

SID



ابزارهای
پژوهش



سرویس ترجمه
تخصصی



کارگاه های
آموزشی



بلاگ
مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری
STES



فیلم های
آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی



آموزش مهارت های کاربردی در تدوین و چاپ مقالات ISI

آموزش مهارت های کاربردی
در تدوین و چاپ مقالات ISI



روش تحقیق کمی

روش تحقیق کمی



آموزش نرم افزار Word برای پژوهشگران

آموزش نرم افزار Word
برای پژوهشگران

مطالعه جراحات دیواره سرخرگ کاروتیدی با استفاده از CFD

مهدی نویدبخش^۱، محمدرضا نقوی^۲

دانشکده مهندسی مکانیک - گروه مهندسی پزشکی، بیومکانیک

دانشگاه علم و صنعت ایران

naghavi@iust.ac.ir

چکیده

دو شاخه سرخرگ کاروتیدی ناحیه ای است که نسبت به پیشرفت جراحات حساس میباشد. در این تحقیق با مطالعه رفتار همودینامیکی جریان خون به بررسی عوامل موثر در افزایش یا کاهش جراحات دیواره سرخرگ کاروتیدی در مدل سه بعدی آن با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی پرداخته شده است. در همین خصوص اعمال هندسه ای متناظر با شرایط واقعی و نیز در نظر گیری رفتار غیرنیوتنی خون مورد توجه قرار گرفته است. بطور کلی مشاهده شده که در محل انشعاب، بواسطه بروز تغییرات در جریان خون و بوجود آمدن عواملی نظیر جدایی و جریان چرخشی و تأثیرات تنش برشی دیواره، ضریب خطر رشد دارد. همچنین همراه با افزایش زاویه در محل راس سرخرگ، احتمال بروز جراحی در این منطقه بصورت پارگی موضعی رگ یا آنوریسم وجود دارد.

واژه‌های کلیدی: جریان غیرنیوتنی خون - دو شاخه سرخرگ کاروتیدی - آنوریسم - رئولوژی

مقدمه

آنوریسم (Aneurysms) و آرتیوونوس (Arteriovenous-AVMS) شاخص میباشد. آنوریسم اتساع موضعی یکی از عروق خونی، بدلیل ضعف یا نقص جدار آن در اثر بیماری یا آسیب میباشد. آرتیوونوس گسیختگی و ارتباط توام یک شریان و ورید بوده بطوریکه باعث جمع گردیدن خون در بافت‌های اطراف جراحی میگردد. آنوریسم و AVMS میتواند در هر ناحیه ای از گردش خون سیستمیک انسان روی دهد ولی بیشترین خطر هنگام بروز در نواحی مغزی روی میدهد [۱]. فرضیات و تحقیقات متعددی جهت یافتن ارتباط بین پارامترهای همودینامیکی و محل بروز جراحات مغزی صورت پذیرفته که معمولاً بر پایه تأثیرات کشش در

تقریباً در تمامی افراد مسن حداقل مقداری گرفتگی شریانی در انتقال خون به مغز وجود دارد و زمانیکه به ۱۰٪ مقدار کافی جهت انسداد نزدیک می شود، موجب بروز اختلالاتی در عمل مغز و به سرعت بروز سکته مغزی میگردد. همچنین این موضوع نیز قابل ذکر است که در حدود ۲۵٪ افرادی که دچار سکته مغزی میشوند، علت آن بالا بودن فشار خون است که منجر به پارگی یکی از رگهای خونی و در پی آن تحت فشار قرار گرفتن بافت موضعی مغز در اثر خونریزی میباشد. در میان جراحات عروق خونی مغزی که می توانند منجر به سکته مغزی ناشی از خونریزی مغز گردند

^۱ - استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران

^۲ - دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران

خون در عروق، قلب، مغز و ...، بکارگیری معادله‌ای که ایده‌آل‌ترین و واقعی‌ترین شرایط را نسبت به خون که یک سیال غیرنیوتنی با خواص رئولوژیکی خاص خود (shear thinning) می‌باشد را فراهم می‌سازد، لازم بنظر میرسد [۳].

