

دانشور

پزشکی

برآورد سرعت موج پالس با استفاده از پارامترهای شریانی استخراج شده از تصاویر فراصوتی کاروتید

نویسندگان: دکتر منیژه مختاری دیزجی*^۱، دکتر مهدی معرفت^۲ و سعید رهگذر^۳

۱. دانشیار گروه مهندسی مکانیک دانشکده فنی مهندسی دانشگاه تربیت مدرس

۲. دانشیار گروه فیزیک پزشکی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس

۳. دانش آموخته کارشناس ارشد مهندسی مکانیک دانشکده فنی مهندسی دانشگاه کاشان

Email: mokhtarm@modares.ac.ir

* نویسنده مسئول:

چکیده

مقدمه و هدف: تاکنون شاخص‌های متعددی برای تخمین سفتی شریان‌ها بر اساس تغییر فشار بازویی معرفی شده است، لکن به دلیل خطای حاصل از جایگزینی تغییر فشار شریان بازویی به جای شریان مورد بررسی مانند کاروتید، لزوم ارایه پارامترهای سفتی بر اساس مدل‌های مکانیکی و بدون تأکید به فشار شریان بازویی حایز اهمیت خواهد بود. در این پژوهش روشی غیرتهاجمی برای سرعت موج نبض به عنوان یکی از شاخص‌های سفتی شریان ارایه شده است.

مواد و روش‌ها: در ابتدا مدل دینامیکی مناسبی برای جریان پالسی خون درون شریان بر اساس معادلات ناویر-استوکس در سیالات بیان شده است. سپس با توجه به معادلات الاستیسیته، روابط حاکم بر دیواره شریان بیان و با معادلات حاکم بر سیال جفت شده‌اند. دستگاه معادلات حاصل، با استفاده از مطالعات بالینی انجام شده بر اساس تصاویر فراصوتی داپلر بر روی فردی با شریان کاروتید سالم تکمیل شده است. بدین منظور تصاویر فراصوتی پس از ثبت و ذخیره در کامپیوتر به صورت offline بازخوانی و سرعت جریان خون در خط مرکزی شریان، ضخامت دیواره شریان، فاصله زمانی یک سیکل قلبی و شعاع شریان در زمان‌های مختلف تعیین شد.

نتایج: نتایج حاصل از حل تحلیلی معادلات تکمیل‌شده، نشان داد که در فرد سالم مورد آزمایش سرعت موج نبض 2 m/s است.

نتیجه‌گیری: بر اساس این روش امکان ارزیابی غیرتهاجمی و کلینیکی سفتی شریان‌ها به وسیله اندازه‌گیری‌های فراصوتی شریان کاروتید مشترک، بدون نیاز به اندازه‌گیری فشار خون به صورت موضعی امکان‌پذیر خواهد بود.

واژه‌های کلیدی: سفتی شریان، سرعت موج نبض، مدل دینامیکی، شریان کاروتید، فراصوت

دوماهنامه علمی -

پژوهشی

دانشگاه شاهد

سال شانزدهم - شماره ۸۰

اردیبهشت ۱۳۸۸

وصول: ۸۶/۳/۶

آخرین اصلاحات: ۸۷/۱۰/۲۸

پذیرش: ۸۷/۱۱/۲۶

مقدمه

است [۱-۳]. بر خلاف شاخص‌هایی همچون فشار نبض و فشار خون سیستولیک که نشانه‌های دیر هنگام آتروسکلروز می‌باشند، بررسی سفتی شریان‌ها می‌تواند

امروزه تحقیقات بسیاری برای بررسی رابطه بین سفتی شریان‌ها و بیماری‌های قلبی-عروقی در حال انجام

(Hill and Bramwell) رابطه سرعت موج فشار و اتساع پذیری (D) را به فرم زیر نشان دادند [۲]:

$$PWV = \sqrt{\frac{\Delta PV}{\Delta V \cdot \rho}} = \sqrt{\frac{1}{\rho D}} \quad (۳)$$

که در این رابطه ΔP تغییر فشار خون و V حجم نسی است. تعیین اتساع پذیری مستلزم اندازه گیری فشار است که یکی از معضلات اساسی در برآورد اندیکس های سفتی شریان است، زیرا اندازه گیری مستقیم و غیرتهاجمی فشار شریان های مرکزی ممکن نیست و فشار شریان بازویی نیز نمی تواند برآورد مناسبی از فشار شریان های مرکزی باشد [۲]. تاکنون استفاده از مدل های دینامیکی حاکم بر جریان خون درون شریان ها و معادلات الاستیسیته حاکم بر دیواره شریان ها برای تعیین کلینیکی سرعت موج نبض شریان کاروتید کم تر مورد توجه قرار گرفته است و تحقیقات بر اساس روابط ساده شده (۲) و (۳) انجام شده است.

