روش فرض بر آن است که حاصل انتگرال درجایی که همبستگی دامنه تبدیل هیلبرت دو سیگنال بیشینه است بیشترین مقدار خود را اختیار می‌کند، بنابراین تأخیر زمانی دو سیگنال،  $\delta$ ، با استفاده از این انتگرال همبستگی محاسبه می‌شود. در همین فاصله اختلاف فاز کوچک باقیمانده بین دو سیگنال با کمک تفاضل فاز تبدیل هیلبرت دو سیگنال ورودی محاسبه می‌شود.

در این روش فرض بر آن است که حاصل انتگرال درجایی که همبستگی دامنه تبدیل هیلبرت دو سیگنال بیشینه است بیشترین مقدار خود را اختیار می‌کند، بنابراین تأخیر زمانی دو سیگنال،  $\delta$ ، با استفاده از این انتگرال همبستگی محاسبه می‌شود. در همین راستا اختلاف فاز کوچک باقیمانده بین دو سیگنال با کمک تفاضل فاز تبدیل هیلبرت دو سیگنال ورودی محاسبه می‌شود.

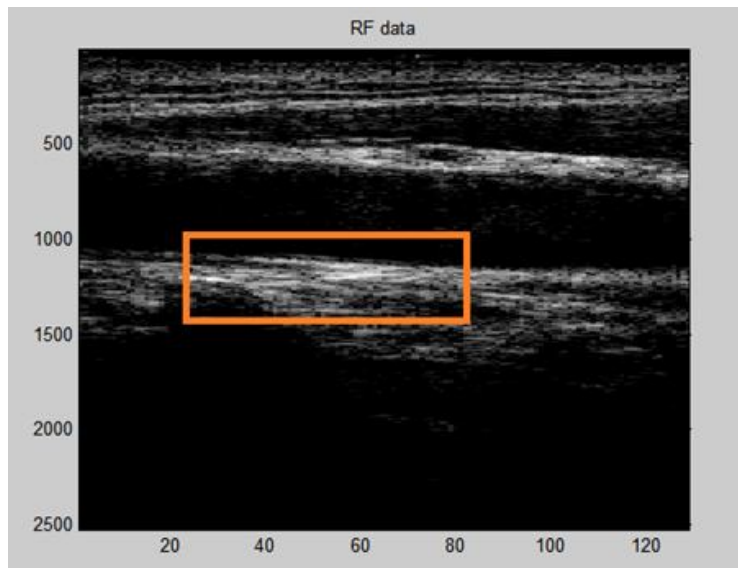
دستگاه ثبت سیگنال و شرایط ثبت گیری:

پروپ مناسب برای نمونه‌گیری پروپ خطی می‌باشد. در خلال این پروژه ثبت گیری با استفاده از دستگاه اکوکاردیوگرافی MYLAB60 انجام گرفته که خصوصیات دستگاه به‌قرار زیر است: خصوصیات دستگاه:

امکان ثبت شش ثانیه سیگنال RF توسط دستگاه تحقیقاتی اضافه‌شده به MYLAB60 ایجاد شده و داده‌های با فرکانس ثبت بالا در دسترس برای پردازش قرار می‌گیرند. فرکانس نمونه‌برداری ۵۰-۶۰ Hz می‌باشد. فرکانس مرکزی دستگاه ۴-۱۳ M Hz می‌باشد.

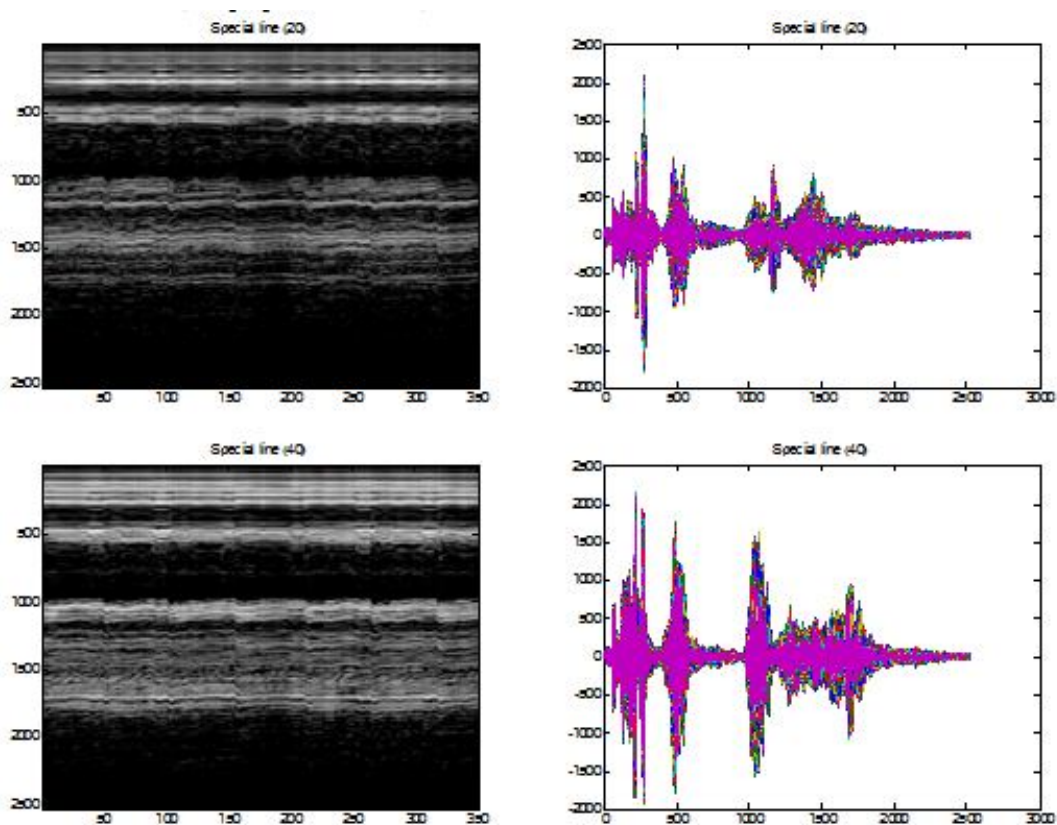
نحوه ثبت گیری:

