دوره ۷ ، شماره ۲

مجله فناوری اطلاعات در طراحی مهندسی
Information Technology on Engineering Design
http://ited.sinaweb.net

مدلسازی الکتریکی سیستم گردش خون در پلی گرافی به منظور ارزیابی تغییرات فشارخون در شریان رادیال

محمد امین یونسی هروی* ، **محمد علی خلیل زاده**

دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران

دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی، مشهد، ایران

چکیده:

هدف در این مقاله مدلسازی سیستم قلبی عروقی با در نظر گرفتن کاف فشار خون به منظور بررسی ارتباط تغییرات فشار و حجم خون در شریانهای دست است. مدل سازی بخش های مورد نیاز از سیستم گردش خون با در نظر گرفتن کاف با استفاده از المان های الکتریکی انجام گرفت. این کار در شرایط طبیعی و هم با فعال شدن سیستم عصبی انجام شد. هر شریان بر اساس خواص مکانیکی اش با معادل الکتریکی آن مدلسازی شد. بطن ها و دیچه های قلبی نیز با منابع ***ac*** و دیودها مدل سازی شدند. خروجی مدل شامل نمودارهای فشار و حجم در شریان ها و مویرگ ها است. که عملکرد سیستم قلبی و عروقی را در شرایط عادی و شرایط ایجاد استرس نشان می‌دهد. نتایج نشان می دهند که فشار در بطن چپ و ورودی آئورت بین دو مقدار ۸۰ تا ۱۲۰ میلیمتر جیوه است. همچنین در شرایط طبیعی نمودار تغییرات فشار و حجم در مویرگ ها و شریان ها متناسب هستند. با فعال شدن سیستم عصبی شرایط ایجاد استرس، قدرت انقباضی قلب افزایش می یابد. همچنین تغییرات حجم و فشار مویرگی متناسب نبوده، اما فشار شریانی و حجم شریانی متناسب با یکدیگر تغییر داشته اند و از یک رابطه ی خطی تبعیت می کنند. نتایج این مدل سازی زمینه ای برای حذف کاف در دستگاه پلی گراف است و می توان آن را برای به دست آوردن اطلاعات حاصل از کاف از طریق حجم سنجی شریانی در سیستم های دروغ سنجی پیشنهاد نمود.

واژه‌های کلیدی:

پلی گرافی، مدل سیستم گردش خون، تغییرات فشار خون

۱- مقدمه

سیستم قلب و عروقی یکی از سیستم های پیچیده ای است که تحلیل عملکرد آن یکی از مهمترین مسائل در شناخت، کنترل و جلوگیری از ناهنجاری ها و بیماری های امروزی است [۱]. شناخت این سیستم و بررسی اجزا آن از دیر باز مورد توجه بسیاری از محققین بوده است. از آن جا که این سیستم با اعضای تشکیل دهنده اش در تعامل می باشد بررسی آن به صورت سیستمی

*عهده دار مکاتبات

دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران

younessu@nkums.ac.ir

از بررسی تک تک اعضایش کارآمدتر است. از این روست که در تاریخچه‌ی تحقیقات انجام شده در رابطه با این موضوع رد پای دیدگاه سیستمی مشاهده می شود[۴-۲]. ولی پیچیدگی مکانیکی رفتار آن مانعی در بررسی آن به صورت سیستمی بوده است و جهت غلبه بر این مانع دیدگاه هایی که آن را به صورت مدارهای الکتریکی در نظر گرفته اند وارد عمل شده است[۵و۱]. برای بررسی بهتر سیستم قلبی و عروقی و حل تحلیلی معادلات حاکم بر رفتار این سیستم به دلیل پیچیدگی معادلات، از دیدگاه فشرده کردن اجزاء این سیستم و یا مدل سازی آن ها توسط مدارهای الکتریکی استفاده شده است[۹-۶].

مدل ویندکسل اساس تحلیل های مبتنی بر فشرده سازی می‌باشد. همچنین مدل هایی با توسعه دادن مدل ویندکسل ارائه شده اند. در مدل های الکتریکی از تشابه معادلات حاکم بر جریان خون و معادلات حاکم بر جریان در خطوط انتقال جریان الکترسیته استفاده می کنند[۶و۵]. با توجه به اهمیت شناخت عملکرد سیستم گردش خون سال هاست که تلاش زیادی در شناسایی این سیستم به عمل آمده است و در این راه مدل سازی و شبیه سازی یکی از ابزارهایی است که امروزه به صورت گسترده در خدمت علوم بویژه مهندسی قرار گرفته است تا بتوان براحتی پارامترها و ویژگی های یک سیستم را بررسی و مطالعه کرد. مدل سازی آنالوگی با استفاده از مدارات الکتریکی از اواخر دهه 70 میلادی در مورد سیستم گردش خون آغاز و امروزه این نوع مدل سازی نقش اساسی در بیان فیزیولوژی سیستم ایفا می‌کند[۶و۵و۱]. روپنیک در سال 2000 مدل نسبتا کاملی از سیستم گردش خون در حالت کارکرد دائم و گذرا با استفاده از مدار معادل الکتریکی ارائه کرد. طی سالهای 2001 تا 2004 نیز مدل های مشابهی توسط نیبت و پودنار ارائه شده است[۸و۶]. در مدلسازی سیستم گردش خون با مدارهای الکتریکی ابتدا بخش های مورد نیاز از سیستم گردش خون که قرار است تحت تاثیر شرایط خارجی قرار گیرد انتخاب شده و بخشهای مختلف آن بر اساس المان های الکتریکی مدل می شود. حال با اعمال تغییراتی در مقادیر المان ها یا افزودن المان های دیگر، تاثیرات عوامل داخلی و خارجی مختلف مورد بررسی قرار می گیرد[۱۲و۱۱و۱۰و۱]. بر اساس مدل های الکتریکی رفتار سیستم گردش خون در شرایط طبیعی و در شرایط بیمار ها و با اعمال تغییراتی در مدل قابل شبیه سازی است و بر اساس آن می توان به پیش بینی رفتار این سیستم در رویارویی با عوامل خارجی و شرایط غیر نرمال دست یافت. علاوه بر این می توان بر اساس روابط حاکم بین اجزا مدل ارتباط بین متغیرهای مختلف سیستم گردش خون همچون حجم خون، فشار خون، جریان خون و عوامل داخلی دیگر را نیز بررسی نمود. هدف در این مطالعه مدلسازی سیستم گردش خون با افزودن کاف فشار خون به مدل است تا بر اساس آن بتوان ارتباط بین حجم خون و فشار خون را تحت فشار کاف بررسی نمود. در مدل سازی با توجه به اینکه هدف ما بررسی رفتار جریان خون در شریان های دست چپ می باشد از اجزایی سایر شریان ها صرف نظر شده و تنها شریان های مرتبط مورد توجه قرار گرفته و مدل می شود. با این دیدگاه مجموعه ای از شریان های الاستیک ایده آل متصل به هم با عنوان درخت شریانی حاصل می شود. این عمل هم در شرایط طبیعی و هم در شرایط فعال شدن سیستم عصبی خودکار و ایجاد استرس در دو سطح کم و زیاد انجام خواهد شد تا از طریق نتایج مدل بتوان تاثیرات سیستم عصبی خودکار در حین دروغ