در این پژوهش سرعت موج نبض شریان کاروتید مستقل از اندازه گیری فشار و به عنوان شاخصی برای سفتی شریان به صورت غیرتهاجمی تخمین زده می شود. ابتدا مدل جریان پالسی درون لوله های الاستیک معرفی شده است، سپس با استفاده از پارامترهای شریان کاروتید مشترک راست شامل سرعت جریان خون در خط مرکزی شریان، تغییرات قطر شریان، دوره تناوب سیکل قلبی و ضخامت شریان که با استفاده از روش تصویربرداری داپلر اولتراسونوگرافی استخراج شده است، دستگاه معادلات برای تعیین سرعت موج نبض استخراج شده است. این معادلات به روش تحلیلی حل و سرعت موج نبض شریان کاروتید مشترک راست برآورد شد.

مواد و روش ها

ابعاد اجزای خون در مقایسه با ابعاد شریان های بزرگ ناچیز است لذا خون سیال نیوتنی خواهد بود [۱۰]. با توجه به محدوده سرعت سیال خون و نیز عدد رینولدز در شریان های بزرگ (که کم تر از ۲۳۰۰)، جریان خون

اطلاعات زود هنگام در رابطه با خطر ابتلا به این بیماری ارایه دهد [۵و۴]. یکی از شاخص های مطرح برای برآورد سفتی شریان ها، سرعت موج نبض (PWV: Pulse Wave Velocity) است. سرعت موج نبض (PWV) در واقع سرعت موج فشار از شریان آئورت به درخت عروقی است و با اندازه گیری زمانی (Δt) که شکل موج شریانی فاصله معلوم بین دو نقطه (x) را طی می کند، تعیین می شود (رابطه ۱):

$$PWV = \frac{x}{\Delta t} \quad (۱)$$

تاکنون روش ها و دستگاه های متعددی بر اساس روش های ماکزیمم شیب و یا روش دامنه به دامنه (foot-to-foot) برای تعیین سرعت موج نبض بر اساس رابطه فوق پیشنهاد شده است [۶-۸]. مشکل اساسی این روش ها عدم امکان اندازه گیری سرعت موج نبض به طور موضعی است. در این روش ها با انتخاب دو نقطه از شریان، سرعت عبور موج از تقسیم فاصله بین این دو نقطه و زمانی که موج این فاصله را طی می نماید، تعیین می شود. البته امواج انعکاسی و اختلالات ناشی از جریان خون، دقت روش را تحت تأثیر قرار می دهد [۹]. روابط دیگری نیز برای تعیین سرعت موج نبض با استفاده از پارامترهای مختلف شریان معرفی شده که لزوماً بر هم منطبق نمی باشند. معروف ترین این روابط، رابطه مونس کورت وگ (Moens Korteweg) است که رابطه میان سرعت موج نبض و مدول یانگ (E)، ضخامت شریان (h)، شعاع شریان (r) و دانسیته خون (ρ) را بیان می کند [۲]:

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh}{2r\rho}} \quad (۲)$$

اگرچه با استفاده از تکنیک اولتراسونیک و بر اساس رابطه (۲) و با فرض مشخص بودن مدول یانگ، می توان سرعت موج نبض را تعیین کرد ولی این رابطه با فرض غیرویسکوز بودن سیال استخراج شده است. با توجه به این که مدول یانگ در گروه های سنی مختلف و نیز بروز بیماری، تغییر می کند، رابطه (۲) نمی تواند برآورد درستی از سرعت موج نبض را ارائه دهد. برامول و هیل

تغییر متغیرهای (۱۰-۱۲) و نیز اعمال شرایط مرزی، معادلات (۴-۶) به صورت معادلات (۱۳-۱۵) حل شده‌اند [۱۰]:

$$\Omega = \sqrt{\frac{\rho\omega}{\mu}} a \quad (10)$$

$$\Lambda = \left(\frac{i-1}{\sqrt{2}}\right) \Omega \quad (11)$$

$$\zeta = \Lambda \frac{r}{a} \quad (12)$$

$$U(r) = A J_0(\zeta) + B \left(\frac{1}{\rho.PWV}\right) \quad (13)$$

$$V(r) = A \frac{i\omega.a}{PWV.\Lambda} J_1(\zeta) + B \left(\frac{i\omega.r}{2\rho.PWV^2}\right) \quad (14)$$

$$P(r) = B \quad (\text{constant}) \quad (15)$$

که J_i تابع بسل رتبه i ام و A ، B ثابت‌های حل معادله‌اند. با توجه به این که دیواره‌های شریان الاستیک است، سرعت‌ها در دیواره صفر نیست، لذا برای لوله، شعاع ختشی و ثابت در نظر گرفته می‌شود. می‌توان شرایط مرزی تقریبی شامل محدود بودن سرعت‌ها در خط مرکزی شریان و صفر بودن سرعت‌ها بر روی دیواره شریان را اعمال کرد [۱۰]. ثابت‌های A و B در معادلات (۱۳-۱۵) با جفت کردن معادلات جریان و دیواره در شعاع ختشی ($r=a$) و مطالعات بالینی به دست خواهند آمد.

