

پیشنهاد مدل جدید برای گرادیان فشار شریان با به کاربردن اندازه‌گیریهای سرعت خط مرکزی شریان به روش التراسونیک

اصغر خوشکار شلمانی^۱، دکتر مهدی معرفت^{۲*}، منیژه مختاری دیزجی^۳

- ۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد مکانیک، گروه مکانیک، دانشکده فنی، دانشگاه تربیت مدرس
- ۲- استادیار گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس
- ۳- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

هدف: اندازه‌گیریهای انجام شده به وسیله تکنیکهای التراسونیک، اطلاعات ارزشمندی از سیستم بیومکانیکی بدن را ارائه می‌دهد. با استفاده از این تکنیک، سرعت خط مرکزی شریان اندازه‌گیری می‌شود، به طوری که بتواند مبنای تعیین سایر خصوصیات عروقی از جمله گرادیان فشار و ضریب الاستیسیته عروق شود. در این پژوهش، بر اساس سرعت خط مرکزی شریان مدل جدیدی برای برآورد گرادیان فشار پیشنهاد می‌شود که توجه مطلوب‌تری بر جریان شریانی و جریانهای برگشتی ارائه می‌کند و با واقعیت‌های فیزیکی و فیزیولوژیکی مطابقت بهتری دارد.

مواد و روشها: برای بدست آوردن معادله‌ای با عملکرد مشابه معادلات قبلی لکن دقیق‌تر و ساده‌تر، از معادله ممتوم محوری که در اینجا بر حسب گرادیان فشاراست استفاده شد. برای دستیابی به معادله مناسب در شرایط فرمولاسیون موضعی، می‌بایست تغییرات سرعت خط مرکزی شریان در جهت Z را یک بعدی فرض کرد و از سرعت شعاعی در برابر سرعت محوری صرف‌نظر می‌شود، البته به شرطی که طول رگ به اندازه کافی از شعاع آن بزرگ‌تر باشد. سپس با استفاده از معادله پیوستگی در حالت یک بعدی، عبارت فوق تقریب زده شد.

نتایج: در این مدل پس از ثبت سرعت خط مرکزی شریان که به وسیله روشهای التراسونیک قابل اندازه‌گیری است، مدل پیشنهادی در برآورد تغییر فشار استاتیک آزمایش شد. نتایج حاصل با استفاده از یک برنامه محاسباتی، با شرایط مرزی و مقادیر ثابت کاملاً مشابه و یکسان به‌دست آمد. در این برنامه، پروفیل‌های سرعت شعاعی و محوری نیز محاسبه گردید و با مدل ارائه شده توسط محققین پیشین مقایسه شد.

نتیجه‌گیری: مقایسه بین نتایج بدست آمده از هر دو مدل نشان می‌دهد مدل پیشنهادی توصیف دقیق‌تری از توزیع سرعت و گرادیان فشار را ارائه می‌دهد و با مشاهدات و اندازه‌گیریهای بالینی همخوانی مطلوب‌تری دارد. با توجه به اشکالات مدل قبل، مدل پیشنهادی برای تعیین پارامترهای بیومکانیکی شریان توصیه می‌شود.

واژگان کلیدی: فشار خون، گرادیان فشار، التراسوند، شریان کاروتید، مدل کامپیوتری

۱- مقدمه

به طور کلی دستگاه معادلات حاکم بر شریان خون شریانی، مشتمل بر معادلات و مومنتوم محوری و شعاعی می‌باشد. برای حل دستگاه معادلات یادشده، در هر قسمت از شریان همچون الاستیسیته جدار شریان مورد نیاز است. شعاع و گرادیان فشار شریان به صورت تهاجمی و ثبت لحظه ای و موضعی انجام می‌گیرد که اصطلاحاً «مدل مستقیم» گویند. برای تعیین غیر تهاجمی فشار داخلی شریان، روشهایی پیشنهاد شده که دقت لازم و کافی را ندارد و نمی‌توان از آنها به صورت وسیع استفاده کرد. چنانچه در برخی مطالعات، استفاده از فشار پالس شریان بازویی به عنوان فشار پالس موضعی در شریان اصلی نتایج مطلوبی به دست نمی‌دهد [۳].

