

استخراج حرکت طولی دیواره شریان کاروتید با استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک در تصاویر متوالی فراصوتی

مهرآورد رفعتی^{**}، منیژه مختاری دیزجی^{**}، هزیر صابری^۳، عفت سلیمانی^۴

۱- دانش آموخته دکتری فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲- استاد گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۳- دانشیار گروه رادیولوژی، مرکز تصویر برداری بیمارستان امام خمینی^(د)، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۴- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۹۰/۱/۲۷

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۷/۲۴

چکیده

مقدمه: در این مطالعه یک روش آنالیز کامپیوتری با استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک برای استخراج جابجایی طولی دیواره شریان کاروتید مشترک در تصاویر متوالی فراصوتی ارائه شده است. یک بلوک (پنجره) در فریم اول به عنوان بلوک مرجع انتخاب و مشابهترین بلوک نسبت به بلوک مرجع در فریم‌های بعدی یافت می‌شود.

مواد و روشها: برنامه، روی شریان کاروتید مشترک ۱۰ داوطلب سالم مورد ارزیابی قرار گرفت و جابجایی طولی دیواره شریان با زمان، در طول سه سیکل قلبی استخراج شد. برای اعتبارسنجی روش اتوماتیک، اندازه‌گیری‌های دستی انجام و با روش اتوماتیک مقایسه شد. یعنی حداکثر، حداقل و میانگین فاصله طولی دیواره شریان در طول سه دوره قلبی با استفاده از روش اتوماتیک استخراج و با اندازه‌گیری‌های حاصل از روش دستی، مقایسه شد (فاصله دو بلوک در فریم اول ۱۰ میلی‌متر است).

نتایج: با استفاده از آنالیز توصیفی pair t-test، تمایز معنی‌داری میان دو روش اتوماتیک و دستی مشاهده نشد ($p > 0/05$). همبستگی معنی‌داری میان تغییرات لحظه‌ای جابجایی طولی شریان کاروتید مشترک در روش دستی و اتوماتیک ملاحظه شد (با ضریب همبستگی ۰/۹۷ و $p < 0/05$). آنالیز بلانت-آلمن با محدوده توافق ۰/۰۳ تا ۰/۱۷ میلی‌متر و میانگین اختلاف ها $(0/10 \pm 0/03)$ میلی‌متر نیز مبین توافق معنی‌دار میان دو روش اتوماتیک و دستی است.

بحث و نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه حاکی از آن است که روش آنالیز کامپیوتری تطبیق بلوک می‌تواند به طور اتوماتیک جابجایی طولی دیواره شریان را در تصاویر فراصوتی متوالی، استخراج کند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۳، پیاپی (۳۲)، پاییز ۹۰، ۴۹-۵۹)

واژگان کلیدی: اولتراسوند، رفتار بیومکانیکی شریان، تخمین حرکت، الگوریتم تطبیق بلوک

* نویسنده مسؤل: دکتر منیژه مختاری دیزجی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

mokhtarm@modares.ac.ir

تلفن: ۸۲۸۸۳۸۹۳ (۲۱) ۹۸ + نمابر: ۰۶۵۴۴ (۲۱) ۸۸۰ ۹۸ +

**آدرس: گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی کاشان،

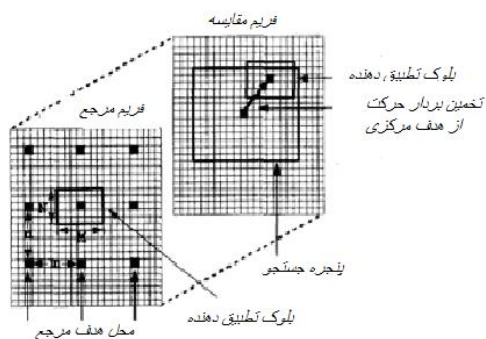
کاشان، ایران

۱- مقدمه

بیماری های قلبی- عروقی سهم عمده ای در علل مرگ و میر دارند. از این رو ایجاد روش های ترجیحاً غیر تهاجمی برای بررسی علائم اولیه ی مشکلات عروقی از اهمیت به سزایی برخوردار است. در چند سال اخیر، علاقه به بررسی ویژگی های بیومکانیکی بافت نرم افزایش یافته و از دیدگاه مکانیک محیط های پیوسته به ویژه مکانیک بافت شریانی نیز مورد توجه بوده است. انگیزه ی اصلی چنین مطالعاتی در این باور است که عوامل پاتولوژیکی می توانند در ایجاد تصلب شراین و تغییر ساختار بیومکانیکی بافت مهم باشند. از این رو تغییر در ویژگی های مکانیکی عروق می تواند نشانگر بیماری های قلبی- عروقی باشد [۱]. چنانچه محققین بر رابطه میان تغییرات دیواره شریان کاروتید از یک طرف و بیماری دیابت؛ فشار خون؛ ابتدای روند تشکیل اسکلروز و عوامل پاتولوژیک دیگر تاکید دارند [۲و۳]. بنابراین مطالعه خواص دینامیکی عروق بزرگ از جمله شریان کاروتید عمومیت بیشتری یافته است. در طی سال های اخیر، حرکت شعاعی دیواره های عروق یعنی تغییر در قطر، بسیار مورد مطالعه قرار گرفته است. این تغییرات در تعیین ویژگی های مکانیکی دیواره ی عروق، اندازه گیری سرعت موج نبض و اتساع پذیری به کار گرفته شده اند. هم اکنون اندازه گیری جابجایی شعاعی دیواره ی شریان، روشی تعریف شده در تحقیقات قلبی- عروقی است که بر پایه ی آن الاستیسیته ی دیواره ی شریان تخمین زده می شود [۴-۶]. در بسیاری مطالعات وابسته؛ از تکنیک های فراصوتی برای بررسی حرکت شعاعی دیواره ی شریان استفاده شده است که از آن جمله می توان تکنیک های محاسباتی برای آنالیز تصاویر B-mode، M-mode و آنالیز داده های RF خام و نیز تکنیک های داپلر را نام برد [۷]. در مقابل حرکات شعاعی دیواره ی شریان، حرکات طولی دیواره کمتر مورد توجه قرار گرفته است [۵] زیرا فرض می شد که حرکات طولی دیواره ی شریان در سیکل قلبی در مقایسه با حرکات شعاعی، قابل چشم پوشی باشد.

