

مدل سازی سیگنال های جریان خون داپلر اولتراسوند بدست آمده از گرفتگی عروق با استفاده از شبیه سازی رفتار جریان خون پالسی در عروق با درجه گرفتگی متفاوت

محسن محرابی^{۱*} و سعید ستایشی^۲

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۱/۲۰	
پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۰۸/۲۲	
واژگان کلیدی: سیگنال داپلر، سیگنال RF، مدل ومرسلی، پالس جریان، سیال غیر نیوتنی.	<p>در این مطالعه، روشی برای مدل کردن سیگنال های داپلر اولتراسوند بدست آمده از جریان خون گذرنده از عروق دارای گرفتگی، با استفاده از شبیه سازی سیگنال های RF بدست آمده از پراکنده ساز، در زمان و عمق های متفاوت ارائه می شود. در این مدل فرض شده است تعدادی پراکنده ساز به صورت تصادفی در رگ توزیع شده اند و در هر زمان بر اساس سرعت حرکت خود در مکان جدید قرار می گیرند. اثر داپلر نیز بوسیله تغییر در شکل سیگنال دریافتی از پراکنده سازها، در هر زمان قابل مشاهده خواهد بود. به منظور یافتن مشخصه سرعت پراکنده سازها، رفتار جریان خون در عبور از شریان، مدل سازی گردید و مشخصه سرعت بدست آمده به عنوان ورودی مدل سیگنال های داپلر، به منظور بدست آوردن طیف داپلر سیگنال های اولتراسوند، مورد استفاده قرار گرفت. شکل گرفتگی بکار برده شده برای شریان خون بصورت کسینوسی با استفاده از مدل Tu & Devil می باشد که به شکل طبیعی گرفتگی شریان خون بسیار نزدیک است. جریان ورودی به ناحیه گرفتگی به شکل پالس واقعی یعنی همان پالس جریان خون در رگ، و بر اساس مدل ومرسلی می باشد، در نتیجه آهنگ تغییرات شدت جریان و اعداد رینولدز به واقعیت نزدیک می باشند. همچنین سیال در نظر گرفته شده به منظور مشابهت با سیال خون به صورت سیال غیر نیوتونی Power Law در نظر گرفته شده است. بررسی مقادیر مشخصه سرعت تخمین زده شده با مقدار اعمال شده به عنوان ورودی و بدست آمدن نتایج با خطای حدود ۶٪ برای هر دو حالت یکی با گرفتگی ۷۰٪ و دیگری بدون گرفتگی بیانگر دقت این مدل و روش برای شبیه سازی سیگنال داپلر می باشد.</p>

۱- مقدمه

جالبی است که توجه بسیاری از محققین را به خود معطوف داشته است. این موضوع از این جهت حائز اهمیت است که جریان خون در عروق و مجاری تنگ شده نقش مهمی در پیشرفت انسداد عروق دارد [۲]. بررسی نحوه جریان خون و نیز توزیع سرعت جریان خون در این مقاطع به معین کردن وابستگی های جریان خون به عوامل مختلف فیزیکی و فیزیولوژیکی و فهم درست این پدیده منجر می شود. در نتیجه میتوان در جهت حل این مشکل و یا پیشگیری از آن

به علت افزایش روز افزون بیماری های قلبی-عروقی طی چند دهه اخیر، مطالعه جریان خون در عروق و بررسی رفتار آن از اهمیت خاصی برخوردار شده است. امروزه ثابت شده است بروز بسیاری از بیماری های قلبی-عروقی به مشخصه های جریان خون وابسته هستند [۱]. تحقیقات گوناگونی در این زمینه انجام شده و در حال انجام است. در این میان، بررسی جریان خون در عروق تنگ شده یکی از موضوعات

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: msmehrabi@aeoi.org.ir

۱. استادیار، پژوهشگر کاربردی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای
۲. دانشیار، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

الاستیک شریان های اصلی میرا می شود. با این وجود طبیعت ضربانی جریان خون در رگ ها و شریان های کوچکتر که خاصیت تورم پذیری آن ها به مراتب کمتر است، قابل صرف نظر نیست و بنابراین اثرات نوسان جریان خون و فرکانس تپش بسیار با اهمیت خواهد بود.

با توجه با توضیحات بیان شده، کاملاً واضح است که فرض سیال نیوتنی و جریان دائمی نمی تواند درک صحیحی از جریان خون در رگ های کوچک و مجاری تنگ شده بدست دهد و بنابراین در نظر گرفتن این دو ویژگی (سیال غیر نیوتنی و جریان غیر دائمی) برای مدل سازی جریان خون، دو شرط لازم است که حذف هر کدام از این دو شرط می تواند از رسیدن به نتایج واقعی جلوگیری نماید [۹].

تکنیک داپلر اولتراسوند به طور گسترده به عنوان یک روش غیر تهاجمی برای اندازه گیری سرعت های ذرات متحرک در بدن مورد استفاده قرار می گیرد. بیشترین کاربرد بالینی داپلر اولتراسوند، تحقیق جریان خون در عروق می باشد.

با توجه به طبیعت پالسی جریان خون در شریان ها و موقعیت های تصادفی پراکنده سازها (گلوبول های قرمز خون)، سیگنال داپلر بدست آمده از جریان خون شریانی، هم ناپایا و هم تصادفی می باشد [۱۱ و ۱۲].

از آنجا که پراکنده سازهایی که در معرض پرتو داپلر می باشند با سرعت یکسان حرکت نمی کنند، یک طیف از فرکانس های داپلر قابل مشاهده خواهد بود. تحلیل طیف سیگنال های داپلر به منظور کمک در تشخیص بیماری های عروقی مختلف مورد استفاده قرار می گیرد [۱۳] که همچنان تحلیل طیف به عنوان یک روش ترجیح داده شده برای نمایش کمی اطلاعات داپلر می باشد [۱۴].

