

Univerzitet u Sarajevu
Elektrotehnički fakultet u Sarajevu
Odsjek za automatiku i elektroniku
Akademska godina 2010/2011

ZAVRŠNI RAD I CIKLUSA STUDIJA

Signalni kaotičnih stanja srca

Mentor:
Red. prof. dr Melita Ahić-Đokić, dipl. ing. el

Kandidat:
Goran Huskić

Sarajevo, septembar 2011.

Postavka rada

Zadatak studenta je da:

- obradi generalne metode upravljanja haosom i njihovu primjenu u kardiologiji;
- obradi specifičnosti rada srčanog mišića sa biološkog, fiziološkog i biofizičkog aspekta;
- općenito ali sistematično obradi srce u kaotičnom režimu;
- obradi signale kaotičnih stanja srca.

Literatura:

1. Ivan S. Lambić: “*Odarvana poglavlja iz srčanih aritmija*”, Ljubljana 1980.
2. Ante Šantić: “*Biomedicinska elektronika*”, Školska knjiga Zagreb, 1995.
Medicinska fiziologija, Guyton
3. Melita Ahić-Đokić: “*Signali i sistemi*”, Elektrotehnički fakultet Sarajevo, 2010.

Sarajevo, 08.11.2010.

Mentor: Red. prof. dr Melita Ahić-Đokić, dipl. ing. el.

Sažetak

U ovome radu je data analiza signala, koji sadrže informaciju o radu srca, kroz teoriju determinističkog kaosa. Prvo je opisana teorija kaosa, uključujući povijesni razvoj, osnovne pojmove, te kvalitativne i kvantitativne pokazatelje kaosa. Zatim je opisan kardiovaskularni sistem čovjeka s medicinskog stajališta. Opisan je rad srca, kao i prikaz njegovih signala pomoću EKG-a. Glavni dio rada čini primjena determinističkog kaosa na rad ljudskog srca, s naglaskom na signale. Uvod tog dijela čini opis Mackey-Glassovog modela produkcije krvi, koji se odnosi na čitav kardiovaskularni sistem u ljudskom organizmu. Zatim je opisan glavni problem kaotičnog ponašanja srca – srčane aritmije. Pored toga, opisana je analiza EKG-a sa stanovišta kaosa, aludirajući da je i normalan rad srca kaotičan. Naposljetu je napravljen pregled metoda kontrole kaosa srca.

Abstract

In this paper analysis of signals that contain information about heart activity is given through the theory of deterministic chaos. Firstly chaos theory is described, including its history, basic terms, qualitative and quantitative chaos indicators. Then the human cardiovascular system is described from the medical point of view. Heart activity is described, as well as its presentation through ECG. Main part of this paper is appliance of deterministic chaos on heart activity, with an emphasis on the signals. Introduction of that part is the description of Mackey-Glass model of blood production, which refers to the whole cardiovascular system in human organism. Then the main problem of chaotic heart activity is described – the heart arrhythmias. Beside that, ECG analysis from the viewpoint of chaos is described, alluding that the normal heart activity is chaotic. Finally, an overview of chaos control methods is given.

Sadržaj

Predgovor

| | |
|-------------------------------------------------------------------|-----------|
| I Uvod..... | 1 |
| II Deterministički kaos..... | 2 |
| 2.1 Povijesni razvoj ideje determinističkog kaosa | 2 |
| 2.2 Osnovni pojmovi teorije kaosa | 3 |
| 2.3 Pokazatelji kaosa | 9 |
| 2.3.1 Kvalitativni pokazatelji kaosa..... | 9 |
| 2.3.1.1 Atraktori..... | 9 |
| 2.3.1.2 Autokorelaciona funkcija..... | 11 |
| 2.3.1.3 Spektar snage..... | 12 |
| 2.3.1.4 Poincaré-ovi presjeci..... | 14 |
| 2.3.1.5 Metoda razlaganja po singularnim vrijednostima (SVD)..... | 16 |
| 2.3.2 Kvantitativni pokazatelji kaosa..... | 17 |
| 2.3.2.1 Ljapunovljevi eksponenti..... | 18 |
| 2.3.2.2 Kolmogorovljeva entropija..... | 20 |
| 2.3.2.3 Fraktalna dimenzija..... | 21 |
| III Srce i kardiovaskularni sistem | 23 |
| 3.1 Krv..... | 23 |
| 3.2 Srce i krvne žile | 23 |
| 3.3 Grada srca | 25 |
| 3.4 Rad srca | 26 |
| 3.5 EKG | 26 |
| 3.5.1 Varijabilnost srčanog ritma..... | 29 |
| IV Srce i kaos..... | 30 |
| 4.1 Mackey – Glassov model produkcije krvi..... | 30 |
| 4.2 Električni sistem srca..... | 35 |
| 4.3 Aritmije..... | 37 |
| 4.4 Kruženje (reentry efekt)..... | 39 |
| 4.3 Analiza signala srca sa stanovišta kaosa..... | 41 |
| 4.3.1 Teoretska osnova..... | 41 |
| 4.3.2 Analiza rezultata..... | 42 |
| 4.5 Kontrola srčanog kaosa..... | 49 |
| 4.3.3 Liječenje aritmija..... | 49 |
| 4.3.4 Kontrola alterniranja na nivou ćelije..... | 52 |
| 4.3.5 Kontrola alterniranja u tkivu..... | 54 |

| | | |
|-----------------|----------------------------------------------|-----------|
| 4.3.6 | Adaptivna DI kontrola..... | 54 |
| 4.3.7 | Kontrola ventrikularnih tahiaritmija..... | 56 |
| 4.3.8 | Supresija spiralnih valova..... | 58 |
| 4.3.8.1 | Antitahikardija..... | 58 |
| 4.3.8.2 | Otklanjanje spiralnih valova s prepreka..... | 59 |
| V | Zaključak..... | 60 |
| Literatura..... | | 61 |

Predgovor

S obzirom da su bolesti kardiovaskularnog sistema u svjetskim razmjerama najčešći vid bolesti i jedan od glavnih uzročnika smrti, za kardiologiju je dragocijen svaki teorijski i praktični pristup koji pomaže. Zato je nelinearna dinamika, posebno teorija determinističkog kaosa, već postala dio medicinskih metoda, kad je u pitanju srce.

Koncept determinističkog kaosa je tako u kardiologiju unio novu dimenziju, a to je studiranje srca kao dinamičkog sistema. Time je srce „preslikano“ na jedno šire spoznajno područje, odakle se može bar malo bolje razumjeti. Kad se ovaj koncept globalne dinamičke slike srca kombinuje sa fiziološkom i kardiološkom teorijom i praksom, nauka je u svakom pogledu bliže srcu. Srce se ne može i ne smije posmatrati kao mašina, ali se neki fenomeni u njegovoj dinamici mogu bolje razumjeti kad se prenesu na šire naučno područje, uvažavajući koliko je to delikatna medicinska problematika.

Nije nikakva novost da se teorija determinističkog kaosa primjenjuje u medicini. Za srce, kao najaktivniji dinamički sistem u ljudskom tijelu, je ova teorija posebno korisna, jer mu je i najbliža. Još je 1890. god. veliki francuski matematičar Henri Poincaré uočio da i kod jednostavnih dinamičkih sistema mogu biti složena, pa i kaotična ponašanja. Od tada kaotičnost u ponašanju dinamičkih sistema nije bila novost, a početkom 50-ih i 60-ih godina prošlog stoljeća kaotični fenomeni ulaze u nauku. Ispostavilo se da zapravo kauzalnih i stabilnih sistema u klasičnom smislu nema, nego su svi u kategoriji nestabilnih i nelinearnih dinamičkih sistema. Deterministički kaos, kao nered iz reda, je prepoznat kao skoro opšta karakteristika većine dinamičkih sistema. Tako je ova teorija ušla i u medicinske metode, a naročito kad su u pitanju srce, mozak i ljudska psiha. Prelazak iz normalnog, stabilnog rada, u nestabilnost i nered je za svaki sistem ključna zagonetka, od lifta do nuklearnog reaktora, od ljudskog srca do privrednog sistema neke zemlje. Znati kako i zašto nastupa kaos, kako i zašto se on obuzdava, kad se radi o ljudskom srcu, je pitanje života i smrti čovjeka.