در سال ۱۹۵۶ لوتن و گرین، نتایج مشاهدات حاصل از فیلمبرداری از دانه هایی که به آئورت شکمی سگ متصل شده بود را گزارش نمودند. آن ها اظهار کردند که طول رگ در طی سیستول کاهش می یابد. در سال ۱۹۶۱ پاتل و همکاران تصدیق کردند که حرکت طولی در دیواره ی شریان وجود دارد. اما اندازه گیری هایی که از این جابجایی ارائه نمودند، بسیار کوچک تر از جابجایی شعاعی آئورت سینه ای بود. آن ها این جابجایی طولی محدود را به احاطه ی شریان توسط بافت، نسبت دادند و نتیجه گرفتند که جابجایی طولی دیواره ی شریان عمدتاً به علت تنفس است و ناشی از جریان خون ضربه ای نیست [۵]. نخستین گزارش در مورد اندازه گیری حرکت طولی دیواره ی شریان کاروتید انسان در سال ۲۰۰۰ منتشر شد. در این بررسی از روش داپلر استفاده گردید [۸]. پرسون و همکاران در سال های ۲۰۰۲ و ۲۰۰۳، استفاده از الگوریتم ردیابی اسپیکل^۱ دو بعدی را در استخراج همزمان جابجایی های دیواره ی شریان در هر دو راستای طولی و شعاعی مطرح نمودند [۹]. بررسی های جامع تر این گروه بر روی شریان کاروتید انسان در سال ۲۰۰۶ منتشر شد. در گزارش آن ها استرس برشی دیواره ی شریان را به عنوان عامل ایجاد جابجایی طولی بیشتر در لایه های داخلی- میانی نسبت به لایه ی خارجی بیان نمودند [۵و۱۰]. نتیجه ی مطالعات نشان می دهد که تنها تلاش های اندکی در راستای اندازه گیری جابجایی دیواره ی شریان در راستای طولی انجام شده است. اما همین تلاش ها نیز حاکی از آن است که نه تنها استخراج جابجایی طولی دیواره ی شریان با روش های غیر تهاجمی امکان پذیر است بلکه این جابجایی طولی با جابجایی شعاعی دیواره نیز قابل مقایسه می باشد [۱۰]. با توجه به اینکه هر نوع سفت شدگی شریانی با هر منشا پاتولوژیک و یا حتی افزایش سن موجب تغییر رفتار حرکتی دیواره شریان ها خواهد شد، به نظر می رسد با طراحی، پیاده

^۱ Speckle Tracking Algorithm



شکل ۱- نمایی از تطبیق بلوکی

با فرض این که در بلوک ها، $f_c(i,j)$ و $f_p(i,j)$ شدت پیکسل در مختصات (i,j) در فریم جاری و فریم قبلی، ابعاد هر بلوک $M \times N$ پیکسل، ابعاد پنجره جستجو $(2p+1) \times (2p+1)$ پیکسل و SAD مجموع قدر مطلق اختلاف^۲ دو بلوک باشد، $B_c(i,j)$ و $B_p(i,j)$ 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. $B_c(i,j)$ بلوک هدفی است که بردار جابجایی از آن استخراج می شود. بنابراین خواهیم داشت:

$$B_c^{(i,j)}(m,n) = f_c(i+m, j+n) \quad (1)$$

$$B_p^{(i,j,x,y)}(m,n) = f_p(i-x+m, j-y+n) \quad (2)$$

x و y اندازه جابجایی بردار جابجایی در راستای 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 بلوک ها می باشد و از رابطه زیر بدست می آید:

$$SAD = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} |B_c^{(i,j)}(m,n) - B_p^{(i,j,x,y)}(m,n)| \quad (3)$$

مشابه ترین بلوک، بلوکی است که مجموع قدر مطلق اختلاف ها را به حداقل می رساند [۱۴]. یک پیکسل تصویر فراصوتی دارای اندازه 0.6×0.6 میلیمتر مربع می باشد. حداکثر انحراف از مقدار واقعی 0.5 پیکسل یعنی 0.3 میلیمتر است.

سازی و معرفی نرم افزار مناسب، امکان بررسی دقیق شریان های محیطی با هدف شناسایی و تمایز بیماری فراهم آید. اخیراً روش های آشکارسازی حرکت متکی بر الگوریتم های ردیابی حرکت در تصاویر فراصوتی B-mode، مطرح شده است. موارد مربوط به بررسی حرکت در تصاویر متوالی، در واقع توزیع دوبعدی از سرعت مجازی است که از تغییرات روشنایی هر پیکسل از تصویر حاصل می شود. برای تخمین حرکت معمولاً می بایست تعدادی تصاویر متوالی از یک صفحه دینامیک گرفته شود. این تصاویر به یک تخمین گر داده شود تا بردارهای حرکت محاسبه گردد. خروجی تخمین گر مبین تغییرات حرکتی هر نقطه از تصویر است [۶ و ۷].