مدل Carreau-Yasuda علاوه بر آنکه محدوده گسترده‌ای از سیالات نیوتنی و غیرنیوتنی، به خصوص خاصیت ویسکوالاستیک (Viscoelastic) همراه با رفتار shear thinning سیال که جزء خواص مهم خون می‌باشد را پوشش می‌دهد، در مطالعات عددی نیز بدلیل ارائه نتایج رضایت بخش، کاربرد فراوانی دارد. مدل Carreau-Yasuda بصورت زیر بیان می‌شود:

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (3)$$

که در آن پارامترهای n اندیس Power-law، T_0 دمای مرجع و η_0 و η_{∞} به ترتیب ویسکوزیته نرخ برشی در تنش برشی صفر و بی‌نهایت می‌باشند، که همگی به شرایط سیال بستگی دارند.

جریان جرمی عبوری از ورودی سرخرگ کاروتیدی با توجه به نرخ جریان در CCA، ICA و ECA (شکل ۱) بصورت تابعی از زمان، که در مطالعه Piersol N. et al., 2001 معرفی شده، انتخاب گردیده است [۴، ۱، ۵].

با توجه به شکل ۱ شرایط مرزی سرعت ورودی شاخه CCA در شش حالت مختلف برای هر سه مدل سه بعدی با زوایای رأس ۴۰، ۵۲ و ۷۰ درجه طبق جدول ۱ معرفی شده‌اند که با توجه به انتخاب $\mu_{\infty} = 3.5 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$ و قطر ورودی $D_{in} \approx 6.2 \text{ mm}$ ، رینولدز ورودی نیز بین محدوده ۷۲ تا ۱۱۱۶ بوده که پایین تر از عدد رینولدز جهت گذر از جریان آرام به آشفتگی می‌باشد.

دیواره‌های سرخرگ و رابطه آن با شدت و خصوصیات جریان می‌باشند. همچنین متدهای غیرمخرب مختلفی مانند MRI، Laser Doppler Anemometry، روش اولتراسونیک (Ultrasonic) و ... جهت کمک به مطالعات مرتبط مغزی وجود دارد. ولی این روشها کامل نبوده و نیاز به بهره‌گیری از مطالعات و تکنیک‌های عددی برای درک بهتر این پدیده و نیز ساخت تجهیزات مناسب آزمایشگاهی مبتنی بر واقعیت حس میشود [۳].

با توجه به نقش بسیار اساسی و مهم دوشاخه سرخرگ کاروتیدی (Carotid Artery Bifurcation) مطالعه بر روی پارامترهای همودینامیکی میتواند نقش مهمی را در جهت شناسایی و پیشگیری ناهنجاریهای مربوطه ایفاء نماید. در این تحقیق رفتار همودینامیکی جریان خون در مدل سه بعدی دو شاخه سرخرگ کاروتیدی با زوایای راس مختلف و دبی‌های جرمی متفاوت گذرنده از ورودی CCA، با استفاده از نرم افزار Fluent مورد مطالعه قرار گرفته است. لذا تا حد امکان سعی گردیده تا با نگرشی واقع‌گرایانه نسبت به شرایط فیزیولوژیکی موجود، از جمله در نظرگیری خون بعنوان سیال غیرنیوتنی با رفتار ویسکوالاستیک و بکارگیری مدلی ایده‌آل همچون Carreau-Yasuda جهت تأمین هدف فوق، مسئله بررسی گردد.

