

حرکت شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید: رویکردی مبتنی بر الگوریتم تطبیق بلوک

عفت سلیمانی^۱ (M.Sc)، منیژه مختاری‌دیزجی^{۱*} (Ph.D)، هژیر صابری^۲ (M.D)، شهرام شمس حکیمی^۲ (M.D)

۱- دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی

۲- دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تصویربرداری بیمارستان امام خمینی، گروه رادیولوژی

چکیده

سابقه و هدف: امروزه بررسی ارتباط میان ویژگی‌های مکانیکی دیواره‌ی شریان و بیماری‌های قلبی-عروقی اهمیت به‌سزایی دارد. از سوی دیگر، تخمین حرکت دیواره‌ی شریان با استفاده از رشته‌ای از تصاویر فراصوتی و روش پردازشی مناسب، می‌تواند اطلاعات مفیدی از ویژگی‌های الاستیک و اندیس‌های بیومکانیکی شریان‌ها فراهم و در تمایز میان عروق سالم و بیمار به پزشک کمک کند. در این مطالعه روشی بر مبنای الگوریتم تطبیق بلوک برای استخراج جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید با استفاده از تصاویر متوالی فراصوتی ارائه شده است.

مواد و روش‌ها: برنامه روی تصاویر شریان کاروتید مشترک ۱۰ نمونه سالم مرد اجرا و بیشینه و متوسط جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان در دو سیکل قلبی استخراج شد. برای اعتبارسنجی الگوریتم ارائه شده، اندازه‌گیری دستی انجام و نتایج دو روش با یکدیگر مقایسه شد.

یافته‌ها: با استفاده از آنالیز t زوجی، تمایز معنی‌داری میان دو روش اتوماتیک و دستی مشاهده نشد. هم‌بستگی معنی‌داری میان تغییرات لحظه‌ای جابه‌جایی شعاعی شریان کاروتید مشترک اندازه‌گیری شده به روش دستی و روش اتوماتیک ملاحظه شد (با ضریب هم‌بستگی ۰/۹۳۵ و عدد p کوچک‌تر از ۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشان داد که با استفاده از روش‌های آنالیز کامپیوتری نیمه خودکار، با کمینه کردن میزان دخالت کاربر و بدون توجه به تجربه و مهارت وی، می‌توان جابه‌جایی لحظه‌ای دیواره‌ی شریان را در راستای شعاعی از رشته‌ای از تصاویر فراصوتی متوالی استخراج نمود.

واژه‌های کلیدی: سونوگرافی، خواص بیومکانیکی بافت شریان، جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان، الگوریتم تطبیق

بلوک

مقدمه

کلینیکی نشان می‌دهد با بروز مشکلات قلبی-عروقی، بافت رگ از لحاظ ساختاری و فیزیولوژیکی تحت تأثیر قرار می‌گیرد. لذا آگاهی از تغییرات ساختاری بر اساس پارامترهای مکانیکی می‌تواند مؤید احتمال بروز مشکلات قلبی از جمله آترواسکلروز باشد [۲].

در طی سال‌های اخیر، حرکت شعاعی دیواره‌های عروق یعنی تغییر در قطر، بسیار مورد مطالعه قرار گرفته است. هم

آترواسکلروز یک عامل اساسی در ایجاد اختلالات مغزی-عروقی و بیماری‌های قلبی محسوب می‌شود. بنابراین ارزیابی وضعیت آترواسکلروتیک می‌تواند یک فاکتور پیش‌بینی‌کننده‌ی ابتلا به مشکلات مغزی و قلبی-عروقی باشد [۱]. امروزه بررسی ارتباط میان پارامترهای مکانیکی شریان و بیماری‌های قلبی-عروقی اهمیت به‌سزایی دارد. بررسی‌های

الگوریتم‌های دیگری که امکان ردیابی حرکت را در دو بعد فراهم می‌کند، مورد توجه قرار گرفته‌اند.

تکنیک‌های تخمین حرکت مبتنی بر زمان، از روش‌های کمی برای ردیابی حرکت الگوهای اسپیکل در تصاویر متوالی B-mode استفاده می‌کند که در بین آن‌ها نیز، روش‌های تطبیق بلوک دو بعدی مبتنی بر زمان، کاربرد گسترده‌تری دارند که این امر ناشی از سادگی و نويز کم آن‌ها است. در این روش‌ها، الگوهای اسپیکل با تطبیق یک بلوک هدف درون یک پنجره‌ی جست‌وجو در فریم‌های متوالی، ردیابی می‌شود [۱].

Golemati و همکاران نشان دادند که حرکت دو بعدی دیواره شریان سالم [۱۹] و بیمار [۲۰] و نیز بافت اطراف آن را می‌توان با روش تطبیق بلوک مبتنی بر هم‌بستگی عرضی (Cross correlation) تخمین زد. این گروه هم‌چنین در یک بررسی مقایسه‌ای الگوریتم‌های بررسی حرکت دیواره‌ی شریان شامل فلوی نوری (Optical flow) و تطبیق بلوک را روی ۱۰ نمونه‌ی سالم مورد ارزیابی قرار دادند و منحنی‌های شکل موج حاصل از جابه‌جایی‌های طولی و شعاعی را استخراج نمودند. نتایج مطالعه‌ی آن‌ها حاکی از آن بود که پیک‌های منحنی‌های شکل موج در زمان‌های نسبتاً یک‌سانی رخ می‌دهد. این امر مبین آن است که زمان وقوع روی‌دادهای قلبی در هر دو تکنیک بر هم منطبق‌اند [۲۱]. این گروه با شبیه‌سازی مبتنی بر FIELD II اقدام به مدل‌سازی حرکت دیواره‌ی شریان نمودند [۲۲]. Persson و همکاران در سال ۲۰۰۲ روش ردیابی اکو را در تصاویر فراصوتی پیشنهاد کردند که یک اکوی از پیش تعیین شده از ناهم‌گنی‌های موجود در دیواره‌ی شریان را به جای یک ناحیه‌ی اسپیکل کوچک، با استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک ردیابی کردند [۲۳]. Cinthio و همکاران نیز یک سیستم ردیابی اکو را بر مبنای تطبیق بلوک، طراحی کردند و به کمک آن حرکت شعاعی و حرکت طولی نواحی کوچکی از مجموعه‌ی اینتیمای مدیای دیواره شریان را استخراج نمودند [۴]. این گروه با به کارگیری این روش استرین برشی دیواره‌ی شریان را نیز محاسبه نمودند [۲۴]. در مطالعه‌ی رفع‌تعی و همکاران نیز یک روش آنالیز کامپیوتری با استفاده از الگوریتم

