



مدل سازی دینامیکی و شبیه سازی سیستم گردش خون انسان با استفاده از روش باندگراف

منصور طایفی^۱، محمد مهدی جلیلی^{۲*}

^۱ کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، ایران.

^۲ استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، ایران.

مقاله مستقل، تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۸/۲۸؛ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۵/۰۲/۰۷؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۳/۱۵

چکیده

سیستم گردش خون انسان فرآیندی پیچیده است که کنترل کننده دمای بدن و انتقال دهنده اکسیژن و مواد حیاتی به اندام‌های مختلف بدن می‌باشد. سیستم گردش خون از چندین بخش تشکیل یافته که با استفاده از مکانیسم‌های پشخورد، کنترل حجم، جریان و فشار خون در حین فعالیت‌های مختلف روانی و فیزیکی در بدن یک شخص را انجام می‌دهند. یک مدل ریاضی از سیستم گردش خون تصویر روشنی از رفتار این سیستم در حین فعالیت‌های مختلف ارائه می‌دهد. در این مقاله با استفاده از روش باندگراف مدل جامعی از سیستم گردش خون ارائه خواهد شد که دربرگیرنده مدل مکانیکی قلب، مدل سیستم عروقی بدنی و مدل سیستم عروقی ریوی می‌باشد. استفاده از روش باندگراف موجب خواهد شد ضمن ارائه مدل بلوکی ساده از سیستم، مجموعه‌ای از معادلات دیفرانسیل مرتبه‌ی اول جهت استفاده در شبیه سازی استحصال گردد. استفاده از این روش درکی عمیق از دینامیک سیستم در حین انجام فرایند و برهم کنش بین اجزای مختلف سیستم گردش خون ایجاد می‌نماید. پس از استحصال مدل باندگراف، شبیه سازی سیستم گردش خون در نرم افزار 20-Sim انجام شده است. با استفاده از نتایج شبیه سازی، تغییرات فشار و حجم بطن راست و چپ و فشار شریان آئورت و شریان ریوی در طول زمان بررسی شده است.

کلمات کلیدی: سیستم گردش خون؛ روش باندگراف؛ قلب؛ سیستم عروقی؛ شبیه سازی.

Dynamic Modeling and Simulation of the Human Cardiovascular System Using the Bond graph Method

Mansour Taieff¹, Mohammad Mahdi Jalili^{2,*}

¹ Ms.c., Mech. Eng., Yazd Univ., Yazd, Iran.

² Prof., Mech. Eng., Yazd Univ., Yazd, Iran.

Abstract

The human circulatory system is a complex process that controls body temperature and transports oxygen and vital substances to various organs of the body. The circulatory system consists of several parts that, using feedback mechanisms, control the volume, flow, and blood pressure during various mental and physical activities in a person's body. In this article, a comprehensive model of the circulatory system will be presented using the bond graph method, which includes a mechanical model of the heart, a model of the body's vascular system, and a model of the pulmonary vascular system. Using the bond graph method will provide a simple block model of the system, as well as a set of first-order differential equations for use in simulation. Using this method provides a deep understanding of the dynamics of the system during the process and the interaction between the various components of the circulatory system. After obtaining the bond graph model, the circulatory system was simulated in the 20-Sim software. Using the simulation results, changes in pressure and volume of the right and left ventricles, and pressure of the aorta and pulmonary artery over time were examined.

Keywords: Circulatory system; Bond graph method; Heart; Vascular system; Simulation.

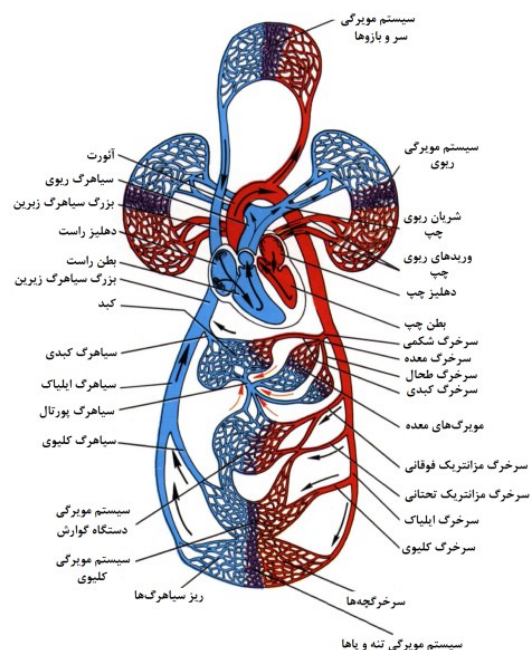
۱- مقدمه

سیستم گردش خون انسان اساساً یک سیستم انتقال است که اکسیژن، دی اکسید کربن، مواد حیاتی مثل هورمون‌ها و مواد مغذی از طریق آن و به وسیله‌ی خون به (از) بافت‌ها و ماهیچه‌ها انتقال می‌یابند. سیستم گردش خون شامل دو بخش مجزای مدار بدنی و مدار ریوی می‌باشد. این دو بخش توسط قلب بهم متصل می‌شوند. خون از بطن چپ قلب و از طریق آئورت به مدار بدنی پمپاژ می‌گردد. خون سیاهرگی به دهلیز راست قلب و از آنجا به بطن راست انتقال می‌یابد. بطن راست خون را به مدار ریوی پمپاژ می‌کند تا خون بدون اکسیژن به بافت‌های شش برسد، جایی که دی اکسید کربن با اکسیژن در کیسه‌های هوایی تبادل می‌یابد. در ادامه، خون غنی از اکسیژن به دهلیز چپ سرازیر می‌شود و در نهایت به بطن چپ وارد می‌شود. مدار کامل گردش خون در شکل ۱ نشان داده شده است.

مدارهای بدنی و ریوی تفاوت‌های ملموسی را در فشار و حجم خون نسبت به هم نشان می‌دهند. بیشینه و کمینه فشار در آئورت تقریباً ۱۲۰ و ۸۰ میلی‌متر جیوه است، حال آنکه همین مقادیر در سرخرگ‌های ریوی به ترتیب ۳۰ و ۱۰ میلی‌متر جیوه می‌باشد. سیاهرگ‌ها پایین‌ترین مقادیر فشار را نشان می‌دهند. در ریزسیاهرگ‌ها، فشار حول ۱۰ میلی‌متر جیوه نوسان می‌کند. نوسان در سیاهرگ‌های ششی بیشتر است. حجم خون در مدار ریوی تقریباً ۱۴٪ کل حجم خون بدن است. حجم خون در مدار سیستمی ۷۴٪ حجم کل خون بدن است. در هر زمان معین تقریباً ۵۴٪ خون در سیاهرگ‌ها، ۲۰٪ در سرخرگ‌ها و ۱۲٪ در قلب است.

