

## بازسازی هندسی قلب و ارزیابی تنش برشی جریان خون با استفاده از تصویربرداری پزشکی

سیده زهرا سجادی<sup>۱,\*</sup>

۱- دانشکده نفت و گاز گچساران، دانشگاه یاسوج، گچساران، ایران

### خلاصه

این پژوهش به بازسازی سه بعدی هندسه قلب انسان بر پایه تصاویر سی تی آنژیوگرافی و تحلیل همودینامیکی آن با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی می پردازد. هدف اصلی مطالعه، ارزیابی هم زمان عملکرد بطن راست و چپ و بررسی توزیع جریان خون و تنش برشی دیواره در نواحی مختلف قلب است. در این راستا، تصاویر پزشکی قطعه بندی و پس از اصلاح دستی، مدل سه بعدی قلب بازسازی شد و شاخص های عملکردی شامل حجم پایان دیاستولی، حجم پایان سیستولی و کسر تخلیه برای هر دو بطن محاسبه گردید. همچنین، شبیه سازی دینامیک سیالات محاسباتی با فرض نیوتنی، غیرقابل تراکم و آرام بودن خون انجام شد تا الگوی جریان و نواحی تمرکز تنش برشی بررسی شود. نتایج نشان داد مقادیر به دست آمده برای هر دو بطن با محدوده های فیزیولوژیک و داده های مرجع همخوانی قابل قبولی دارند و مدل بازسازی شده از دقت مناسبی برخوردار است. افزون بر این، بیشترین تنش برشی در نواحی تغییر سطح مقطع و محل اتصال ساختارهای قلبی مشاهده شد. در مجموع، این چارچوب بیمار محور می تواند به عنوان ابزاری غیرتهاجمی و دقیق برای ارزیابی عملکرد قلب و پایه ای برای توسعه مدل های پیشرفته تر مورد استفاده قرار گیرد.

**کلمات کلیدی:** بازسازی سه بعدی قلب، دینامیک سیالات محاسباتی، سی تی آنژیوگرافی، همودینامیک قلب، تنش برشی دیواره، بطن راست و چپ.

### ۱. مقدمه

بررسی عملکرد و شبیه سازی رفتار قلب به عنوان مهم ترین و حیاتی ترین عضو بدن انسان همواره مورد توجه پژوهشگران بوده است. تاکنون مطالعات گسترده ای در سراسر جهان در زمینه ساختار و عملکرد قلب انجام شده است؛ با این حال، در بسیاری از این پژوهش ها برای تحلیل رفتار قلب و فرآیندهای مرتبط با آن از مدل های هندسی ساده استفاده شده و پیچیدگی های ساختاری قلب واقعی تا حدی نادیده گرفته شده است.

قلب دارای ساختاری بسیار پیچیده است و به دلیل خاصیت انعطاف پذیری عضلات قلبی، مدل سازی دقیق و کامل آن فرآیندی دشوار، زمان بر و پرهزینه محسوب می شود. برای دستیابی به یک مدل جامع از قلب لازم است مجموعه ای از ویژگی ها و فرآیندهای مرتبط با آن در نظر گرفته شوند. این موارد شامل هندسه قلب، تغییر شکل قلب در مراحل مختلف چرخه کاری، جریان خون در حفره های قلب، تعامل بین جریان خون و بافت های قلبی، تولید جریان های الکتریکی در قلب و نحوه انتشار آن ها که منجر به انقباض عضلات قلب می شود، و همچنین اثرات زیستی ناشی از واکنش های شیمیایی مختلف است.

در این پژوهش، تمرکز اصلی بر شبیه‌سازی هندسه قلب در حال تپش، بررسی تغییر شکل آن در طول چرخه قلبی و همچنین محاسبه میدان جریان خون در چند وضعیت مشخص از عملکرد قلب است. این شبیه‌سازی‌ها با استفاده از نرم‌افزارهای دینامیک سیالات انجام شده‌اند.

از دیدگاه مهندسی، سیستم گردش خون انسان یک سامانه بسیار پیچیده به شمار می‌آید و ارائه یک مدل ریاضی جامع و کامل برای آن کار ساده‌ای نیست. برای مدل‌سازی دقیق جریان خون و نزدیک شدن نتایج به شرایط واقعی، لازم است عواملی نظیر تپشی بودن جریان خون، رفتار غیرنیوتنی سیال و خاصیت الاستیک دیواره رگ‌ها در نظر گرفته شوند. با این حال، برخی پدیده‌های مرتبط با جریان خون هنوز به طور کامل قابل توصیف ریاضی نیستند. به همین دلیل در بسیاری از مطالعات برای ساده‌سازی مسئله، فرضیات زیر در نظر گرفته می‌شود:

۱. خون به صورت یک سیال لزج همگن در نظر گرفته می‌شود که می‌تواند به صورت نیوتنی یا غیرنیوتنی مدل شود.

۲. دیواره رگ‌ها معمولاً به صورت یک محیط ایزوتروپیک و جامد الاستیک خطی فرض می‌شوند [۱].

در این تحقیق، با توجه به اینکه هدف اصلی از محاسبه میدان جریان درون قلب، ارزیابی صحت مدل‌سازی هندسی قلب کامل و همچنین مقایسه نتایج کلی میدان جریان است، برای جلوگیری از پیچیدگی‌های غیرضروری، خون به صورت یک سیال نیوتنی با چگالی و لزجت ثابت فرض شده است. علاوه بر این، با توجه به ماهیت مسئله که شامل بررسی جریان خون در حفره‌های قلب است، جریان به صورت غیرقابل تراکم و آرام در نظر گرفته شده و در این شرایط معادلات بقای جرم و مومنوم برای سیالی با لزجت ثابت حل شده‌اند.

### آناتومی قلب

قلب اندامی عضلانی است که وظیفه اصلی آن پمپاژ خون به داخل شریان‌ها از طریق حرکات ضربان دار می‌باشد. قلب انسان به طور متوسط حدود ۱۰۰ هزار بار در شبانه‌روز می‌تپد. این اندام مخروطی شکل به صورت یک کیسه عضلانی در قسمت میانی قفسه سینه و کمی متمایل به سمت چپ قرار دارد. قلب در میان ریه‌ها واقع شده و توسط قفسه سینه که از ساختاری استخوانی و نسبتاً انعطاف‌پذیر تشکیل شده است محافظت می‌شود.

ابعاد قلب در یک فرد بالغ تقریباً  $12 \times 9 \times 6$  سانتی‌متر بوده و وزن آن در مردان حدود ۳۰۰ گرم و در زنان حدود ۲۵۰ گرم است که تقریباً ۰/۴ درصد وزن کل بدن را تشکیل می‌دهد.