اکنون اندازه‌گیری جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان، روشی تعریف شده در تحقیقات قلبی - عروقی است که بر پایه‌ی آن پارامترهای بیومکانیکی هم‌چون الاستیسیته‌ی دیواره‌ی شریان تخمین زده می‌شود [۳، ۴].

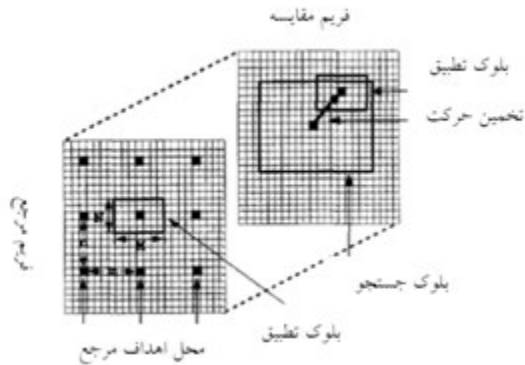
در روش تصویربرداری فراصوتی، امکان اندازه‌گیری غیرتهاجمی و مستقیم قطر شریان‌های محیطی مانند شریان کاروتید فراهم می‌شود. با توجه به این که با اندازه‌گیری‌های صحیح جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان، امکان تشخیص مناسب در مراحل اولیه بیمارانی قلبی - عروقی و نیز تغییرات رفتاری عروق فراهم خواهد شد، محققین روش‌های متنوع ریاضی و اتوماتیکی را برای تعیین قطر شریان پیشنهاد و مطرح نموده‌اند که مبین اهمیت سفتی دیواره عروق در شرایط پاتولوژیک به ویژه بیماری‌های قلبی - عروقی است [۵-۷].

روش‌های اندازه‌گیری حرکت دیواره‌ی شریان در مطالعات مختلف، متفاوت است. در برخی مطالعات از الگوریتم‌های اتوماتیک ردیابی مرز استفاده شده است. الگوریتم‌ها فوق شامل برنامه‌های مبتنی بر برنامه‌ریزی پویا، بیشینه‌گرادیان، الگوریتم‌های مبتنی بر انطباق مدل و انطباق فیلتر [۸-۱۱] است. در میان این الگوریتم‌ها، الگوریتم برنامه‌ریزی پویا و بیشینه‌گرادیان بالاترین صحت و تکرارپذیری و کم‌ترین پیچیدگی را در اندازه‌گیری ضخامت اینتیمای مدیای دیواره و قطر داخلی شریان دارا هستند [۹].

پیش از این، اغلب اندازه‌گیری‌های نرم‌افزاری در یک تک فریم B-mode انجام می‌شد، لکن مطالعات اخیر نشان داد که این روش‌های نرم‌افزاری را می‌توان بر روی فریم‌های متوالی [۱۲، ۱۳] و فرمت‌های دیگر تصاویر فراصوتی مانند فرمت Dicom [۱۳] نیز اعمال نمود. امروزه نرم‌افزارهای ردیابی مرزها به عنوان روشی متداول برای اندازه‌گیری ضخامت اینتیمای مدیا و قطر داخلی شریان پذیرفته شده‌اند [۱۴-۱۷].

هر چند این الگوریتم‌ها فقط در یک راستا (شعاعی) حرکت را ردیابی کرده و در نواحی با اکوی ضعیف، کارایی نداشته و مرزها را به صورت نامنظم تشکیل می‌دهند. از این رو

بلوک و مکان بلوک مرجع، بردار جابه‌جایی را نشان می‌دهد. الگوریتم به کار رفته؛ امکان ردیابی اتوماتیک دو ناحیه‌ی دل‌خواه (ROI) را روی دیواره‌ی شریان در زنجیره‌ای از تصاویر فراصوتی فراهم می‌کند [۲۷، ۲۶، ۲۰، ۱۸] (شکل ۱).



شکل ۱. نمایی از تطبیق بلوکی که در آن به ازای هر منطقه از تصویر مرجع، ناحیه‌ای که بیشترین تطبیق را در تصویر قبل (یا بعد) دارد، جستجو می‌گردد. برای جلوگیری از تطبیق نادرست، جستجو به ناحیه‌ای از تصویر مرجع به نام پنجره‌ی جستجو محدود می‌شود.

با فرض این که در بلوک‌ها، $f_p(i, j)$ و $f_c(i, j)$ شدت پیکسل در مختصات (i, j) در فریم جاری و فریم قبلی، $N \times M$ ابعاد هر بلوک (پیکسل)، ابعاد پنجره جست و جو $(2p+1) \times (2p+1)$ (پیکسل) و SAD مجموع قدر مطلق اختلاف دو بلوک باشد، $B_p^{(i,j)}$ و $B_p^{(i,j,x,y)}$ بلوک هدف و بلوک مرجع در فریم جاری و فریم هدف در گوشه بالای چپ فریم به مختصات (i, j) و $(i-x, j-y)$ خواهد بود. بلوک هدفی است که بردار جابه‌جایی از آن استخراج می‌شود. بنابراین خواهیم داشت:

$$B_c^{(i,j)}(m, n) = f_c(i + m, j + n)$$

$$B_p^{(i,j,x,y)}(m, n) = f_p(i - x + m, j - y + n)$$

که x و y اندازه جابه‌جایی بردارهای جابه‌جایی در راستای دو محور x و y است که $-P \leq (x, y) \leq P$ و $0 \leq m \leq M-1$ و $0 \leq n \leq N-1$ است. SAD معیار مشابهت بلوک‌ها است و از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$SAD = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} |B_c^{(i,j)}(m, n) - B_p^{(i,j,x,y)}(m, n)|$$