شرایط محیطی به‌گونه‌ای تنظیم شده بود که میزان امواج الکترومغناطیسی اطراف دستگاه به حداقل برسد به‌گونه‌ای که سایر دستگاه‌های موجود در آزمایشگاه خاموش بوده تا احتمال تداخل امواج را تا حد ممکن کاهش دهیم. ساعات ثبت سیگنال اغلب مابین ساعت ۱۳-۱۶ بوده و افراد مورد آزمایش گرسنه و خسته نبودند. افراد مورد آزمایش ۲۴ نفر در سه گروه سنی جوان (زیر ۳۵ سال)، میان‌سال (بین ۳۵ تا ۵۵ سال) و مسن (بالای ۵۵ سال) بودند. سیگنال RF ثبت‌شده شامل اطلاعات شش ثانیه آخر نمونه‌برداری است که در اختیار قرار می‌گیرد.



شکل (۷): انتخاب پنجره مناسب شامل دیواره رگ برای یک فرد جوان

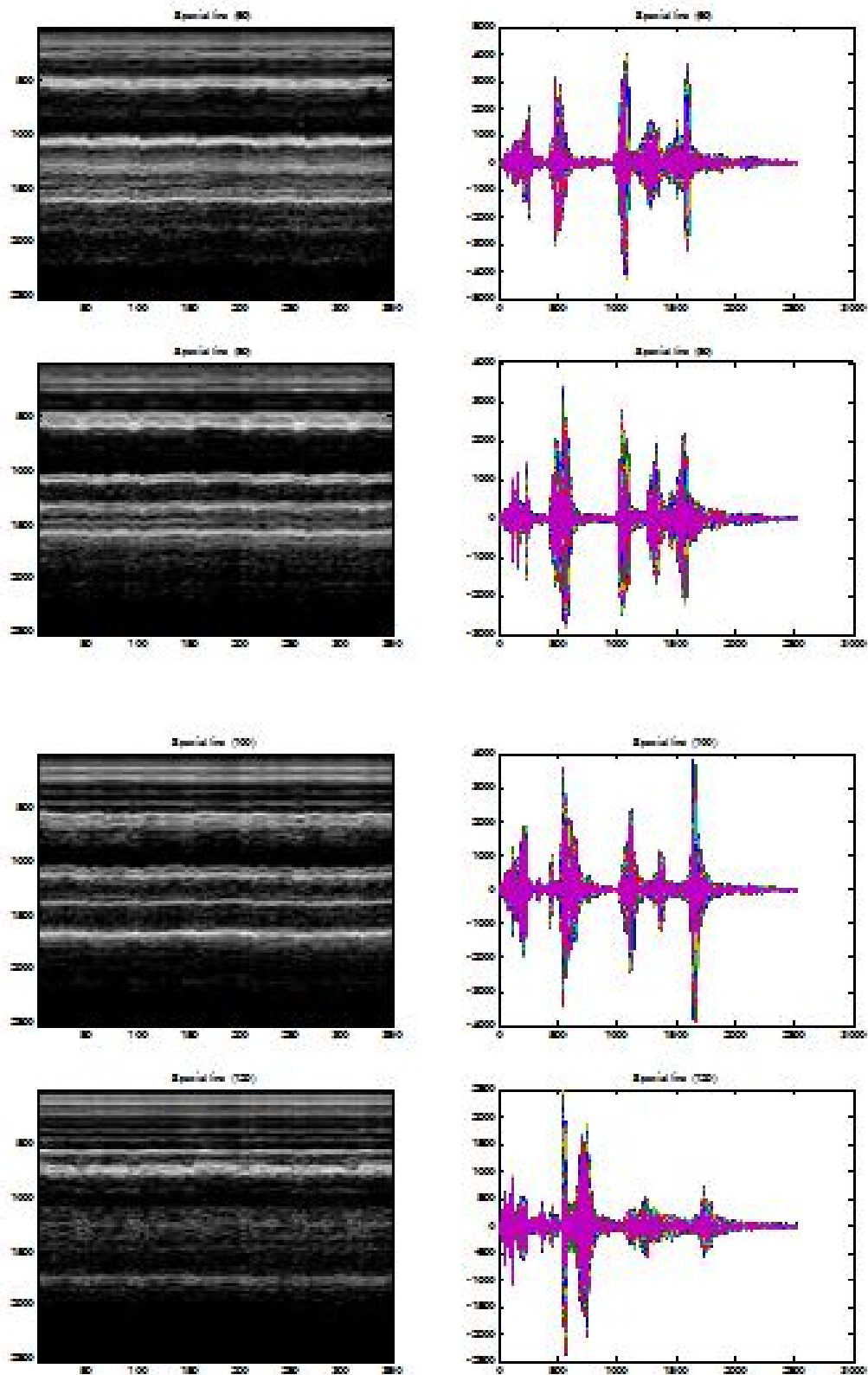
حال شکل ارتعاش ظاهری خطوط خاص یک مورد میان سال را در طول فریم‌های مختلف بررسی می‌کنیم.



