DOI: 10.22041/ijbme.2007.13482

Fluid Flow and Heat Transfer Analysis of Hemorheological Viscometer Using Computational Fluid Dynamics (CFD) Simulation

N. Fatouraee*, M. Gholipour-Samarghaveh

Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Faculty of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

Blood is one of the vital fluids of the human body. Measurement of its viscosity and other properties is very important in detecting and understanding different cardiovascular diseases. In this study, the blood flow in a concentric cylinder viscometer was simulated numerically. The blood flow patterns were analyzed by applying different rotational speed of inner cylinder. Creation of a Couette flow, end effects and suitable rotational speed limit were analyzed. The amount of the torque applied to the inner cylinder which prevents the generation of the Taylor vortices was also predicted. From the obtained results, one can conclude that these vortices were not as important as the end effects were. In order to keep the blood sample temperature within a constant and acceptable range a thermal bath was used. Heat removal rate with different inflow rates of coolant was also predicted numerically.

Keywords: **Blood viscosity; Viscometer; Non-Newtonian fluid; Couette flow; Temperature control; Taylor vortices**

* **Corresponding author**
Address: *Naser Fatourae,e Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Faculty of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology, Tehran, I.R.Iran*
Tel & Fax: *+98 21 66495655*
E-mail: *Nasser@aut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2007.13482

تحليل جريان و انتقال حرارت در ويسكومتر همورئولوژيكي با استفاده از شبيه‌سازي به روش ديناميک سيالات محاسباتي

ناصر فتورائي*، مجتبي قلي‌پور سمرغاوه

آزمايشگاه تحقيقاتي مکانيک سيالات بيولوژيکي، دانشکده مهندسي پزشكي، دانشگاه صنعتي اميركبير

چكيده

خون يكي از سيالات مهم در بدن انسان است. از ايـن‌رو، اندازه‌گيري ويسكوزيته و ديگر خـواص آن مي‌توانـــد در تـشخيص بيماري‌هاي مختلف سيستم قلب و عروق كمک شاياني نمايد. در اين تحقيق، جريان خــون در ويسكومتر نــوع استوانه‌های هم-مركز، به عنوان يک دستگاه مناسب در اندازه‌گيري ويسكوزيته خون، به صورت عددي مورد بررسي قرار گرفته است. خــون بــه دو صورت سيال نيوتني و غيرنيوتني فرض گرديده است. با اعمال شرايط چرخش متعدد به بررسي دقيق جريان خــون پرداختــه شد. تشكيل جريان كوئت مابين دو استوانه و اثر انتهايي بررسي شده و سرعت مناسب چرخش تخمين زده شده است. براي بــه دست آوردن مقدار صحيح گشتاور تلاش گرديد تا از تشكيل چرخه‌هاي تيلر جلوگيري شود. نتايج نشان داد كه اين چرخه‌ها به اندازه اثر جريان انتهايي حائز اهميت نيستند. چگونگي ثابت نگه داشتن دماي خون توسط حمام گرمايي و تأثير عوامل موجــود نظير دبي جرمي سيال ورودي به روش عددي مورد بررسي قرار گرفته است.

واژه‌هاي كليدي: ويسكوزيته خون؛ ويسكومتر؛ سيال غيرنيوتني؛ جريان كوئت؛ كنترل دما؛ چرخه‌هاي تيلر

* عهده‌دار مكاتبات

نشاني: تهران، خيابان حافظ، دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشکده مهندسي پزشکي، آزمايشگاه تحقيقاتي مكانيک سيالات زيستي، صندوق پستي ۱۵۸۷۵-۳۴۱۳

تلفن و دورنگار: ۶۶۴۹۵۶۵۵- ۰۲۱، **پيام‌نگار:** Nasser@aut.ac.ir

۱- مقدمه

خون به عنوان يک سيال فيزيولوژيکي در بـدن انـسان نقـش حياتي ايفا مي‌کند. نتيجه فعل و انفعالات شـيميايي کـه بـدن انسان بـر روي مواد مختلف از جملـه مـواد غذايـي انجـام مي‌دهد، توسط خون به عنوان يک سيال حامل کـه بـه تمـام نقاط بدن دسترسـي دارد، بـه تمـام سـلول‌هـا و بخـش‌هـاي مختلف آن انتقال داده مي‌شود [۱-۴]. از آنجايي که کيفيت و نحوه عملکرد خون در بدن مستقيماً به خـواص رئولـوژيکي آن از جمله ويسکوزيته وابسته است، لذا بررسـي دقيـق ايـن خـواص حـائز اهميـت اسـت. ويـسکوزيته بـه عنـوان يـک خاصيت سيال تحت تأثير عوامل مختلف از جمله فشار، دمـا و ساختار مولکولي سيال قرار دارد. عـلاوه بـر عوامـل فـوق، خون سيالي است که در داخل محيطي به نـام پلاسـما واقـع گرديـده و خـواص پلاسـما نيـز روي ويـسکوزيته خـون تأثيرگذار است. ايـن مـسأله پيچيـدگي بيـشتري در بررسـي جريان خون ايجاد مي کند [۱].

اندازه‌گيري ويسکوزيته به عنوان يکي از خواص مهم خـون، نيازمند استفاده از ابزار مناسب است. ابزارهاي مختلفي بـراي اندازه‌گيري ويسکوزيته خون به کار مي‌روند که مـي‌تـوان بـه ويـسکومتر لولـه موئينـه، ويـسکومتر مخـروط و صـفحه، ويسکومتر استوانه‌هاي هم‌مرکز و ويسکومتر ديسک چرخـان اشـاره نمـود [۵-۸]. در بيـن ايـن روش‌هـا، ويـسکومتـر استوانه‌هاي هم‌مرکز به دليل دقت نسبتاً بالا، سادگي هندسـه، سادگي فيزيک حاکم و تميز کردن آسان سطوح استوانه‌هـا از سيال مورد آزمايش، مناسب‌تر مي‌باشد. اين نوع ويسکومتر از دو استوانه هم‌مرکز تشکيل شده که سيال مـورد آزمـايش در فضاي بين دو اسـتوانه قـرار مـي‌گيـرد [۹]. بـا دوران نـسبي استوانه‌ها نسبت به هم تحت يک سرعت دوراني ثابت، تنش برشي بـه سيال موجـود در فـضاي بيـن دو اسـتوانه اعمـال مي‌گردد که با اندازه‌گيري گـشتاور وارد بـر اسـتوانه داخلـي، تنش برشي موجود در سـيال و در نتيجـه ويـسکوزيته سـيال محاسبه مي‌گردد.

