



ارائه شده توسط:

سایت ترجمه فا

مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده

از نشریات معتبر

مطالعه شبیه سازی همودینامیک در تقسیم دو شاخه ای برای ناهنجاری

وریدی مغزی با استفاده از مقایسه الکتریکی

چکیده

پیش زمینه و هدف: همودینامیک ناهنجاری شریانی مغزی (CAVM) وضعیت بیماری است که نتایج در سطح جریان و فشار در رگهای خونی تغییر میکند. اندازه گیری جریان و فشار بدون مداخله میل جراحی بول در طو رگ، یک چالش بزرگ در اثر تقسیمات دو شاخه رگ/ تقسیمات دو شاخه پیچیده در بیماران دچار ناهنجاری وریدی است. شکل هندسی رگ در بیماران CAVM، پیچیده است، که از قطرها، طولها و تقسیمات دو شاخه زوایای مختلف تشکیل میشود. تغییرات در قطر رگ و زاویه تقسیم دو شاخه، اندازه گیری و تحلیل ویژگی های جریان خون را به طور تهاجمی یا غیر تهاجمی پیچیده میسازد.

روشها: در این مقاله، ما یک مدل بزرگ شده را برای تقسیم دو شاخه ای برای شبکه های متقارن و نامتقارن در بیماران CAVM ارائه نموده ایم. این مدلها با استفاده از نرم افزار شبیه سازی مطلب (MATLAB) برای زوایای تقسیم دو شاخه ای مختلف ایجاد میشوند. هر زاویه تقسیم دو شاخه ای با استفاده از شبکه الکتریکی RLC ایجاد شد. قطعه قطعه سازی و پیش پردازش تقسیم دو شاخه ای رگ ها، با استفاده از قطعه بندی انطباقی اجرا میشود. شبکه ارائه شده از طریق اندازه گیری همودینامیک به طور غیر تهاجمی، به مشکل متخصصان بالینی میپردازد. این روش برای هر نوع شبکه تقسیم دو شاخه با زوایای تقسیم دو شاخه مختلف در بیماران CAVM قابل کاربرد است.

نتایج: در این اثر، ما یک مدل ریاضی را اجرا کردیم، همودینامیک را برای 23 بیمار (موارد واقعی و شبیه سازی شده) با 60 تغییر زاویه تقسیم دو شاخه اندازه گرفتیم. نتایج بیانگر این است که مقایسه ها، همبستگی های بسیار معناداری را بین ارزشهای محاسبه شده توسط مدل بزرگ شده و مدل مکانیکی شبیه سازی شده برای هر دو شبکه دارای $p < 0.0001$ را اثبات نمودند. یک مقدار P کمتر از 0.05، از نظر آماری معنادار قلمداد شد.

نتیجه گیری: در این مقاله، ما انواع تقسیم دو شاخه مختلف را مدلسازی کرده ایم و به طور خودکار فشار و جریان را به طور غیر تهاجمی در گره های مختلف و زوایای مختلف تقسیم دو شاخه در رگ پیچیده را با کمک پارامترهای تقسیم دو شاخه با استفاده از مدل پارامتری بزرگ شده، نشان می‌دهیم. ما زوایای تقسیم دو شاخه و قطرهای رگ مختلف را برای بُعد تصویربرداری مختلف شبیه سازی کرده ایم و مدل را برای اندامهای مختلف گسترش داده‌ایم. این کار به متخصصان بالینی در اندازه گیری پارامترهای همودینامیکی به طور غیر تهاجمی در تقسیمات دو شاخه ای مختلف کمک خواهد کرد، حتی میل جراحی بول نمیتواند به آنجا برسد.

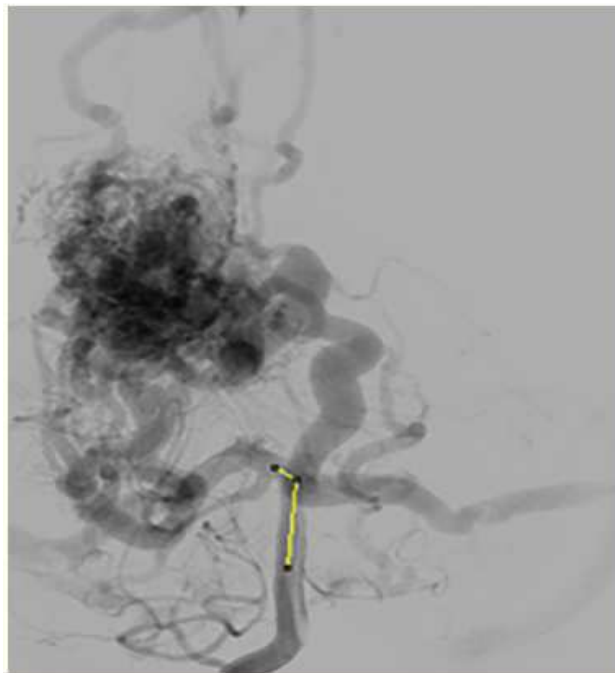
کلید واژه ها: تقسیم دو شاخه ای، AVM، مدلسازی، پارامتر بزرگ شده