برای تعیین دقیق و غیرمستقیم پارامترهای شریانی، در مرجع [۲] مدلی پیشنهاد شده است که امکان تعیین گرادیان فشار در مرکز رگ را براساس معادله ناویر- استوکس ($y = 0$) ارائه می‌دهد

[۲]

(۱)

$$\frac{\partial w}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{1}{R} \left(yw \frac{\partial R}{\partial z} - u + y \frac{\partial R}{\partial t} \right) \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\mu}{\rho R^2} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{1}{y} \frac{\partial w}{\partial y} + R^2 \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) - w \frac{\partial w}{\partial z}$$

در خط مرکزی رگ نیز شرایط مرزی زیر حاکم است:

(۲)

$$\frac{\partial w(y, z, t)}{\partial y} \Big|_{y=0} = 0 \quad \text{و} \quad u(y, z, t) \Big|_{y=0} = 0$$

در معادلات فوق، w سرعت محوری جریان خون، u سرعت شعاعی جریان خون، p فشار، ρ دانسیته، μ ویسکوزیته دینامیکی خون، R شعاع رگ، y فاصله بی بعد شعاعی از محور رگ

($y = \frac{r}{R(z, t)}$)، z فاصله محوری در طول رگ، t زمان و

گرادیان فشار در طول رگ است. برای اجتناب از مشخص

کردن شرایط ورودی و خروجی جریان از فرمولاسیون موضعی

مدل‌سازی پدیده‌های بیولوژیک برای بررسی علمی این پدیده‌ها حائز اهمیت بوده و اساس تعبیر و تبیین اندازه‌گیریهای تجربی است. در شاخه علوم بیومکانیک سیالات یکی از اهم مسائل، توصیف و اندازه‌گیری صحیح و دقیق خصوصیات جریان خون در شریانها است. مطالعه همودینامیک شریانی شامل تئوریا و مدل‌های ریاضی متعددی با محاسبات گسترده است و تاکنون مدل‌های متنوعی برای تعیین پارامترهای شریانی از جمله فشار شریان پیشنهاد شده است. با توجه به محدودیتهایی که در اندازه‌گیری مستقیم این پارامتر وجود دارد؛ لذا معمولاً از گرادیان فشار بر حسب مکان استفاده می‌شود. در این خصوص تحقیقات زیادی انجام شده است و در آخرین تحقیقات با استناد به اندازه‌گیری التراسونیک سرعت جریان خون در ناحیه خط مرکزی شریان، مدل‌هایی برای توصیف جزئیات جریان ارائه شده است [۱، ۲]. به طور کلی دستگاه معادلات حاکم بر جریان شریانی مشتمل بر معادلات پیوستگی و مومنتوم محوری و شعاعی است. برای حل دستگاه معادلات یاد شده، در هر قسمت از شریان مواردی همچون اتساع‌پذیری یا الاستیسیته جدار شریان، مورد نیاز است. پارامترهای فوق بر اساس اندازه‌گیری مستقیم گرادیان فشار به صورت تهاجمی و نیز شعاع شریان به صورت لحظه‌ای و موضعی قابل برآورد خواهد بود [۲]. در تحقیق حاضر ابتدا مدل بن‌صالح^۱ و فلاود^۲ [۱ و ۲] بررسی شده و برای رفع بعضی نواقص، پیشنهاد جدیدی برای تکمیل مدل و تعیین دقیق‌تر پروفیل سرعت خون ارائه شده است.

۲- مواد و روشها

۲-۱- مدل پیشین

1 .Bensalah

2 . Flaud

استفاده می‌شود؛ لذا در مدل فوق عبارت $\frac{\partial w}{\partial z}$ به صورت زیر

تقریب شده است [۲]:

$$\frac{\partial w}{\partial z} = k(z, t) \cdot |w(r, z, t)| \quad (۳)$$

با اعمال شرایط مرزی ۲ و تقریب ۳، معادله ۱ برای شریانهای باریک-شونده^۱ به صورت زیر بازنویسی می‌شود [۲]:

(۴)

