

بررسی تغییرات دیواره عروق نسبت به سن به کمک التراسوند

ایلناز آرامی^{*}، حمید بهنام^۲، زهرا علیزاده‌ثانی^۳، فرشته یوسفی^۴، سیدکمال‌الدین ستاره‌دان^۵

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

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: پژوهش انجام‌شده در راستای بررسی تغییرات حاصل از 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 موردنبررسی قراردادیم و توانستیم دو ویژگی استخراج کنیم تا در مطالعات بعدی بتوان از ویژگی‌های بدست‌آمده 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 سال) 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 موردنبررسی قرار گرفتند. ابتدا حرکت بزرگ دیواره رگ که در راستای جریان خون و نبض بوده با محاسبه همبستگی به دست‌آمده و سپس حذف می‌گردد و سپس با روش فاز هیلبرت، اختلاف‌فاز و درنتیجه جایجایی‌های فرکانس بالا مشخص می‌گردد.

یافته‌ها: برای تک‌تک افراد معیارهای کمی به دست‌آمده 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 مورداستفاده قرار گیرد. با توجه به اینکه پژوهش حاضر برای اولین بار در ایران انجام‌شده و پژوهش مشابهی که به طور اخص در زمینه بررسی رگ کاروتید صورت گرفته باشد موجود نیست لذا انتظار می‌رود نتایج حاصله راهگشایی تحقیقات آتی گردد.

کلمات کلیدی: التراسوند، ارتعاش رگ، تصلب شرایین

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

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

Email: Ilnaz.arami@yahoo.com

حرکات میکرونی شعاعی دیواره رگ را ندارند.

در این مقاله به روش خاصی که امکان بررسی میزان ارتعاشات عروق را در حالت غیرتھاجمی و به کمک امواج التراسوند مطرح می‌کند پرداخته و به صورت عملی روی ۲۴ فرد داوطلب امتحان کرده‌ایم و نتایج را در جداول و نمودارها ذکر نموده‌ایم.

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

^۱ کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی (نویسنده مسئول)

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

^۳ مرکز تحقیقاتی آموزشی و درمانی شهید رجایی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

^۴ گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه تهران

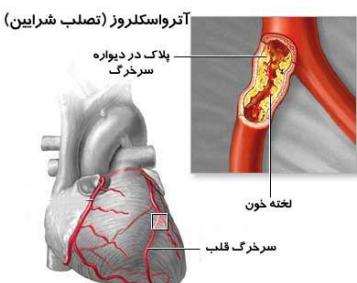
^۵ گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه تهران

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 تائید می‌کند.

تصلب شرایین:

تصلب شرایین یا آترواسکلروزیس^۶ یا سختی رگ‌ها، نام یک بیماری در رگ‌ها است و نوعی بیماری است که با رسواب 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، رفتارفته افزایش 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 (به عنوان مثال شریان کرونری، کاروتید و فمورال) ایجاد مشکل می‌کند. آسیب‌شناسی در شریان‌های کاروتید به طور 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 پیشک از رگ بیمار (مثلًا 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 به دست آمده 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.

(منظر 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 همین طور در مورد شرایطی که به طور فردی می‌توانست درنتیجه ثبت تأثیر گذاره 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.

(منظر بی خواب 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.

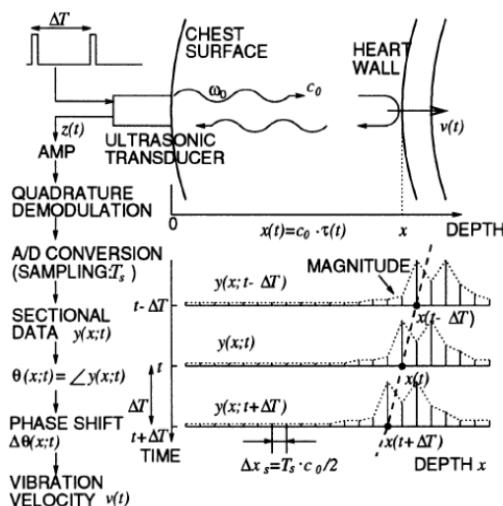
⁶ atherosclerosis

مواد و روش کار

روش استخراج ارتعاشات رگ:

اساس اندازه‌گیری ارتعاشات کوچک بر روی یک هدف^۹ متحرک (۲۸):

پالس‌های RF با فرکانس زاویه‌ای $\omega_0 = 2\pi f_0$ در یک بازه زمانی ΔT 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 $x(t) = c_0 t$ تعیین می‌شود که در آن (t) زمان رسیدن موج فراصوت از فرستنده به هدف می‌باشد. موج برگشتی از هدف توسط همان آرایه فرستنده موج دریافت می‌شود. سیگنال خروجی، $y(t)$ ، تقویت شده و دمدولاسیون ربع فاز^{۱۰} 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 $x(t)$ هدف از فرستنده و قدرت تفکیک فضایی Δx_s در راستای عمق برابر $2T_s C_0$ 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 (t) $\theta(x; t)$ سیگنال مختلط مقطعی نتیجه شده از رابطه (۱) 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 انفارکت 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 مورد بررسی قرار گرفته است (۱۱-۱۴). 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 روشنی 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 (۱۴-۱۶). روش‌های اندازه‌گیری تغییر قطر شریان برای به دست آوردن قابلیت انسیاط دیواره شریان در صفحه‌ای که بر جهت محوری شریان عمود است بررسی شده‌اند (۱۹-۲۱). 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 زند Newey و Nassiri (۲۰). قطر شریان را از روی تصویر B-mode به کمک شبکه عصبی تخمین زند (۲۱). در دیگر مطالعات گردیدن 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، ۲۳، ۲۴). از روی گردیدن جابجایی به دست آمده کرنش موضعی و کشسانی دیواره شریان به صورت غیرتهاجمی ارزیابی شده‌اند (۲۳، ۲۴). 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 (۲۵-۳۱).