در این مطالعه به منظور بدست آوردن سیگنال داپلر با استفاده از شبیه سازی سیگنال های RF بدست آمده از پراکنده سازها، نیاز به مشخصه سرعت پراکنده سازها در یک سیکل قلبی می باشد، به همین منظور رفتار جریان خون در شریان با گرفتگی اعمال شده به آن شبیه سازی شده و داده های سرعت مربوط به پراکنده سازها به عنوان ورودی مدل شبیه سازی سیگنال RF، مورد استفاده قرار می گیرند. در انتها طیف فرکانس سیگنال داپلر و سپس مشخصه سرعت پراکنده سازها با استفاده از روش Slow Time تخمین زده می شود و درصد تفاوت بین سرعت

از نقطه نظر مهندسی پرداخت. در اثر گرفتگی و تنگ شدگی (انسداد) که در رگ وجود می آید، جریان طبیعی خون دچار اختلال می شود. این اختلال در جریان طبیعی خون، نقش مهمی را در بیماری های عروقی ایفا می کند. به همین دلیل برای پی بردن به تاثیر گرفتگی بر جریان خون و تحلیل جریان خون در قسمت هایی از عروق که دچار گرفتگی و انسداد شده اند، تحقیقات زیادی انجام شده است که این تحقیقات شامل بررسی های آزمایشگاهی و همچنین کارهای عددی می باشند.

تاثیر ناپایا بودن جریان (unsteady) بر نحوه توزیع سرعت جریان خون در محل گرفتگی و بخصوص بعد از آن، از حدود ۲۵ سال پیش آغاز شده و در این رابطه کارهای تجربی مختلفی با استفاده از مدل های آزمایشگاهی مختلف انجام شده است [۳ و ۴].

همچنین بعدها مطالعات و پژوهش هایی در ارتباط با شبیه سازی عددی این پدیده فیزیولوژیکی توسط محققان صورت پذیرفته است [۲ و ۵ و ۶].

طی سالیان اخیر عده ای از پژوهشگران جریان پالسی خون را در رگ های سالم و همچنین دارای انسداد با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی^۱ (CFD) مورد مطالعه قرار داده و نتایج حاصل را با استفاده از تکنیک های تصویر برداری MRI محک زده اند [۷ و ۸]. این بررسی ها نشان می دهد که با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی می توان پدیده جریان خون در رگ های مختلف را به صورت موفقیت آمیزی مورد تجزیه و تحلیل قرار داد. بر اساس یک کار آزمایشگاهی که توسط Young و Forrester در سال ۱۹۷۰ انجام شد [۹]، مشخص گردید که تفاوت قابل ملاحظه ای بین جریان خون و جریان سیالی مانند آب در یک مجرای تنگ شده وجود دارد. بنابراین نمی توان از اثر رفتار غیر نیوتنی خون در چنین مسائلی صرف نظر کرد [۹]. از طرف دیگر، فرض دائمی بودن جریان خون در حل های عددی از دیگر فرض هایی است که باعث عدم دستیابی به یک مدل حقیقی می شود. اگرچه تلاش های بسیار زیادی برای مدل سازی جریان خون به صورت جریان دائمی صورت گرفته ولی نتیجه این تحقیقات بسیار مایوس کننده و دور از انتظار بوده است [۱ و ۱۰]. نوسانات جریان ضربانی خون که توسط قلب تولید می شود بواسطه خاصیت

¹ Computational Fluid Dynamics

Womersley-Evans برای یافتن توزیع مکانی و زمانی مشخصه سرعت استفاده می‌شود [۱۸]. به دلیل پالسی بودن جریان خون و نیز توجه به اینکه جریان پالسی خون در فواصل زمانی تقریباً ثابت، مرتباً تکرار می‌شود میتوان مشخصه سرعت سیال خون را به صورت سری فوریه‌ای به فرم زیر نوشت [۱۸]:

$$V(t, \frac{r}{R}) = 2v_0(1 - (\frac{r}{R})^2) + \sum_{m=1}^{\infty} |V_m| \left| \psi_m(\frac{r}{R}, \tau_m) \right| \times \cos(m\omega t - \phi_m + \chi_m(\frac{r}{R}, \tau_m)) \quad (2)$$

که در این رابطه r فاصله شعاعی از محور رگ، m شماره هارمونیک در تابع سری فوریه، ω فرکانس زاویه ای اولین هارمونیک سری فوریه از یک گرادیان فشار نوسانی، ϕ_m زاویه فاز، χ_m تابع زاویه فاز جبران در موقعیت زمانی τ_m و ψ_m تابع مشخصه سرعت با دامنه V_m برای هارمونیک m ام در مکان r و موقعیت زمانی τ_m می‌باشد. تابع مشخصه سرعت و تابع زاویه فاز برای هارمونیک m ام به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$\psi_m(\frac{r}{R}, \tau_m) = \frac{\tau_m J_0(\tau_m) - \tau_m J_0(\frac{r}{R} \times \tau_m)}{\tau_m J_0(\tau_m) - 2J_1(\tau_m)} \quad (3)$$

$$\chi_m(\frac{r}{R}, \tau_m) = \angle \psi(\frac{r}{R}, \tau_m) \quad (4)$$

$$\tau_m = j^{\frac{3}{2}} R \sqrt{\frac{\rho}{\mu}} \omega_m \quad (5)$$

$$Womersley \quad Number = R \sqrt{\frac{\rho}{\mu}} \omega_m \quad (6)$$

در روابط فوق، ρ چگالی خون، μ ویسکوزیته خون، J_0 و J_1 توابع بسل مرتبه صفر و یک می‌باشند. در این مطالعه جریان خون به صورت پالسی می‌باشد که در هر دقیقه ۶۲ پالس (ضربان) دارد. بدین ترتیب زمان سیکل قلبی (Cardiac Cycle) و فرکانس زاویه‌ای این جریان به صورت زیر خواهد بود:

$$t_p = \frac{60(s)}{62(cycle)} = 0.9677(\frac{s}{cycle}) \quad (7)$$

$$\omega = \frac{62 \times 2\pi(rad)}{60(s)} = 6.4926(\frac{rad}{s}) \quad (8)$$

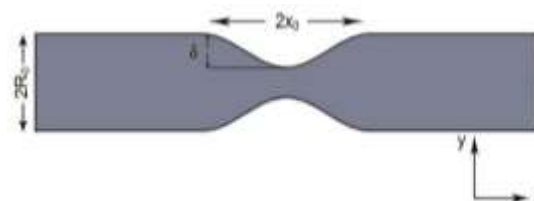
ورودی مدل و سرعت تخمین زده شده به منظور یافتن دقت این مدل مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۲- روش کار

به منظور تحلیل و شبیه سازی مسئله مورد نظر ابتدا به مدل سازی هندسه رگ با گرفتگی و نیز مدل سازی جریان پالسی و غیر دائم خون با در نظر گرفتن خون به عنوان سیال غیر نیوتنی پرداخته خواهد شد و پس از آن موقعیت پراکنده سازها در خون مدل سازی می‌گردد. در انتها به منظور بدست آوردن طیف فرکانسی و مشخصه سرعت به مدل سازی ترانسدیوسر و سیگنال RF پرداخته خواهد شد.