گویی و با اعمال استرس در سوالات مختلف در آزمون دروغ سنجی را مورد بررسی قرار داد.

روش کار

مدلسازی سیستم با مدارهای الکتریکی

در مدلسازی سیستم قلبی عروقی هر مجموعه از شریان، ورید، هربطن و مویرگ ها با قطعه ای که شامل مقاومت، خازن و القاگر هستند ارائه شده است. ولتاژ، جریان، بار، مقاومت و ظرفیت در مدار الکتریکی به ترتیب معادل با فشار خون، جریان خون، حجم خون و مقاومت در سیستم قلب و عروقی می‌باشند. پتانسیل زمینی (مرجعی برای مقیاس های ولتاژ) معادل با صفراست[۶و۵و۱]. پس از مطالعات کامل در مورد سیستم گردش خون پارامترهای فیزیولوژیک مدل الکتریکی هر یک از اجزا با استفاده از المان های الکتریکی مقاومت ، خازن و سلف طراحی و روی مدار اصلی پیاده شده است. مقادیر مقاومت رگی، اینرسی خون و ظرفیت مربوط به هر جزء سیستم هم با استفاده از فرمول های معتبر و براساس داده های آناتومیک و فیزیولوژیک بدست آمده است[۹و۶و۵]. در شبیه سازی بخش های مختلف سیستم گردش خون مقاومت رگ های خونی که به سرعت خون و قطر رگ بستگی دارند با مقاومت شبیه سازی می شوند. پذیرش رگ با خازن و لختی خون با استفاده از القاگر شبیه سازی می شوند. دهلیزها به شکل بخشی از سیستم سیاهرگی بدون هیچ انقباضی با مقاومت و خازن شبیه سازی می شوند. بطن ها به شکل بخشی از رگ های خونی که در آن ها ظرفیت استراحت (diastole) را می توان کاهش داد و سپس به ظرفیت استراحت برگرداند شبیه سازی می شوند. ضرورتا انرژی انقباض بطنی ، بطن چپ و راست با موقعیت منابع ac و دیودها مدلسازی می شوند. این منابع ولتاژ تقویت می‌شوند و ورودی آن‌ها به خازن هایی که دهلیزها را تشکیل می دهند متصل می شوند. بنابراین در زمان انقباض بطن، ولتاژ از خازن بطن تقویت می‌شود و در خازن آئورتی به کار می‌رود[۱۳و۶و۱].

ارتباط بین مشخصه های الکتریک و بخش های مکانیکی معادل آن ها به شرح زیر است:

$$0.01ml/Pa = 1\mu F(compliance - capaci\tan ce)$$
$$1Pa.s^2/ml = 1\mu F(inertia - inductor)$$
$$1Pa.s/ml = 1K\Omega(resis\tan ce - resis\tan ce)$$
$$1mmHg = 1volt(pressure - voltage)$$
$$1ml = 10\mu As(volume - ch\arg e)$$

با استفاده از روابط ۳-۱ مقادیر الکتریکی المان های مدل محاسبه می شود.

مقاومت رگ خونی R بسته به سرعت خون و قطر رگ از رابطه زیر بدست می‌آید.

$$R = \frac{8l\pi\mu}{A^2} \qquad (۱)$$

در حالیکه μ سرعت خون است. L و A طول و مساحت سطح مقطع هر بخش شریانی است.از این رابطه به این دلیل استفاده می شود که سرعت خون موجب مقاومت در برابر عبور جریان خون می گردد.

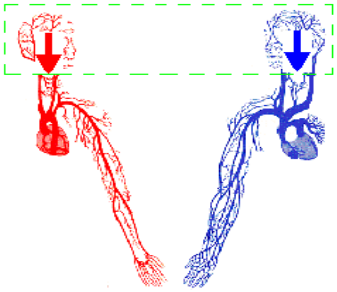
میزان لختی خون (L) توسط یک القاء کننده شبیه سازی می گرددو دلیل وجود این القاء کننده به خاطر شتاب جریان خون در جریان خون ضربان دار است. مطابق رابطه ۲ مقدار القاکننده محاسبه خواهد شد.

$$L = \frac{9l\rho}{4A} \qquad (۲)$$

میزان گستردگی و انقباض رگ های خونی با استفاده از یک خازن مدلسازی می گردد. چون رگ ها در این صورت می توانند خون را ذخیره نموده و آزاد کنند و این دقیقا همانند عملی است که یک مخزن انجام می دهد. در حالیکه h، E، r شعاع شریان، واحد الکترسیته و ضخامت شریان می باشند[۱۳و۱۱و۱] .

$$C = \frac{3\pi l r^3}{2Eh} \qquad (۳$$

در این پروژه چون هدف مدلسازی و شناسایی رفتار بخشی از سیستم گردش خون است بنابراین به مدلسازی تمامی اجزا سیستم گردش خون پرداخته نشده و تنها بخش های شکل ۱ به مدل می شود.