Pomoći pri izradi ovog rada pružilo mi je više osoba, kojima se ovom prilikom želim zahvaliti. Prije svega, zahvaljujem se svojoj mentorici, prof. dr Meliti Ahić-Đokić, na razumijevanju, pomoći i konstantnom usmjeravanju pri pisanju rada. Također se zahvaljujem višem asistentu Mr. Emiru Sokiću i kolegi Harunu Šiljku, koji mi je omogućio pristup brojnoj literaturi iz oblasti teorije determinističkog kaosa.

Zahvaljujem se dr Amri Macić, kardiologinji u Općoj bolnici „Prim. dr Abdulah Nakaš“ u Sarajevu, koja mi je omogućila pristup brojnoj medicinskoj literaturi, kao i svojim predavanjima, koja sam koristio pri pisanju ovoga rada.

Zahvaljujem se doc. dr Midhatu Nurkiću, direktoru Klinike za kardiovaskularne bolesti JZU UKC u Tuzli, koji mi je pružio na raspolaganje čitavu kliniku, gdje sam uživo video kako se radi radiofrekventna ablacija, kao i svoju privatnu ordinaciju, gdje sam se praktično upoznao s holter-monitoringom.

Posebno se zahvaljujem dr Seadu Mulahasanoviću, voditelju kardiokirurgije u Sveučilišnom kliničkom centru u Mostaru.

I UVOD

Prvi opis ljudskog krvotoka dao je William Harvey u 17-om stoljeću. Bilo je to vrlo značajno otkriće. Ono je značilo da postoji čvrsta strukturna i funkcionalna povezanost unutar jednog kompleksnog organskog sistema. Na ovaj se način stvorila fiziologija kao nauka o funkcijama i procesima u ljudskom organizmu, a pomnije se izučavala i anatomija kao nauka o građi tkiva i organa. Savremena medicinska nauka je tako izniknula iz saznanja da su građa i funkcije organa i tkiva povezani u čvrstu cjelinu te da čine jedinstven organski sistem.

Za fiziologiju je, dakle, kao temelj najvažnija anatomska strana problema. Na toj osnovi se onda zasniva i izučavanje funkcionalnosti organa i tkiva kroz fizikalne zakone, kemijske procese i biokemijska dostignuća, itd. Elektrotehnika i druge tehničke grane su dale neprocjenjivo važan osnov za medicinsku dijagnostiku i terapijske postupke. Tako su i razvijeni rendgenski aparati, ultrazvučni aparati, CT uređaji, MR-uređaji, EEG sistemi, EKG sistemi, itd.

Teorija determinističkog kaosa je novi pogled na dinamičke sisteme. Taj pogled otkriva nepoznata svojstva sistema, nudi spektar nepredvidivih ponašanja, pokazuje da najjednostavniji sistemi mogu imati složenu dinamiku. Od samih početaka je ta teorija implementirana u medicinske probleme, jer sva saznanja potvrđuju kako je ljudsko tijelo jedan kompleksan nelinearni dinamički sistem, a sastoji se od niza manjih sistema vrlo složene dinamike.

Srce kao ljudski organ i pokretačka pumpa u okviru cjelovitog kardiovaskularnog sistema je posebno blisko teoriji determinističkog kaosa. Ono je iznimno složen pulsirajući mehanizam, koji u određenim okolnostima gubi osnovni harmonijski ritam pa nastupaju razni oblici aritmija. Dinamika srca se zato može modelirati, poređiti sa drugim, kaosu sklonim sistemima, pa se ovim pristupom mogu izgraditi nove metode u preventivnom djelovanju i liječenju u okviru kardiologije.

Teorija determinističkog kaosa je nešto drukčija od metoda koje se koriste za automatizam srca. Dok drugi pristupi poremećaje rada srčanog mišića i pojave aritmija smatraju incidentnim situacijama, događajima koji neočekivano kvare principe klasične kauzalnosti, teorija determinističkog kaosa nastupa iz suprotnih gledišta. Za nju je kaotičnost važno i neizbjegljivo svojstvo svakog dinamičkog sistema, od običnog klatna do broja mravi u mravinjaku, od morskih valova do moždanih valova. Dakle, što je u drugim pristupima iznimka, za kaotičnu je dinamiku pravilo, što je za neke teorije i praksi neobjašnjivo ponašanje sistema, za kaos je to tok atraktora u faznoj ravni.

Električni signali su općenito prikaz nekog događaja, portret njegove dinamike, slika trenutnog stanja ili vremenskog djelovanja. Za srce električni signali igraju fundamentalnu ulogu, jer pokreću srčani mišić ritmički i selektivno u srčanom volumenu. Pošto je srce vitalni ljudski organ, koji mora biti u pogonu cijelog života, onda su električni signali praktično jedina neposredna veza s njegovom dinamikom.

Pošto su signali jedina veza sa živim srcem, slika njegove funkcionalnosti, onda njihovo razumijevanje u očitavanju i djelovanju znači za čovjeka zdravlje i život. Broj anatomske i fiziološke faktore koji djeluju na srce, kao organski oscilatorični sistem, je ogroman, pa ta kompleksnost podrazumijeva i kaotični rad srca i druga neregularna stanja. Izučavanje srčanih anomalija u svjetlu determinističkog kaosa je svakako korisna metoda za potpunije razumijevanje tog najdelikatnijeg oscilatora u prirodi.

II DETERMINISTIČKI KAOS

2.1 POVIJESNI RAZVOJ IDEJE DETERMINISTIČKOG KAOSA

Riječ „kaos“ potiče iz grčke mitologije: Kaos (grč. Χάος, *Khaos*) u grčkoj mitologiji predstavlja prvotno božanstvo, beskrajan prostor iz kojega je sve nastalo. Kasnije se pod istim terminom podrazumijeva pojava koju karakteriziraju nered i slučaj.

Teorija kaosa je mlada disciplina koja proučava ponašanje dinamičkih sistema, koji se u određenim situacijama ponašaju nepredvidivo i ekstremno su osjetljivi na početne uslove. Oksimoron „deterministički kaos“ predstavlja nepredvidivo ponašanje dinamičkih sistema, koji čak mogu biti deterministički. Deterministički kaos je složen pojam koji uzima u obzir pravilna ponašanja unutar nepredvidivog, i obrnuto.

Mogu se definirati tri povijesne faze u nastanku teorije determinističkog kaosa: faza klasične mehanike s čvrstom determinističkom osnovom, faza s unošenjem novih dinamičkih i apstraktnih koncepata u nauku, kompjuterska era. Prva faza se odnosi na svo znanje srednjeg vijeka, koje je prikupljeno i produbljeno u Staroj Grčkoj (Aristotel, Platon, Arhimed, Pitagora i drugi), i na Isaaca Newtona, koji je postavio osnovne zakone kretanja u prirodi. Druga faza podrazumijeva razvoj kvantne fizike i teorije relativnosti. Mnogo je velikih naučnika djelovalo u tom razdoblju, ali je Francuz Henri Poincaré (1854.-1912.) posebno zaslužan za historiju determinističkog kaosa. Zaslužan je i za prijenos geometrijskih apstrakcija na zakone gibanja u fizičkom svijetu. Prvi je naučno fokusirao opće nelinearne dinamičke sisteme, predviđajući mogućnost kaosa. Tvrđio je da čak i relativno jednostavni nelinearni dinamički sistemi mogu imati složene, nepravilne i kaotične putanje. Osobitost Poincareova pristupa nelinearnim problemima je prividno zanemarivanje njihovog konkretnog tumačenja, shvatanje cjeline i traženje raspona mogućnosti. Treća faza predstavlja razdoblje „otkrića“ kaosa.

Edward Lorenz, meteorolog-fizičar na M.I.T.-u (Massachusetts Institute of Technology), je 1961. godine sveo simulaciju globalnog meteorološkog predviđanja na svega 12 jednostavnih jednadžbi, od kojih je svaka određivala promjenu tlaka, temperature, vlažnosti zraka, jakosti i smjer vjetra, itd. Ali bitno je reći kako jednadžbe nisu bile linearne. Tako pojednostavljen sistem, kompjuterski simuliran, sa zaokruživanjem na tri decimale, dao je sasvim nepredvidive rezultate. Time se potvrdilo ono što je Henry Poincaré tvrdio: *male razlike u početnim uvjetima ne stvaraju male razlike i u budućnosti – te razlike rastu eksponencijalno i igraju ogromnu ulogu u budućim stanjima*, čineći tako svako predviđanje nepreciznim za kratke periode, a praktično nemogućim za duže.