در برآورد حرکت، می بایست فریم های متوالی یک فیلم آنالیز شود به عبارت دیگر فریم های متوالی به یک الگوریتم تخمین گر حرکت داده می شود تا بردارهای حرکت هر نقطه از تصویر محاسبه گردد. از جمله الگوریتم های تخمین حرکت از روی فریم های متوالی تصویر، الگوریتم انطباق بلوک^۱ است [۱۱]. لذا در مطالعه حاضر با استفاده از تصاویر فراصوتی؛ حرکت طولی دیواره های شریان کاروتید مشترک استخراج می شود و بدین ترتیب امکان ارزیابی غیرتهاجمی آهنگ لحظه ای حرکت طولی دیواره شریان در طول سیکل قلبی و در دو راستای طولی و عرضی با استفاده از تصاویر متوالی فراصوتی ایجاد می گردد.

۲- مواد و روشها

در این تحقیق به منظور اندازه گیری جابجایی طولی از روش تطبیق بلوک استفاده شده است. تطبیق بلوک به معنی انتخاب یک بلوک (پنجره) در فریم اول به عنوان بلوک مرجع و یافتن مشابه ترین بلوک نسبت به بلوک مرجع در فریم های بعدی است (شکل ۱) [۱۲]. در روش تطبیق بلوک فرض می شود که بلوک ها از نظر اندازه در کل زمان و حرکت ثابت باقی می ماند [۱۳].

² Sum Absolute Differences

¹ Block Matching Algorithm

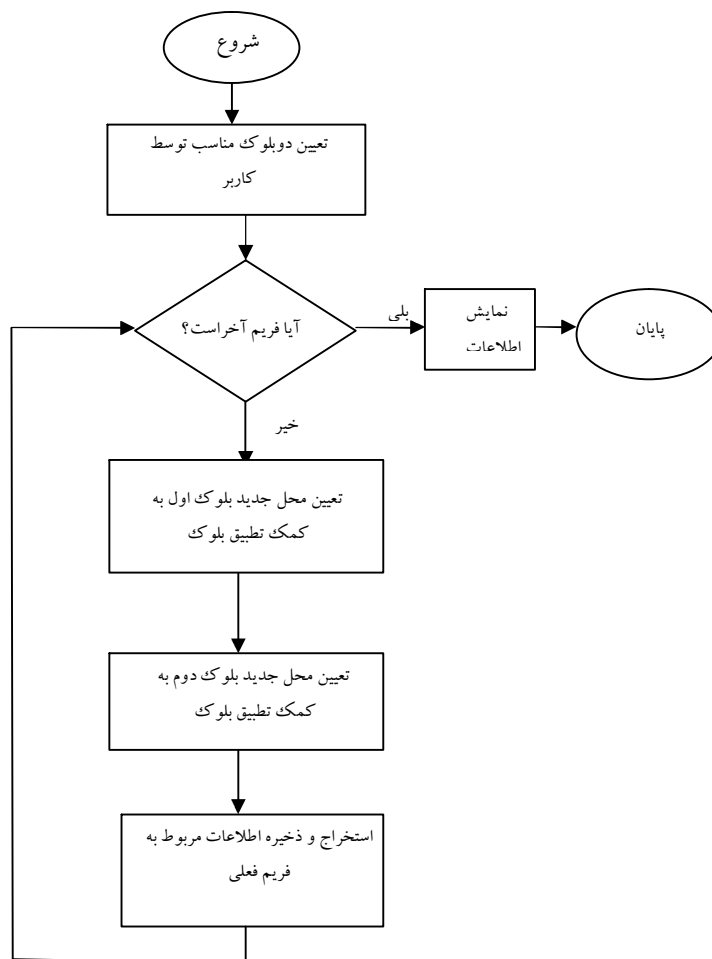
با اجرای برنامه برای دو فریم متوالی، برنامه برای فریم های متوالی بعدی به ترتیب ظهور ادامه می یابد و فاصله لحظه ای دو بلوک انتخابی در دیواره شریان اندازه گیری می شود.

شکل ۲- نمایش بلوکهای تعیین شده در دیواره خلفی شریان کاروتید چپ سالم این برنامه اطلاعاتی از جمله جابجایی در راستای X ، ابعاد بلوک، فاصله بلوک ها و مختصات هر نقطه در داخل بلوک را می دهد. برای کاهش خطا برآورد جابجایی طولی برای سه سیکل قلبی متوالی اجرا می گردد و از مقادیر به دست آمده برای سه سیکل قلبی، میانگین گرفته می شود. نمودار بلوکی برنامه تخمین حرکت دیواره در شکل ۳ آمده است. برای اعتبارسنجی اندازه گیری جابجایی طولی، تغییرات لحظه ای جابجایی طولی شریان کاروتید مشترک چپ ۱۰ مرد سالم با میانگین سنی 3 ± 40 سال در طول سه سیکل قلبی استخراج شد. سپس فریم های متوالی افراد با روش دستی و توسط نرم افزار Image Tools (Microsoft, San Antonion, Texas) بررسی گردید. برای بررسی توافق میان دو روش اتوماتیک و دستی، حداکثر جابجایی طولی دیواره شریان کاروتید مشترک (بیک سیستول)، حداقل جابجایی طولی دیواره شریان کاروتید مشترک (انتهای فاز دیاستول) و میانگین زمانی جابجایی طولی دیواره شریان در طول سه سیکل قلبی استخراج شد.