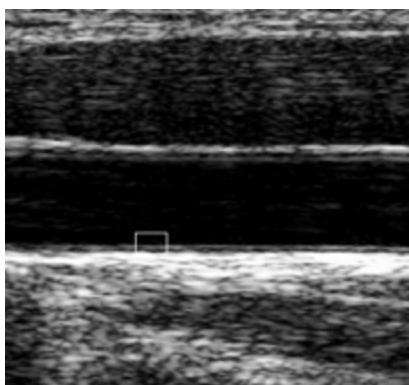
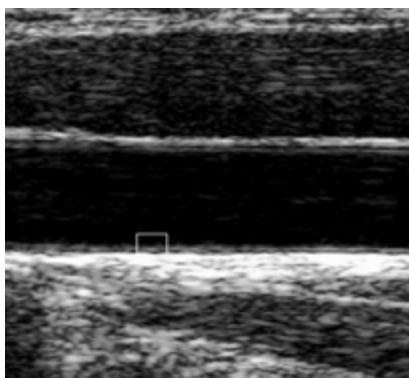
تطبیق بلوک برای استخراج جابه‌جایی طولی دیواره شریان کاروتید مشترک در تصاویر متوالی فراصوتی ارائه شده است [۲۵].

با توجه به این که هر نوع سفت شدگی شریانی با هر منشا پاتولوژیک و یا حتی افزایش سن موجب تغییر رفتار حرکتی دیواره‌ی شریان‌ها خواهد شد، به نظر می‌رسد با طراحی، پیاده‌سازی و معرفی نرم‌افزار مناسب، امکان بررسی دقیق شریان‌های محیطی با هدف شناسایی و تمایز بیماری فراهم آید. در این مطالعه جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید مشترک در دو سیکل قلبی با پردازش اتوماتیک تصاویر فراصوتی متوالی مبتنی بر الگوریتم تطبیق بلوک و بر پایه ردیابی اکو استخراج می‌شود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه الگوریتم تطبیق بلوک به کار می‌رود. در روش‌های مبتنی بر تطبیق بلوک، فرض می‌شود که شدت روشنایی هر نقطه در طی حرکت ثابت می‌ماند. برای هر منطقه از تصویر مرجع، ناحیه‌ای که بیش‌ترین تطبیق را در تصویر قبل (یا بعد) دارد، جست و جو می‌گردد. برای جلوگیری از تطبیق نادرست، جست‌وجو به ناحیه‌ای از تصویر مرجع به نام پنجره‌ی جست و جو محدود می‌شود. از آن جا که اطلاعات حاصل از یک پیکسل تنها برای اطمینان از تطبیق یکتا کافی نیست، به جای یک پیکسل؛ بلوکی از پیکسل‌ها با مرکزیت پیکسل مفروض در نظر گرفته می‌شود. به همین دلیل فرض تکمیلی یک‌سان بودن حرکت تمام پیکسل‌های موجود در یک بلوک؛ ضروری است. همچنین در این روش فرض می‌شود که اندازه‌ی بلوک‌ها طی حرکت و در کل زمان ثابت باقی می‌مانند.

در طی اسکن پنجره‌ی جست و جو، شباهت میان بلوک مرجع و بلوک مقایسه؛ اندازه‌گیری می‌شود. این کار با هدف یافتن بلوکی با بیشینه شباهت به بلوک مرجع انجام می‌گردد. به عبارت دیگر هدف؛ یافتن بلوکی است که اختلاف میان بلوک مقایسه و بلوک مرجع را کمینه کند. بردار میان مکان این



شکل ۲. چگونگی ردیابی حرکت دیواره‌ی شریان با استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک در دو فریم.

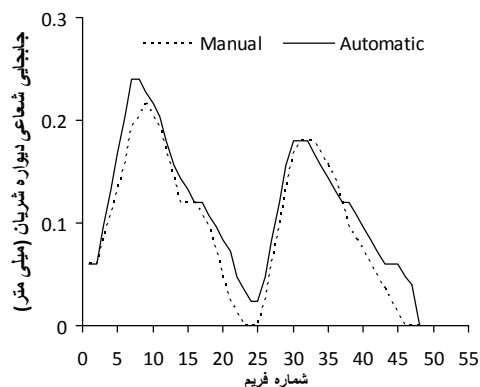
آنالیز آماری: در این مطالعه کلیه نتایج به صورت میانگین \pm انحراف معیار ارائه شده است. در مطالعه‌ی مقدماتی، ابتدا ۱۸۲ تصویر فراصوتی متوالی از شریان کاروتید مشترک ۳ مرد سالم با رزلوشن زمانی ۳۳ میلی‌ثانیه در دو سیکل قلبی استخراج و ثبت گردید. سپس با دو روش ارزیابی دستی و اتوماتیک جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید مشترک حاصل شد. ارزیابی تصاویر متوالی شریان کاروتید مشترک با روش دستی توسط نرم‌افزار Image Tools (Microsoft, San Antonio, Texas) انجام گردید و آهنگ جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی خلفی شریان استخراج شد. بیش‌ترین حجم نمونه برای هم‌بستگی خطی پیرسون با سطح اطمینان ۹۵ درصد و توان آزمون ۹۰ درصد ۱۱ تصویر تخمین زده شد. به منظور بررسی نتایج حاصل از روش دستی و روش اتوماتیک، بیشینه و متوسط جابه‌جایی شعاعی دیواره خلفی شریان کاروتید مشترک ۱۰ نمونه‌ی مرد سالم طی دو سیکل قلبی با آزمون Paired t-test با سطح معنی‌داری ۹۵ درصد مورد ارزیابی قرار گرفت. میزان توافق

برای استخراج جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی خلفی شریان کاروتید مشترک در دو سیکل قلبی؛ شریان کاروتید ده مرد سالم با میانگین سنی $44/3 \pm 4/40$ سال مورد مطالعه قرار گرفت. این مردان سیگاری نبودند و هیچ‌گونه سابقه بیماری‌های قلبی و عروقی نداشتند [۲۹،۲۸].