Do sloma determinizma je došlo iz dva razloga [1]:

1. ekstremna osjetljivost na početne uvjete - pod ovim pojmom podrazumijevamo ekstremnu promjenu ponašanja sistema promjenivši početne uvjete za nijansu; popularni naziv je „leptirov učinak“, tj. teorija po kojoj bi leptir, zamahnuvši krilima u Kini, izazvao orkansku buru u Južnoj Americi
2. prikaz realnog broja na računalu - odnosno dobivanje dva različita ishoda za dva različita prikaza realnog broja

Povećanjem stepena nelinearnosti u jednostavnijim slučajevima nelinearnih sistema dobije se kaos, potpuni nered, nešto što je nemoguće predvidjeti ili računati. To je bilo revolucionarno otkriće, jer je gotovo nemoguće zamisliti da se iz jednostavnih slučajeva dobije kaos.

2.2 OSNOVNI POJMOVI TEORIJE KAOSA

U tekstu koji slijedi su navedeni neki osnovni pojmovi, bitni za razumijevanje teorije kaosa.

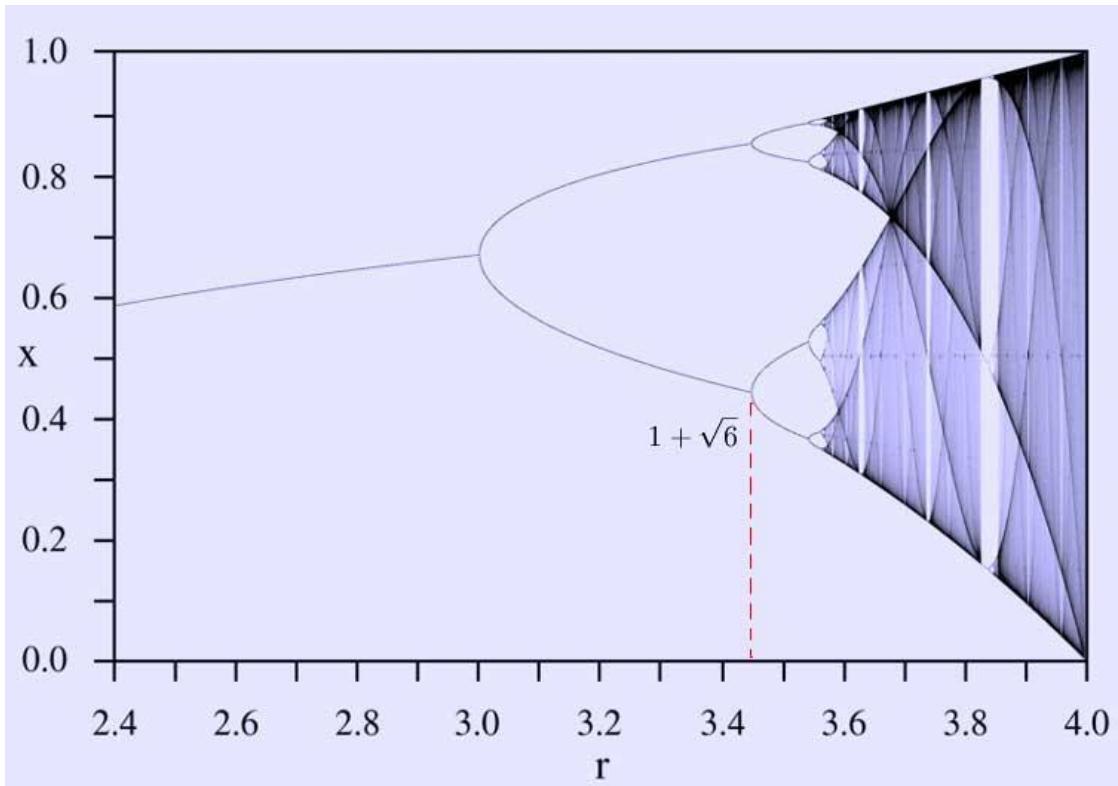
Dinamički sistem je funkcionalna cjelina sa dijelovima koji su u međudjelovanju i sa interakcijskim odnosom sa okolinom, a čije se stanje tokom vremena mijenja. Sva kretanja i promjene u prirodi i društvu su nelinearne dinamičke pojave pa su realni dinamički sistemi praktično svi nelinearni.

Bifurkacija je obilježje sistema čija je dinamika nelinearna i udaljena od ravnoteže. Bifurkacija je stanje pri križanju nelinearnih kritičnih pragova; kritični momenti kad se u nekom procesu stvara raskrsnica u kojem se jedno stabilno stanje gubi i stvara novo sa više mogućih stanja, uključujući i kaotično. U tački bifurkacije mogu i male fluktuacije biti presudne za novo ravnotežno stanje, a trenutačno se stanje nekog fizičkog sistema može znati tek ako su poznati svi početni uslovi. Bifurkacija podrazumijeva promjenu tipa atraktora. Na mjestima u bifurkacijskom dijagramu gdje se račvanja gomilaju, prestaje kaskada i počinje kaos.

Na primjer, ako se u nekom eko-sistemu izgubi mala populacija nekakvih mušica, ta naizgled nebitna fluktuacija može izazvati drastične promjene u populaciji riba, a onda nastaje promjena u flori i fauni cijele rijeke, pa i samog njenog toka.

Bifurkacijski dijagram - grafičko predočavanje stanja posmatranog sistema koji prelazi iz stabilnog stanja u kaotično. Ovaj dijagram je dokaz univerzalnih principa, dakle općih pojava i pravila u teoriji kaosa, koji izviru iz svakog pojedinačnog nelinearnog sistema čiji se parametri mijenjaju.

Dobar primjer prelaska u kaos daje populacijska jednadžba. Rast i izumiranje populacije divljih životinja modelira se populacijskom jednadžbom. Promjena jednog parametra u toj jednadžbi mijenja temeljito stanje u jednostavnom bio-sistemu. Vrijednost tog kontrolnog parametra se prikazuje na horizontalnoj liniji s lijeva na desno, a stanje populacije na vertikalnoj osi. Povećanje vrijednosti parametra znači snažnije poticanje sistema s automatskim povećanjem i njegove nelinearnosti. U lijevom dijelu dijagrama, za suviše malen parametar, nema ove populacije. S porastom parametra raste i nivo ravnoteže populacije. Daljnje povećanje vrijednosti parametra uzrokuje porast populacije, ali i račvanje - bifurkaciju na dijagramu. Nastaje podvajanje ravnoteže koja sada oscilira između dviju vrijednosti. To se naziva „period 2“, odnosno, populacija sada ima dvije fiksne tačke, što se vidi na dijagramu. S novim rastom parametra bifurkacije se dešavaju za nove periode 4, 6, 8, itd. Nakon određenog rasta nastaje kaotično stanje. Više nisu na dijagramu linije, nego zatamnjeno područje sa beskrajno puno vrijednosti za populaciju. Promjena populacije u ovisnosti o parametru r je prikazana na slici 2.1.



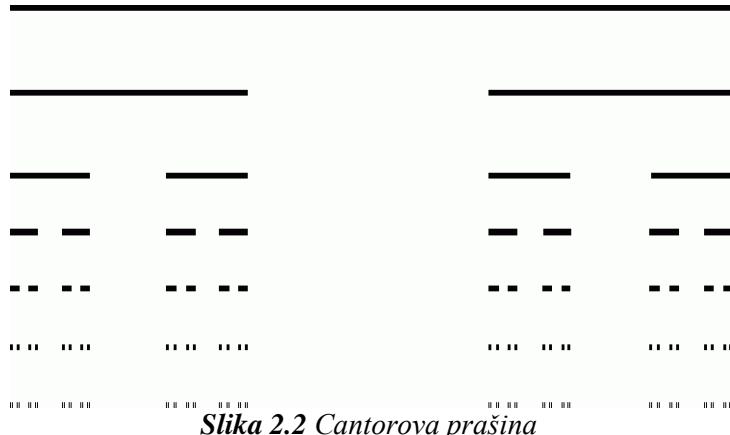
Slika 2.1 Bifurkacijski dijagram populacijske jednadžbe

Populacijska jednadžba predstavlja funkciju-iterator i glasi:

$$\begin{cases} x_{n+1} = rx_n(1-x_n), r > 0 \\ x_1 \text{ je zadano} \end{cases} \quad (2.1)$$

Parametar „r“ predstavlja biotski potencijal populacije.