روش حل و ارائه شرایط حاکم

معادلات حاکم بر جریان برای سیال غیر قابل تراکم وابسته به زمان و در حالت سه بعدی بصورت زیر بیان میشود:

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} - \nu \Delta \mathbf{u} + \frac{1}{\rho} \nabla p = 0 \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

که در آن \mathbf{u} بردار سرعت و بصورت $\mathbf{u} = (u, v, w)^T$ ، فشار، p جرم حجمی سیال، μ ویسکوزیته دینامیکی و

$$\nu = \frac{\mu}{\rho}$$

جهت حل عددی جریان از دینامیک سیالات محاسباتی (CFD) بر پایه اختلاط حجم محدود (Finite Difference Volume) استفاده شده و جهت مدل‌سازی نیز با توجه به مطالعات دیگر محققین، هندسه ای مبتنی بر واقعیت و بصورت سه بعدی ایجاد شده است. در مطالعات مرتبط با مدل‌سازی و شبیه‌سازی جریان

تأمین دو خواسته فوق و شبیه‌سازی رفتار خون می‌باشد. به همین لحاظ در مطالعه انجام پذیرفته جهت بررسی رفتار خون در دوشاخه سرخرگ کاروتیدی از این سیال در مدل Carreau-Yasuda استفاده گردیده‌شده که دارای مقادیر ذیل در رابطه مذکور می‌باشد [۶]:

$$\lambda = 3.313; n = 0.3568; \eta_0 = 0.056 \text{ kg/ms};$$

$$\eta_\infty = 0.00345 \text{ kg/ms}; T_0 = 310 \text{ K}$$

ارائه مدل هندسی سرخرگ کاروتیدی

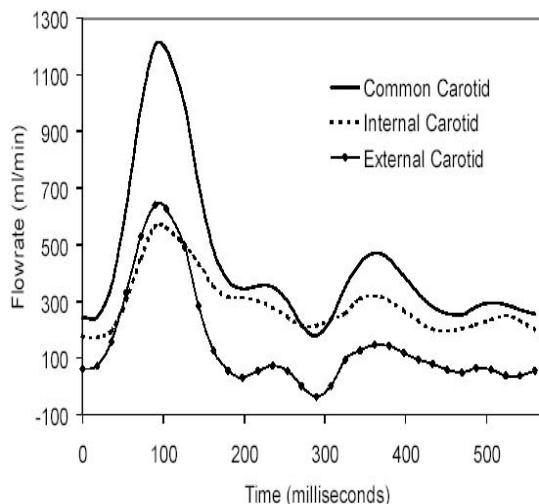
در این مطالعه از مدل معرفی شده توسط Bharadvaj et al., 1982 که با توجه به نتایج حاصله و مطالعات صورت پذیرفته دیگر محققین، از عکسبرداری نمونه‌های سرخرگ کاروتیدی افراد بین ۲۰ تا ۳۵ سال سن حاصل گردیده و بیش از دیگر مدلها به واقعیت نزدیک می‌باشد استفاده شده است [۱، ۴، ۶].

در خصوص زاویه انشعاب، زاویه دوشاخه در محل اتصال ICA و ECA به CCA، با توجه به داده‌های موجود محدوده $44.3 \pm 14.8^\circ$ معرفی گردیده‌است، هرچند که مقادیر بحرانی 10° و 86° نیز مشاهده شده‌اند [۴].

مدل ارائه شده در این مطالعه علاوه بر دارا بودن این ویژگی در خصوص مبتنی بودن بر هندسه واقعی Carotid Artery Bifurcation، هیچگونه محدودیتی در تغییر مدل جهت هرگونه بررسی و یا مطالعه بعدی ندارد.

چرا که در اکثر مدل‌های ارائه شده بدلیل دشواری هندسه‌سازی سه‌بعدی از تصاویر MRI استفاده شده که با کمک نرم‌افزارهای واسطه، جهت ایجاد هندسه به نرم‌افزارهای پیش پردازنده منتقل و سپس در آنجا سایر فرایندهای هندسه‌سازی شامل ایجاد سطوح، حجم، شبکه و... انجام میشود [۵].

در شکل ۲، مدل با زاویه 52° درجه به عنوان نمونه از سه مدل سه بعدی با زوایای مختلف 52° ، 40° و 70° درجه که به ترتیب در حالت‌های طبیعی، بحرانی پایین و بحرانی بالا با استفاده از نرم‌افزار Gambit 1.1.2 ایجاد گردیده‌اند، نمایش داده شده‌است.



