

شبیه سازی بیومکانیک نتایج جراحی آنورتوپلاستی کاهشی در بیماران کاندید عمل تعویض دریچه آنورت: بررسی موارد مراجعه به بیمارستان حضرت رسول اکرم (ص) در سال های 1402 - 1403

دکتر امیرحسین بهزادی *، دکتر سام زراتیان نژاددوانی **، دکتر فولاد اقبالی ***

چکیده:

زمینه و هدف: جراحی های آنورت به عنوان یکی از چالش برانگیزترین و حیاتی ترین روش های جراحی در حوزه قلب و عروق شناخته می شوند. آنورتوپلاستی کاهشی یکی از روش های جراحی است که به عنوان جایگزینی برای پیوند آنورت صعودی در بیماران با اتساع متوسط آنورت استفاده می شود. این مطالعه به بررسی تأثیر این جراحی بر همودینامیک بیماران و مقایسه نتایج بالینی با پیش بینی های شبیه سازی عددی می پردازد.

مواد و روش ها: در این مطالعه، اطلاعات 4 بیمار که تحت عمل جراحی آنورت قرار گرفتند، جمع آوری و تحلیل شد. فشار خون بیماران قبل و بعد از عمل اندازه گیری شد و نتایج اکوکاردیوگرافی و شبیه سازی های اجزای محدود (FEM) و مدل سازی عددی برای ارزیابی همودینامیک استفاده شد. داده های رادیولوژیک بیماران با استفاده از نرم افزار Abaqus و روش اجزای محدود (FEM) تحلیل شدند.

یافته ها: کیس اول (مرد 56 ساله) فشار خون بعد از عمل تغییر چندانی نکرد و پیش بینی های شبیه سازی عددی با نتایج اکو تطابق داشت. کیس دوم (مرد 62 ساله) کاهش قابل توجهی در فشار خون بعد از عمل مشاهده شد و پیش بینی های مدل محاسباتی با نتایج اکو مطابقت داشت. کیس سوم (زن 75 ساله) نارسایی دریچه آنورت پس از عمل به وجود آمد که با پیش بینی های مدل عددی مطابقت نداشت. کیس چهارم (مرد 70 ساله) کاهش قابل توجهی در فشار خون بعد از عمل مشاهده شد و پیش بینی های شبیه سازی با نتایج اکو تطابق داشت.

نتیجه گیری: نتایج این مطالعه نشان داد که شبیه سازی های اجزای محدود (FEM) و مدل سازی عددی ابزارهای مفیدی برای ارزیابی نتایج جراحی هستند. با این حال، برای دستیابی به نتایج بهتر و دقیق تر، لازم است که محدودیت ها و چالش های موجود مورد توجه قرار گیرند. توسعه مدل های عددی دقیق تر با لحاظ کردن ویژگی های فردی بیماران، آموزش پزشکان در زمینه استفاده از ابزارهای نوین و انجام پژوهش های بیشتر، می تواند به بهبود نتایج بالینی بیماران کمک کند.

واژه های کلیدی: آنورتوپلاستی کاهشی، آنوریسم آنورت، همودینامیک، شبیه سازی عددی، روش اجزای محدود، جراحی قلب و عروق

نویسنده پاسخگو: دکتر امیرحسین بهزادی
تلفن: 02164351000

* دانشجوی دکترای تخصصی، گروه جراحی عمومی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، مجتمع آموزشی درمانی حضرت رسول اکرم (ص)

E-mail: amirhosein.behzadi1995@gmail.com

** استادیار گروه جراحی قلب و عروق، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، مجتمع آموزشی درمانی حضرت رسول اکرم (ص)

*** دانشیار گروه جراحی عمومی درون بین (لاپاراسکوپی)، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، مجتمع آموزشی درمانی حضرت رسول اکرم (ص)

تاریخ وصول: 1404/01/27

doi: [10.22034/ijss.2025.738053](https://doi.org/10.22034/ijss.2025.738053)

تاریخ پذیرش: 1404/05/04

زمینه و هدف

آنورتوپلاستی کاهشی (Reduction Aortoplasty) یکی از روش‌های جراحی قلب باز بوده که یک جایگزین بالقوه برای پیوند آنورت صعودی با گرافت‌های مصنوعی، به ویژه در بیمارانی است که فقط آنورت با اتساع متوسط بدون درگیری ریشه آنورت دارند و نیازمند زمان کراس کلمپ کمتری هستند.^{1,2} این روش به عنوان یک روش همزمان عمدتاً در تعویض دریچه آنورت انجام می‌شود. اهمیت آنورتوپلاستی از دو جنبه مهم برای بیماران با بیماری‌های آنورت قابل بررسی است. اولاً، این روش می‌تواند به بهبود کیفیت زندگی بیماران کمک کند، زیرا با جایگزینی قسمتی از آنورت با پروتز مناسب، بیمار قادر خواهد بود به طور معمول فعالیت‌های روزمره خود را انجام دهد. ثانیاً، این روش می‌تواند به جلوگیری از عوارض خطرناکی که با بیماری‌های آنورت همراه هستند، مانند آنژیوادم، آنوریسم، پارگی آنورت و ... کمک کند.^{3,4}

پیشینه آنورتوپلاستی به سال 1951 برمی‌گردد، زمانی که اولین جراحی جایگزینی آنورت با استفاده از پروتز انجام شد. اما در آن زمان، تکنیک‌های جراحی پیشرفته و پروتزهای مناسب برای جایگزینی آنورت وجود نداشت. پس از آن، با پیشرفت فناوری و تکنولوژی، تکنیک‌های پیشرفته‌تری برای جراحی آنورتوپلاستی توسعه داده شد.⁵ آنورتوپلاستی با برداشتن بخش بیضی شکل از دیواره آنورت متسع در امتداد آنورتوتومی طولی انجام می‌شود. سپس آنورتوتومی با استفاده از دو لایه بخیه بسته می‌شود که اغلب با نوارهای تفلون تقویت می‌شوند تا شکل آنورت را تنظیم کنند و قطر طبیعی به دست آورند. برخی از نویسندگان توصیه می‌کنند که این بخش پس از اتمام خط بخیه بسته شود تا دیواره عروق تقویت شود و از گشاد شدن بیشتر جلوگیری شود.⁶

جراحی آنورت یک روش پیچیده و ظریف است که نیاز به برنامه‌ریزی و اجرای دقیق دارد. شبیه‌سازی بیومکانیکی به عنوان یک ابزار ارزشمند در برنامه‌ریزی قبل از عمل و راهنمایی حین عمل جراحی‌های آنورت ظاهر شده است.⁷ شبیه‌سازی بیومکانیکی کاربرد اصول مهندسی و روش‌های محاسباتی برای مطالعه مکانیک سیستم‌های بیولوژیکی است. در جراحی آنورت، شبیه‌سازی بیومکانیکی برای

مدل‌سازی رفتار آنورت در شرایط مختلف و ارزیابی اثرات مداخلات جراحی بر عملکرد آنورت استفاده می‌شود. شبیه‌سازی بیومکانیکی می‌تواند اطلاعات ارزشمندی در مورد تنش‌ها و کرنش‌های مکانیکی روی آنورت، اثرات روش‌های مختلف جراحی و عوارض بالقوه‌ای که ممکن است از جراحی ایجاد شود، ارائه دهد.⁸

یکی از مهمترین مزایای شبیه‌سازی بیومکانیکی در جراحی آنورت، توانایی پیش‌بینی نتیجه مداخلات جراحی است. با ایجاد یک مدل کامپیوتری از آنورت و شبیه‌سازی اثرات روش‌های مختلف جراحی، جراحان می‌توانند خطرات و مزایای بالقوه هر روش را قبل از انجام عمل جراحی واقعی ارزیابی کنند. این به جراحان اجازه می‌دهد تا روش جراحی بهینه را برای هر بیمار انتخاب کنند و خطرات عوارض را به حداقل برسانند و نتیجه کلی جراحی را بهبود بخشند.^{9,10}