برای استخراج تغییرات لحظه ای دیواره های قدامی و خلفی شریان کاروتید مشترک و نیز آهنگ قطر شریان در سه سیکل قلبی؛ شریان کاروتید ده مرد سالم با میانگین سنی 2 ± 41 سال مورد مطالعه قرار گرفت. این مردان سیگاری نبودند و سابقه بیماری قلبی و عروقی نداشتند [۱۵ و ۱۶].

پس از ثبت مشخصات فردی و رضایت کامل افراد مورد مطالعه، ابتدا افراد ۱۰ تا ۱۵ دقیقه قبل از آزمون در وضعیت خوابیده قرار گرفتند تا ضربان قلب و فشار خون آن ها به وضعیت پایدار برسد. کاروتید مشترک سمت چپ این افراد به وسیله سیستم اولتراسوند Sonoline Antares (زیمنس- آلمان) مجهز به پروب با آرایه خطی و فرکانس مرکزی ۱۳ مگاهرتز و فاصله کانونی ۴ سانتی متر به صورت طولی مورد بررسی قرار گرفت. بررسی های سونوگرافی تقریباً در ۲ سانتی متری قبل از دو شاخه شدن شریان کاروتید انجام شد و تصاویر سونوگرافی متوالی از شریان کاروتید مشترک چپ با پهنای تصاویر ۳۷/۵ میلیمتر و ارتفاع ۳۰ میلیمتر با آهنگ ۳۰ فریم در ثانیه به صورت بهنگام بر روی CD ثبت گردید. بعد از انتقال فیلم با فرمت AVI به کامپیوتر شخصی، برنامه ای در محیط MATLAB نوشته شد تا فیلم را به فریم های متوالی (تصاویر) با فرمت BMP تبدیل کند. سپس برنامه ای که در محیط MATLAB طراحی و پیاده شده بود بر روی آن اجرا گردید. دو بلوک با ابعاد یکسان (۵۳×۴۲ پیکسل) [۱۲] بر روی ضخامت ایتیمیا-مدیا^۱ در فاصله معلوم (به عنوان نمونه ۱۰ پیکسل) نسبت به هم در دیواره خلفی شریان کاروتید چپ قرار داده می شود (شکل ۲). انتخاب دیواره خلفی شریان کاروتید مشترک به این دلیل است که وضوح ضخامت ایتیمیا-مدیا در این دیواره بهتر از دیواره قدامی است [۱۶]. در الگوریتم حاضر، از معیار تصحیح مجموع قدر مطلق اختلاف واقعی دو بلوک که دارای سرعت محاسباتی و دقت قابل قبولی می باشد، استفاده شده است.

¹Intima-media thickness



شکل ۳- نمودار بلوکی برنامه تخمین حرکت طولی دیواره شریان

انجام شد. برای استخراج خطای تکرار پذیری روش در استخراج پارامتر مورد نظر، حداکثر ضریب پراکندگی^۳ بر اساس درصد نسبت انحراف معیار به میانگین کمیت مورد بررسی محاسبه گردید. کلیه آنالیزهای آماری با نرم افزار SPSS^۴ (نسخه ۱۱/۵) انجام شده است.

۳- نتایج

نمونه‌ای از نتایج استخراج اتوماتیک جابجایی طولی دیواره خلفی شریان کاروتید چپ در یک فرد با استفاده از نرم‌افزار پیشنهادی در شکل ۴ آمده است.

بررسی توصیفی نتایج حاصل از روش دستی و اتوماتیک بر اساس پارامترهای حداکثر جابجایی طولی دیواره شریان در پیک سیستول، حداقل جابجایی طولی در انتهای فاز دیاستول و متوسط جابجایی طولی در طول سه سیکل قلبی توسط آزمون *paired t-test* با سطح معنی داری ۹۵ درصد انجام گرفت. سپس برای بررسی میزان توافق میان آهنگ تغییرات طولی برآورد شده با روش اتوماتیک با آهنگ تغییرات طولی اندازه‌گیری شده به روش دستی، برای ۱۰ مرد سالم با استفاده از آنالیز آماری همبستگی پیرسون و بلاند-آلتمن^۱ [۱۷] با محدوده توافق (LOA)^۲ ۹۵ درصد

^۳Coefficient of variance

^۴ SPSS Inc. Chicago, IL, USA

^۱Bland-Altman

^۲ Limit of Agreements

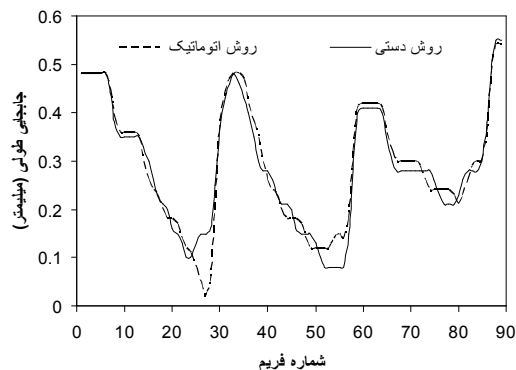
متوسط فاصله طولی دو بلوک در راستای طولی شریان کاروتید مشترک برحسب میلی متر در سه سیکل قلبی با دو روش دستی و اتوماتیک برای ده مرد سالم حاصل شد (شکل ۵).