Fraktali su grafička predodžba ponašanja nelinearnih sistema sa beskonačnom izlomljenom crtom u ograničenom prostoru. Matematičar koji se smatra kao najzaslužniji u istraživanju fraktala je Benoit Mandelbrot. Riječ „fraktal“ skovao je 1975. godine, od latinskog pridjeva *fractus*, što znači razlomljen, slomljen, nepovezan. Fraktali su slike razgranatih linija zasnovanih na jednostavnim principima transformacije osnovnog lika. Fraktalna geometrija je vrlo korisna i ima mnoge primjene: struktura mozga je fraktalna, morska obala je slika fraktala, ustroj pluća je fraktalni, crijevne resice su u fraktalnom poretku, stablo drveta je fraktalne građe itd. Teško je dati preciznu definiciju fraktala i fraktalne geometrije. Mandelbrot je ponudio sljedeću definiciju: fraktal je skup za koji je Hausdorff dimenzija veća od topološke dimenzije. Definicija koja bi bila nešto bolja i preciznija je ona da je fraktal objekt koji ima necjelobrojnu fraktalnu (Hausdorff) dimenziju. Jedan od jednostavnijih primjera fraktalne strukture je Cantorov skup, ili Cantorova prašina. Počinje se jednom linijom. Ukloni li se središnja trećina iz te linije, a potom središnja trećina iz preostalih linija i tako dalje, dobit će se Cantorov skup, tj. skup preostalih tačaka. Takvih tačaka ima beskonačno, ali na konačnom prostoru.

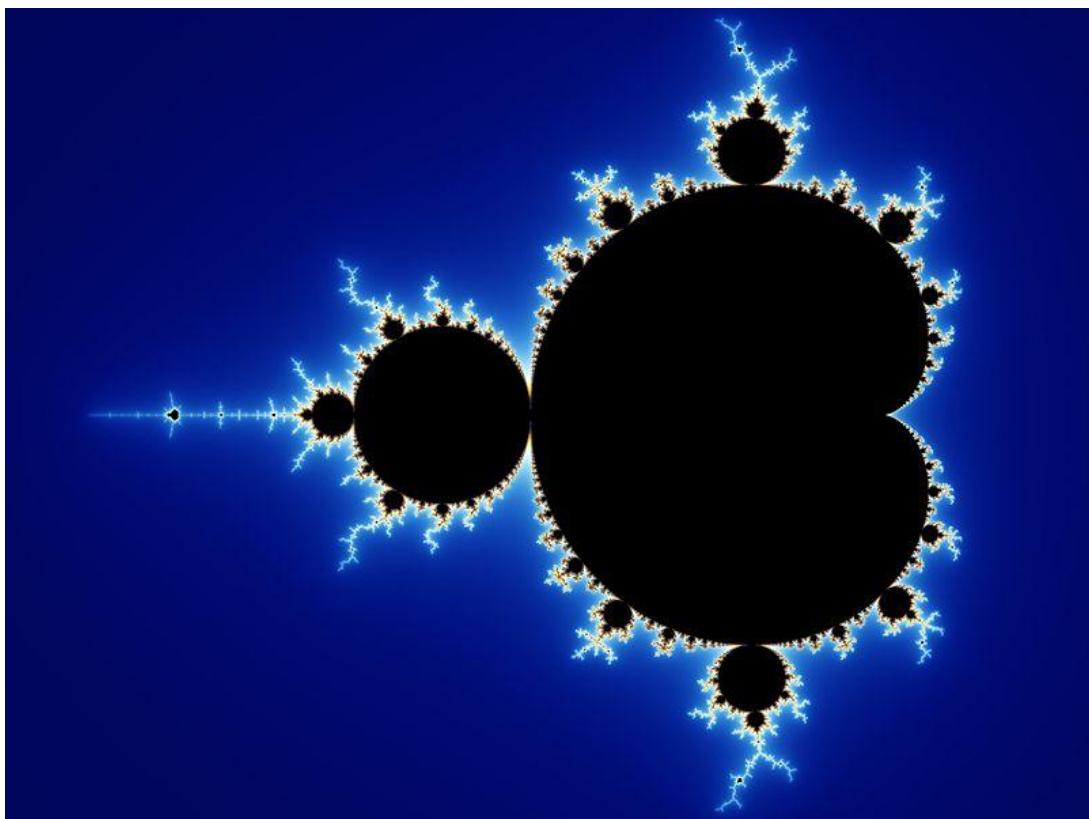


Slika 2.2 Cantorova prašina

Najpoznatiji fraktalni oblik je tzv. Mandelbrotov skup, koji je slika funkcije iteratora:

$$z_{n+1} = z_n^2 + c \quad (2.2)$$

gdje su z i c kompleksni brojevi, a $z_0 = 0$.



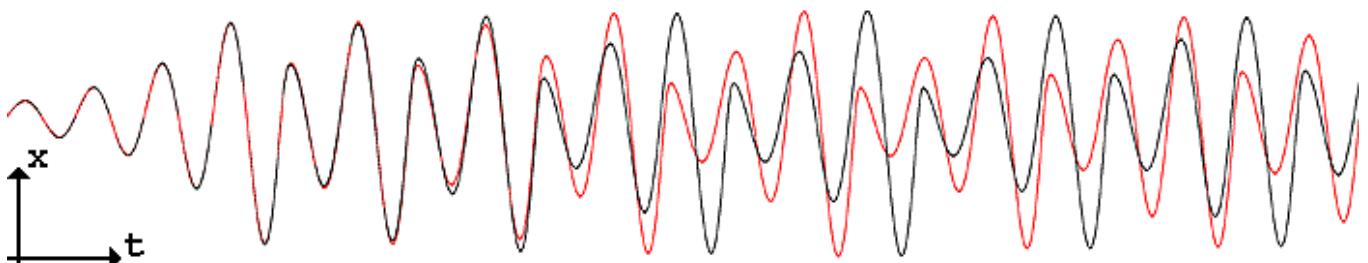
Slika 2.3 Mandelbrotov skup

Približivši jedan dio ruba Mandelbrotovog skupa bezbroj puta, uvijek se dobije „samoslična“ struktura. Samosličnost je jedna od glavnih karakteristika fraktala; dio strukture, uvećan ma koliko puta, ima oblik kao i cjelina. U prirodi je mnogo takvih primjera: već spomenuta morska

obala, kristalizirani med, snježna pahulja, brokula itd. Fraktali nalaze mnoge primjene; od računalne grafike, kompresije podataka, do predviđanja nekih stohastičkih procesa.