از شبیه‌سازی بیومکانیکی نیز می‌توان برای هدایت مداخلات جراحی در حین عمل استفاده کرد. در طول جراحی، جراحان می‌توانند از داده‌های بیومکانیکی برای تنظیم رویکرد خود استفاده کرده و اطمینان حاصل کنند که آنورت به روشی ایمن و مؤثر دستکاری می‌شود. این می‌تواند به کاهش خطر عوارض حین عمل مانند دایسکشن یا پارگی آنورت کمک کند و موفقیت کلی جراحی را بهبود بخشد.¹¹

علاوه بر کاربرد آن در برنامه‌ریزی قبل از عمل و راهنمایی حین عمل، شبیه‌سازی بیومکانیکی می‌تواند در پیگیری بعد از عمل نیز استفاده شود. با ردیابی تغییرات در عملکرد آنورت در طول زمان، جراحان می‌توانند نتایج دراز مدت جراحی را ارزیابی کرده و تنظیمات لازم را برای اطمینان از بهترین نتیجه ممکن برای بیمار انجام دهند. به طور کلی، شبیه‌سازی بیومکانیکی یک ابزار ضروری در جراحی آنورت است.^{12,8} شبیه‌سازی بیومکانیکی با ارائه اطلاعات ارزشمند در مورد تنش‌ها و فشارهای مکانیکی روی آنورت، اثرات مداخلات جراحی و عوارض بالقوه‌ای که ممکن است از جراحی ایجاد شود، می‌تواند به بهبود نتیجه کلی جراحی‌های آنورت کمک کند. هدف از مطالعه حاضر، شبیه‌سازی بیومکانیک نتایج جراحی آنورتوپلاستی کاهشی در بیماران کاندید عمل تعویض دریچه آنورت بود.

مواد و روش ها

طراحی مطالعه و جمعیت مورد بررسی

این مطالعه توصیفی - تحلیلی بر روی 4 بیمار که در طی سال های 1402-1403 به بیمارستان حضرت رسول اکرم مراجعه کرده و کاندید جراحی آنورتوپلاستی کاهشی همراه با تعویض دریچه آنورت بودند، انجام شد. این مطالعه پس از تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی ایران مطالعه حاضر با کد IR.IUMS.FMD.REC.1403.342 تأیید شده است و اخذ رضایت آگاهانه از تمامی بیماران انجام گردید.

معیارهای ورود

- سن 18 سال به بالا
- قطر آنورت صعودی بین 22 تا 55 میلی متر بر اساس سی تی آنژیوگرافی
- کاندید تعویض دریچه آنورت به دلیل استنوز یا نارسایی شدید
- داشتن سی تی آنژیوگرافی قبل از عمل با ضخامت برش کمتر از 1 میلی متر
- عدم وجود کلسیفیکاسیون شدید دیواره آنورت
- رضایت آگاهانه بیمار برای شرکت در مطالعه

معیارهای خروج

- عدم وجود رضایت بیمار جهت ورود به مطالعه
- دریچه آنورت دولتی (Bicuspid Aortic Valve)
- سابقه مشکلات بافت عروقی از جمله سندرم مارفان، اهلرز - دانلوس
- سابقه جراحی آنورت یا مداخله بر روی آنورت
- وجود بیماری زمینه ای مزمن کنترل نشده از جمله دیابت، نارسایی کلیوی
- وجود عفونت حاد یا مزمن
- کیفیت نامناسب تصاویر سی تی اسکن

روش جمع آوری داده ها

تصویربرداری: از تمامی بیماران، سی تی آنژیوگرافی قبل از عمل با دستگاه Slice CT Scanner 64 - Siemens (SOMATOM Definition AS) با پروتکل استاندارد انجام شد. مشخصات تصویربرداری شامل:

- ولتاژ: 120 kVp

• جریان: 300-400 mAs

• ضخامت برش: 0/6 میلی متر

• فاصله بازسازی: 0/4 میلی متر

• میدان دید: 350 میلی متر

• ماتریکس: 512×512 پیکسل

• استفاده از ماده حاجب غیر یونی (Iohexol 350 mg)

• I/ml با حجم 80-100 میلی لیتر

اکوکاردیوگرافی ترانس توراسیک (TTE) قبل و بعد از عمل با دستگاه Philips EPIQ 7 و پروپ S5-1 انجام شد. فشار خون سیستولیک و دیاستولیک بیماران با استفاده از فشارسنج جیوه ای استاندارد قبل و بعد از عمل (48-72 ساعت پس از جراحی) اندازه گیری و ثبت گردید.

پردازش تصاویر و مدل سازی هندسی

تصاویر سی تی اسکن با فرمت DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ابتدا به نرم افزار 3 Slicer D نسخه 5.2.2 وارد شد.¹³ مراحل پردازش تصویر شامل:

1. سگمنتاسیون: با استفاده از روش Threshold-Based Segmentation، آنورت صعودی از سایر ساختارها جداسازی شد. مقدار Threshold بین 150-400 Hounsfield Units تنظیم گردید.
2. تصحیح دستی: مرزهای سگمنت شده به صورت دستی بررسی و در صورت نیاز تصحیح شد.
3. صاف سازی: با استفاده از فیلتر Gaussian Smoothing ($\sigma=0.5$) نویز تصاویر کاهش یافت.
4. ایجاد مدل سه بعدی: از داده های سگمنت شده، یک مدل سه بعدی با فرمت STL تولید شد.

مدل سازی اجزای محدود

مدل های STL به نرم افزار Abaqus/CAE 2022 وارد شد. نرم افزار Abaqus یک مجموعه نرم افزاری برای تحلیل اجزا محدود (FEM) و مهندسی به کمک کامپیوتر است که در ابتدا در سال 1978 منتشر شد.^{14و15} برای هر بیمار، یک مدل اجزای محدود سه بعدی ویژه بیمار از آنورت صعودی متسع ایجاد شد. مراحل مدل سازی شامل:

مشخصات مش بندی

- نوع المان: المان‌های تتراهدرال خطی (C3D4) برای تحلیل استاتیک
- الگوریتم مش بندی: Advancing front Technique
- تعداد المان‌ها: 50/000 – 880/000 المان بسته به پیچیدگی هندسه
- تعداد گره‌ها: 15/000 – 25/000 گره
- اندازه مش: 1-2 میلی‌متر در نواحی حیاتی، 3-4 میلی‌متر در نواحی کم اهمیت
- نسبت کیفیت المان: (Aspect Ratio) کمتر از 3
- حداقل زاویه المان: بیشتر از 20 درجه

خواص مکانیکی مواد

- دیواره آئورت به عنوان یک ماده ایزوتروپیک، الاستیک و غیرخطی در نظر گرفته شد.^{16و17}
- مدول الاستیک (E): 2.0 مگاپاسکال
- ضریب پواسون (ν): 0.45
- چگالی (ρ): 1050 kg/m³
- ضخامت دیواره: 2 میلی‌متر (ثابت در تمام نواحی)

شرایط مرزی

- انتهای بالایی آئورت (نزدیک به قوس): ثابت در تمام جهات (ENCASTRE)
- انتهای پایینی آئورت (نزدیک به دریچه): آزاد برای حرکت شعاعی، محدود در جهت محوری
- سطح داخلی آئورت: اعمال فشار متغیر با زمان

شبیه سازی بارگذاری فشار

- فشار وارده بر سطح داخلی آئورت بر اساس فشار خون اندازه گیری شده از بیمار با استفاده از تابع سینوسی تعریف شد.¹⁸

$$P(t) = P_{diastolic} + (P_{systolic} - P_{diastolic}) \times \sin^2(\pi t/T)$$

که در آن:

- P(t): فشار در زمان t (Pascal)
- P_{systolic}: فشار سیستولیک بیمار (mmHg → Pascal: ×133.322)
- P_{diastolic}: فشار دیاستولیک بیمار (mmHg → Pascal: × 133.322)