مقدمه

در یک مغز نرمال، جریان خون، از سرخرگها به سیاهرگها از طریق یک بستر مویرگی است. در مورد وضعیت ناهنجاری وریدی مغزی (CAVM)، جریان خون نرمال تحت تاثیر قرار میگیرد و در آنجا سرخرگ ها مستقیماً به سیاهرگ ها بدون یک بستر مویرگی متصل هستند، که یک پیچیده از رگ های خونی غیر عادی را شکل میدهد. بخش مرکزی ناهنجاری متشکل از رگهای غیر عادی غامض است که "جای تخمگذاری" نامیده میشود. فشار بسیار پایینی در AVM وجود دارد؛ از اینرو، یک مقدار بزرگ خون به این قسمت کشیده میشود. این مساله سبب میشود فشار بسیار زیادی در رگ های خونی بویژه در سیاهرگها ایجاد شود. خطر گسیختگی سیاهرگهایی که ناهنجاری را ایجاد میکنند بالاست زیرا سیاهرگها نمیتوانند فشار خون زیادی را به اندازه سرخرگها نگهدارند. نیاز به مدلسازی برای کمک به پزشکان برای انجام اقدامات پیشگیرنده و برای تشخیص اولیه برای خطر گسیختگی و برنامه ریزی درمانی برای بیماران AVM است.

شکل 1، ساختار پیچیده AVM را نشان میدهد که بسیار مشکل است و برای مدلسازی تقسیمات دو شاخه ای چالش برانگیز است. محققان تقسیمات دو شاخه ای رگها را برای اندامهای مختلف بر مبنای خاصیت مکانیکی جریانهای خون تحلیل نموده اند، اما برخی پارامترهای بالینی برای مدلسازی، در نظر گرفته نمیشوند. هوگ استراتن، زاویه تقسیم دو شاخه ای و تحلیلتقسیم دو شاخه ای بر مبنای شعاع و طول رگ را مطالعه کرد، اما تغییرات زاویه ای را در نظر نگرفت. مولف گوبرگریتس، مدلسازی شکل هندسی رگ را برای شریان سبات مورد بررسی قرار داد تا پارامترهای هندسی مختلف را با استفاده از مدلسازی مکانیکی تحلیل نماید. در مطالعه دیگری،

مولف مالو، مدل‌سازی شبکه نامتقارن را بر مبنای اعداد وومرسلی تحلیل نمود. ادبیات، مدل‌سازی شبکه متقارن را نشان می‌دهد که برای شریان اکلیلی در دسترس است تا LAD و LCX را بر مبنای مدل پارامتر بزرگ شده مدل‌سازی نماید. محققان، مدل شبکه بزرگ شده مختلف را برای تحلیل مطالعه کردند که بر محاسبه زاویه تقسیم دو شاخه ای تمرکز دارد. قاسم علیزاده و دیگران بر روی مدل تشریحی برای جریان خون در قلب تحلیل انجام دادند و محدودیت آن فرضیات مهمی است که در مدل جریان خون مشمول است که به رابطه شعاع فشار، خصوصیات سرعت شعاعی و اتلاف فشار در تقسیمات دو شاخه ای رگ مربوط است. جیسن و دیگران یک مدل مقدماتی را ایجاد کرده اند که بیانگر این است حرکت عروق خونی ممکن است اثر عمده ای بر جریان خون اکلیلی داشته باشد. مولف اسمیت، مدل تشریحی رت برای جریان خون در قلب تحلیل کرده است، محدودیت این تحقیق، فرضیات اصلی مشمول در مدل جریان خون است که به رابطه شعاع فشار، خصوصیات سرعت شعاعی و اتلاف فشار در تقسیمات دو شاخه ای رگ است. میلان و دیگران، یک مدل مقدماتی را ایجاد کرده است، که بیانگر این است که حرکت رگ خونی ممکن است دارای تاثیر بسزایی بر جریان خون اکلیلی باشد. تاثیر حرکت رگ از طریق پارامترهای مکانیکی در مدل مکانیکی محدود میشود که با تعیین خصوصیات جریان با استفاده از حرکت رگ نسبت به سرعت جریان خون انجام میگیرد.



