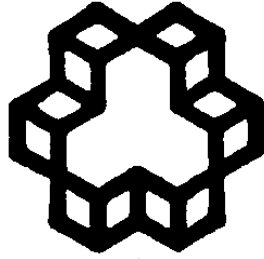


بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



۱۳۰۷

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی
دانشکده مهندسی برق

پایان نامه دوره کارشناسی ارشد مهندسی برق - کنترل

کنترل آشوبناک زمان - فضایی آریتمی قلبی با فیدبک تأخیری

نگارش: فروغ رضائی بروجنی

استاد راهنما: پروفسور علی خاکی صدیق

استاد مشاور: دکتر نسترن واثق

زمستان ۱۳۸۹

تقدیم به

سایه بانان آرامش،

تکیه گاهان زندگی،

به زیباترین آفرینش های خالق،

به دورشته محبت زندگی که پرستش را از ایشان آموختیم،

به آنان که یاریمان کردند تا بیا موزیم،

به پدر و مادر عزیزم

سپاس‌گزاری

خداوند همه سایش‌ها از آن توست، اگر موفقتی داشته‌ام همه از نعمت‌های بیکران تو بوده است.

در آستانه‌های نو، بر خود لازم می‌دانم مراتب سپاس و قدردانی صمیمانه‌خویش را تقدیم به همه کسانی کنم که در این پژوهش‌های مرا یاری نموده-

اند.

سپاس ویژه خود را تقدیم می‌کنم به خانواده عزیزم که در تمام مراحل زندگی و تحصیل، همواره پشتیبان و مشوق من بوده‌اند.

از اساتید بزرگوارم پروفسور علی‌حاجی صدیق و دکتر نسرین واثق به خاطر تمام راهنمایی‌ها و مساعدت‌های بی‌دریغ و ارزشمندشان در طی

مراحل انجام پروژه و تدوین پایان‌نامه، نهایت تشکر و امتنان را دارم. همچنین از تمامی دوستان و هم‌آموزان‌هایم سپاسگزارم، به ویژه

آقایان علیرضا امراللهی، محسن معبودی، امید کئی، وحید مردانلو، سیان باقری، محمد عبدالله پوری و خانم‌ها فرزانه کیوانفرد، ملیکا انصاری و

انسیه نونجی به خاطر کمک در انجام پایان‌نامه و همدلی‌هایشان سپاسگزارم.

چکیده

در این رساله مدل گسسته‌ای از نوار بافت قلب شامل رشته‌ای یک بعدی از واحدهای قلب که به صورت معادله تفاضلی جزئی غیرخطی است تحلیل و کنترل می‌گردد. این مدل که توسط استوبنا¹ ارائه شده است، دارای اشکالاتی است که در این پایان نامه تصحیح می‌شود؛ سپس به بررسی و تحلیل مدل پرداخته و رفتار آشوبناک آن مورد بررسی قرار می‌گیرد. از آنجا که فواصل بین ضربانی قلب هنگام فیبریلاسیون بطنی روندی آشوبگونه دارند و با توجه به نمودار دوشاخگی مدل، این مدل برای نمایش این نوع آریتمی مناسب است.

برای کنترل این مدل از روش کنترل فیدبک تأخیریافته استفاده شده است. این کنترل‌کننده به دو صورت خطی و غیرخطی زمان-فضایی به سیستم اعمال و نتایج مورد بررسی قرار می‌گیرند. با اعمال کنترل‌کننده فیدبک تأخیریافته‌ی زمان-فضایی خطی، در بعضی از محدوده‌هایی که انتظار می‌رود سیستم پایدار باشد، رفتارهای آشوبگونه همچنان وجود دارند؛ بنابراین استفاده از کنترل فیدبک تأخیریافته‌ی زمان-فضایی غیرخطی پیشنهاد و بررسی می‌شود. همچنین مقاومت فیدبک تأخیریافته‌ی زمان-فضایی بررسی شده و نشان داده می‌شود که با یک بهره‌ی خاص کنترل‌کننده نسبت به کلیه‌ی تغییرات پارامتر انشعاب مقاوم است.

از آنجا که نقطه تعادل سیستم در محل مورد نظر نیست، باید آن را در نقطه‌ی مطلوب جایابی کرد. برای رسیدن به این هدف دو روش ارائه شده است. در روش اول با اضافه کردن مقدار ثابتی به سیستم، نقطه تعادل سیستم را در محل مطلوب قرار می‌دهیم. اشکال این روش، حساس بودن سیستم نسبت به تغییرات شرایط اولیه است. در روش دوم، یک انتگرال‌گیر خطی به سیستم پایدار اضافه و نتایج تحلیل و شبیه‌سازی می‌شوند. در این روش مقاومت کنترل‌کننده نسبت به تغییرات پارامتر انشعاب مورد بررسی قرار می‌گیرد. در نهایت مزایای روش کنترلی پیشنهادی ذکر می‌گردد و پیشنهادهایی برای تکمیل تحقیق ارائه خواهد شد.