- مدت یک چرخه قلبی (0/8 ثانیه): T

پارامترهای تحلیل

- نوع تحلیل: Dynamic Implicit
- تعداد گام‌های زمانی: 100 گام در یک چرخه قلبی (نبض)
- زمان کل شبیه سازی: 3 چرخه قلبی (2/4 ثانیه)
- معیار همگرایی: 10⁻⁶

تحلیل نتایج و پارامترهای مورد بررسی

- برای هر مدل، پارامترهای زیر محاسبه و ارزیابی شد:

- حداکثر تنش فون میزس (Von Mises Stress) در دیواره آئورت (MPa)
- توزیع فشار در سطح داخلی آئورت (Pascal)
- جابجایی دیواره آئورت در جهت شعاعی (mm)
- کرنش اصلی حداکثر و حداقل
- ضریب اطمینان (Safety Factor) بر اساس مقاومت نهایی بافت

اعتبارسنجی مدل

- نتایج شبیه سازی با یافته‌های اکوکاردیوگرافی بعد از عمل مقایسه شد. معیارهای مقایسه شامل:
- قطر آئورت در نواحی مختلف
- الگوی جریان خون
- وجود یا عدم وجود نارسایی دریچه آئورت

- این جزئیات با هدف فراهم سازی تمامی اطلاعات مورد نیاز برای تکرارپذیری کامل (Reproducibility) مدل و نتایج عددی توسط سایر محققان ارائه شده‌اند.

تحلیل آماری

- تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه 26 انجام شد. داده‌های کمی به صورت میانگین ± انحراف معیار و داده‌های کیفی به صورت فراوانی و درصد ارائه گردید. برای مقایسه نتایج قبل و بعد از عمل از آزمون Wilcoxon Signed-Rank استفاده شد. سطح معناداری کمتر از 0/05 در نظر گرفته شد.

جدول 1- مشخصات دموگرافیک و بالینی بیماران

کیس	سن	جنس	نوع جراحی	قطر آنورت قبل از عمل (mm)	فشار قبل از عمل (mmHg)	نبض قبل از عمل
1	56	مرد	تعویض ریشه آنورت	48	130/80	85
2	62	مرد	آنوریسم آنورت صعودی + کوآرکتاسیون + گرافت LAD	52	180/110	70
3	75	زن	آنورتوپلاستی + آنوریسم آنورت صعودی	45	110/60	90
4	70	مرد	آنورتوپلاستی کاهشی	50	160/80	80

یافته‌ها

مشخصات جمعیت شناختی بیماران

در این مطالعه، 4 بیمار (3 مرد و 1 زن) مورد بررسی قرار گرفتند. جدول 1 مشخصات دموگرافیک و بالینی بیماران را نشان می‌دهد.

نتایج مدل سازی و شبیه سازی عددی

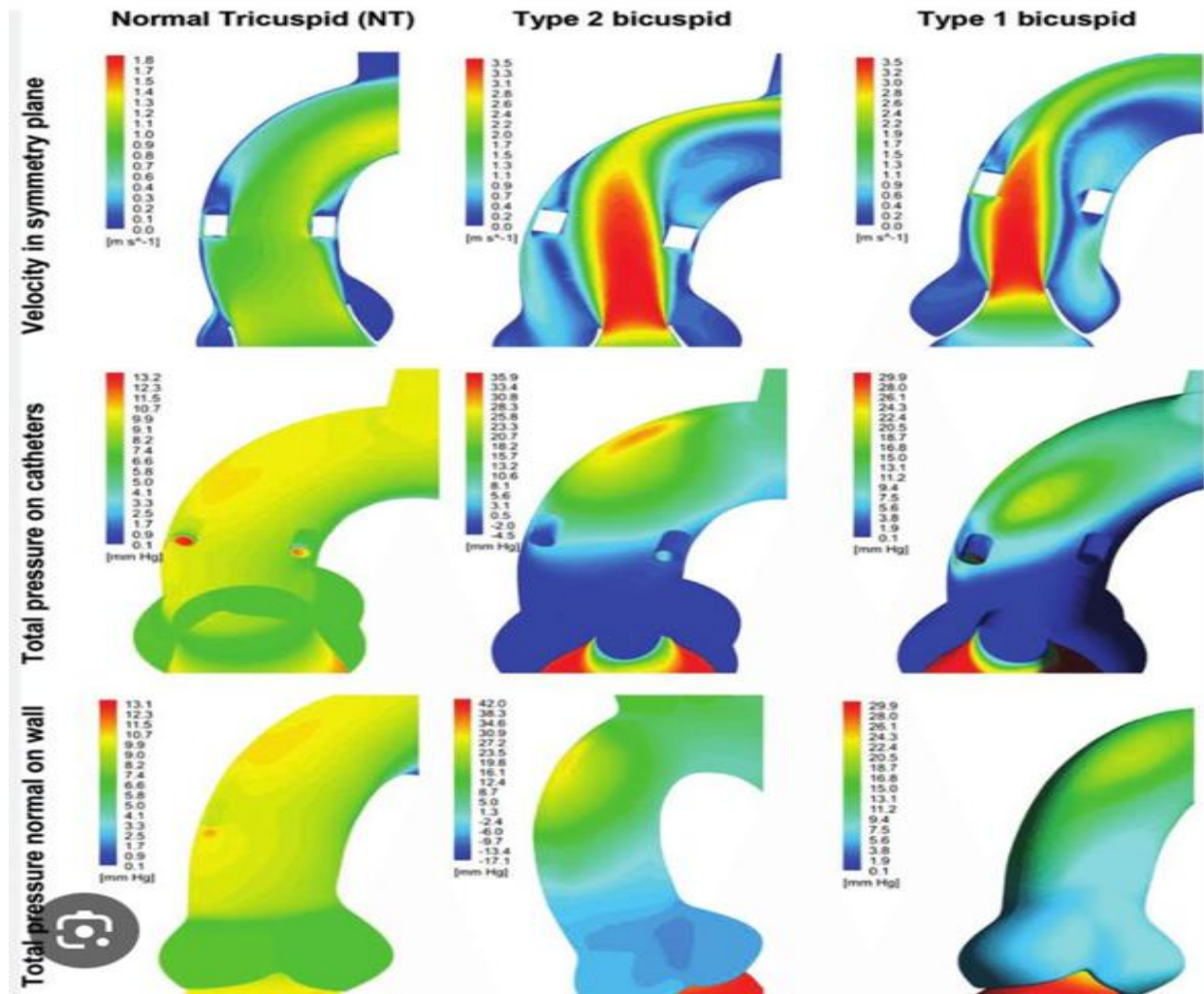
برای تمامی 4 بیمار، مدل های اجزای محدود سه بعدی با موفقیت ایجاد شد. میانگین تعداد المان ها $62/500 \pm 12/000$ و میانگین تعداد گره ها $19/200 \pm 3/500$ بود. کیفیت مش در تمامی مدل ها قابل قبول بود (حداقل زاویه المان $> 20^\circ$ درجه، نسبت ابعاد < 3).

بر اساس سی تی اسکن انجام شده قبل از عمل، مدل های فلوداینامیک برای هر بیمار ایجاد شد. در تصویر شماره 1، اطلاعات مربوط به نوع دریچه آنورت (تک لتی، دولتی و سه لتی) و جریان خون بر اساس طیف رنگی نشان داده شده است. رنگ بندی از سبز - آبی (احتمال آسیب عروق پایین و احتمال عدم کاهش فشار خون پایین) تا قرمز (احتمال آسیب عروق بالا و عدم کاهش فشار خون بعد از عمل بالا) متغیر است.