قلب توسط یک دیواره عضلانی عمودی به دو بخش راست و چپ تقسیم می‌شود. بخش راست مسئول دریافت و انتقال خون سیاهرگی و بخش چپ مسئول پمپاژ خون سرخرگی است. هر یک از این دو بخش نیز به وسیله یک دیواره عضلانی افقی به دو حفره تقسیم می‌شوند. حفره‌های فوقانی که کوچک‌تر و دارای دیواره نازک‌تری هستند دهلیزها نام دارند و وظیفه دریافت خون را بر عهده دارند. حفره‌های تحتانی که بزرگ‌تر و دارای دیواره ضخیم‌تری هستند بطن‌ها نامیده می‌شوند و وظیفه پمپاژ خون به سایر قسمت‌های بدن را بر عهده دارند.

بنابراین قلب از چهار حفره اصلی تشکیل شده است:

- دهلیز راست
- دهلیز چپ
- بطن راست
- بطن چپ

علاوه بر این، رگ‌های تاجی یا رگ‌های کرونری وظیفه تأمین خون و مواد غذایی مورد نیاز عضله قلب را بر عهده دارند. این رگ‌ها در اطراف عضله قلب گسترده شده‌اند و از حیاتی‌ترین رگ‌های بدن محسوب می‌شوند، زیرا انسداد آن‌ها می‌تواند منجر به سکته قلبی و در موارد شدید مرگ شود [۲].

### تئوری عملکرد دستگاه گردش خون

اگرچه عملکرد دقیق دستگاه گردش خون دارای پیچیدگی‌های زیادی است، اما به طور کلی می‌توان آن را بر اساس سه اصل اساسی توضیح داد:

#### ۱- تنظیم جریان خون متناسب با نیاز بافت‌ها

میزان جریان خون در هر بافت بدن تقریباً متناسب با نیازهای متابولیکی آن تنظیم می‌شود. زمانی که بافت‌ها فعال هستند، به خون بیشتری نسبت به حالت استراحت نیاز دارند و این میزان گاهی تا ۲۰ تا ۳۰ برابر افزایش می‌یابد. با این حال قلب به طور طبیعی قادر نیست برون‌ده خود را بیش از ۴ تا ۷ برابر افزایش دهد؛ بنابراین امکان افزایش همزمان جریان خون در تمامی بافت‌ها وجود ندارد.

برون‌ده قلبی به مقدار خونی گفته می‌شود که قلب در هر دقیقه به داخل آئورت پمپاژ می‌کند و در واقع همان حجم خونی است که در سراسر سیستم گردش خون جریان می‌یابد. این مقدار به عوامل مختلفی مانند سطح فعالیت بدن، متابولیسم، سن و جثه فرد بستگی دارد.

در یک فرد بزرگسال در حالت استراحت، ضربان‌ساز طبیعی قلب (پیس‌میکر) به طور متوسط حدود ۷۰ ضربان در دقیقه ایجاد می‌کند. در مقابل، ورزشکاران به دلیل داشتن قلب بزرگ‌تر و قوی‌تر قادرند حجم بیشتری از خون را در مدت زمان کوتاه‌تری به اندام‌های بدن برسانند [۳].

به طور معمول، برون‌ده قلبی در یک فرد بالغ در حالت استراحت حدود ۵ تا ۸ لیتر در دقیقه است. در شرایط فعالیت شدید بدنی، این مقدار می‌تواند تا حدود ۲۵ لیتر در دقیقه افزایش یابد [۴].

در مردان جوان و سالم، برون‌ده قلبی در حالت استراحت به طور متوسط حدود ۵/۶ لیتر در دقیقه است و در زنان معمولاً ۱۰ تا ۲۰ درصد کمتر از این مقدار می‌باشد. با در نظر گرفتن تأثیر سن و کاهش سطح فعالیت بدنی، مقدار متوسط برون‌ده قلبی برای افراد بالغ حدود ۵ لیتر در دقیقه در نظر گرفته می‌شود [۲].

#### ۲- کنترل برون‌ده قلبی توسط جریان خون بافتی

زمانی که خون از یک بافت عبور می‌کند، بلافاصله از طریق وریدها به قلب بازمی‌گردد. قلب در پاسخ به این افزایش جریان ورودی، تقریباً همان مقدار خون را مجدداً به داخل شریان‌ها پمپاژ می‌کند. به این ترتیب قلب به صورت یک سیستم خودتنظیم عمل کرده و نیازهای بافت‌ها را تأمین می‌کند. با این حال این عملکرد همیشه کامل نیست و گاهی به کمک سیستم عصبی نیاز دارد تا بتواند میزان مناسب جریان خون را تأمین کند [۴].

#### ۳- کنترل فشار شریانی

فشار شریانی تا حد زیادی مستقل از کنترل جریان خون موضعی یا برون‌ده قلبی تنظیم می‌شود. سیستم گردش خون دارای مکانیزم‌های گسترده‌ای برای تنظیم فشار شریانی است. شریان‌ها به دلیل تحمل فشار بالا دارای دیواره‌های ضخیم و

مقاوم هستند و خون را با سرعت بالا به سمت بافت‌ها منتقل می‌کنند. در مقابل، وریدها وظیفه بازگرداندن خون از بافت‌ها به قلب را بر عهده دارند و علاوه بر آن به عنوان مخازن ذخیره خون نیز عمل می‌کنند [۴].

#### ۴- فشار در بخش‌های مختلف دستگاه گردش خون

با توجه به اینکه قلب خون را به طور مداوم به داخل آئورت پمپاژ می‌کند، فشار در آئورت نسبتاً بالا است و به طور متوسط حدود ۱۰۰ میلی‌متر جیوه می‌باشد. از آنجا که پمپاژ قلب به صورت ضربانی انجام می‌شود، فشار شریانی بین دو مقدار فشار سیستولیک (حدود ۱۲۰ میلی‌متر جیوه) و فشار دیاستولیک (حدود ۸۰ میلی‌متر جیوه) نوسان می‌کند. با حرکت خون در سیستم گردش بزرگ، فشار به تدریج کاهش یافته و در هنگام رسیدن به دهلیز راست تقریباً به صفر میلی‌متر جیوه می‌رسد.

در شریان‌های ریوی فشار به مراتب کمتر از آئورت است و به طور متوسط دارای مقادیر زیر است:

- فشار سیستولیک: حدود ۲۵ میلی‌متر جیوه

- فشار دیاستولیک: حدود ۸ میلی‌متر جیوه

- فشار متوسط: حدود ۱۶ میلی‌متر جیوه

در این پژوهش برای انجام محاسبات، فشار متوسط آئورت ۱۳۳۲۸ پاسکال (معادل ۱۰۰ میلی‌متر جیوه) و فشار متوسط سرخرگ ریوی ۲۱۳۲/۴۸ پاسکال (معادل ۱۶ میلی‌متر جیوه) در نظر گرفته شده است [۵].