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

⁷ Intima-Media Thickness

⁸ Wall Tracking Method

⁹ object

¹⁰ Quadrature Demodulation

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

در این رابطه R محدوده Δx اطراف موقعیت قبلی $y(x; t)$ که اختلاف بالا در آن به دست آمده است و $\beta_n(\delta_x)$ تغییر دامنه از $y(x; t + \Delta T)$ به $y(x + \delta_x; t + \Delta T)$ می‌باشد محدوده $2\Delta x$ متناظر با طول پالس RF ارسالی از فرستنده فراصلت پس از انجام محاسبات مقدار $\hat{\beta}_n$ برای مینیمم کردن $\alpha_n(\beta_n; \delta_x)$ مطابق رابطه (۵-۲) به دست می‌آید (۵-۲)

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

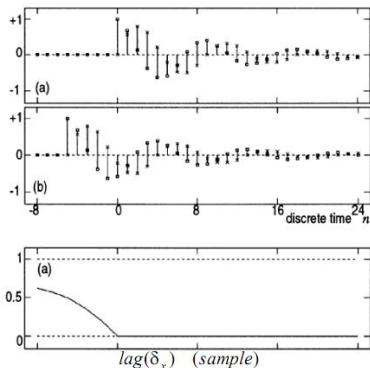
که نماد x نماد مزدوج مختلط است. برای این مقدار $(\hat{\beta}_n)$ مینیمم $\alpha_{nMIN}(\beta_n; \delta_x)$ به صورت زیر تعیین می‌شود.

$$(6-2)$$

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

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

این روش درجایی که سیگنال‌های دریافتی $y(x; t)$ و $y(x + \delta_x; t + \Delta T)$ سینوسی‌های میرا باشند همان‌گونه که در شکل (۲) نشان داده شده است تأخیر δ_x سیگنال $y(x; t + \Delta T)$ را به طور یکتا نمی‌دهد. مشاهده می‌شود که مینیمم مریع خطای استاندارد دو سیگنال $\alpha_{nMIN}(\beta_n; \delta_x)$ از $\alpha_{nMIN}(\beta_n; \delta_x)$ به بعد صفر می‌باشد. بنابراین در این حالت تعیین δ_x به گونه‌ای که $\alpha_{nMIN}(\beta_n; \delta_x)$ گردد به طور یکتا امکان‌پذیر نیست.



شکل (۲): سیگنال‌های سینوسی میرا با تأخیر ۵ نمونه و مینیمم مریع خطای استاندارد آنها (۲۸)

اختلاف فاز $\Delta\theta(x; t)$ بین سیگنال‌های دمدوله شده $y(x; t)$ و $y(x; t + \Delta t)$ مربوط به پالس‌های ارسال شده متوالی در بازه t از رابطه (۲-۲) به دست می‌آید: (۲-۲)

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

که در آن $\Delta x(t) = x(t + \Delta t) - x(t)$ حرکت هدف در فاصله زمانی Δt در زمان t می‌باشد و می‌توان فرض کرد که بازه دریافت و بازه ارسال، Δt پالس‌های RF فراصلت برهم منطبق هستند که به بیان دیگر زمان رفت و برجسته موج فراصلت بسیار کوتاه می‌باشد. بنابراین سرعت متوسط هدف بین دو سیگنال دمدوله شده متوالی از رابطه (۳-۲) تعیین می‌شود (۳-۲).

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

این روند تنها زمانی قابل اجراءست که موقعیت هدف (t) زیاد تغییر نداشته باشد.

دبیال کردن مکان هدف با استفاده ازتابع همبستگی متقابل استاندارد^{۱۱}:

چنانچه جابجایی هدف بیش از ۱۰ میلی‌متر باشد، مانند دیواره قلب در طول یک ضربان، دنبال کردن دقیق موقعیت لحظه‌ای، (t) هدف برای تخمین سیگنال ارتعاش، $y(x; t)$ ضروری است. پالس فرراصوت ارسالی دارای یک طول محدود در حد چند میکرومتریه است در حالی که فرکانس فرراصوت چندین مگاهرتز می‌باشد. بنابراین، یک قطار پالس شامل تعداد اندکی نقاط گستته که در هر نقطه، سیگنال بازگشته دامنه بزرگی دارد تشکیل می‌شود، پس محاسبه موقعیت هدف از روی دامنه سیگنال دمدوله شده $y(x; t)$ ساده نیست. بعلاوه زمانی که هدف حرکت می‌کند اختلاف فاز بزرگی بین نقاط مجاور در یک قطار پالس وجود دارد. از این‌رو خطای در تعیین موقعیت هدف، موجب به وجود آمدن خطای بسیار بزرگی در ارتعاش، $y(t)$ ، می‌گردد. بنابراین لازم است که موقعیت لحظه‌ای هدف با دقت تعیین شود.