برای حصول معادلات حاکم بر دیواره شریان، ابتدا نیروهای عملگر بر المانی از دیواره در نظر گرفته و از تئوری الاستیسیته استفاده می‌شود [۱۰]. چهار تنش مکانیکی (نیرو بر واحد سطح) شامل نیروی حاصل از کشش محوری (S_{xx})، نیروی شعاعی حاصل از تنش شعاعی (S_{rr}) (کشش زاویه‌ای روی دیواره شریان و به سمت مرکز شریان)، فشار سیال داخل شریان (P_w) (نیرو در راستای مثبت شعاع) و تنش برشی (τ_w) (بر اثر حرکت سیال داخل شریان، بر روی دیواره و در راستای حرکت جریان به وجود می‌آید) است.

آرام در نظر گرفته می‌شود [۱۱]. در مطالعه حاضر شریان مستقیم، با سطح مقطع دایره‌ای و بدون اعمال نیروهای خارجی (که باعث چرخش جریان می‌شوند)، در نظر گرفته شده است. جریان سیال حول محور طولی شریان متقارن بوده و بنابر این سرعت‌های زاویه‌ای و همه مشتق‌های آن نادیده گرفته شده است. به دلیل تغییرات اندک فشار خون، سیال خون تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته می‌شود [۱۲]. با توجه به این شرایط، معادلات دو بعدی ناویر-استوکس و معادله پیوستگی در مختصات استوانه‌ای، به صورت زیر بیان می‌گردد [۱۰]:

(۴)

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial r} \right) + \frac{\partial P}{\partial x} = \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right)$$

(۵)

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial r} \right) + \frac{\partial P}{\partial r} = \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial r} - \frac{v}{r^2} \right)$$

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{v}{r} = 0 \quad (6)$$

در معادلات بالا، سرعت خون در دو راستای شعاعی (v) و محوری (u) سیال، تابعی از مختصات شعاعی (r)، محوری (x) و زمان (t) است. P دامنه فشار خون و μ ویسکوزیته دینامیکی تعریف می‌شود. توابع فشار $(P(x,r,t))$ و جریان ($u(x,r,t)$ و $v(x,r,t)$) در زمان (t) و مکان (x,r) با فرکانس جریان ω نوسانی است. برای حل ساده، معادلات به صورت توابع نمایی مختلط معرفی شده است [۱۰]:

$$P(x,r,t) = P(r) e^{i\omega(t-x/PWV)} \quad (7)$$

$$u(x,r,t) = U(r) e^{i\omega\left(t-\frac{x}{PWV}\right)} \quad (8)$$

$$v(x,r,t) = V(r) e^{i\omega\left(t-\frac{x}{PWV}\right)} \quad (9)$$

با توجه به این که طول مکانی انتشار موج (L) خیلی بزرگ‌تر از شعاع شریان (a) است و معادلات (۷-۹) و

(۲۳)

$$-\omega^2 C = \frac{E}{(1-\sigma^2)\rho_w} \left[-\frac{\omega^2}{PWV^2} C + \frac{\sigma}{a} \left(\frac{-i\omega}{PWV} \right) D \right] + \left[\frac{\mu \Lambda J_1(\Lambda)}{\rho_w h a} \right] A$$

$$0 = \frac{B}{\rho_w h} - \frac{E}{(1-\sigma^2)\rho_w a} \left[\frac{D}{a} + \sigma \left(\frac{-i\omega}{PWV} \right) C \right] \quad (24)$$

$$i\omega C = J_0(\Lambda) A + \frac{B}{\rho_w PWV} \quad (25)$$

$$i\omega D = \frac{i\omega a J_1(\Lambda)}{PWV \Lambda} A + \frac{i\omega a}{2\rho_w PWV^2} B \quad (26)$$

که ρ_w دانسیته دیواره شریان است. اگر معادلات (۲۳-۲۶)، به فرم خطی چهار معادله و چهار مجهول نوشته شود، شرط وجود جواب غیر صفر برای این دستگاه معادلات، صفر بودن دترمینان ضرایب آن است. پس از انجام عملیات جبری داریم:

(۲۷)

$$[(g-1)(\sigma^2-1)]z^2 + \left[\frac{\rho_w h}{\rho a} (g-1) + (2\sigma - \frac{1}{2})g - 2 \right]z + \frac{2\rho_w h}{\rho a} + g = 0$$

که در رابطه (۲۷)، z و g عبارت هستند از:

$$z = \frac{Eh}{(1-\sigma^2)\rho a PWV^2} \quad (28)$$

$$g = \frac{2J_1(\Lambda)}{\Lambda J_0(\Lambda)} \quad (29)$$

بنابراین معادلات (۲۳-۲۹) فرم نهایی معادلات حاکم بر دیواره شریان در جریان ضربانی خون را بیان می‌کنند که پس از حل تحلیلی آن، سرعت موج نبض به‌طور موضعی استخراج می‌شود.