در سرعت‌هاي دوراني پايين، جريان سيال در فضاي بـين دو استوانه بايـد از نـوع کوئـت باشـد [۱۰]. بـه عبـارت ديگـر، پروفيل سرعت چرخشي در جهت شعاع استوانه خطي بـوده و هيچ گونه اغتشاش و نفـوذ جريـان از انتهـاي اسـتوانه بـه داخل فضاي بين دو استوانه ايجاد نمي‌گردد.

به دليل هندسه انتهاي استوانه (انتهاي تخت)، در حين دوران استوانه داخلي، گشتاوري به انتهاي استوانه نيز اعمال مي‌شود که موجب ايجاد جريان‌هاي ثانويه‌اي در کف استوانه و نفـوذ آنها به فضاي ميان دو استوانه خواهد شد. اين پديده بـه نـام "اثر انتهايي" مـشهور اسـت [۱۱]. بـا افـزايش سـرعت و يـا افزايش فضاي بيـن دو استوانه نفـوذ ايـن جريـان‌هـا بيـشتر مي‌شـود. همچنـين در سـرعت‌هـاي دورانـي خيلـي زيـاد گردابه‌هايي توليد مي‌شـود کـه بـه نـام "گردابـه‌هـاي تيلـور" معروف مي‌باشد [۱۱-۱۴]. اين گردابه‌ها اندازه‌گيري گشتاور و در نتيجه اندازه‌گيري ويـسکوزيته را مختـل مـي‌سـازد. بـه همين دليل تضمين عدم تشکيل ايـن گردابـه‌هـا در طراحـي ويسکومتر ضروري است. در اين تحقيق، از روش "ديناميـک سيالات محاسباتي"[1]جهت بررسي دقيق پديده‌هاي مختلفي که در حيـن عمـل، در انــواع ويـسکومترهاي اشاره شـده رخ مي‌دهد، بهـره گرفتـه شـده اسـت [۱۵]. همچنـين مـي‌تـوان پارامترهـايي از قبيـل ابعـاد هندسـي در طراحـي و دورهـاي چرخش مناسب را براي ويسکومتر پيش‌بيني نمود [۱].

خون در حالت واقعي يک سيال غيرنيوتني است. مـدل‌هـاي متنوعي براي سيال غيرنيوتني پيشنهاد گرديده‌اند کـه از ميـان آنها مي‌توان به مدل قانون تواني براي خون اشاره نمود که در اين تحقيق، مدل فوق انتخاب شده است. نتايج حاصل از اين شبيه‌سازي نيز با نتايج تحليلـي مقايـسه شـده اسـت. مـسأله ديگري که در اين تحقيق به آن پرداختـه شـد، تثبيـت دمـاي نمونه خون در حين اندازه‌گيري ويـسکوزيته مـي‌باشـد. ايـن مهم با استفاده از يک حمام گرمايي که ويـسکومتر را احاطـه کرده است، انجام مي‌پذيرد [۱]. اين سيستم حرارتـي نيـز بـه روش عددي مورد بررسي قرار گرفته است.

۲- روش‌ها

در اين تحليل، جهت سرعت عمل بيشتر محاسـبات، سيـستم استوانه‌هاي هم‌مرکز متقارن محوري فرض گرديده و تحليـل

[1] Computational Fluid Dynamics (CFD)

عددي به صورت دوبعدي متقارن محوري لحاظ شده است. ايـن فـرض، عملكـرد اصـلي سيـستم را بـدون اعمـال پيچيدگي‌هاي زايد مهيا مي‌سازد. جريان در ويسكومتر، آرام و مستقل از زمان است. بـا توجه به اينكه رفتار خـون در رگ-هاي بزرگ، نيوتني فرض مـي‌شـود بـه همـين دليـل جهـت مدلسازي جريان خون، ابتدا خـون بـه عنـوان سـيال نيـوتني فرض گرديده و سپس به عنوان یک سـيال غيرنيـوتني، مـدل تواني در نظر گرفته شده است. در حالت واقعـي، قـسمتي از فضاي بين دو استوانه داخلي و خارجي در ويـسكومتر مـورد نظر خالي از سيال (خون) است كه در اين حالت جريان‌هاي سطحي نيز وارد مسأله شـده و حتـي ممكـن اسـت پروفيـل سطح سيال دچار تغييرات انـدكي گـردد كـه جهـت سـادگي بيشتر، جريان فضاي بين دو استوانه كاملاً پر از سيال در نظـر گرفته شد. به عبارت ديگر از سطح آزاد خون و هوا صرفنظر شده است.

۲-۱- روش تحليلي

فرض‌هاي مورد استفاده در دستيابي به روابـط جريـان سـيال حاكم بر ويسكومتر مورد نظر عبارتند از: جريان سيال لايه‌اي پايا، تراكم‌ناپذير، بـا خـصوصيات ثابـت و بـدون لغـزش در ديوارها. در روش تحليلي از اثر انتهايي نيز صرفنظر مي‌شـود. هنگامي كه استوانه داخلي با یک سرعت ثابت دوران مي‌كنـد و استوانه خارجي ساكن است گشتاور مورد نياز بـراي ثابـت نگه داشتن اين سرعت زاويه‌اي اندازه‌گيري مي‌شود. گـشتاور مقاوم از تنش برشي اعمال شده توسط سيال بر روي استوانه داخلي نتيجه مي‌گردد. در شكل ۱، شكلواره اي از ويسكومتر استوانه‌هاي هم‌مركز نشان داده شده است.