شکل ۱ بخش های شبیه سازی شده در مدل

شرح مدل ارائه شده

مدار معادل به ۴ بخش تقسیم شده است. بخش اول قلب (بطن ها، دهلیز ها و دریچه ها)، بخش دوم شریان ها، شریانچه ها، مویرگ ها وریدچه ها و وریدها، بخش سوم کاف فشار خون و تاثیرات آن، و بخش چهارم تاثرات سیستم عصبی مرکزی. در مدلسازی بخش های مختلف، دهلیز چپ و بطن چپ با دو خازن ۱۰۱μF و۲۵μF و دهلیز و بطن راست با دو خازن ۲۱۶/۴۵μF و۱۵۰μF مدل سازی شدند. دریچه های سه لتی، میترال، آئورت و ریوی با دیودهای مناسب و شریان ها با یک بخش جدا کننده با مقاومت ۷۲KΩ و خازن ۱/۴μF مدل شده اند. فعالیت های انقباض و انبساط بطن های چپ و راست با دستگاه تنظیم ضربان قلب بدست آمد. دستگاه تنظیم ضربان قلب شامل ۳ منبع ac و دو دیود (D1N4148) می‌باشد. برای دستگاه تنظیم ضربان قلب ژنراتور ۱Hz در نظر گرفته شد. در هر بطن، یک دستگاه تنظیم ضربان برای هدایت ولتاژ به درون مدار قرار داده شد. تنظیم ضربان بطن راست برای تغییر فشار بطن بین ۸ تا ۲۵ میلیمترجیوه با یک منبع ولتاژ مستقیم ۸ ولت انجام شد. منبع مستقیم دیگر نیز در بطن چپ برای تنظیم فشار بین ۷-۱۲۰ میلیمترجیوه استفاده گردید[۱۰و۶و۱]. خون از بطن چپ وارد آئورت شده بنابراین قوس آئورت و شریان کاروتید مشترک و شریان زیر ترقوه ای که از آن منشعب می شوند همراه با زیر شاخه های آن مدلسازی شدند. در ادامه ی شریان زیر ترقوه ای شریان زیربغلی و شریان بازویی است. شریان بازویی به دو شاخه تقسیم شده و شریان رادیال و اولنار را به وجود می آورد. در ابتدای شریان رادیال کاف فشار خون در نظر گرفته شد. سپس شریانچه‌های کف دستی و در نهایت مویرگ ها مدلسازی شدند. بعد از مویرگ ها نیز مسیر برگشت به قلب و در نهایت دهلیز راست را خواهیم داشت. هریک از اجزا مدل با استفاده از تعدادی خازن و مقاومت و القاگر مدل و مقادیر آن ها از مقالات مختلف یا با استفاده از فرمول محاسبه گردید. در محاسبه مقادیر با فرمول ها با پیدا کردن مقادیر سطح مقطع قطر و طول شریان بر اساس روابط ۳-۱ مقادیر المان های الکتریکی آن ها به دست آمد. مقادیر اجزا شبیه سازی شده مدل در جدول ۱ آمده است. کاف فشار خون بر روی شریان رادیال قرارداده شده است. چون هدف بررسی تغییرات فشار خون در آزمون دروغ سنجی است و در این آزمون کاف تا یک فشار ثابت باد می شود آن با یک منبع ثابت مدل شده است. حال در حالت طبیعی خروجی های مدل که شامل تغییرات حجم و فشار هستند دریافت می شود. نمودارهای فشار را می توان از نقاط مختلف این مدار به راحتی بدست آورد اما نمودارهای حجم مستقیما بدست نمی آید و به صورت ترکیبی از زمان و جریان است که می‌بایست به شکل نمودار بار– زمان در هر عنصر تبدیل گردد[۱۳و۶و۱]. در مرحله ی بعد با فرض ایجاد استرس و فعال شدن سیستم عصبی خودکار خروجی مدار حاصل خواهد شد. کاف تغییرات

خالص حجم را در شریان ها، آرتریول ها، مویرگ ها، سیاهرگ ها و ورید ها اندازه‌گیری می‌کند که ممکن است برخی از آن ها انبساط یابند و برخی دیگر همزمان منقبض شوند. نکته ای که در این مدلسازی هائز اهمیت است اثر سیستم خودکار انسان بر روی فشار مویرگی است. وقتی بخش سمپاتیک سیستم عصبی خودکار فعال می شود، فشار خون شریانی در حجم خون معین افزایش می یابد. افزایش فشار شریانی باعث افزایش متناسبی در میزان حریان خون بافت های مختلف بدن می شود. افزایش فشار شریانی نه فقط نیروی جلو برنده جریان خون در رگها را افزایش می دهد بلکه همزمان با آن شریان های اصلی در عضلات بزرگتر را متسع کرده و مقاومت آنها را کاهش می دهد. عکس این عمل در آرتریول های اندام های انتهایی پیش می آید و باعث انقباض انها می گردد[۱۴-۱۲] . برای این منظور بر روی مدار اصلی، تغییرات نرخ ضربان قلب، افزایش حجم خون و اتساع شریان ها در کنار آن تنگی مویرگ ها ایجاد خواهد شد. این تغییرات معادل با سطح استرس معمول و در حالت ۱۰٪ فعالیت عصبی در مدل اعمال می گردد. تغییرات حاصله را در مدار بر روی فرکانس منبع بطن‌ها، خازن وریدی و مقاومت شریانچه ای و مویرگی اعمال می نماییم. در این حالت نیز از کلیدهای دو وضعیتی برای ایجاد استرس استفاده شده است. در شکل ۲ مدار طراحی شده مشاهده می شود. این مدل دارای حدودا ۳۰ بخش است که قسمت های مختلف سیستم قالبی و عروقی را مشخص می کند.

جدول ۱ مقادیر المان های الکتریکی مدل

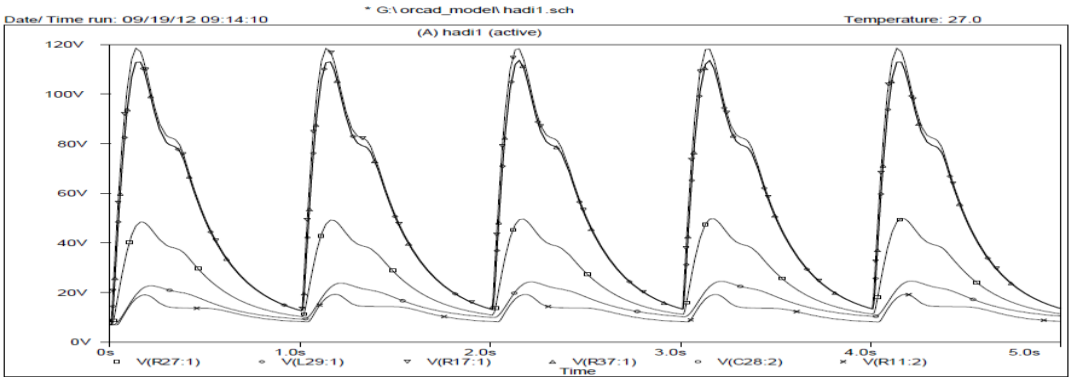
خازن (µF)	سلف (µH)	مقاومت (KΩ)	بخش شبیه سازی
۱۰۱	۰/۱	۰/۵	دهلیز چپ
۲۵	۰/۱	۰/۵	بطن چپ
۰/۲۶۲	۰/۱۴۴	۰/۰۱۱	آئورت (بخش اول)
۰/۴۸۹	۰/۲۵۴	۰/۰۲۶۵	آئورت (بخش دوم)