برای تکمیل معادلات با استفاده از مطالعات آزمایشگاهی و بالینی، شریان کاروتید مشترک راست مرد داوطلب ۳۲ ساله، در دو سانتی‌متر پایین‌تر از محل دو شاخه شدن شریان کاروتید مشترک به کاروتید داخلی و خارجی در هر دو مقطع طولی و عرضی توسط سیستم داپلر فراصوتی (GE logic 500MD, Linear array, 7.5MHz, USA مرکز تصویربرداری بیمارستان امام

برآیند نیروهای وارد بر المان در راستای محورهای مختصات، حاصل ضرب جرم المان در شتاب المان در همان جهت است. این امر منتهی به سه معادله حرکت در هر راستا می‌شود. در راستای زاویه‌ای به دلیل تقارن محوری جریان و همچنین عدم وجود نیروهای خارجی، شتاب صفر است. از طرف دیگر رابطه تنش‌ها (S) و کرنش‌ها (e) از روابط (۱۶-۱۸) تبعیت می‌کند [۱۰]:

$$e_{xx} = \frac{1}{E} [S_{xx} - \sigma(S_{rr} + S_{\theta\theta})] \quad (16)$$

$$e_{rr} = \frac{1}{E} [S_{rr} - \sigma(S_{\theta\theta} + S_{xx})] \quad (17)$$

$$e_{\theta\theta} = \frac{1}{E} [S_{\theta\theta} - \sigma(S_{rr} + S_{xx})] \quad (18)$$

که σ نسبت پواسون است. پس از اعمال روابط (۱۶-۱۸) در معادلات حرکت، معادلات نهایی دیواره شریان استخراج خواهد شد.

برای استخراج ثابت‌های A و B در معادلات (۱۳-۱۵)، معادلات حاکم بر سیال و دیواره در شعاع خنثای شریان با هم تلفیق می‌شوند. بنابراین [۱۰]:

$$\frac{\partial \xi}{\partial t} = u(x, a, t) \quad (19)$$

$$\frac{\partial \eta}{\partial t} = v(x, a, t) \quad (20)$$

فرض هم فرکانس بودن جابجایی شعاعی (η) و جابجایی محوری شریان (ξ) با جریان، منطقی خواهد بود [۱۰]. که:

$$\xi(x, t) = C e^{i\omega \left(t - \frac{x}{PWV} \right)} \quad (21)$$

$$\eta(x, t) = D e^{i\omega \left(t - \frac{x}{PWV} \right)} \quad (22)$$

که در این روابط C و D دو ثابت مجهول جدید هستند. باید توجه داشت که حرکت دیواره لزوماً هم فاز با حرکت سیال نیست. با تلفیق معادلات (۱۹-۲۲) و (۷-۹) و انجام ساده‌سازی، چهار معادله (۲۳-۲۶) به دست می‌آید [۱۰]:

اندازه‌گیری‌های قطر شریان در هر لحظه، میزان تغییرات قطر شریان نیز استخراج شد. با توجه به معادله (۲۲)، ثابت D به عنوان حداکثر دامنه تغییر شعاع شریان، قابل اندازه‌گیری است.

خطای تکرارپذیری (ضریب پراکندگی) پارامترهای اولتراسونیک استخراج شده برای کلیه پارامترها کم‌تر از ۱۰ درصد برآورد شد.

نتایج

بر اساس مطالعات بالینی، میانگین فاصله زمانی بین سیستول تا سیستول بعدی (دوره تناوب یک سیکل قلب) برای داوطلب مورد آزمایش ۰/۶۶ ثانیه اندازه‌گیری شد، در بازخوانی فیلم‌ها، این زمان معادل ۱۷ فریم و زمان هر فریم ۰/۳۸۸ ثانیه است. با عکس‌برداری فریم-فریم از شریان و توسط نرم‌افزار Photoshop، در هر ۴۰ میلی‌ثانیه اندازه قطر شریان اندازه‌گیری شد. با پردازش تصاویر فراصوتی، ضخامت میانگین دیواره شریان (h) و دوره تناوب سیکل قلبی (T)، برآورد شد.