شکل (۸): تصویر ارتعاشات خطوط ویژه یک فرد میان سال در طول زمان (ستون راست)

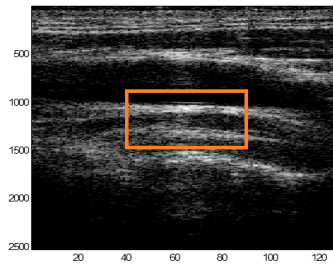
تصویر سیگنال خام RF خطوط ویژه برای همان فرد میان سال (ستون چپ)





شکل (۸): تصویر ارتعاشات خطوط ویژه یک فرد میان سال در طول زمان (ستون راست)

تصویر سیگنال خام RF خطوط ویژه برای همان فرد میان سال (ستون چپ) ادامه از صفحه قبل برای این فرد میان سال پنجره مناسب نمونه‌های مابین ۱۰۰۰-۱۲۰۰ و خط‌های بین ۴۰ تا ۹۰ است.

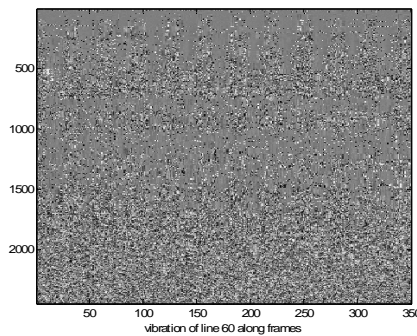


شکل (۹): انتخاب پنجره مناسب برای پردازش روی دیواره رگ برای یک فرد میان سال

هیلبرت سیگنالها در دو پنجره متناظر در دو فریم متوالی حذف شده و پس از آن ارتعاشات توسط اختلاف فاز تبدیل هیلبرت این سیگنالها استخراج می گردند.

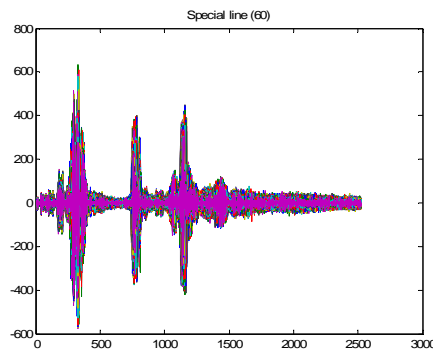
شکل زیر ارتعاشات خط شصتم یک فرد میان سال در طول ۳۵۰ فریم متوالی می باشد. میزان جابجایی با مقدار روشنایی نقاط مشخص می گردد.

مرحله بعدی کار به دست آوردن ماتریس اختلاف فاز و از روی آن ماتریس جابجایی پنجرهها در فریمهای متوالی است. به کمک روش استخراج فاز هیلبرت تأخیر زمانی و جابجایی این سیگنالها در فریمهای متوالی را پیدا کرده و ارتعاشات پنجرههای مختلف انتخاب شده را به دست آورده ایم. در روش تبدیل هیلبرت حرکت بزرگ دیواره توسط بیشینه همبستگی متقابل اندازه تبدیل



شکل (۱۰): ارتعاشات خط شصتم یک فرد جوان در طول ۳۵۰ فریم متوالی

اگر به خط شصتم این فرد جوان در فریمهای متوالی نگاه کنیم:

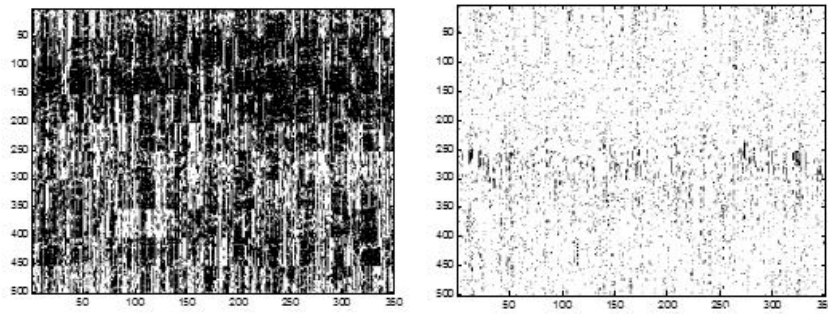


شکل (۱۰-۳): ارتعاشات خط شصتم برای فرد جوان

با انتخاب پنجره مناسب ارتعاشات را در طول فریمها به دست آورده و با آستانه گذاریهای مختلف سعی در کمی سازی این ارتعاشات داریم.

درمی یابیم که پنجره مناسب برای خط ۶۰ دم این فرد جوان مابین نمونههای ۶۵۰ تا ۸۵۰ است؛ که دیواره مشخصاً بین نمونههای ۷۰۰ تا ۸۰۰ قرار دارد.