واژه‌های کلیدی: مدل آریتمی قلبی، نقطه تعادل، آشوب، فیدبک تأخیریافته

¹ Michael D. Stubna

فهرست

فصل ۱- مقدمه	۱
۱-۱- مقدمه	۱
۲-۱- مروری بر مطالعات پیشین	۲
۳-۱- انگیزش و رئوس مطالب پایان نامه	۶
فصل ۲- آریتمی‌های قلبی	۹
۱-۲- مقدمه	۹
۲-۲- آریتمی‌های قلبی و تغییرات ضربان	۹
۱-۲-۲- شرح مختصری از سیستم هدایت الکتریکی قلب	۹
۲-۲-۲- مروری بر بیوالکتریسیته	۱۱
۳-۲-۲- آریتمی و علل ایجاد آن	۱۴
۴-۲-۲- انواع آریتمی‌ها	۱۵
۵-۲-۲- فیبریلاسیون بطنی	۱۵
۶-۲-۲- تاکی‌کاردیای بطنی	۱۶
۷-۲-۲- مشاهده‌ی دوشاخگی با دو برابر شدن تناوب هنگام وقوع فیبریلاسیون بطنی	۱۶
فصل ۳- مدل‌سازی سیستم قلب و تحلیل آن	۲۷
۱-۳- مقدمه	۲۷
۲-۳- مدل‌سازی سیستم قلب	۲۷
۱-۲-۳- نحوه‌ی محاسبه‌ی مدل	۲۷
۲-۲-۳- شرایط مرزی	۳۱
۳-۳- تحلیل مدل گسسته‌ی زمان-فضایی قلب	۳۱

۳۲ نقاط تعادل ۱-۳-۳

۳۴ پایداری نقاط تعادل ۲-۳-۳

۳۵ انشعاب ۳-۳-۳

فصل ۴ - کنترل مدل گسسته‌ی زمان-فضایی با فیدبک تأخیری زمان-فضایی..... ۳۸

۳۸ مقدمه ۱-۴

۳۸ پایداریسازی نقطه تعادل در ناحیه‌ی آشوبناک ۲-۴

۳۸ فیدبک تأخیری زمان-فضایی خطی ۱-۲-۴

۴۲ فیدبک تأخیری زمان-فضایی غیرخطی ۲-۲-۴

۴۸ بررسی مقاومت سیستم زمان-فضایی پایدار شده به ازای تغییرات پارامتر μ ۳-۲-۴

۵۱ جابه‌جایی نقطه تعادل سیستم ۳-۴

۵۲ روش اول: اضافه کردن مقدار ثابت به سیستم زمان-فضایی ۱-۳-۴

۶۱ روش دوم: اضافه کردن انتگرال‌گیر خطی به سیستم پایدار ۲-۳-۴

۶۶ بررسی مقاومت سیستم ردیاب نسبت به تغییرات پارامتر μ ۳-۳-۴

فصل ۵ - نتیجه‌گیری و پیشنهادات..... ۷۱

۷۱ نتیجه‌گیری ۱-۵

۷۳ پیشنهادات ۲-۵

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۲ شماتیک سیستم هدایت الکتریکی قلب پستانداران [۳۵] ۱۰
- شکل ۲-۲ شکل موج ECG [۴۱] ۱۱
- شکل ۳-۲ پلاریزاسیون سلول در استراحت و در طی تحریک (الف) پتانسیل استراحت: سلول پلاریزه
(ب) پتانسیل عمل: سلول دپلاریزه [۴۰] ۱۳
- شکل ۴-۲ دوره‌ی پتانسیل عمل بر حسب زمان [۴۰] ۱۴
- شکل ۵-۲ ظاهر ECG که سیر تکاملی VF در انسان را از ریتم سینوسی (SR) به VT نشان می‌دهد
[۱۹] ۱۷
- شکل ۶-۲ (الف) ثبت میکروالکترودی از آلترن‌ها در فیبر پورکینژ در CL ثابت ۱۵۰ میلی‌ثانیه. APD در
۹۰٪ پلارزسیون اندازه‌گیری شده است. (ب) سیگنال نوری از اپیکاردیوم بطن چپ که
آلترن‌ها را در طول ضربان در یک دوره‌ی ۱۸۵ میلی‌ثانیه نشان می‌دهد [۴۲] ۱۷
- شکل ۷-۲ پتانسیل‌های فعال ثبت شده از یک فیبر پورکینژ ایزوله شده‌ی سگ در هنگام ضربان در
طول دوره که به تدریج کوتاه‌تر می‌شود [۱۴] ۱۹
- شکل ۸-۲ نمودار دوشاخگی نگاشت مربعی ۲۱
- شکل ۹-۲ نمودار دو شاخگی نگاشت لجستیک ۲۲
- شکل ۱۰-۲ نقطه ثابت مطلوب سیستم کنترل شده بر حسب بهره در نگاشت لجستیک با $A = 4$ و
 $x_e = 0.8$ [۳۵] ۲۳
- شکل ۱۱-۲ نقطه ثابت مطلوب سیستم کنترل شده بر حسب بهره در نگاشت لجستیک با $A = 4$ و
 $x_e = 0.8$ برای شرایط اولیه‌ی تصادفی ۲۴