پس از ثبت مشخصات فردی و رضایت کامل افراد مورد مطالعه، ابتدا افراد ۱۰-۱۵ دقیقه قبل از آزمون در وضعیت خوابیده قرار گرفتند تا ضربان قلب و فشار خون آن‌ها به وضعیت پایدار برسد. کاروتید مشترک سمت راست این افراد به وسیله سیستم اولتراسوند Sonoline Antares (زمینس-آلمان) مجهز به پروب با آرایه خطی و فرکانس مرکزی ۱۳ مگاهرتز و فاصله کانونی ۴ سانتی‌متر در راستای طولی مورد بررسی قرار گرفت. بررسی‌های سونوگرافی تقریباً در ۲-۳ سانتی‌متری قبل از دو شاخه شدن شریان کاروتید انجام شد و تصاویر سونوگرافی متوالی از شریان کاروتید مشترک راست با ابعاد 547×692 پیکسل مربع با آهنگ ۳۰ فریم در ثانیه به صورت به‌هنگام بر روی CD ثبت گردید. پس از انتقال فیلم با فرمت AVI به کامپیوتر شخصی، برنامه‌ای در محیط MATLAB نوشته شد تا فیلم را به فریم‌های متوالی (تصاویر) با فرمت BMP تبدیل کند. سپس برنامه تخمین حرکت که در محیط MATLAB طراحی و پیاده شده بود بر روی آن اجرا گردید. از آن‌جا که بازتاب‌های حاصل از اینترفیس خون و اینتیمای مدیای دیواره‌ی خلفی شریان از وضوح بالاتری برخوردار است لذا اندازه‌گیری جابه‌جایی شعاعی دیواره خلفی شریان با انتخاب بلوکی با ابعاد (53×42) پیکسل [۱۹] بر روی ضخامت اینتیمای مدیا در دیواره خلفی شریان کاروتید راست انجام شد [۸]. با انتخاب بلوک در فریم اول به عنوان فریم مرجع، برنامه برای فریم‌های متوالی بعدی به ترتیب ظهور ادامه می‌یابد و مکان لحظه‌ای بلوک انتخابی در دیواره شریان در فریم‌های بعدی تعیین می‌شود.

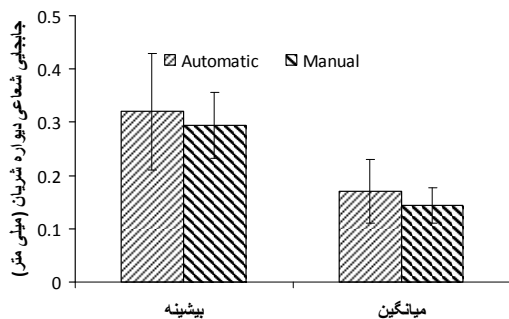
در شکل ۲ نمونه‌ای از چگونگی ردیابی حرکت دیواره با استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک در دو فریم متوالی نشان داده شده است.

شکل مشاهده می‌شود، داده‌ها از هم‌پوشانی کیفی خوبی برخوردارند.



شکل ۳. جابجایی لحظه‌ای دیواره‌ی شریان کاروتید مشترک در راستای شعاعی که با روش دستی (خط چین) و روش تطبیق بلوک (خط پر) در دو سیکل قلبی و با رزولوشن زمانی ۳۳ میلی ثانیه اندازه‌گیری شده است.

میانگین بیشینه و متوسط جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید ده داوطلب در دو سیکل قلبی با استفاده از روش‌های دستی و الگوریتم تطبیق بلوک در شکل ۴ نشان داده شده است.



شکل ۴. متوسط \pm انحراف معیار بیشینه و میانگین جابجایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید ده نمونه‌ی سالم مرد که با دو روش دستی و الگوریتم تطبیق بلوک حاصل شده است.

آنالیز آماری Paired t-test با سطح معنی‌داری ۹۵ درصد، تمایز معنی‌داری را میان دو روش نشان نداد (عدد p بزرگ‌تر از ۰/۰۵).

برای بررسی هم‌بستگی میان نتایج استخراج تغییرات لحظه‌ای دیواره شریان کاروتید مشترک با دو روش دستی و الگوریتم تطبیق بلوک از آنالیز آماری هم‌بستگی پیرسون استفاده شد. نتایج آنالیز مبین هم‌بستگی معنی‌دار میان نتایج

جابه‌جایی‌های شعاعی حاصل از روش دستی و روش اتوماتیک نیز با استفاده از آنالیز رگرسیون خطی بررسی شد. به منظور اندازه‌گیری ضریب پراکندگی متغیر جابه‌جایی شعاعی دیواره شریان، تصاویر سونوگرافی متوالی شریان کاروتید مشترک یکی از نمونه‌ها به طور تصادفی انتخاب و اندازه‌گیری‌ها سه بار تکرار گردید. سپس با تقسیم انحراف معیار بر میانگین، ضریب پراکندگی به دست آمد. کلیه‌ی آنالیزهای آماری با نرم‌افزار SPSS-16 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) انجام شد.