۲-۱- مدل سازی هندسه رگ با گرفتگی

مشخصات مربوط به هندسه گرفتگی، به منظور مدل سازی عروق تنگ شده در شکل (۱) ارائه شده است. در حالت واقعی مشخصه گرفتگی حالت منظمی ندارد و معمولاً با یک مشخصه نمایی یا مثلثاتی تقریب زده می‌شود [۲] و [۱۵]. مدلی که در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفته است مدل Tu & Devil می‌باشد که بر مبنای یک تابع کسینوسی است که در سال ۱۹۹۶ بیان شد [۲] و [۱۶].



شکل ۱- مدل هندسی گرفتگی رگ.

مدل Tu & Devil برای هندسه نشان داده شده در شکل (۱) به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$R(x) = R_0 - \frac{\delta}{2} \left(1 + \cos \frac{\pi x}{x_0} \right), x \in [-x_0, x_0] \quad (1)$$

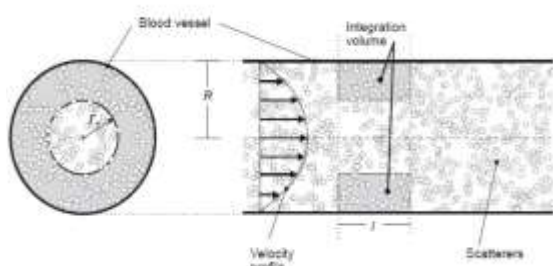
که در این رابطه $R(x)$ مشخص کننده شعاع قسمت کسینوسی رگ در ناحیه تنگ شده می‌باشد. R_0 شعاع رگ و x_0 طول نصف ناحیه گرفتگی و δ درجه گرفتگی رگ می‌باشند.

در نظر گرفتن سطح غیر مسطح در دیواره رگ نیز در رفتار سیال خون موثر می‌باشد [۱۷] که در این پژوهش نیز با در نظر گرفتن سطح غیر مسطح نتایج شبیه سازی بدست آمده است.

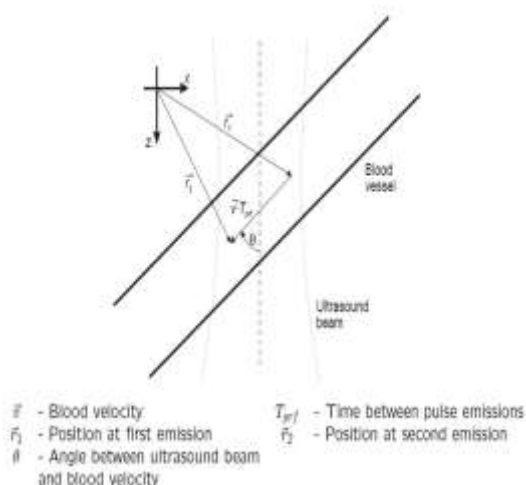
۲-۲- مدل سازی جریان پالسی و غیر دائم خون

به منظور مدل سازی جریان پالسی خون از تئوری

اساس مشخصه سرعت خود مسافتی را متناظر با فرکانس تکرار پالس $f_{prf} = 1/T_{prf}$ طی کرده و در مکان جدید قرار می گیرند و سیگنال RF متناظر با مکان جدید توسط ترانسدایوسر دریافت خواهد شد و این روند در طول یک سیکل قلبی تکرار می گردد، شکل (۴). پارامتر T_{prf} فاصله زمانی بین پالس های منتشر شده می باشد. با پردازش پی در پی این فرآیند می توان فرض نمود که پراکنده سازها در حال حرکت می باشند و بدین صورت تاثیر شیفت داپلر در سیگنال های دریافتی قابل مشاهده خواهد بود [۲۲].



شکل ۳- توزیع پراکنده سازها در رگ.

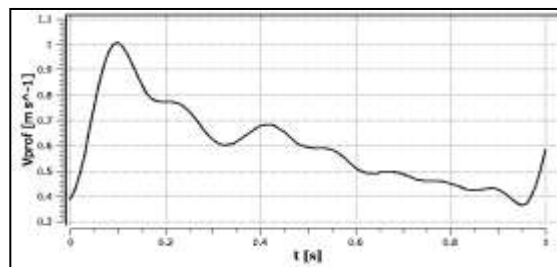


شکل ۴- جابجایی پراکنده ساز در فاصله زمانی T_{prf} .

۲-۵- مدل سازی ترانسدایوسر

به منظور مدل سازی ترانسدایوسر با استفاده از برنامه نوشته شده در Matlab 7.12.0، ترانسدایوسر به صورت آرایه خطی با ۶۴ عنصر مستطیلی شکل که بر روی یک خط قرار داده شده اند مدل سازی شده است. در این مدل سازی دهانه ارسال و دریافت سیگنال و همچنین پالس تحریک ترانسدایوسر توسط برنامه نوشته شده در متلب محاسبه شده و سپس پاسخ ضربه مربوط به این دهانه برای هر

شکل موج سرعت بدست آمده از مدل Womersley در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل ۲- شکل موج سرعت در مرکز رگ بدست آمده از مدل Womersley.

۲-۳- در نظر گرفتن خون به عنوان سیال غیر نیوتنی

سیال غیر نیوتنی، سیالی است که گرانیوی آن با نرخ کرنش وارد بر آن تغییر می کند. در نتیجه چنین سیالاتی فاقد گرانیوی معین هستند. مقدار لزجت سیالات غیر نیوتنی زمانی که نرخ تنش برشی تغییر می کند، متنوع است. بدین معنی که، پارامترهای مدل های ویسکومتر، محور (Spindle) و سرعت چرخش دارای تأثیری بر اندازه لزجت است.