از آن جایی که تغییرات قطر شریان در این مدل، پرریودیک در نظر گرفته شد (رابطه ۲۲)، بنابراین شعاع ختای شریان، میانگین شعاع شریان در یک سیکل قلبی در نظر گرفته شد. برای داوطلب مورد آزمایش، شعاع ختای و حداکثر تغییرات شعاع شریان حاصل شد. همچنین از تصاویر داپلر داوطلب و بررسی شیفیت داپلر، سرعت جریان خون در خط مرکزی شریان، در قله سیستول و پایان دیاستول برآورد گردید (جدول ۱).

چهار معادله (۲۳-۲۶)، تشکیل دستگاه معادلات همگن و خطی می‌دهند که ماتریس ضرایب آن 4×4 با رتبه ۳ است. با حل این دستگاه، سه ثابت از چهار ثابت A و B و C و D به دست خواهد آمد. علاوه بر این ضریب الاستیسیته (E) و سرعت موج (PWV) نیز در این معادلات مجهول هستند. با اضافه کردن معادلات (۲۷) و (۲۸) دو معادله و یک مجهول جدید (z) اضافه خواهد شد. با استفاده از پارامترهای به دست آمده از مطالعات

خمینی تهران مورد مطالعه قرار گرفت. تصاویر فراصوتی داوطلب به صورت فریم‌های متوالی، در سه سیکل قلبی، در راستای طولی و عرضی (استخراج سطح مقطع شریان) توسط برد واسط (Videoblaster (Video-blaster Snazzi*1, VCD Master HQ, Singapore) به کامپیوتر منتقل گردید تا امکان پردازش و ذخیره‌سازی اطلاعات مربوط به تغییرات قطر (با دقت ± 0.01 میلی‌متر) و سطح مقطع شریان (با دقت ± 0.01 میلی‌متر مربع) فراهم شود. علاوه بر آن تغییرات سرعت جریان خون (با دقت ± 0.1 سانتیمتر بر ثانیه) و نیز فاصله زمانی هر سیکل قلبی (با دقت ± 0.01 ثانیه) توسط آنالیز طیفی شیفیت فرکانس داپلر حاصل شد و به صورت فریم‌های متوالی در کامپیوتر ذخیره گردید. در هنگام تصویربرداری، در لحظه‌های معین قطر شریان، ضخامت شریان، فاصله زمانی از سیستول تا سیستول بعدی (یک سیکل قلبی) و همچنین سرعت خون در خط مرکزی شریان، به وسیله کالیبرهای دستگاه داپلر اولتراسوند اندازه‌گیری شد (به عنوان مقیاس) تا در طول پروسه پردازش، امکان بررسی مجدد تصاویر فراصوتی در فریم‌های متوالی، فراهم شود. فیلم ثبت شده توسط نرم‌افزار Virtual Dub 1.5.9 (Copyright © 1998-2003 by Avery Lee) به صورت فریم-فریم بازیابی و به وسیله نرم‌افزار Capture Express 1.3.0.1 (©1999-2003 Insight Software Solutions) از هر فریم عکس‌برداری به عمل آمد. عکس‌ها توسط نرم‌افزار Photoshop 5.5 (© 1989-1999 Adobe Systems Incorporated) بازیابی و طبق مقیاس‌های به دست آمده، سرعت خون در خط مرکزی شریان، قطر شریان در هر زمان، ضخامت شریان و فاصله زمانی هر سیکل قلبی به طور متوسط اندازه‌گیری شد. با توجه به معادلات (۸-۱۳) و اندازه‌گیری‌های سرعت خون در خط مرکزی شریان، معادله (۳۰) مربوط به سرعت خون در خط مرکزی شریان ($r=0$) استخراج شد:

$$U(0) = A + \frac{B}{\rho.PWV} \quad (30)$$

این معادله با دقت مناسبی بیانگر دامنه ماکزیمم سرعت خون در خط مرکزی شریان است. با

بالینی (جدول ۱) و ثابت‌های مورد استفاده (جدول ۲)، حل شد (جدول ۳).

تعداد هفت معادله با هفت مجهول به صورت تحلیلی

جدول ۱. پارامترهای فیزیکی شریان کاروتید مشترک راست و سرعت جریان خون در قله سیستول.

سرعت سیستول خون در خط مرکزی شریان (cm/s)	حداکثر تغییرات شعاع شریان (mm)	شعاع خنثی شریان (mm)	دوره تناوب سیکل قلبی (ms)	میانگین ضخامت دیواره شریان (mm)
۸۱/۸	۰/۴۷۵	۳/۱۲۵	۶۶۰	۰/۵۵

جدول ۲. ثابت‌های مورد استفاده [۱۴ و ۱۳] در حل تحلیلی معادلات هفت گانه

ضریب پواسون	ویسکوزیته خون (kg/m.s)	دانسیتة جداره‌ی شریان (kg/m ³)	دانسیتة خون (kg/m ³)
۰/۴۵	۰/۰۰۳۴۶۵	۱۰۶۰	۱۰۵۰