تصویر 1 نتایج شبیه سازی عددی را برای سه نوع دریچه آنورت نشان می‌دهد: دریچه سه لتی طبیعی (Normal Tricuspid)، دریچه دولتی نوع 2 (Type 2 Bicuspid) و دریچه دولتی نوع 1 (Type 1 Bicuspid). سه پارامتر مهم در این شبیه سازی ارزیابی شده است:

- ردیف بالا: سرعت جریان در صفحه تقارن (Velocity in Symmetry Plane) با واحد متر بر ثانیه
- ردیف وسط: فشار کل بر روی کاتترها (Total Pressure on Catheters) با واحد میلی متر جیوه
- ردیف پایین: فشار کل عمود بر دیواره (Total Pressure Normal on Wall) با واحد میلی متر جیوه

طیف رنگی از آبی (فشار / سرعت پایین) تا قرمز (فشار / سرعت بالا) تغییر می‌کند. نتایج نشان می‌دهد که دریچه های دولتی الگوهای جریان و توزیع فشار متفاوتی نسبت به دریچه سه لتی طبیعی ایجاد می‌کنند که می‌تواند در تصمیم گیری های جراحی مؤثر باشد.



تصویر 1- مقایسه شبیه‌سازی فلودینامیک در انواع مختلف دریچه آنورت

جدول 2- نتایج شبیه‌سازی عددی

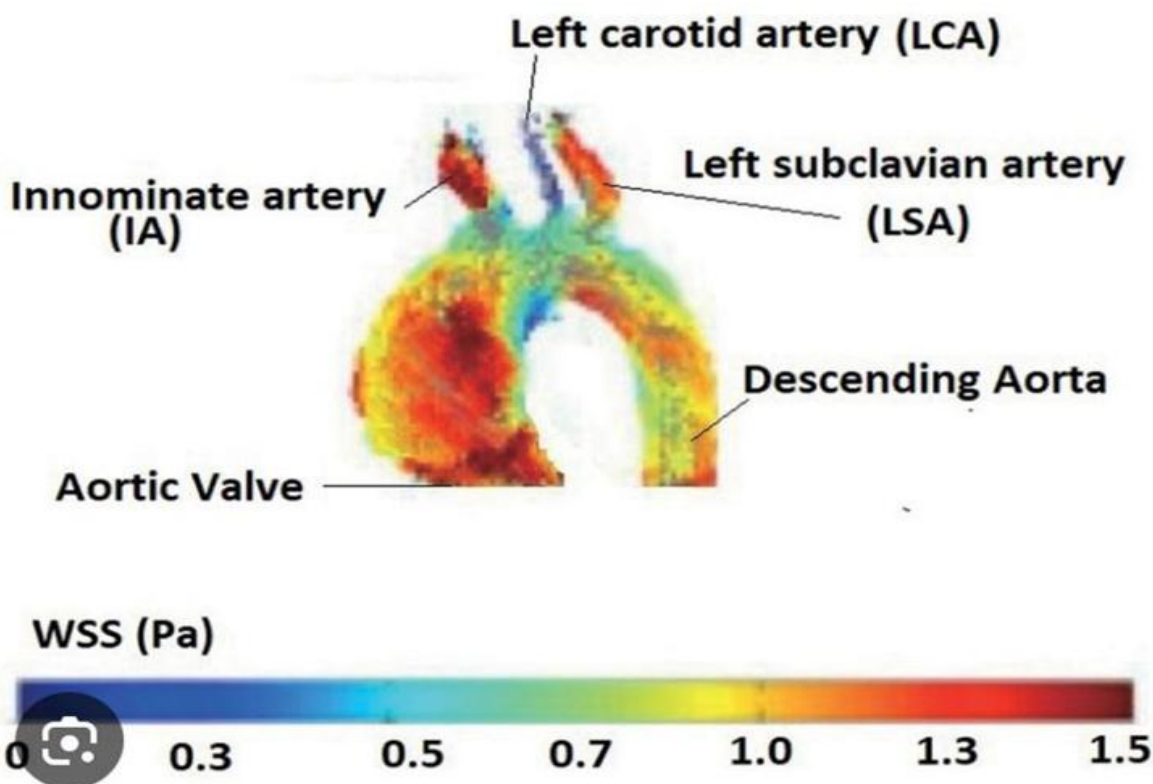
کیس	حداکثر تنش فون میزس (MPa)	حداکثر جابجایی شعاعی (mm)	حداکثر فشار (kPa)	ضریب اطمینان
1	0/185	2/3	18/7	10/8
2	0/220	2/8	20/7	9/1
3	0/195	2/5	21/3	10/3
4	0/210	2/6	19/3	9/5

اطمینان 10/8 را نشان می‌دهد. نتایج اکوکاردیوگرافی بر اساس سائز آنورت، وضعیت دریچه آنورت و عدم فشار روی عروق کرونری با پیش‌بینی‌های شبیه‌سازی عددی تطابق کامل داشت. همانطور که در تصویر 2 مشاهده می‌شود، دریچه آنورت بدون تغییر بوده و مناطق قرمز رنگ در ریشه آنورت، شریان Innominate (بیانگر فشار خون دست راست) و ساب کلاوین چپ (بیانگر فشار خون دست چپ) پیش‌بینی شده بود که بعد از عمل مناطق پرفشار خواهند بود. این پیش‌بینی با نتایج بعد از عمل که فشار بیمار کاهش نداشت، تطابق داشت.

مقایسه نتایج بالینی قبل و بعد از عمل

کیس 1 (مرد 56 ساله - تعویض ریشه آنورت)

بیمار با قطر آنورت 48 میلی‌متر، فشار سیستولیک 130 و دیاستولیک 80 و نبض 85 در دقیقه قبل از عمل و فشار سیستولیک 125 و دیاستولیک 80 و نبض 90 در دقیقه بعد از عمل مورد بررسی قرار گرفت. قطر آنورت پس از تعویض ریشه به 32 میلی‌متر کاهش یافت (کاهش 33%). فشار خون قبل و بعد از عمل تفاوت چندانی نداشت. نتایج شبیه‌سازی نشان داد حداکثر تنش فون میزس 0/185 مگاپاسکال و حداکثر جابجایی شعاعی 2/3 میلی‌متر بود که ضریب



تصویر 2- نقشه فشار جریان خون در کیس اول - مرد 56 ساله تحت تعویض ریشه آنورت

شده شامل شریان Innominate (IA)، شریان کاروتید چپ (LCA)، شریان ساب کلاوین چپ (LSA) و آنورت نزولی می‌باشد.

این تصویر نتایج شبیه‌سازی عددی توزیع تنش برشی دیواره (Wall Shear Stress) را در قوس آنورت و شاخه‌های اصلی آن نشان می‌دهد. شاخه‌های مشخص

نشان داد بیمار با وجود فشار خون مقاوم، به خوبی به جراحی پاسخ داده و فشار خون بعد از عمل کاهش یافت. همانطور که در تصویر 3 مشاهده می‌شود، برخلاف انتظار با وجود اتساع آنورت صعودی و محل تنگی و کوآرکتاسیون در محل اتصال آنورت صعودی به نزولی، در فلوداینامیک تغییر جریان به سمت طیف قرمز (که حاکی از افزایش سرعت و توربولانس است) مشاهده نمی‌شود. اکوکاردیوگرافی انجام شده بعد از عمل تطابق کامل با مدل پیش‌بینی شده داشت.

این تصویر شامل سه بخش است:

سمت چپ: تصویر سی‌تی اسکن شبیه سازی شده واقعی بیمار که آنوریسم آنورت صعودی و کوآرکتاسیون (تنگی) در محل اتصال قوس به آنورت نزولی را نشان می‌دهد.

وسط و راست: نتایج شبیه‌سازی عددی توزیع فشار در دیواره آنورت با مقیاس رنگی از آبی (فشار کم $6/000 \text{ e}$ - 003) تا قرمز (فشار بالا: $1/200 \text{ e}$ - 002).

نکته مهم: علی‌رغم وجود اتساع شدید آنورت صعودی و تنگی در محل کوآرکتاسیون، شبیه‌سازی عددی نشان می‌دهد که توزیع فشار عمدتاً در طیف سبز - آبی (فشار متوسط تا پایین) قرار دارد و مناطق قرمز (فشار بالا) کمتر مشاهده می‌شود.