شکل 1

مولف موری [13]، نشان داده است نسبت قطر رگ تقسیم کننده دو شاخه ای ($d1/d2$) زمانی تغییر میکند (افزایش می یابد/ کاهش می یابد) که زاویه تقسیم دو شاخه ای تغییر می یابد. در ادبیات، بین زاویه تقسیم دو شاخه ای و نسبت قطرها، رابطه وجود دارد، یعنی زاویه تقسیم دو شاخه ای با تغییر در نسبت قطر شاخه ای، نسبت معکوس دارد. با این حال، رابطه مستقیمی بین زاویه و شبکه های مدل بزرگ شده طبق ادبیات وجود ندارد. مدل ارائه شده، محدودیتهای فوق را با ایجاد رابطه مستقیم با زاویه خن، قطر و اندازه گیری فشار با استفاده از شبکه الکتریکی بررسی میکند. در این مقاله، ما مدلسازی قطعه بندیتقسیم دو شاخه ای را با هدایت از طریق رگهای پیچیده ارائه کردیم. خن، ترکیبی از تقسیم دو شاخه ای نامتقارن و متقارن بر مبنای پارامترهای بالینی رگهای خونی و خروجی مدل بر مبنای رگهای قطعه قطعه شده است.

Electrical Analogy	Mechanical Analogy
Current	Flow
Potential	Pressure
Capacitance	Young Modulus
Resistance	Poiseuille Coefficient
Charge	Area

جدول 1

منابع و روشها

متدولوژی بکار رفته برای اجرای مدل تقسیم دو شاخه ای برای رگ خونی به صورت ذیل است:

پیش پردازش

تصویر ورودی، تصویر 2D/3D بعد تصویربرداری مختلف مانند رگ نگاری کاهش دیجیتالی (DSA) و آنژیوگرافی سه بعدی دورانی است. تصویر با استفاده از تبدیل فوریه سریع، پیش پردازش (FFT) است و ارتقاء تصویر و فیلترهای هموارسازی بکار رفته برای تصویر، انجام میشود که به یافتن مسافت صحیح و طول رگها کمک میکند.

قطعه سازی

تصویر پیش پردازش شده با استفاده از قطعه سازی OTSU برای ROI کشیده (ناحیه مورد توجه) قطعه بندی شد. ما رگهای تقسیم دو شاخه ای را در نزدیکی NIDUS برای قابهای مختلف بر مبنای قطعه سازی

انطباقی، قطعه بندی شده اند. قطرهای رگتقسیم دو شاخه ای قطعه بندی شده، طول و زوایای تقسیم دو شاخه ای محاسبه میشوند.

مدل الکتریکی

مدل الکتریکی بر مبنای مدلی است که بر مبنای اصل شبکه های الکتریکی بود- قانون ولتاژ کیرشلف (KVL) همانطور که جدول 1 نشان داده شده است. مدل های بزرگ شده معادل شبکه های برقی ساده هستند که فشار خون با ولتاژ و جریان خون توسط آمپراژ جریان الکتریکی از طریق شبکه نشان داده میشود. تشکیل مدل بزرگ شده با استفاده از عناصر R-L-C که با استفاده از مدل ویند کسل ساخته میشود. مدل ویند کسل سه عنصری به کار رفته برای نمایش رابطه جریان خون-فشار گردش منطقه ای به ضبط دینامیک گردش مغزی کمک میکند. مدل پارامتر بزرگ شده از مقایسه های مدار برقی مشتق شده است که در آنجا جریان (I) جریان خون (cm³/s) را نشان میدهد و ولتاژ (V) فشار (mmHg) را نشان میدهد. مقاومتها (R, ohms)، مقاومت های عروقی را نشان میدهد؛ خازن (C، میکروفارادها) قبول حجمی رگ ها را نشان میدهد که به آنها اجازه میدهد مقادیر قابل توجهی خون را ذخیره میکند. مدل های ویند کسل دارای مزایایی نسبت به مدل های پارامتری دیگر است که یک ساختار مدل ساده را بر حسب عناصر انفرادی (R,C) مدار قابل مقایسه الکتریکی را ارائه میدهد، که استخراج و تفسیر تغییرات فیزیولوژیکی را از تغییرات دینامیکی هر عنصر تسهیل مینماید. تغییرات طول و قطر، طراحی تشکیل شبکه را مشخص میکند همانند ترکیبات R-C, R-L, R-R. این طراحی به ساخت مدلسازی تقسیم دو شاخه ای و رگ دقیق کمک میکند. شبکه الکتریکی طبق قطر و طول تقسیمات دو شاخه ای رگ بروز شد همانطور که در جدول 2 نشان داده شده است. شبکه الکتریکی بر مبنای قطر و طول رگ را ایجاد کرد، معادلات 1 و 2 با بکارگیری KVL برای RLC و RC تشکیل میشود که به صورت زیر است:

$$v_i(t) = RI(t) + L \frac{di}{dt} + \frac{1}{C} \int dt \quad (1)$$

$$v_i(t) = RC \frac{dv}{dt} + LC \frac{d^2v}{dt^2} + V_0(t) \quad (2)$$

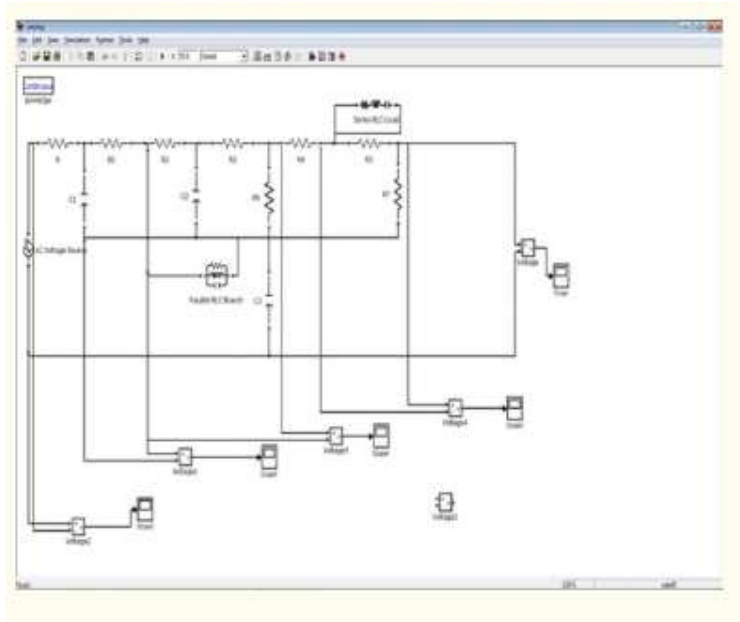
معادلات با استفاده از روش ode-4 Run-ge-Kutta حل میشود.

Symmetric Network Formation								
Bifurcation angle	d1:d2 ratio	D0 (cm)	d1 (cm)	d2 (cm)	Network for d0	Network for d1	Network for d2	Combination of Networks
Original Input								
75	1	2	1	1				
Simulated Input								
45	3	2	3	3				
105	0.5	2	2	2				
Asymmetric Network Formation								
Bifurcation angle	d1:d2 ratio	D0 (cm)	d1 (cm)	d2 (cm)	Network for d0	Network for d1	Network for d2	Combination of Networks
Original Input								
75	1	2	1	1				
Simulated Input								
45	3	2	3	1				
105	2	2	1	0.5				
10	2.5	2	5	2				
Bifurcation angle	d1:d2 ratio	D0 (cm)	d1 (cm)	d2 (cm)	Network for d0	Network for d1	Network for d2	Combination of Networks
150	9	2	9	1				
180	0.11	2	1	9				
90	0.33	2	2	6				
135	2.5	2	10	4				

جدول 2

نتایج

مدل بزرگ شده با استفاده از MATLAB-SIMULINK اجرا شد. فشار ورودی در تغذیه سرخرگها با استفاده از پارامترهای الکتریکی شبیه سازی شد و نتایج با استفاده از خروجی های مکانیکی تایید میشود. پارامترهای بالینی به ولتاژ و جریان تبدیل میشود که با شبکه های RLC شبیه سازی میشود، بخشی از اجرای تحلیل رگ توسط شبکه الکتریکی در شکل 2 نشان داده میشود. ما تغییرات زوایای تقسیم دو شاخه ای متقارن و نامتقارن را در رگ ها شبیه سازی کرده ایم که نشان میدهد شبکه الکتریکی برای زوایای تقسیم دو شاخه ای مختلف تغییر کرد که به تعیین پارامترهای فشار و جریان همودینامیک AVM به طور غیر تهاجمی کمک میکند. زوایای شبیه سازی شده طبق زوایای موقعیتهای مکانی مختلف زوایای خمیدگی رگ دار مغزی هستند. شبیه سازی برای ترکیبات سیگنال مختلف انجام شد مانند مربع، ضربان و شکل موج های فشار شبیه سازی شده.