یک مدل ریاضی از سیستم گردش خون تصویر روشنی از رفتار این سیستم در حین فعالیت‌های مختلف ارائه می‌دهد؛ ضمن آنکه یاری کننده محققان در طراحی قطعات بیومکانیکی قابل کاشت، قلب‌های مصنوعی قابل کنترل و دیگر تجهیزات کمکی سیستم گردش خون می‌باشد. همچنین این مدل می‌تواند تأثیر عوامل دارویی بر فشار و دیگر پارامترهای سیستم گردش خون را مورد بررسی قرار دهد. استفاده از روش باندگراف موجب خواهد شد ضمن ارائه‌ی مدل بلوکی ساده از سیستم، مجموعه‌ای از معادلات دیفرانسیل مرتبه‌ی اول جهت استفاده در شبیه سازی استحصال گردد. استفاده از روش باندگراف درکی عمیق از دینامیک سیستم در حین انجام فرایند و بر هم کنش بین اجزای مختلف مدل و حالت‌های گوناگون

ایجاد می‌نماید. به همین دلیل این روش به صورت گسترده در شبیه‌سازی سیستم‌های دینامیک از جمله سیستم‌های بیومکانیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱].



شکل ۱- شمای کلی سیستم گردش خون [۲]

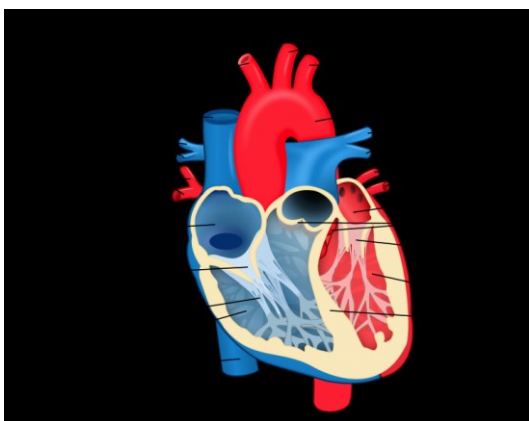
تحقیقات زیادی به منظور شبیه‌سازی کل سیستم گردش خون یا اجزاء کوچکتر آن انجام شده است. به عنوان نمونه مدلی ریاضی به منظور شبیه‌سازی جریان ضربانی خون در شریان‌های الاستیک توسط حقیقی و اسدی چلک ارائه شده است [۳]. هدف از حل این مساله مقدار مرزی - اولیه به دست آوردن پروفیل‌های سرعت، گذر حجمی و تنش برشی دیواره و نیز فشار داخلی و شعاع رگ بر حسب متغیرهای مستقل مربوطه بوده است. کاوسیان شبکه قلبی عروقی بدن را با استفاده از روش المان محدود مدل‌سازی کرد [۴]. در این پژوهش با استفاده از یک روش تحلیلی ریاضی شبکه گردش خون بدن انسان شبیه‌سازی کامپیوتری شده و اثرات تغییرات پارامترهای یک رگ بر کل سیستم مورد بررسی قرار گرفته است. رل و همکاران اثر سیگنال‌های عصبی بر عملکرد سیستم گردش خون را با استفاده از یک مدل باندگراف شامل بطن قلب و سیستم گردش خون در بدن شبیه‌سازی کردند [۵]. مدل ارائه شده در این پژوهش برای قلب بسیار ساده بوده و شامل مدل دهلیز و دریچه‌های قلب نمی‌باشد. همچنین مدل بخش ریوی که تأثیر زیادی بر دقت

۲- مدل سازی

۲-۱- مدل سازی قلب

مطابق شکل ۲، قلب شامل دو بخش چهار محفظه‌ای است. هر بخش دارای یک دهلیز و یک بطن است. دهلیز چپ و بطن چپ از طریق دریچه میترال به هم متصل‌اند که در شرایط نرمال از جریان خون از بطن به دهلیز جلوگیری می‌کند. دهلیز و بطن راست به وسیله دریچه سه لتی به هم متصل‌اند. علاوه بر دریچه‌های بین محفظه‌های قلب، هر محفظه دارای دریچه‌ای مرتبط با سرخرگ‌ها و سیاهرگ‌های ورودی و خروجی به قلب است. دریچه آئورتی بین آئورت و بطن چپ و دریچه ریوی بین بطن راست و سیاهرگ ریوی واقع است.

دوره‌ی زمانی چرخه‌ی قلبی به یک فاز فعالیت و یک فاز استراحت قابل تقسیم است. در آغاز فاز فعالیت، تحریک الکتریکی سبب انقباض ماهیچه‌های بطن می‌شود. در نتیجه، فشار بطنی به صورت یک فرایند هم حجم (بدون ورودی و خروجی) تا رسیدن به فشار شریانی افزایش می‌یابد. در این لحظه، دریچه‌ی آئورتی باز می‌شود و خون به آئورت سرازیر می‌شود (شروع سیستول). در حین سیستول، فشار بطنی با انقباض ماهیچه‌ها و شرایط غالب در سیستم عروقی افزایش و کاهش می‌یابد.



شکل ۲- شمای کلی قلب

زمانی که فشار بطنی به میزانی کمتر از فشار شریانی افت پیدا می‌کند، دریچه‌ی آئورتی بسته می‌شود (پایان سیستول) و فاز استراحت هم حجم آغاز می‌شود. زمانی که فشار بطنی به مقدار کمتر از فشار شریانی کاهش می‌یابد، دریچه‌ی میترال باز شده و خون از دهلیزها به بطن‌ها وارد می‌شود. این فرایند بدون ورودی، به دیاستول موسوم است. دهلیز

شبیه‌سازی سیستم گردش خون دارد در این مرجع لحاظ نشده است. همچنین نیکویان و همکارانش با استفاده از روش باندگراف اثر تصلب شرایین بر کارایی سیستم گردش خون را بررسی کردند [۶]. معادلات دیفرانسیل استخراج شده از این مدل در نرم‌افزار متلب حل شده و نتایج شبیه‌سازی ارائه شده‌اند. زادپور و همکارانش با استفاده از یک مدل باندگراف، سیستم گردش خون را شبیه‌سازی کردند [۷]. آن‌ها با مقایسه نمودارهای فشار و جریان حاصل از مدل خود با داده‌های سیستم گردش خون واقعی، به اعتبارسنجی مدل خود پرداختند. در پژوهشی دیگر یک مدل ریاضی برای شبیه‌سازی جریان خون در یک رگ خمیده توسط سیگرز و واترز ارائه شده است [۸]. خون به وسیله یک سیال نیوتنی غیر قابل تراکم مدل شده و اثر انحنای مختلف رگ بر تنش برشی دیواره رگ مورد بررسی قرار گرفته است. زوکارینی و لفر با استفاده از روش باندگراف عملکرد بطن چپ قلب را شبیه‌سازی کردند [۹]. همچنین عملکرد دریچه میترال به وسیله زوکارینی و همکارانش با استفاده از روش باندگراف مدل گردید [۱۰]. در این پژوهش رفتار فیزیکی و بیوشیمیایی سیستم گردش خون که بر رفتار این دریچه تأثیر دارند مورد بررسی قرار گرفته است. یک مدل جدید قلب با استفاده از روش باندگراف توسط ماکسوتی و همکاران ارائه گردید [۱۱]. در این مدل، قلب به‌صورت یک پمپ رفت و برگشتی مدل‌سازی شده است. پن و همکاران یک مدل باندگراف از پتانسیل عمل قلب را به منظور مطالعه اثرات بخش‌های مختلف آن بر روی رانش و رفتار حالت پایدار ارائه کردند [۱۲]. همچنین، تغییرات عملکردی مرتبط با بیماری فشارخون ریوی بالا، با بکارگیری فیزیک‌های الکترومکانیکی در نرم افزار کامسول توسط شبانی و همکاران مدل‌سازی گردید [۱۳]. نتایج شبیه‌سازی با استفاده از این مدل که بر روی هندسه دوبطنی ایده‌آل پیاده شده است نشان داد که فشار بطن راست در فشار خون ریوی بالا افزایش می‌یابد و کسر تخلیه با کاهش مواجه می‌شود.