آنالیز آماری Paired-t-test با سطح معنی داری ۹۵ درصد؛ تمایز معنی داری را میان دو روش اتوماتیک و دستی نشان نداد ($p > 0.05$). حداکثر ضریب پراکندگی روش اتوماتیک برای استخراج حداکثر جابجایی طولی در فاز سیستول، حداقل جابجایی طولی در فاز دیاستول و متوسط جابجایی طولی شریان کاروتید مشترک در سه سیکل قلبی به ترتیب ۸، ۷ و ۸ درصد حاصل گردید. حداکثر ضریب پراکندگی به روش دستی نیز برای پارامترهای حداکثر جابجایی طولی، حداقل جابجایی طولی و متوسط جابجایی طولی شریان کاروتید در سه سیکل قلبی به ترتیب ۸، ۷ و ۸ درصد محاسبه شد.

با استفاده از آنالیز آماری همبستگی پیرسون و بلاند-آلتمن اختلاف میان آهنگ تغییرات طولی برآورد شده به روش اتوماتیک با آهنگ تغییرات طولی اندازه‌گیری شده به روش دستی برای ۱۰ مرد سالم بررسی شد (شکل ۶ الف و ب). همبستگی معنی داری میان تغییرات لحظه‌ای جابجایی طولی شریان کاروتید مشترک چپ اندازه‌گیری شده با روش دستی (L-manual) و روش اتوماتیک (L-software) ملاحظه گردید (با ضریب همبستگی ۰/۹۷ و $p < 0.05$). ضریب همبستگی و تابع رگرسیون در شکل ۶ الف آمده است. نتایج حاصل از آنالیز رگرسیون خطی به صورت تابع رگرسیون خطی زیر حاصل شد:

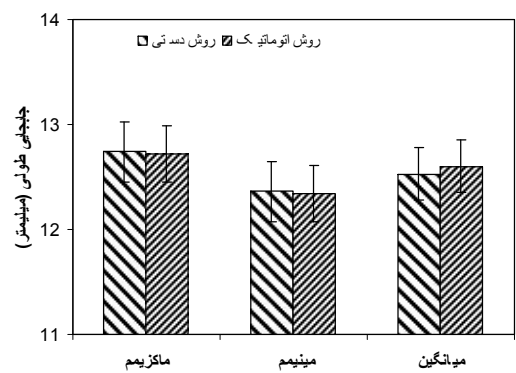
$$(L - manual) = 1.1166(L - software) + 0.0788 \quad (4)$$

نتایج آنالیز بلانت-آلتمن برای بررسی اختلاف میان اندازه‌گیری تغییرات طولی دیواره شریان کاروتید مشترک توسط دو روش اتوماتیک و دستی، نسبت به متوسط هر دو مشاهده در شکل ۶ ب آمده است. خط میانی، میانگین اختلاف بین دو روش را نشان می‌دهد. خطوط خارجی تر،



شکل ۴- نمونه‌ای از نتایج استخراج اتوماتیک جابجایی طولی دیواره خلفی شریان کاروتید مشترک چپ با استفاده از نرم‌افزار پیشنهادی بر اساس الگوریتم (خط توپر) و مقایسه آن با روش دستی (نقطه چین) (رزولوشن زمانی ۳۳ میلی ثانیه است).

همانطور که ملاحظه می‌شود؛ داده‌ها از همپوشانی خوبی برخوردارند. با استفاده از این نرم افزار امکان استخراج میانگین جابجایی طولی دیواره خلفی شریان کاروتید مشترک در هر سیکل قلبی فراهم شده است. برای بررسی اعتبار این نرم افزار دو بلوک با ابعاد یکسان در فاصله ۱۰ میلی متر نسبت به هم بر روی دیواره خلفی شریان کاروتید مشترک (مطابق شکل ۲) قرار داده شد.

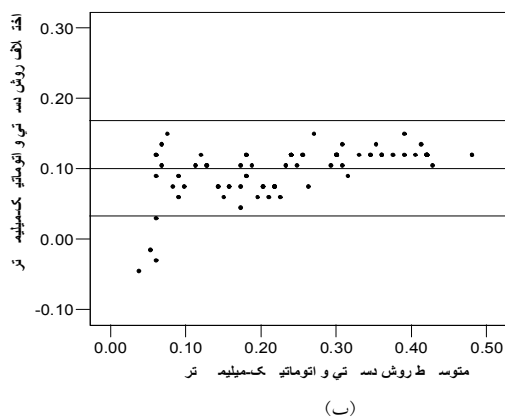


شکل ۵- میانگین و انحراف معیار حداکثر فاصله طولی دو بلوک مربوط به فاز سیستول (ماکزیم)، حداقل فاصله طولی دو بلوک در فاز دیاستول (مینیم) و متوسط فاصله طولی دو بلوک (میانگین) در راستای طولی شریان کاروتید مشترک در سه سیکل قلبی با دو روش دستی و اتوماتیک برای ده مرد سالم. فاصله پایه دو بلوک ۱۰ میلی متر انتخاب شده است.

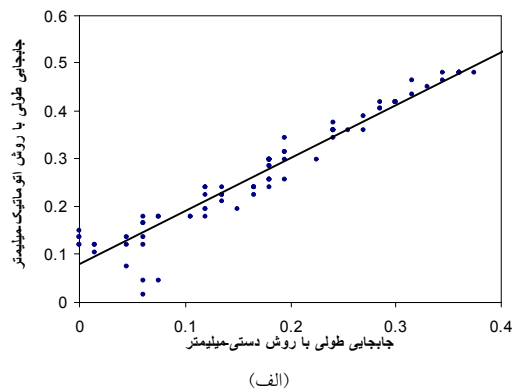
پس از اندازه‌گیری تغییرات فاصله دو بلوک در فریم‌های متوالی؛ حداکثر فاصله طولی دو بلوک مربوط به فاز سیستول، حداقل فاصله طولی دو بلوک در فاز دیاستول و

الگوریتم تطبیق بلوک، حرکت طولی دیواره شریان کاروتید با فراصوت

میانگین اختلاف ها ($0/10 \pm 0/03$) میلی متر مبین توافق معنی‌دار میان دو روش اتوماتیک و روش دستی است.