رابطه ۱، ارتباط ميان تنش برشي و سرعت زاويـه‌اي در ايـن نوع ويسكومتر را بيان مي‌كند:

$$\Omega = -\frac{1}{2}\int_{\tau_b}^{\tau_c} f(\tau)\frac{d\tau}{\tau} \qquad (۱)$$

كه در آن Ω، سرعت زاويـه‌اي اسـتوانه داخلـي اسـت، حـل رابطه ۱، به $f(\tau)$ بستگي دارد كه با رفتار سـيال مـورد مطالعـه مشخص مي‌گردد. با مشخص بودن $f(\tau)$ (رفتار سيال)، رابطـه ۱ را مي‌توان براي هر نوع ويسكومتر استوانه‌هاي هم‌مركز حل نمود [۱۶].

۲-۱-۱- اثر انتهايي

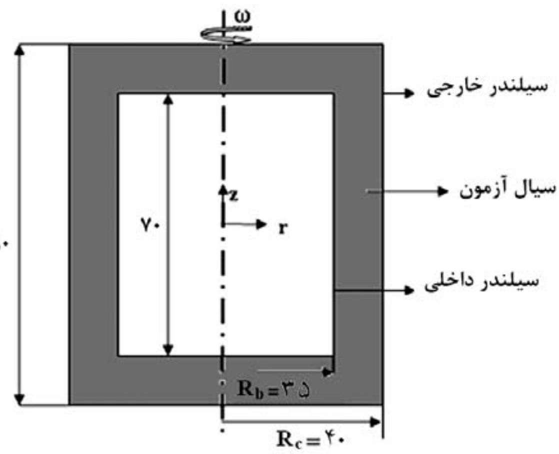
اثر انتهايي در ويسكومتر استوانه‌هاي هم‌مركز به صورت يـک طول مؤثر از استوانه داخلي از طريق آزمايش با چند اسـتوانه داخلي محاسبه مي‌گردد. شبيه‌سازي جريان سـيال در انتهـاي استوانه داخلي نشان داده كه حتي در حالت جريان كوئت نيز اثر انتهايي مؤثر است. همچنين بررسي‌هاي انجام شده نـشان مي‌دهد كه با افزايش سرعت دوران، نفـوذ جريـان سـيال بـه فضاي بين دو استوانه نيز افزايش مي‌يابد، البته در اين حالت، ديگر، جريان كوئت برقرار نبوده و در حالت بحراني جريـان سيال به صورت چرخه‌هاي تيلور مي‌باشد [۹، ۱۲].

۲-۱-۲- سيال نيوتني

با توجه به رابطه بين تنش برشي و نـرخ بـرش بـراي سـيال نيوتني مي‌توان به رابطه ۲، رسيد [۱۷]:

$$\Omega = \frac{M}{4\pi\mu h}\left[\frac{1}{R_b^2} - \frac{1}{R_c^2}\right] \qquad (۲)$$

رابطه ۲ نشان مي‌دهد كه براي یک سيال نيوتني، گـشتاور بـه طور مستقيم متناسب با سرعت دوراني استوانه داخلي است.



شكل ۱- شكلواره‌اي از ويسكومتر استوانه‌اي

ابعاد برحسب ميلي‌متر مي‌باشند. محيط خاكستري، سيال مـورد آزمـايش است. استوانه داخلي با سرعت دوراني ω مي‌چرخـد و اسـتوانه خـارجي ثابت فرض مي‌شود.

۲-۱-۳- سيال غيرنيوتني

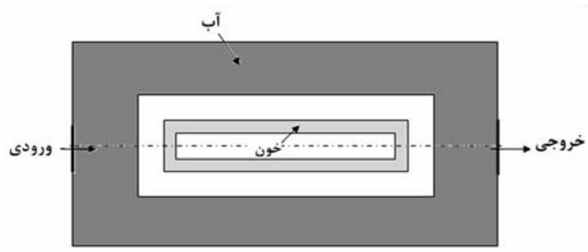
براي يک سيال غيرنيوتني مدل تواني، مي‌توان رابطـه زيـر را نوشت:

$$\Omega = \frac{n}{2K^{1/n}}\left[\left(\frac{M}{2\pi h R_b^2}\right)^{1/n} - \left(\frac{M}{2\pi h R_c^2}\right)^{1/n}\right] = \frac{n}{2K^{1/n}}\left(\frac{M}{2\pi h R_b^2}\right)^{1/n}\left[1-\left(\frac{R_b}{R_c}\right)^{2/n}\right] \qquad (۳)$$

با استفاده از معالات فوق و با مـشخص بـودن گـشتاور M و سرعت دورانΩ ، ويسکوزيته، μ ؛ قابل محاسبه خواهد بود.