در ابتدا بر اساس روش استاندارد کمترین مریع خطای میانگین مریع نرمالیزه شده اختلاف بین سیگنال مختلط دمدوله شده $y(x + \delta_x; t + \Delta T)$ و سیگنال قبلی $y(x; t)$ توسط رابطه ΔT به دست می‌آید که جابجایی سیگنال در زمان ΔT می‌باشد (۴-۲).

¹¹ Standard Cross-Correlation

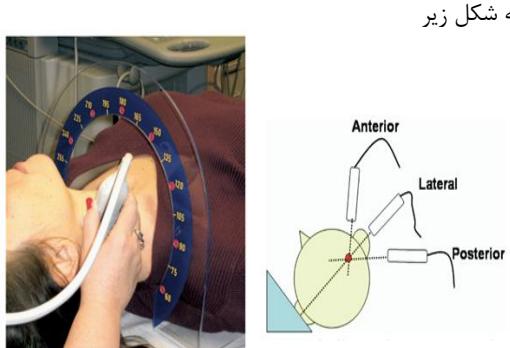
¹² Standard Least-Square Method

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.

تخمین با روش تبدیل هیلبرت:

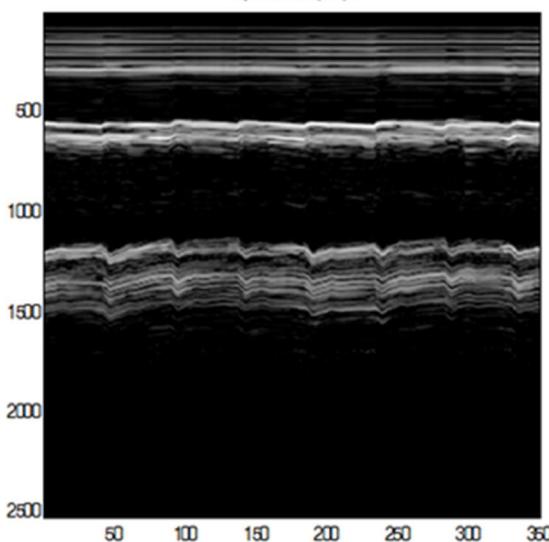
سیگنال‌ها پس از اعمال تبدیل هیلبرت به آن‌ها در رابطه (۲) قرار داده می‌شوند (۷-۲)



شکل (۵): طریقه قرار گرفتن بیمار و پروف روى گردن بیمار هنگام ثبت سیگنال (۳۱)

پردازش‌ها:

Special line (100)



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 درونی تر رگ کاروتید پی ببریم. از آنجاکه فشار پروف 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 درونی تر رگ کاروتید را در بردارند.

$$CC = \text{Max}(\sum_{\delta}^{K/2} |z_{HIL}(n; x_1(n) + k \cdot \Delta x)| |z_{HIL}(n + l; x_1(n) + k \cdot \Delta x)|)$$

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، ۵، 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، ۵، 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:

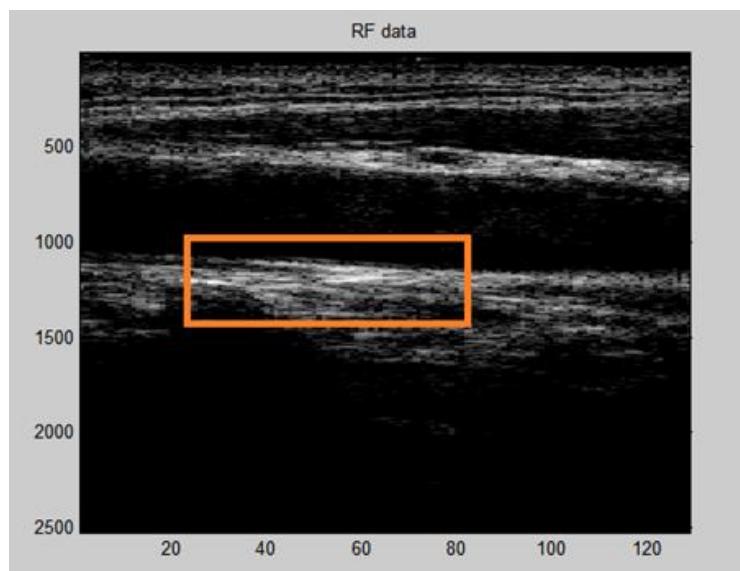
پروف مناسب برای نمونه‌گیری پروف خطی می‌باشد. در خلال این پروژه ثبت گیری با استفاده از دستگاه اکوکاردیوگرافی MYLAB60 انجام گرفته که خصوصیات دستگاه به قرار زیر است:

خصوصیات دستگاه:

امکان ثبت شش ثانیه سیگنال RF توسط دستگاه تحقیقاتی اضافه شده به MYLAB60 ایجاد شده و داده‌های با فرکанс ثبت بالا در دسترس برای پردازش قرار می‌گیرند. فرکانس نمونه‌برداری ۵۰-۶۰ Hz می‌باشد. فرکانس مرکزی دستگاه M Hz ۱۳-۱۶ می‌باشد.