شکل ۲-۱۲ رفتار سیستم (۲-۵) در برابر تغییرات ناگهانی پارامتر A ($x_e = 0.8$)..... ۲۵

شکل ۳-۱ پتانسیل فعال و فاصله‌ی دیاستولیک برای یک سلول [۲۹]..... ۲۸

شکل ۳-۲ رابطه‌ی بین $P_{i+1,n}$ و $P_{i,n}$ [۲۹]..... ۳۰

شکل ۳-۳ نمودار مربوط به APD و CV نسبت به فاصله‌ی دیاستولیک قبلی برای داده‌های واقعی و

نمودار تقریبی [۲۹]..... ۳۱

شکل ۳-۴ (الف). دیاگرام انشعاب. (ب) میانگین نمای لیپانوف..... ۳۵

شکل ۳-۵ آشوب در سیستم زمان-فضایی..... ۳۷

شکل ۴-۱ رفتار هر یک از حالت‌های سیستم (۴-۱) به ازای تغییر k برای $\mu = -1.6$ ۴۲

شکل ۴-۲ رفتار هر یک از حالت‌های سیستم (۴-۴) به ازای تغییر k برای $\mu = -1.6$ ۴۶

شکل ۴-۳ رفتار پایدار حالت‌های سیستم (۴-۴) به ازای $k = 0.4$ و $\mu = -1.6$ ۴۶

شکل ۴-۴ رفتار پایدار سیستم زمان-فضایی در ناحیه‌ی آشوبناک با $k = 0.4$ ۴۷

۴-۵ نمایش سیگنال‌های کنترلی در دو بعد زمان و مکان..... ۴۷

شکل ۴-۶ رفتار سیستم در مقابل تغییرات پارامتر μ ۵۱

شکل ۴-۷ نمایش محدوده‌ی پایداری سیستم (۴-۱۲) بر حسب μ برای $u_e = 0.6$ ۵۵

شکل ۴-۸ رفتار هر یک از حالت‌های سیستم (۴-۱۲) بر حسب زمان در ناحیه‌ی آشوبناک برای

$u_e = 0.6$ ۵۵

شکل ۴-۹ رفتار سیستم زمان-فضایی (۴-۱۲) بر حسب زمان در ناحیه‌ی آشوبناک برای $u_e = 0.6$ ۵۶

شکل ۴-۱۰ نمایش محدوده‌ی پایداری سیستم (۴-۱۲) بر حسب μ برای $u_e = 0.5$ ۵۸

شکل ۱۱-۴ رفتار هر یک از حالت‌های سیستم (۱۲-۴) بر حسب زمان در ناحیه‌ی آشوبناک برای

۵۸..... $u_e = 0.5$

شکل ۱۲-۴ رفتار سیستم زمان-فضایی (۱۲-۴) بر حسب زمان در ناحیه‌ی آشوبناک برای $u_e = 0.5$

شکل ۱۳-۴ نمایش محدوده‌ی پایداری سیستم (۱۲-۴) بر حسب μ برای $u_e = 0.4$ ۶۰

شکل ۱۴-۴ رفتار ناپایدار هر یک از حالت‌های سیستم (۱۲-۴) بر حسب زمان در ناحیه‌ی آشوبناک

۶۰..... برای $u_e = 0.4$

شکل ۱۵-۴ نمایش رفتار هر یک از حالت‌های سیستم به همراه کنترل کننده و انتگرال گیر..... ۶۵