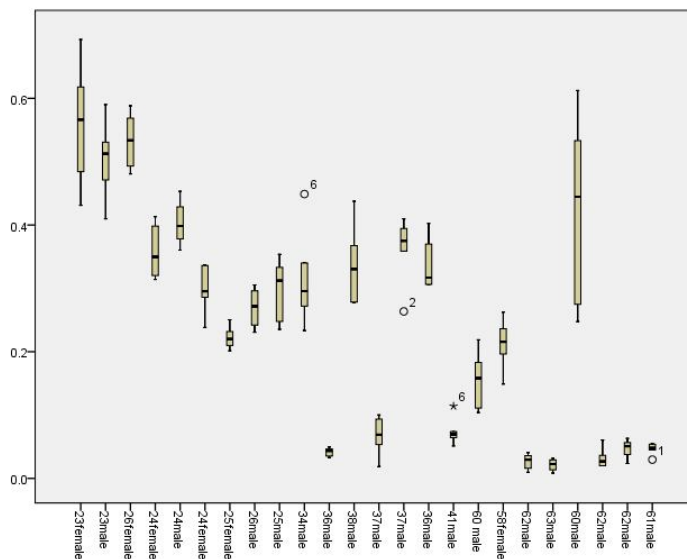




شکل (۱۱): جابجایی خط شصتم در ۳۵۰ فریم با آستانه ۰,۰۰۱ (بالا)-جابجایی خط شصتم در ۳۵۰ فریم با آستانه ۰,۰۰۱ (پایین)

برای تمامی افراد (۲۴ فرد) این عمل را تکرار می‌کنیم با بررسی دقیق مشاهده شد که آستانه ۰/۰۱ آستانه مناسب‌تری است. جابجایی رگ در حد میکرون است و با برنامه SPSS نمودار زیر را رسم کرده‌ایم:

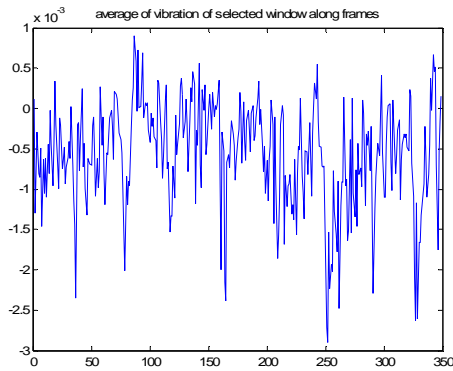
حال برای کمی سازی تعداد نقاط روشن پس از آستانه گذاری را می‌شماریم و بر تعداد نقاط تصویر تقسیم می‌کنیم با این کار قصد داریم یک نرمالیزه کردن را بین تمام پنجره‌ها برقرار کنیم چراکه طول نمونه‌های پنجره‌های انتخابی در افراد مختلف یکسان نیست.



شکل (۱۲): نمودار میانگین جابجایی لایه‌های رگ پس از آستانه گذاری ۰/۰۱ و انحراف از میانگین

سپس توان یا سطح زیر نمودار را محاسبه می‌کنیم. برای روشن‌تر شدن روی مثال توضیح می‌دهیم: به‌عنوان مثال برای یک فرد میان‌سال پنجره مناسب را روی خطوط خاص ۲۰ تا ۱۲۰ روی نمونه‌های ۱۲۰۰ تا ۱۴۰۰ انتخاب کردیم و در تک‌تک فریم‌ها مقدار میانگین سطر و ستون ماتریس را محاسبه نمودیم و با این کار یک سیگنال میانگین ارتعاشات را خواهیم داشت. شکل این سیگنال در زیر مشاهده می‌شود.

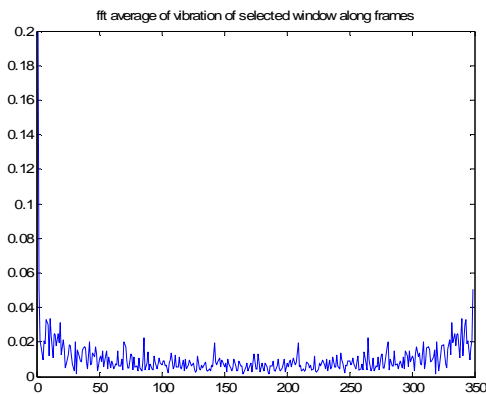
نمودار فوق مقدار میانگین جابجایی آستانه گذاری شده برای ۶ خط خاص (۲۰-۴۰-۶۰-۸۰-۱۰۰-۱۲۰) برای هر فرد را نشان می‌دهد و انحراف از میانگین نیز قابل مشاهده است. مشاهده می‌شود که با روند افزایش سن مقدار جابجایی لایه‌های رگ کاهش می‌یابد. ویژگی دیگری که بررسی می‌شود روی میانگین ارتعاشات هر پنجره FFT گرفته و سپس moving average آن را رسم کرده و