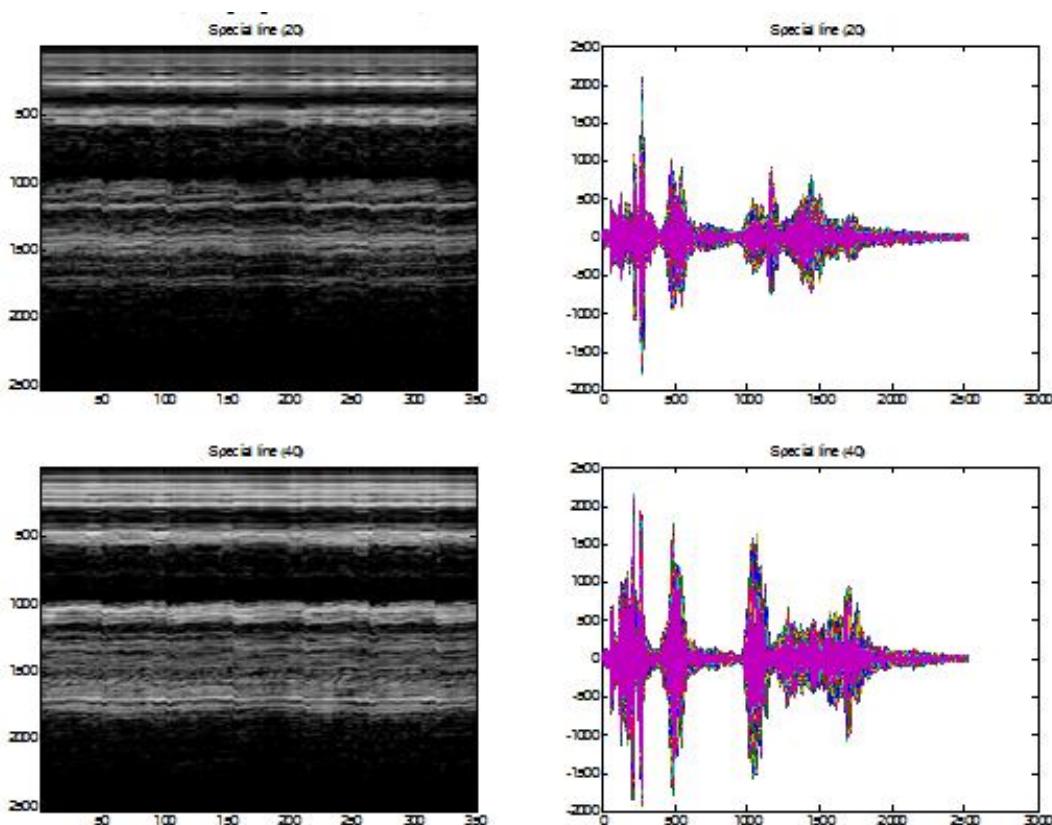
نحوه ثبت گیری:

شرایط محیطی به گونه‌ای تنظیم شده بود که میزان امواج الکترومغناطیسی اطراف دستگاه به حداقل برسد به گونه‌ای که سایر دستگاه‌های موجود در آزمایشگاه خاموش بوده تا احتمال تداخل امواج را تا حد ممکن کاهش دهیم. ساعت 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 ثبت شده شامل اطلاعات شش ثانیه آخر نمونه‌برداری است که در اختیار قرار می‌گیرد.



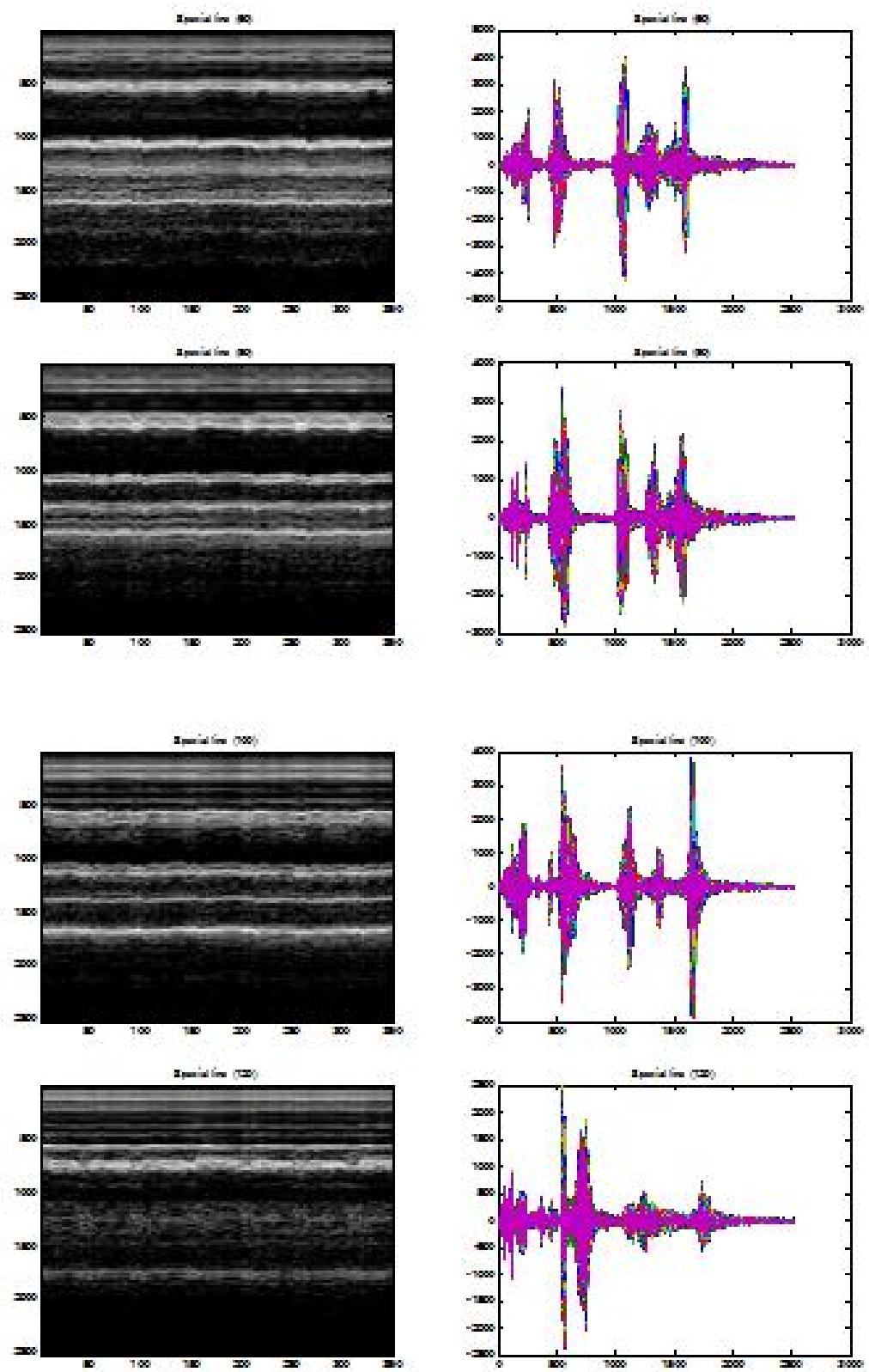
شکل (۷): انتخاب پنجه مناسب شامل دیواره رگ برای یک فرد جوان