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \frac{-\frac{\partial w_c}{\partial t} + \frac{w_c |w_c|}{RS_m(l)} \left(\frac{\partial R}{\partial t} - 2 \tan \psi S(l) \right) + \frac{2\mu}{R^2 \rho} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \right)_{y=0}}{\frac{1}{\rho} - 2 \frac{\partial R}{\partial p} \frac{w_c S(l)}{RS_m(l)} |w_c|}$$

می‌افتد، نشان نمی‌دهد. با این پیش زمینه، مدل جدیدی در این پژوهش پیشنهاد می‌شود که علاوه بر برطرف کردن این نقیصه، نتایج حاصل از آن، در برخی شرایط، توجیه مطلوب‌تری بر جریان شریانی و جریانهای برگشتی ارائه می‌کند و با واقعیت‌های فیزیکی و فیزیولوژیکی مطابقت بهتری دارد.

۲-۳- معادله حاکم

برای به دست آوردن معادله‌ای با عملکرد مشابه لکن دقیق‌تر و ساده‌تر، از معادله ممتوم محوری ۱ که در اینجا بر حسب گرادیان فشاراست استفاده می‌شود:

(۶)

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \rho \left[\frac{1}{R} \left(yw \frac{\partial R}{\partial z} - u + y \frac{\partial R}{\partial t} \right) \frac{\partial w}{\partial y} - w \frac{\partial w}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial t} + \frac{\nu}{R^2} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{1}{y} \frac{\partial w}{\partial y} + R^2 \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \right]$$

که در آن ν ویسکوزیته سینماتیکی خون (Blood kinetic viscosity) است. با اعمال شرایط مرزی معادله (۲)، در معادله (۶)، معادله (۷) بدست می‌آید:

(۷)

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \rho \left[-w_c \frac{\partial w_c}{\partial z} - \frac{\partial w_c}{\partial t} + \frac{\nu}{R^2} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \right)_{y=0} + \frac{1}{y} \frac{\partial w_c}{\partial y} \Big|_{y=0} + R^2 \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \Big|_{y=0} \right]$$

در معادله بالا، عبارت $\frac{1}{y} \frac{\partial w_c}{\partial y} \Big|_{y=0}$ یک عبارت مبهم به

صورت $\frac{0}{0}$ است. برای رفع ابهام آن از قاعده هوییتال استفاده

می‌شود و با عبارت معادل آن یعنی $\frac{\partial^2 w}{\partial y^2}$ ، جایگزین می‌گردد.

بنابراین:

که در آن w_c سرعت خط مرکزی شریان و $\tan \psi = \left(\frac{\partial R}{\partial z} \right)_p$ تانژانت زاویه باریک-شوندگی شریانی^۲ است. همچنین:

(۵)

$$S(y) = \int_0^y y w dy, \quad S_m(y) = \int_0^y y |w| dy$$

مدل فوق و مدل‌های مشابه، که گرادیان فشار شریان را به صورت غیر تهاجمی و با استفاده از پارامترهای اندازه‌گیری شده به وسیله روشهای اولتراسونیک به دست می‌آورند، اصطلاحاً، «مدل غیر-مستقیم»^۳ گویند.

۲-۲- مدل پیشنهادی

مدل قبلی برای تعیین گرادیان فشار استفاده شد؛ لکن نتایج حاصله در برخی شرایط چندان رضایت‌بخش نبود؛ زیرا نمودارهای پروفیل سرعت محوری چندان دقیق نبوده و جریان‌های برگشتی^۴ را که در برخی از مراحل سیکل قلبی^۵ اتفاق

1. Tapered vessels
2. Arterial tapering
3. Indirect model
4. Back flow
5. Time steps

(۸)

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \rho \left[-w_c \frac{\partial w_c}{\partial z} - \frac{\partial w_c}{\partial t} + \frac{v}{R^2} \left(2 \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \Big|_{y=0} + R^2 \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \Big|_{y=0} \right) \right]$$