شکل ۱۶-۴ رفتار سیستم زمان-فضایی به همراه کنترل کننده و انتگرال گیر..... ۶۵

شکل ۱۷-۴ رفتار مقاوم سیستم به ازای تغییرات μ ۷۰

شکل ۱۸-۴ ردیابی صحیح ورودی‌های مختلف با یک کنترل کننده..... ۷۰

شکل ۱-۵ دیاگرام بلوکی پیشنهادی برای ساخت دستگاه..... ۷۴

اصطلاحات فارسی	اصطلاح لاتین	توضیحات
آریتمی قلبی	Cardiac arrhythmia	به معنی غیرطبیعی بودن ریتم قلب است [4].
الکتروکاردیوگرام	Electrocardiogram (ECG)	الکتروکاردیوگرام یا نوار قلب به نمودار ثبت شده تغییرات پتانسیل الکتریکی ناشی از تحریک عضله قلب گفته می شود. معمولاً با مخفف ECG مشخص می شود [40].
برادی کاردیا	Bradycardia	کاهش ضربان قلب به کمتر از ۶۰ عدد در دقیقه را برادی کاردی می نامند [۴۰].
پتانسیل عمل	Action potential (AP)	پتانسیل عمل عبارت است از تغییر ناگهانی و شدید اختلاف پتانسیل بین دو سوی غشا. یعنی در مدت زمان کوتاهی، پتانسیل داخل غشا نسبت به خارج آن مثبت تر می گردد و بلافاصله به حالت اول خود بر می گردد و دوباره داخل نسبت به خارج منفی تر می شود [۴۰].
پلاریزه شدن	Polarization	پیش از وقوع پتانسیل عمل، مرحله استراحت بر غشا حاکم است. در این مرحله گفته می شود که غشا پلاریزه یا قطبی است [۴۰].
ضربان ساز (پیس میکر)	Pacemaker	ضربان ساز یا پیس میکر در پزشکی بخشی از قلب که آهنگ ضربان آن را تنظیم می کند را گویند.
تندتپشی (تاکی کاردیا)	Tachycardia	تاکی کاردی یا تند تپشی، به افزایش ضربان قلب به بیش از ۱۰۰ ضربان در هر دقیقه اطلاق می شود [۴۰].
دپلاریزاسیون	Depolarization	مرحله ای است که غشا ناگهان نسبت به یون سدیم نفوذپذیر می شود و اجازه می دهد تا تعداد بی شماری یون مثبت سدیم به درون آکسون جاری شود. حالت طبیعی پلاریزه از بین می رود و پتانسیل به سرعت در جهت مثبت بالا می رود. به این حالت دپلاریزاسیون می گویند [۴۰].
دفیبریلاتور	Defibrillator	دفیبریلاتور که بیشتر به نام الکتروشوک شناخته می شود، دستگاهی است که فیبریلاسیون بطنی را از بین می برد.
دفیبریلاسیون	Defibrillation	دفیبریلاسیون، شوک غیر هماهنگ (Asynchronous) می باشد که در موقعیت های اضطراری بکار می رود. استفاده از دفیبریلاسیون معمولاً برای درمان فیبریلاسیون بطنی که فاقد ریتم سازمان یافته ای است، استفاده می شود. دفیبریلاسیون، کلیه سلول های میوکارد را کاملاً بطور همزمان دپلاریزه نموده و گره سینوسی را قادر می سازد که مجدداً نقش خود را به عنوان پیس میکر قلب ایفا نماید [۴۰].
دوره دیاستولیک	Diastolic interval (DI)	زمان استراحت دوره قلبی است که در خلال آن قلب از خون پر می شود [۴۰].

اصطلاحات فارسی	اصطلاح لاتین	توضیحات
دوره سیستول	Systolic phase	هنگامی که عضله قلبی بطن چپ منقبض می‌شود، خون از بطن چپ به درون آئورت پمپ می‌شود؛ این فاز، انقباض عضلانی یا سیستول نام دارد [۴۰].
رپلاریزاسیون	Repolarization	در چند ده هزارم ثانیه بعد از اینکه غشا به شدت نسبت به سدیم نفوذپذیر گردید، کانال‌های سدیم شروع به بسته شدن می‌کنند و کانال‌های پتاسیمی به میزان بیشتری نسبت به حالت طبیعی باز می‌گردند. سپس انتشار سریع یون‌های پتاسیم به خارج، مجدداً پتانسیل غشا را به حالت منفی زمان استراحت می‌رساند؛ به این حالت رپلاریزاسیون غشا می‌گویند [۴۰].
سکته قلبی	Myocardial infarction	سکته قلبی یا انفارکتوس میوکارد عبارت است از انهدام قسمتی از عضله قلب (میوکارد)، که به علت از بین رفتن جریان خون در آن قسمت از قلب است [۳].
غشاء نیمه تراوا	Semipermeable membrane	غشایی که به مولکول‌ها و یون‌های مشخصی اجازه می‌دهد تا از طریق انتشار از آن عبور کنند [۴۰].
فیبریلاسیون بطنی	Ventricular fibrillation (VF)	هنگامی رخ می‌دهد که در بطن‌ها، موج الکتریکی تحریک، جهت مشخصی نداشته باشد یعنی سلول‌های عضلانی بطن به صورت نامنظم تحریک و شل می‌شوند. به همین دلیل عملکرد بطن‌ها، در پمپاژ خون به رگ‌ها مختل می‌شود. فیبریلاسیون بطنی یک فوریت پزشکی است و باید سریع این آریتمی را بهبود داد [۴۰].
گره دهلیزی-بطنی	Atrioventricular	سیستم هدایتی چنان سازمان یافته است که ایмпالس قلبی نتواند با سرعت زیاد از دهلیزها به بطن‌ها سیر کند و دهلیزها فرصت کافی برای خالی کردن محتویات خود به داخل بطن‌ها را خواهند داشت. گره دهلیزی-بطنی و فیبرهای هدایتی مربوط به آن هستند که به طور عمده انتقال ایмпالس‌های قلبی از دهلیزها به بطن‌ها را به تاخیر می‌اندازند [۴۰].
گره سینوسی-دهلیزی	Sinoatrial	قلب، دارای یک ضربان‌ساز طبیعی است که گره سینوسی-دهلیزی نامیده می‌شود. این گره پیام‌های الکتریکی ایجاد می‌کند که سبب انقباض قلب و پمپ کردن خون می‌شوند [۴۰].