جدول ۳. پارامترهای حاصل از حل دستگاه معادلات هفت گانه با هفت مجهول (ثابت‌های حل معادله A، B، C، D، z همراه با پارامترهای سفتی شریان E و PWV) برای مرد داوطلب سالم

PWV(m/s)	E(kPa)	z	D(m)	C(m)	B(m)	A(m/s)
۱/۸۹۶ + ۰/۵۸۸i	۵۱۱۹۲+ ۲۱۱۴۸i	۲/۸۸- ۰/۶۱i	۰/۰۰۰۴۸	۰/۰۰۷- ۰/۰۱۱i	۱۴۷۲+ ۵۱۱i	۰/۰۸- ۰/۰۲i

نتایج به دست آمده از حل معادلات هفت‌گانه در جدول ۳ آمده است. نتایج نشان می‌دهد که سرعت موج نبض برای داوطلب مورد آزمون تقریباً $1/90$ متر بر ثانیه حاصل شد.

بحث و نتیجه‌گیری

پارامتر سرعت موج نبض (PWV) به عنوان شاخص سفتی شریان می‌تواند خطر ابتلا به بیماری‌های قلبی-عروقی را پیش‌بینی کند. افزایش سرعت موج نبض نشان‌دهنده‌ی افزایش سفتی شریان‌ها است. در دهه‌ی ۱۹۳۰ مشخص شد که سرعت موج پالس به واسطه‌ی سن و فشارخون افزایش می‌یابد. اطلاعات به دست آمده از سرعت موج نبض بیش‌تر از آن‌که عمومی باشد، موضعی است.

در برخی مطالعات اندازه‌گیری سرعت موج نبض با استفاده از سیستمی صورت گرفته است که در آن ثبت موج پالس به صورت on-line انجام می‌شود. در این مطالعه از دو ترانس‌دیوسر استفاده شده است که یکی از آن‌ها در موقعیت شریان کاروتید مشترک قرار داده می‌شود و ترانس‌دیوسر دیگر در موقعیت شریان فمورال نصبی می‌شود. سرعت موج پالس از نسبت فاصله مکانی عبور سرعت موج پالس از شریان کاروتید مشترک تا شریان فمورال به زمان عبور موج برآورد می‌شود که مقدار عددی آن ۵-۱۴ متر بر ثانیه برای افراد با محدوده سنی ۵۰ سال و ۱۵-۱۷ متر بر ثانیه برای بیماران قلبی برآورد شد [۱۶ و ۱۵]. همین پروتوکل اجرایی برای فاصله میان شریان بازویی-شریان قوزک پا انجام گرفت و از تقسیم فاصله میان این شریان‌ها بر زمان لحظه‌ای پالس، سرعت موج نبض در گروه بیماران قلبی-عروقی ۱۲ متر بر ثانیه حاصل شد [۱۷ و ۱۸]. مشکلات این روش بیش‌تر مربوط به عدم دسترسی به شریان‌های مرکزی است. بنابر این مجبور به استفاده از نزدیک‌ترین شریان‌های سطحی هستیم. از طرفی تعیین فاصله‌ی دقیق بین دو نقطه‌ی شریانی با اتکا به اطلاعات به دست آمده از اندازه‌گیری صرفاً سطحی دشوار است. در ضمن اگر نقاط ثبت شده خیلی به هم نزدیک باشند، روش اندازه‌گیری سرعت موج نبض از دقت مناسب برخوردار نخواهد بود. این روش محدود به شریان‌های بزرگ است. به هر حال این روش معتبر و تجدیدپذیر است و به صورت گسترده‌ای در افراد بیمار و سالم به کار می‌رود. با توجه به محدودیت بزرگ این روش که در واقع اندازه‌گیری دقیق طول شریان از کاروتید به فمورال و یا شریان بازویی به شریان قوزک پا است، اخیراً از روش جایگزینی به نام تصویربرداری تشدید مغناطیسی هسته (MRI) می‌توان طول دقیق مسیر را ارزیابی کرد و به شریان‌های مرکزی‌تر دسترسی پیدا کرد. البته این روش گران، وقت‌گیر و فعلاً برای شریان‌های بزرگ کاربرد دارد. سرعت موج نبض سرعت موج فشار از آنورت به درخت عروقی است. این شاخص به وسیله زمانی که شکل موج شریانی بین دو نقطه‌ی اندازه‌گیری شده توسط تصویربرداری تشدید مغناطیسی هسته طی می‌کند، تعیین می‌شود.