در این مقاله مدل جامعی از سیستم گردش خون بدن انسان که شامل مدل‌های قلب و تابع تحریک آن، سیستم عروقی بدن و سیستم گردش خون ریوی می‌باشد با استفاده از روش باندگراف ارائه شده است. این مدل قادر به تعیین فشار و دبی خون در تمام نقاط سیستم گردش خون برحسب پارامترهای ورودی مختلف می‌باشد. با استفاده از این مدل تغییرات پارامترهای مختلف سیستم گردش خون در دو حالت سیستم گردش خون طبیعی و سیستم گردش خون هنگام تنگ شدگی آئورت مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

پارامترهای $E_{min,lv}$ و $E_{max,lv}$ به ترتیب بیان کننده مقادیر مینیمم دیاستول (دوره انقباض عضله قلب) و ماکزیمم سیستول (دوره انقباض عضله قلب)، t_h دوره تناوب قلب و t_{ce} زمان شروع ثابت الاستنس می‌باشند. ارتباط بین دوره تناوب قلب و زمان شروع ثابت الاستنس به صورت زیر بیان می‌شود:

$$t_{ce} = k_0 + k_1 t_h \quad (۴)$$

که k_0 و k_1 پارامترهای ثابتی هستند. دوره تناوب قلب برابر 0.8 ثانیه است. مقادیر عددی پارامترهای لازم برای شبیه‌سازی قلب در جدول ۱ ارائه شده‌اند.

جدول ۱- مقدار عددی پارامترهای لازم برای شبیه‌سازی قلب [۲]

واحد	مقدار	پارامتر
-	۰/۹	a_ϕ
-	۰/۱۲۵	b_ϕ
-	۰/۱۲۹	k_0
-	۰/۲	k_1
mmHg/ml	۲/۴۹	$E_{max,lv}$
mmHg/ml	۰/۰۴۹	$E_{min,lv}$
mmHg/ml	۰/۰۷۵	E_{la}
ml	۱۰	$V_{d,lv}$
ml	۳۰	$V_{d,la}$
mmHg.s/ml	۰/۰۰۰۰۸۹	R_{la}
mmHg/ml	۰/۰۰۰۴۱۶	L_{lv}
mmHg/ml	۰/۰۰۰۰۵	L_{la}
mmHg/ml	۰/۵۲۳	$E_{max,rv}$
mmHg/ml	۰/۰۲۴۳	$E_{min,rv}$
mmHg/ml	۰/۰۶	E_{ra}
ml	۱۰	$V_{d,rv}$
ml	۳۰	$V_{d,ra}$
mmHg.s/ml	۰/۰۰۰۰۵۹۴	R_{ra}
mmHg/ml	۰/۰۰۰۲۰۶	L_{rv}
mmHg/ml	۰/۰۰۰۰۵	L_{ra}

بر اساس مدل قلب ارائه شده در شکل ۳، مدل باندگراف قلب به دست آمده است که در شکل ۴ نشان داده شده است. همانطور که در این شکل مشاهده می‌شود، معادل دیود استفاده شده در مدار برقی از یک شیر یکطرفه در مدل باندگراف

چپ از طریق مدار ریوی و در حین سیستول پر از خون می‌شود و حین دیاستول، بطن را از خون غنی از اکسیژن پر می‌نماید.

به منظور مدل‌سازی سیستم قلب، از مدل ارائه شده در مرجع [۲] که به صورت مدار معادل الکتریکی برای بخش‌های چپ و راست قلب می‌باشد، استفاده شده است. مدل ارائه شده در این مرجع در شکل ۳ نشان داده شده است. در این مدل هر بخش قلب از یک دهلیز منفعل و یک بطن فعال تشکیل شده است. دهلیز چپ توسط یک الاستنس (معکوس ظرفیت) ثابت E_{la} و بطن چپ توسط الاستنس متغیر با زمان $E_{lv}(t)$ مدل شده است. خصوصیت اینرسی خون توسط سلف‌های L_{lv} و L_{la} و ویسکوزیته خون ناشی از مقاومت نفوذپذیری دهلیز چپ با R_{la} مدل شده است. قسمت راست قلب نیز بصورت مشابه مدل‌سازی می‌شود. دریچه‌های میترا و آئورت با MV و AV و دریچه‌های سه لتی و ریوی با TV و PV نامگذاری شده و دی‌دی در هر قسمت با Q و فشار در هر گره با P مشخص شده است. ارتباط بین فشار حفره بطن چپ P_{lv} و حجم بطن چپ V_{lv} به صورت زیر بیان می‌شود:

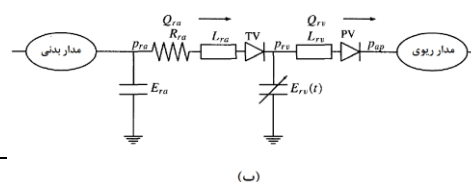
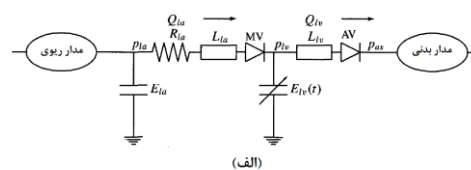
$$P_{lv} = E_{lv}(V_{lv} - V_{d,lv}) \quad (۱)$$

که $V_{d,lv}$ حجم بطن چپ در فشار صفر است و تابع الاستنس (E_{lv}) به صورت زیر بیان می‌شود:

$$E_{lv} = E_{min,lv}(1 - \phi(t)) + E_{max,lv}\phi(t) \quad (۲)$$

که در آن:

$$\phi(t) = \begin{cases} a_\phi \sin \frac{\pi t}{t_{ce}} - b_\phi \sin \frac{2\pi t}{t_{ce}} & 0 \leq t < t_{ce} \\ 0 & t_{ce} \leq t < t_h \end{cases} \quad (۳)$$