نتایج

در مطالعه‌ی حاضر تصاویر سونوگرافی ۱۰ مرد سالم با استفاده از الگوریتم معرفی شده مورد ارزیابی قرار گرفت. مشخصات کلینیکی داوطلبین در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. مشخصات کلینیکی مردان داوطلب

مشخصه	سن (سال)	فشار خون سیستولیک (میلی متر جیوه)	فشار خون دیاستولیک (میلی متر جیوه)	ضربان قلب (بر دقیقه)	بیشینه	کینه	میانگین	میانگین
سن (سال)	۴۴	۱۲۱	۷۶	۷۴	۵۲	۴۰	۴	۴۴
فشار خون سیستولیک (میلی متر جیوه)	۱۲۱	۱۳۵	۷۶	۷۴	۵۲	۴۰	۴	۴۴
فشار خون دیاستولیک (میلی متر جیوه)	۷۶	۱۳۵	۷۶	۷۴	۵۲	۴۰	۴	۴۴
ضربان قلب (بر دقیقه)	۷۴	۱۳۵	۷۶	۷۴	۵۲	۴۰	۴	۴۴

جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی خلفی شریان کاروتید مشترک مستخرج از یک نمونه فیلم سونوگرافی در طی دو سیکل قلبی در شکل ۳ نشان داده شده است. با استفاده از این روش نرم‌افزاری، امکان ردیابی لحظه‌ای حرکت دیواره‌ی شریان در فریم‌های متوالی وجود دارد و بیشینه و متوسط جابه‌جایی شعاعی در هر سیکل قلبی نیز قابل استخراج می‌باشد. برای اعتبارسنجی الگوریتم حاضر، جابه‌جایی لحظه‌ای دیواره‌ی شریان در راستای شعاعی با روش‌های دستی و اتوماتیک حاصل و در شکل نشان داده شده است. همان‌گونه که در

بحث و نتیجه گیری

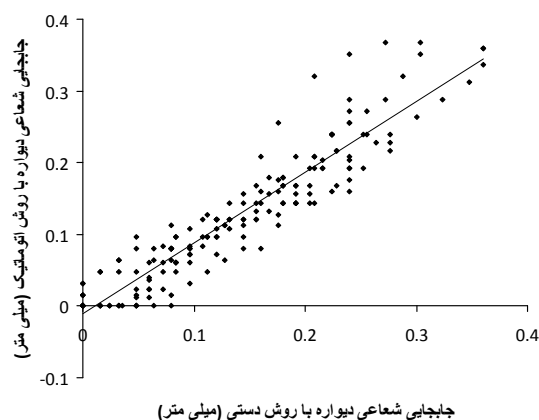
ارزیابی حرکت دیواره‌ی عروق جایگاه ویژه‌ای در مطالعه‌ی سیستم قلبی - عروقی دارد که در اثر حرکت ضربانی قلب دائماً در حرکت است. تخمین حرکت شعاعی دیواره‌ی شریان با استفاده از رشته‌ای از تصاویر فراصوتی می‌تواند اطلاعات مفیدی را در ارتباط با ویژگی‌های الاستیک شریان فراهم کند و در تمایز میان عروق سالم و بیمار (آترواسکلروتیک) پزشک را یاری نماید [۲۶]. در مطالعات بسیاری، حرکت شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید با استفاده از روش‌های تصویربرداری فراصوتی استخراج شده است که در جدول ۲ خلاصه‌ای از آن‌ها ارائه شده است [۱۹، ۲۳، ۲۴، ۲۸-۳۱].

ردیابی کمی حرکت دیواره شریان کاروتید در تصاویر اولتراسونیک B-mode به طور به‌هنگام بسیار بحث برانگیز است. زیرا این تصاویر به سرعت گرفته می‌شوند (در کم‌تر از ۴۰ میلی ثانیه). همچنین کنتراست و شدت تصاویر نیز ممکن است به علت جریان خون یا ماده حاجب، با زمان تغییر کند [۲۸]. به همین دلیل تکنیک‌های تخمین حرکت دیواره شریان با استفاده از تصاویر اولتراسونوگرافی، به طور گسترده‌ای به کار گرفته شده‌اند [۱۸، ۳۲].

حاصل از اندازه‌گیری جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان با روش دستی و روش الگوریتم تطبیق بلوک است ($R=0.935$ ، $p<0.05$) (شکل ۵). تابع رگرسیون خطی میان اندازه‌گیری جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان (R) با استفاده از روش‌های دستی و اتوماتیک به قرار زیر است:

$$R_{\text{manual}} = 0.986 \times R_{\text{automatic}} - 0.010$$

با توجه به رابطه‌ی فوق، جابه‌جایی شعاعی اندازه‌گیری شده با روش اتوماتیک هم‌بستگی معنی‌داری با جابه‌جایی شعاعی اندازه‌گیری شده با روش دستی دارد ($p<0.05$). این هم‌بستگی در شکل ۵ نشان داده شده است. اندازه‌گیری اتوماتیک جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان با حداکثر ضریب پراکندگی ۰/۴۷ درصد حاصل گردید.



شکل ۵. منحنی رگرسیون خطی میان آهنگ جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید مشترک (میلی متر) با روش دستی و روش الگوریتم تطبیق بلوک

جدول ۲. خلاصه‌ای از نتایج مطالعات انجام شده برای اندازه‌گیری جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید با استفاده از روش‌های سونوگرافی فراصوتی

مطالعه	روش اندازه‌گیری	تعداد داوطلبین سالم	بیشینه جابه‌جایی شعاعی (میلی متر)
Samijo و همکاران (۱۹۹۸)	B-mode	۷	0.16 ± 0.08
Schmidt و همکاران (۱۹۹۸)	M-mode	۶۹	0.28 ± 0.23
Bussy و همکاران (۲۰۰۰)	B-mode	۴۰	0.20 ± 0.08
Persson و همکاران (۲۰۰۲)	B-mode و پردازش تصویر	۱	0.24 ± 0.02
Damers و همکاران (۲۰۰۳)	M-mode	۱۰	0.38 ± 0.01
Golemati و همکاران (۲۰۰۳)	B-mode و پردازش تصویر	۹	0.24 ± 0.20
Cinthio و همکاران (۲۰۰۶)	B-mode و پردازش تصویر	۱۰	0.32 ± 0.19
مطالعه‌ی حاضر	الگوریتم تطبیق بلوک	۱۰	0.32 ± 0.11

با توجه به ماهیت این تصاویر، هم‌واره نواحی وجود دارند که فاقد اطلاعات تصویر کافی می‌باشند. هم‌چنین در کلیه مطالعات به محدودیت قدرت تفکیک فضایی تصاویر فراصوتی اشاره شده است که امکان ارزیابی دقیق مرز داخلی شریان را محدود نموده است [۵].