فصل ۱ - مقدمه

۱-۱ - مقدمه

بیماری‌های قلبی یکی از شایع‌ترین بیماری‌ها در سراسر جهان است که سالانه منجر به مرگ انسان‌های زیادی می‌شود. آمارهای رسمی وزارت بهداشت ایران نشان می‌دهد بیشترین علت مرگ و میر در کشور بعد از تصادفات، سکته‌های قلبی است. وزیر بهداشت ایران در جدیدترین آمار، ۳۹/۳ درصد کل مرگ‌ومیرها را ناشی از بیماری‌های قلبی و عروقی و ۱۹/۵ درصد را مربوط به سکته‌های قلبی اعلام کرده است [۱]. در آمریکا سالانه نزدیک به یک میلیون فوت - بالای ۴۰٪ از همه‌ی مرگ‌ها - به علت بیماری‌های قلبی-عروقی اتفاق می‌افتد. از این میزان، ۲۵۰۰۰۰ مرگ ناشی از ایست قلبی است که مهم‌ترین آن فیبریلاسیون بطنی^۱ (VF) است [۲].

سکته قلبی یا انفارکتوس میوکارد عبارت است از انهدام قسمتی از عضله قلب (میوکارد) که بعلت از بین رفتن جریان خون در آن قسمت از قلب اتفاق می‌افتد [۳]. علت اصلی مرگ‌ومیر در این بیماران، شوک کاردیوژنیک و آریتمی‌های قلبی است [۴]. یکی از مرگبارترین آریتمی‌های قلبی فیبریلاسیون بطنی است که در آن، قلب برای پمپاژ خون در طول زمان و مکان، الگوی فعال الکتریکی خود را از دست داده و پمپاژ خون، غیر مؤثر و دچار بی‌نظمی می‌شود، در نتیجه همزمانی که برای عملکرد نرمال قلب لازم است از بین می‌رود. از آنجا که عدم توانایی قلب در پمپ کردن باعث کمبود اکسیژن در بافت‌ها می‌گردد، عمل دفیبریلاسیون باید ظرف چند دقیقه انجام شود تا احیاء صورت گیرد. تنها

¹ Ventricular fibrillation

راه نجات این افراد، دیفیبریلاسیون بطنی است. این دیفیبریلاتورها با اعمال شوک الکتریکی با انرژی بالا سعی می‌کنند که فعالیت الکتریکی قلب را بازنشانی^۱ کنند تا الگوی ضربانی سینوسی ادامه پیدا کند.

روش‌های کنترل دینامیکی غیرخطی، که همچنین کنترل آشوب نیز شناخته می‌شود، با موفقیت بزرگی برای کنترل بازه‌ی وسیعی از سیستم‌های فیزیکی از جمله آریتمی‌های قلبی استفاده شده است. به طور روزافزونی، مشخص شده است که بسیاری از آریتمی‌های قلبی می‌توانند بر اساس اصول فیزیکی دینامیک‌های غیرخطی شناخته شوند [۵،۶]. همچنین روش‌هایی از این حوزه (دینامیک‌های غیرخطی) منجر به پیشرفت‌های مهمی در فهم دینامیک‌های الکتروفیزیولوژی قلب [۷،۸،۹] و موفقیت‌های تجربی و محاسباتی در کنترل آریتمی‌ها شده است [۱۰،۱۱،۱۲].

"آشوب یک رفتار غیر متناوب^۲ بلند مدت و کراندار در سیستم‌های قطعی است که نسبت به شرایط اولیه حساسیت دارند" [۱۳]. رفتار غیر متناوب بلند مدت یعنی مسیرهایی^۳ وجود دارند که وقتی $t \rightarrow \infty$ ، به سمت هیچ نقطه‌ی تعادل، پاسخ متناوب یا شبه متناوب^۴ میل نمی‌کند. عبارت قطعی بدان معنی است که در سیستم هیچ پارامتر یا ورودی تصادفی یا نویزی وجود ندارد. حساسیت نسبت به شرایط اولیه نیز نشان می‌دهد که دو مسیر با شرایط اولیه در یک همسایگی، به طور نمایی از یکدیگر دور می‌شوند. این ویژگی غالباً باعث می‌شود که خطای کوچکی در بدست آوردن شرایط اولیه به سرعت تقویت شود و پیش‌بینی رفتار سیستم ناممکن گردد [۱۳].