۰/۴۸۹	۱۸/۶۱	۸/۱۴	شریان کاروتید چپ
۰/۴۸۹	۱۸/۶۱	۱۴/۱۱۸	شریان زیر ترقوه ای
۰/۱۷۶	۰/۷۴۹	۰/۴۱۹	شریان زیر بغلی
۰/۵۸۶	۱۸/۹۱۳	۱۲/۷۲۵	شریان بازویی
۰/۲۷۹	۳۹/۴۲	۱۰۵/۶۱۵	شریان رادیال
۰/۱۲۷	۶۷/۶۲۶	۳۱۴/۷۲۴	شریان اولنار
۰/۱۲۵	۶۷	۳۱۰/۲۳۳	شریان پولمار
۱/۴	۱	۷۲	شریانچه ها
۷۱	۱	۴۸	مویرگ ها
۲۱۰	۰/۱	۰/۵	وریدچه ها
۴۵۰	۰/۱	۹	وریدها
۲۱۶/۴۵	۰/۱	۰/۵	دهلیز راست
۱۵۰	۰/۱	۰/۵	بطن راست
۱	۰/۱	۱	شریان ریوی
۲۷	۰/۱۴	۳	ورید ریوی

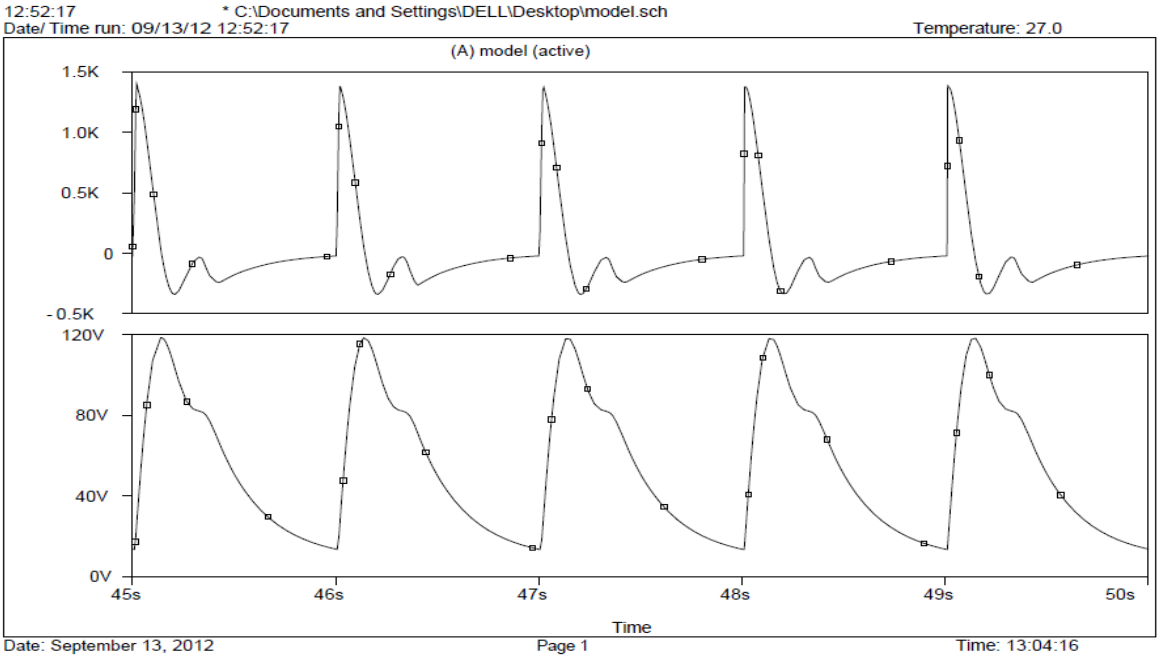
یافته ها

پس از تعیین مقادیر المان های مدار مطابق با متون فیزیولوژی، با استخراج خروجی های مدل رفتار سیستم گردش خون مورد بررسی قرار گرفت. برای این منظور فشار کاف مقدار ثابت ۶۰ میلیمترجیوه در نظر گرفته شد. نتایج شبیه سازی در شرایط طبیعی نشان می دهد که در شرایط طبیعی فشار در بطن چپ و وروردی آئورت بالا بوده و بطور متوسط ۱۰۰ میلیمتر جیوه است. با عمل تلمبه زدنی منقطع قلب توسط سیستم تنظیم ضربان، فشار شریانی بین یک فشار سیستولیک ۱۲۰ میلیمتر جیوه و یک فشار دیاستولیک ۸۰ میلیمتر جیوه نوسان می کند. به تدریج که خون در گردش بزرگ جریان می یابد فشار آن به تدریج کاهش یافته و در زمان رسیدن به انتهای وریدها در دهلیز راست، بسیار ناچیز است. شکل ۳ تغییرات فشار خون را از بطن چپ تا انتهای مویرگی نشان می دهد. فشار در مویرگهای گردش سیستمیک از مقدار زیاد ۳۵ میلیمتر جیوه در نزدیکی انتهای آرتریولی تا مقدار اندک ۱۰میلیمتر جیوه در انتهای سیاهرگی آنها تغییر می کند. اما فشار عملی آنها در بیشتر بستر های عروقی حدود ۱۷ میلیمتر جیوه می باشد. تغییرات فشار در بطن راست نیز بین ۱۰- ۳۵ میلیمتر جیوه خواهد بود. با دیفرانسیل گرفتن از منحنی فشار بطن، منحنی سرعت تغییر فشار بطن که نشان دهنده قدرت انقباضی قلب است، حاصل خواهد شد. در شرایط طبیعی قدرت انقباضی قلب به طور متوسط ۱۵۰۰ میلی متر جیوه بر ثانیه خواهد بود. شکل ۵ نمودار فشار بطن چپ و قدرت انقباض آن را نمایش می دهد. با استخراج