این امر مانع به کارگیری روش‌های پردازش تصویر تمام خودکار است. با وجود این با کمینه کردن میزان دخالت کاربر، روش‌های نیمه‌خودکار مفید بوده و با تکرارپذیری بالا امکان تخمین حرکت دیواره‌ی شریان را فراهم می‌نمایند [۱۰].

در این مطالعه با معرفی الگوریتمی بر پایه‌ی تطبیق بلوک و ردیابی موقعیت بلوکی واقع بر مجموعه‌ی اینتیمای-مدیای شریان کاروتید، اندازه‌گیری لحظه‌ای جابه‌جایی شعاعی شریان کاروتید مشترک در فریم‌های متوالی با بازه زمانی ۳۳ میلی‌ثانیه و با سرعت زیاد امکان‌پذیر شده است. به علاوه توسط این روش اندازه‌گیری اتوماتیک، امکان استخراج حداکثر و متوسط جابه‌جایی شریان در راستای شعاعی در طی سیکل قلبی فراهم گردید. هم‌چنین، همان‌طور که در جدول ۲ ملاحظه می‌شود، مقادیر حاصل از مطالعات انجام شده در اندازه‌گیری جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید با روش‌های مشابه روش مورد استفاده در مطالعه‌ی حاضر، به خوبی نتایج مطالعه‌ی حاضر را شامل می‌شوند. آنالیز رگرسیون نیز گویای هم‌بستگی معنی‌دار میان روش اندازه‌گیری دستی و الگوریتم تطبیق بلوک است که خود مبین صحت نتایج حاصل از اندازه‌گیری با روش اتوماتیک می‌باشد. در برخی از مطالعات، روش تصویربرداری داپلر بافتی (TDI) برای استخراج حرکت دیواره‌ی شریان کاروتید در افراد فاقد سابقه‌ی بیماری‌های قلبی عروقی [۲۹] و مبتلا به گرفتگی [۳۳] مورد استفاده قرار گرفته است. محدودیت وارد بر نتایج حاصل از به کارگیری روش داپلر در اندازه‌گیری حرکت بافت شریان، وابستگی زاویه‌ای و حجم نمونه‌ی نسبتاً بزرگ است. زیرا حجم نمونه‌ی نسبتاً بزرگ، جداسازی حرکت بخش‌های مختلف دیواره‌ی رگ را از یک‌دیگر و نیز از جریان خون، دشوار می‌سازد. به علاوه وابستگی زاویه‌ای، دقت تخمین

حرکت شعاعی را کم می‌کند. زیرا هر گونه خطای کوچکی در تعیین زاویه، خطای بزرگی را در تعیین سرعت، آن هم در صورتی که زاویه‌ی میان جهت طولی شریان و باریکه‌ی اولتراسوند از ۶۰ درجه تجاوز کند، به وجود می‌آورد. از این رو روشی که امکان تعیین سرعت حرکت جریان خون و نیز حرکت بافت را فراهم می‌کند، روش‌های متکی بر آشکارسازی حرکت بر اساس ردیابی اسپیکل است که با آنالیز حرکت اسپیکل‌ها در تصاویر متوالی B-mode، حرکت بافت تعیین می‌کند [۵]. از میان روش‌های تخمین و آشکارسازی حرکت، روش‌های تطبیق بلوک دو بعدی مبتنی بر زمان، کاربرد گسترده‌تری دارند که این امر ناشی از سادگی و نویز کم آن‌ها است. در این روش‌ها، الگوهای اسپیکل با تطبیق یک بلوک هدف درون یک پنجره‌ی جست‌وجو در فریم‌های متوالی، ردیابی می‌شود [۲۵،۲۱].

امروزه نرم‌افزارهای ردیابی مرزها به عنوان روشی متداول برای اندازه‌گیری ضخامت اینتیمای-مدیا و قطر داخلی شریان پذیرفته شده‌اند [۱۴-۱۷]. در این مطالعات، با تعیین موقعیت تقریبی مرز داخلی شریان با روش دستی در یک فریم، نرم‌افزار به طور خودکار به جست‌وجو در نواحی عمود بر این مرز تقریبی پرداخته و نقاطی را که بیش‌ترین گرادیان شدت یا کم‌ترین تابع هزینه را داشته باشند، به عنوان مرز واقعی انتخاب می‌نماید و با درون‌یابی نقاط، خطای اندازه‌گیری را کاهش می‌دهد [۱۰،۳۴]. هر چند این ابزارها نسبت به اندازه‌گیری‌های دستی که باعث اتلاف زمان شده و نتایج مربوط به خوانش در آن‌ها کاملاً به تبحر و قضاوت کاربر بستگی دارد، برتری دارند، اما کاستی‌هایی را نیز دارا می‌باشند. این الگوریتم‌ها فقط در یک راستا (شعاعی) حرکت را ردیابی و استخراج می‌کنند و در نواحی از مرز که به دلیل اکوی ضعیف، فاقد پیوستگی مرز هستند، کارایی نداشته و مرزهای نامنظم تشکیل می‌دهند. از سوی دیگر، علاوه بر راستای شعاعی، دیواره‌ی شریان در راستای طولی نیز جابه‌جا می‌شود. از این رو الگوریتم‌های ردیابی اسپیکل که امکان ردیابی حرکت را در دو بعد فراهم می‌کند، مورد توجه قرار گرفته‌اند.

تشکر و قدردانی

این تحقیق مستخرج از پایان نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس می باشد.