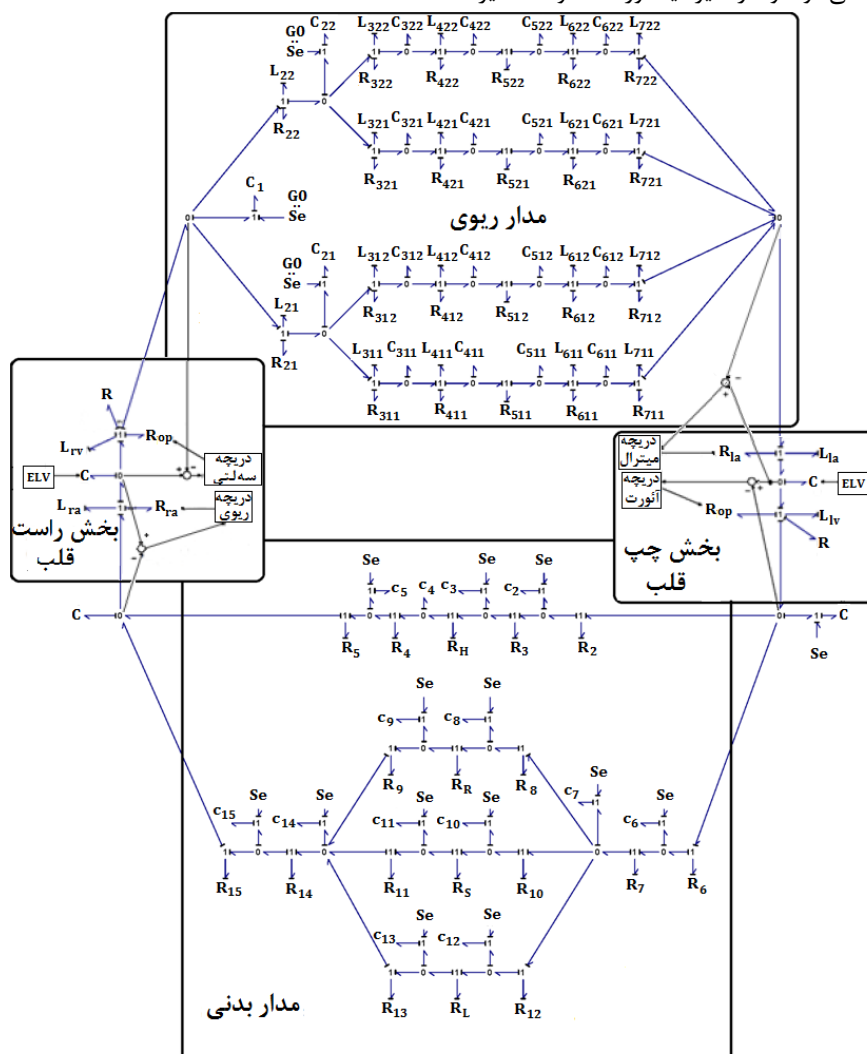


شکل ۳- مدار معادل الکتریکی قلب: (الف) بخش چپ قلب (ب) بخش راست قلب [۲]

همچنین مطابق روابط (۲) تا (۴) برای سیستم تحریک قلب زیر مدل ارائه شده در شکل ۶ در نرم‌افزار 20-Sim طراحی شده است که خروجی آن (تابع الاستنس) در شکل ۷ نشان داده شده است.

استفاده شده است. برای باند اطلاعاتی این شیر یکطرفه از یک زیر مدل استفاده شده است. به عنوان نمونه برای قسمت چپ قلب نحوه کار بدین صورت است که این شیر در صورتی جریان خون را از خود عبور می‌دهد که فشار قبل (فشار بطن چپ) از فشار بعد از شیر (شریان آئورت) بیشتر باشد.

مطابق شکل ۵، در زیر مدل شیر یکطرفه، اختلاف فشار اشاره شده به عنوان ورودی به سوئیچ داده می‌شود؛ در صورتی که اختلاف فشار بزرگتر از صفر باشد مقدار مقاومت شیر (Rop) به خروجی داده می‌شود و در غیر اینصورت مقاومت شیر

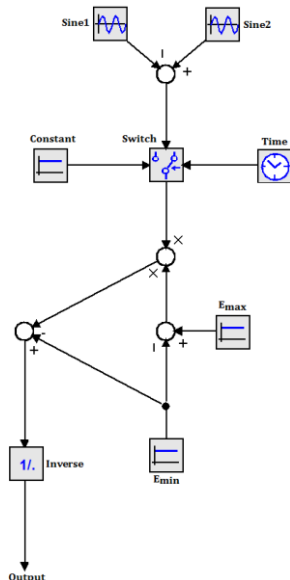


شکل ۴- مدل باندگراف کل سیستم گردش خون

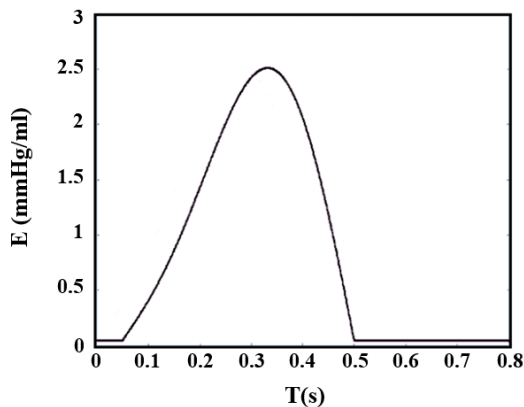
سیستم عروقی بدنی را می‌توان شامل سه قسمت در نظر گرفت:

۲-۲- مدل سازی سیستم عروقی بدنی

بخش های شکمی و قفسه ی سینه ی آنورت به صورت مجزا مشخص شده اند. بر اساس مدل سیستم گردش خون بدنی که در شکل ۹ ارائه شده است، مدل باندگراف سیستم عروقی بدنی به دست آمده که در شکل ۴ نشان داده شده است.



شکل ۶- زیرمدل سیستم تحریک قلب در نرم افزار 20-Sim



شکل ۷- خروجی زیرمدل سیستم تحریک قلب (تابع الاستنس)

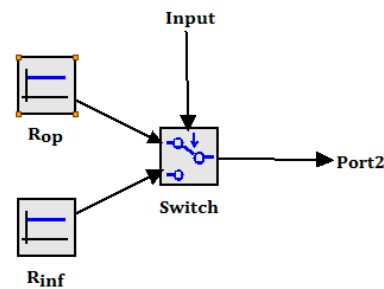
پارامترهای تخصیص یافته برای واحدهای شریانی و وریدی بدنی به ترتیب در جداول ۲ و ۳ ارائه شده اند. همچنین مقاومت در نظر گرفته شده برای مویرگ های اجزاء مختلف بدنی در جدول ۴ ارائه شده اند.

۱- سیستم شریانی (سرخرگی) شامل آنورت، سرخرگ های بزرگ و شاخه های اصلی و پایانی سرخرگی.

۲- سیستم ریز عروقی شامل شریانچه ها و شبکه های مویرگی.

۳- سیستم وریدی (سیاهرگی) شامل سیاهرگ های کوچک، شاخه های اصلی و انتهایی سیاهرگی، سیاهرگ های بزرگ و بزرگ سیاهرگ ها.