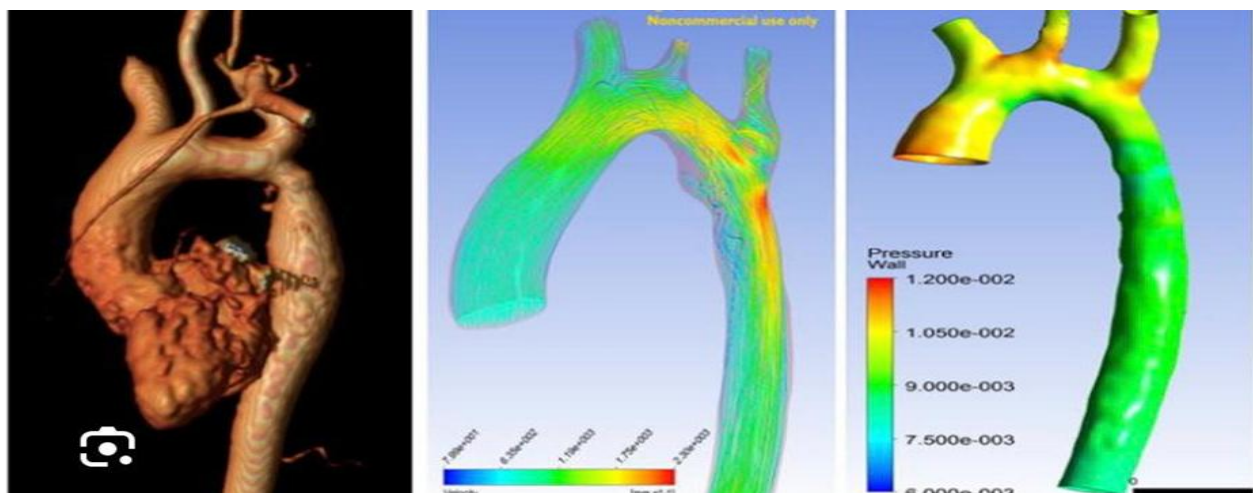
این یافته با نتایج بالینی مطابقت داشت، زیرا بیمار پس از جراحی کاهش قابل توجهی در فشار خون نشان داد (از $180/110$ به $120/70$ میلی‌متر جیوه) و اکوکاردیوگرافی بعد از عمل نیز با پیش‌بینی‌های مدل تطابق کامل داشت.

طیف رنگی از آبی (تنش برشی پایین $0/3$ پاسکال) تا قرمز (تنش برشی بالا $1/5$ پاسکال) متغیر است. مناطق قرمز رنگ در ریشه آنورت و شاخه‌های اصلی (خصوصاً شریان Innominate و ساب کلوین چپ) نشان‌دهنده تنش برشی بالا هستند که با پیش‌بینی مدل عددی مبنی بر عدم کاهش قابل توجه فشار خون بعد از عمل مطابقت دارد.

همانطور که در نتایج بالینی مشاهده شد، فشار خون این بیمار از $130/80$ به $125/80$ میلی‌متر جیوه تغییر یافت که تطابق کاملی با پیش‌بینی‌های مدل فلوداینامیک داشت.

کیس 2 (مرد 62 ساله - آنوریسم آنورت صعودی + کوآرکتاسیون)

بیمار با قطر آنورت 52 میلی‌متر تحت عمل جراحی آنوریسم آنورت صعودی همراه با تنگی در زمینه کوآرکتاسیون در محل اتصال قوس به آنورت نزولی با درگیری شریان LAD قرار گرفت و تعویض سوپرا کرونری و یک گرافت وریدی روی LAD انجام شد. قطر آنورت پس از جراحی به 34 میلی‌متر کاهش یافت (کاهش 35%). فشار سیستولیک 180 و دیاستولیک 110 و نبض 70 در دقیقه قبل از عمل به فشار سیستولیک 120 و دیاستولیک 70 و نبض 75 در دقیقه بعد از عمل تغییر یافت (کاهش $60/40$ میلی‌متر جیوه). نتایج شبیه‌سازی نشان داد این کیس بالاترین حداکثر تنش فون میزس ($0/220$ مگاپاسکال) و حداکثر جابجایی شعاعی ($2/8$ میلی‌متر) را داشت، اما ضریب اطمینان 9/1 همچنان در محدوده ایمن قرار داشت. نتایج



تصویر 3- مقایسه تصاویر بالینی و شبیه‌سازی عددی در کیس دوم - مرد 62 ساله

دریچه آئورت شده که با پیش‌بینی‌های شبیه‌سازی عددی تطابق نداشت.

این تصویر نتایج شبیه‌سازی عددی فشار اصطکاکی جریان خون روی دیواره عروق را در کیس سوم نشان می‌دهد. طیف رنگی از آبی (فشار اصطکاکی صفر) تا قرمز (حداکثر 6/936 پاسکال) متغیر است.

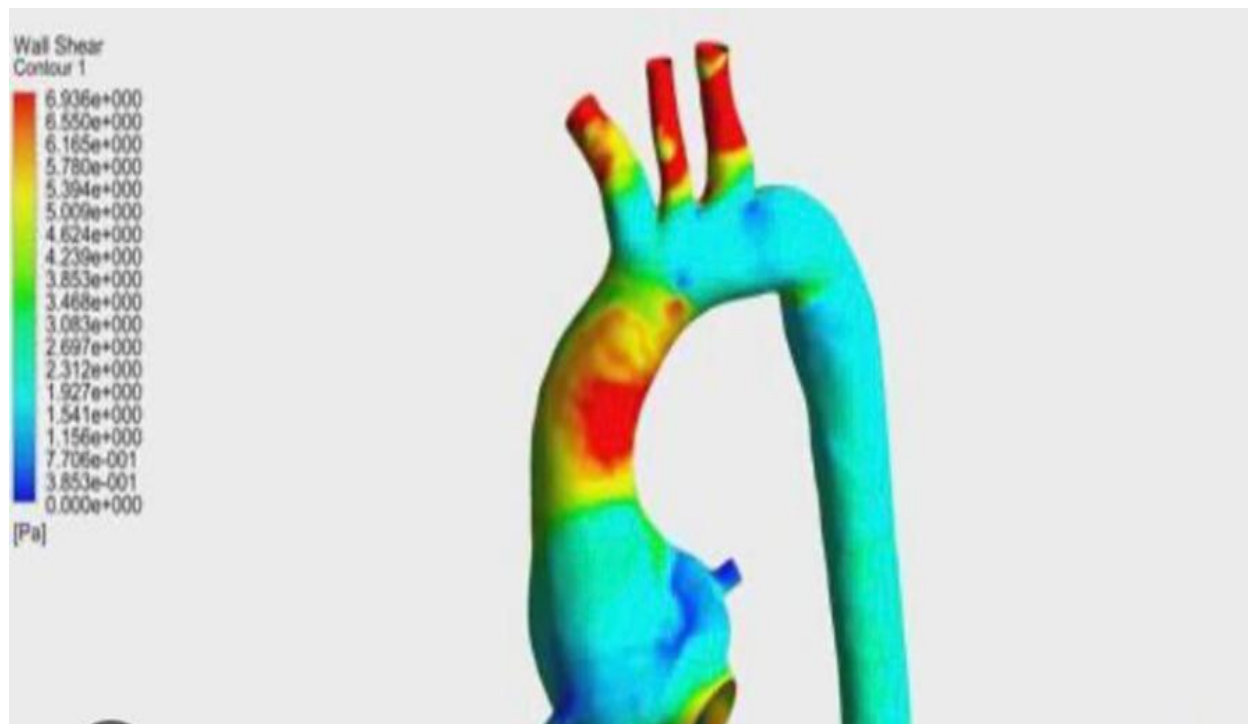
نکات قابل توجه

- مناطق قرمز رنگ در شاخه‌های اصلی آئورت (شریان Innominate، کاروتید چپ و ساب کلاوین چپ) نشان‌دهنده فشار اصطکاکی بالا هستند
- قوس آئورت و آئورت نزولی عمدتاً در طیف آبی - سبز (فشار اصطکاکی متوسط تا پایین) قرار دارند
- این الگوی توزیع فشار با وضعیت بالینی بیمار مطابقت دارد

بر اساس نتایج شبیه‌سازی، پیش‌بینی شد که این بیمار پس از جراحی کاهش قابل توجهی در فشار خون نخواهد داشت، که با یافته‌های بالینی (تغییر فشار از 140/85 به 135/80 میلی‌متر جیوه) تطابق کامل نشان داد.