حال شکل ارتعاش ظاهری خطوط خاص یک مورد میان سال را در طول فریم های مختلف بررسی می کنیم.



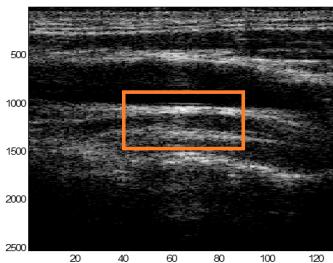
شکل (۸): تصویر ارتعاشات خطوط ویژه یک فرد میان سال در طول زمان (ستون راست)

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 فرد میان سال پنجره مناسب نمونه های مابین ۱۰۰۰-۱۲۰۰ و خط های بین ۴۰ تا ۹۰ است.

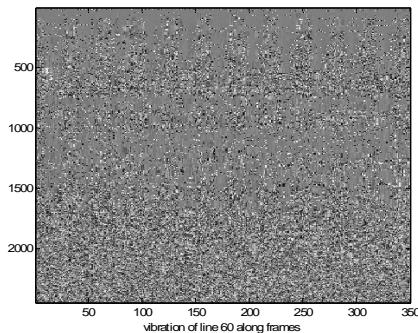


شکل (۹): انتخاب پنجره مناسب برای پردازش روی دیواره رگ برای یک فرد میان سال

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

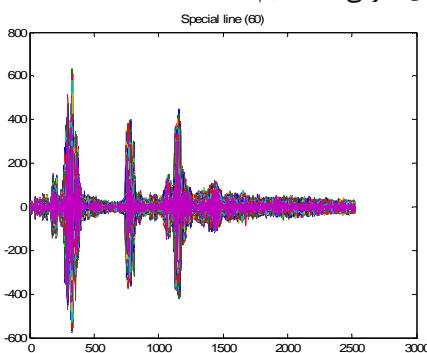
شکل زیر ارتعاشات خط شصتم یک فرد میان سال در طول ۳۵۰ فریم متواالی می‌باشد. میزان جابجایی با مقدار روشنایی نقاط مشخص می‌گردد.

مرحله بعدی کار به دست آوردن ماتریس اختلاف فاز و از روی آن ماتریس جابجایی پنجره‌ها در فریم‌های متواالی است. به کمک روش استخراج فاز هیلبرت تأخیر زمانی و جابجایی این سیگنال‌ها در فریم‌های متواالی را پیدا کرده و ارتعاشات پنجره‌های مختلف انتخاب شده را به دست آورده‌ایم. 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 متواالی

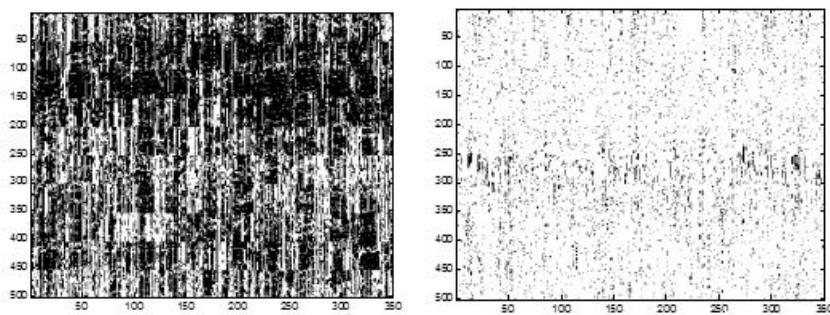
اگر به خط شصتم این فرد جوان در فریم‌های متواالی نگاه کنیم:



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.