۲-۱-۴- سيستم تثبيت دما

در مـدت زمـان انجـام آزمـايش بـراي جلـوگيري از تغييـر پارامترهاي رئولوژيک خون بايد دماي آن ثابت باقي بماند. دماي مناسب براي نمونه خون مـورد آزمـايش دمـاي عـادي بدن يعني ۳۷ درجه سانتي‌گراد مي‌باشد. لذا با استفاده از يـک حمام حرارتي اين شرط فراهم خواهد شد. ايـن امـر توسـط آب عبوري از مبدل حرارتي که به صورت يک چرخه بـسته محفظه حاوي خون را در بر دارد، صورت مـي‌گيـرد. دمـاي ورودي در ۳۶ درجه سانتي‌گراد تثبيت مي‌شود. همان طور که اشاره شد سيال خنک‌کننده و تنظيم‌کننده دمـاي سيـستم، آب در نظر گرفته شده است. بديهي است کـه در صـورت عـدم پاسخگو بودن براي انتقال حرارت مناسب، امکان اسـتفاده از موادي با ضريب انتقـال حـرارت بـالاتر نيـز وجـود داشـت. محفظه تنظيم دما در ايـن سيستم از جنس پيرکس بـا



شکل ۲- شکلواره‌اي از ويسکومتر به همراه محفظه خنک‌کننده

در اين شکل، محور دوران به اندازه ۹۰° (ساعت‌گـرد) چرخانـده شـده، نشان داده شده است. محـيط خاکـستري پررنـگ، سـيال خنـک (آب) را نشان مي‌دهد که از سمت چپ وارد و از سمت راست خارج مـي‌گـردد. دماي آب ورودي ثابت و ۳۶ درجه سانتي‌گراد است.

ضريب هدايت حرارتي W/mK ۱/۰۰۵ در دمـاي اتـاق بـود [۱]. شرايط اشاره شده فوق در شبيه‌سازي عددي لحاظ شده است. شکلواره‌اي از ايـن مـدل در شـکل ۲ نـشان داده شـده است.

۲-۱-۵- معادلات حاکم

معادلات حاکم بر جريـان آرام سـيال، معـادلات پيوسـتگي و ممنتوم مي‌باشند که براي مدل مورد نظر در مختصات متقارن محوري x و r به صورت زير خواهند بود [۱۷]:

$$\frac{\partial u}{\partial x}+\frac{\partial v}{\partial r}+\frac{v}{r}=0 \qquad (۴)$$

$$\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial x}(r\rho uu)+\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}(r\rho vu)=-\frac{\partial p}{\partial x}+\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial x}\left[r\mu\left(2\frac{\partial u}{\partial x}-\frac{2}{3}(\nabla.\vec{v})\right)\right]+\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left[r\mu\left(\frac{\partial u}{\partial r}+\frac{\partial v}{\partial x}\right)\right] \qquad (۵)$$

$$\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial x}(r\rho uv)+\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}(r\rho vv)=-\frac{\partial p}{\partial r}+\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial x}\left[r\mu\left(\frac{\partial v}{\partial x}+\frac{\partial u}{\partial r}\right)\right]+\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left[r\mu\left(2\frac{\partial v}{\partial r}-\frac{2}{3}(\nabla.\vec{v})\right)\right]-2\mu\frac{v}{r^2}+\frac{2}{3}\frac{\mu}{r}(\nabla.\vec{v})+\rho\frac{\omega^2}{r} \qquad (۶)$$

$$\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial x}(r\rho uw)+\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}(r\rho vw)=\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial x}\left[r\mu\frac{\partial w}{\partial x}\right]+\frac{1}{r^2}\frac{\partial}{\partial r}\left[r^3\mu\frac{\partial}{\partial r}\left(\frac{w}{r}\right)\right]-\rho\frac{vw}{r} \qquad (۷)$$

که در اين روابط، ديورژانس $\nabla.\vec{v}=\frac{\partial u}{\partial x}+\frac{\partial v}{\partial r}+\frac{v}{r}$ مي‌باشد. معادلات ديفرانسيلي فوق با شرايط مرزي ذيل، ميدان سرعت و فشار را مشخص مي کنند.

با توجه به شکل ۱، شـرط مـرزي بـر روي ديـواره خـارجي استوانه داخلـي، شـرط عـدم لغـزش اسـت. در ايـن حالـت، سرعت چرخشي سـيال در مجـاورت ديـواره برابـر سـرعت ديواره است. شرط مرزي روي ديواره داخلي استوانه خارجي با توجه به توضيحات فوق، سرعت سيال صـفر اسـت و بـر روي ديواره خارجي استوانه داخلي، سيال به آن چسبيده و با آن مي‌چرخد. همچنين گراديان تمامي متغيرهـاي وابـسته در جهت عمود بر ديواره ($\frac{\partial \phi}{\partial n}=0$ که در آن ϕ متغيـر وابـسته است) برابر صفر مي‌باشد [۱۷].

۲-۲- روش ديناميک سيالات محاسباتي

۲-۲-۱- شبيه‌سازي خون به عنوان يک سيال نيوتني

براي بررسي دقيق رفتار جريان سيال در ويسکومتر مورد نظر از شبيه‌سازي عددي استفاده شده است. اين شبيه‌سازي توسط بسته نرم‌افزار عددي فلوئنت (FLUENT) انجام شد [۱۸]. در اين بسته نرم‌افزاري، معادلات حاکم ديناميک سيالات و انتقال حرارت، معادلات ۴ تا ۷، توسط روش عددي حجم محدود حل مي‌شود.

در اين تحقيق، با استفاده از الگوريتم آپويند[۲] مرتبه اول به حل تقريبي معادلات پرداخته شد. براي حل متغير فشار از الگوريتم سيمپل[۳] بهره گرفته شده است. تعداد حجم‌هاي محدود در نظر گرفته شده براي شبکه عددي، ۷۵۰۰ حجم محدود مي‌باشد. مطالعه استقلال جواب از شبکه عددي نشان مي‌دهد که اين تعداد حجم محدود از دقت نسبتاً خوبي در به دست آوردن ميدان سرعت برخوردار است.

در طي تحليل، پروفيل "سرعت چرخشي"[۴] در طول ديوار رسم شده است که در صورت خطي بودن اين پروفيل، جريان سيال بين دو استوانه از نوع جريان کوئت بوده و در غير اين صورت امکان وارد شدن اثر انتهايي به داخل شکاف بين دو استوانه بررسي گرديده است. اين امر در صورت وقوع موجب مي‌گردد تا پروفيل سرعت چرخشي غيرخطي شود.