نمودارهای فشار و حجم در بخش های مختلف دست در شرایط طبیعی مشاهده می شود که تغییر فشار شریانی با تغییر حجم خون همراه است و این روند در شریانچه ها و مویرگ ها نیز برقرار خواهد بود. بر این اساس ارتباط بین حجم خون و فشار خون در شرایط طبیعی یک رابطه ی شبه خطی است و در تمامی اجزا سیستم گردش خون دیده می شود. شکل ۵ تغییرات فشار خون در شریان رادیال و مویرگ های انتهایی در انگشتان را نشان می‌دهد. با توجه به ش‌کل ۵ تغییرات فشار خون با حجم خون و جریان خون متناسب بوده و این روند هم در شریان رادیال و هم در مویرگ ها صادق است. شکل ظاهری تغییرات فشارخون و حجم خون شریانی و مویرگی نیز با هم متناسب است. در مرحله بعد با تغییر مقادیر خازن ها و مقاومت های شریانی و مویرگی و همچنین تغییر فرکانس کاری دستگاه تنظیم ضربان قلب شرایط ایجاد استرس با فعال شدن اثرات سیستم عصبی خودکار ایجاد خواهد شد. سطح پایه فعالسازی سیستم عصبی برای شبیه سازی استرس در حین دروغ گویی ۱۰ درصد در نظر گرفته شد. مهمترین تغییرات خروجی ها با با فعال شدن سیستم عصبی قدرت انقباضی قلب است که با تغییر فرکانس کاری قلب به ۲۰۰۰ میلی متر جیوه بر ثانیه خواهد رسید که نسبت به شرایط طبیعی افزایش یافت است. همچنین خروجی مدل در بخش های مختلف دست تحت استرس نشان می دهد که افزایش فشار شریانی با افزایش حجم خون همراه است و رابطه ی خطی بین حجم و فشار در این شرایط برای شریان ها برقرار است اما افزایش فشار با کاهش حجم خون مویرگی همراه بوده و از یک رابطه ی غیر خطی تبعیت خواهد کرد. شکل ۶ تغییرات فشار خون در شریان رادیال و مویرگ های انتهایی در انگشتان را در شرایط ایجاد استرس نشان می دهد. با توجه به شکل ۶ افزایش تغییرات فشار خون با افزایش حجم خون و جریان خون همراه بوده و اما افزایش فشار با افزایش حجم خون مویرگ ها همراه نبوده

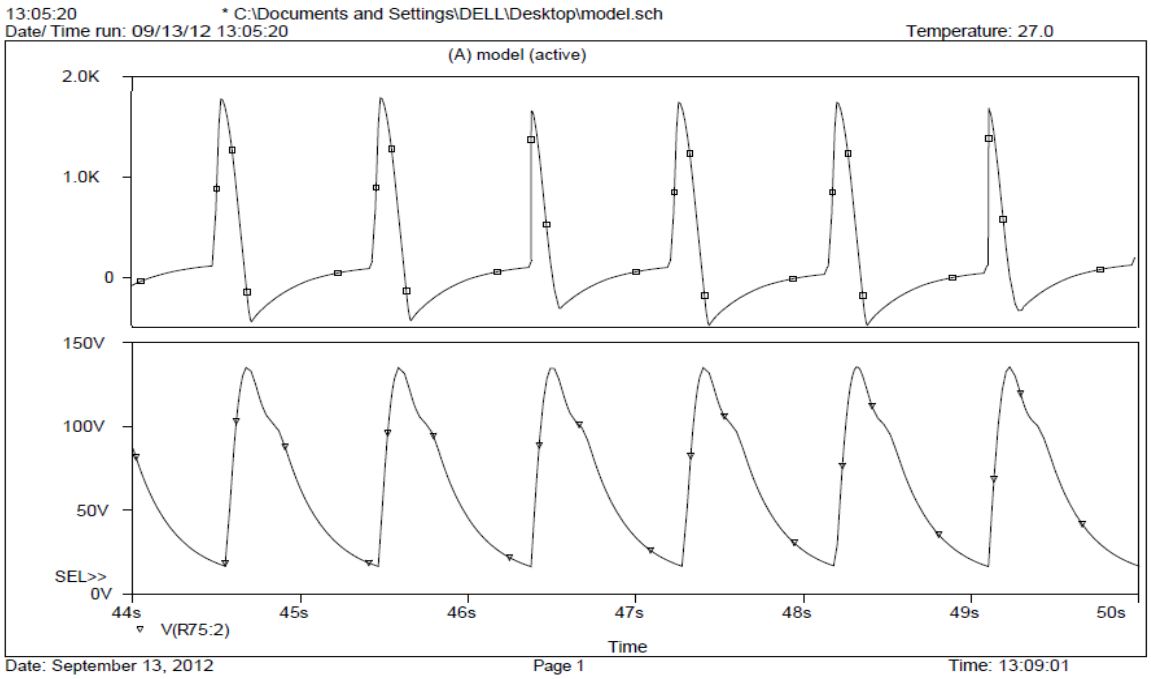
ضمن آنکه از نظر شکل ظاهری نیز بین تغییرات فشارخون و حجم مویرگی اختلافات زیادی مشاهده می شود.