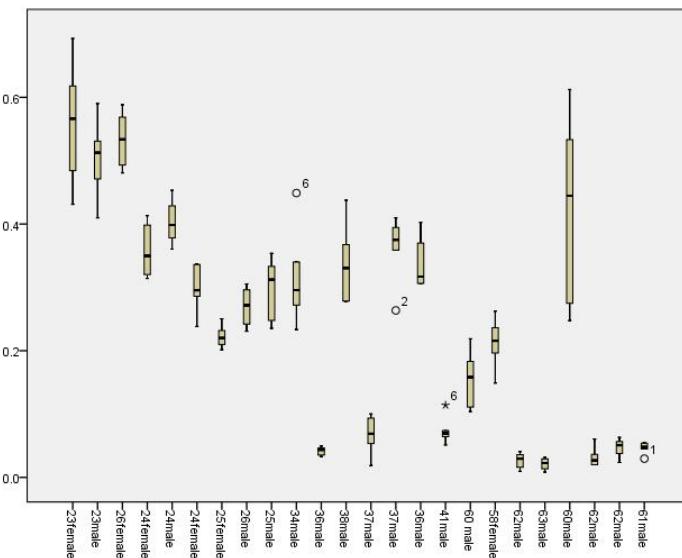
در می‌یابیم که پنجره مناسب برای خط ۶۰ دم این فرد جوان مابین نمونه‌های ۶۵۰ تا ۸۵۰ است؛ که دیواره مشخصاً بین نمونه‌های ۷۰۰ تا ۸۰۰ قرار دارد.



شکل (۱۱): جابجایی خط شصتم در ۳۵۰ فریم با آستانه ۱،۰۰۰،۰۰۰ (بالا)- جابجایی خط شصتم در ۳۵۰ فریم با آستانه ۱،۰۰۰ (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:

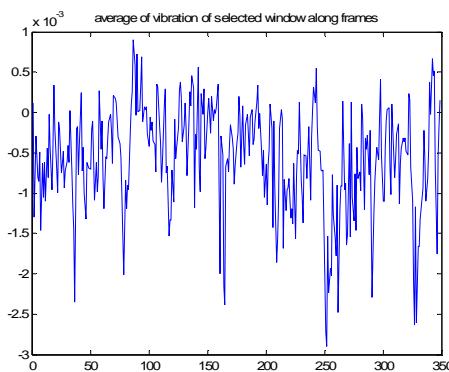
حال برای کمی سازی تعداد نقاط روشن پس از آستانه گذاری را می‌شماریم و بر تعداد نقاط تصویر تقسیم می‌کنیم با این کار قصد داریم یک نرمالیزه کردن را بین تمام پنجره‌ها برقرار کنیم چراکه طول نمونه‌های پنجره‌های انتخابی در افراد مختلف یکسان نیست.



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

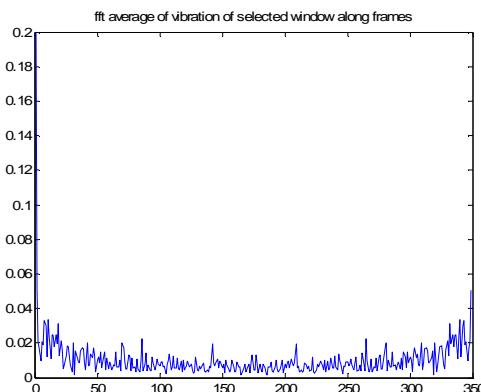
سپس توان یا سطح زیر نمودار را محاسبه می‌کنیم، برای روشن‌تر شدن روی مثال توضیح می‌دهیم: به عنوان مثال برای یک فرد میان‌سال پنجره مناسب را روی خطوط خاص ۲۰ تا ۱۲۰ روی نمونه‌های ۱۲۰۰ تا ۱۴۰۰ انتخاب کردیم و در تک‌تک فریم‌ها مقدار میانگین سطر و ستون ماتریس را محاسبه نمودیم و با این کار یک سیگنال میانگین ارتعاشات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

نمودار فوق مقدار میانگین جابجایی آستانه گذاری شده برای ۶ خط خاص (۱۲۰۰-۸۰۰-۶۰۰-۴۰۰-۲۰۰-۰۰۰) برای هر فرد را نشان می‌دهد و انحراف از میانگین نیز قبل 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 moving average آن را رسم کرده و FFT و سپس moving average آن را رسم کرده و



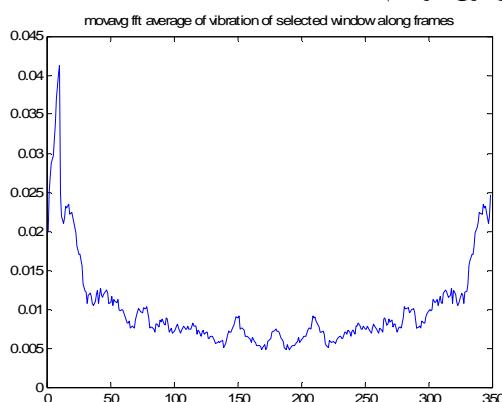
شکل (۱۳): میانگین ارتعاشات پنجره انتخاب شده روی دیواره رگ در طول فریم های متوازی

حال از نمودار بدست آمده FFT می گیریم با این کارمی توانیم روند ارتعاشات در طول زمان را بهتر مشاهده نمود. اگر از شکل قبلی FFT بگیریم شکل ۱۴ حاصل می شود:



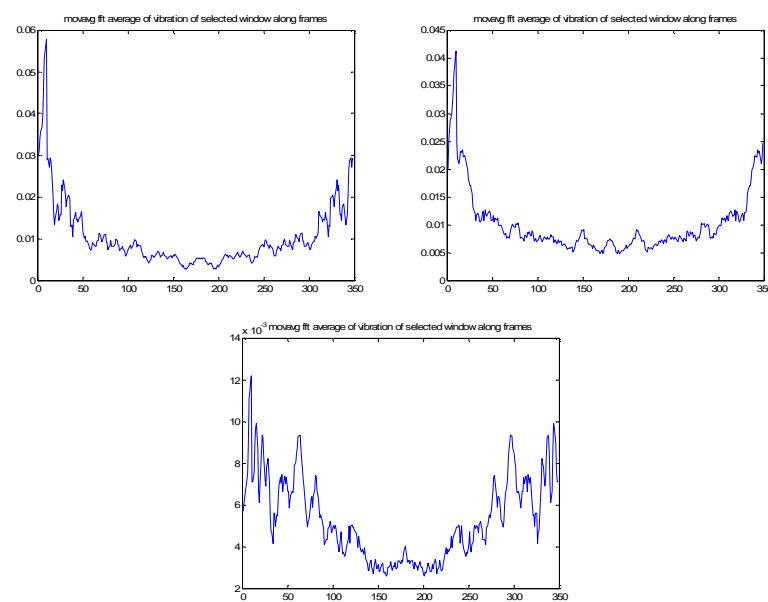
شکل (۱۴): FFT از میانگین ارتعاشات پنجره انتخابی در طول زمان

با گرفتن از سیگنال فوق خواهیم داشت:



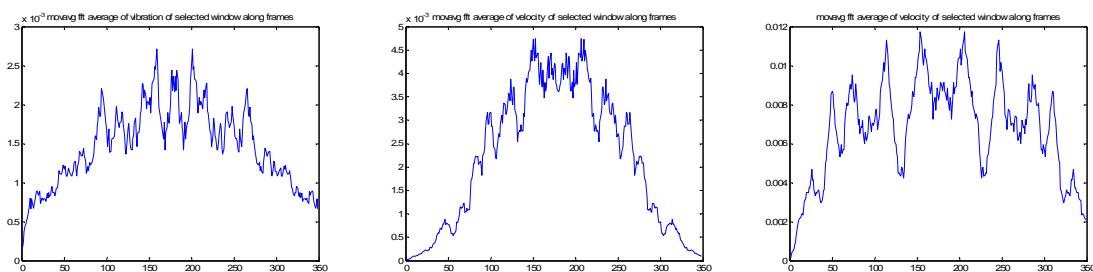
شکل (۱۵): FFT از moving average میانگین ارتعاشات پنجره انتخابی در طول زمان

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



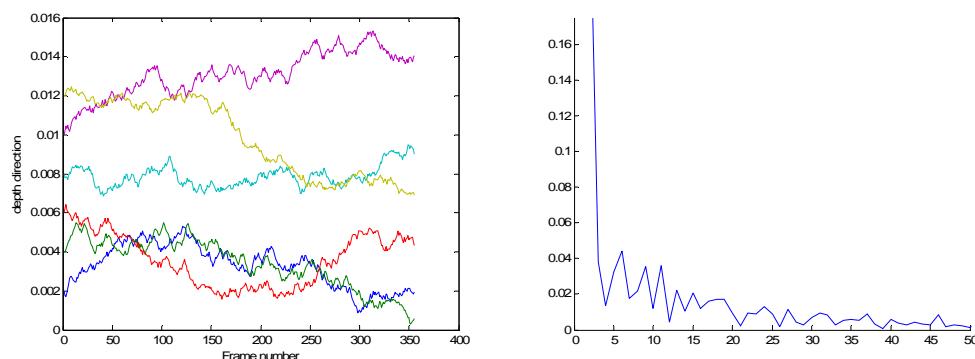
شکل (۱۶): مقایسه moving average FFT میانگین ارتعاشات برای سه گروه مختلف سنی، سمت چپ جوان، وسط میان‌سال، سمت راست مسن

رونده 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:

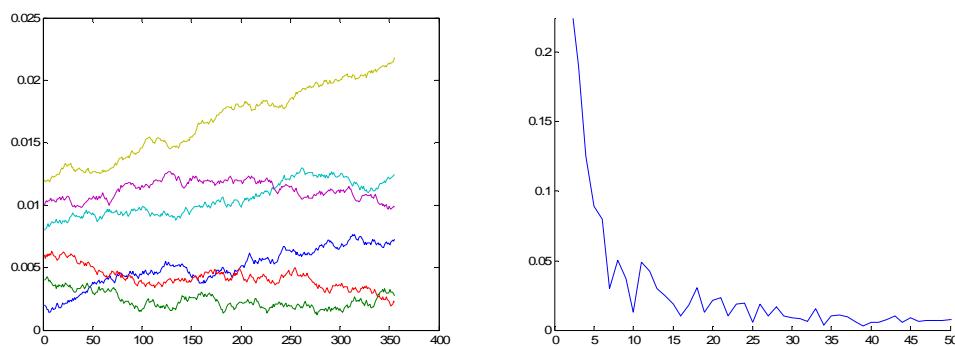


شکل (۱۷): مقایسه moving average FFT روی میانگین سرعت ارتعاشات دیواره رگ، سمت چپ جوان، وسط میان‌سال و سمت راست مسن