کیس 3 (زن 75 ساله - آئورتوپلاستی + آنوریسم آئورت صعودی)

بیمار خانم 75 ساله اهل افغانستان بدون سابقه فشار خون با قطر آئورت 45 میلی‌متر تحت عمل آئورتوپلاستی و آنوریسم آئورت صعودی قرار گرفت. قطر آئورت پس از آئورتوپلاستی به 30 میلی‌متر کاهش یافت (کاهش 33%). فشار سیستولیک 110 و دیاستولیک 60 و نبض 90 در دقیقه قبل از عمل به فشار سیستولیک 90 و دیاستولیک 60 و نبض 85 در دقیقه بعد از عمل تغییر یافت (کاهش 20 میلی‌متر جیوه سیستولیک). نتایج شبیه‌سازی نشان داد حداکثر تنش فون میزس 0/195 مگاپاسکال و حداکثر جابجایی شعاعی 2/5 میلی‌متر بود که ضریب اطمینان 10/3 را نشان می‌دهد. با وجود بالاترین حداکثر فشار (21/3 کیلوپاسکال) در این کیس، همانطور که در تصویر 4 مشاهده می‌شود، فلودینامیک فشار در قسمت اعظم به خصوص در قوس و شاخه نزولی آئورت، نقاط آبی رنگ حاکی از فشار پایین بعد از عمل بود که با نتایج بالینی تطابق داشت. با این حال، نتایج اکوکاردیوگرافی بعد از عمل نشان داد بیمار دچار نارسایی



تصویر 4- توزیع فشار اصطکاکی دیواره (WSS) در کیس سوم - زن 75 ساله

تصویر سمت چپ: نشان‌دهنده توزیع فشار با غالبیت رنگ‌های زرد - نارنجی در ناحیه آنوریسم، که نشان‌دهنده فشار متوسط تا بالا در این منطقه است.

تصویر سمت راست: نمایش توزیع فشار با مناطق قرمز بیشتر، خصوصاً در ناحیه آنوریسم و شاخه‌های اصلی که نشان‌دهنده افزایش فشار در این نواحی است.

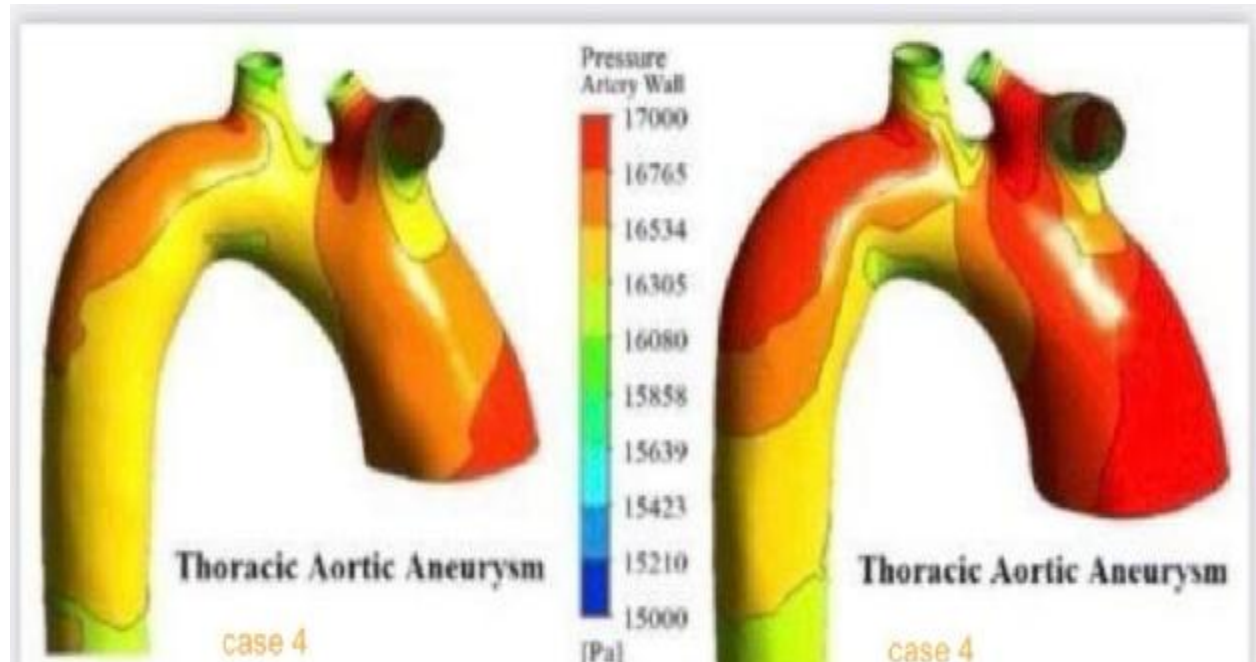
تفسیر بالینی: این مقایسه احتمالاً نشان‌دهنده تغییرات فشار قبل و بعد از مداخله درمانی یا در شرایط مختلف جریان خون است. مناطق قرمز رنگ در تصویر راست نشان می‌دهد که در این حالت، فشار وارده به دیواره آنوریسم بالاتر بوده که می‌تواند خطر پارگی را افزایش دهد.

این یافته‌ها در تصمیم‌گیری برای نوع و زمان مداخله جراحی در بیماران مبتلا به آنوریسم آئورت توراسیک حائز اهمیت است.

کیس 4 (مرد 70 ساله - آئورتوپلاستی کاهشی)

بیمار با قطر آئورت 50 میلی‌متر تحت جراحی آئورتوپلاستی کاهشی با فشار سیستولیک 160 و دیاستولیک 80 و نبض 80 در دقیقه قبل از عمل قرار گرفت. قطر آئورت پس از آئورتوپلاستی کاهشی به 33 میلی‌متر کاهش یافت (کاهش 34%). بعد از عمل فشار سیستولیک 130 و دیاستولیک 70 و نبض 85 در دقیقه ثبت شد (کاهش 30/10 میلی‌متر جیوه). نتایج شبیه‌سازی نشان داد حداکثر تنش فون میزس 0/210 مگاپاسکال و حداکثر جابجایی شعاعی 2/6 میلی‌متر بود که ضریب اطمینان 9/5 را نشان می‌دهد. در این بیمار اکوکاردیوگرافی با مدل فلوداینامیک تطابق داشت (تصویر 5).

این تصویر مقایسه دو حالت توزیع فشار در دیواره آئورت را در کیس چهارم (آنوریسم آئورت توراسیک) نشان می‌دهد. طیف رنگی از آبی (15000 پاسکال) تا قرمز (17000 پاسکال) متغیر است.



تصویر 5- مقایسه توزیع فشار دیواره شریانی در کیس چهارم - مرد 70 ساله

جدول 3- مقایسه نتایج بالینی قبل و بعد از عمل

کیس	قطر آنورت قبل (mm)	قطر آنورت بعد (mm)	کاهش قطر (%)	فشار قبل از عمل	فشار بعد از عمل	تغییر فشار	نبض قبل	نبض بعد	تطابق با مدل
1	48	32	%33	130/80	125/80	-5/0	85	90	بله
2	52	34	%35	180/110	120/70	-60/40	70	75	بله
3	45	30	%33	110/60	90/60	-20/0	90	85	خیر*
4	50	33	%34	160/80	130/70	-30/10	80	85	بله

* عدم تطابق به دلیل بروز نارسایی دریچه آنورت که در مدل پیش بینی نشده بود.