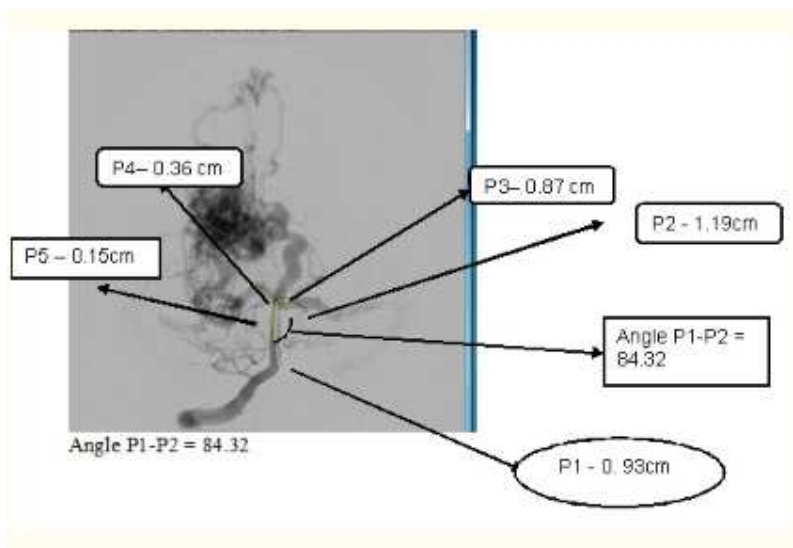
شکل 2

شبکه نامتقارن

تحلیل تقسیم دو شاخه ای برای شبکه نامتقارن بر مبنای نسبت قطر نابرابر گره ها و تغییرات زاویه ای است. مدل تقسیم دو شاخه ای بر مبنای طول قطرها و نسبت هم چنین زوایای بین شاخه والد و فرزند تغییر کرد. تفاوت های نسبت، دارای اثر بزرگی است که بر شبکه الکتریکی مدل تقسیم دو شاخه ای تاثیر میگذارد. شکل 3 شبکه نامتقارن ساختار AVN مغزی را نشان میدهد. P1 رگها را به صورت رگهای والد نشان میدهد که رگها را به صورت شاخه های فرزند مختلف، تقسیم دو شاخه ای میکند. P2, P3, و P4. شاخه P4 به نوبت به زیر شاخه به صورت رگ P5 تقسیم میشود. برای هر رگ، قطر و طول حساب میشود و زاویه بین شاخه والد و فرزند محاسبه میشود. شبکه الکتریکی شبیه سازی شده برای رگ با استفاده از قطر و طول رگ و زوایای بین رگ والد و فرزند شبیه سازی شد. شبکه کامل برای رگ ارائه شده از طریق ترکیب موازی شبکه T و P شبکه های رگها، ایجاد شد $((P1 + || (P2 || P3 || (P4 || P5))$. قطر اندازه گیری شده برای رگ P1، 0.93 سانتیمتر و عناصر شبکه مربوطه، RL دارای مقادیر L-2.5, R-6.17 است. رگ P2، به قطر 1.19 سانتیمتر است و شبکه متناظر آن، RL دارای مقادیر L-1.89, R-1.8 است. اندازه گیری های رگ P3 & P4، 0.87 و 0.36 سانتی

متر است که به ترتیب دارای مقادیر RL شبکه متناظر خود به صورت R-6.3; L-2.94; R-96.59 L-8.571

میباشد. جدول 3 نتایج اندازه گیری های فشار گره را برای ترکیبات سیگنال مختلف نشان میدهد.