#### ۵- میزان جریان خون

میزان جریان خون به مقدار خونی گفته می‌شود که در یک بازه زمانی مشخص از یک نقطه معین در سیستم گردش خون عبور می‌کند. این مقدار معمولاً بر حسب میلی‌لیتر یا لیتر در دقیقه بیان می‌شود، هرچند می‌توان آن را در واحدهایی مانند میلی‌لیتر بر ثانیه نیز بیان کرد.

در یک فرد بالغ در حالت استراحت، مقدار کل جریان خون در سیستم گردش خون حدود ۵ لیتر در دقیقه است. این مقدار همان برون‌ده قلبی محسوب می‌شود، زیرا حجم خونی است که قلب در هر دقیقه به داخل آئورت پمپاژ می‌کند [۵]. شبیه‌سازی هندسی قلب یکی از حوزه‌های مهم در مهندسی پزشکی، بیومکانیک قلب و تصویربرداری پزشکی است که هدف آن بازسازی دقیق ساختار سه‌بعدی قلب و تحلیل رفتار مکانیکی و همودینامیکی آن است. این مدل‌ها نقش مهمی در درک عملکرد قلب، برنامه‌ریزی جراحی، طراحی ابزارهای پزشکی و توسعه مدل‌های دیجیتال بیمار دارند. پیشرفت‌های این حوزه عمدتاً به توسعه فناوری‌های تصویربرداری پزشکی، روش‌های محاسباتی پیشرفته و الگوریتم‌های یادگیری ماشین وابسته بوده است.

#### ۲. مروری بر تحقیقات انجام شده

اولین مدل‌های هندسی قلب بر اساس تقریب‌های ساده ریاضی توسعه یافتند. در این مدل‌ها معمولاً بطن چپ به صورت یک بیضوی یا مخروطی ناقص مدل‌سازی می‌شد تا امکان تحلیل تغییرات حجم و فشار در طول چرخه قلبی فراهم شود. هانت و همکاران یکی از نخستین چارچوب‌های نظری برای مدل‌سازی پیوسته عملکرد قلب ارائه کردند که در آن قلب به عنوان یک محیط الاستیک پیوسته در نظر گرفته شد. این مطالعه پایه‌ای برای توسعه مدل‌های بیومکانیکی بعدی محسوب می‌شود [۶].



پسکین نیز با معرفی روش Immersed Boundary امکان مدل سازی تعامل بین جریان خون و ساختار قلب را فراهم کرد که بعدها در شبیه سازی های قلبی به طور گسترده مورد استفاده قرار گرفت [۷].

با پیشرفت فناوری های تصویربرداری پزشکی مانند CT، MRI و اکوکاردیوگرافی سه بعدی، امکان بازسازی دقیق ساختار هندسی قلب فراهم شد.

فرانگی و همکاران روش هایی برای تحلیل و مدل سازی سه بعدی ساختارهای قلبی از تصاویر MRI ارائه کردند که نقش مهمی در توسعه الگوریتم های بخش بندی قلب داشت [۸].

یانگ و همکاران از تصاویر MRI برای تحلیل تغییر شکل سه بعدی بطن چپ استفاده کردند و نشان دادند که مدل های مبتنی بر تصویر می توانند اطلاعات دقیقی درباره حرکت دیواره قلب ارائه دهند [۹].

لورنزو و همکاران نیز یک چارچوب آماری برای مدل سازی هندسی قلب ارائه کردند که امکان بازسازی دقیق ساختارهای قلبی را از داده های تصویربرداری فراهم می کرد [۱۰].

یکی از مهم ترین روش های محاسباتی برای شبیه سازی هندسی قلب استفاده از روش اجزای محدود است. این روش امکان تحلیل تنش، کرنش و رفتار مکانیکی بافت قلب را فراهم می کند.

هانتر و همکاران یکی از نخستین چارچوب های محاسباتی برای مدل سازی مکانیکی قلب با استفاده از روش اجزای محدود ارائه کردند. این مدل ها قادر بودند رفتار الاستیک و فعال عضله قلب را شبیه سازی کنند [۱۱].

کرکهوفز و همکاران مدل های سه بعدی بطن چپ را با استفاده از داده های تصویربرداری MRI و روش اجزای محدود توسعه دادند و نشان دادند که این مدل ها می توانند برای تحلیل عملکرد قلب در شرایط مختلف فیزیولوژیک و پاتولوژیک استفاده شوند [۱۲].

هولزافل و همکاران نیز مدل های پیشرفته ای برای توصیف رفتار مکانیکی بافت میوکارد ارائه کردند که امروزه به طور گسترده در شبیه سازی های بیومکانیکی قلب استفاده می شود [۱۳].

در سال های اخیر، مدل های هندسی قلب با مدل های الکتروفیزیولوژیکی ترکیب شده اند تا شبیه سازی دقیق تری از عملکرد قلب ارائه دهند.

نیدرر و همکاران در یک مطالعه مروری جامع پیشرفت های مدل سازی الکترومکانیکی قلب را بررسی کردند و نشان دادند که ترکیب مدل های هندسی با مدل های الکتریکی می تواند رفتار واقعی قلب را با دقت بالاتری شبیه سازی کند [۱۴].

ترایانوا و همکاران نیز نقش مدل های محاسباتی قلب در درک آریتمی های قلبی و طراحی درمان های جدید را بررسی کرد [۱۵].

یکی از مهم ترین پیشرفت های اخیر در شبیه سازی هندسی قلب توسعه مدل های شخصی سازی شده است. در این روش ها هندسه قلب هر بیمار با استفاده از داده های تصویربرداری پزشکی استخراج می شود.

وانگ و همکاران نشان دادند که مدل های شخصی سازی شده می توانند برای پیش بینی پاسخ مکانیکی بطن چپ در بیماران مبتلا به نارسایی قلبی مورد استفاده قرار گیرند [۱۶].

بیلارگئون و همکاران نیز یک مدل سه بعدی جامع از قلب انسان توسعه دادند که به عنوان یک مرجع استاندارد در شبیه سازی های قلبی استفاده می شود [۱۷].

در سال های اخیر، استفاده از یادگیری عمیق و شبکه های عصبی در بازسازی هندسه قلب رشد چشمگیری داشته است. ژانگ نیز الگوریتم های یادگیری عمیق برای بخش بندی چندساختاری قلب در تصاویر MRI توسعه داد [۱۸].

بی و همکاران از شبکه های عصبی کانولوشنی برای بخش بندی خودکار ساختارهای قلبی از تصاویر MRI استفاده کردند و دقت بالایی در بازسازی هندسه قلب به دست آوردند [۱۹].