در این مطالعه برای مدل سازی رفتار غیر نیوتنی سیال خون، مدل Power Law مورد استفاده قرار گرفته است. لزجت سیالی که از مدل Power Law پیروی می کند، بر اساس رابطه زیر بدست می آید [۱۹ و ۲۰ و ۲۱]:

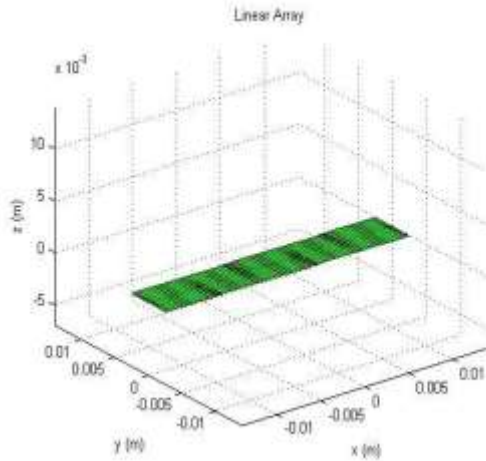
$$\eta = m\dot{\gamma}^{n-1} \quad (9)$$

در رابطه فوق $\dot{\gamma}$ نرخ برشی^۱ است و m ضریب ثابتی است که برای سیالات مختلف مقدار متفاوتی دارد. ضریب n را پارامتر توانی گویند که بسته به اینکه لزجت سیال با افزایش کرنش برشی، افزایش (Shear thickening) و یا کاهش (Shear thinning) یابد مقداری بزرگتر و یا کوچکتر از ۱ به خود میگیرد.

۲-۴- مدل سازی موقعیت پراکنده سازها

به منظور مدل سازی موقعیت پراکنده سازها (گلبول های قرمز خون) با استفاده از برنامه نوشته شده در Matlab 7.12.0 تعدادی پراکنده ساز به صورت رندوم در رگ توزیع گردید که بر اساس مدل سرعت Womersley به هر پراکنده ساز سرعتی متناظر با فاصله اش از محور رگ اختصاص داده شد، شکل (۳). سپس پراکنده سازها بر

^۱ Shear Rate



شکل ۶- هندسه ترانسدیوسر مدل شده با متلب.

۲-۶- مدل سازی سیگنال RF

به منظور بدست آوردن سیگنال RF در زمان پیک سیستم، ابتدا مشخصه سرعت بدست آمده از مدل سازی رگ، در زمان پیک سیستم، به عنوان ورودی مدل سیگنال RF، به پراکنده سازها اعمال می گردد. پراکنده سازها بر اساس مشخصه سرعت خود در هر زمان در مکان جدید قرار می گیرند و سپس در مکان جدید سیگنال RF توسط برنامه نوشته شده در Matlab 7.12.0 و بر اساس روابط زیر بدست می آید.

مدل سیگنال های دریافت شده برای یک پراکنده ساز در فاصله d نسبت به محور رگ به صورت زیر می باشد [۱۸]:

$$r_0(t) = a \times \sin\left(2\pi f_0 \left(t_p - \frac{2d}{c}\right)\right) \quad (13)$$

$$r_1(t) = a \times \sin\left(2\pi f_0 \left(t_p - \frac{2d}{c} - t_s\right)\right) \quad (14)$$

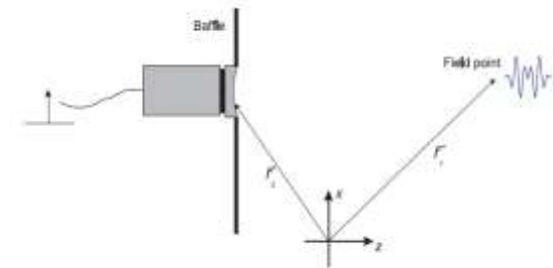
$$r_i(t) = a \times \sin\left(2\pi f_0 \left(t_p - \frac{2d}{c} - t_s i\right)\right) \quad (15)$$

سیگنال های دریافت شده نهایی در یک زمان یا مکان ثابت به صورت زیر می باشند [۱۸]:

$$r_i(t_x) = -a \times \sin(2\pi f_0 t_s i - \phi) = -a \times \sin\left(2\pi \frac{2v_z}{c} f_0 T_{prf} i - \phi\right) \quad (16)$$

$$t_s = \frac{2v_z}{c} T_{prf} \quad (17)$$

پراکنده ساز طبق روابط زیر محاسبه می گردد، شکل (۵)، و در نهایت سیگنال RF مربوط به پراکنده سازها در هر زمان مشخص، بدست می آید.



شکل ۵- پاسخ ضربه در یک نقطه از فضا.

در اینجا فرض می شود که سطح ترانسدیوسر S_0 بر روی صفحه $Z=0$ قرار گرفته است. انتگرال ریلی برای میدان ساطع شده به صورت زیر می تواند نوشته شود [۱۸ و ۲۳]:

$$p(\vec{r}_1, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \int_S \frac{\frac{\partial v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{\partial t}}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} d^2 \vec{r}_2 \quad (10)$$

که در این رابطه \vec{r}_1 و \vec{r}_2 به ترتیب فاصله مکانی سطح ترانسدیوسر و نقطه میدان در دستگاه مختصات مرجع می باشد لذا $|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|$ فاصله سطح ترانسدیوسر تا نقطه میدان و $v_n(\vec{r}_2, t)$ سرعت نرمال سطح ترانسدیوسر می باشد و همچنین برای ساده شدن، تابع اپودیازسیون (Apodization Function) به صورت واحد در نظر گرفته شده است.

پاسخ ضربه فضایی به صورت زیر بیان می گردد [۱۸ و ۲۳]:

$$h(\vec{r}_1, t) = \int_S \frac{\partial(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (11)$$

در نتیجه برای میدان ساطع شده خواهیم داشت [۱۸ و ۲۳]:

$$p(\vec{r}_1, t) = \rho_0 \frac{\partial v(t)}{\partial t} * h(\vec{r}_1, t) \quad (12)$$

در این شبیه سازی ترانسدیوسر با ۶۴ المان آرایه ای شبیه سازی شده است به طوریکه طول و عرض المان های ترانسدیوسر به ترتیب ۵ و $\lambda/2$ می باشد که λ برابر با طول موج سیگنال است. فاصله دو المان ترانسدیوسر از هم برابر ۰.۵ mm و فرکانس مرکزی ترانسدیوسر برابر MHz ۲ می باشد. نتیجه شبیه سازی در شکل (۶) نشان داده شده است.