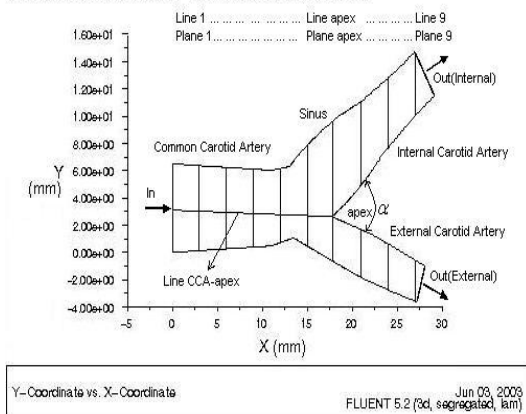
شکل ۱- نرخ جریان عبوری از ICA, CCA و ECA [۵]

جدول ۱- شرایط مرزی ورودی در شاخه CCA

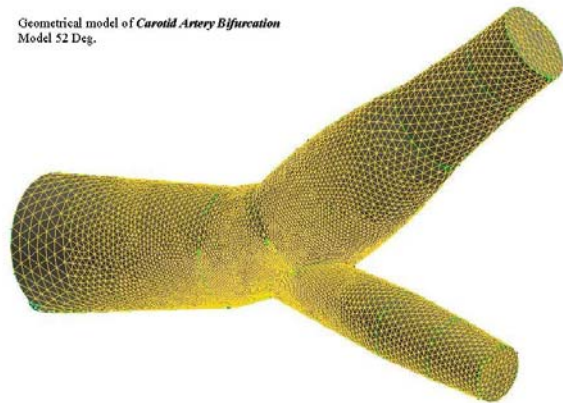
ردیف	دبی حجمی ورودی از شاخه (CC/min) CCA	V (m/s)	Re
۱	۷۰	۰/۰۳۸۷	۷۱/۹۸۲
۲	۵۰۰	۰/۲۷۶	۵۱۳/۳۶
۳	۶۰۰	۰/۳۳۳	۶۱۹/۳۸
۴	۷۲۵	۰/۴	۷۴۴
۵	۹۰۵	۰/۵	۹۳۰
۶	۱۱۰۰	۰/۶	۱۱۱۶

خاصیت ویسکوالاستیسیته خون همراه با رفتار shear thinning در جریان ویسکومتری، عملاً به ساختار میکروسکوپی آن وابسته می‌باشد. توجیه رفتارهای مذکور به نحوه تجمع، شکل‌گیری و موقعیت گلبول‌های قرمز خون مربوط است. در همین راستا یک سیال شبه خونی مناسب (Blood Analogue fluid) بایستی خصوصیات غیرنیوتنی خون را پوشش دهد. پیرو آزمایشات و تحقیقات محققین مختلف همچون Gijssen F.J.H. et al., 1998، محلول غنی‌شده تیوسیانات پتاسیم (Potassium Thiocyanate) در آب سیال مناسبی ($\eta = 2.9 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$, $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$) جهت

Schematic presentation of Carotid Artery Bifurcation



Geometrical model of Carotid Artery Bifurcation Model 52 Deg.