در مطالعات جدیدتر، اثر و همکاران نشان دادند که ترکیب مدل‌های یادگیری عمیق با شبیه‌سازی‌های فیزیکی می‌تواند زمان محاسباتی مدل‌های قلبی را به طور قابل توجهی کاهش دهد [۲۰].

در سال‌های اخیر مفهوم Digital Twin قلب مطرح شده است که در آن یک مدل دیجیتال دقیق از قلب هر بیمار ساخته می‌شود و می‌تواند برای پیش‌بینی پیشرفت بیماری یا پاسخ به درمان استفاده شود.

کورال و همکاران در یک مقاله مروری جامع نشان دادند که ترکیب مدل‌های هندسی، بیومکانیکی و داده‌های بالینی می‌تواند به توسعه دوقلوی دیجیتال قلب منجر شود [۲۱].

### ۳. بازسازی هندسه واقعی قلب بر پایه تصاویر پزشکی

برای بازسازی دقیق هندسه واقعی قلب انسان، در نخستین گام لازم است مجموعه‌ای از تصاویر پزشکی از این اندام حیاتی تهیه شود. اگر کل چرخه قلبی را بر اساس دیاگرام اکوکاردیوگرافی معادل ۱۰۰ درصد در نظر بگیریم، معمولاً تصاویر مورد استفاده در مطالعات بالینی و تشخیص پزشکان از وضعیت عملکرد قلب بیمار، در فازهای ۴۵ درصد و ۷۵ درصد این چرخه برداشت می‌شوند؛ چراکه در این بازه‌ها تغییر شکل هندسی قلب نمایان‌تر است.

با این حال، در این پژوهش به منظور دستیابی به دقت بالاتر در بازسازی هندسی، تصاویر مربوط به ۲۱ فاز از سیکل قلبی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. این تصاویر از فاز صفر تا ۱۰۰ درصد و با گام‌های ۵ درصدی نسبت به یکدیگر اخذ شده‌اند تا کلیه مراحل تغییر شکل قلب در طول یک سیکل کامل تپش به‌طور پیوسته قابل بررسی باشد.

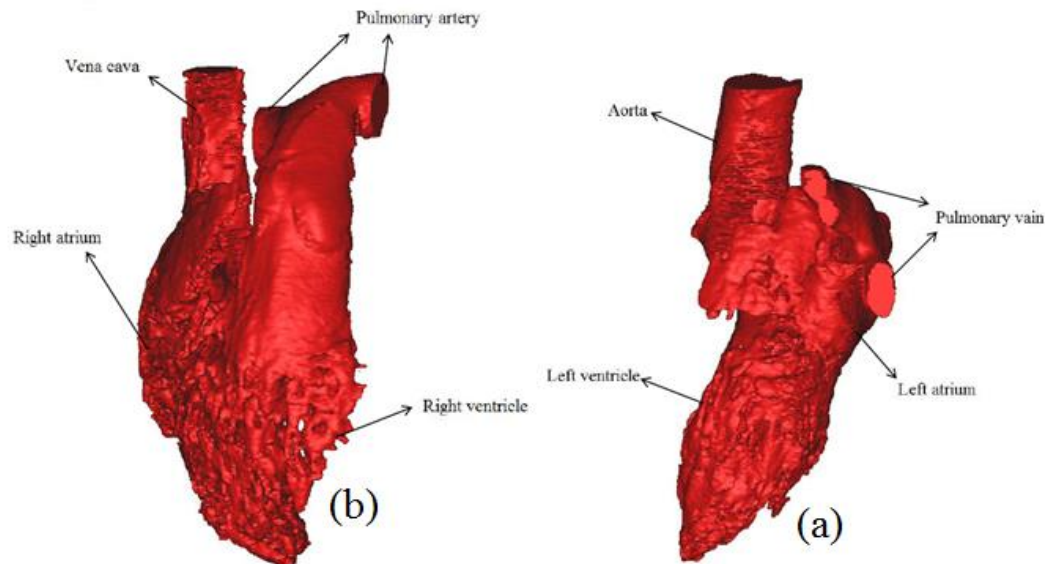
تصاویر دوبعدی به‌دست‌آمده از دستگاه سی‌تی آنژیوگرافی با فرمت DICOM استخراج و به نرم‌افزار Mimics وارد شدند. این نرم‌افزار یکی از ابزارهای پیشرفته در حوزه پردازش و مدل‌سازی تصاویر پزشکی است که قادر به خواندن تصاویر دوبعدی حاصل از CT-Scan، MRI و CT-Angiography بوده و امکانات گسترده‌ای برای بازسازی سه‌بعدی و تحلیل ساختار هندسی اندام‌ها فراهم می‌کند.

### ۴. مراحل آماده‌سازی داده‌ها

در نخستین گام پس از وارد کردن تصاویر DICOM به نرم‌افزار Mimics، سه نما (Sagittal و Coronal، Axial) برای مشاهده و تحلیل بهینه تصاویر انتخاب شد. سپس عملیات پردازش تصویر شامل تعیین آستانه‌های شدت مناسب (Thresholding) و حذف نویزها آغاز گردید. در این مرحله با تنظیم محدوده شدت خاکستری تصاویر، قسمت‌های غیرمرتبط مانند عروق محیطی، رگ‌های متصل به قلب و بافت‌های استخوانی مجاور از جمله ستون فقرات از تصاویر حذف شدند تا تنها هندسه واقعی قلب باقی بماند.

به این ترتیب، در هر یک از ۲۱ فاز تصویری، که هر فاز شامل ۳۹۷ اسلایس دوبعدی در سه نما بود، بازسازی دقیق شکل قلب انجام گرفت. سپس از طریق فرآیند ویرایش و بهبود مدل‌ها در محیط نرم‌افزار، بطن راست و بطن چپ به صورت مجزا از سایر بخش‌ها تفکیک شدند و حجم هر بطن در هر فاز از چرخه قلبی به‌طور دقیق محاسبه گردید.

شکل ۱ نمونه‌ای از نتایج حاصل از نرم‌افزار Mimics را نشان می‌دهد که در آن تصاویر سه‌بعدی طرف راست و چپ قلب بازسازی شده‌اند.