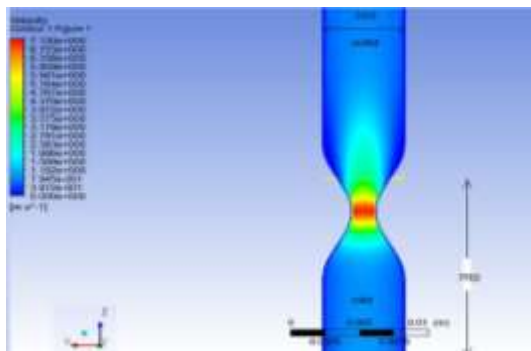
تکنیک نمونه برداری افزایشی^۱ و کاهشی^۲ مجددا مدل سازی نمود و بدین شکل اثر شیفت داپلر در سیگنال RF بدست آمده لحاظ می گردد [۲۲].

$$\Delta d = v_z T_s = \frac{v_z}{F_s} \quad (22)$$

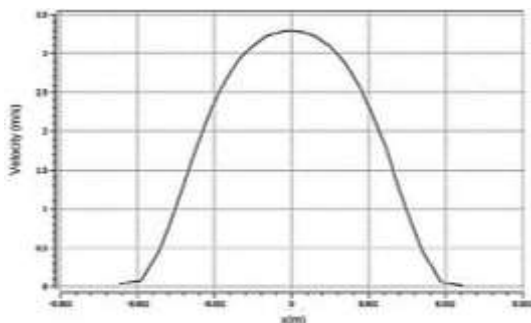
$$\Delta T_s = \frac{2\Delta d}{c} = \frac{2v_z}{cF_s} = \frac{2}{F_s} \left(\frac{v_z}{c} \right) \quad (23)$$

$$T'_s = T_s + \Delta T_s = T_s \times \left(1 + \frac{2v_z}{c} \right) \quad (24)$$

در این روابط Δd مسافتی است که پراکنده ساز بین زمان انتشار پرتو اولتراسوند و انعکاس توسط پراکنده ساز طی می نماید. T_s زمان نمونه برداری سیگنال در موقعیت مکانی ثابت پراکنده ساز است. T'_s نیز زمان نمونه برداری با در نظر گرفتن شیفت زمانی است و مربوط به پراکنده سازی است که فاصله Δd را طی نموده است. سیگنال RF بدست آمده از شبیه سازی، برای رگ کاروتید در حالت نرمال و در حالت با ۷۰٪ گرفتگی، در زمان پیک سیستول به همراه مشخصه سرعت در شکل های (۷) تا (۱۱) آورده شده است.



شکل ۷- رفتار جریان خون بدست آمده از شبیه سازی در رگ کاروتید با ۷۰٪ گرفتگی در زمان پیک سیستول.



شکل ۸- مشخصه سرعت بدست آمده از شبیه سازی در رگ کاروتید با ۷۰٪ گرفتگی در زمان پیک سیستول در مکان $z=7R_0$

$$f_p = -\frac{2v_z}{c} f_0 \quad (18)$$

$$\phi = 2\pi f_0 \left(t_z - \frac{2d}{c} \right) \quad (19)$$

که در این روابط v_z سرعت خون هم جهت با انتشار اولتراسوند، f_0 فرکانس مرکزی ترانسدویسر، t_z زمان نمونه برداری، T_{prf} زمان بین دو انتشار پرتو اولتراسوند، c سرعت صوت، f_p فرکانس سیگنال نمونه برداری شده، t_s زمان بین دو انتشار، ϕ زاویه فاز و t_p زمان مربوط به انتشار پالس می باشند.

برای مجموعه ای از پراکنده سازها خواهیم داشت [۱۸]:

$$r_s(i) = -\sum_{k=1}^N a_k \times \sin \left(2\pi \frac{2v_z(k)}{c} f_0 T_{prf} i - \phi_k \right) \quad (20)$$

$$\phi_k = 2\pi f_0 \left(t_z - \frac{2d_k}{c} \right) \quad (21)$$

در این رابطه d_k و ϕ_k به ترتیب زاویه فاز و عمق مورد بررسی نسبت به محور رگ برای k امین پراکنده ساز می باشند.

۳- بحث و ارائه نتایج

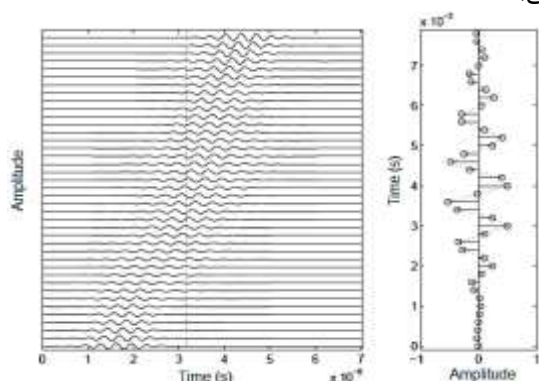
۳-۱- سیگنال RF با در نظر گرفتن اثر داپلر

مدل بیان شده برای سیگنال RF در بخش قبل، برای مکان ثابت پراکنده سازها، در هر زمان بدست آمده است حال آنکه اثر داپلر تغییر در فرکانس یا طول موج بر اثر حرکت منبع موج، انعکاس دهنده و یا دریافت کننده سیگنال می باشد [۲۲]. به منظور لحاظ کردن این ویژگی برای بدست آوردن سیگنال RF مناسب، فرض می شود که پراکنده ساز هنگامی که در موقعیت جدید خود قرار گرفت، از لحظه انتشار پرتو اولتراسوند تا زمانی که پرتو به پراکنده ساز برسد، پراکنده ساز مسافت Δd را طی می نماید، بنابراین سیگنال RF بدست آمده نسبت به حالت قبل تغییر فرکانس خواهد داشت که فرکانس جدید را با در نظر گرفتن شیفت زمانی ΔT_s می توان بر حسب روابط زیر بدست آورد و سپس سیگنال RF بدست آمده از حالت قبل را بر اساس فرکانس جدید با استفاده از برنامه Matlab 7.12.0 و

² Down Sampling

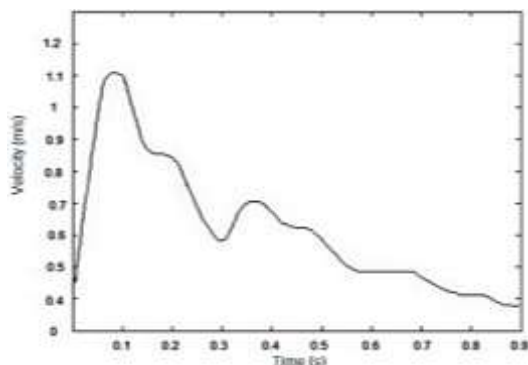
¹ Up Sampling

دریافتی را در یک لحظه ثابت از زمان مورد بررسی قرار دهیم، شکل کلی پالس ارسالی می‌تواند بازسازی شود که به آن دامنه‌های نمونه‌برداری می‌گویند. در شکل (۱۲) زمان ثابتی که سیگنال‌های RF را در آن مورد بررسی قرار می‌دهند با خط تیره عمودی نمایش داده شده است. بازه زمانی مابین نمونه‌های سیگنال بازسازی شده برابر با $1/f_{PRF}$ می‌باشد.