۲-۲-۲- شبيه‌سازي خون به عنوان يک سيال غيرنيوتني

طبق مطالعات انجام گرفته با توجه به مدل‌هاي موجود در نرم‌افزار، جهت شبيه‌سازي خون به عنوان يک سيال غيرنيوتني مناسب، مدل تواني انتخاب شده است:

$$\tau = 0.042\,\dot{\gamma}^{0.61} \qquad (۸)$$

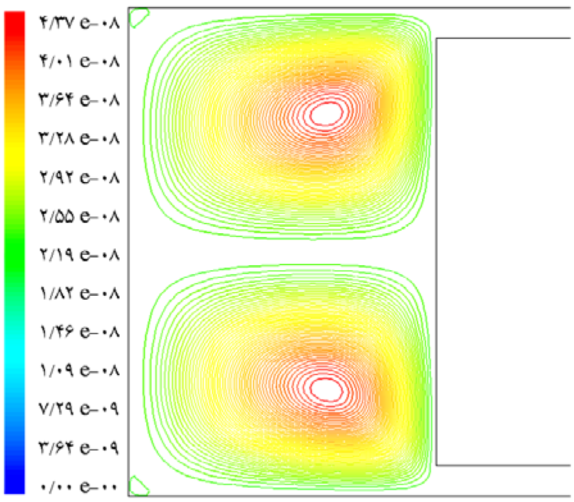
شرايط جريان مشابه شرايطي است که براي سيال نيوتني بيان گرديد با اين تفاوت که معادلات حاکم بر جريان، معادلات پيوستگي و ممنتوم غيرنيوتني هستند. شرايط مرزي اعمالي همانند شرايط سيال نيوتني اعمال گرديده است.

۳- نتايج

۳-۱- ميدان سرعت جريان

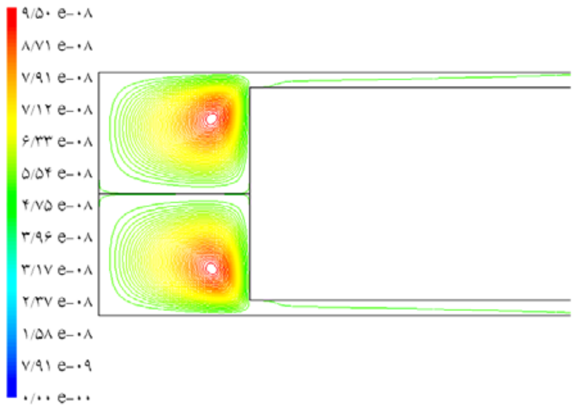
هدف اصلي از شبيه‌سازي جريان سيال در ويسکومتر استوانه‌هاي هم‌مرکز، بررسي پروفيل سرعت چرخشي در شکاف بين دو استوانه ويسکومتر (تشکيل جريان کوئت در ويسکومتر استوانه‌هاي هم‌مرکز) و دستيابي به ميزان نفوذ اثر انتهايي به داخل شکاف است. در بررسي عددي جريان، ويسکوزيته خون به عنوان يک سيال نيوتني، μ معادل ۰/۰۰۳۵*kg/m* و چگالي آن ω=۱۰۳۰ *kg/m*³ ثابت در نظر گرفته شده است. اين مدل با سرعت‌هاي دوران مختلف ω = ۵-۱۵ RPM براي استوانه داخلي حل گرديده است.

به عنوان نمونه نتايج سرعت‌هاي دوران ۵ RPM و ۱۰ RPM در شکل‌هاي ۳ و ۴ نشان داده است. با توجه به خطوط تراز تابع جريان در سرعت‌هاي مختلف مي‌توان به اين نتيجه رسيد که هرچه سرعت دوران استوانه داخلي بيشتر شود، جريان از انتهاي چپ به فضاي بين دو استوانه بيشتر نفوذ مي‌کند. نتايج نشان مي‌دهند که براي سرعت دوران ۵ RPM جريان اصلاً نفوذ نمي‌کند. به عبارتي در اين سرعت، جريان انتهايي خللي در جريان اصلي بين دو استوانه ايجاد ننموده و شرايط جريان کوئت برقرار است.



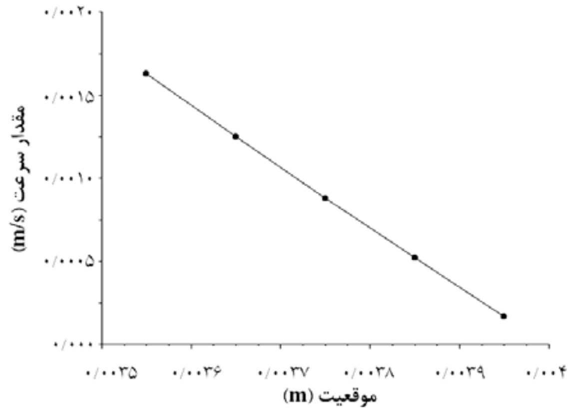
شکل ۳- خطوط تراز تابع جريان در سرعت دوران ۵ RPM
در اين شکل براي نمايش هرچه بهتر جزئيات انتهايي‌ترين قسمت سمت چپ نشان داده شده است.

---
²Upwind ³SIMPLE ⁴Swirl Velocity

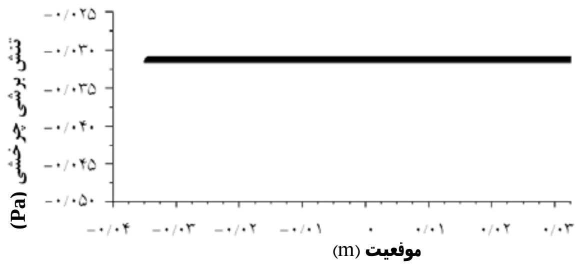


شکل ۴- خطوط تراز تابع جریان در سرعت دوران ۱۰ RPM
در این شکل انتهایي‌ترین قسمت سمت چپ نشان داده شده است.