برای دستیابی به معادله مناسب در شرایط فرمولاسیون موضعی، می‌بایست عبارت $\frac{\partial w}{\partial z}$ تقریب شود. بدین منظور تغییرات w در جهت z را یک بعدی فرض کرده و از سرعت شعاعی در برابر سرعت محوری صرف‌نظر می‌شود، البته به شرطی که طول رگ به اندازه کافی از شعاع آن بزرگ‌تر بوده و سپس با استفاده از معادله پیوستگی در حالت یک بعدی، عبارت فوق تقریب زده می‌شود. چون عبارت $\frac{\partial w}{\partial z}$ تقریب زده شده است؛ لذا می‌توان از مشتق آن نسبت به مختصات محوری، یعنی عبارت $\frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \Big|_{y=0}$ ، صرف‌نظر کرد. با استفاده از آنالیز ابعادی نیز این موضوع قابل اثبات است. اعمال این فرضیات در معادله (۸)، معادله (۹) را نتیجه می‌دهد:

(۹)

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \rho \left[-w_c \frac{\partial w_c}{\partial z} - \frac{\partial w_c}{\partial t} + \frac{2v}{R^2} \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \Big|_{y=0} \right]$$

شکل ۱ حجم کنترل برای تعیین معادله پیوستگی یک‌بعدی [۴]

پایستاری جرم به این معنی است، که اختلاف «ورودی» به «خروجی» از یک حجم کنترل، مساوی تغییرات جرم در آن باشد. این موضوع به صورت زیر ارائه می‌شود:

(۱۰)

$$\rho AV - \left(\rho AV + \frac{\partial(\rho AV)}{\partial z} \Delta z \right) = \frac{\partial(\rho A \Delta z)}{\partial t}$$

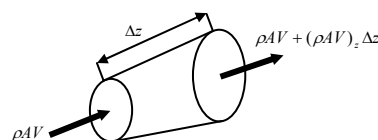
به طوری که $A = A(z, t)$ سطح مقطع شریان و $V = V(z, t)$ سرعت متوسط جریان (سرعت یک‌بعدی) است [۴]. بعد از ساده سازی خواهیم داشت:

(۱۱)

$$-(\rho AV)_x \Delta z = (\rho A \Delta z)_t$$

در معادله فوق اندیس، نشان‌دهنده مشتق جزئی بر حسب آن متغیر است. با بسط دادن پراترها، جداسازی و نیز تقسیم طرفین رابطه به $\rho A \Delta z$ خواهیم داشت:

(۱۲)



$$\frac{\partial V}{\partial z} = -\frac{2}{R} \left(\frac{\partial R}{\partial t} + V \frac{\partial R}{\partial z} \right)$$

حال با توجه به فرضیات به عمل آمده، تقریب زیر انجام می‌گیرد:
(۱۷)

$$\left. \frac{\partial w}{\partial z} \right|_{2D} \cong \left. \frac{\partial V}{\partial z} \right|_{1D}$$

که اندیس ۱D و 2D به ترتیب، یک‌بعدی و دوبعدی بودن عبارات را نشان می‌دهد. در نتیجه، با استفاده از رابطه (۱۶) خواهیم داشت:
(۱۸)

$$\frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{2}{R} \left(\frac{\partial R}{\partial t} + w \frac{\partial R}{\partial z} \right)$$

w مقدار سرعت محوری معادل با سرعت یک‌بعدی V است.

۲-۵- معادله اصلی مدل پیشنهادی گرادیان فشار

با توجه به مطالب مطرح شده، مدل پیشنهادی، به صورت زیر ارائه می‌شود. در ابتدا برای استفاده از معادله (۱۸)، از معادل عبارت $\frac{\partial R}{\partial z}$ که در مرجع [۲] آمده است، استفاده می‌شود:
(۱۹)

$$\frac{\partial R}{\partial z} = \tan \psi + \frac{\bar{R}^2}{Eh} \left(\frac{\partial p}{\partial z} \right)_t$$

که در آن \bar{R} متوسط زمانی شعاع شریان، E مدول الاستیک جداره شریان و h ضخامت جداره شریان است. با جایگذاری رابطه (۱۹) در معادله (۱۸) و اعمال نتیجه آن در رابطه (۹)، معادله (۲۰) به دست می‌آید که گرادیان فشار شریان بر حسب سرعت خط مرکزی شریان را حاصل می‌کند:
(۲۰)