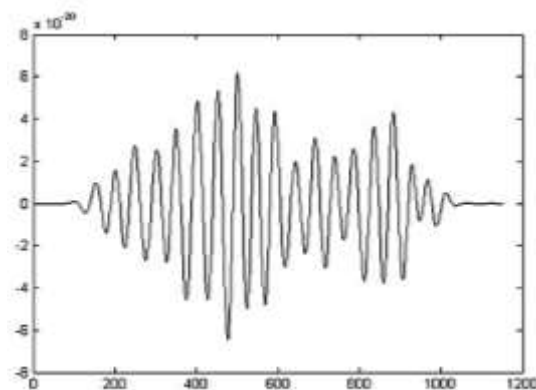


شکل ۱۲- شماتیک روش Slow Time.

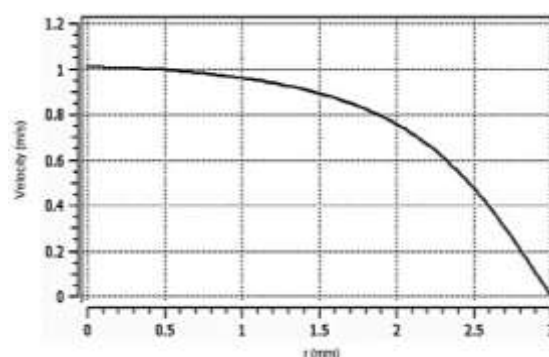
بعد از بدست آوردن سیگنال‌های RF از مدل شبیه‌سازی شده و استفاده از روش Slow Time، با استفاده از برنامه نوشته شده در Matlab 7.12.0، طیف سیگنال زمان-فرکانس که اسپکتروگرام سیگنال دامنه‌های نمونه برداری شده است بدست خواهد آمد و با استفاده از طیف بدست آمده می‌توان مشخصه سرعت را تخمین زد. نتایج بدست آمده برای رگ کاروتید در شکل‌های (۱۳) تا (۱۶) آمده است. شبیه‌سازی برای رگ کاروتید با شعاع ۳ mm در حالت نرمال و حالت با ۷۰٪ گرفتگی و در مکان $z=7R_0$ انجام پذیرفته است. فرکانس نمونه برداری و فرکانس مرکزی ترانسدیوسر به ترتیب ۱۰۰ MHz و ۲ MHz در نظر گرفته شد.



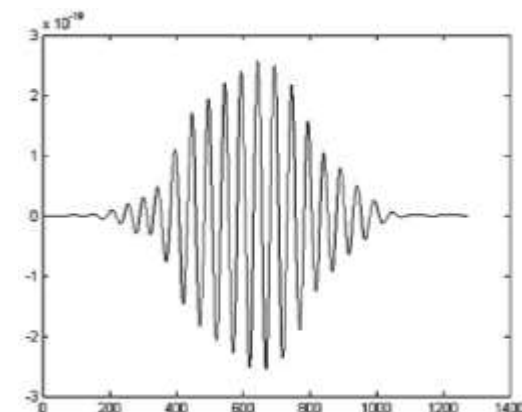
شکل ۱۳- مشخصه سرعت شبیه‌سازی شده با مدل Womersley برای حالت نرمال کاروتید برای استفاده به عنوان ورودی مدل در مکان $z=7R_0$



شکل ۹- سیگنال RF بدست آمده از شبیه‌سازی در رگ کاروتید با ۷۰٪ گرفتگی در زمان پیک سیستول در مکان $z=7R_0$



شکل ۱۰- مشخصه سرعت بدست آمده از شبیه‌سازی در رگ کاروتید در حالت نرمال در زمان پیک سیستول در مکان $z=7R_0$

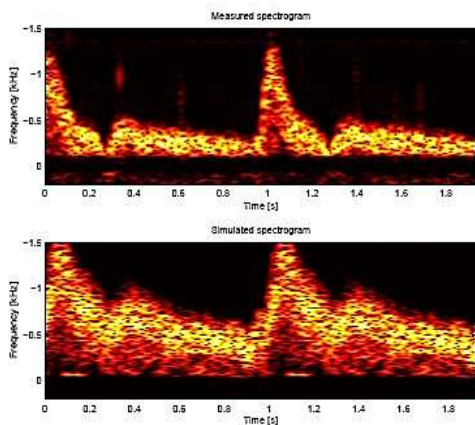


شکل ۱۱- سیگنال RF بدست آمده از شبیه‌سازی در رگ کاروتید در حالت نرمال در زمان پیک سیستول در مکان $z=7R_0$

۳-۲- بدست آوردن طیف فرکانسی و مشخصه سرعت

به منظور بدست آوردن طیف فرکانسی و مشخصه سرعت از روش Slow Time استفاده می‌شود [۲۴]. این روش بیان می‌کند که اگر عروق را با یک فرکانس تکرار پالس مشخص مورد تابش قرار دهیم و تمام سیگنال‌های RF

گرفتگی و با ۷۰٪ گرفتگی در شکل های (۱۴) و (۱۶) نشان داده شده اند که با نتایج عملی ثبت شده توسط یک دستگاه سونوگرافی معمولی مدل BK-3535 که در شکل (۱۷) نشان داده شده است مشابهت دارند.



شکل ۱۷- سونوگرام مشاهده شده توسط دستگاه.