در سرعت ۱۵ RPM حداکثر نفوذ مشخص شده و جریان به حالت گردابـه‌اي متمایـل شـده اسـت. بـه طـوري کـه در سرعت‌هاي بسیار بالاتر، جریان کاملاً بـه صـورت گردابـه‌اي به داخل فضاي مابین دو استوانه نفوذ خواهد کرد. نزدیک‌تـر شدن گردابه‌هاي با شدت بالا (خطوط تراز قرمـز رنـگ) بـه دهانه شکاف بین دو استوانه با افزایش سرعت دوران، دلیلـي بر درستي این ادعا است. همچنین با افزایش سـرعت دوران، شدت گردابه‌هاي انتهاي سمت چپ مدل به نـسبت افـزایش سرعت دوران، افزایش مي‌یابد. با توجه بـه شـدت (بزرگـي) بیشتر گردابه‌ها در سمت چپ مدل، جهت پیشروي سیال در فضاي بین دو استوانه از سمت چپ به سمت راسـت اسـت. همچنین بـا افـزایش شـکاف میـان دو اسـتوانه جریـان‌هـاي گردابه‌اي موجود در انتهاي استوانه به داخـل شـکاف بیـشتر نفوذ کـرده و جریـان در فـضاي بـین دو اسـتوانه کـاملاً بـه صورت گردابه‌اي (مغشوش) در مي‌آید. بنـابراین در طراحـي این نوع ویسکومتر شکاف بین دو استوانه را تا حد امکـان و با در نظرگرفتن محدودیت‌هاي ساخت، باید کوچـک اختیـار کرد. در سرعت‌هاي دوراني ذکر شده در ایـن مـدل، پروفیـل سرعت چرخشي در راستاي شعاع به صورت خطي است که نشانه تشکیل جـریان کوئـت در فـضاي بیـن دو استوانـه مي‌باشد. با افـزایش سـرعت دوران اسـتوانه داخلـي، جریـان دیگر به صورت کوئت نخواهد بود. چگونگي تشکیل جریان کوئت در فضاي مابین دو استوانه در سـرعت دوران ۵ RPM درشکل ۵ نشان داده شده است.

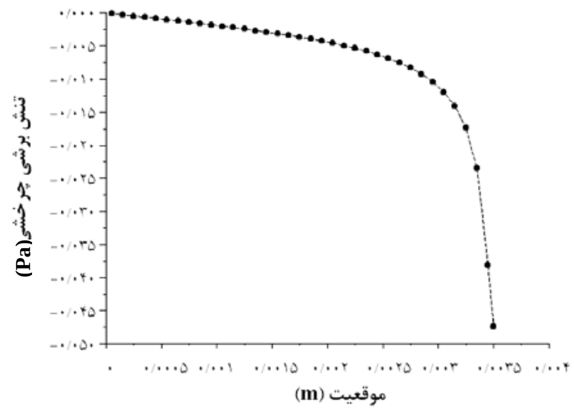


شکل ۵- پروفیل سرعت چرخشي در ابتداي ورود به شکاف بین دو استوانه براي سرعت دوران ۵ RPM
پروفیل از سطح خارجي استوانه داخلي تا سطح داخلي اسـتوانه خـارجي نمایش داده شده است. خطـي بـودن توزیـع سـرعت، نمایـانگر تـشکیل جریان کوئت مابین دو استوانه است. محل انتخابي بـراي نمـایش توزیـع سرعت حساس‌ترین محل براي شروع اغتشاش در جریان است.

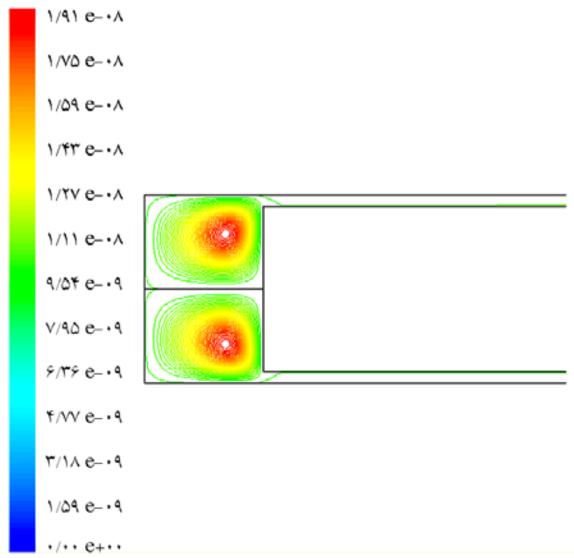


شکل ۶- توزیع تنش برشي چرخشي در راستاي افقي دیواره استوانه داخلي براي سرعت دوران ۱۰ RPM(ثابت)

به منظور محاسبه کوپل وارد بر استوانه داخلي بـا اسـتفاده از تنش برشي چرخشي وارد بر دیواره اسـتوانه داخلـي توسـط خون، و با توجه به اینکه تنش برشي بر روي دیواره در نقاط مختلف دیواره متفاوت است، توزیـع تـنش برشـي بـر روي دیواره خارجي اسـتوانه داخلـي در سـرعت دوران ۱۰ RPM براي سیال نیوتني خـون بــه صـورت نـشان داده شـــده در شکل‌هاي ۶ و۷ در نظر گرفته شد. با اسـتفاده از ایـن توزیـع تنش و انتگرال‌گیـري روي سـطح دیـواره خـارجي اسـتوانه داخلي، مقدار گشتاور برابر $۱/۷۳ \times ۱۰^{-۶}$ N.m مي‌باشـد کـه بـا قرار دادن مقدار فوق در رابطه تحلیلي ۲، مقـدار ویـسکوزیته خون برابر ۰/۰۰۳۶۹ kg/m-s بـه دست مي‌آید کـه بـا مقـدار