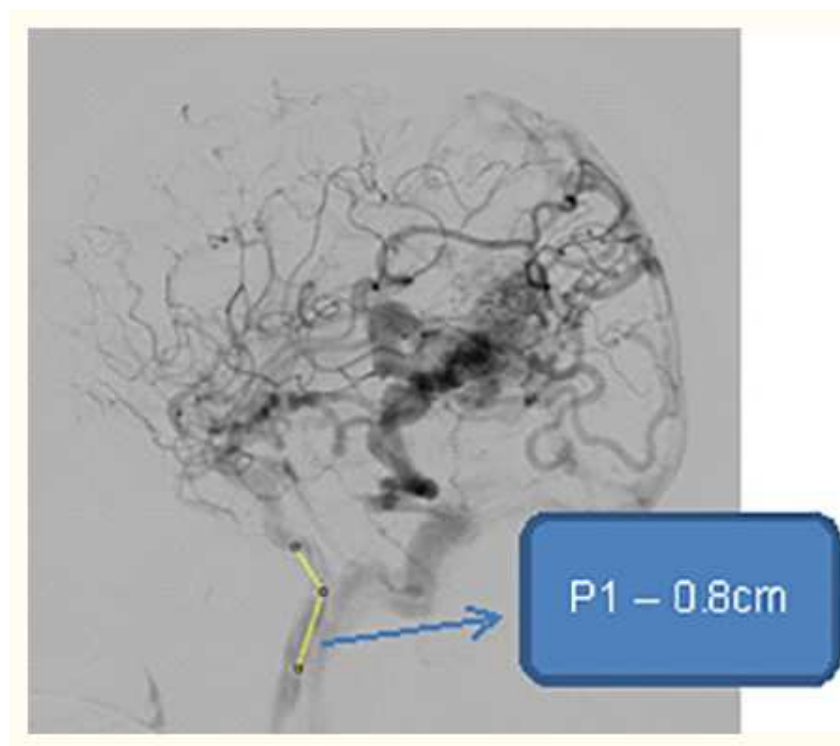
شکل 3

	0.55	0.5	0.53	0.49	0.42
0.6	Mechanical-0.52	Mechanical-0.48	Mechanical-0.5	Mechanical-0.467	Mechanical-0.389
	Accuracy-5%	Accuracy-4%	Accuracy-5.6%	Accuracy-4.6%	Accuracy-7.3%
	1.34	1.3	1.32	1.27	1.21
1.5	Mechanical-1.3	Mechanical-1.23	Mechanical-1.278	Mechanical-1.223	Mechanical-1.1
	Accuracy-3%	Accuracy-5.3%	Accuracy-3.1%	Accuracy-3.7%	Accuracy-9%
	1.8	1.7	1.72	1.68	1.6
2.0	Mechanical-1.7	Mechanical-1.58	Mechanical-1.62	Mechanical-1.6	Mechanical-1.49
	Accuracy-5.5%	Accuracy-7%	Accuracy-5.8%	Accuracy-5%	Accuracy-6.8%
	0.3	0.25	0.27	0.23	0.19
0.4	Mechanical-0.21	Mechanical-0.2	Mechanical-0.257	Mechanical-0.217	Mechanical-0.172
	Accuracy-3%	Accuracy-2%	Accuracy-1.02%	Accuracy-5.8%	Accuracy-9.4%
	2.1	1.92	1.98	1.94	1.77 (small branch)
2.2	mechanical(2.02)	mechanical(1.89)	(mechanical-1.958)	(mechanical-1.899)	(mechanical-1.54)
	accuracy-3.8%	accuracy-1.5%	Accuracy-1.11%	Accuracy-2.1%	Accuracy-9.4%
	1.08	1.04	1.07	1.01	0.97
1.2	mechanical(1.02)	mechanical(1)	mechanical(1.03)	mechanical(0.98)	mechanical(0.90)
	accuracy-5.5%	accuracy-3.8%	accuracy-3.7%	accuracy-3.1%	accuracy-7.2%
	0.99	0.95	0.98	0.94	0.895
1.1	mechanical(0.96)	mechanical(0.92)	mechanical(0.94)	mechanical(0.90)	mechanical(0.836)
	accuracy-3.0%	accuracy-3.15%	accuracy-4.0%	accuracy-4.2%	accuracy-6.5%
	0.76	0.72	0.73	0.71	0.63
0.8	mechanical(0.746)	mechanical(0.702)	mechanical(0.71)	mechanical(0.689)	mechanical(0.601)
	accuracy-3.9%	accuracy-2.5%	accuracy-2.8%	accuracy-2.9%	accuracy-5.8%
	0.95	0.93	0.91	0.88	0.815
1.0	mechanical(0.935)	mechanical(0.911)	mechanical(0.892)	mechanical(0.852)	mechanical(0.756)
	accuracy-1.5%	accuracy-1.0%	accuracy-2.0%	accuracy-3.1%	accuracy-7.2%
	1.25	1.2	1.23	1.20	1.13
1.4	mechanical(1.23)	mechanical(1.189)	mechanical(1.204)	mechanical(1.175%)	mechanical(0.66)
	0.65	0.6	0.62	0.58	0.53
0.7	mechanical(0.63)	mechanical(0.581)	mechanical(0.596)	mechanical(0.556)	mechanical(0.496)
	accuracy-3.07%	accuracy-3.16%	accuracy-3.8%	accuracy-4.1%	accuracy-6.4%

جدول 3

شبکه های متقارن

شبکه های متقارن، شبکه هایی هستند که دارای زوایای شاخه ای برابر و هم قطر میباشند. مدل تقسیم دو شاخه ای متقارن بر مبنای طول و نسبت قطرها هم چنین زوایای بین شاخه والد و فرزند ایجاد شد. شکل 4 شبکه متقارن ساختار رگ AVM مغزی را نشان میدهد. نتایج اندازه گیری های فشار گره برای ترکیبات سیگنال ورودی مختلف برای شبکه های متقارن در جدول 4 نشان داده شده است. برای هدف شبیه سازی، ما زاویه تقسیم دو شاخه ای 75 تا 45 درجه را تغییر میدهیم (میزان کاهش) که به افزایش در نسبت قطر منجر میشود، نتایج در شبکه الکتریکی تغییر می یابد و به تغییرات فشار برای هر بخش از تغییر زاویه تقسیم دو شاخه ای منجر میشود.