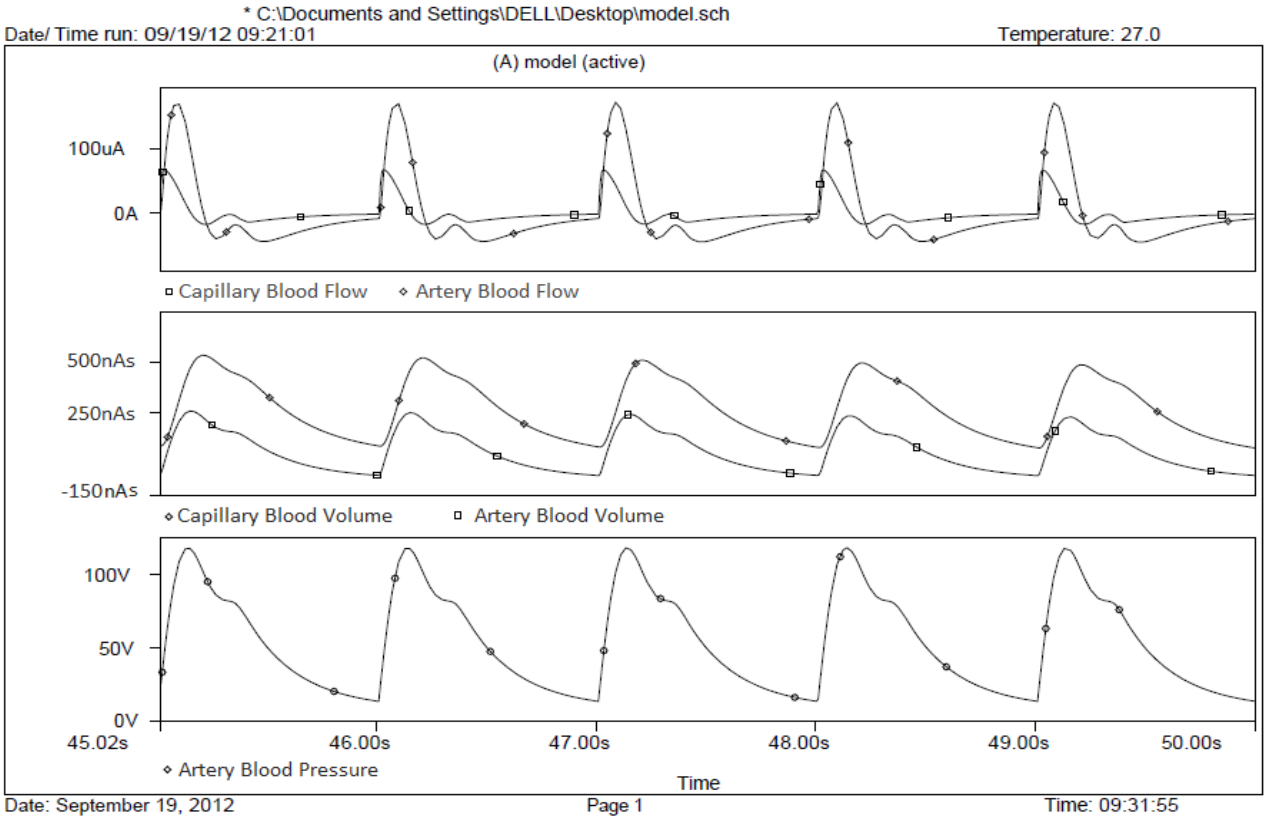
شکل ۳ تغییرات فشار خون از بطن چپ تا انتهای مویرگی



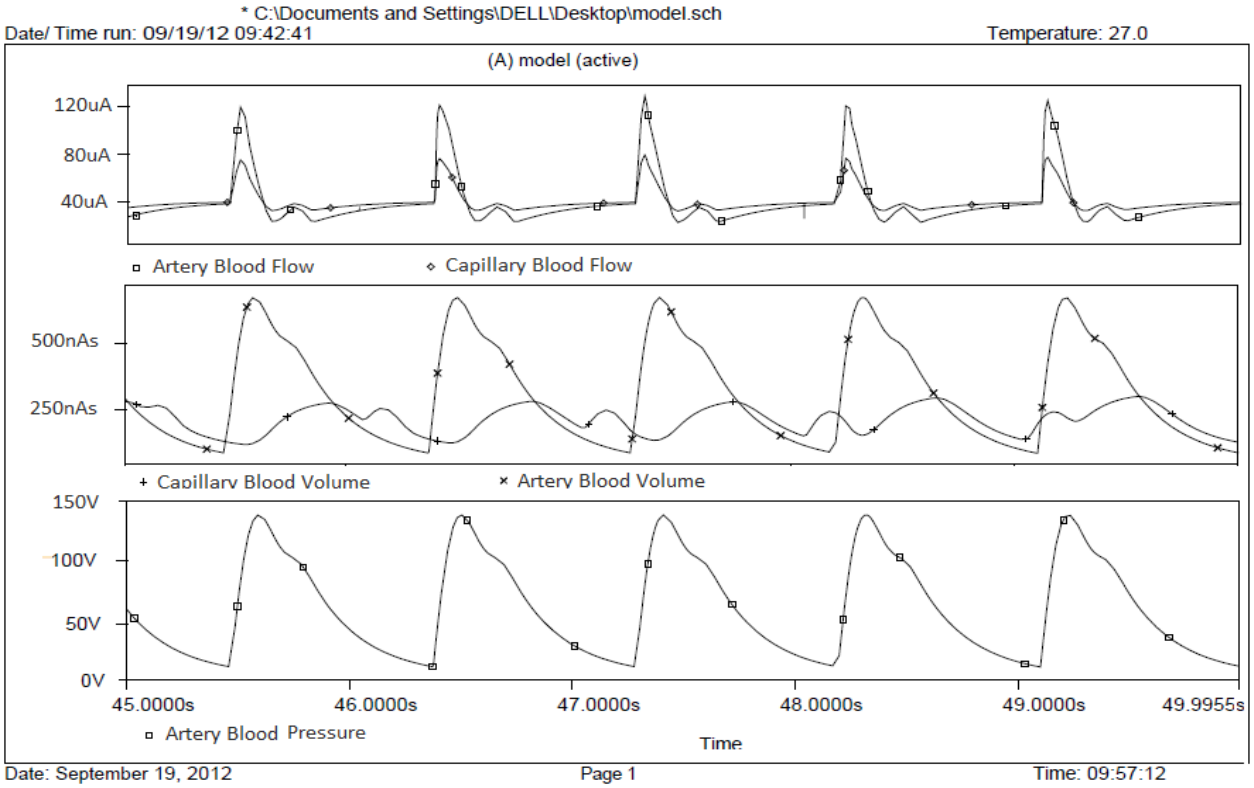
شکل ۴: فشار در بطن چپ و قدرت اقباضی آن در شرایط طبیعی