شکل ۷- توزيع تنش برشي چرخشي در راستاي عمودي ديواره استوانه داخلي براي سرعت دوران ۱۰ RPM



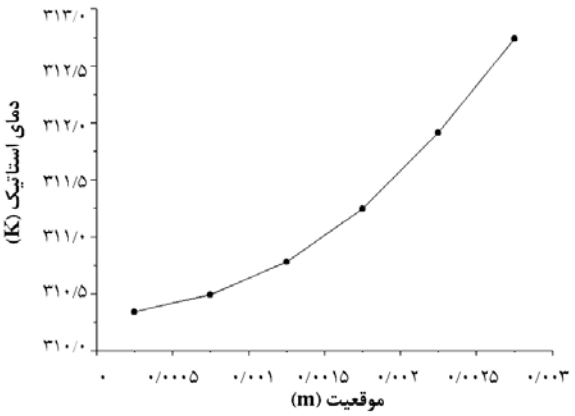
شکل ۸- سيال غيرنيوتني؛ خطوط تراز تابع جريان براي سمت چپ مدل در سرعت دوران ۱۰ RPM

مشاهده مي‌گردد که گردابه از انتها وارد فاصله مابين دو استوانه مي‌شود.

پيش‌بيني شده ويسکوزيته توسط نرم‌افزار يعني ۰/۰۰۳۵ g/m-s به ميزان ۵/۵ % اختلاف نسبي دارد. همچنين اين مقدار اختلاف براي سيال غيرنيوتني مدل تواني برابر با ۲۴% است. اين اختلاف به دليل شدت بيشتر گردابه‌ها در ابتداي فضاي بين دو استوانه در حالت غيرنيوتني و همچنين انحراف مدل غيرنيوتني در نظر گرفته شده و پيچيدگي يک سيال غيرنيوتني مي‌باشد.

۳-۲- جريان سيال غيرنيوتني

با توجه به رابطه ۸، و محدوده ويسکوزيته خون يعني



شکل ۹- توزيع دما آب خنک‌کننده در مجراي خروجي

محور افقي مختصات شعاعي r مجراي خروجي را نشان مي‌دهد. $\dot{m}_i =$ ۰/۰۱۴۱(kg/s)

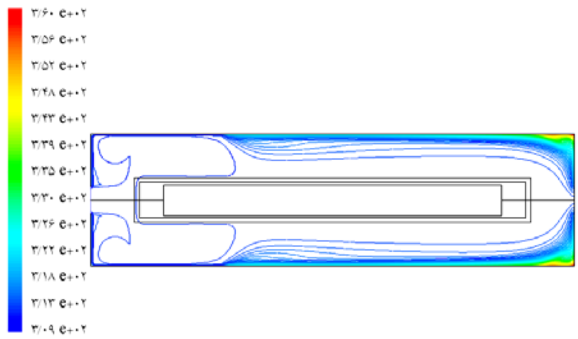
۰/۰۰۴۰ ≤ μ_{blood} ≤ ۰/۰۰۴۲kg/m-s، خطوط تراز به دست آمده براي سرعت ۱۰ RPM در شکل ۸ نشان داده شده است. با توجه به اين شکل مي‌توان گفت، در مقايسه با سيال نيوتني، اندازه خطوط تراز حدوداً ۱۰ % کمتر است. دليل اين موضوع اين است که در سيال غيرنيوتني مقدار تنش‌هاي بين لايه‌هاي سيال (همچنين بين سيال و ديواره) در مقايسه با سيال نيوتني بيشتر است از اين رو سيال با سرعت (دبي) کمتر جريان مي‌يابد. کم شدن جريان باعث کاهش مقدار خطوط تراز خواهد شد. همچنين در مقايسه با سيال نيوتني، در فضاي بين دو استوانه به دليل تنش‌هاي بسيار بالا در يک فضاي کوچک، گردابه‌هاي سيال با شدت بيشتري به داخل فضاي بين دو استوانه نفوذ مي‌کنند.

۳-۳- تحليل انتقال حرارت

شرايط طراحي به صورت زير تعيين شده است:

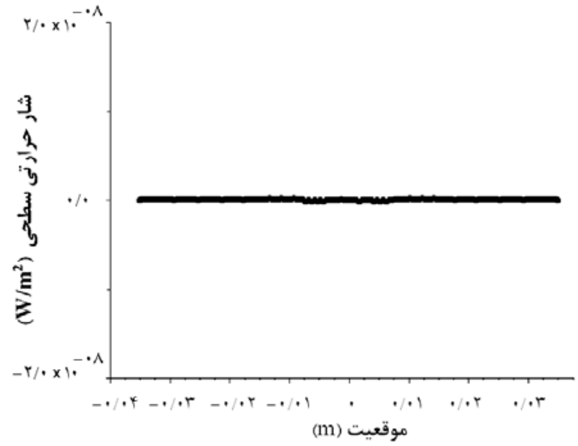
دماي خون بايستي در۳۷°C تثبيت شود و متوسط دماي آب خنک‌کننده خروجي نبايد بيش از ۳۸°C باشد. براي دبي جرمي آب ورودي برابر $\dot{m}_i =$ ۰/۰۱۴۱kg/s، توزيع دماي آب خروجي در مقطع خروجي در شکل ۹ نشان داده شده است. اين دبي شرايط طراحي را ارضا مي‌کند.

خطوط تراز توزيع دما در شکل ۱۰ نشان داده شده است. براي ثابت نگه داشتن دماي خون، بايد شار حرارتي عبوري از ديواره استوانه داخلي تقريباً صفر باشد.