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \frac{-\frac{\partial w_c}{\partial t} + \frac{2w_c}{R} \left(\frac{\partial R}{\partial t} + |w_c| \tan \psi \right) + \frac{2\nu}{R^2} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \right)_{y=0}}{\frac{1}{\rho} - \frac{2w_c |w_c|}{R} \left(\frac{\partial R}{\partial p} \right)_z}$$

$$\frac{1}{\rho} (\rho_t + V \rho_z) + \frac{1}{A} (A_t + V A_z) + V_z + \frac{(\Delta z)_t}{\Delta z} = 0$$

و یا با استفاده از تعریف مشتق کلی و با توجه به اینکه Δz با بعد مکان تغییر نمی‌کند:
(۱۳)

$$\frac{1}{\rho} \frac{D\rho}{Dt} + \frac{1}{A} \frac{DA}{Dt} + V_z + \frac{1}{\Delta z} \frac{D(\Delta z)}{Dt} = 0$$

در معادله (۱۳) مشتق کلی^۱، به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\frac{D}{Dt} = \frac{\partial}{\partial t} + V \frac{\partial}{\partial z}$$

جداره شریان کاملاً الاستیک است، اما به صورت طولی کاملاً مقید است بنابراین، کرنش جانبی، خیلی بزرگتر از کرنش محوری است. پس فرض می‌شود که تغییرات کشش طولی شریان نسبت به زمان قابل صرف‌نظر می‌باشد و لذا بخش آخر معادله فوق حذف می‌شود. همچنین چون سیال خون به عنوان یک سیال تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته می‌شود، تغییرات چگالی آن نسبت به زمان و مکان صفر است. در نتیجه، از معادله ۱۳، رابطه (۱۴) بدست می‌آید:
(۱۴)

$$\frac{1}{A} \frac{DA}{Dt} + V_z = 0$$

و اگر به جای سطح مقطع شریان A، از شعاع شریان R استفاده شود، خواهیم داشت:
(۱۵)

$$\frac{2}{R} \frac{DR}{Dt} + V_z = 0$$

با اعمال رابطه مشتق کلی، رابطه نهایی (۱۶) برای معادله پیوستگی حاصل می‌شود [۴]:
(۱۶)

1 . Total derivative

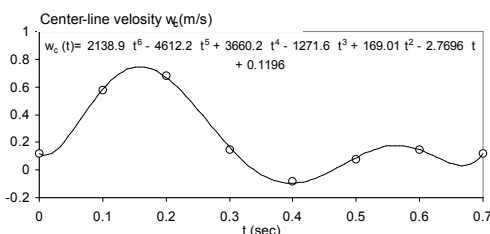
چند جمله‌ای مربوط به سرعت خط مرکزی شریان تغییرات w_c بر حسب زمان t است. در مرحله بعد از این معادله بر حسب زمان t مشتق گرفته می‌شود، تا عبارت $\frac{\partial w_c}{\partial t}$ به دست آید. بر اساس داده‌های حاصل از اندازه‌گیری التراسونیک برای یک انسان سالم، سرعت خط مرکزی شریان، در یک مقطع از رگ به عنوان نمونه، در جدول ۱ آمده است:

جدول ۱ یک نمونه از داده‌های اندازه‌گیری شده از طریق التراسونیک

زمان (ثانیه)	سرعت (cm/sec)
۰	۱۲
۰/۱	۵۸
۰/۲	۶۸
۰/۳	۱۵
۰/۴	-۸
۰/۵	۸
۰/۶	۱۵
۰/۷	۱۲

مطابق نتایج جدول ۱، نمودار شکل ۲ ترسیم شده و منحنی چند جمله‌ای را از آن گذرانده و معادله $w_c(t)$ به صورت زیر آن حاصل خواهد شد:

$$W_c(t) = 2138.9t^6 - 4612.2t^5 + 3660.2t^4 - 1271.6t^3 + 169.01t^2 - 27696t + 0.1196$$



شکل ۲ یک نمونه سرعت خط مرکزی شریان کاروتید در سیکل قلبی

برای استفاده از رابطه فوق، معادل ریاضی عبارت $\left(\frac{\partial R}{\partial p}\right)_z$ تعیین می‌شود که از روابط موج پالس، بهره گرفته، که در واقع الاستیسیته جداری شریان^۱ نامیده می‌شود. عبارت فوق، مشخص کننده ضریب الاستیسیته شریان است و با استفاده از رابطه معروف Moens-Korteweg که به دو شکل زیر، ارتباط بین سرعت متوسط موج ضربان قلب (پالس) c_m ، مدول یانگ E و الاستیسیته جداری شریان را بیان می‌کند، می‌توان معادل عبارت یادشده را به دست آورد [۵ و ۲]:

(۲۱)

$$c_m^2 = \frac{\bar{R}}{2\rho} \left(\frac{\partial R}{\partial p}\right)^{-1}$$

(۲۲)

$$\frac{Eh}{R} = \frac{\rho}{c_m^2}$$

با تساوی دو عبارت سمت راست و حل معادله حاصل بر

حساب $\left(\frac{\partial R}{\partial p}\right)_z$ ، نتیجه خواهد داد:

(۲۳)

$$\left(\frac{\partial R}{\partial p}\right)_z = \frac{\bar{R}^2}{Eh}$$

\bar{R} متوسط زمانی شعاع شریان و به صورت زیر تعریف می‌شود:

(۲۴)

$$\bar{R} = \frac{1}{T} \int_0^T R dt$$

به طوری که T پریود یا دوره تناوب جریان شریانی^۲ است.

در معادله (۲۰)، متغیر w_c ، از طریق اندازه‌گیریهای التراسونیک حاصل می‌شود، لذا ابتدا داده‌های به دست آمده از اندازه‌گیری التراسونیک مربوط به سرعت خط مرکزی شریان، به وسیله نرم‌افزار Microsoft Excel 2000 مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته و بهترین چندجمله‌ای^۳ بر آن گذرانده شده است. در معادله

1. Parietal elasticity
2. Cardiac cycle
3. polynomial

آمده، جالب توجه خواهد بود. اطلاعات و پارامترهای مورد استفاده این برنامه‌ها، به این قرار است:

$$\rho = 1050 \text{ kg / m}^3 \quad \text{دانسیتة سیال خون:}$$

$$\nu = 3.3 \times 10^{-6} \text{ m}^2 / \text{sec} \quad \text{ویسکوزیته سینماتیک خون: [۶]}$$

$$h = 0.0005 \text{ m} \quad \text{ضخامت جداره شریان:}$$

$$T = 0.7 \text{ sec} \quad \text{دوره تناوب ضربان قلب:}$$

$$E \approx 1.85 \times 10^5 \text{ Pa} \quad \text{مدول الاستیک جداره شریان:}$$

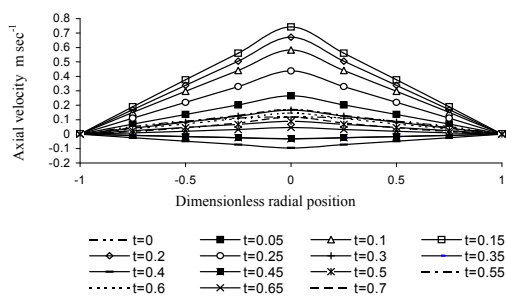
$$\psi = 0.5^\circ \quad \text{زاویه باریک‌شوندگی شریان:}$$

$$p_0 = 11000 \text{ N / m}^2 \quad \text{فشار اولیه شریان:}$$

مقادیر بدون مرجع با اندازه‌گیری اولتراسونیک مشخص می‌شوند که برای شریان کاروتید یک انسان بالغ بوده است.

بر اساس دو مدل فوق، پروفیل سرعت محوری جریان خون در مراحل زمانی یک دوره تناوب قلب بر حسب موقعیت شعاعی شریان، در شکل های ۳ و ۴ نشان داده شده است.

همانطور که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، شکل کلی پروفیل سرعت با مشاهدات بالینی همخوانی ندارد و می‌توان نتیجه گرفت که مدل اول دارای نتایجی غیر منطقی است؛ زیرا جریان برگشتی را در کناره‌ها پیش‌بینی نمی‌کند و پروفیل سرعت در آن، از الگوی گزارش شده در تحقیقات مختلف پیروی نمی‌نماید. در حالی که نقایص یاد شده، در شکل ۴ دیده نمی‌شود. (شکل ۴ نتایج حاصل از مدل پیشنهادی در تحقیق حاضر است.)