شکل 4

Input voltage	P1 - Node output	P2 - Node output	P3 - Node output
0.6	0.55	0.51	0.51
	Mechanical-0.52	Mechanical-0.49	Mechanical-0.49
	Accuracy-5%	Accuracy-4.08%	Accuracy-4.08%
1.5	1.34	1.3	1.3
	Mechanical-1.3	Mechanical-1.24	Mechanical-1.24
	Accuracy-3%	Accuracy-4.6%	Accuracy-4.6%
2.0	1.8	1.74	1.74
	Mechanical-1.7	Mechanical-1.68	Mechanical-1.68
	Accuracy-5.5%	Accuracy-3.4%	Accuracy-3.4%
0.4	0.3	0.25	0.25
	Mechanical-0.21	Mechanical-0.21	Mechanical-0.21
	Accuracy-3%	Accuracy-1.9%	Accuracy-1.9%
2.2	2.1	1.92	1.92
	mechanical(2.02)	mechanical(1.9)	mechanical(1.9)
	accuracy-3.8%	accuracy-1.04%	accuracy-1.04%
1.2	1.1	1.07	1.07
	mechanical(1.02)	mechanical(1.01)	mechanical(1.01)
	accuracy-5.5%	accuracy-5.6%	accuracy-5.6%
1.1	0.99	0.95	0.95
	mechanical(0.96)	mechanical(0.9)	mechanical(0.9)
	accuracy-3.0%	accuracy-5.12%	accuracy-5.12%
0.8	0.74	0.70	0.70
	mechanical(0.746)	mechanical(0.66)	mechanical(0.66)
	accuracy-3.9%	accuracy-5.7%	accuracy-5.7%
1.0	0.95	0.73	0.73
	mechanical(0.933)	mechanical(0.701)	mechanical(0.701)
	accuracy-1.5%	accuracy-3.9%	accuracy-3.9%
1.4	1.25	1.2	1.2
	mechanical(1.23)	mechanical(1.149)	mechanical(1.149)
	accuracy-1.6%	accuracy-3.5%	accuracy-3.5%
0.7	0.65	0.6	0.6
	mechanical(0.63)	mechanical(0.571)	mechanical(0.571)
	accuracy-3.07%	accuracy-5%	accuracy-5%

جدول 4

آمار

مدل الکتریکی با خروجی های تحت حمایت متخصصان بالینی تایید شده است، مقادیر فشار در گره های تقسیمات دو شاخه ای با خروجی های مدل به صورت ولتاژ تایید شده است. هم چنین نتایج خود را با شبیه سازی مکانیکی با استفاده از نرم افزار ANSYS FLUENT v12 برای ورودی های شبیه سازی شده مختلف تایید نموده ایم. داده ها به صورت خطای استاندارد میانگین \pm (SEM) بیان شد.

همبستگی های بین مقادیر مشتق شده از روش جدید و روشهای کلاسیک با استفاده از حداقل مربعات ارزیابی شد و تورش اصولی به صورت میانگین اختلاف بین مقادیر مشتق شده از هر روش، محاسبه شد. دقت شناسایی پارامترها با استفاده از اختلاف 1-R2 ارزیابی شد (R2 مربع ضریب همبستگی چندگانه رگرسیون است). تغییرات در همودینامیک با یک آنالیز اندازه گیری های تکراری واریانس ارزیابی شد. یک مقدار P کمتر از 0.5 از نظر آماری معنادار قلمداد شد. دقت بر حسب درصد بین خروجی های گره مختلف برای ترکیبات سیگنال مختلف برای شبکه های نامتقارن و شبکه های متقارن بررسی میشود.

بحث

توسعه و تلفیق رگ پیچیده CAVM یک کار چالش برانگیز میباشد. رگ ها دارای ساختارهای هندسی پیچیده ی بسیاری با انواع مختلف تقسیمات دو شاخه ای در درون شبکه های نامتقارن / متقارن هستند. مدل ارائه شده به شبیه سازی تغییرات فیزیولوژیکی و همودینامیکی بیماران CAVM کمک میکند. 23 بیمار CAVM با استفاده از مدل شبیه سازی شده ما با 60 تقسیم دو شاخه ای شبکه های متقارن و نامتقارن تحلیل میشوند. پارامترهای فشار و جریان برای چهار گره تقسیم دو شاخه ای برای هر مورد اندازه گیری میشود، کلا 60 اندازه گیری با شبیه سازی بالینی / مکانیکی تایید میشود. نتایج با اندازه گیری های غیر تهاجمی بالینی و از طریق شبیه سازی مکانیکی تایید میشود. دقت نتایج در جدول 4 نشان داده شده است. کل تحلیلهای آماری با استفاده از SPSS برای ویندوز (شرکت SPSS، شیکاگو) نسخه 17 انجام شد. هم چنین آنالیز تقسیم دو شاخه ای را برای شبکه متقارن و نامتقارن با استفاده از ترکیبات سیگنال مختلف، به صورت منبع ورودی برای تکرار سناریوهای بالینی واقعی تغییرات فشار در بیماران CAVM، با شکل موج های فشار شبیه سازی شده و با ترکیب سیگنالها شبیه سازی کرده ایم.