¹ reset

² Aperiodic

³ Trajectory

⁴ Quasiperiodic

۱-۲- مروری بر مطالعات پیشین

در این بخش، مروری مختصر بر مطالعات پیشین، در زمینه‌ی بررسی رفتار آشوبناک قلب در حین فیبریلاسیون بطنی و روش‌های کنترلی ارائه شده برای متوقف کردن این نوع آریتمی داده شده است. تلاش‌های بسیاری برای تأیید یا رد این مطلب، که آیا فعالیت الکتریکی به ظاهر پیچیده‌ی متناظر با فیبریلاسیون بطنی و دهلیزی، ناشی از همان نوع مکانیسم قطعی^۱ ساده است که رفتار پیچیده را در انواع سیستم‌های دینامیکی افزایش می‌دهد، انجام شده است [۱۴]. به طور ویژه، محققان، این مسأله را بررسی کرده‌اند که آیا ممکن است ویژگی‌های کلیدی فعالیت الکتریکی قلب تحت شرایط آزمایشگاهی مناسب، متحمل انشعاب‌های دو برابر تناوب^۲ شود و دینامیک‌های آشوب به حداکثر رسد [۱۴].

دو شاخه شدن (انشعاب) به معنای از هم گسیختن، به دو قسمت تقسیم شدن و تغییر است [۱۵]. در سیستم‌های دینامیکی هدف از بررسی نظریه‌ی دوشاخگی مطالعه‌ی تغییرات نگاشت با تغییر پارامتر است. با تغییر پارامتر کنترلی طبیعت نقطه‌ی ثابت عوض می‌شود.

مرگ قلبی ناگهانی ناشی از فیبریلاسیون بطنی می‌تواند به دو بخش تقسیم شود: آغاز تاکی-کاردیای بطنی^۳ (VT) و تبدیل تاکی‌کاردیا به فیبریلاسیون [۱۶]. مشاهدات نشان می‌دهند که فیبریلاسیون یک اتفاق و پدیده‌ی تصادفی نیست بلکه از یک پروسه‌ی قطعی ناشی می‌شود یعنی مثالی برای آشوب است [۱۷، ۱۸]. در این تحقیقات بر این ایده که فیبریلاسیون قلبی به طور قوی آشوب زمان-فضایی را نمایش می‌دهد تأکید می‌شود. در [۱۹] شواهدی که نشان می‌دهد انتقال از تاکی‌کاردیا به فیبریلاسیون، انتقال از دوشاخگی (به این ناهماهنگی در قلب آلترن^۴ گفته می‌شود) به

¹ deterministic

² period doubling bifurcations

³ ventricular tachycardia

⁴ alternans

آشوب زمان-فضایی است به طور مختصر بررسی شده است. در [۲۰] به بیان جزئیات مکانیسم‌های یونی در آلترن‌های الکتریکی پرداخته شده است. در [۲۱] نیز بر این واقعیت که قلب یک سیستم زمان-فضایی است تأکید شده است.

سیستم‌های زمان-فضایی دسته‌ای سازمان‌یافته از زیر سیستم‌های دینامیکی هستند که رفتارشان بوسیله‌ی متغیرهای کوپل‌شده‌ی غیرخطی تنظیم می‌شود [۲۲]. رفتار زمان-فضایی می‌تواند به‌وسیله‌ی معادلات دیفرانسیل جزئی، معادلات متداول کوپل‌شده و یا شبکه‌های نگاشت کوپل‌شده^۱ (CMLs) مدل شود. CMLs سیستم‌های دینامیکی توسعه یافته‌ی فضایی هستند که برای نشان دادن اثر متقابل درجات آزادی فضایی و زمانی مناسب هستند [۲۳]. این سیستم‌ها در دو بعد زمان و مکان گسسته هستند، و اغلب به عنوان ابزاری راحت و قدرتمند برای مطالعه‌ی رفتار زمان-فضایی به کار برده می‌شود [۲۴، ۲۳].

در طول چند سال گذشته، مطالعات مختلفی نشان داده‌اند که آلترن‌ها می‌توانند با کنترل فیدبک دینامیکی فواصل ضربانی متوقف شوند [۲۵]. این کنترل می‌تواند در دو بُعد زمان و مکان صورت گیرد و از مرگ ناگهانی حاصل از VF جلوگیری کند. از نقطه نظر بالینی، تولید وسیله‌ای برای کنترل این ناپایداری با استفاده از تعداد محدودی الکتروود که بر روی قلب قرار داده شده است مطلوب است. در این صورت هر الکتروود باید جریان کوچکی که برای تحریک سلول لازم است، تولید و به سلول ارسال کند. در واقع این روش باعث می‌شود که از شوک الکتریکی حجیمی که توسط دفبیریلاتور به فرد داده می‌شود جلوگیری کند. برای این کار ابتدا باید مدل مناسبی برای این نوع آریتمی در نظر گرفته شود. و سپس فواصل زمانی که دچار دوشاخگی و یا آشوب شده‌اند را کنترل نمود.