شکل ۳ پروفیل سرعت محوری در مراحل زمانی متفاوت بر اساس مدل ارائه شده پیشین [۱]

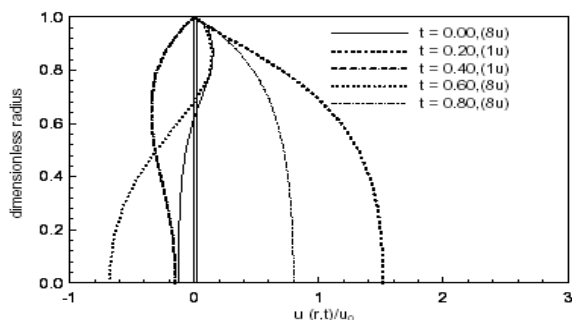
با استفاده از رابطه فوق عبارت $\frac{\partial w_c}{\partial t}$ به دست خواهد آمد:

$$\frac{\partial w_c}{\partial t}(t) = 6 \times 2138.9t^5 - 5 \times 4612.2t^4 + 4 \times 3660.2t^3 - 3 \times 1271.6t^2 + 2 \times 169.01t^1 - 2.7696 \quad (۲۶)$$

این معادلات در برنامه کامپیوتری که برای محاسبه پروفیل سرعت، نوشته شده‌است، کاربرد دارد. در اینجا می‌بایست متذکر شد که این معادلات صرفاً مختص داده‌های اندازه‌گیری شده از یک انسان هستند و هیچ کاربردی برای شخص دیگر و یا حتی شرایط فیزیولوژیکی دیگر همان شخص، ندارد.

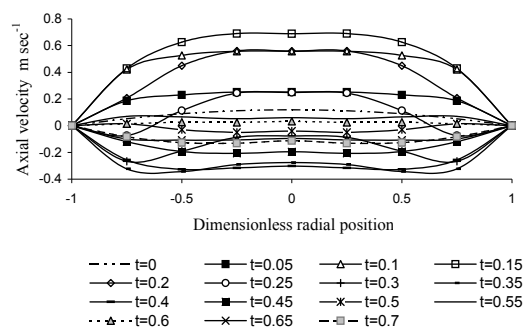
۳- نتایج

در این بخش، نتایج به دست آمده از مدل پیشنهادی گروه حاضر و مقایسه آن با مدل A.Bensalah و P.Flud [۱] مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. محققین [۲] با استفاده از یک تقریب خطی تحلیلی، پارامترهای شریان از جمله مؤلفه‌های محوری و شعاعی سرعت و تنش برشی جداره را بر اساس مدل خود، بررسی کرده و نتایج به دست آمده را با نتایج آزمایشگاهی لینگ^۱ و اتابک^۲ مقایسه کرده‌اند. هدف مطالعه حاضر، استفاده از داده‌های تجربی حاصل از روشهای غیر تهاجمی اولتراسونیک است؛ لذا هر دو مدل با به‌کارگیری این اطلاعات، آزمایش شدند. این نتایج با استفاده از دو برنامه محاسباتی، با شرایط مرزی و مقادیر ثابت کاملاً مشابه و یکسان به دست آمده است. تنها تفاوتی میان این دو برنامه در نحوه محاسبه گرادیان فشار به صورت معادلات (۴) مدل پیشین [۲] و معادله (۲۰) مدل حاضر است. در این دو برنامه، پروفیل‌های سرعت شعاعی و محوری نیز محاسبه می‌شوند، که برای مقایسه دو مدل فشاری مطرح شده و مشاهده اثرات تصحیح به‌عمل