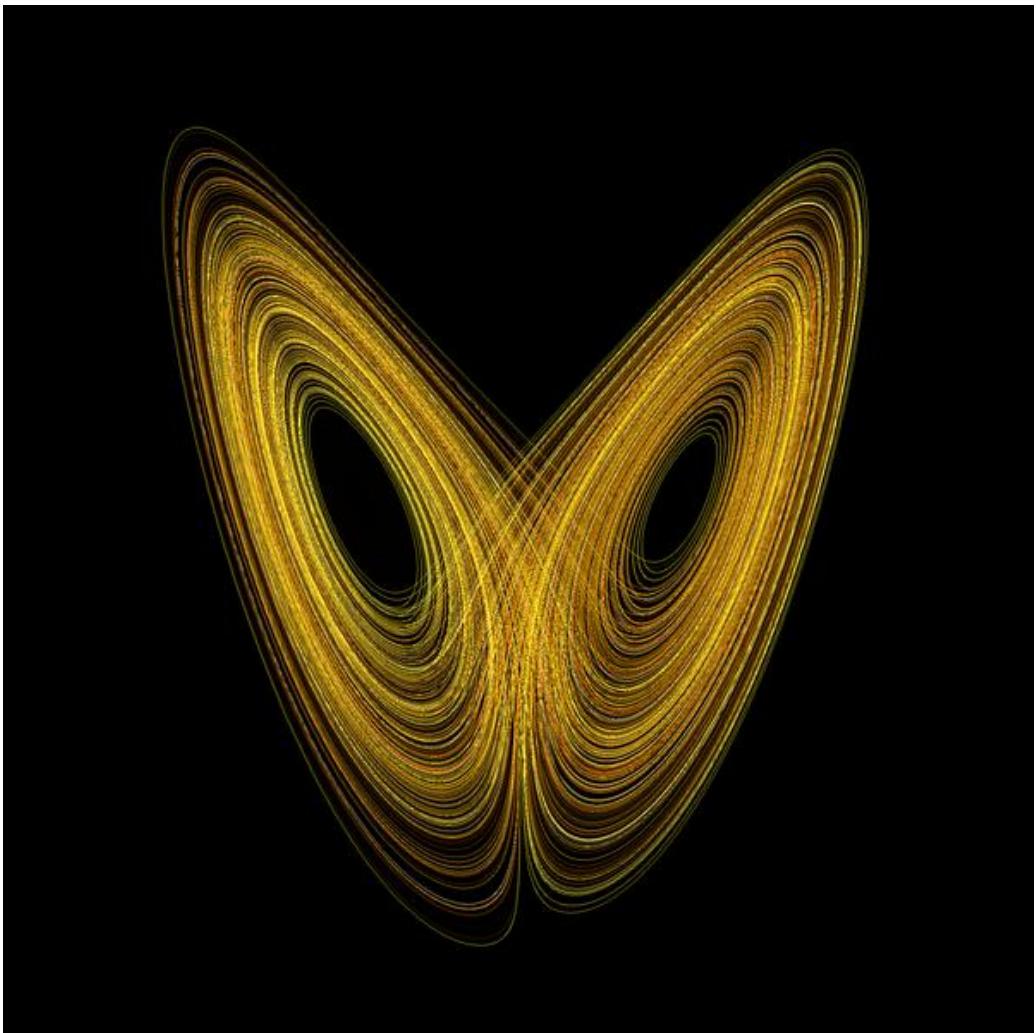
Atraktor označava vizualizaciju neprekidnog dugoročnog ponašanja dinamičkog sistema. Dugoročno gledajući, općenito se dinamički sistem ustali na atraktoru. Bit atraktora je u tome da je to jedan dio faznog prostora, ali takav da mu svaka tačka koja je započela gibanje u njegovoj blizini dolazi sve bliže i bliže. Kratkoročno, svaka tačka u faznom prostoru može predstavljati moguće ponašanje dinamičkog sistema.

Za jednostavne sisteme, atraktore je lako predstaviti slikom u ravni. Za sistem za dvije varijable, to je lako predstaviti. Na primjer, za klatno bez trenja: na jednu osu se nanosi položaj, a na drugu brzina. Tako se dobiju prepoznatljive kružne petlje. Atraktori za fluide ne mogu više biti obične petlje u ravni. Turbulencije su značile beskrajno puno oblika, bezbroj stupnjeva slobode, beskonačne dimenzije. Tu je ulogu preuzeo **neobični atraktor**. Savijanje i stezanje prostora je osnova za razumijevanje dinamike složenih sustava i njihovu vizualizaciju u vidu neobičnih atraktora koji zapravo daju sliku samoorganiziranja u prirodi. Crtanje neobičnih atraktora znači praviti krivulje koje bi vijugale u vidu dvostrukе spirale, a nikad se ne bi presijecale u prostoru određenih dimenzija. Za fluide je to značilo da se jedan dio petlje, dakle jedno krilo, formira kad toplinska energija u tom malom turbulentnom sistemu potiskuje fluid u jednom smjeru. Drugi dio petlje, drugo krilo se uspostavi kad je kotrljajuće gibanje stalo i promijenilo smjer. Složeni neobični atraktori su nacrtani tehnikom povratne karte ili Poincaréove karte. Tako je „čudesnim atraktorom“ predstavljeno gibanje u složenim dinamičkim sistemima. Edward Lorenz je, radeći na matematičkom modelu za klimu, slučajnom promjenom meteoreoloških uvjeta kao početnih parametara za 1/1000, dobio rezultate koji su značili kaos.



Slika 2.4 Lorenzova simulacija konvekcije fluida

Slika 2.4 prikazuje simulaciju atmosferskih prilika, i to jednostavni sistem od tri jednadžbe koji opisuje konvekciju fluida, što je vrlo usporedivo i blisko vremenskim promjenama. Na vertikalnoj osi ucrtana je vrijednost parametra X (sistem je opisan sa tri parametra – X, Y i Z), a na horizontalnoj osi vrijeme. U istom koordinatnom sistemu iscrtane su dvije krivulje koje opisuju dva sistema čije se početne vrijednosti razlikuju za 0.1%. U prvih nekoliko dolova i bregova uočavamo da se dvije krivulje gotovo i ne razlikuju, jer je ΔX (razlika u X parametrima dvaju krivulja) neznatna, ali nakon nekog vremena one se odvajaju, i na kraju krivulje i ne nalikuju jedna drugoj. Sličan je pokus s vodeničnim kolom.



Slika 2.5 Lorenzov čudni atraktor

Lorenz je iscrtao grafički prikaz svoje tri diferencijalne jednadžbe u faznom prostoru. Ako sistem ima n stepeni slobode - tj. varijabli – tada se n-dimenzionalni prostor u kojem se opisuju promjene tih varijabli zove **fazni prostor**. Svaka tačka u faznom prostoru ekvivalentna je određenom stanju sistema, a skup svih tačaka kroz koje prolazi sistem u svojoj evoluciji, odnosno „portret“ ponašanja tog sistema kroz vrijeme naziva se trajektorija.

Fazni portret npr. idealiziranog linearne klatne u faznom prostoru, je niz pravilnih, koncentričnih kružnica, kad se na apscisi nanosi položaj, a na ordinati brzina. Izbor kružnice ovisi o početni uvjetima. Za stvarno nelinearnu klatnu, fazni portret je dat sa više koncentričnih elipsa. Za klatnu koja stalno trenjem gubi energiju atraktor može biti tačka, jer vremenski portret sadrži staze koje se spiralno kreću prema unutra, prema tački koja znači stabilno stanje, dakle mirovanje bez ikakvog kretanja.

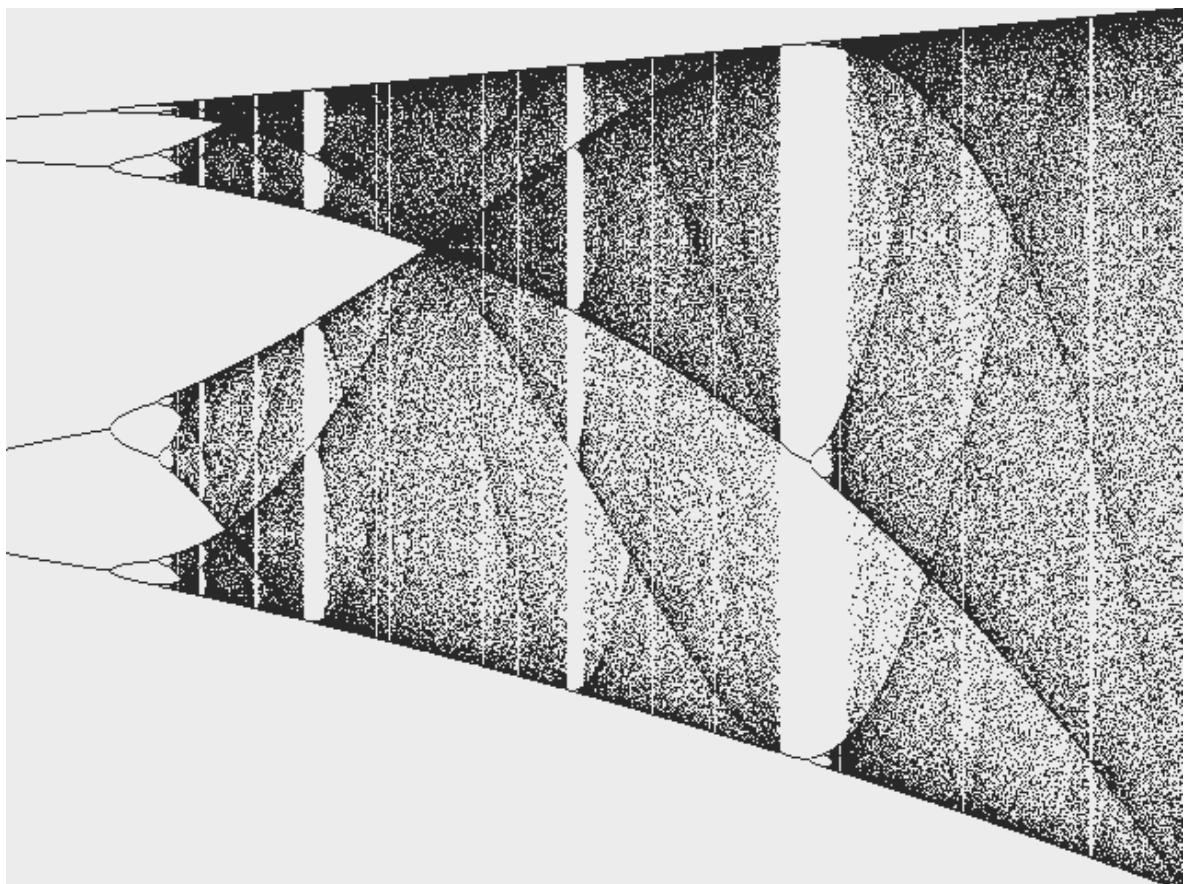
Fazni prijelazi predstavljaju promjene stanja tvari, kao kad se npr. tekućina pretvara u plin. Matematičko modeliranje faznih prijelaza dovodi do nelinearnih jednadžbi. Uz pojam faznih prijelaza ide i pojam renormalizacije, a ogleda se kroz princip samosličnosti- težnju identičnih matematičkih struktura da se pojavljuju na raznim nivoima.