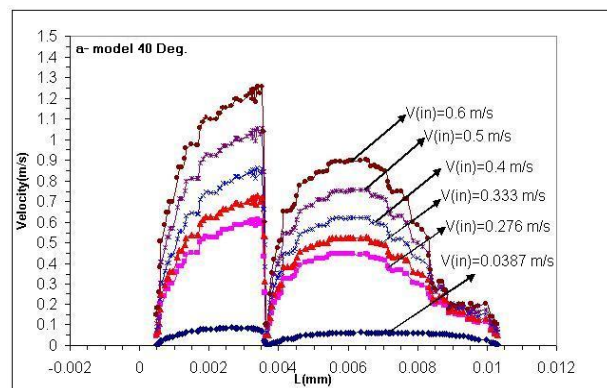
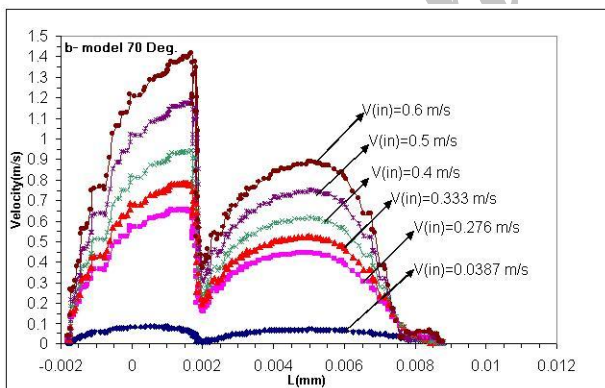
شکل ۳- نمایش شماتیک هندسه مدل همراه با معرفی پارامترهای هندسی کمکی بصورت دو بعدی

شکل ۲- مدل سه بعدی Carotid Artery Bifurcation با زاویه راس $\alpha = 52^\circ$

ارائه نتایج حل

پیرو شکل ۴a مشاهده میگردد که در مدل با زوایای کوچک (۴۰ درجه) بدلیل پایین بودن سرعت احتمال تجمع ذرات در محل راس وجود دارد، لیکن همانگونه که در شکل ۴b مشاهده میگردد در سرخرگ کاروتیدی با زاویه ۷۰ درجه، بغیراز سرعتهای ورودی بسیارکم که بندرت اتفاق میافتد، بازاا مابقی سرعتهای ورودی در محل راس جدایی وجود دارد. همچنین قابل توجه است که در هر سه مدل با زوایای راس و سرعتهای ورودی مختلف تغییر گرادیان را میتوان شاهد بود.

جهت نمایش کانتورها و پروفیل‌های توزیع سرعت و فشار و همچنین تنش برشی روی دیواره‌ها از خطوط و صفحات کمکی در هندسه استفاده گردیده که بطور شماتیک جهت درک بهتر در شکل بعد نشان داده شده‌است. (شکل ۳)

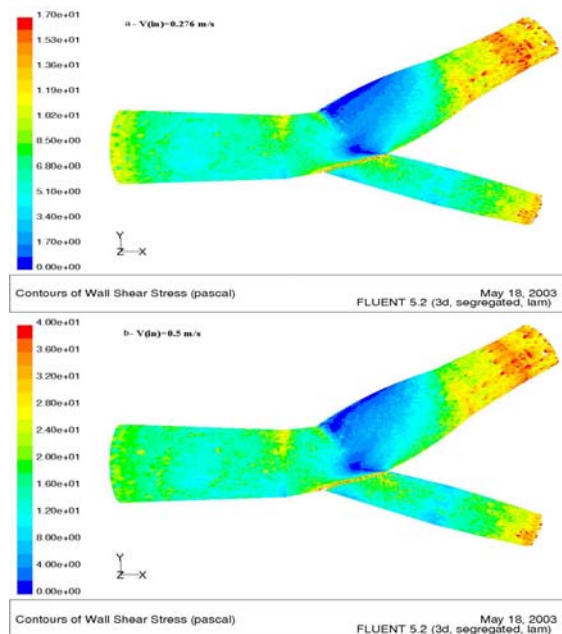


شکل ۴- نمایش اندازه سرعت در خط گذرنده از راس (Apex) در صفحه تقارن مدل با زاویه $\alpha = 40^\circ$ و $\alpha = 70^\circ$

نیز رشد ملایم فشاری همراه با اختلاف گرادیان پایین مشاهده میشود. همچنین با افزایش سرعت ورودی از شاخه CCA، توسعه ناحیه ماکزیمم اختلاف فشار از ورودی شاخه CCA بسوی شاخه ICA وجود دارد که این