تفاوت اساسی در خواص فیزیکی هر دسته ایجاب می کند که هر یک از این گروه ها به صورت مجزا و با دقتی مناسب جهت مدل سازی سیستم عروقی مورد بررسی قرار گیرند. در این بخش ساختار کلی مدل سازی سیستم عروقی با استفاده از مدل هلت ارائه شده است [۱۴]. مطابق این مدل بلوک پایه در سیستم عروقی بدنی به صورت مدار شکل ۸ است. خواص فیزیکی مجتمع هر واحد با یک مقاومت ورودی (R_n) و مقاومت خروجی (R_{n+1}) و المان ظرفیت که نشان دهنده ی رابطه ی بین حجم و فشار واحد مورد نظر است نشان داده شده است. المان ظرفیت نشان می دهد که حجم V_n در واحد مورد بررسی در اختلاف فشار دو سمت دیواره ی رگ ($\Delta P = P_n - P_e$) قابل ذخیره شدن است. به علاوه، منبع فشار P_h نشان دهنده ی فشار هیدرواستاتیکی مربوط به واحد مورد نظر می باشد و P_e بیانگر فشار خارجی اعمالی به رگ هاست که در مدل باندگراف به صورت یک منبع سعی (S_e) مدل شده است. این فشار می تواند فشار داخل قفسه ی سینه، فشار داخل ناحیه ی شکمی و فشار منفی پایین تنه باشد.



شکل ۵- زیرمدل شیر یکطرفه در نرم افزار 20-Sim

ساختار کلی سیستم گردش خون بدنی در شکل ۴ ارائه شده است. مدار جانبی گردش خون شامل بالاتنه، کلیوی، احشایی و پایین تنه می باشد. بزرگ سیاهرگ بالایی، بزرگ سیاهرگ قفسه ی سینه و اجزای شکمی، بزرگ سیاهرگ پایینی، آنورت بالا رونده، سرخرگ های انتقال دهنده ی خون به بازوها و سر و گردن و

۲-۳- مدل سازی سیستم عروقی ریوی

مدل های گوناگونی برای شبیه سازی سیستم گردش خون ریوی توسط محققان مورد استفاده قرار گرفته اند. این مدل ها معمولاً از مدار معادل الکتریکی به منظور مدل سازی سیستم عروقی ریوی بهره جسته اند. از جمله این مدل ها می توان به مدل گرنت و پارادوسکی [۱۵]، مدل گالستر [۲] و مدل ریدوت [۲] اشاره کرد. در این مقاله از باندگراف مدار معادل الکتریکی ارائه شده توسط ریدوت برای این کار استفاده شده است. مدار معادل باندگراف سیستم گردش خون ریوی در شکل ۴ نشان داده شده است. همچنین مقادیر پارامترهای این سیستم نیز در جدول ۵ ارائه شده اند.

جدول ۴- مقادیر پارامترهای مدل برای مویرگ های اجزاء

پارامتر	مقدار	واحد
R_H	$4/1 \pm 9/7$	PRU
R_R	$5/1 \pm 2/0$	PRU
R_S	$3/1 \pm 3/0$	PRU
R_L	$4/1 \pm 5/8$	PRU

مختلف بدنی [۱۴]

۳- شبیه سازی

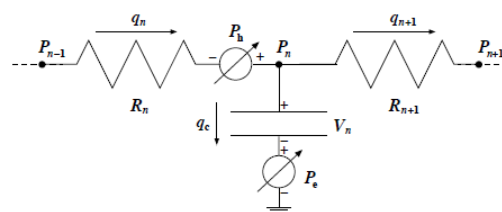
به منظور شبیه سازی سیستم گردش خون بدن انسان، باندگراف بدست آمده در شکل ۴ در نرم افزار 20-Sim ایجاد شده و برای پارامترهای ارائه شده در جداول ۱ تا ۴ شبیه سازی انجام شده است. با استفاده از نتایج شبیه سازی، تغییرات فشار و حجم بطن راست و چپ و همچنین فشار شریان آئورت و شریان ریوی در طول زمان بدست آمده اند.

۳-۱- شبیه سازی قلب سالم

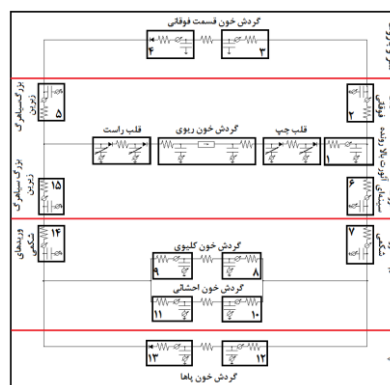
نتایج شبیه سازی برای عملکرد سیستم گردش خون برای سیستم گردش خون بدون گرفتگی سرخرگ های بدنی در شکل های ۱۰ تا ۱۳ ارائه شده اند.

نتایج شبیه سازی که در شکل ۱۳ نمایش داده شده است نشان می دهد که جریان بطن راست و چپ در مدت زمان کوتاهی منفی می باشد که این امر مربوط به بازگشت خون به بطن ها می باشد.

به منظور اعتبارسنجی مدل ارائه شده در این مقاله، نتایج ارائه شده در شکل های ۱۱ و ۱۳ با نتایج الکتروکاردیوگرام ارائه



شکل ۸- مدار یک واحد منفرد سیستم عروقی [۱۴]



شکل ۹- مدار شماتیک سیستم گردش خون. IVC: بزرگ

سیاهرگ پایینی. SVC: بزرگ سیاهرگ بالایی [۱۴]

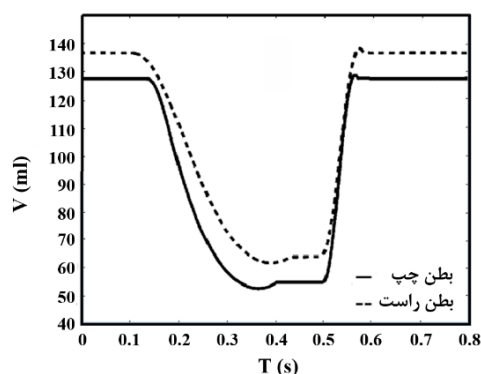
جدول ۲- پارامترهای تخصیص یافته برای واحدهای شریانی

بدنی [۱۴]			
پارامتر			
واحد	c (ml/mmHg)	$V\theta$ (ml)	R (PRU)
h (cm)			
۱	0.0 ± 28.04	3 ± 1	$0.0 \pm 0.07 \pm 0.02$
۲	0.0 ± 13.02	1 ± 5	$0.0 \pm 0.03 \pm 0.01$
۳	0.0 ± 42.10	4 ± 20	$0.0 \pm 0.14 \pm 0.04$
۶	0.0 ± 21.03	2 ± 16	$0.0 \pm 0.11 \pm 0.03$
۷	0.0 ± 10.01	1 ± 10	$0.0 \pm 0.03 \pm 0.01$
۸	0.0 ± 21.05	5 ± 20	$0.0 \pm 0.10 \pm 0.05$
۱۰	0.0 ± 42.05	300 ± 50	$0.0 \pm 0.07 \pm 0.04$
۱۲	0.0 ± 42.10	200 ± 20	$0.0 \pm 0.09 \pm 0.05$