¹ coupled map lattices

دینامیک‌های پرپودیک و آشوبناک در قلب با استفاده از مدل‌های تحلیلی ساده توضیح داده شده اند. در [۲۶] علت آغاز و گسترش انشعاب‌های دو برابر شدن تناوب در بافت قلب، ویژگی‌های بازنشانی^۱ برای طول مدت پتانسیل فعال^۲ (APD) و سرعت هدایت^۳ (CV) معرفی شده‌اند.

در مطالعات پیشین، برای فهمیدن دینامیک‌های قلبی، بافت قلب که به طور متناوب تحریک می‌شود بوسیله‌ی نگاشت تکرار شونده‌ی تک‌بعدی منفرد^۴ مدل شده است [۲۸،۲۷]. در [۲۹] این مدل‌ها توسط استوبنا و همکارانش به رشته‌ای از نگاشت‌های تک‌بعدی کوپل‌شده^۵ توسعه داده شده است. در این مقاله سعی بر این است که دینامیک‌ها و انشعاب‌های این مدل مطالعه و بررسی شود. استوبنا در این مقاله بر این نکته اشاره دارد که اگر چه این مدل بسیار ساده‌تر از مدل سه‌بعدی واقعی قلب است اما این مدل با دقت خوبی بعضی از حالت‌های بیولوژیکی را منعکس می‌کند.

تقریباً دو دهه است که ایده‌ی کنترل آشوب در زمینه‌ی دانش غیرخطی به طور وسیعی مورد بررسی قرار گرفته است [۳۰]. بسیاری از روش‌های کنترل آشوب به علت پیچیدگی در ساختار سیستم‌های آشوبناک با بعد زیاد^۶ از جمله سیستم‌های زمان-فضایی، برای سیستم‌های آشوبناک کم بعد^۷ به کار گرفته شده‌اند [۳۲،۳۱].

کنترل آشوب در بخش‌های ایزوله شده از بطن خرگوش بوسیله گارفینکل^۸ و همکارانش [۱۲] با روش OGY [۳۳] انجام شد. در این مطالعه سعی شده است که در شرایط آزمایشگاهی آریتمی توسط دارو ایجاد و سپس کنترل آشوب انجام شود. در این آزمایش با اعمال تحریک بر روی قلب در زمان-

¹ recovery

² action potential duration

³ conduction velocity

⁴ single one-dimensional iterated map

⁵ chain of coupled one-dimensional maps

⁶ high-dimensional

⁷ low-dimensional

⁸ Garfinkel

های معین، آریتمی تبدیل به ضربان متناوب گردید. مشکل این روش آن است که هدف مورد نظر، یعنی تناوب ۱ (که همان بازگرداندن ضربان قلب به حالت طبیعی است)، حاصل نشده است.

در [۲۵] کنترل زمان-فضایی آلترن‌ها در بافت قلبی برای یک مدل یونی انجام شده است. مدل انتخابی در این مطالعه پیوسته و به صورت یک رشته‌ی تک‌بعدی است که کنترل آن تنها به ماکزیمم طول رشته بستگی دارد. برای تحلیل کنترل این مدل از روش خطی‌سازی استفاده شده است. وابستگی مؤثر بودن کنترل به طول رشته، یکی از محدودیت‌های کاربردی این روش است.

در [۳۵] مدل لجستیک برای آریتمی آشوبناک قلب در نظر گرفته شده است و سپس توسط دو روش کنترلی OGY و فیدبک تأخیریافته کنترل می‌شود. مشکلی که در روش OGY در این مطالعه گزارش شده است این است که تناوب ۱ که در سیستم قلبی مورد نظر است حاصل نشده است. سپس روش کنترل خود تنظیم فیدبک که در [۳۴] روی نگاشت مربعی اعمال شده است مورد مطالعه قرار می‌گیرد. مشکلی که در [۳۵] وجود دارد این است که در این روش، برای دستیابی به مدت زمان پرپود مطلوب از روش ردیابی استاتیکی استفاده شده است. مقاوم نبودن روش ردیابی استاتیکی نسبت به تغییرات برخی از پارامترهای سیستم، یکی از معایب این روش است.