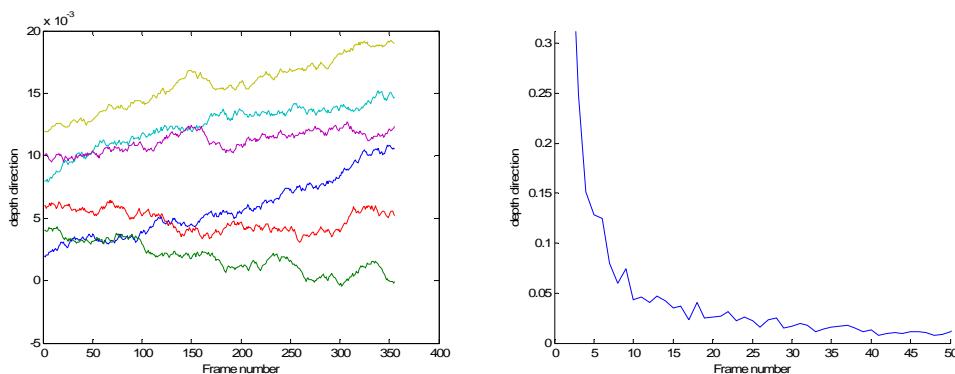
در ادامه با استفاده از روش کنایی دیواره رگ را به ۶ سطح تقسیم کرده و از خارجی‌ترین سطح FFT می‌گیریم نمودارهای افراد مختلف به شکل زیر است:



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



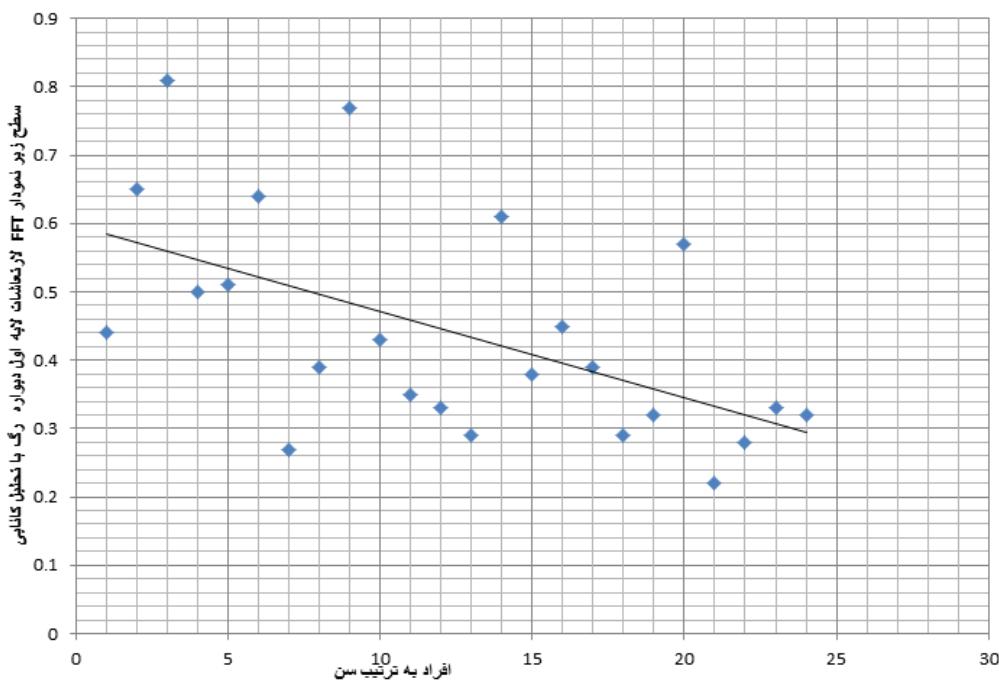
شکل (۱۹): نمودار ارتعاشات ۶ لایه فرضی در رگ یک فرد میانسال (سمت راست) و FFT ارتعاش خارجی‌ترین لایه رگ برای همان فرد میانسال



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

عملأً توان سیگنال محاسبه می‌شود 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 کانابی

ارتعاشات عروق در سنین مختلف ارائه شد. در پایان داده‌های سیگنال RF واقعی را با برنامه کتابی 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:

- Dox IG, Melloni BJ, Eisner GM, Melloni JL. Melloni's Illustrated Medical Dictionary. 2nd ed. Taylor & Francis; 2001. P.52.
- Artery with atherosclerosis [Internet]. [cited 2014 Jun 11]. Available from: <http://www.sehha.com/>
- Ribbers H, Lopata RG, Holewijn 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Kanai H, Koiwa Y. Real-time velocimetry for evaluation of change in thickness of arterial wall. *Ultrasonics* 2000;38(1-8):381–6.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Hoeks APG, Ruissen CJ, Hick P, Reneman RS. Transcutaneous detection of relative changes in artery diameter. *Ultrasound Med Biol* 1985;11(1):51–9.
- 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, Santiago 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 atherosoma 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 ldquo;analytic rdquo; 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 ldquo;analytic rdquo; signal via FFT. *IEEE Trans Signal Process* 1999;47(9):2600–3.
 30. Oppenheim AV, Schafer 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 Arami¹, Hamid Behnam^{2}, Zahra Alizadeh Sani³, Fereshte Yoosefi⁴, Seyed Kamaledin Setarehdan⁵*

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

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

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

³ Assistant Professor, Cardiology Department, School of Medicine, Shahid Rajaee Cardiovascular Research and Medical Center, Tehran University of Medical Science, Tehran, Iran

⁴ Ph.D. Student, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Tehran University, Tehran, Iran

⁵ Associate Professor, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Tehran University, Tehran, Iran