شکل ۱۰- توزیع دما براي دبي جريان سيال خنک‌کن

$\dot{m}_i =$ ۰/۰۱۴۱(kg/s)



شکل ۱۱- منحني انتقال حرارت به سيال مورد آزمايش

صفر بودن توزیع شار حرارتي نمايانگر رسيدن به طرح مناسب است که در آن، حرارت از خارج به سيال مورد آزمـايش نخواهـد رسـيد. بـديهي است كه در اين حالـت اصـطكاک داخل سـيال مـورد آزمـايش و منبـع حرارتي داخلي، تنها عامل ممكن تغيير دما خواهند بود.

شکل ۱۱، توزيع شار عبوري از ديواره اسـتوانه داخلـي، ايـن موضوع را تأييد مي‌کند. همچنين با کاهش دبـي آب ورودي، متوسط دما در خروجي افزايش مي‌يابد. اين يك نتيجه طبيعي است که صحت نتايج توزيع دما را اثبات مي‌کند.

۴- نتيجه‌گيري

در اين تحقيق، تحليل عـددي سـه‌بعـدي (متقـارن محـوري) ويسكومتر همورئولوژيكي از نوع استوانه هم‌محور ارائه شـد. نتايج توزيع سرعت و فشار درون جريان سيال مورد آزمايش (خـون) قابليـت اسـتفاده از ايـن روش را در بهينـه‌سـازي ويسكومتر مشخص كرد. تشكيل جريانات نامطلوب همچون اثر انتهايي و چرخه‌هاي تيلر گزارش شد و شرايطي كـه ايـن اثرات در آن نقش زيـادي نـدارد مـشخص گرديـد. بررسـي انتقال حرارت در سيستم اطمينان طرح را از نقطه نظر ثابـت بودن دماي خون مورد آزمايش فراهم ساخت. در ادامـه ايـن تحقيق، در نظر است با اعمال شرايط حدي سطح آزاد اثر اين شرايط بر روند كلي سيستم مورد مطالعه قرار گيرد.

علائم اختصاري

h	ارتفاع استوانه داخلي
K	ضريب سازگاري
M	گشتاور وارد بر استوانه داخلي
$\dot{m}_i$	دبي جريان سيال خنک‌کننده
n	زيرنويس قانون تواني
R_c	شعاع استوانه خارجي
R_b	شعاع استوانه داخلي
r	مختصه شعاعي مكان
T	دماي سيال
u	مؤلفه افقي بردار سرعت سيال
v	مؤلفه عمودي بردار سرعت
x	مختصه محوري مكان
ν	سرعت دوراني
μ	ويسكوزيته سيال
π	عدد پي
ρ	چگالي سيال
τ_c	تنش برشي اعمالي بر استوانه خارجي
τ_b	تنش برشي اعمالي بر استوانه خارجي

مراجع

[۱] پاشـايي ع، فتـورائي ن؛ پيـشنهاد يـك ويـسكومتر همورئولوژيـك مغناطيـسي؛ شـشمين كنفـرانس مهندسـي ساخت و توليد ايران، دانشگاه صنعتي اميركبير، ۱۳۸۲.

[2] Sangho K, Young IC; A new method for blood viscosity measurement; J Non-Newtonian Fluid Mech 2000; 94: 47–56.

[3] Sangho K; A study of non-Newtonian viscosity and yield stress of blood in a scanning capillary-tube rheometer; PhD Thesis; Drexel University; December 2002.

[4] Stamos TD, Rosenson RS; Low high density lipoprotein levels are associated with an elevated blood viscosity; Atherosclerosis 1999; 146:161–165.

[5] Barre`s C, Leblanc JL; Test apparatus recent developments in shear rheometry of uncured rubber compounds I. Design, construction and validation of a sliding cylinder rheometer; Polymer Testing 2000; 19: 177–191.
[6] Hoummady M, Bastien F; Acoustic wave viscometer; Rev Sci Instrum 1991; 62:8 1999–2003.
[7] Kokal SL, Habibi B, Maini B; Novel capillary pulse viscometer for non-Newtonian fluids; Rev Sci Instrum 1996; 67(9): 3149–3157.
[8] Wehbeh EG, Ui TJ, Hussey RG; End effects for the falling cylinder viscometer; Phys Fluids A 1993; 5(1): 25–33.
[9] Martin B, Xu XI; Shear flow in a two-dimensional Couette cell: A technique for measuring the viscosity of free-standing liquid films; Rev Sci Instrum 1995; 66(12): 5603–5608.
[10] Donnelly RJ, LaMar MM; Absolute measurement of the viscosity of classical and quantum fluids by rotating-cylinder viscometers; Physical Review A 1987; 36(9): 4507–4510.
[11] Kobayashi H, Nashima T, Okamoto Y, Kaminaga F; End effect in a coaxial cylindrical viscometer; Rev Sci Instrum 1991; 62(11): 2748–2750.
[12] Tritton DJ; Physical Fluid Dynamics; 2nd Ed, Oxford Science, 1998.
[13] Chow AW, Sinton SW; Iwamiya JH, Stephens TS; Shear-induced particle migration in Couette and parallel-plate viscometers: NMR imaging and stress measurements; Phys Fluids 1994; 6(8): 2561–2576.
[14] Kim I, Irvine TF; Park NA; Experimental study of the velocity field around a falling needle viscometer; Rev Sci Instrum 1994; 65(1): 224–228.
[15] Ferziger JH, Peric M; Computational methods for fluid dynamics; 2nd Ed, Springer, 1999.
[۱۶] شيخي ناراني م؛ رئولوژي، بررسي خواص جريان، انتقال حرارت و اختلاط سيالات غيرنيوتني؛ جهاد دانشگاهي دانشگاه صنعتي اميركبير، ۱۳۷۱.
[17] Panton RL; Incompressible Flow; 2nd Ed, John Wiley & Sons Inc, 1996.
[18] FLUENT V5.0 User's Guide; FLUENT Inc; Lebanon, NH, USA, 2000. Chou; Hyperthermia in cancer therapy: Gk Hall Medical Publishers, 1983; 279.