شکل ۱ - (a) تصویر سمت چپ و (b) تصویر سمت راست قلب بدست آمده از نرم افزار میمیکس

##### ۵. انتخاب فازهای بحرانی

از آنجا که در پایان مرحله دیاستول، بطن‌ها دارای بیشترین حجم و در پایان مرحله سیستول دارای کمترین حجم هستند، در این پژوهش فازهای زیر برای تحلیل‌های همودینامیکی انتخاب شده‌اند:

- فاز ۴۰ درصد: مرحله انتهای سیستول، با کمترین حجم بطن چپ.
  - فاز ۹۵ درصد: مرحله انتهای دیاستول، با بیشترین حجم بطن چپ و کمترین حجم دهلیز چپ.
  - فاز ۲۰ درصد: مرحله کمترین حجم بطن راست.
  - فاز صفر درصد: مرحله بیشترین حجم بطن راست.
- این انتخاب‌ها باعث می‌شوند بتوان تغییرات حجمی و هندسی قلب را در نقاط بحرانی چرخه قلبی به دقت بررسی نمود و در مراحل بعدی مطالعات دینامیک سیالات، شبیه‌سازی جریان خون و تحلیل تنش برشی مورد استفاده قرار داد.

##### ۶. نتایج و بحث

##### اعتبارسنجی هندسه بازسازی شده قلب با استفاده از پارامترهای حجمی

یکی از مهم‌ترین معیارها برای ارزیابی صحت هندسه بازسازی شده قلب، توانایی آن در بازتولید پارامترهای حجمی و عملکردی معتبر از نظر بالینی است. در این پژوهش، هندسه سه‌بعدی بازسازی شده قلب با محاسبه پارامترهای \*\*حجم پایان دیاستولی (EDV)، حجم پایان سیستولی (ESV)، حجم ضربه‌ای (SV) و کسر تخلیه (EF) برای هر دو بطن چپ و راست مورد ارزیابی قرار گرفت.

نتایج به‌دست‌آمده نشان داد که مقادیر حجمی بطن‌ها تطابق قابل قبولی با محدوده‌های فیزیولوژیک گزارش شده در منابع علمی دارند. همان‌طور که در جدول ۱ ارائه شده است، مقادیر محاسبه شده EDV و ESV برای هر دو بطن در محدوده طبیعی گزارش شده در مطالعات مختلف، از جمله مطالعه حداد و همکاران، قرار دارند. این همخوانی نشان می‌دهد که فرآیند

قطعه‌بندی تصاویر سی تی آنژیوگرافی و اصلاح دستی اسلایس‌ها توانسته است هندسه واقعی بطن‌ها را با دقت مناسبی بازسازی کند.

جدول ۱- محاسبه کسر تخلیه بطن‌های چپ و راست قلب

| Measure  | Left Ventricle (LV) | Right Ventricle (RV) | LV Normal range          | RV Normal range         |
|----------|---------------------|----------------------|--------------------------|-------------------------|
| EDV (ml) | 160.87              | 31.136               | 65 – 240 <sup>[22]</sup> | 100-160 <sup>[22]</sup> |
| ESV (ml) | 63.04               | 83.48                | 16 – 143 <sup>[22]</sup> | 50-100 <sup>[22]</sup>  |
| EF (%)   | 60.81               | 64.18                | 55-70 <sup>[23]</sup>    | 55-70 <sup>[23]</sup>   |

کسر تخلیه، که یکی از مهم‌ترین شاخص‌های ارزیابی عملکرد قلب محسوب می‌شود، با استفاده از رابطه زیر محاسبه گردید:

$$E_f = \frac{SV}{EDV} = \frac{EDV - ESV}{EDV} \times 100 \quad (1)$$

$E_f$  کسر تخلیه بطن،  $EDV$  حجم پایان دیاستولی بطن و  $ESV$  حجم پایان سیستولی بطن می‌باشند.

مقادیر محاسبه شده در این پروژه همراه با مقادیر نرمال به دست آمده از بعضی از مراجع در جدول ۱ بیان شده‌است. کسر تخلیه به طور معمول در افراد سالم بین ۵۰ تا ۶۵ درصد است [۲۴]. اما برخی دیگر از منابع مقدار نرمال کسر تخلیه را بین ۵۵ تا ۷۵ درصد بیان کرده‌اند [۲۵]. پیفیستر و همکارانش در تحقیقی که بر روی ۱۲۰۰ نفر در حال استراحت انجام دادند، مقادیر نرمال کسر تخلیه بطن چپ را ۶۲/۳ درصد و کسر تخلیه بطن راست را ۵۲/۳ درصد به دست آوردند [۲۶]. هینز و همکاران نیز در تحقیقی که انجام دادند مقدار نرمال کسر تخلیه را مقادیر بالاتر از ۵۰ درصد در نظر گرفته‌اند [۲۷]. هربورن و همکاران مقادیر نرمال حجم پایان سیستولی را بین ۱۶ تا ۱۴۳ میلی لیتر و حجم پایان دیاستولی را بین ۶۵ تا ۲۴۰ میلی لیتر گزارش کرده‌اند [۲۸]. با استفاده از دستگاه سی تی آنژیوگرافی مقدار کسر جهشی مربوط به بطن چپ محاسبه شده و برابر ۶۵٪ گزارش شده‌است. لازم به ذکر است که بسیاری از سیستم‌های تصویربرداری پزشکی، از جمله اکوکاردیوگرافی و سی تی آنژیوگرافی، عمدتاً برای ارزیابی عملکرد بطن چپ طراحی شده‌اند و اندازه‌گیری دقیق عملکرد بطن راست معمولاً با دشواری بیشتری همراه است. از این رو، توانایی روش ارائه‌شده در این پژوهش برای محاسبه کسر تخلیه هر دو بطن می‌تواند به عنوان یک مزیت مهم محسوب شده و کاربردهای بالقوه‌ای در ارزیابی جامع‌تر عملکرد قلب داشته باشد.

### محاسبه برون‌ده قلبی و بررسی سازگاری فیزیولوژیکی

پس از اعتبارسنجی پارامترهای حجمی بطن‌ها، برای بررسی بیشتر سازگاری فیزیولوژیکی مدل قلب بازسازی‌شده، برون‌ده قلبی نیز محاسبه شد. در ابتدا حجم ضربه‌ای از رابطه زیر محاسبه گردید:

$$Stroke Volume (SV) = EDV - ESV (mm^3) \quad (2)$$

$$Cardiac Output (CO) = SV \times Heart Rate (HR) \quad (3)$$

در معادلات ۲ و ۳  $EDV$  حجم پایان دیاستولی بطن،  $ESV$  حجم پایان سیستولی بطن و  $HR$  تعداد ضربان‌های فرد در حال استراحت در دقیقه است که واحد آن  $BPM(Beat Per Minute)$  می‌باشد [۲].



با در نظر گرفتن ضربان قلب در حالت استراحت برابر با ۷۰ ضربه در دقیقه، مقدار برون‌ده قلبی برای بطن چپ حدود ۶/۸۵ لیتر در دقیقه و برای بطن راست حدود ۶/۱۲ لیتر در دقیقه محاسبه شد. این مقادیر در محدوده طبیعی گزارش شده در منابع علمی که معمولاً بین ۴ تا ۸ لیتر در دقیقه در حالت استراحت است قرار دارند.