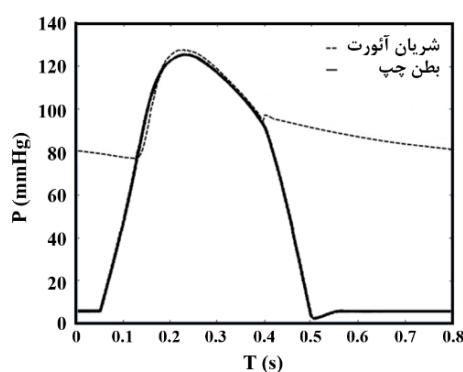
جدول ۳- پارامترهای تخصیص یافته برای واحدهای وریدی

بدنی [۱۴]				
پارامتر				
واحد	h (cm)	R (PRU)	$V\theta$ (ml)	c (ml/mmHg)
۴	۲۰/۰	۰/۰±۱۱/۰۵	۴۰±۶۴۵	۲±۷
۵	۱۴/۵	۰/۰±۲/۰۱۴	۴±۱۶	۱/۰±۳/۱
۹	۰/۰	۰/۰±۱۱/۰۵	۱۰±۳۰	۱±۵
۱۱	۱۰/۰	۰/۰±۰۷/۰۴	۱۰۰±۱۱۴۶	۷±۵۰/۵
۱۳	۱۰/۶	۰/۰±۱۰/۰۵	۵۰±۷۱۶	۳±۲۷
۱۴	۱۴/۵	۰/۰±۰۱۹/۰۰۷	۱۰±۷۹	۱/۰±۳/۱
۱۵	۶/۰	۰/۰±۰۰/۰۰۳	۴±۳۳	۰/۰±۵/۱

نمایش داده شده است. این نمودار به صورت پاد ساعتگرد چرخه را دور می‌زند. فرض کنید بطن از خون پر باشد (بیشترین حجم بطن). مطابق شکل ۱۵ در این حالت در یک فرآیند حجم ثابت فشار بطن افزایش یافته تا لحظه‌ای که دریچه آئورت باز شده و خون به شریان آئورت جریان می‌یابد. در نتیجه همراه با افزایش فشار، حجم آن کاهش می‌یابد. با کاهش فشار و برگشت کمی خون حجم کمی افزایش یافته تا دریچه آئورت بسته شود. سپس در یک فرآیند حجم ثابت دیگر، فشار بطن کاهش می‌یابد تا لحظه‌ای که دریچه میترال باز شده و بطن چپ توسط دهلیز دوباره پر از خون گردد. این سیکل در طول حیات به صورت مداوم تکرار می‌گردد.



شکل ۱۰- نمودار حجم بطن چپ و راست



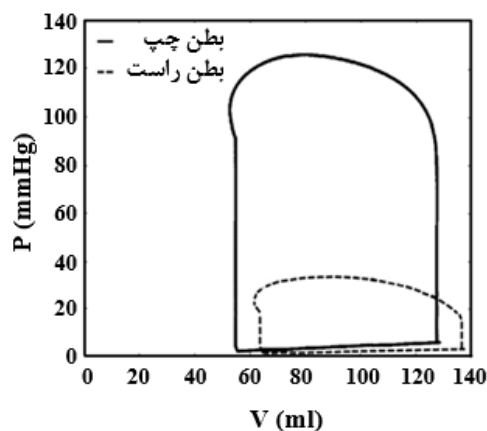
شکل ۱۱- نمودار فشار بطن چپ و شریان آئورت

شده در مرجع [۲] مقایسه شده‌اند. نمودار ارائه شده در این مرجع در شکل ۱۴ آورده شده است. به منظور مقایسه نتایج حاصل از مدل باندگراف با نتایج مرجع [۲]، جذر میانگین مربعات (RMS) نتایج در هر دو حالت محاسبه شده و در جدول ۶ ارائه شده است. همانطور که ملاحظه می‌شود تطابق خوبی بین نتایج الکتروکاردیوگرام ارائه شده در مرجع [۲] و نتایج حاصل از مدل ارائه شده در این مقاله وجود دارد.

جدول ۵- مقادیر پارامترهای مدل سیستم عروقی ریوی

[۱۶]		
پارامتر	مقدار	واحد
R_1	۲/۵	mmHg.s/ml
R_{21}, R_{22}	۵	mmHg.s/ml
R_{311}	۲۸	mmHg.s/ml
R_{312}	۱۸/۷	mmHg.s/ml
R_{321}	۲۳	mmHg.s/ml
R_{322}	۱۵/۳	mmHg.s/ml
R_{411}	۵۶	mmHg.s/ml
R_{412}	۳۷/۴	mmHg.s/ml
R_{421}	۴۶	mmHg.s/ml
R_{422}	۳۰/۶	mmHg.s/ml
R_{511}	۶۷۰	mmHg.s/ml
R_{512}	۴۴۸	mmHg.s/ml
R_{521}	۵۵۰	mmHg.s/ml
R_{522}	۳۶۶	mmHg.s/ml
R_{611}	۵۶	mmHg.s/ml
R_{612}	۳۷/۴	mmHg.s/ml
R_{621}	۴۶	mmHg.s/ml
R_{622}	۳۰/۶	mmHg.s/ml
R_{711}	۱۴	mmHg.s/ml
R_{712}	۹/۴	mmHg.s/ml
R_{721}	۱۱/۵	mmHg.s/ml
R_{722}	۷/۶	mmHg.s/ml
L_1, L_{21}, L_{22}	۱	mmHg.s ² /ml
$L_{311}, \dots, L_{722}$	۱/۵	mmHg.s ² /ml
C_1	75×10^{-6}	ml/mmHg
C_{21}, C_{22}	25×10^{-6}	ml/mmHg
$C_{311}, \dots, C_{322}$	125×10^{-6}	ml/mmHg
$C_{411}, \dots, C_{422}$	125×10^{-6}	ml/mmHg
$C_{511}, \dots, C_{522}$	25×10^{-6}	ml/mmHg
$C_{611}, \dots, C_{622}$	25×10^{-6}	ml/mmHg
G_0	-۵/۵	mmHg

یکی دیگر از نمودارهایی که در چرخه‌ی گردش خون مورد توجه قرار می‌گیرد، نمودار فشار به حجم بطن‌ها است که به صورت یک حلقه‌ی بسته در می‌آید. این نمودار در شکل ۱۵



شکل ۱۵- نمودار فشار نسبت به حجم بطن راست و چپ

همچنین نمودار فشار خون در آئورت و سرخرگ‌های اصلی در یک سیکل قلب در شکل ۱۶ ارائه شده است. همانطور که انتظار می‌رود در این شبیه‌سازی نیز فشار آئورت همواره بیشتر از فشار سرخرگ اصلی است.