با توجه به شکل ۵ کاهش اختلاف گرادیان توزیع فشار در CCA با افزایش زاویه راس استنباط میگردد بطوریکه عملا با زیاد شدن زاویه در محل راس، توسعه ناحیه فشار به سمت خروجی شاخه ICA وجود دارد. در ناحیه سینوسی

نداشته و همواره دارای کوچکترین مقدار خود میباشد. لیکن در محل راس سرخرگ کاروتیدی (Apex) و در ناحیه اتصال ECA به CCA همراه با افزایش سرعت ورودی در شاخه CCA، رشد تنش برشی در محل وجود دارد، بطوریکه نقاط بحرانی تنش برشی نیز بر روی همین قسمت مشاهده میگردد. ضمن آنکه بر روی دیواره ناحیه خروجی ICA تنش برشی رشد فزاینده تری نسبت به تنش برشی روی دیواره ناحیه خروجی ECA دارد.



شکل ۷- نمایش تنش برشی روی دیواره در مدل با

زاویه راسی $\alpha = 52^\circ$ و بازا سرعتهای ورودی

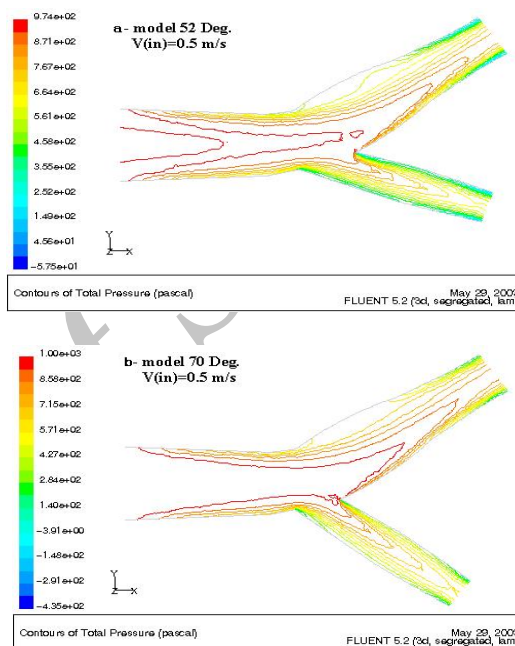
$$V_{in} = 0.5 \text{ m/s}, V_{in} = 0.276 \text{ m/s}$$

این تغییر شدید گرادیان بخصوص بر روی دیواره شاخه ICA، از سینوس کاروتیدی تا ناحیه خروجی ICA، بیانگر این مطلب است که ندرتا بر روی دیواره خروجی ICA پلاکهای آترواسکلروزی تشکیل میگردد و گرفتگی خاصی در این منطقه بوجود نمی آید.

باتوجه به شکل ۸ که نمایش تنش برشی بر روی راس (Apex) نسبت به ورودی های مختلف جریان در شاخه CCA می باشد، مشاهده میگردد که در یک ورودی ثابت با افزایش زاویه، رشد تنش برشی بر روی راس وجود دارد که عملا این موضوع به علت وجود تمرکز باعث بروز جراحت در دیواره رگ گردیده و از دلایل اصلی ایجاد آنوریسم یا پارگی موضعی رگ در این منطقه است.

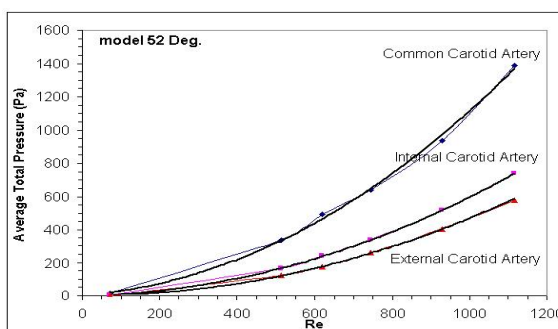
موضوع در صورت افزایش سرعت ورودی تا انتهای خروجی شاخه ICA قابل پیش بینی است.