جدول ۲- مقادیر بدست آمده برای برون‌دهی قلبی

| Measure     | Left Ventricle (LV) | Right Ventricle (RV) | LV Normal range         | RV Normal range         |
|-------------|---------------------|----------------------|-------------------------|-------------------------|
| HR (bpm)    | 70                  | 70                   | 60-100 <sup>[29]</sup>  | 100-160 <sup>[29]</sup> |
| CO(Lit/min) | 6.85                | 6.12                 | 4.0-8.0 <sup>[30]</sup> | 4.0-8.0 <sup>[30]</sup> |

جدول ۲ مقادیر بدست آمده از نرم‌افزار میمیکس و محدوده نرمال موجود در منابع مختلف برای برون‌دهی و تعداد ضربان‌های قلب را نشان می‌دهد.

از دیدگاه فیزیولوژیکی، قلب به صورت یک سیستم پمپاژ بسته عمل می‌کند؛ بنابراین انتظار می‌رود برون‌ده بطن راست و چپ تقریباً برابر باشد. در این پژوهش اختلاف حجم ضربه‌ای بین دو بطن حدود ۱۰ میلی‌لیتر به دست آمده است که در مقایسه با حجم کل بطن‌ها مقدار بسیار کمی محسوب می‌شود. در نتیجه اختلاف مشاهده‌شده در مقادیر برون‌ده قلبی نیز ناچیز و قابل قبول است.

این اختلاف اندک می‌تواند ناشی از عوامل مختلفی باشد، از جمله:

- قطعه‌بندی دستی تصاویر سی‌تی
- محدودیت تفکیک مکانی تصاویر
- پیچیدگی هندسی مرزهای بطن‌ها

با این وجود، تطابق کلی مقادیر برون‌ده بطن راست و چپ نشان‌دهنده سازگاری داخلی مدل بازسازی‌شده قلب و مناسب بودن آن برای انجام شبیه‌سازی‌های همودینامیکی است.

برای بررسی بیشتر صحت نتایج، پارامترهای قلبی به دست آمده از هندسه بازسازی‌شده با مقادیر محاسبه‌شده توسط دستگاه سی‌تی آنژیوگرافی بیمارستان نیز مقایسه شدند. در این روش، حجم بطن چپ در فازهای مختلف چرخه قلبی توسط اپراتور متخصص تعیین شده و دستگاه به صورت خودکار پارامترهای عملکردی را محاسبه کرده است. نتایج این مقایسه نیز تطابق قابل قبولی را نشان داد که بیانگر اعتبار روش بازسازی و تحلیل ارائه‌شده در این پژوهش است.

جدول ۳ مقادیر مقادیر پارامترهای مؤثر قلبی بدست‌آمده توسط دستگاه سی‌تی آنژیوگرافی را نشان می‌دهد.

جدول ۳- مقادیر پارامترهای مؤثر قلبی بدست‌آمده توسط دستگاه سی‌تی آنژیوگرافی

| Measure      | Phase (40% and 95%) | Phase (45% and 75%) |
|--------------|---------------------|---------------------|
| EDV (ml)     | 179                 | 158                 |
| ESV (ml)     | 62                  | 64                  |
| CO (Lit/min) | 6.34                | 5.168               |
| EF (%)       | 65                  | 60                  |

### نتایج شبیه سازی همودینامیکی جریان خون

پس از اعتبارسنجی هندسه بازسازی شده قلب با استفاده از پارامترهای حجمی و عملکردی، شبیه سازی دینامیک سیالات محاسباتی برای بررسی الگوی جریان خون در حفره های قلب انجام شد. به منظور ساده سازی مدل و کاهش هزینه محاسباتی، دیواره های قلب به صورت صلب و بدون تغییر شکل در نظر گرفته شدند و خون به عنوان یک سیال غیرقابل تراکم نیوتنی با چگالی ۱۰۶۰ کیلوگرم بر متر مکعب و لزجت دینامیکی ۰/۰۳۳۳ پاسکال-ثانیه مدل سازی شد.

شرایط مرزی فشار در خروجی ها بر اساس مقادیر فیزیولوژیک اعمال شد؛ به طوری که فشار متوسط در آئورت برابر با ۱۳۳۲۸ پاسکال و در سرخرگ ریوی برابر با ۲۱۳۲ پاسکال در نظر گرفته شد. همچنین به دلیل تفاوت سطح مقطع ورودی ها در مدل های مختلف، سرعت ورودی ها به گونه ای تنظیم شد که دبی جریان در تمامی مدل ها یکسان باقی بماند.

نتایج شبیه سازی نشان داد که سرعت جریان خون در بیشتر نواحی قلب نسبتاً پایین است، اما در برخی نواحی که دارای محدودیت هندسی هستند افزایش سرعت مشاهده می شود. بیشترین مقدار سرعت در بخش میانی آئورت صعودی مشاهده شد که مقدار آن حدود ۰/۴۵۷ متر بر ثانیه به دست آمد. این مقدار با مقادیر فیزیولوژیک گزارش شده برای جریان خون در آئورت در شرایط استراحت همخوانی دارد.

بررسی اختلاف فشار کل نیز ویژگی های جریان را در نواحی مختلف قلب نشان داد. نتایج نشان داد که:

- اختلاف فشار بین ورودی سیاهرگ های ششی سمت چپ و خروجی آئورت حدود ۱۳۰ پاسکال است.

- برای سیاهرگ های ششی سمت راست این اختلاف حدود ۴۰۰ پاسکال به دست آمد که احتمالاً ناشی از عدم تقارن هندسی مسیر جریان است.

- در قلب راست اختلاف فشار بین ورودی و خروجی حدود ۲۵ پاسکال محاسبه شد که با توجه به فشار پایین تر گردش خون ریوی قابل انتظار است.

این نتایج نشان می دهد که هندسه بازسازی شده نه تنها پارامترهای حجمی صحیحی را بازتولید می کند، بلکه قادر است توزیع واقع گرایانه سرعت و فشار جریان خون را نیز ارائه دهد.