در علوم مرتبط به پزشکی بیش‌تر تلاش‌ها معطوف به یافتن روش‌های غیرتهاجمی، مقرون به صرفه با امکان کاربری مداوم و پیگیری است. خارج از مقالاتی که شاخص سفتی، کامپلیانس و انبساط‌پذیری را معادل ضریب الاستیسیته تعبیر می‌کنند، در مقالات مختلف بسته به این‌که کدام تعریف یا تعبیر از سرعت موج پالس در شریان‌های محیطی مد نظر باشد، محدوده‌ی اعداد به دست آمده بسیار متفاوت خواهد بود. به طوری که محدوده سرعت موج نبض شریان‌های مرکزی افراد جوان تا شریان‌های محیطی افراد پیر و بیمار بین ۲ تا ۱۵ متر بر ثانیه تغییر می‌کند [۱۹-۲۲].

در مطالعه دیگر مقدار میانگین سرعت موج نبض با افزایش متوسط فشار خون، افزایش می‌یابد [۲۳]، لکن محدوده تغییرات این پارامتر که به صورت تجربی و با اندازه‌گیری دقیق موج پالس با روش پلتسموگراف تعیین شد، این مقدار ۳-۵ متر بر ثانیه گزارش گردید [۱۸] که هم‌خوانی خوبی با نتایج مطالعه حاضر دارد.

در مطالعه غیرتهاجمی حاضر، مقدار عددی سرعت موج نبض صرف‌نظر از درخت عروقی و خطاهای ناشی از اندازه‌گیری طول شریان از ابتدای تولید تحریک مکانیکی تا انتهای شریان و محل ثبت همان تحریک با گذر از شاخه‌های عروقی، حدود ۲ متر بر ثانیه برآورد شد. مقدار عددی سرعت موج نبض برای یک داوطلب مرد سالم کاملاً با نتایج بررسی محققین که از بررسی موج پالس به صورت فاصله میان نقاط سیستم عروقی بر زمان موج پالس که از نقطه‌ای به نقطه دیگر می‌رود کاملاً هم‌خوانی دارد.

ویژگی مطالعه حاضر نسبت به مطالعات تجربی دیگر، برآورد سرعت موج نبض بر اساس مدل‌سازی جریان خون همراه با مدل دیواره شریان، است که تاکنون مورد توجه قرار نگرفته است. در تحقیق حاضر با مدل‌سازی جریان خون درون شریان بر اساس معادلات ناویر-استوکس و همچنین مدل‌سازی دیواره شریان بر اساس معادلات الاستیسیته و تلفیق این دو مدل و تکمیل معادلات به وسیله مطالعات بالینی، روش غیرتهاجمی برای تعیین موضعی سرعت موج نبض شریان ارائه شده است.

در این تحقیق بر خلاف بسیاری از روش‌های تعیین سفتی شریان‌ها [۲]، سرعت موج نبض مستقل از اندازه‌گیری فشار برآورد شده است. با توجه به این‌که روش استاندارد مستقیم و غیرتهاجمی برای اندازه‌گیری فشار شریان‌های مرکزی ارائه نشده است [۲۳] و در کلیه مطالعات مبنی بر برآورد پارامترهای سفتی از فشار شریان بازویی به عنوان برآوردی از فشار شریان مرکزی استفاده شده است [۲]، در این مطالعه پارامتر سرعت موج نبض مستقل از فشار و بر اساس مدل‌سازی جریان خون و دیواره استخراج شده است. به علاوه شریان کاروتید از جمله شریان مرکزی قابل بررسی توسط روش‌های فراصوتی است که با بروز بیماری آترواسکلروز تحت تأثیر قرار می‌گیرد [۲]. در این مطالعه اندازه‌گیری ضخامت شریان، دوره تناوب سیکل قلب، میزان جابجایی دیواره، قطر شریان و سرعت خون در خط مرکزی شریان به وسیله روش‌های تصویر برداری داپلر اولتراسونوگرافی انجام گرفت. از ویژگی‌های این تحقیق آن است که از ضرایب پواسون و کشیدگی طولی شریان صرف‌نظر نشده و ضریب الاستیسیته شریان ثابت در نظر گرفته نشده است. همچنین از روابط ساده شده و فراگیر مونس کرت‌وگ که مربوط به سیال غیرویسکوز است، استفاده نشده و روابط مربوط به سیال ویسکوز مد نظر قرار گرفته است. حسن دیگر این روش آن است که نیاز به دانستن اطلاعات مربوط به سرعت لحظه‌ای جریان خون و دیواره و نیز دانستن معادله سرعت-زمان و قطر-زمان نیست و فقط دامنه ماکزیمم سرعت و تغییرات شعاع اهمیت دارد. بنابراین نیازی به همفاز کردن اندازه‌گیری‌ها که مشکل و وقت‌گیر است، نیست. از مزایای مهم دیگر این روش، سهولت پیاده‌سازی مدل و امکان اجرای کلینیکی آن در کلیه بیمارستان‌های مجهز به دستگاه‌های تصویربرداری داپلر اولتراسونیک است. نگارندگان مقاله قصد دارند بر اساس مدل دینامیکی حاضر، تأثیر سن و بیماری‌های مختلف از جمله آترواسکلروز را بر روی سرعت موج نبض مورد ارزیابی قرار دهند.