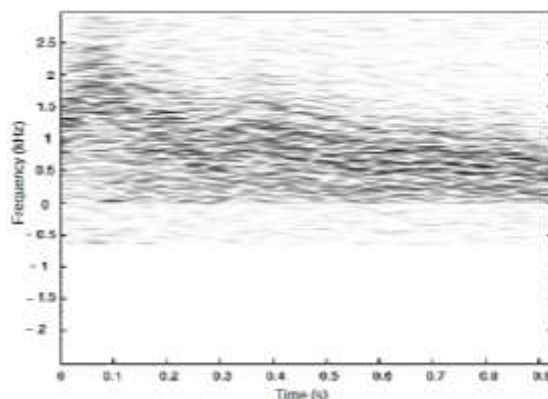
به منظور کمی سازی تفاوت بین مقادیر سرعت تخمین زده شده از اسپکتروگرام بدست آمده در شکل های (۱۴) و (۱۶) و مقادیر سرعت اعمال شده به عنوان ورودی مدل از معیار خطای جذر میانگین مربعات نرمالیزه شده مطابق معادله زیر استفاده می گردد [۲۵ و ۲۶]:

$$NRMSE = \left[\frac{\sum (V_{mean} - \hat{V}_{mean})^2}{\sum V_{mean}^2} \right]^{\frac{1}{2}} \times 100 \quad (25)$$

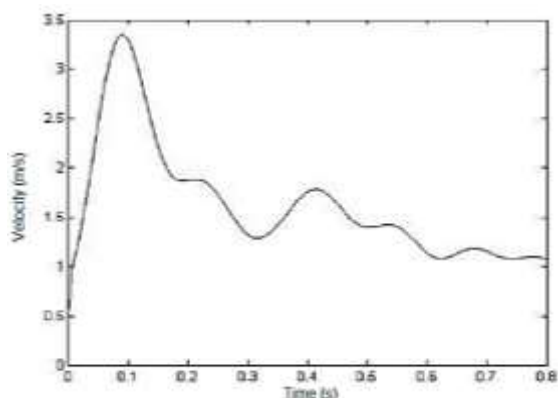
در این معادله V_{mean} و \hat{V}_{mean} به ترتیب سرعت میانگین متغیر با زمان مربوط به مدل Womersley شبیه سازی شده به عنوان ورودی مدل و سرعت تخمین زده شده از اسپکتروگرام می باشد. با اعمال معیار NRMSE بر روی پروفایل های سرعت بدست آمده از اسپکتروگرام و ورودی مدل، مشاهده می شود مقدار خطای ۲،۶٪ برای حالت نرمال رگ و خطای ۳،۶٪ برای حالتی که رگ دارای ۷۰٪ گرفتگی است بدست می آید.

۴- نتیجه گیری

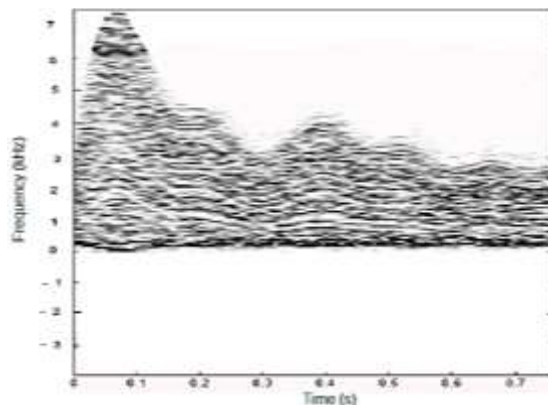
این مقاله به مطالعه و بررسی رفتار جریان پالسی خون در رگ کاروتید در دو حالت بدون گرفتگی و حالتی که ۷۰٪ گرفتگی دارد پرداخته است و سپس با استفاده از داده های سرعت بدست آمده از مدل سازی جریان خون، سیگنال های RF و به سبب آن طیف فرکانس سیگنال داپلر بدست آمد



شکل ۱۴- سونوگرام بدست آمده از شبیه سازی مربوط به رگ کاروتید در حالت نرمال.



شکل ۱۵- مشخصه سرعت شبیه سازی شده با مدل Womersley برای حالت ۷۰٪ گرفتگی رگ کاروتید برای استفاده به عنوان ورودی مدل در مکان $z=7R_0$



شکل ۱۶- سونوگرام بدست آمده از شبیه سازی مربوط به رگ کاروتید با ۷۰٪ گرفتگی.

شکل های (۱۳) و (۱۵) مشخصه سرعت بدست آمده از مدل Womersley شبیه سازی شده را نشان می دهند که به عنوان ورودی برای مدل سازی جریان پالسی خون در عروق کاروتید در دو حالت نرمال و با ۷۰٪ گرفتگی مورد استفاده قرار گرفتند. همچنین اسپکتروگرام مربوط به سیگنال های RF شبیه سازی شده برای عروق کاروتید در دو حالت بدون

بیانگر جریان برگشتی می‌باشند دیده نمی‌شود، شکل‌های (۱۴) و (۱۶)، که این مطلب صحت روش و مدل سازی را بیان می‌دارد. نتایج نشان می‌دهند که مدل پیشنهادی عملکرد خوبی را برای تولید سیگنال‌های جریان خون داپلر با ویژگی‌هایی مطابق با ویژگی‌های یافت شده از جریان کاروتید معمولی بالینی و شریان‌های با درجات گرفتگی مختلف ارائه می‌کند. می‌توان نتیجه گرفت که رویکرد پیشنهادی مزایای سادگی محاسباتی و عملی را برای شبیه‌سازی سیگنال‌های سونوگرافی داپلر از جریان خون ضربانی در عروق تنگ ارائه می‌کند و می‌تواند به راحتی به عنوان یک ابزار آزمایشی اولیه برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های جریان خون داپلر استفاده شود.

و از طیف بدست آمده مشخصه سرعت تخمین زده شد و بررسی مقادیر تخمین زده شده با مقدار اعمال شده به عنوان ورودی و بدست آمدن خطای حدود ۶٪ برای هر دو حالت یکی با گرفتگی ۷۰٪ و دیگری بدون گرفتگی بیانگر دقت این مدل و روش برای شبیه‌سازی سیگنال داپلر می‌باشد. همچنین در مدل‌سازی جریان خون پالسی در عروق کاروتید با ۷۰٪ گرفتگی مشاهده گردید که در زمان پیک سیستول که بیشترین سرعت به ورودی اعمال می‌گردد، شکل‌های (۱۳) و (۱۵)، هیچگونه جریان برگشتی بعد از گرفتگی ایجاد نشده است، شکل (۷)، و نتایج بدست آمده از اسپکتروگرام نیز بیانگر همین مطلب می‌باشد چراکه در اسپکتروگرام بدست آمده مؤلفه‌های فرکانسی منفی که