منابع

- [1] Wada T, Fukumoto T. Biomechanical diagnosis of atherosclerosis by ultrasound. *Method Inf Med* 2000; 39: 246-248.
- [2] Holzampfel GA, Gasser CT, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *J Elasticity* 2000; 61: 1-48.
- [3] Kanters SD, Algra A, van Leeuwen MS, Banga JD. Reproducibility of in vivo carotid intima-media thickness measurements. *Stroke* 1997; 28: 665-671.
- [4] Cinthio M, Ahlgren AR, Jansson T, Eriksson A, Persson HW, Lindström K. Evaluation of an ultrasonic echo-tracking method for measurements of arterial wall movements in two dimensions. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Control* 2005; 52: 1300-1311.
- [5] Touboul PJ, Prati P, Scarabin PY, Adrai V, Thibout E, Ducimetière P. Use of monitoring software to improve the measurement of carotid wall thickness by B-mode imaging. *J Hypertens Suppl* 1992; 10: 37-41.
- [6] Wendelhag I, Liang Q, Gustavsson T, Wikstrand J. A new automated computerized analyzing system simplifies readings and reduces the variability in ultrasound of intima-media thickness. *Stroke* 1997; 28: 2195-2200.
- [7] Selzer RH, Mack WJ, Lee PL, Kwong-Fu H, Hodis HN. Improved common carotid elasticity and intima-media thickness measurement from computer analysis of sequential ultrasound frames. *Atherosclerosis* 2001; 154: 185-193.
- [8] Jegelevicius D, Lukosevicius A. Ultrasonic measurement of human carotid artery wall intima-media thickness. *Ultragarsas* 2002; 2: 43-47.
- [9] Gustavsson T, Abu-Gharbieh R, Hamarneh G, Liang Q. Implementation and comparison of four different boundary detection algorithms for quantitative ultrasonic measurements of the human carotid artery. *IEEE Comp Cardiol* 1997; 24: 1-4.
- [10] Herrington MD, Johnson T, Santago P, Snyder EW. Semi-automated boundary detection for intravascular ultrasound. *IEEE Conf Publ* 1992; 103-106.
- [11] Ellis SM, Sidhu PS. Granularity of the carotid artery intima-media layer: reproducibility of quantification by a computer based program. *Br J Radiol* 2000; 73: 595-600.
- [12] Santhiyakumari N, Madheswaran M. Non-invasive evaluation of carotid artery wall thickness using improved dynamic programming technique. *SIVP* 2008; 2: 183-193.
- [13] Potter K, Green DJ, Reed CJ, Woodman RJ, Watts GF, McQuillan BM, et al. Carotid intima-medial thickness measured on multiple ultrasound frames: evaluation of a DICOM-based software system. *Cardiovasc Ultrasound* 2007; 5: 29.
- [14] Selzer RH, Hodis HN, Kwong-Fu H, Mack WJ, Lee PL, Liu CR, Liu CH. Evaluation of computerized edge tracking for quantifying intima-media thickness of the common carotid artery from B-mode ultrasound images. *Atherosclerosis* 1994; 111: 1-11.
- [15] Gariepy J, Massonneau M, Leveson J, Heudes D, Simon A. Evidence for in vivo carotid and femoral wall thickness in human hypertension. *Hypertension* 1993; 22: 111-118.
- [16] Vértés A, Káli A. Endothelium-dependent and independent vasodilation in young males with previous myocardial infarction. *Orv Hetil* 2003; 144: 1025-1029.
- [17] Mokhtari-Dizaji M, Nikanjam N, Babapoor B. Estimation of elastic modulus, stiffness distensibility, compliance and young modulus in atherosclerosis human common carotid artery. *Iran Health J* 2003; 4: 68-74. [Persian].
- [18] Yeung F, Levinson SF, Parker KJ. Multilevel and motion model-based ultrasonic speckle tracking algorithms. *Ultrasound Med Biol* 1998; 24: 427-441.

با توجه به نتایج مطالعه‌ی حاضر، بیشینه و متوسط جابه‌جایی شعاعی که با روش اتوماتیک اندازه‌گیری شده است، به طور متوسط ۰/۰۳ میلی‌متر بزرگ‌تر از مقادیر حاصل از اندازه‌گیری با روش دستی است. با در نظر گرفتن ابعاد پیکسل تصویر به عنوان خطای اندازه‌گیری (۰/۰۶ میلی‌متر)، این مقدار قابل قبول است. این اختلاف هم‌چنین می‌تواند ناشی از خطای بصری در نشانه‌گذاری دستی در محل اینتیمای باشد.

مطالعه‌ی حاضر محدود به استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک در تخمین جابه‌جایی شعاعی دیواره‌ی شریان کاروتید سالم می‌باشد. این الگوریتم دارای محدودیت در تعیین ابعاد بلوک می‌باشد و امکان تخمین حرکت بلوک‌هایی با ابعاد بسیار کوچک (از مرتبه‌ی بزرگی لایه‌های دیواره‌ی شریان) در آن وجود ندارد. به همین دلیل می‌بایست الگوریتم‌های دیگر تخمین حرکت نیز در بررسی تغییرات لحظه‌ای دیواره شریان مورد ارزیابی و مقایسه قرار گیرند. در این مطالعه داوطلبین مرد سالم مورد نظر بوده‌اند لذا نیاز است تا کارایی الگوریتم برای استخراج حرکت شعاعی شریان‌های مبتلا به بیماری آترواسکلوز نیز بررسی و مقایسه گردد.

نتایج حاصل از مطالعه حاضر نشان می‌دهد که با استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک امکان ارزیابی لحظه‌ای جابه‌جایی دیواره قدامی و خلفی شریان در راستای شعاعی فراهم است. این روش وابستگی کم‌تری به تجربه کاربر داشته، از قرائت‌های متفاوت متخصصین می‌کاهد و از تکرارپذیری بالایی برخوردار است. با استخراج جابه‌جایی لحظه‌ای دیواره شریان می‌توان پارامتر مکانیکی الاستیسیته‌ی شریان را که پارامتری شناخته شده در تمایز شریان سالم و بیمار است، برآورد نمود. نتایج این بررسی حاکی از آن است که این روش با پراکندگی کم‌تر از ۱ درصد به کاربر وابسته نیست و به صورت اتوماتیک و تنها با تعیین بلوک در یک فریم قادر به استخراج حرکت شعاعی دیواره شریان در فریم‌های متوالی می‌باشد.