شکل ۶ پاسخ تحلیلی $u(r,t)$ برای جریان خون نیوتنی در یک لوله صلب یکنواخت

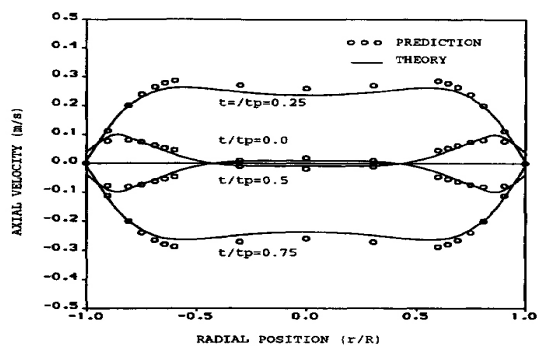
از مقایسه نتایج نشان داده شده در نمودارهای ۵ و ۶ ملاحظه می‌شود که مدل گروه حاضر دارای نتایج بهتری نسبت به مدل قبلی است، زیرا در مدل قبلی الگوی پروفیل سرعت با نتایج گزارش شده در تحقیقات مختلف مطابقت ندارد. در حالی که با نتایج حاصل از مدل حاضر مطابقت خوبی دیده می‌شود. با توجه به کاربرد مستقیم نتایج ناشی از مدل‌های تحلیلی در برآورد و



شکل ۴ پروفیل سرعت محوری در مراحل زمانی متفاوت، بر اساس مدل تحقیق حاضر

۴- بحث و نتیجه‌گیری

مقایسه نتایج مدل پیشنهادی گروه حاضر نسبت به نتایج ارائه شده توسط Xu و Collins [۸] در شکل ۵ آمده است. Xu و Collins پروفیل سرعت شریان کاروتید خوک را مورد بررسی قرار داده که نتیجه آن در شکل ۵ موی‌د این ادعاست که پروفیل سرعت بدست آمده با استفاده از مدل ارائه شده در مقاله حاضر که پارامترهای شریانی به صورت کاملاً غیر تهاجمی و با اندازه‌گیری های اولتراسونیک حاصل شده-اند، بسیار نزدیک به نتایج مطالعه تهاجمی Xu و همکارانش است.



شکل ۵ نمودار پروفیل سرعت ارائه شده در مرجع [۸]

گروه دیگر محققین [۹]، تاثیر خواص الاستیک دیواره شریان بر مشخصه های جریان را ارزیابی کرده اند. نتایج حاصل از ارزیابی آنها در شکل ۶ آمده است که در آن پاسخ تحلیلی $u(r,t)$ برای جریان خون نیوتنی در یک لوله صلب یکنواخت تخمین زده شده و مورد ارزیابی قرار گرفته است [۹]. نتایج این مطالعه به خوبی مدل پیشنهادی گروه حاضر را تأیید می کند.

استفاده از روشهای غیر تهاجمی التراسونیک، استفاده کرد که هدف بعدی گروه حاضر است.

محاسبه خواص شریان و خون، با در نظر گرفتن تصحیح به عمل آمده در این تحقیق و دقت بهتر نتایج حاصل از آن، به نظر می رسد می توان به خوبی و با اطمینان بیشتری از مدل مطرح شده در این پژوهش برای تعیین و محاسبه ضریب الاستیسیته شریان با

۵- منابع

- [1] Flaud P, Bensalah A. Indirect instantaneous velocity profiles and wall shear rate measurement in arteries: a center-line velocity method applied to non Newtonians fluids. In: Computer simulations in biomedicine. By Power H, Hart BT. London: Comput Mech Pub 1995. pp: 191-99.
- [2] 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- 83.
- [۳] خوشکار شلمانی، اصغر. روشهای اندازه گیری ضریب الاستیسیته شریانها. سمینار کارشناسی ارشد تبدیل انرژی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ۱۳۸۰.
- [4] Almeder Ch. Hydrodynamic modeling and simulation of the human arterial blood flow, M.Sc. Dissertation. Technical University of Vienna 1999;5: pp: 34-67.
- [5] Zamir M. The Physics of pulsatile flow. New York: Springer-Verlag 2000; pp. 56-89.
- [6] Belardinelli E. Cavalcanti S. Theoretical analysis of pressure pulse propagation in arterial vessels. J Biomech 1991; 25: 1337-49.
- [7] Yang Boo-Ho, Zhang Yi, Asada Haruhiko H. Sensor fusion for noninvasive continuous monitoring of pulsating blood pressure based on an arterial hemodynamic model. Ph.D Thesis, MIT, USA; 2000.
- [8] Xu XY, Collins MW. A problem-oriented approach to the numerical modeling of haemo-dynamic problems. Adv Eng Software 1997; 28: 365-77.
- [9] Moayeri, MS, Zendehtoodi GR. Effects of elastic property of the wall on flow characteristics. J Biomech 2003; 36: 525- 35.