مراجع

- [1] G. Pontrelli, "Pulsatile Blood Flow in a Pipe", *Computers & Fluids*, Vol. 27, NO. 3, March 1998, pp. 367-380.
- [2] G. Kumar, H. Kumar, K. Mandia, M. Zunaid, N. A. Ansari and A. Husain, "Non-Newtonian pulsatile flow through an artery with two stenosis". *Materials Today: Proceedings*. 2021 Mar 2.
- [3] S.A. Ahmed, and D.P. Giddens, "Pulsatile flow studies with laser Doppler anemometry", *Journal of biomechanics*, Vol. 17, NO. 9, January 1984, pp. 695-705.
- [4] M. Siouffi, P. Peronneau, E. Wildt, and R. Pelissier, "Modifications of flow patterns induced by a vascular stenosis", *Proceedings of Euromech*, Vol. 92, NO. 1, November 1977, pp.73-88.
- [5] C. Tu, M. Deville, L. Dheur, and L. Vanderschuren, "Finite element simulation of pulsatile flow through arterial stenoses", *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, NO. 10, October 1992, pp. 1141-1152.
- [۶] مازیار دهقان، مصطفی میرزایی، محمدصادق ولی پور و سیف‌الله سعدالدین، "جریان سیال غیر نیوتنی بر روی مرز با سرعت متغیر و در شرایط ناپایا؛ ارائه متغیر تشابهی و روش حل نوین"، نشریه مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۲، شماره ۳۹، زمستان ۱۳۹۳، صفحه ۱۱۳-۱۲۲.
- [7] I. Marshall, S. Zhao, P. Papathanasopoulou, P. Hoskins, and X.Y. Xu, "MRI and CFD studies of pulsatile flow in healthy and stenosed carotid bifurcation models", *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, NO. 5, May 2004, pp. 679-687.
- [8] D.A. Steinman, J.B. Thomas, H.M. Ladak, J.S. Milner, B.K. Rutt, and J.D. Spence, "Reconstruction of carotid bifurcation hemodynamics and wall thickness using computational fluid dynamics and MRI", *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 47, NO. 1, January 2002, pp. 149-159.
- [9] T. Ishikawa, L.F. Guimaraes, S. Oshima, and R. Yamane, "Effect of Non-Newtonian Property of Blood on Flow through a Stenosed Tube", *Fluid Dynamics Research*, Vol. 22, NO. 5, May 1998, pp.251-264.
- [۱۰] محمد شریفی اصل، داود طغرایی و احمد رضا عظیمیان، "شبیه‌سازی عددی انتقال حرارت جابه‌جایی در جریان مغشوش غیرنیوتنی نانوسیال در یک لوله افقی مدور"، نشریه مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۶، شماره ۵۳، تابستان ۱۳۹۷، صفحه ۱۱۳-۱۲۰.
- [11] V. Carvalho, D. Pinho, R. A. Lima, J. C. Teixeira and S. Teixeira, "Blood flow modeling in coronary arteries: A review". *Fluids*, Vol. 6, NO. 2, February 2021. pp. 53.
- [12] S. Ghofrani, M.R. Jahed-Motlagh, and A. Ayatollahi, "An adaptive speckle suppression filter based on nakagami distribution", *International Conference on Trends in Communications*, Bratislava, Slovakia, Vol. 1, July 2001, pp. 84-87.

مدل سازی سیگنال های جریان خون داپلر اولتراسوند بدست آمده از گرفتگی عروق با استفاده از...

- [13] R. Izzetti, S. Vitali, G. Aringhieri, M. Nisi, T. Oranges, V. Dini, Ferro F and M. Gabriele, "Ultra-high frequency ultrasound, a promising diagnostic technique: review of the literature and single-center experience", Canadian Association of Radiologists Journal, Vol. 72, NO. 3, August 2021; pp. 418-31.
- [14] E. D. Übeyli and I. Güler, "Spectral analysis of internal carotid arterial Doppler signals using FFT, AR, MA, and ARMA methods", Computers in biology and medicine, Vol. 34, NO. 4, June 2004, pp. 293-306.
- [15] J.R. Buchanan Jr, C. Kleinstreuer, and J.K. Comer, "Rheological Effects on Pulsatile Hemodynamics in a Stenosed Tube", Computers & Fluids, Vol. 29, NO. 6, April 2000, pp. 695-724.
- [۱۶] سجاد اسلامی و مهدی محسنی، "اثر مدل توربولانس بر شبیه سازی عددی جریان آشفته نانوسیال در یک لوله افقی"، نشریه مدل سازی در مهندسی، دوره ۱۷، شماره ۵۸، پاییز ۱۳۹۸، صفحه ۲۷۹-۲۹۳.
- [17] J.G. Neuwirth, "Pressure and Velocity Fluctuations Associated with the Flow Through a Stenosis with Upstream Roughness", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 24, NO. 3, May 1977, pp. 269-727.
- [18] J.A. Jensen, Estimation of blood velocities using ultrasound: a signal processing approach, 2th ed., Cambridge University Press, UK, 1996.
- [19] H. Yamaguchi, Engineering Fluid Mechanics, 2th ed., Springer Science & Business Media, Berlin, 2008.
- [20] S. C. Low, N. Eshtiaghi, L. Shu and R. Parthasarathy, "Flow patterns in the mixing of sludge simulant with jet recirculation system", Process safety and environmental protection, Vol. 112, NO. 5, November 2017, pp. 209-21.
- [21] R. Ershadnia, M. A. Amooie, R. Shams, S. Hajirezaie, Y. Liu, S. Jamshidi and M. R. Soltanian, "Non-Newtonian fluid flow dynamics in rotating annular media: Physics-based and data-driven modeling", Journal of Petroleum Science and Engineering, Vol. 185, NO. 7, February 2020, pp. 106641.
- [22] A. Hajjam, and H. Behnam, "A Modified Time-Domain Approach for Modelling the Ultrasound Signal from Blood-Flow", Ultrasound, Vol. 16, NO. 3, August 2008, pp. 160-164.
- [23] M.B. Khodabakhshi, and H. Behnam, "A new method for simulation of emblic signal in ultrasound blood flow signals", In 2010 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering, Isfahan, Iran, Vol.17, November 2010, pp. 1-3.
- [24] L. Løvstakken, "Signal processing in diagnostic ultrasound: Algorithms for real-time estimation and visualization of blood flow velocity". Norwegian University of Science and Technology: Trondheim, Norway. 2007.
- [25] E.L. Lehmann, and G. Casella, Theory of Point Estimation, 2th ed., Springer Science & Business Media, Berlin, 2006.
- [26] M.R. Spiegel, J.J. Schiller, R.A. Srinivasan, and M. LeVan, Probability and Statistics, 2th ed., McGraw-hill, USA, 1980.