مؤید $1/96$ برابر انحراف معیار و یا در واقع 95 درصد توافق است. آنالیز با محدوده توافق $0/03$ تا $0/17$ میلی متر و



شکل ۶-الف) همبستگی میان جایابی طولی لحظه ای شریان کاروتید مشترک اندازه گیری شده به روش اتوماتیک با اندازه گیری به روش دستی؛ ب) گراف بلانت-آلمن با 95 درصد توافق، خط میانی متوسط اختلاف میان دو روش را نشان می دهد و خطوط خارجی $1/96$ برابر انحراف معیار یعنی 95 درصد توافق را نشان می دهد.

طی دوره قلبی دارند که با تخمین حرکت دیواره شریان ها امکان تعیین کمیت های الاستیسیته و انقباض پذیری آن، فراهم خواهد شد [۱۱]. همزمان با حرکت شعاعی دیواره های قدامی و خلفی، شریان در جهت طولی نیز حرکت می کند. در واقع حرکت طولی دیواره ناشی از موج فشار خون، جریان خون و اتصال به بافت های اطراف است [۲۰]. اخیراً مطالعاتی در راستای اندازه گیری این حرکت طولی انجام شده است [۹-۱۲ و ۲۰]. کسب شناخت بیشتر درباره ی نحوه ی حرکت طولی دیواره ی شریان نه تنها اطلاعاتی از ویژگی های مکانیکی شریان می دهد بلکه می تواند اطلاعاتی از نیروهای مکانیکی شامل نوع و الگوی اعمال آن ها بر دیواره ی شریان را فراهم کند. این اطلاعات جایگاه ویژه ای در مطالعه و ارزیابی استرس برشی و عملکرد اندوتلیوم و نیز مطالعه ی بیماری های عروق از جمله آترواسکلروز دارد [۲۱]. به ویژه این که کندی و حرکت پلاک می تواند عامل بروز مشکلات مغزی عروقی شود. حرکت شعاعی دیواره شریان کاروتید را می توان از تصاویر اولتراسونیک B-mode به طور کمی استخراج نمود. اخیراً حرکت طولی دیواره شریان نیز در تصاویر B-mode حاصل از تجهیزات فراصوتی تشخیصی جدید، قابل

۴- بحث

تغییر در ویژگی های مکانیکی شریان ها می تواند پیامدهای همودینامیکی مهمی را در پی داشته باشد. به همین دلیل به عنوان یک فاکتور تشخیصی مهم در پیشگیری از مرگ و میر ناشی از بیماری های قلبی- عروقی در نظر گرفته می شوند [۱]. اختلال در عملکرد دیواره عروق معمولاً در مراحل اولیه بیماری های عروقی رخ می دهد به طوری که ممکن است پیش از مشاهده تغییرات عمده در ضخامت لایه ایتما-مدیا و قطر شریان، این تغییرات بیومکانیکی در دیواره عروق قابل مشاهده باشد [۱۸ و ۱۹]. با توجه به ارتباط میان تغییرات ساختمانی دیواره شریان ها با بروز بیماری ها خصوصاً بیماری دیابت؛ افزایش فشار خون و نیز فرآیند شکل گیری اسکلروز، مطالعه خواص دینامیکی این شریان عمومیت بیشتری یافته است. به همین دلیل امروزه اولتراسونوگرافی شریان ها به ویژه شریان کاروتید به طور گسترده ای برای تشخیص تصلب شراین، به کار می رود. به طوری که به کمک این روش تصویربرداری؛ امکان تعیین میزان گرفتگی شریان همراه با ریخت شناسی بافت فراهم می گردد. شریان ها، انقباض و انبساطی را (در جهت شعاعی) به علت تغییر فشار خون در

یک بلوک هدف درون یک پنجره ی جستجو در فریم های متوالی، ردیابی می شود [۲۳].

به منظور بهبود امکان اندازه گیری حرکت یک ناحیه ی کوچک از دیواره ی شریان با رزلوشن فضایی بالا، پرسون و همکاران در سال ۲۰۰۲ یک روش ردیابی اکو در تصاویر فراصوتی را پیشنهاد کردند که یک اکوی از پیش تعیین شده از ناهمگنی های موجود در دیواره ی شریان را به جای یک ناحیه ی اسپیکل کوچک، با استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک ردیابی کردند [۹]. استوتیز و همکاران، در یک بررسی مقایسه ای الگوریتم های بررسی حرکت دیواره ی شریان شامل فلوی نوری^۳ و تطبیق بلوک را روی ۱۰ نمونه ی سالم مورد ارزیابی قرار دادند و منحنی های شکل موج حاصل از جابجایی های طولی و شعاعی و نیز منحنی های سرعت طولی و شعاعی را استخراج نمودند. بر اساس یافته های آنان، در هر دو روش، در منحنی های شکل موج، پیک هایی ظاهر می شد که متناظر با سیکل های قلبی بود و در زمان های نسبتاً یکسانی رخ می داد. اهمیت این یافته از این جهت است که زمان وقوع رویدادهای قلبی در هر دو تکنیک بر هم منطبق اند [۲۶]. گلماتی و همکاران نشان دادند که حرکت دو بعدی دیواره شریان سالم و بیمار و نیز بافت اطراف آن را می توان با همبستگی متقابل^۴ تخمین زد [۱۲]. سینتیو 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 مجموعه ی اینتیمای-مدیای دیواره شریان را استخراج نمودند [۲۰].