شکل (۱۳): میانگین ارتعاشات پنجره انتخاب شده روی دیواره رگ در طول فریم‌های متوالی

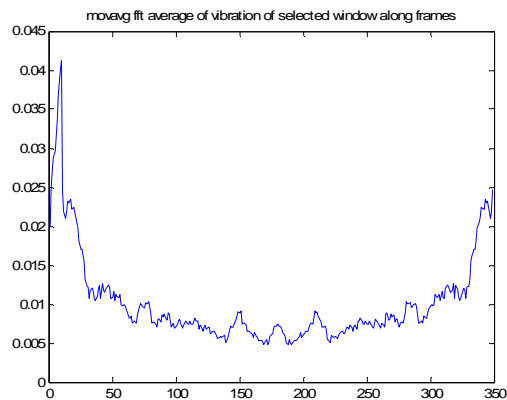
حال از نمودار به دست آمده FFT می‌گیریم با این کار می‌توانیم روند ارتعاشات در طول زمان را بهتر مشاهده نمود. اگر از شکل قبلی FFT

بگیریم شکل ۱۴ حاصل می‌شود:



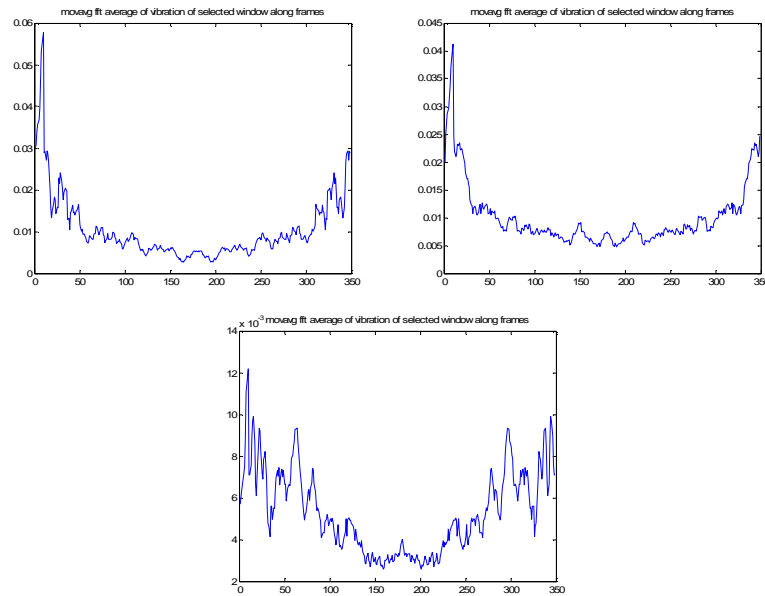
شکل (۱۴): FFT از میانگین ارتعاشات پنجره انتخابی در طول زمان

با moving average گرفتن از سیگنال فوق خواهیم داشت:



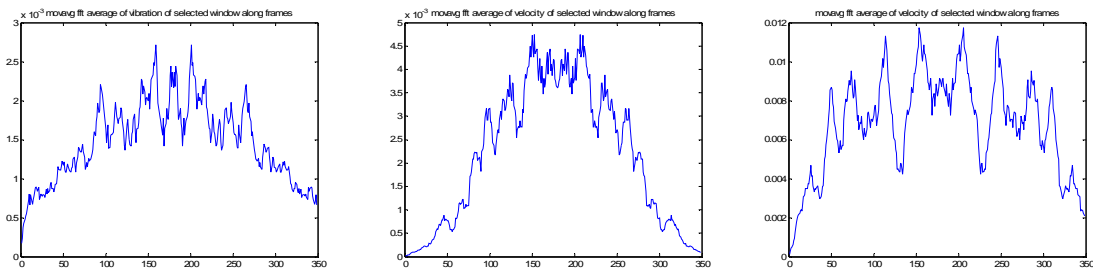
شکل (۱۵): moving average از میانگین ارتعاشات پنجره انتخابی در طول زمان

با مقایسه این شکل در افراد مختلف خواهیم دید که روند افزایشی و پیک نمودار با افزایش سن نسبت عکس دارد.



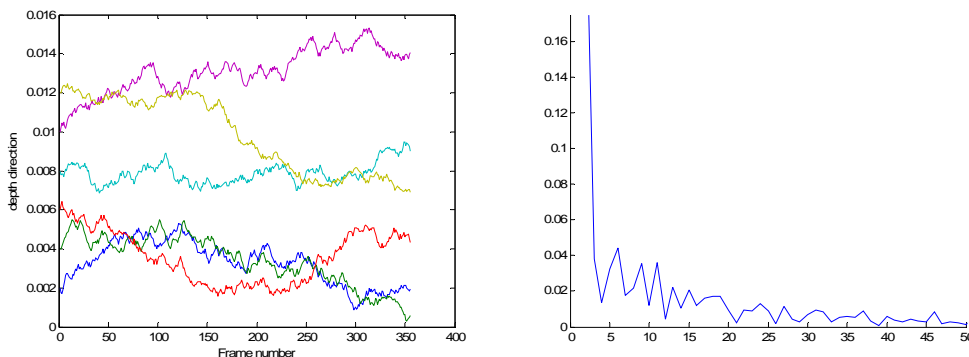
شکل (۱۶): مقایسه moving average روی FFT میانگین ارتعاشات برای سه گروه مختلف سنی، سمت چپ جوان، وسط میان سال، سمت راست مسن

روند فوق را روی ماتریس سرعت ارتعاشات دیواره رگ (که از مشتق گرفتن از ماتریس ارتعاشات حاصل شده است) تکرار می‌کنیم و نتایج حاصله بیانگر این نکته است که با افزایش سن میزان سرعت ارتعاش رگ کاهش می‌یابد:

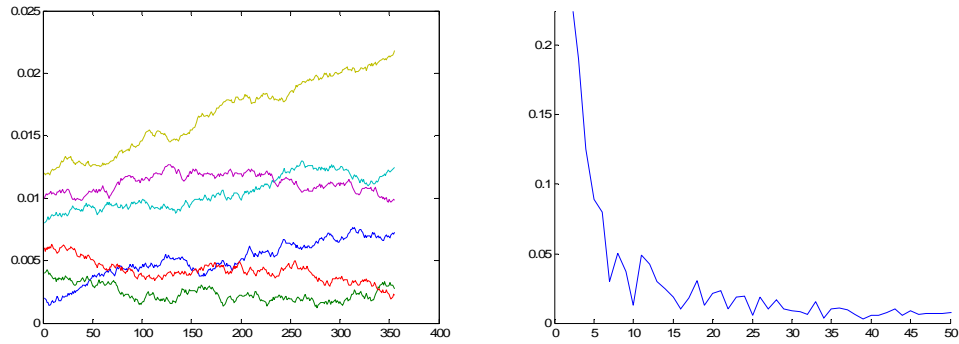


شکل (۱۷): مقایسه moving average روی FFT میانگین سرعت ارتعاشات دیواره رگ، سمت چپ جوان، وسط میان سال و سمت راست مسن

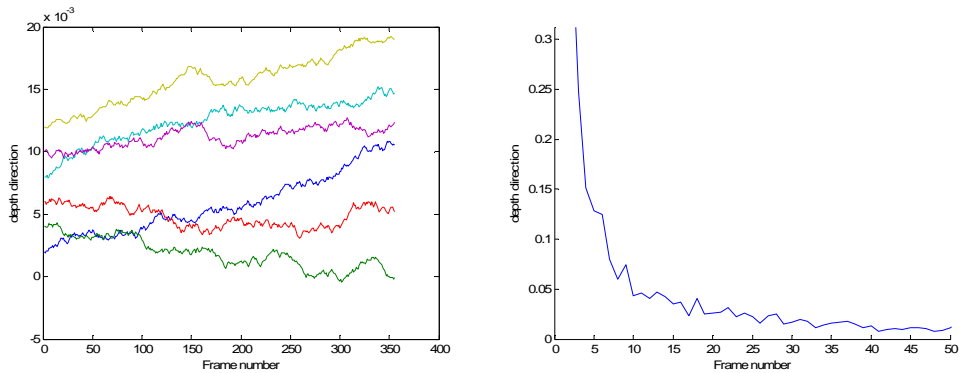
در ادامه با استفاده از روش کانایی دیواره رگ را به ۶ سطح تقسیم کرده و از خارجی‌ترین سطح FFT می‌گیریم نمودارهای افراد مختلف به شکل زیر است:



شکل (۱۸): نمودار ارتعاشات ۶ لایه فرضی در رگ یک فرد مسن (سمت راست) و FFT ارتعاش خارجی‌ترین لایه رگ برای همان فرد مسن



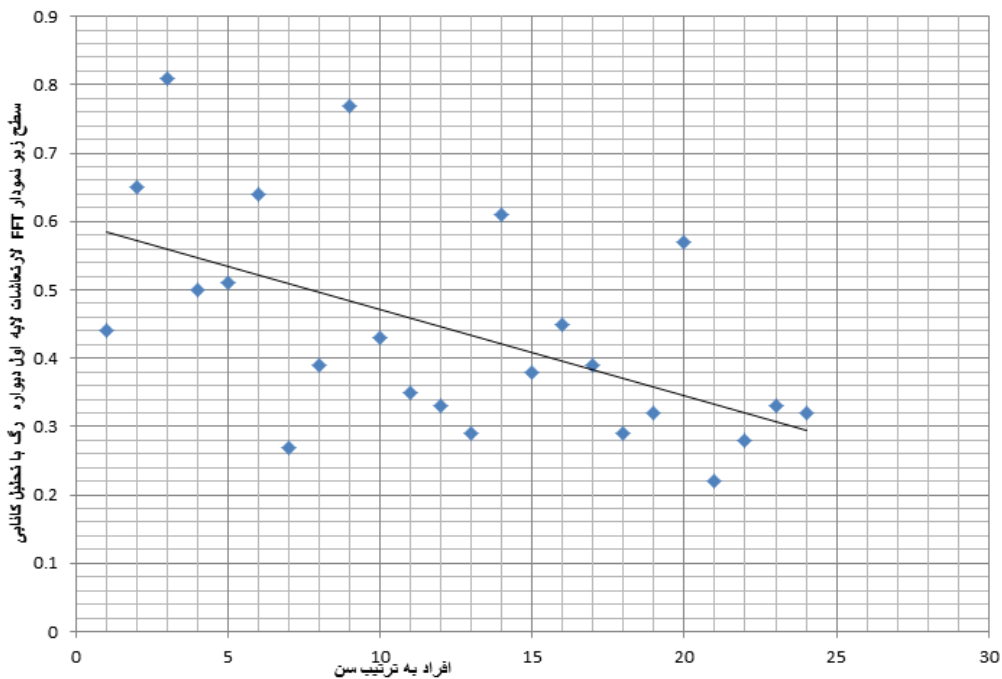
شکل (۱۹): نمودار ارتعاشات ۶ لایه فرضی در رگ یک فرد میان سال (سمت راست) و FFT ارتعاش خارجی ترین لایه رگ برای همان فرد میان سال