در آنالیز شبکه نامتقارن، آنالیز دقت نشان میدهد مشاهده آن برای قطر رگ کوچک کمتر از 1 سانتیمتر، اندازه گیری های فشار گره دارای انحرافی است که در طیف 5-10 درصد و برای قطر رگ بیش از 1.5 سانتیمتر، میباشد، آنالیز اینطور است که انحراف، طیف زیر 5٪ است. به طور مشابه، برای شبکه های متقارن، رفتار یکسانی، مشاهده میشود. ما شاخه های تقسیم دو شاخه ای مختلف یک تا پنج گره فرزند را از گره های والد شبیه سازی کرده ایم. نتایج ما، اندازه گیری های فشار شاخه ای تقسیم دو شاخه ای ترکیبات سیگنال را نشان میدهد. اندازه گیری های همودینامیکی به صورت غیر تهاجمی در هر تقسیم دو شاخه ای رگها محاسبه میشود، که مزیت منحصر به فرد مدلسازی تقسیم دو شاخه ای است، در اینجا حتی میل جراحی بول نمیتواند برای یافتن فشار در شاخه های کوچک یا تقسیمات دو شاخه ای مختلف هدایت شود.

نتیجه گیری

در این مقاله، ما مدلسازی تقسیم دو شاخه ای AVM را بر مبنای مدل ریاضی برای تعریف آنالیز تقسیم دو شاخه ای در یک ساختار رگ شبکه هایتقسیم دو شاخه ای متقارن و نامتقارن ارائه کرده ایم و به علاوه نقش آن را ارزیابی میکنیم. یک رویکرد شدید را برای مدارات الکتریکی ارائه نموده ایم که ثابتهای فیزیکی آن (C و R, L) بر

روی طول استاندارد رگ را با استفاده از بازیابی نرمال مقادیر صحیح برای فشار یا نرخ جریان در تقسیمات دو شاخه ای برای بیماران AVM ارائه کرده ایم. زوایای تقسیم دو شاخه ای شبیه سازی شده برای انواع مختلف شبکه ها و اندازه گیری های فشار به طور غیر تهاجمی برای شبکه های متقارن و نامتقارن محاسبه میشود. با کمک داده های بالینی متوانیم نتایج را با سنجش غیر تهاجمی و با نتایج مکانیکی شبیه سازی شده به صورت آنالیز واریسی اعتبار تایید کنیم. 23 بیمار AVM با ارزیابی 60 موقعیت مکانی رگ تقسیم دو شاخه ای به صورت نقطه گره شبکه های متقارن و نامتقارن مطالعه شدند، سنجش های گره با دقت 93٪ ارزیابی شد و مقدار P محاسبه شده، از سطح معناداری 0.5 کمتر است. مطالعه ما به صورت پیوند طبیعی بین شبیه سازی و سناریو بالینی عمل میکند. چنین رویکرد تلفیقی باید در صورت امکان به شناخت جامع نظم بخش و مدیریت آنالیز ناهنجاری عروق عصبی مغزی منجر گردد. آنالیز دقت ما، نشان میدهد این مشاهده برای قطر رگ کوچکتر از 1 سانتیمتر است، اندازه گیری های فشار گره دارای انحرافی است که در طیف 5-10٪ است و برای قطر رگ بیش از 1.5 سانتیمتر میباشد، آنالیز اینگونه است که انحراف در طیف زیر 5٪ است. از یک نقطه نظر پزشکی، نگرش تازه ای را به ما در مورد نقش آنالیز همودینامیک بر روی آنالیز رگ عروق عصبی ارائه میدهد. این اثر میتواند برای توسعه آنالیز رگهای تقسیمات دو شاخه ای هندسی پیچیده تر بخشهای مختلف CAVM گسترش یابد. به طور خلاصه، یک رویکرد نوین برای تعیین دستیابی اندازه گیری های فشار و جریان به طور غیر تهاجمی در گره های تقسیم دو شاخه ای مختلف و عملی بودن تعیین دستیابی به جریان حجمی مستقل از هندسه دستیابی مورد بررسی قرار میگیرد.

این مقاله، از سری مقالات ترجمه شده رایگان سایت ترجمه فا میباشد که با فرمت PDF در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است. در صورت تمایل میتوانید با کلیک بر روی دکمه های زیر از سایر مقالات نیز استفاده نمایید:

لیست مقالات ترجمه شده ✓

لیست مقالات ترجمه شده رایگان ✓

لیست جدیدترین مقالات انگلیسی ISI ✓

سایت ترجمه فا ؛ مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده از نشریات معتبر خارجی