- [27] Ramnarine KV, Kanber B, Panerai RB. Assessing the performance of vessel wall tracking algorithms: The importance of the test phantom. *J Phys Conf Ser* 2004; 1: 199-204.
- [28] Samijo SK, Willigers JM, Barkhuysen R, Kitslaar PJ, Reneman RS, Brands PJ, Hoeks AP. Wall shear stress in the human common carotid artery as function of age and gender. *Cardiovasc Res* 1998; 39: 515-522.
- [29] Schmidt-Trucksäss A, Grathwohl D, Schmid A, Boragk R, Upmeier C, Keul J, Huonker M. Structural, functional and hemodynamic changes of the common carotid artery with age in male subjects. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 1999; 19: 1091-1097.
- [30] Bussy C, Boutouyrie P, Lacombe P, Chahande P, Laurent S. Intrinsic stiffness of the carotid artery wall material in essential hypertensives. *Hypertension* 2000; 35: 1049-1054.
- [31] Dammers R, Stiff F, Tordoir JH, Hameleers JM, Hoeks AP, Kitslaar PJ. Shear stress depends on vascular territory: Comparison between common carotid and brachial artery. *J Appl Physiol* 2003; 94: 485-489.
- [32] Hein IA, O'Brien WR. Current time-domain methods for assessing tissue motion by analysis from reflected ultrasound echoes: A review. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Control* 1993; 40: 84-102.
- [33] Ramnarine KV, Hartshorne T, Sensier Y, Naylor M, Walker J, Naylor AR, et al. Tissue doppler imaging of carotid plaque wall motion: A pilot study. *Cardiovasc Ultrasound* 2003; 1: 17.
- [34] Soleimani E, Mokhtari Dizaji M, Saberi H. Carotid artery wall motion estimation from consecutive ultrasonic images: comparison between block-matching and maximum-gradient algorithms. *Iran Heart J* 2011; 6: 72-78. [Persian].
- [19] Golemati S, Sassano A, Lever MJ, Bharath AA, Dhanjil S, Nicolaidis AN. Carotid artery wall motion estimated from B-mode ultrasound using region tracking and block matching. *Ultrasound Med Biol* 2003; 29: 387-399.
- [20] Golemati S, Stoitsis J, Nikita KS. Motion analysis of the carotid artery wall and plaque using B-mode ultrasound. *Vasc Dis Prev* 2007; 4: 1-7.
- [21] Stoitsis J, Golemati S, Dimopoulos A, Nikita K. Analysis and quantification of arterial wall motion from B-mode ultrasound images comparison of block-matching and optical flow. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2005; 5: 4469-4472.
- [22] Golemati S, Konstantina JS, Nikita S. On the use of block matching for the estimation of arterial wall motion. *IEEE Proc BIBE* 2008; 1-5.
- [23] Persson M, Ahlgren AR, Eriksson A, Jansson T, Persson HW, Lindstrom K. Non-invasive measurement of arterial longitudinal movement. *IEEE Ultrason Symp* 2002; 1783: 1-4.
- [24] Cinthio M, Ahlgren AR, Bergkvist J, Jansson T, Persson HW, Lindström K. Longitudinal movements and resulting shear strain of the arterial wall. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2006; 291: 394-402.
- [25] Rafati M, Mokhtari Dizaji M, Saberi H, Soleimani E. Extraction of the longitudinal movement of the carotid artery wall using consecutive ultrasonic images: A block matching algorithm. *Iran J Med Physiol* 2011; 8: 51-61. [Persian].
- [26] Grava C, Gacsádi A, Gavriluț I. Arterial elasticity maps obtained by using basic block-matching methods. *IEEE* 2009: 151-154.

Radial motion of the carotid artery wall: A block matching algorithm approach

Effat Soleimani (M.Sc)¹, Manijhe Mokhtari Dizaji (Ph.D)^{*1}, Hajir Saberi (M.D)², Shahram Shams Hakimi (M.D)²

1 -Dept. of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2 -Imaging Center of Imam Khomeini Hospital, Dept. of Radiology, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

(Received: 21 Jun 2011 Accepted: 25 Jan 2012)

Introduction: During recent years, evaluating the relation between mechanical properties of the arterial wall and cardiovascular diseases has been of great importance. On the other hand, motion estimation of the arterial wall using a sequence of noninvasive ultrasonic images and convenient processing methods might provide useful information related to biomechanical indexes and elastic properties of the arteries and assist doctors to discriminate between healthy and diseased arteries. In the present study, a block matching based algorithm was introduced to extract radial motion of the carotid artery wall during cardiac cycles.

Materials and Methods: The program was implemented to the consecutive ultrasonic images of the common carotid artery of 10 healthy men and maximum and mean radial movement of the posterior wall of the artery was extracted. Manual measurements were carried out to validate the automatic method and results of two methods were compared.

Results: Paired t-test analysis showed no significant differences between the automatic and manual methods ($P>0.05$). There was significant correlation between the changes in the instantaneous radial movement of the common carotid artery measured with the manual and automatic methods (with correlation coefficient 0.935 and $P<0.05$).

Conclusion: Results of the present study showed that by using a semi automated computer analysis method, with minimizing the user interfere and no attention to the user experience or skill, arterial wall motion in the radial direction can be extracted from consecutive ultrasonic frames.

Keywords: Ultrasound, Biomechanical behavior, Arterial wall, Radial motion, Block matching algorithm

* Corresponding author: Fax: +98 21 88006544; Tel: +98 21 82883893
mokhtarm@modares.ac.ir