تحلیل توزیع تنش و فشار

تحلیل توزیع تنش فون میزس نشان داد که حداکثر تنش ها در ناحیه انحنای آنورت و محل اتصال به قوس آنورت رخ می دهد. در تمامی موارد، حداکثر تنش های محاسبه شده (میانگین $0/203 \pm 0/015$ مگاپاسکال) کمتر از حد مقاومت نهایی بافت آنورت (2 مگاپاسکال) بود که نشان دهنده ایمنی مناسب طراحی جراحی است. کیس 2 با بالاترین تنش (0/220 مگاپاسکال) و کیس 1 با کمترین تنش (0/185 مگاپاسکال) مشاهده شد.

حداکثر جابجایی شعاعی در محدوده $2/3$ تا $2/8$ میلی متر قرار داشت که نشان دهنده تغییر شکل قابل قبول دیواره آنورت است. ضریب اطمینان در تمامی موارد بالاتر از 9 بود که نشان دهنده ایمنی بالای جراحی است. توزیع فشار در سطح داخلی آنورت نشان داد که پس از آنورتوپلاستی کاهشی، الگوی جریان خون به حالت

طبیعی تری نزدیک می شود و نواحی رکود خون کاهش می یابد.

تحلیل نتایج شبیه سازی عددی

میانگین کاهش قطر آنورت در تمامی بیماران 33/75% بود که نشان دهنده موفقیت جراحی در کاهش اتساع آنورت است. بیشترین کاهش فشار خون در کیس 2 (60/40 میلی متر جیوه) و کمترین تغییر در کیس 1 (0/5 میلی متر جیوه) مشاهده شد.

ارزیابی دقت مدل سازی

از 4 مورد مطالعه شده، در 3 مورد (75%) تطابق کاملی بین نتایج شبیه سازی عددی و یافته های بالینی مشاهده شد. در یک مورد (کیس 3) عدم تطابق مشاهده شد که مربوط به بروز نارسایی دریچه آنورت بود که در مدل اولیه پیش بینی نشده بود.

بحث

تأثیر جراحی‌های آئورت بر وضعیت همودینامیک بیماران، موضوعی است که در سال‌های اخیر توجه زیادی را به خود جلب کرده است. همودینامیک به مطالعه جریان خون و فشارهای موجود در سیستم گردش خون اشاره دارد و تغییرات در این پارامترها می‌تواند تأثیرات قابل توجهی بر عملکرد قلب و سایر ارگان‌ها داشته باشد.^{19و20} جراحی‌های آئورت می‌توانند منجر به تغییرات فوری و بلندمدت در همودینامیک بیماران شوند که این تغییرات می‌تواند شامل افزایش یا کاهش فشار خون، تغییر در ضربان قلب و نوسانات در جریان خون باشد.^{21و22}

تحقیقات نشان داده‌اند که انتخاب روش مناسب جراحی، زمان‌بندی عمل و مدیریت پس از عمل می‌تواند تأثیر قابل توجهی بر نتایج همودینامیک بیماران داشته باشد. به عنوان مثال، استفاده از تکنیک‌های کم تهاجمی مانند جراحی آندواسکولار آئورت (EVAR) به طور قابل توجهی می‌تواند عوارض جانبی را کاهش دهد و بهبود همودینامیک بیماران را تسهیل کند.²³ همچنین، مطالعات نشان داده‌اند که کنترل دقیق عوامل خطر مانند فشار خون بالا و دیابت قبل و بعد از جراحی می‌تواند نتایج بهتری را برای بیماران به ارمغان آورد.^{24و25}

در این مطالعه، کیس‌های اول، دوم و چهارم نشان‌دهنده موفقیت جراحی با بهبود همودینامیک بودند. در مقابل، کیس سوم به دلیل بروز نارسایی دریچه آئورت پس از عمل دچار چالش شد. کیس‌های موفق تطابق خوبی با پیش‌بینی‌های FEM و اکوکاردیوگرافی داشتند، در حالی که کیس سوم این تطابق را نداشته و به مشکلات جدی‌تری منجر شد.

تحلیل دقیق‌تر نشان می‌دهد که عواملی نظیر سن بیمار، وضعیت کلی سلامت و ویژگی‌های آناتومیکی ممکن است بر نتایج تأثیرگذار باشند. کیس سوم با سن بالاتر (45 سال) و پیچیدگی بیشتر در عمل، نتایج نامطلوب‌تری را نشان داد. این یافته با مطالعات قبلی همخوانی دارد که نشان می‌دهند سن و شرایط کومورید می‌توانند عوامل پیش‌بینی‌کننده مهمی برای نتایج جراحی آئورت باشند.^{26و27}

مطالعات اخیر در زمینه اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های CFD در جراحی آئورت نتایج مشابهی با یافته‌های مطالعه حاضر نشان داده‌اند، Girardin و همکارانش (2025) در مطالعه جامع خود بر روی بیماران مبتلا به دیسکشن آئورت،

تأکید کردند که اگرچه شبیه‌سازی‌های CFD بینش‌های ارزشمندی از همودینامیک آئورت ارائه می‌دهند، دقت پیش‌بینی آنها به طور قابل توجهی بسته به عوامل خاص بیمار و پیچیدگی پاتولوژی آئورت متغیر است.²⁸ همچنین، Ramses و Agu (2025) در بررسی آنوریسم آئورت شکمی گزارش کردند که میزان موفقیت در پیش‌بینی نتایج پس از جراحی متفاوت بوده و دقت آن بر اساس جمعیت‌شناسی بیماران و پیچیدگی آناتومیکی متغیر است، که دقیقاً منطبق بر نتایج متغیر مشاهده شده در سری کیس‌های ما می‌باشد.²⁹ Catalano و همکارانش (2025) نیز در مرور جامع خود بر کاربردهای CFD در جراحی قلب تأکید کردند که اکثر مطالعات CFD فاقد همبستگی بالینی کافی هستند و زمانی که اعتبارسنجی انجام می‌شود، دقت پیش‌بینی‌ها به طور قابل توجهی متفاوت است.³⁰

نکته قابل توجه این است که حتی در مطالعاتی که نتایج مطلوبی گزارش نکرده‌اند، الگوی مشابهی با کیس سوم مطالعه ما مشاهده شده است. Bardi (2024) در پایان‌نامه دکتری خود دریافت که اگرچه شبیه‌سازی‌های CFD می‌توانند پارامترهای همودینامیک خاصی را به دقت پیش‌بینی کنند، کاربرد بالینی آنها توسط عواملی که معمولاً در مدل‌های محاسباتی لحاظ نمی‌شوند - مانند بازسازی بافت، پاسخ‌های التهابی و تنوع فردی بیماران - محدود می‌شود.³¹ این محدودیت‌ها دقیقاً با چالش‌های مشاهده شده در کیس سوم ما همخوانی دارد، جایی که علی‌رغم مدل‌سازی پیشرفته، نتیجه بالینی به طور قابل توجهی با پیش‌بینی‌ها متفاوت بود. Loly و همکارانش (2025) نیز در مرور سیستماتیک خود بر مطالعات منتشر شده بین سال‌های 2019 تا 2024 گزارش کردند که اگرچه مدل‌های CFD امیدوارکننده هستند، ترجمه بالینی آنها نیازمند اعتبارسنجی قوی‌تر در برابر نتایج بلندمدت بیماران است، که این یافته مشاهده ما را تأیید می‌کند که پیش‌بینی‌های CFD ممکن است برای پروفایل‌های خاص بیماران قابل اعتمادتر از سایرین باشد.³²

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج این مطالعه، شبیه‌سازی‌های CFD پتانسیل قابل توجهی برای بهبود برنامه‌ریزی جراحی و پیش‌بینی نتایج در جراحی آئورت دارند، اما کاربرد موثر آنها مستلزم رعایت اصول و محدودیت‌های مشخصی است. نتایج

در نهایت، اگرچه CFD نمی تواند جایگزین کاملی برای قضاوت بالینی باشد، اما می تواند اطلاعات ارزشمندی برای بهینه سازی استراتژی های درمانی و کاهش عوارض پس از جراحی فراهم کند. پیشرفت های آینده در این زمینه باید بر توسعه مدل های جامع تر، بهبود روش های اعتبارسنجی، و یکپارچه سازی بهتر با سیستم های پشتیبانی تصمیم بالینی متمرکز باشد.