Feigenbaumova konstanta predstavlja omjer između dva susjedna intervala na bifuracijskom dijagramu. Mitchell Feigenbaum je 1975. otkrio da bifurkacije „ubrzavaju“ konstantnim ubrzanjem, u smislu geometrijskog reda. Ubrzo je konstanta bila izračunata (te kasnije nazvana Feigenbaumova konstanta, s označom Δ_f), a iznosi $4.66920160910299067\dots$ Naime, ako se uzmu bilo koja tri susjedna podvostručenja, omjer razlike kontrolnih parametara prvog i drugog, i

razlike kontrolnih parametara drugog i trećeg teži ka toj konstanti, tim više što ta podvostručenja vode u atraktore većeg perioda.

Konstanta se određuje prema relaciji:

$$\Delta_f = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{r_n - r_{n-1}}{r_{n+1} - r_n} \quad (2.3)$$



Slika 2.6 Bifurkacijski dijagram

2.3 POKAZATELJI KAOSA

Oscilatorični procesi u neregularnom periodičnom režimu disipativnih sistema su osnovne karakteristike determinističkog kaosa. Kaos ima, pored neuređenih, aperiodičnih oscilacija i opšte nepredvidivosti, ipak neki unutrašnji red. Za proučavanje kaosa je prvenstveno važno odrediti te invarijantne osobine, te napraviti njegovu kvantifikaciju sa ciljem karakterizacije tipa kaotičnosti kojem pripada.

Deterministički je kaos najsloženija pojava u nelinearnoj dinamici. Zato su razvijeni brojni analitički postupci za utvrđivanje kvalitativnih i kvantitativnih pokazatelja za kaos. Samo adekvatno izabrane metode i njihova odgovarajuća kombinacija daju o kaosu, za neki konkretni dinamički sistem, potrebne informacije.

2.3.1 KVALITATIVNI POKAZATELJI KAOSA

Osim bifurkacijskih prikaza, osnovni instrumenti za opisivanje kaosa su [2]:

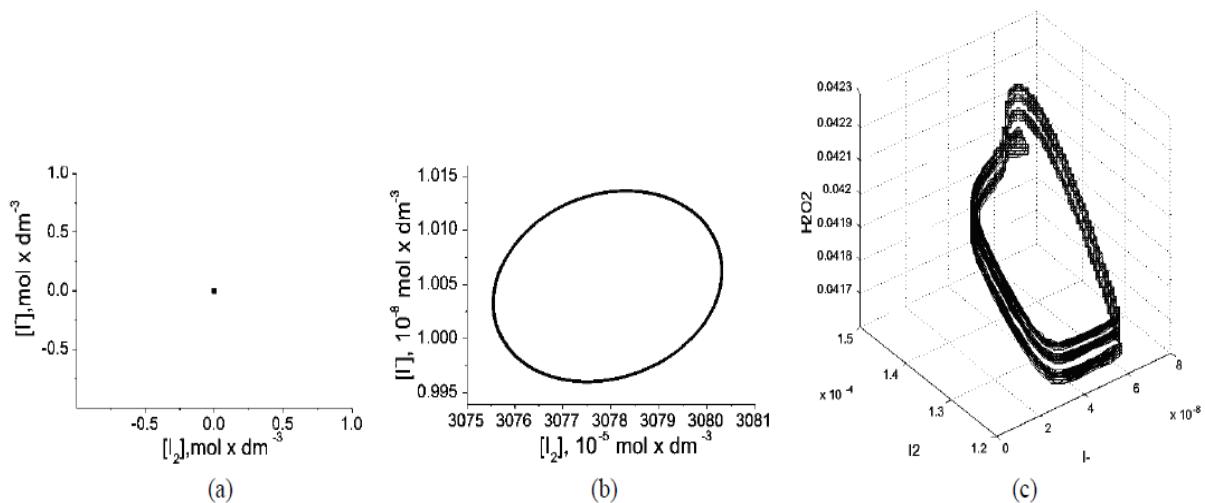
- atraktori,
- spektar snage,
- autokorelaciona funkcija,
- Poincaré-ovi presjeci,
- metoda razlaganja po singularnim vrijednostima.

Ovo su, dakle, osnovni elementi pratećeg aparata za izučavanje kvalitativnih karakteristika determinističkog kaosa. Često se koriste ovi pristupi na različite načine i u različitim kombinacijama kako bi se neka kaotična dinamika identificirala i kvalitativno odredila. Svaki konkretni sistem ipak ima specifičnu kaotičnost, pa treba i specifična tehnika da se ta kaotičnost prepozna i upozna.

2.3.1.1 Atraktori

U teoriji determinističkog kaosa atraktori predstavljaju glavnu bihevioralnu predodžbu kaotičnosti. To je onaj geometrijski lik, ili objekat, koji predstavlja skupinu konačnih trajektorija nekog sistema. Ova definicija proizilazi iz same energetske suštine nekog disipativnog dinamičkog sistema, jer se zapremina faznog prostora koju oblikuju njegove trajektorije s vremenom svodi na jednu reduciraju, konačnu formu. U taj skup tačaka se onda sve trajektorije sistema neminovno slijevaju.

Na slici 2.7 su date tri osnovne varijante atraktora.



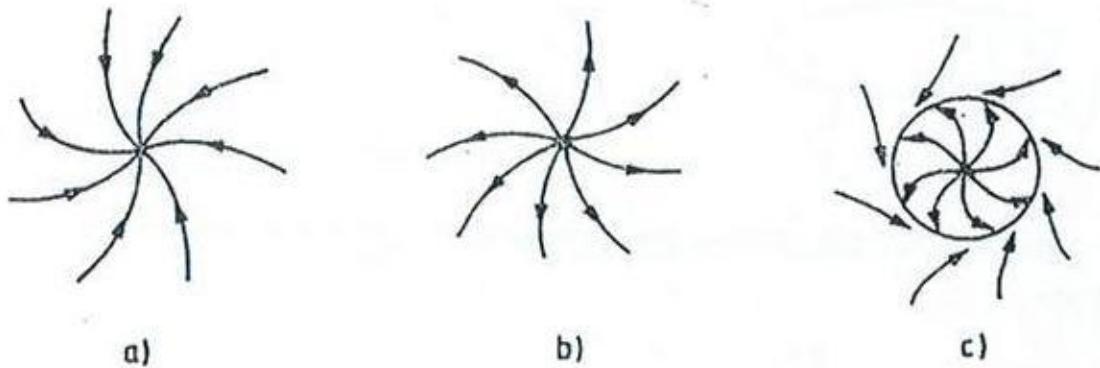
Slika 2.7 Tri vrste atraktora

Na slici 2.7 pod (a), atraktor je jedna tačka, a to je ona geometrijska struktura koja odražava stacionarnu, fiksnu tačku, koja u principu može biti stabilna ili nestabilna. Stabilna je ukoliko u sebe privlači sve trajektorije iz domena atrakcije i sve završavaju u toj jednoj tački.