### توزیع تنش برشی دیواره و اهمیت بالینی آن

تنش برشی دیواره یکی از مهم ترین پارامترهای همودینامیکی است که نقش مهمی در عملکرد سلول های اندوتلیال، بازسازی عروقی و بروز برخی بیماری های قلبی-عروقی دارد. در این پژوهش، توزیع تنش برشی بر روی دیواره های قلب در هر دو بخش قلب چپ و راست مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج نشان داد که بیشترین مقادیر تنش برشی معمولاً در نواحی زیر رخ می دهند:

- مناطقی که سطح مقطع جریان کاهش می یابد

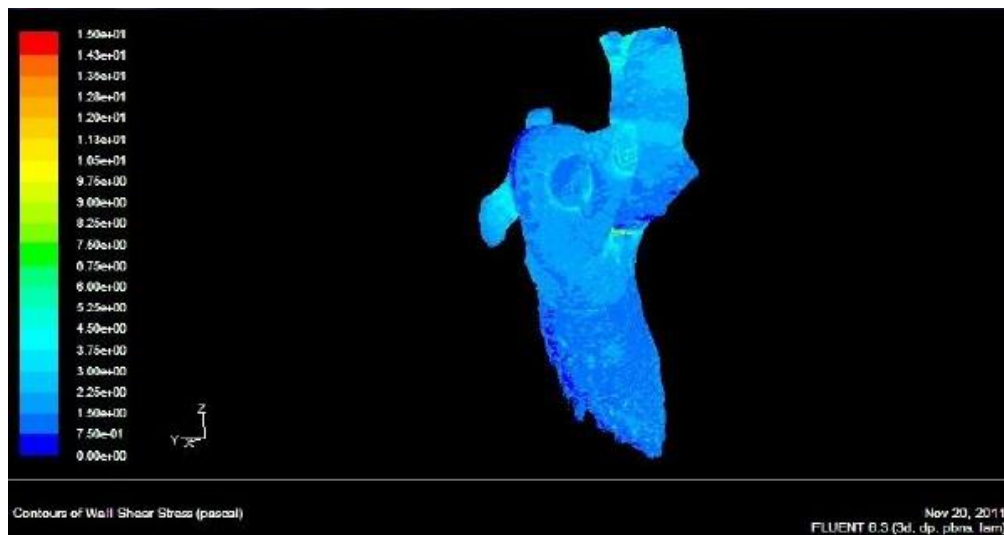
- محل اتصال دهلیزها و بطن ها

- محل ورود سیاهرگ های ششی به دهلیز

- مجاری خروجی و محل انشعاب عروق بزرگ

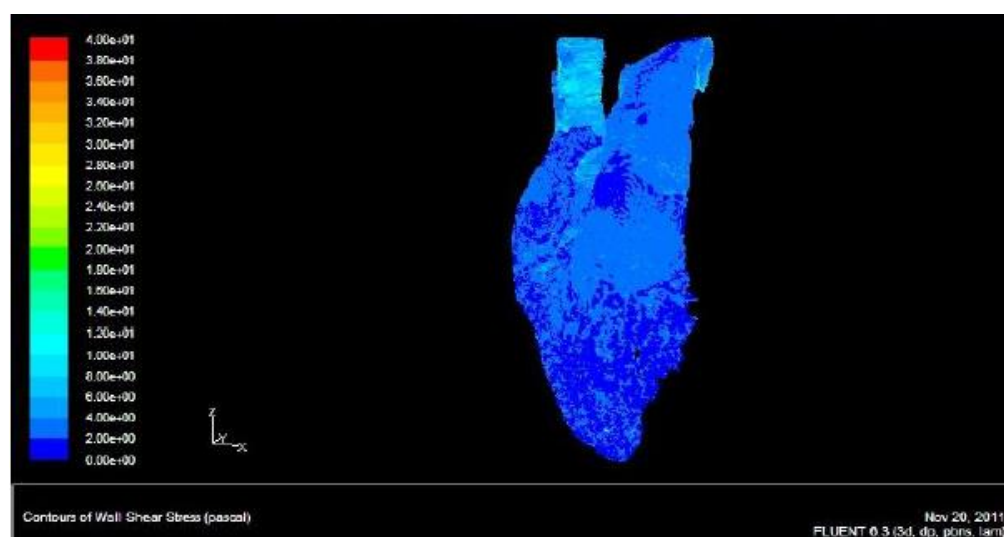
این نتایج با اصول شناخته شده همودینامیک سازگار است، زیرا افزایش سرعت جریان و انحنای هندسی مسیر جریان معمولاً باعث افزایش تنش برشی می شود. در برخی نواحی نیز مقادیر نسبتاً بالایی از تنش برشی مشاهده شد که می تواند ناشی از پیچیدگی هندسی ساختار قلب باشد و الزاماً نشان دهنده شرایط پاتولوژیک نیست.

شبهات الگوی توزیع تنش برشی در بخش های مختلف قلب نیز نشان دهنده پایداری و دقت چارچوب شبیه سازی عددی مورد استفاده در این پژوهش است.



شکل ۲- کانتورهای تنش برشی بر روی دیواره طرف چپ قلب

در شکل ۲ کانتورهای تنش برشی بر روی دیواره‌های طرف چپ قلب دیده می شود. با توجه به شکل بیشترین میزان تنش برشی بر روی دیواره در مناطقی اتفاق می افتد که سطح مقطع آن قسمت کوچک تر شده و یا اینکه آن مناطق محل اتصال دو عضو از قلب مثلاً بطن و دهلیز و ویا سیاهرگ‌های ششی و بطن هستند. اما در بعضی از نقاط نیز ممکن است مقادیر تنش برشی به صورت عددی و محلی زیاد باشد که این می تواند بر اثر هندسه پیچیده قلبی باشد.



شکل ۳- کانتورهای تنش برشی بر روی دیواره طرف راست قلب

در شکل ۳ کانتورهای تنش برشی بر روی دیواره‌های طرف راست قلب دیده می شود. در این تصاویر به خوبی پیداست که بیشترین میزان تنش برشی بر روی دیواره در نقاط اتصال بطن و دهلیز که تغییر سطح مقطع اتفاق می افتد و همین طور در سطح مقطع خروجی طرف راست قلب یعنی انشعابات سرخرگ ششی و همین طور سطح مقطع ورودی طرف راست قلب



یعنی بزرگ‌سیاهرگ‌بالایی که دارای کمترین سطح مقطع می‌باشند رخ می‌دهد هر چند که برخی از مقادیر بالای تنش‌برشی مشابه حالات قبل می‌توند ناشی از هندسه پیچیده قلب باشد.