ملاحظات اخلاقی

مطالعه حاضر در کمیته کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی ایران با کد IR.IUMS.FMD.REC.1403.342 تأیید شده است.

نشان می دهد که CFD می تواند در 75 درصد موارد پیش بینی های قابل اعتمادی از تغییرات همودینامیک پس از جراحی ارائه دهد، به ویژه در بیماران با آناتومی نسبتاً ساده و عدم وجود عوامل پیچیده کننده متعدد.

توصیه می شود که CFD به عنوان ابزار تکمیلی در کنار ارزیابی های بالینی سنتی، تصویربرداری پیشرفته و تجربه جراح مورد استفاده قرار گیرد. برای بهبود دقت پیش بینی ها، ضروری است که مدل سازی CFD شامل پارامترهای بیشتری از جمله خواص مکانیکی بافت، پاسخ های التهابی و عوامل خاص بیمار باشد. همچنین، انجام مطالعات طولی با نمونه بزرگ تر و دوره پیگیری طولانی تر برای اعتبارسنجی بیشتر این تکنولوژی ضروری است.

References:

- Celik NB, Alomari M, Garg P, Sareyyupoglu B, Pham SM. Reduction aortoplasty of donor ascending aorta aneurysm during heart transplant: A case report. *JTCVS techniques*. 2024; 24: 117-20.
- James A, Gibbs C. Reduction Aortoplasty Using Xenograft Pericardium. *Heart, Lung and Circulation*. 2024; 33: S17.
- Gill M, Dunning J. Is reduction aortoplasty (with or without external wrap) an acceptable alternative to replacement of the dilated ascending aorta? *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*. 2009. 7-9: 693.
- Robicsek F, Cook JW, Reames Sr MK, Skipper ER. Size reduction ascending aortoplasty: is it dead or alive? *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2004; 128: 562-70.
- Arsan S. How to avoid problems with reduction aortoplasty. *The Annals of thoracic surgery*. 2004; 78: 386-7.
- Belov IV, Stepanenko AB, Gens AP, Savichev DD, Charchyan ER. Reduction aortoplasty for ascending aortic aneurysm: a 14-year experience. *Asian Cardiovascular and Thoracic Annals*. 2009; 17: 162-6.
- Sherifova S, Holzapfel GA. Biomechanics of aortic wall failure with a focus on dissection and aneurysm: a review. *Acta biomaterialia*. 2019; 99: 1-17.
- Kassab GS. Biomechanics of the cardiovascular system: the aorta as an illustratory example. *Journal of the Royal Society Interface*. 2006; 3: 719-40.
- Bäck M, Gasser TC, Michel J-B, Caligiuri G. Biomechanical factors in the biology of aortic wall and aortic valve diseases. *Cardiovascular research*. 2013; 99: 232-41.
- Kim J, Peruski B, Hunley C, Kwon S, Baek S. Influence of surrounding tissues on biomechanics of aortic wall. *International journal of experimental and computational biomechanics*. 2013; 2: 105-17.
- Chung JCY, Wong E, Tang M, Eliathamby D, Forbes TL, Butany J, et al. Biomechanics of aortic dissection: a comparison of aortas associated with bicuspid and tricuspid aortic valves. *Journal of the American Heart Association*. 2020; 9: e016715.
- Vorp DA, Schiro BJ, Ehrlich MP, Juvonen TS, Ergin MA, Griffith BP. Effect of aneurysm on the tensile strength and biomechanical behavior of the ascending thoracic aorta. *The Annals of thoracic surgery*. 2003; 75: 1210-4.
- Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin JC, Pujol S, et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*. 2012; 30: 1323-41.
- Bathe KJ. Finite element method. *Wiley encyclopedia of computer science and engineering*. 2007: 1-12.
- Dhatt G, Lefrançois E, Touzot G. Finite element method: John Wiley & Sons; 2012.
- Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. *Journal of elasticity and the physical science of solids*. 2000; 61: 1-48.
- Vorp DA, Schiro BJ, Ehrlich MP, Juvonen TS, Ergin MA, Griffith BP. Effect of aneurysm on the tensile strength and biomechanical behavior of the ascending thoracic aorta. *Ann Thorac Surg*. 2003; 75: 1210-4.
- Milnor WR. Hemodynamics. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1989.
- Morbiducci U, Ponzini R, Rizzo G, Cadioli M, Esposito A, Montevecchi FM, et al. Mechanistic insight into the physiological relevance of helical blood flow in the human aorta: an in vivo study. *Biomech Model Mechanobiol*. 2011; 10: 339-55.
- Stankovic Z, Allen BD, Garcia J, Jarvis KB, Markl M. 4D flow imaging with MRI. *Cardiovasc Diagn Ther*. 2014; 4: 173-92.
- Pasta S, Phillippi JA, Gleason TG, Vorp DA. Effect of aneurysm on the mechanical dissection properties of the human ascending thoracic aorta. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 201. 7-143: 460; 2.
- Martufi G, Gasser TC, Appoo JJ, Di Martino ES. Mechano-biology in the thoracic aortic aneurysm: a review and case study. *Biomech Model Mechanobiol*. 2014; 13: 917-28.
- Chaikof EL, Dalman RL, Eskandari MK, Jackson BM, Lee WA, Mansour MA, et al. The Society for Vascular Surgery practice guidelines on the care of patients with an abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg*. 2018; 67: 2-77.e2.
- Wanhainen A, Verzini F, Van Herzele I, Allaire E, Bown M, Cohnert T, et al. Editor's Choice - European Society for Vascular Surgery (ESVS) 2019 Clinical Practice Guidelines on the Management of Abdominal Aorto-iliac Artery Aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2019; 57: 8-93.
- Rooke TW, Hirsch AT, Misra S, Sidawy AN, Beckman JA, Findeiss LK, et al. 2011 ACCF/AHA Focused Update of the Guideline for the Management of Patients With Peripheral Artery Disease (updating the 2005 guideline): a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol*. 2011; 58: 2020-45.
- Coady MA, Rizzo JA, Hammond GL, Mandapati D, Darr U, Kopf GS, et al. What is the appropriate size criterion for resection of thoracic aortic aneurysms? *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1997; 113: 476-91; discussion 89-91.
- Davies RR, Goldstein LJ, Coady MA, Tittle SL, Rizzo JA, Kopf GS, et al. Yearly rupture or dissection

- rates for thoracic aortic aneurysms: simple prediction based on size. *Ann Thorac Surg.* 2002; 73: 17-27; discussion -8.
28. Girardin L. Patient-specific CFD workflows for haemodynamics assessment of Aortic Dissection interventions informed by multi-modal clinical data: UCL (University College London); 2025.
 29. Ramses R, Agu O. From Heart to Abdominal Aorta: Integrating Multi-Modal Cardiac Imaging Derived Haemodynamic Biomarkers for Abdominal Aortic Aneurysm Risk Stratification, Surveillance, Pre-Operative Assessment and Therapeutic Decision-Making. *Diagnostics.* 2025; 15: 2497.
 30. Catalano C, Crascì F, Puleo S, Scuoppo R, Pasta S, Raffa GM. Computational fluid dynamics in cardiac surgery and perfusion: A review. *Perfusion.* 2025; 40: 362-70.
 31. Bardi F. Combined in-vitro and in-silico investigations of aortic hemodynamics: Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne; 2024.
 32. Loly VT, Cintra A, Ramirez-Velandia F, Ogilvy CS, Mensah EO, de Sá Brasil Lima J, et al. Computational Fluid Dynamics Approaches for Analyzing Rupture and Growth of Intracranial Aneurysms: A Systematic Review. *Biomedicines.* 2025; 13: 2914.