Slika 2.7 (b) predstavlja granični ciklus kao poseban oblik atraktora u vidu kružne petlje u faznom prostoru. On govori da je u pitanju dinamički sistem sa pravilnim periodičnim kretanjem. Općenito, granični ciklus nastaje kad fiksna tačka postane nestabilna, pa promjenom parametra ponor postane izvor i on onda formira zatvorenu liniju. Na ovoj slici je predstavljen slučaj graničnog kruga kao slike periodičnog kretanja kada postoji samo jedna perioda i jedna frekvencija. Ovaj krug, dakle, ne predstavlja kaos, već njegov rub.

Na slici 2.7 pod (c) je predstavljen čudni atraktor za slučaj kaosa u simulaciji Bray-Liebhafsky oscilatorne reakcije. Ovdje je geometrijska struktura atraktora vrlo složena, jer se trajektorije dinamičkog sistema grupisu također na kaotičan način i tako prave čudnu, fraktalnu strukturu u vidu klupka sa bezbroj isprepletenih niti koje su međusobno ipak odvojene. Takva struktura proizilazi iz fizikalne suštine kaosa, jer je u pitanju kretanje koje nije ni periodično ni ravnotežno.

Na slici 2.8 su prikazani slučajevi stabilne ravnotežne tačke (a), jer se vidi da privlači sve gravitirajuće trajektorije u vidu ponora, nestabilne ravnotežne tačke (b), jer može biti izvor ili sedlo, te granični krug (c) kao atraktor za jednostavna periodična kretanja, kao što je klatno.

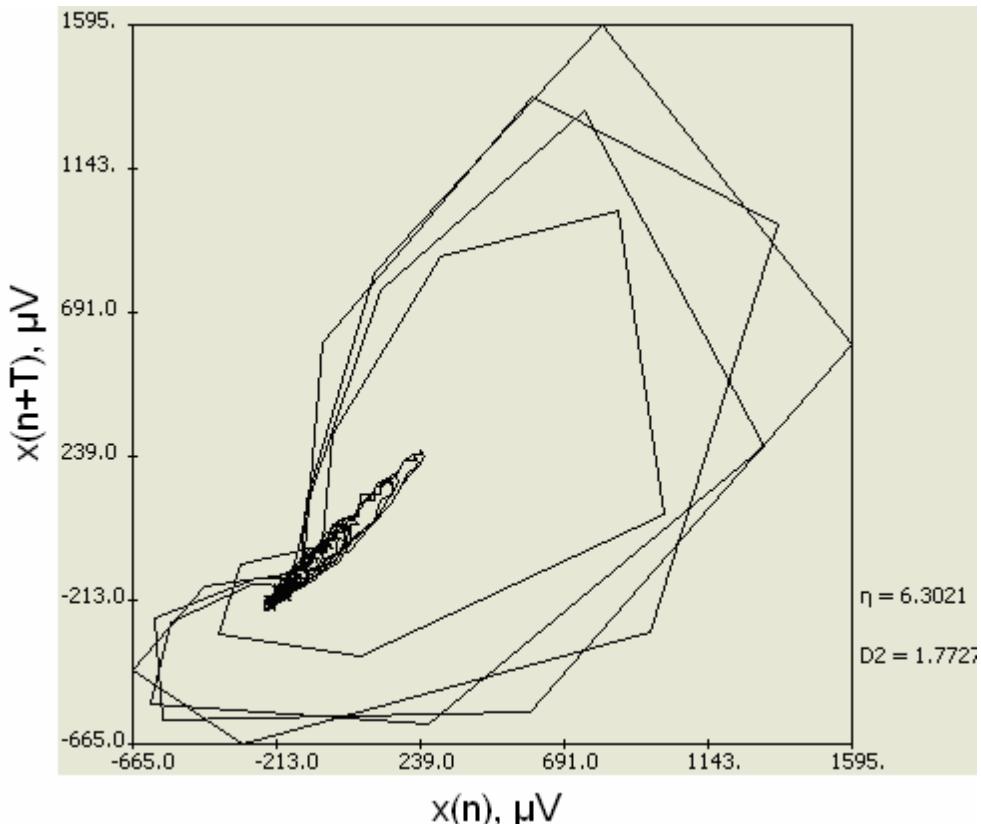


Slika 2.8 a) stabilna ravnotežna tačka, b) nestabilna ravnotežna tačka, c) granični krug

Čudni je atraktor stvarna slika kaosa i njihova pojava je najbolji znak da je neki sistem ušao u kaotično stanje. Geometrijski, on predstavlja specifično oblikovan dio faznog prostora unutar kojeg se odvija to kaotično kretanje u kojem nema ponavljanja, odnosno identičnih trajektorija. Ovaj snop trajektorija koji čine čudni atraktor je beskonačna izmotana linija u konačnom faznom prostoru, i takva geometrijska struktura je stabilna, niskodimenzionalna i neperiodična.

Osnovna svojstva čudnih atraktora proizilaze iz dvije suštinske karakteristike kaosa:

- njegova kompleksna, fraktalna geometrija odražava osjetljivost na početne uslove,
- fizikalno svojstvo dissipativnosti trajektorije drži na atraktoru kao ograničenoj zapremini.



Slika 2.9 Kaotični atraktor srca

Na slici 2.9 je prikazan kaotični atraktor normalnog srčanog ritma [3]. Riječ je o fazno-prostornoj rekonstrukciji normalnog srčanog ritma, preuzetog iz MIT-BIH baze podataka normalnih sinusnih ritmova (MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database), broj snimke 16272, prvih $N=500$ tačaka snimke, parametar $T=1$. Dva broja na desnoj strani slike su prostorno popunjavajući indeks η , koji daje kvantitativni opis gustoće tačaka na atraktoru, pomnožen sa faktorom 10^3 , i korelacijska dimenzija D_2 .

2.3.1.2 Autokoreaciona funkcija

Autokoreaciona funkcija predstavlja specijalan slučaj korelace funkcije aperiodičnih signala. Definira se relacijom [4]:

$$\rho_{11}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(\tau)f(t+\tau)d\tau \quad (2.4)$$

Relacija je sama po sebi bitna za ispitivanje prisustva kaosa, a još se iz nje izvode spektar snage, koji je još jedan od aparata za ispitivanje kaosa, i Parsevalova teorema, koja je bitna za računanje energije signala.

Autokorelaciona funkcija, dakle, mjeri korelaciju (tj. sličnost) signala sa samim sobom u različitim vremenskim intervalima. Autokorelacija je tako visoka za regularna kretanja, dok u slučaju kaosa ona brzo opada na nulu. Ovo opadanje autokorelace funkcije na nulu je jedan od kvalitativnih pokazatelja za prisustvo determinističkog kaosa.

2.3.1.3 Spektar snage

Spektar snage je dio analitičkog aparata za potpuniju identifikaciju kaosa u nekom dinamičkom sistemu. Grafička prezentacija ovog spektra pruža vizuelnu informaciju o tome da li se radi zaista o kaosu ili je riječ o složenom periodičnom kretanju uslijed djelovanja više različitih frekvencija.