در شکل ۶ فشار متوسط در شاخه های CCA, ICA, ECA در مدل سه بعدی سرخرگ کاروتیدی و با زاویه راس 52° درجه، نسبت به ورودی های مختلف نمایش داده شده است.



شکل ۵- نمایش کانتورهای فشار برای مدل های با زاویه

راس $\alpha = 70^\circ, \alpha = 52^\circ$ و $V_{in} = 0.5 \text{ m/s}$



شکل ۶- فشار متوسط در شاخه های

CCA, ICA, ECA در مدل سه بعدی سرخرگ

کاروتیدی و با زاویه راس $\alpha = 52^\circ$

همانگونه که در شکل ۷ مشخص است تنش برشی روی دیواره در بخش سینوسی شاخه ICA تغییرات زیادی

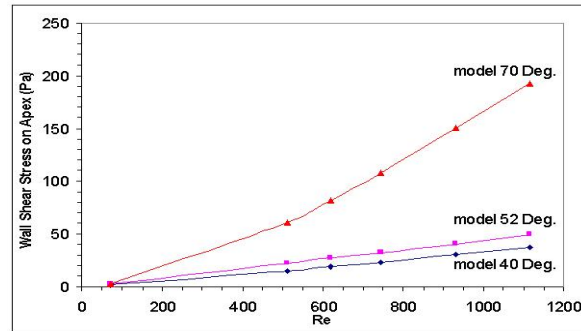
ضریب خطر افزایش می یابد. طبق نظریه کارو (Caro et al., 1971) جراحات در مناطقی از سرخرگ کاروتیدی با سرعت و تنش برشی پایین و در محل جدایش نواحی مرزی بوقوع می پیوندد [۸].

به هر حال در این خصوص نظر به مطالعه و بررسی برروی نواحی که احتمال بروز جراحی در آنها بیشتر است (سینوس کاروتید داخلی)، عملاً مشاهده شد که این مناطق دارای نرخ تنش برشی پایین روی دیواره هستند و یا بصورت نوسانی رفتار مینمایند. با توجه به نمایش تنش برشی برروی راس (Apex) نسبت به ورودی های مختلف جریان در شاخه CCA، همراه با افزایش زاویه، رشد تنش برشی برروی راس وجود دارد که این موضوع باعث بروز جراحی در دیواره رگ گردیده و از دلایل اصلی ایجاد آنوریسم (پارگی موضعی رگ) در این منطقه است.

با افزایش نرخ جرم ورودی از شاخه CCA، در محل راس (Apex) نیز رشد سرعت وجود دارد، که با افزایش زاویه در راس سرخرگ کاروتیدی (Apex)، کانتورهای سرعت در راس تمایل به رشد و در منطقه سینوسی شاخه ICA، همزمان با رشد جریان معکوس، تمایل به کاهش دارند. افزایش سرعت ورودی از شاخه CCA، توسعه ناحیه ماکزیمم اختلاف فشار از ورودی شاخه CCA به سوی شاخه ICA را همراه دارد که این موضوع در صورت افزایش سرعت ورودی تا انتهای خروجی ICA نیز قابل پیش بینی است. بعلاوه آنکه کاهش اختلاف گرادیان توزیع فشار در CCA با افزایش زاویه راس استنباط گردیده و عملاً با زیاد شدن زاویه، توسعه ناحیه فشار به سمت خروجی شاخه ICA وجود دارد. همچنین در ناحیه سینوسی رشد ملایم فشاری همراه با اختلاف گرادیان پایین مشاهده میشود.