منابع

- Hoskins P R, Fish P J, McDicken W N, Moran C. Developments in cardiovascular ultrasound. Part 2: arterial applications. *Med Biol Eng Comput* 1998; 36: 259-269.
- Mackenzie I S, Wilkinson I B, Cockcroft J R. Assessment of arterial stiffness in clinical practice. *Q J Med* 2002; 95: 67-74.
- Zhang X, Greenleaf J F. The effect of surrounding gelatin on ultrasound generated short pulse wave propagation in arteries. *Ultrasonic symposium 2005 IEEE; volume 2: 1376-1379.*
- Cohn J N, Duprez D A, Grandits G A. Arterial elasticity as part of a comprehensive assessment of cardiovascular risk and drug treatment. *Hypertension* 2005; 46: 217-220.
- Izzo J L, Shykoff B E. Arterial stiffness: clinical relevance measurement and treatment. *Rev Cardiovasc Med* 2001; 2: 29-40.
- Mahmud A, Feely J. Antihypertensive drugs and arterial stiffness. *Expert Rev Cardiovas Ther* 2003; 1: 65-78.

7. Millasseau S C, Stewart A D, Patel S J, Redwood S R, Chowienczyk P J. Evaluation of carotid-femoral pulse wave velocity influence of timing algorithm and heart rate. *Hypertension* 2005; 45: 222-226.
8. Mokhtari-Dizaji M, Montazeri M, Saberi H. Differentiation of mild and severe stenosis with motion estimation in ultrasound images. *Ultrasound Med Biol* 2006; 32: 1493-1498.
9. Zhang X, Greenleaf J F. Investigation of "ring resonant frequency" for estimation of arterial elasticity. 3th International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity Lake Windermere, Cumbria, UK, 2004.
10. Zamir M. The physics of pulsatile flow. Springer-Verlag New York· Inc. 2000; Chap. 5: 113-145.
11. Fox R W, McDonald A T. Introduction to fluid mechanics. 4th edition, SI Version. John Wiley & Sons· INC. 1994; Chap. 8: 304-387.
12. Khooshkar A, Maerefat M, Mokhtari-Dizaji M. Suggesting a new model for arterial pressure gradient by measuring the centre line velocity of using ultrasound method. *Modares Medical Sciences J.* 2005; 7: 41-48.
13. Duck FA. Physical properties of tissue: a comprehensive reference book. Academic Press 1990, Chap. 5: 137-167.
14. Fromageau J, Brusseau E, Vray D. Characterization of PVA cryogel for intravascular ultrasound elasticity imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2003; 50: 1318-1324.
15. Villacorta H, Bortolotto L A, Arteaga E, Mady C. Aortic distensibility measured by pulse wave velocity is not modified in patients with chagas disease. *J Neg Res Biomed* 2006; 5: 9-15.
16. Raison J, Rudnichi A, Safar ME. Effects of atorvastatin on aortic pulse wave velocity in patients with hypertension and hypercholesterolaemia: a preliminary study. *J Hum Hypertens* 2002; 16: 705-710.
17. Kasliwal RR, Bansal M, Bhargava K, Gupta H, Tandon S, Agrawal V. carotid intima-media thickness and brachial ankle pulse wave velocity in patients with and without coronary artery disease. *Indian Heart J* 2004; 56: 117-122.
18. Loukogeorgakis S, Dawson R, Phillips N, Martyn KN, Greenwald SE. Validation of a device to measure arterial pulse wave velocity by a photoplethysmographic method. *Physiol meas* 2002; 23: 581-596.
19. Fung Y C. Biodynamics: circulation. Springer-Verlag, New York, 1984; pp. 77-157.
20. Keenan N, Gatehouse P, Mohiaddin R H, Firmin D, Pennell D J. Carotid artery pulse wave velocity measurement by cardiovascular magnetic resonance. Hounsfield Memorial Lecture, Imperial College London. 2006; Ubimon. Doc.ac.uk/isc/index.php? article768.
21. Millasseau S C, Stewart A D, Patel S J, Redwood S R, Chowienczyk P J. Evaluation of carotid-femoral pulse wave velocity influence of timing algorithm and heart rate. *Hypertension* 2005; 45: 222-226.
22. Hast J. Self-mixing interferometry and its application in non-invasive pulse detection. University of Oulu, Finland, 2003; pp. 47-59.
23. Berbich L, Bensalah A, Flaud P, Benkirane R Non-linear analysis of the arterial pulsatile flow: assessment of a model allowing a non-invasive ultrasonic functional exploration. *Med Eng Phys* 2001; 23: 175-183.