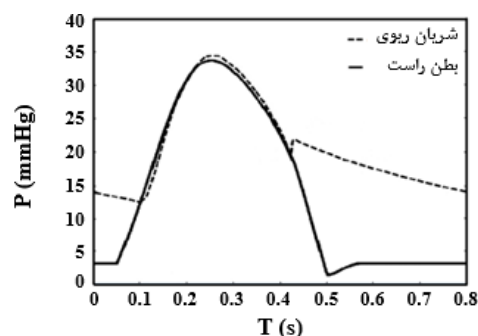
نمودار فشار در شش‌ها و شریان ریوی در شکل ۱۷ نشان داده شده است. همانطور که انتظار می‌رود فشار خون پس از ورود به شش‌ها به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد. با استفاده از مدل ارائه شده در این مقاله، بیشینه و کمینه فشار در دیگر اجزاء مختلف سیستم گردش خون استخراج شده است. نتایج در جدول ۷ ارائه شده‌اند.

جدول ۶- مقایسه RMS نتایج مدل حاضر و مرجع [۲]

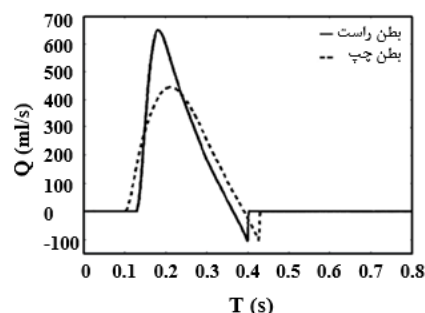
پارامتر	مدل حاضر	مرجع [۲]
فشار آئورت (mmHg)	۹۴	۹۵
فشار بطن چپ (mmHg)	۷۰	۶۷
دبی بطن چپ (ml/s)	۱۷۹	۱۷۶

۳-۲- شبیه‌سازی در حالت تنگ شدگی آئورت

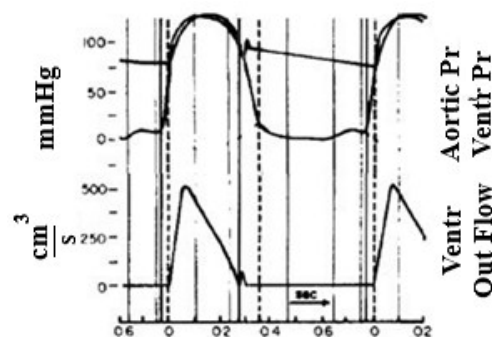
نارسایی‌های دستگاه گردش خون بسیار تأثیرگذار و مهم می‌باشند، زیرا ادامه حیات سلول‌ها نیازمند تبادل مواد و گازها است که این امر به وسیله جریان خون صورت می‌گیرد.



شکل ۱۲- نمودار فشار بطن راست و شریان ریوی



شکل ۱۳- نمودار جریان بطن راست و چپ



شکل ۱۴- نتایج الکتروکاردیوگرام برای فشار بطن چپ، فشار شریان آئورت و جریان بطن چپ [۲]

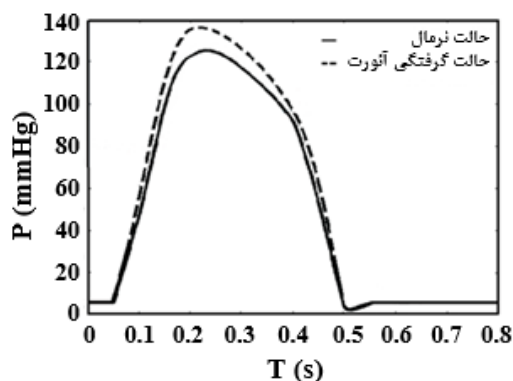
عدم جریان مناسب خون در یک بافت موجب مرگ سلول-های آن بافت می‌شود. در صورتی که این بافت از اعضای حیاتی بدن باشد نهایتاً موجب مرگ شخص می‌گردد. نارسایی‌های سیستم گردش خون در اثر عوامل مختلفی بروز می‌کنند که به طور کلی این عوامل به دو دسته اصلی تقسیم می‌گردند:

۱- عوامل داخلی: انواع بیماری‌های قلبی-عروقی، تنگ‌شدگی یا گرفتگی رگ‌ها در اثر رسوبات و تصلب شرایین.

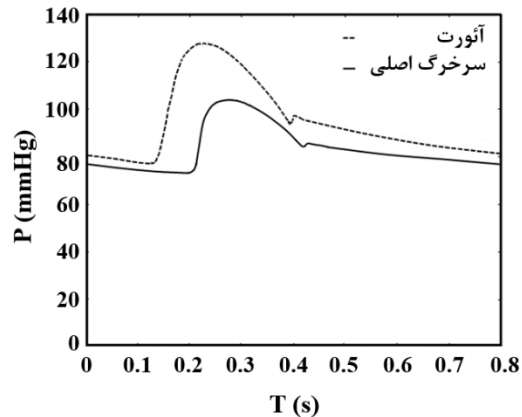
۲- عوامل خارجی: دمای محیط، بریدگی رگ‌ها، مسدود شدن رگ‌ها در اثر فشارعضلات یا هر فشار خارجی دیگر و ورود هر شیء خارجی در خون.

در این بخش اثر تنگ‌شدگی سرخ رگ بدنی بر سیستم گردش خون مورد بررسی قرار می‌گیرد. به این منظور، مقاومت آنورت به میزان ۵۰٪ افزایش یافته و شبیه‌سازی با این ورودی جدید تکرار شده است. نتایج شبیه‌سازی در شکل‌های ۱۸ و ۱۹ ارائه شده‌اند.

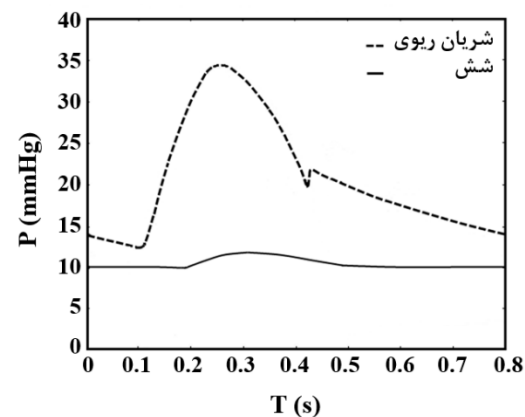
همانطور که در شکل ۱۸ دیده می‌شود برای جبران تنگ‌شدگی رگ‌ها فشار بطن باید افزایش یابد تا بطن بتواند خون را داخل سرخرگ‌های بدنی پمپاژ کند. این امر باعث افزایش کار بطن شده و در مدت طولانی باعث از کار افتادگی قلب می‌گردد. همچنین مطابق شکل ۱۹ در حالت تنگ‌شدگی آنورت حجم کمتری از خون وارد سرخرگ شده و فشار بطن افزایش یافته است.