شکل (۲۰): نمودار ارتعاشات ۶ لایه فرضی در رگ یک فرد جوان (سمت راست) و FFT ارتعاش خارجی ترین لایه رگ برای همان فرد جوان

عملاً توان سیگنال محاسبه می شود که به صورت کمی برای افراد مختلف قابل قیاس است:

برای کمی سازی و امکان مقایسه تمام ۲۴ فرد روی نمودار سطح زیر نمودار FFT را از فریم پنجم به بعد محاسبه کردیم با این کار



شکل (۲۱): سطح زیر نمودار FFT ارتعاشات لایه اول دیواره رگ در پردازش با روش کانایی

ارتعاشات عروق در سنین مختلف ارائه شد. در پایان داده‌های سیگنال RF واقعی را با برنامه کانایی پردازش کرده و مشاهده شد که ارتعاشات رگ با افزایش سن نسبت عکس دارد.

نتیجه این قیاس روند نزولی با افزایش سن است.

جمع‌بندی:

در این مقاله به استخراج ارتعاشات با دامنه در حد میکرون از دیواره رگ کاروتید پرداخته و همچنین دو ویژگی تمایزدهنده

## References:

1. Dox IG, Melloni BJ, Eisner GM, Melloni JL. Melloni's Illustrated Medical Dictionary. 2<sup>nd</sup> ed. Taylor & Francis; 2001. P.52.
2. Artery with atherosclerosis [Internet]. [cited 2014 Jun 11]. Available from: <http://www.sehha.com/>
3. Ribbers H, Lopata RG, Holeyijn S. Noninvasive two-dimensional strain imaging of arteries: validation in phantoms and preliminary experience in carotid arteries in vivo. *Ultrasound Med Biol* 2007;33(4):530-40.
4. Hasegawa H, Kanai H, Hoshimiya N, Koiwa Y. Evaluating the regional elastic modulus of a cylindrical shell with nonuniform wall thickness. *J Med Ultrasonics* 2004;31(2):81-90.
5. Kawabe K, Kanai H, Chubachi N. Accuracy evaluation in ultrasonic-Doppler-based measurement of small vibrations for acoustical diagnosis of the aortic wall. *Electronics Letters* 1993;29(10):915-6.
6. Hasegawa H, Kanai H, Hoshimiya N, Chubachi N, Koiwa Y. Accuracy Evaluation in the Measurement of a Small Change in the Thickness of Arterial Walls and the Measurement of Elasticity of the Human Carotid Artery. *Japanese Journal of Applied Physics* 1998;37(Part 1, No. 5B):3101-5.
7. Kanai H, Koiwa Y. Real-time velocimetry for evaluation of change in thickness of arterial wall. *Ultrasonics* 2000;38(1-8):381-6.
8. Hasegawa H, Kanai H, Koiwa Y. Modified Phased Tracking Method for Measurement of Change in Thickness of Arterial Wall. *Japanese Journal of Applied Physics* 2002;41(Part 1, No. 5B):3563-71.
9. Hasegawa H, Kanai H. Improving accuracy in estimation of artery-wall displacement by referring to center frequency of RF echo. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2006;53(1):52-63.
10. Arihara C, Hasegawa H, Kanai H. Accurate Ultrasonic Measurement of Surface Profile Using Phase Shift of Echo and Inverse Filtering. *Japanese Journal of Applied Physics* 2006;45(5B):4727-31.
11. Hallock P. Applied Elasticity in man in relation to age as evaluated by the pulse wave velocity method. *Arch Intern Med* 1934; 54: 770-98.
12. Kanai H, Sato M, Koiwa Y, Chubachi N. Transcutaneous measurement and spectrum analysis of heart wall vibrations. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1996;43(5):791-810.
13. Kanai H, Hasegawa H, Chubachi N, Koiwa Y, Tanaka M. Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1997;44(4):752-68.
14. Kanai H, Kawabe K, Takano M, Murata R, Chubachi N, Koiwa Y. New method for evaluating local pulse wave velocity by measuring vibrations on arterial wall. *Electron Lett* 1994;30(7):534-6.
15. Hoeks APG, Ruissen CJ, Hick P, Reneman RS. Transcutaneous detection of relative changes in artery diameter. *Ultrasound Med Biol* 1985;11(1):51-9.
16. Länne T, Stale H, Bengtsson H, Gustafsson D, Bergqvist D, Sonesson B, et al. Noninvasive measurement of diameter changes in the distal