مطالعه حاضر نشان می دهد که در روش های تصویربرداری فراصوتی با رزلوشن زمانی و فضایی بالا، امکان ردیابی حرکت طولی دیواره شریان وجود دارد. چنانچه با ردیابی حرکت لحظه ای دیواره های شریان می توان رفتار بیومکانیکی شریان را به صورت بهنگام و دینامیک بررسی کرد. در این مطالعه اندازه گیری لحظه ای

مشاهده است. اما ردیابی حرکت دیواره شریان کاروتید به طور بهنگام بسیار بحث برانگیز است. زیرا این تصاویر به سرعت گرفته می شوند (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 [۱۱].

به همین دلیل تکنیک های تخمین حرکت دیواره شریان با استفاده از تصاویر اولتراسونوگرافی، به طور گسترده ای به کار گرفته شده اند [۲۲ و ۲۳]. در برخی از مطالعات، روش تصویربرداری داپلر بافتی (TDI)^۱ برای استخراج حرکت دیواره ی شریان کاروتید در افراد فاقد سابقه ی بیماری های قلبی عروقی [۲۴] و مبتلا به گرفتگی [۲۵] مورد استفاده قرار گرفته است. محدودیت وارد بر نتایج حاصل از به کار گیری روش داپلر در اندازه گیری حرکت بافت شریان، وابستگی زاویه ای و حجم نمونه ی نسبتاً بزرگ است. زیرا حجم نمونه ی نسبتاً بزرگ، جداسازی حرکت بخش های مختلف دیواره ی رگ را از یکدیگر و نیز از جریان خون، دشوار می سازد. به علاوه تخمین حرکت طولی به زاویه وابسته است. زیرا خطای کوچکی در تعیین زاویه، خطای بزرگی را در تعیین سرعت، آن هم در صورتی که زاویه ی میان جهت طولی شریان و باریکه ی اولتراسوند از ۶۰ درجه تجاوز کند، به وجود می آورد. از این رو روشی که امکان تعیین سرعت حرکت جریان خون و نیز حرکت بافت را فراهم می کند، روش های متکی بر آشکارسازی حرکت بر اساس ردیابی اسپیکل است که حرکت را با آنالیز حرکت اسپیکل در تصاویر متوالی B-mode تعیین می کند [۵]. در میان این تکنیک ها، تکنیک های تخمین حرکت مبتنی بر زمان، از روش های کمی برای ردیابی حرکت الگوهای اسپیکل در تصاویر B-mode استفاده می کند که در بین آن ها نیز، روش های تطبیق بلوک دو بعدی مبتنی بر زمان، کاربرد گسترده تری دارند که این امر ناشی از سادگی و نويز کم آن ها است. در این روش ها، الگوهای اسپیکل^۲ با تطبیق

³Optical flow

⁴ Cross correlation

¹ Tissue Doppler imaging

²Spickle pattern

تصاویر فراصوتی را فراهم می کنند. در این مطالعه تنها الگوریتم تطبیق بلوک برای استخراج حرکت طولی مورد استفاده قرار گرفت. این الگوریتم دارای محدودیت در تعیین ابعاد بلوک می باشد و امکان تخمین حرکت بلوک هایی با ابعاد بسیار کوچک (از مرتبه ی بزرگی لایه های دیواره ی شریان) در آن وجود ندارد. به همین دلیل می بایست سایر الگوریتم های تخمین حرکت نیز مورد ارزیابی و مقایسه قرار گیرند.

۵- نتیجه گیری

روش آنالیز حرکت اتوماتیک مبتنی بر الگوریتم تطبیق بلوک برای استخراج جابجایی لحظه ای دیواره شریان کاروتید مشترک در راستای طولی، پیشنهاد می شود. این روش امکان استخراج حداکثر جابجایی طولی دیواره در فاز سیستول، حداقل جابجایی طولی در انتهای دیاستول و متوسط جابجایی طولی را در طی سیکل قلبی، فراهم نموده است. بدیهی است با استخراج رفتار شریان در راستای طولی؛ امکان ارزیابی رفتار بیومکانیکی و همودینامیکی شریان فراهم خواهد شد.

۶- تشکر و قدردانی

مولفین از همکاری ارزنده جناب آقای دکتر چگینی دستیار رادیولوژی مرکز تصویر برداری بیمارستان امام خمینی و آقای دکتر هادی گرایلو استادیار گروه مهندسی برق- الکترونیک دانشگاه شاهرود کمال تشکر را دارند. اعتبار این تحقیق از معاونت پژوهشی دانشگاه تربیت مدرس تامین شده است.

جابجایی طولی شریان کاروتید مشترک در فریم های متوالی با بازه زمانی ۳۳ میلی ثانیه و با سرعت زیاد توسط الگوریتم تطبیق بلوک امکان پذیر شده است. به علاوه؛ توسط این روش اندازه گیری اتوماتیک؛ امکان استخراج حداکثر، حداقل و متوسط جابجایی شریان در راستای طولی در طی سیکل قلبی فراهم گردید. با استفاده از این الگوریتم؛ ارزیابی جابجایی لحظه ای دیواره قدامی و خلفی شریان در راستای طولی با استفاده از روش اتوماتیک، وابستگی کمتری به تجربه کاربر داشته و همچنین از قرائت های متفاوت متخصصین می کاهد و از تکرار پذیری بالایی برخوردار است. حداکثر ضریب پراکندگی ۸، ۸ و ۷ درصد در اندازه گیری فاصله دو بلوک با روش اتوماتیک برای حداکثر فاصله طولی در فاز سیستول، حداقل فاصله طولی در فاز دیاستول و متوسط فاصله طولی شریان کاروتید در سه سیکل قلبی است (فاصله دو بلوک در اولین فریم ۱۰ میلی متر اختیار شده است). ویژگی این مطالعه همبستگی معنی دار میان روش اندازه گیری دستی و اندازه گیری اتوماتیک حاکی از اعتبار این الگوریتم در برآورد تغییرات لحظه ای دیواره است. آنالیز بلاند-آلتمن نیز با اختلاف میانگین 0.03 ± 0.10 میلی متر؛ توافق دو روش اتوماتیک و دستی را تأیید کرد.