مراجع

- 1- Zhoa, S.Z., Xu, X.Y., Hughes, A.D., Thom, S.A., Stanton, A.V., Ariff, B., Long, Q., 2000. Blood Flow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human Carotid Arterial Bifurcation. *J. of Biomech.* 33, 975-984.
- 2- Bortali, I.D., Cunha, R.D., 2002. A transient simulation of Carotid Artery



شکل ۸- نمایش تنش برشی برروی راس سرخرگ

کاروتیدی (Apex) در زوایای

$$\alpha = 70^\circ, \alpha = 52^\circ, \alpha = 40^\circ$$

نتیجه گیری

از دیدگاه کلینیکی در مکانهای مشخصی از دو شاخه سرخرگ کاروتیدی پیشرفت جراحات محسوس می باشد. در این مناطق، همودینامیک موضعی که تحت تأثیر فشار ضربانی، هندسه انشعاب، خواص دیواره سرخرگها و خصوصیات رئولوژیکی خون است، نقش مهمی را نسبت به وقوع جراحی در راس سرخرگ کاروتیدی ایفا مینماید [۸]. جریان در مدل Carotid Artery Bifurcation توسط تعدادی از محققین مورد بحث و تحلیل قرار گرفته که از این میان می توان به مطالعات انجام گرفته شده بوسیله Bharadvaj و همکارانش در سال ۱۹۸۲ بر روی شبیه سازی جریان غیرنیوتنی خون و بررسی جریان پایدار بر روی مدل کاروتیدی اشاره نمود [۷].

در بسیاری از مدل های ارائه گردیده شده جریان در سرخرگ با در نظر گیری خون به عنوان یک سیال نیوتنی مورد بحث قرار گرفته است. همچنین از خواص غیرنیوتنی آن مانند خاصیت ویسکوالاستیسیته نیز چشم پوشی شده است. قابل توجه است که مطالعات عددی متعددی در رابطه با خاصیت shear thinning خون در سرخرگها صورت پذیرفته که بعضی این موضوع را قابل نظر کردن و تعدادی غیرقابل صرف نظر کردن نشان داده اند.

بطور کلی در دوشاخه سرخرگ کاروتیدی فلاکس جریانی بشدت اغتشاش می یابد. از حیث اهمیت هندسی نیز در محل انشعاب، بواسطه بروز تغییرات در الگوها و مسیرهای جریان خونی و بوجود آمدن عواملی نظیر جدایی جریان، مناطق جریان چرخشی و تاثیرات تنش برشی دیواره،

- Flow. Federal University of Rio Grande do sul.
- 3- Zhang, J.B., Kuang, Z.B, 1999. Study on blood constitutive parameters in different blood constitutive equations. *J. of Biomech.* 33,356-360.
 - 4- Ding, Z., Wang, K., Li, J., Cong, X., 2001. Flow field and oscillatory shear stress in a tuning-fork-shaped model of the average human Carotid Bifurcation. *J. of Biomech.* 34,1555-1562.
 - 5- Piersol, N.E., Lee, S., Kalat, W., Loth, F., Fischer, P.F., 2001. Automated simulation of velocity and wall shear stress patterns inside a healthy Carotid Bifurcation. *BED-Vol. 50, Bioengineering Conf. ASME 2001.*
 - 6- Gijzen, F.J.H., Van Vosse, F.N, Janssen, J.D., 1998. The influence of non-Newtonian properties of blood on flow in large arteries: Steady flow in a Carotid Bifurcation model. *J. of Biomech.* 32, 601-608.
 - 7- Bharadvaj, B.K., Mabon, R.F., Giddens, D.P., 1982a. Steady flow in a model of the human carotid bifurcation. Part I: Flow visualization. *J. of Biomech.* 15, 349-362.
 - 8- Caro, C.G., Fitzgerald, J.M., Schroter, R.C., 1971. Atheroma and arterial wall shear: Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis. *Proc. of the Royal Society of London B* 177, 109-159.

Archive

SID



ابزارهای
پژوهش



سرویس ترجمه
تخصصی



کارگاه های
آموزشی



بلاگ
مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری
STES



فیلم های
آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی



تازه های آموزش
آموزش مهارت های کاربردی در تدوین و چاپ مقالات ISI

آموزش مهارت های کاربردی
در تدوین و چاپ مقالات ISI



تازه های آموزش
روش تحقیق کمی

روش تحقیق کمی



تازه های آموزش
آموزش نرم افزار Word برای پژوهشگران

آموزش نرم افزار Word
برای پژوهشگران