شکل ۴: فشار در بطن چپ و قدرت اقباضی آن با فعال شدن سیستم عصبی



شکل ۵ : تغییرات فشار خون شریانی، حجم خون مویرگی و شریانی در شرایط طبیعی



شکل ۶ : تغییرات فشار خون شریانی، حجم خون مویرگی و شریانی با فعل شدن سیستم عصبی

بحث و نتیجه گیری

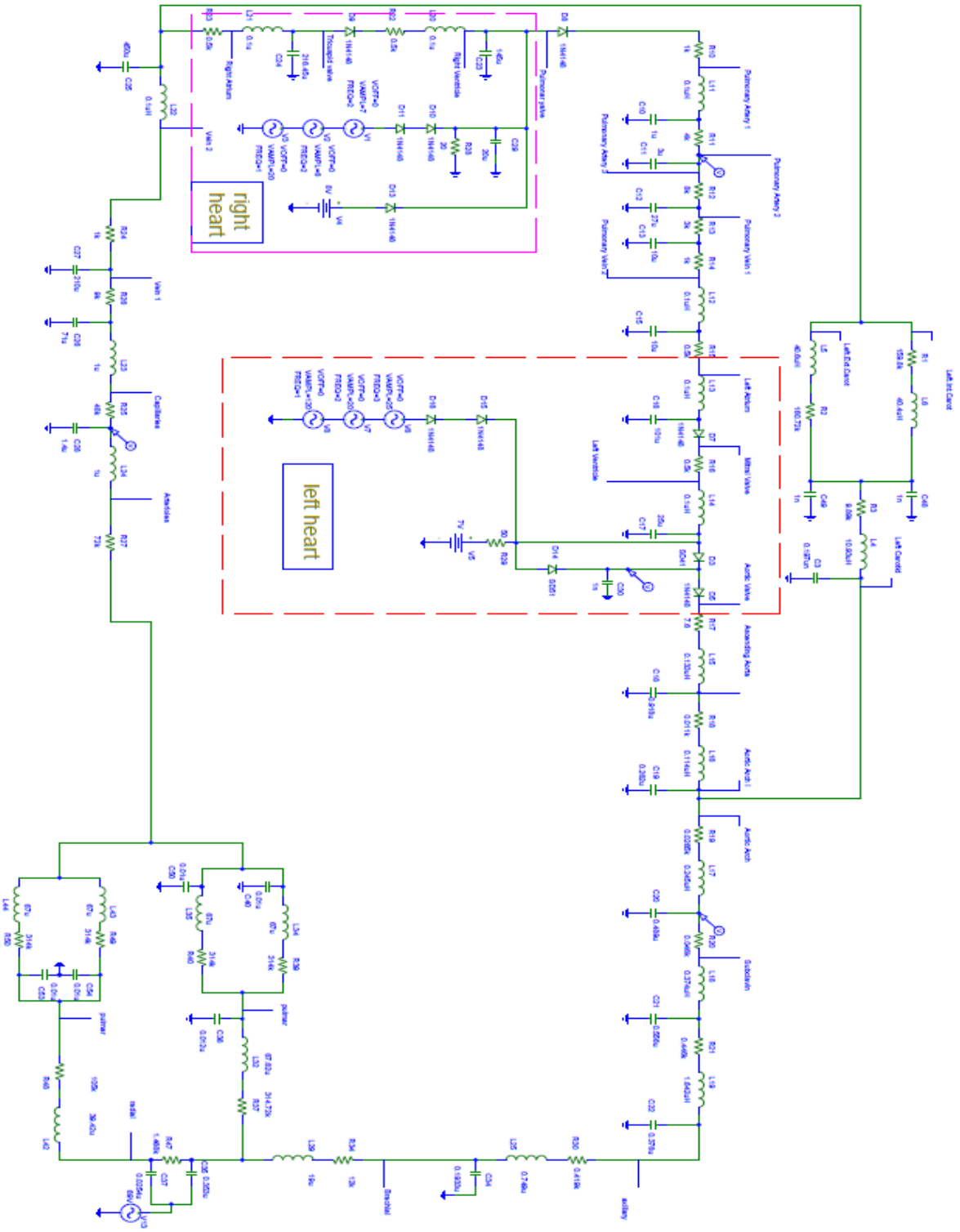
در این مطالعه به مدلسازی سیستم قلبی و عروقی تحت استرس و با در نظر گرفتن کاف فشار خون به منظور شبیه سازی در آزمون دروغ سنجی پرداخته شد. مدل ارائه شده شامل مدل ۳۰ قسمت از سیستم گردش با مدارات معادل آن ها می باشد. فرکانس کاری قلب ۱HZ در نظر گرفته شد و این سیستم در شرایط کاملا پایا عمل می کند. هر شریان با یک خازن، القاء کننده و مقاومت مدل سازی شده است و بطن های چپ و راست با استفاده از منابع نیروی ac و دیودها مدل سازی می شوند. نتایج این شبیه سازی شامل نمودارهای فشار و حجم است که عملکرد سیستم قلبی و عروقی را در شرایط عادی و شرایط ایجاد استرس نشان می‌دهد. نتایج مدل نشان می‌دهد که تغییرات فشار در بطن چپ و بخش های مختلف سیتم گردش خون در دست تا انتهای مویرگی متناسب با مشاهدات تجربی و متون فیزیولوژی است. نمودارهای فشار و حجم در بخش های مختلف دست در شرایط طبیعی نشان داد که افزایش فشار شریانی با افزایش حجم خون همراه است و این روند در شریانچه ها و مویرگ ها نیز دنبال شده است. بر این اساس ارتباط بین حجم خون و فشار خون در شرایط طبیعی یک رابطه ی شبه خطی است و در تمامی اجزا سیستم گردش خون دیده می شود. با فعال شدن سیستم عصبی نتایج مدل افزایش میزان قدرت انقباض قلب را نسبت به شرایط طبیعی نشان داد. در این حالت افزایش فشار شریانی با افزایش حجم خون همراه است و رابطه ی خطی بین حجم و فشار در این شرایط برای شریان ها برقرار است اما افزایش فشار مویرگی با کاهش حجم خون مویرگی همراه بوده و از یک رابطه‌ی غیر خطی تبعیت خواهد کرد. مدلسازی سیستم گردش خون با مدارهای الکتریکی و بررسی رفتار این سیستم تحت عوامل خاص در مطالعات مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است. Bruce و همکارانش مدل الکتریکی از فعالیتهای عضله قلب ارائه دادند و بر اساس آن تغییر الکتریکی قلب را در بیماری ها می توان بررسی نمود[۷]. Hassani و همکارنش مدلی از سیستم گردش خون با مدارهای الکتریکی ارائه دادند و در آن جزئیات و رفتار مختلف قلب همچون برون ده قلبی و تغییرات فشار بطن ها را مورد بررسی قرار داده اند[۵]. Mirzaii و همکارانش مدلی از سیستم گردش خون ارائه نمودند و عملکرد سیستم قلبی عروقی را با گرفتگی عروق بررسی کردند[۱]. Clayton مدل کاملی از سیستم گردش خون ارائه دادند و در آن جزئیات مختلف بطن ها را مورد ارزیابی قرار دادند[۸]. Mette و همکارانش مدل کاملی از سیستم شریانی به منظور بررسی رفتار ارتباط فشار خون و حجم خون ارائه دادند[۴]. در روش های ارائه شده در مطالعات گوناگون رفتار خاصی از سیستم گردش خون مورد بررسی قرار گرفته است. مدل ارائه شده در این مطالعه نیز تغییرات فشار و حجم را در بخشی از سیسام گردش خون تحت تاثیر استرس نشان می‌دهد. از آنجایی که سیستم قلبی عروقی دارای رفتار کاملا پیچیده ای است برای نشان دادن رفتار سیستم از یک سری ساده سازی ها استفاده شده است. در مدل ارائه شده می توان با افزایش تعداد قسمت ها و پارامترهای موثر به یک مدل الکتریکی جامع تر دست یافت. علاوه بر آن چنانچه بررسی رفتار شریان خاص دیگری از بدن مورد نظر باشد می تواند مدل سازی مشابهی را در مورد آن اعمال نمود. یکی از مشکلات عمده در مدلسازی مدارات پیچیده، ثبات است. ثبات مدار با اجرای آن به مدت طولانی مورد بررسی قرار گرفته است و هیچ اثری از عدم ثبات در مدار داده شده دیده نمی‌شود و همچنین هیچ نوسانی در