۱-۳- انگیزش و رئوس مطالب پایان‌نامه

هدف از انجام این پژوهش، کنترل فواصل زمانی دیاستولیک با استفاده از فیدبک تأخیری است. از آنجا که در کلیه‌ی مطالعات پیشین، برای متوقف کردن آلترن‌ها و آشوب، پرپود ضربان‌ها کنترل شده‌اند، کنترل فواصل زمانی دیاستولیک می‌تواند ایده‌ای نو برای متوقف کردن این نوع از آریتمی باشد. بدین منظور ابتدا شرح مختصری از سیستم هدایت الکتریکی قلب، بیوالکتریسیته، آریتمی‌ها، انواع و علل ایجاد آن‌ها در فصل ۲ داده می‌شود. سپس فیبریلاسیون بطنی که مهم‌ترین آریتمی قلبی است و سالانه باعث مرگ ناگهانی هزاران نفر می‌شود معرفی و روند دوشاخگی و آشوب در حین اتفاق این آریتمی کشنده تشریح می‌شود. در ادامه‌ی این فصل شرح مختصری از روش‌های کنترلی ارائه

شده در مطالعات [۳۵،۲۵] داده می‌شود. در این پژوهش، مدل گسسته‌ی استوبنا [۲۹] که برای نوار بافت قلب شامل رشته‌ای یک بعدی از واحدهای قلب است، برای بررسی بیشتر دینامیک‌های حاصل از فیبریلاسیون بطنی انتخاب شده است. این مدل گسسته به صورت معادله تفاضلی جزئی غیرخطی است و علاوه بر فواصل دیاستولیک، بُعد مکانی آن را نیز نشان می‌دهد؛ بنابراین این مدل برای نمایش آریتمی فیبریلاسیون، نسبت به مدل‌های لجستیک و مربعی مدل کامل‌تری است. همچنین انتخاب یک مدل گسسته نسبت به مدل‌های پیوسته این برتری را دارد که انجام محاسبات و شبیه‌سازی‌های نتایج آسان‌تر است. در فصل ۳ چگونگی محاسبه‌ی این مدل کاملاً تشریح خواهد شد. همچنین اشکالات جزئی که در مطالعه‌ی استوبنا وجود دارد رفع می‌شود. در ادامه‌ی این فصل، رفتارهای دینامیکی این مدل تحلیل می‌شود. برای محاسبه‌ی نقاط تعادل قضیه‌ای مطرح و سپس پایداری آن بررسی می‌شود. از آنجا که رفتار این مدل روندی آشوبگونه دارد یعنی ابتدا دوشاخگی و سپس تناوب-های بالاتر و سرانجام رفتار آشوبناک در آن دیده می‌شود، این مدل برای نمایش آریتمی فیبریلاسیون بطنی مناسب است. در فصل ۴ برای کنترل این مدل از روش کنترل فیدبک تأخیریافته استفاده شده است. فیدبک تأخیری که در سال ۱۹۹۲ توسط پیراگاس [۳۶] بیان شد، یکی از موفق‌ترین روش‌هایی است که تاکنون به این منظور مطرح و با توجه به کاربرد وسیع نظری و عملی این روش، مقالات بسیاری وجود دارد که در [۳۹،۳۸،۳۷] گردآوری شده است. این کنترل‌کننده به دو صورت خطی زمان-فضایی و غیرخطی زمان-فضایی به سیستم اعمال و نتایج مورد بررسی قرار می‌گیرند. با اعمال فیدبک تأخیریافته‌ی زمان-فضایی خطی، در بعضی از محدوده‌هایی که انتظار می‌رود سیستم پایدار باشد، رفتارهای آشوبگونه همچنان وجود دارند و بنابراین استفاده از کنترل فیدبک تأخیر یافته‌ی زمان-فضایی غیرخطی پیشنهاد و سپس تحلیل و بررسی می‌شود. یکی از مهم‌ترین مزایای این روش، مقاوم بودن آن نسبت به کلیه‌ی تغییرات پارامتر انشعاب، با اعمال یک بهره‌ی کنترلی خاص است که در بخش مربوطه مقدار آن محاسبه می‌شود.

از آنجا که نقطه تعادل سیستم در محل مورد نظر ما نیست، باید آن را در محل مطلوب قرار داد. برای رسیدن به این هدف دو روش، در ادامه‌ی فصل ۴ ارائه شده است. در روش اول با اضافه کردن مقدار ثابتی به سیستم، نقطه تعادل سیستم را در محل مطلوب قرار می‌دهیم. اشکال این روش، حساس بودن این روش به شرایط اولیه است. بنابراین روش دوم که در آن، یک انتگرال‌گیر خطی به سیستم پایدار اضافه شده است، پیشنهاد می‌شود. رفتار این روش با استفاده از روش خطی‌سازی تحلیل و در ادامه مقاوم بودن آن نسبت به کلیه‌ی تغییرات پارامتر انشعاب، بررسی می‌شود. در نهایت مزایای روش کنترلی پیشنهادی ذکر می‌گردد و پیشنهادهایی برای تکمیل تحقیق در فصل ۵ ارائه خواهد شد.