- abdominal aorta in man. *Ultrasound Med Biol* 1992;18(5):451–7.
17. Hoeks AP, Arts TG, Brands PJ, Reneman RS. Comparison of the performance of the RF cross correlation and Doppler autocorrelation technique to estimate the mean velocity of simulated ultrasound signals. *Ultrasound Med Biol* 1993;19(9):727–40.
  18. Brands PJ, Hoeks AP, Rutten MC, Reneman RS. A noninvasive method to estimate arterial impedance by means of assessment of local diameter change and the local center-line blood flow velocity using ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1996;22(7):895–905.
  19. Meinders JM, Brands PJ, Willigers JM, Kornet L, Hoeks AP. Assessment of the spatial homogeneity of artery dimension parameters with high frame rate 2-D B-mode. *Ultrasound Med Biol* 2001;27(6):785–94.
  20. Fan L, Santago P, Riley W, Herrington DM. An adaptive template-matching method and its application to the boundary detection of brachial artery ultrasound scans. *Ultrasound Med Biol* 2001;27(3):399–408.
  21. Newey VR, Nassiri DK. Online artery diameter measurement in ultrasound images using artificial neural networks. *Ultrasound Med Biol* 2002;28(2):209–16.
  22. Hasegawa H, Kanai H, Hoshimiya N, Koiwa Y. Reduction of Influence of Decrease in Signal-to-Noise Ratio in Measurement of Change in Thickness of Arterial Wall Due to Heartbeat. *Jpn J Appl Phys* 2000;39(Part 1, No. 5B):3257–61.
  23. Kanai H, Hasegawa H, Ichiki M, Tezuka F, Koiwa Y. Elasticity imaging of atheroma with transcutaneous ultrasound: preliminary study. *Circulation* 2003;107(24):3018–21.
  24. Hoeks AP, Willekes C, Boutouyrie P, Brands PJ, Willigers JM, Reneman RS. Automated detection of local artery wall thickness based on M-line signal processing. *Ultrasound Med Biol* 1997;23(7):1017–23.
  25. Willekes C, Hoeks AP, Bots ML, Brands PJ, Willigers JM, Reneman RS. Evaluation of off-line automated intima-media thickness detection of the common carotid artery based on M-line signal processing. *Ultrasound Med Biol* 1999;25(1):57–64.
  26. Hasegawa H, Kanai H. Modification of the phased-tracking method for reduction of artifacts in estimated artery wall deformation. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2006;53(11):2050–64.
  27. Marple J, S.L. Computing the discrete-time “analytic” signal via FFT. *IEEE Trans Signal Process* 1999;47(9):2600–3.
  28. Kanai H, Sato M, Koiwa Y, Chubachi N. Transcutaneous measurement and spectrum analysis of heart wall vibrations. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1996;43(5):791–810.
  29. Marple J, S.L. Computing the discrete-time “analytic” signal via FFT. *IEEE Trans Signal Process* 1999;47(9):2600–3.
  30. Oppenheim AV, Schaffer RW. *Discrete-time Signal Processing*. 5th ed. Prentice Hall; 2010.
  31. Hansen HHG, Lopata RGP, de Korte CL. Noninvasive carotid strain imaging using angular compounding at large beam steered angles: validation in vessel phantoms. *IEEE Trans Med Imaging* 2009;28(6):872–80.
  32. Esamed d.o.o. prodaja i servis - medicinski aparati i oprema [Internet]. [cited 2014 Jun 16]. Available from: <http://www.esamed.net/sadrzaj?pocetna=1>



## STUDY OF AGE RELATED VESSEL WALL VIBRATION USING ULTRASOUND

*Ilnaz Arami<sup>1</sup>, Hamid Behnam<sup>2\*</sup>, Zahra Alizadeh Sani<sup>3</sup>, Fereshte Yoosefi<sup>4</sup>, Seyed Kamaledin Setarehdan<sup>5</sup>*

*Received: 4 Feb, 2014; Accepted: 11 Apr, 2014*

### Abstract

**Background & Aims:** Cardiac and vascular diseases are among the main reasons of mortality. Diagnosis of these diseases in the first stages can be very helpful for their treatments. One of the effects of atherosclerosis is the reduction of vessel wall vibrations. Echocardiography images cannot show these vibrations because of their lack of resolution.

**Materials & Methods:** This study was conducted on 24 persons and their radio frequency (RF) were acquired from the carotid vessel. The test persons were divided into 3 groups (young under 35 years old, middle aged between 35 to 55 years old, and old more than 55 years old); and the laboratory conditions were similar for all cases. To extract the high frequency vibrations, at the first stage large motion of vessel wall due to the heart beat was removed from RF signals using Phase Tracking Method and Hilbert transform. In Hilbert method the large motion of vessel wall can be removed by maximizing the cross-correlation between absolute value of Hilbert transforms of signals of two corresponding windows in depth direction in consecutive frames.

**Results:** Quantitative measures were obtained for every individual and compared. It was revealed that vibrations of the layers of the vessel wall decreased with increasing age. We find 2 new features which can be used to categorize people according to their vessels' age, which mean the ability of their vessels' wall vibration to help the blood flow in vessels.

**Conclusion:** Although it seems evident that aging leads to a decrease in vessel wall vibrations, we attempted to find properties of distinction that could be used in further studies. Since this study was conducted for the first time in Iran specifically to evaluate the carotid artery, it is expected that the results would pave the way for future researches.

**Keywords:** Ultrasound, Vessel wall vibrations, Atherosclerosis

**Address:** Biomedical Engineering Department, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran **Tel:** +98 9141891869

**Email:** Ilnaz.arami@yahoo.com

SOURCE: URMIA MED J 2014; 25(4): 289 ISSN: 1027-3727

<sup>1</sup> M.Sc. Student, Biomedical Engineering Department, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

<sup>2</sup> Assistant Professor, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

<sup>3</sup> Assistant Professor, Cardiology Department, School of Medicine, Shahid Rajaei Cardiovascular Research and Medical Center, Tehran University of Medical Science, Tehran, Iran

<sup>4</sup> Ph.D. Student, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Tehran University, Tehran, Iran

<sup>5</sup> Associate Professor, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Tehran University, Tehran, Iran