نمودارهای حاصل از شبیه سازی حاصل نشد. علاوه بر این هیچ گونه نشتی در مدار مشاهده نمی شود و ولتاژ ورودی با خروجی متناسب است. اگرچه در این مطالعه ارتباط حجم خون و فشار خون با مدلسازی بخشی از سیستم گردش خون مورد بررسی قرار گرفت اما باید به این نکته توجه نمود که اعمال استرس با فعال شدن ۱۰ درصدی سیستم عصبی خودکار مدلسازی شد و مقادیر المان های مدل بر اساس این فرض طراح ریزی شده اند. این مقدار متناسب با ایجاد سطح استرس معمولی در نظر گرفته شده است و سطوح بالاتری از استرس را می توان با تغییر مقادیر المان های الکتریکی مدل ایجاد نمود. با افزودن اجزا مختلف به مدل می توان ارتباط بین پارامترهای نختلف داخل سیستم قلبی عروقی را در شرایط گوناگون بررسی نمود ضمن آنکه تاثیر عوامل عصبی مختلف دیگر و همچنین تاثیر عوامل خارجی دما و فشار را بر رفتار سیستم گردش خون با تغییراتی در مدل پیاده سازی نمود. این مطالعه نشان می‌دهد که ارتباط بین حجم خون و فشار خون در شریان ها به صورت خطی با یکدیگر تغییر می کند و بر اساس این امر می توان تغییرات فشار خون در آزمون دروغ سنجی را از طریق سنسوری که حجم خون شریانی را اندازه گیری می نماید به دست آورد. به این ترتیب شرایط نامطلوب وجود کاف و ایجاد خطای اندازه‌گیری در تطبیق رگ‌ها با فشار کاف در آزمون از بین خواهد رفت. بنابراین این مدل سازی زمینه ای برای حذف کاف در دستگاه پلی گراف و به دست آوردن اطلاعات حاصل از آن از طریق حجم سنجی شریانی است و به عنوان روشی مناسب برای جایگزین کردن تغییرات فشار خون با حجم خون شریانی است.

مراجع

1. Mirzaee M, Ghasemalizadeh O, Firoozabadi B, “Simulating of Human Cardiovascular Systemand Blood Vessel Obstruction Using Lumped method" proceeding of world academy of science ,Engineering and Technology Volume 31 july (2008),1307-6884.
2. Mukkamala R, Cotton RJ, “A forward model-based validation of cardiovascular system identification. Journal of phisiol heart circ phisiol (2001), 281, 2714–30.
3. Torii R, Oshima M, Kobayashi T. “Computer modeling of cardiovascular fluid-structure interactions with the deformingspatial- domain-time formulation. Computer methods in Applied Mechanics and Engineering(2005), 13, 549–57.
4. Mette S, Nadim A, “On deriving lumped models for blood flow and pressure in the systemic arteries, mathematical biosciences and engineering 2004, 1(1), 61-80.
5. Hassani K, Navidbakhsh M, Rostami M, “Simulation of Theardiovescular System Using Equivalent Electronic System”, Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub. (2006), 150(1):105–112.
6. Lee T, Feng K, Ming H, Tsang S,Tsong S, “Electrical lumped model for arterial vassel beds” Journal Of Computer Method and Programs in biomedical (2004) 73,209-109.
7. Bruce H, LeGrice J, Darren A, Andrew J, Bryan J, Peter J “Cardiac structure and electrical activation: Models and measurement, Proceedings of the Australian Physiological and Pharmacological Society (2004) 34: 141-149.
8. Clayton RH, Panfilov AV, A guide to modelling cardiac electrical activity in anatomically etailed ventricles. Progress Biophys Mol Biol (2007), 7, 10-16.
9. Oshima T, Kobayashi M, “Computer modeling of cardiovascular fluid-structure interactions with the deformingspatial-domain-time formulation”. Computer methods in Applied Mechanics and Engineering. (2005) , 13, 549–57.
10. Younessi Heravi MA, Khalilzadeh MA, Samadi R, Modeling the Circulatory System under Stress in Polygraph: Processing of International Conference on Health and Medical Informatic (ICHMI 2010); 446-452.
11. Wang JJ, Parker KH. Wave propagation in a model of the arterial circulation. Journal of biomechanics(2004), 37, 457–70.
12. Guyton AC, Text book of physiology, vol. I. Philadelphia:W.B.Saunders, 1996.
13. Helde T, Shim E, Modeling of cardiovascular response to orthostatic stress. Journal of applied physiology(2002) , 92, 1239–54.
14. Nardinochini P, Pontrelli G, Teresi L, A one-dimensional model for blood flow in pre stressed

23–33. vessel. European Journal of Mechanics(2005) 24,



شکل۲: مدل الکتریکی سیستم گردش خون با در نظر گرفتن کاف فشار خون