در برخی از مطالعات، اعتبارسنجی الگوریتم های آنالیز حرکت بر اساس فانتوم های ویژه ای انجام شده است که ویژگی های آکوستیکی بافت های بیولوژیکی را شبیه سازی می کنند [۵]. بدیهی است که به کارگیری فانتوم های مقلد بافت، برای اعتبارسنجی نتایج تجربی مفید خواهد بود لکن این امر مستلزم تجهیزات ویژه ای است که به سادگی در دسترس نخواهد بود. از این رو، برنامه های نرم افزاری متنوعی ایجاد شده اند که امکان ارزیابی و شبیه سازی

منابع

1. Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. J Elast. 2000;61(1-3):1-48.

2. Chambless LE, Heiss G, Folsom AR, Rosamond W, Szklo M, Sharrett AR, et al. Association of coronary heart disease incidence with carotid arterial wall thickness and major risk factors: The Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) Study, 1987-1993. *Am J Epidemiol.* 1997;146(6):483-94.
3. Zanchetti A, Bond MG, Hennig M, Neiss A, Mancia G, Dal Palù C, et al. Risk factors associated with alterations in carotid intima-media thickness in hypertension: Baseline data from the European Lacidipine study on atherosclerosis. *J Hypertens.* 1998;16(7):949-61.
4. 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(5):S37-41.
5. 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 Ferroelectr Freq Control.* 2005;52(8):1300-11.
6. Rafati M, Mokhtari-Dizaji M, Saberi H, Grailu H. Automatic measurement of carotid artery walls instantaneous changes with sequential ultrasound images. *Iran J Physiol Pharmacol.* 2009;13:308-18.
7. 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.
8. Sunagawa K, Kanai H, Tanaka M. Simultaneous measurement of blood flow and arterial wall vibrations in radial and axial directions. *IEEE Ultrason Symp.* 2000;2:1541-4.
9. Persson M, Ahlgren AR, Eriksson A, Jansson T, Persson HW, Lindström K. Non-invasive measurement of arterial longitudinal movement. *IEEE Ultrason Symp.* 2002;2:1783-6.
10. 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(1):H394-402.
11. Golemati S, Stoitsis J, Nikita KS. On the use of block matching for the estimation of arterial wall motion. *Proceeding of the 8th IEEE International Conference on BioInformatics and BioEngineering, BIBE 2008.* 2008 Oct 8-10; Athens. *IEEE Proc. BIBE 2008.* P. 1-5.
12. Golemati S, Stoitsis J, Nikita KS. Motion analysis of the carotid artery wall and plaque using B-mode ultrasound. *Vasc Dis Prev.* 2007;4(4): 296-302.
13. Chen Z. Efficient block matching algorithm for motion estimation. *Int J Signal Process.* 2009; 5:133-7.
14. 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(3):387-99.
15. Garipey J, Massonneau M, Levenson J, Heudes D, Simon A. Evidence for in vivo carotid and femoral wall thickness in human hypertension. *Hypertension.* 1993 Jul;22(1):111-8.
16. Jegelevicius D, Lukosevicius A. Ultrasonic measurement of human carotid artery wall intima-media thickness. *Ultragarsas* 2002; 2:43-47.
17. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods clinical measurement. *Lancet.* 1986;1(8476):307-10.
18. Brands PJ, Willigers JM, Ledoux LA, Reneman RS, Hoeks AP. A noninvasive method to estimate pulse wave velocity in arteries locally by means of ultrasound. *Ultrasound Med Biol.* 1998; 24(9):1325-35.
19. Farrar DJ, Green HD, Bond MG, Wagner WD, Gobbeé RA. Aortic pulse wave velocity, elasticity and composition in a nonhuman primate model of atherosclerosis. *Circ Res.* 1978;43(1):52-62.
20. Numata T, Hasegawa H, Kanai H. Basic study on detection of outer boundary of arterial wall using its longitudinal motion. *Jpn J Appl Phys.* 2007;46(7B):4900-7.
21. Masson I, Boutouyrie P, Laurent S, Humphrey JD, Zidi M. Characterization of arterial wall mechanical behavior and stresses from human clinical data. *J Biomech.* 2008;41(12):2618-27.

22. Hein IA, O'Brien WR. Current time-domain methods for assessing tissue motion by analysis from reflected ultrasound echoes-a review. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 1993;40(2):84-102.
23. Yeung F, Levinson SF, Parker KJ. Multilevel and motion model-based ultrasonic speckle tracking algorithms. *Ultrasound Med Biol*. 1998;24(3):427-41.
24. Schmidt-Trucksäss A, Grathwohl D, Schmid A, Boragk R, Upmeier C, Keul J. Assessment of carotid wall motion and stiffness with tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol*. 1998;24(5):639-46.
25. 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.
26. 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;5:4469-72.