#### ۷. نتیجه‌گیری

در این پژوهش، یک چارچوب جامع برای بازسازی سه‌بعدی و تحلیل همودینامیکی هندسه قلب انسان بر اساس تصاویر سی‌تی‌آنژیوگرافی توسعه یافت. یافته‌های حجمی و عملکردی حاصل از این مطالعه نشان داد که مقادیر کسر تخلیه و برون‌ده قلبی به‌دست‌آمده برای هر دو بطن، تطابق بسیار بالایی با استانداردهای فیزیولوژیک و داده‌های بالینی مرجع دارند. این همخوانی، دقت بالای فرآیند بازسازی هندسی و قطعه‌بندی تصاویر را در بازنمایی واقع‌گرایانه حفرات قلبی تأیید می‌کند. یکی از دستاوردهای برجسته این تحقیق، ارائه مدلی با دقت بالا برای ارزیابی هم‌زمان عملکرد بطن راست و چپ است؛ امری که در پروتکل‌های تشخیصی متداول معمولاً با چالش همراه بوده است. علاوه بر این، شبیه‌سازی‌های دینامیک سیالات محاسباتی بینش‌های ارزشمندی را در خصوص توزیع سرعت جریان و کانتورهای تنش برشی دیواره در نواحی حساس هندسی فراهم کرد. نتایج نشان داد که پیچیدگی‌های ساختاری قلب، نقش تعیین‌کننده‌ای در تمرکز تنش و الگوهای جریان خون ایفا می‌کنند که شناسایی این الگوها می‌تواند به درک بهتر مکانیسم‌های بروز بیماری‌های قلبی-عروقی کمک نماید. در نهایت، این مطالعه ثابت می‌کند که ترکیب مدل‌سازی هندسی بیمارمحور و مکانیک سیالات محاسباتی، ابزاری قدرتمند و غیرتهاجمی برای ارزیابی عملکردی قلب در اختیار قرار می‌دهد. متدولوژی ارائه‌شده در این تحقیق نه تنها یک مبنای قابل‌اعتماد برای مطالعات پیشرفته‌تر مانند برهم‌کنش سیال-سازه و مدل‌سازی دوقلوی دیجیتال قلب فراهم می‌آورد، بلکه پتانسیل بالایی برای کمک به پزشکان در تشخیص دقیق‌تر نارسایی‌های قلبی و برنامه‌ریزی برای مداخلات جراحی دارد.

#### ۸. مراجع

1. Boselli, F., J.B. Freund, and J. Vermot, *Blood flow mechanics in cardiovascular development*. Cellular and Molecular Life Sciences, 2015. **72**(13): p. 2545-2559.
2. Guyton, A.C., *Text book of medical physiology*. 2006: China.
3. Peto, J., *The heart*. 2007: Yale University Press.
4. King, J. and D.R. Lowery, *Physiology, cardiac output*. 2017.
5. Katz, A.M., *Physiology of the Heart*. 2010: Lippincott Williams & Wilkins.
6. Hunter, P.J. and B.H. Smaill, *The analysis of cardiac function: a continuum approach*. Progress in biophysics and molecular biology, 1988. **52**(2): p. 101-164.
7. Peskin, C.S., *The immersed boundary method*. Acta numerica, 2002. **11**: p. 479-517.
8. Frangi, A.F., W.J. Niessen, and M.A. Viergever, *Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images, a review*. IEEE transactions on medical imaging, 2002. **20**(1): p. 2-5.
9. Young, A.A., et al., *Three-dimensional left ventricular deformation in hypertrophic cardiomyopathy*. Circulation, 1994. **90**(2): p. 854-867.
10. Lorenzo-Valdés, M., et al., *Segmentation of 4D cardiac MR images using a probabilistic atlas and the EM algorithm*. Medical image analysis, 2004. **8**(3): p. 255-265.
11. Nash, M.P. and P.J. Hunter, *Computational mechanics of the heart*. Journal of elasticity and the physical science of solids, 2000. **61**(1): p. 113-141.



12. Kerckhoffs, R.C., et al., *Coupling of a 3D finite element model of cardiac ventricular mechanics to lumped systems models of the systemic and pulmonic circulation*. Annals of biomedical engineering, 2007. **35**(1): p. 1-18.
13. Holzapfel, G.A. and R.W. Ogden, *Constitutive modelling of passive myocardium: a structurally based framework for material characterization*. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2009. **367**(1902): p. 3445-3475.
14. Niederer, S.A., et al., *Verification of cardiac tissue electrophysiology simulators using an N-version benchmark*. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2011. **369**(1954): p. 4331-4351.
15. Trayanova, N.A., *Whole-heart modeling: applications to cardiac electrophysiology and electromechanics*. Circulation research, 2011. **108**(1): p. 113-128.
16. Wang, V., P. Nielsen, and M. Nash, *Image-based predictive modeling of heart mechanics*. Annual review of biomedical engineering, 2015. **17**(1): p. 351-383.
17. Baillargeon, B., et al., *The living heart project: a robust and integrative simulator for human heart function*. European Journal of Mechanics-A/Solids, 2014. **48**: p. 38-47.
18. Zhuang, X. *Multivariate mixture model for cardiac segmentation from multi-sequence MRI*. in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. 2016. Springer.
19. Bai, W., et al., *Automated cardiovascular magnetic resonance image analysis with fully convolutional networks*. Journal of cardiovascular magnetic resonance, 2018. **20**(1): p. 65.
20. Attar, H., et al., *Modeling and computational fluid dynamics simulation of blood flow behavior based on MRI and CT for Atherosclerosis in Carotid Artery*. Multimedia Tools and Applications, 2024. **83**(19): p. 56369-56390.
21. Corral-Acero, J., et al., *The 'Digital Twin' to enable the vision of precision cardiology*. European heart journal, 2020. **41**(48): p. 4556-4564.
22. Haddad, F., et al., *Right ventricular function in cardiovascular disease, part I: anatomy, physiology, aging, and functional assessment of the right ventricle*. Circulation, 2008. **117**(11): p. 1436-1448.
23. Haddad, F., et al., *Right ventricular function in cardiovascular disease, part II: pathophysiology, clinical importance, and management of right ventricular failure*. Circulation, 2008. **117**(13): p. 1717-1731.
24. Kumar, V., H.K. Hagler, and A.S. Schneider, *Interactive case study CD companion to Robbins and Coltran pathologic basis of disease: CD-ROM for Windows and Macintosh; single user version*. 2005: Elsevier Saunders.
25. O'Connor, S., *Clinical examination: a systematic guide to physical diagnosis*. 2009: Elsevier Health Sciences.
26. Pfisterer, M., A. Battler, and B. Zaret, *Range of normal values for left and right ventricular ejection fraction at rest and during exercise assessed by radionuclide angiocardiology*. European heart journal, 1985. **6**(8): p. 647-655.
27. Hains, A., et al., *Radionuclide left ventricular ejection fraction: a comparison of three methods*. Heart, 1987. **57**(3): p. 242-246.

28. Schlosser, T., et al., *Assessment of left ventricular parameters using 16-MDCT and new software for endocardial and epicardial border delineation*. American Journal of Roentgenology, 2005. **184**(3): p. 765-773.
29. Shockley, K.M. and T.D. Allen, *Episodic work-family conflict, cardiovascular indicators, and social support: An experience sampling approach*. Journal of Occupational Health Psychology, 2013. **18**(3): p. 262.
30. Marik, P.E., X. Monnet, and J.-L. Teboul, *Hemodynamic parameters to guide fluid therapy*. Annals of intensive care, 2011. **1**(1): p. 1.