شکل ۱۸- نمودار فشار بطن چپ در دو حالت نرمال و تنگ‌شدگی رگ



شکل ۱۶- نمودار فشار آنورت و سرخرگ‌های اصلی



شکل ۱۷- نمودار فشار شش و شریان ریوی

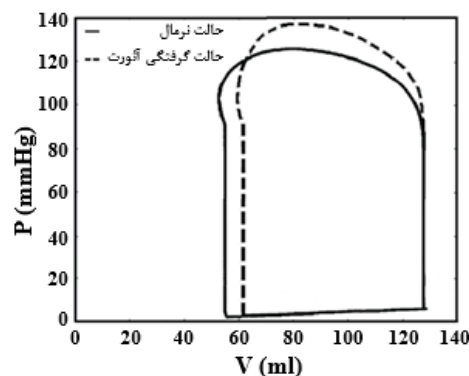
جدول ۷- بیشینه و کمینه فشار در اجزاء مختلف سیستم گردش خون

عضو	بیشینه فشار (mmHg)	کمینه فشار (mmHg)
دهلیز چپ	۱۱/۵	۷/۸
بطن چپ	۱۲۵	۰
آنورت	۱۲۷/۳	۷۶/۵
سرخرگ‌های اصلی	۱۰۳	۷۳
سیاهرگ‌های اصلی	۱۳	۱۰/۵
بزرگ سیاهرگ	۱۲/۹	۱۰
دهلیز راست	۱۲/۹	۱۰
بطن راست	۳۴	۰
شریان ریوی	۳۴/۷	۱۲/۳
شش	۱۲	۱۰
ورید ریوی	۱۱/۵	۷/۸

حالت تنگ شدگی آنورت حجم کمتری از خون وارد سرخرگ شده و عمل خون‌رسانی بدن با مشکل مواجه می‌شود. با استفاده از مدل ارائه شده در این مقاله می‌توان چگونگی پاسخ سیستم به تغییرات احتمالی در پارامترهای آن را پیش-بینی کرده و به عنوان یک عامل بسیار مهم در پیشگیری از نارسایی‌ها به کار گرفت.

مراجع

- [1] Khalouei A, Jalili MM (2025) Nonlinear bond graph model for investigating the effects of seat belt parameters on injury risk of the passenger. Proc. Inst. Mech. Eng. K 239: 21-39.
- [2] Ottesen JT, Olufsen MS, Larsen JK (2006) Applied mathematical models in human physiology. 1st edn. Roskilde: SIAM, Philadelphia.
- [3] حقیقی ا، اسدی چلک ث (۲۰۱۶) مدل غیر نیوتنی جریان خون پالسی در طول رگ الاستیک با گرفتگی متوالی. مهندسی مکانیک مدرس ۱۶ (۳): ۲۳۲-۲۳۸.
- [4] Kavousian AA (2000) Computer simulation of body cardiovascular network and investigation on effects of a blood vessel characteristics on system operation Msc Thesis, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran.
- [5] Le Rolle V, Hernandez A, Richard PY, Buisson J, Carrault G (2005) A model of the cardiovascular system using Bond Graphs for the analysis of the autonomic nervous system". ITBM-RBM 26: 333-343.
- [6] Zadpoor AA, Arshi AR, Nikooyan AA (2006) A bond graph approach to the modeling of fluid-solid interaction in cardiovascular system's pulsatile flow. J. Biomech. 39: 606-618.
- [7] Nikooyan AA, Zadpoor AA, Arshi AR (2006) A bond graph approach to analysis of effects of arteriosclerosis on cardiovascular system's performance. J. Biomech. 39: 619-628.
- [8] Siggers JH, Waters SL (2006) Mathematical modelling of blood flow in curved arteries J. Biomech. 39: 640-653.
- [9] Diaz-Zuccarini V, LeFevre J (2007) An energetically coherent lumped parameter model of the left ventricle specially developed for educational purposes. Comput. Biol. Med. 37: 774-784.
- [10] Diaz-Zuccarini V, Rafirou D, LeFevre J, Hose DR, Lawford PV (2009) Systemic modelling and computational physiology: The application of Bond graph boundary conditions for 3D cardiovascular models. Simul. Model. Pract. Theory 17: 125-136.



شکل ۱۹- نمودار فشار نسبت به حجم بطن چپ در دو حالت نرمال و تنگ شدگی رگ

۴- نتیجه‌گیری

سیستم قلبی- عروقی از لحاظ ساختمانی به شکل یک شبکه بسیار عظیم از سرخرگ‌ها، سرخرگچه‌ها، مویرگ‌ها، سیاهرگچه‌ها و سیاهرگ‌ها می‌باشد که خون از میان آن‌ها توسط عمل پمپاژ قلب به گردش درمی‌آید. شکل موج‌های فشار و جریان به طور پیوسته در مسیر جریان خون از قلب به عروق در حال تغییر می‌باشد و در هر نقطه شکل ویژه‌ای برای آن‌ها از سوی پارامترهای سیستم تعیین می‌گردد. تغییر در هر یک از پارامترهای سیستم، موجب تغییر در شکل موج‌های مورد بحث می‌گردد. در این مقاله مدل کاملی از سیستم گردش خون بدن انسان که شامل مدل‌های قلب، سیستم عروقی بدنی و سیستم عروقی ریوی است با استفاده از روش باندگراف ارائه شده است. این مدل امکان شبیه‌سازی کل سیستم گردش خون و تعیین نمودارهای فشار و جریان را در هر نقطه از این سیستم فراهم ساخته است. به منظور بررسی صحت عملکرد مدل باندگراف، نتایج شبیه‌سازی سیستم گردش خون با استفاده از این مدل با نتایج الکتروکاردیوگرام برای فشار بطن چپ، فشار شریان آنورت و جریان بطن چپ مقایسه شده است. با استفاده از این مدل تأثیر تنگ شدگی آنورت بر نمودارهای فشار و جریان خون بررسی شده و با حالت نرمال این سیستم مقایسه شده است. نتایج شبیه‌سازی نشان داده است که در حالت تنگ شدگی رگ، فشار بطن افزایش می‌یابد که این امر می‌تواند در طولانی مدت به علت افزایش کارکرد بطن باعث از کار افتادگی قلب گردد. همچنین مطابق نتایج شبیه‌سازی در

- Thesis, Department of Medical Physics, Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts.
- [15] Grant BJ, Paradowski LJ (1987) Characterization of pulmonary arterial input impedance with lumped parameter model. *Am. J. Physiol. Cell Physiol.* 252: 85-93.
- [16] Kuchar NR (1971) Fluid dynamics in flexible tubes: an application to the study of the pulmonary circulation. Annual report for national aeronautics and space administration: NASA-CR-127111, Washington, USA.
- [11] Maksuti E, Bjällmark A, Broomé M (2015) Modelling the heart with the atrioventricular plane as a piston unit. *Med. Eng. Phys.* 37: 87-92.
- [12] Pan M, Gawthrop PJ, Tran K, Cursons J, Crampin EJ (2018) Bond graph modelling of the cardiac action potential: implications for drift and non-unique steady states. *Proc. R. Soc. A* 474: 1-27.
- [۱۳] شبانی س، اللهوردی-زاده ا، نمه شیری پ (۲۰۲۳) مدل سازی الکترومکانیکی قلب در حالت‌های نرمال و فشارخون ریوی بالا. مکانیک سازه‌ها و شاره‌ها ۱۴ (۵): ۳۷-۲۷.
- [14] Heldt A (2004) Computational Models of Cardiovascular Response to Orthostatic Stress. PhD