Spektar snage predstavlja kvadrat modula Fourierove transformacije duž neke trajektorije i izvodi se na sljedeći način [4]:

$$\begin{aligned} \rho_{11}(t) &= \int_{-\infty}^{+\infty} f(\tau)f(t+\tau)d\tau = \int_{-\infty}^{+\infty} f(\tau) \left[\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(j\omega)e^{j\omega(t+\tau)}d\omega \right] d\tau = \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(j\omega)e^{j\omega t} \left[\int_{-\infty}^{+\infty} f(\tau)e^{j\omega\tau}d\tau \right] d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(j\omega)F(-j\omega)e^{j\omega t}d\omega = \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(j\omega)F^*(j\omega)e^{j\omega t}d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} |F(j\omega)|^2 e^{j\omega t}d\omega \end{aligned} \quad (2.5)$$

Dakle:

$$\rho_{11}(t) \xrightarrow{F.T.} |F(j\omega)|^2 \quad (2.6)$$

Funkcija $|F(j\omega)|^2$ predstavlja spektar snage. Ako se $|F(j\omega)|^2$ označi sa $S_{11}(\omega)$, može se pisati:

$$S_{11}(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \rho_{11}(t)e^{-j\omega t}dt \quad (2.7)$$

Pošto je $f(t)$ realna funkcija, vrijedi:

$$\rho_{11}(t) \xrightarrow{F.T.} F(-j\omega)F(j\omega) = F^2(\omega) = S_{11}(\omega) \quad (2.8)$$

Vidi se da je fazni spektar nula, jer se autokorelaciona funkcija dobije pomjeranjem signala u odnosu na samog sebe, što nije vezano za koordinatni početak, odnosno vremensko pomjeranje. Ova metoda sa spektrom je pogodna za kvalitativno razlikovanje periodičnog kretanja sa više frekvencija (dakle, kvaziperiodičnog) od kaotičnog kretanja.

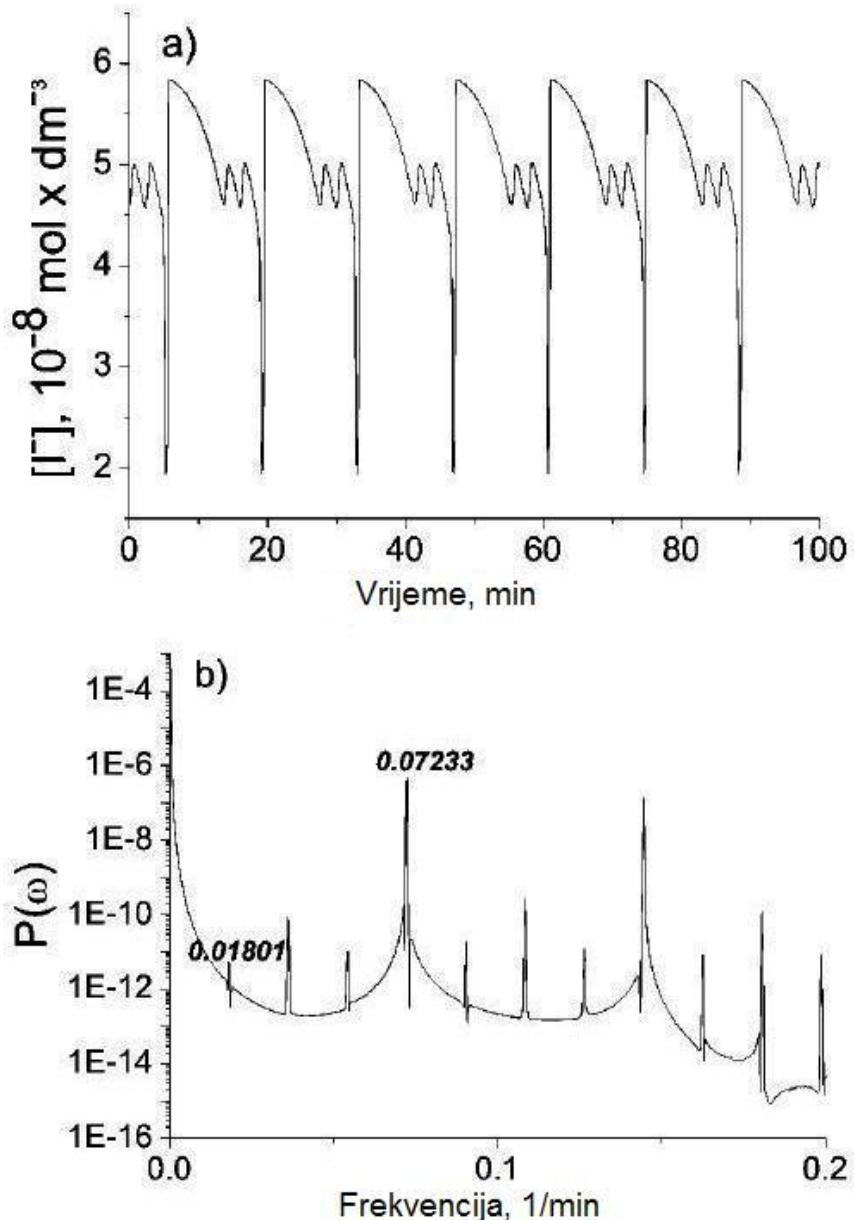
Naime, u spektru periodičnog kretanja vide se samo oštре linije koje odgovaraju određenim frekvencijama, dok u spektru kaosa prevladava širok ravan kontinuum. Pri tome treba imati u vidu razlike između teorijskih i eksperimentalnih spektara.

Dok se kod teorijskih spektara na dozvoljenim frekvencijama nalaze Diracove δ – funkcije, kod eksperimentalnih njihove spektralne linije moraju imati spektralnu širinu najmanje $2\pi/T$, gdje je T ukupno vrijeme mjerena [5]. Zatim, kod eksperimenta postoji i eksperimentalni šum, kojeg također treba razlikovati od kaosa.

Isto tako, treba naglasiti da, iako eksperiment može razlikovati kvaziperiodična kretanja sa dvije, tri ili više osnovnih frekvencija, takva su kretanja u prirodi rijetka. Naime, nelinearna sprega između modova na različitim frekvencijama ima tendenciju rušenja kvaziperiodičnih kretanja sa tri ili više nezavisnih frekvencija, te da ih zamijeni kaosom [5].

Ovi spektri su vrlo praktični za vizuelizaciju periodičnih i kvaziperiodičnih pojava te njihovo razlikovanje od kaotičnih, ali ipak spektri snage nisu mnogo korisni u analizi kaotičnih pojava. Hendikep ove metode za ispitivanje kaosa je u tome što je bazirana na kvadratu modula, gubi informaciju o fazama, a što je veoma važno za predstavljanje kaosa čudnim atraktorima.

Radi primjera, na slici 2.10 su data dva dijagrama od kojih a) predstavlja vremenski dijagram za simulaciju Bray-Liebhafsky oscilatorne reakcije pri jednoj vrijednosti protoka od $4.9201 \times 10^{-3} min^{-1}$, a slika pod b) predstavlja pripadajući spektar snage.



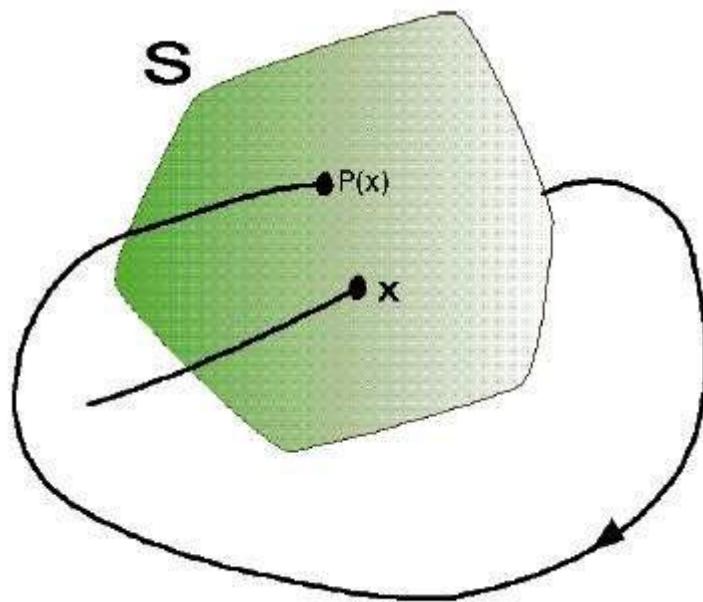
Slika 2.10 Bray-Liebhafsky oscilatorna reakcija: a) vremenski dijagram, b) spektar snage

Spektar snage općenito daje informaciju o broju i tipu velikih oscilacija u vremenskom dijagramu. Na prethodnoj pod b) se vidi da je glavni skok na frekvenciji od 0.07233 min^{-1} , a recipročna vrijednost frekvencije glavnog skoka odgovara rastojanju između dva uzastopna vrha. Ovaj pristup omogućuje identifikaciju dinamike u sistemu sa udvostručavanjem perioda.

2.3.1.4 Poincaré-ovi presjeci

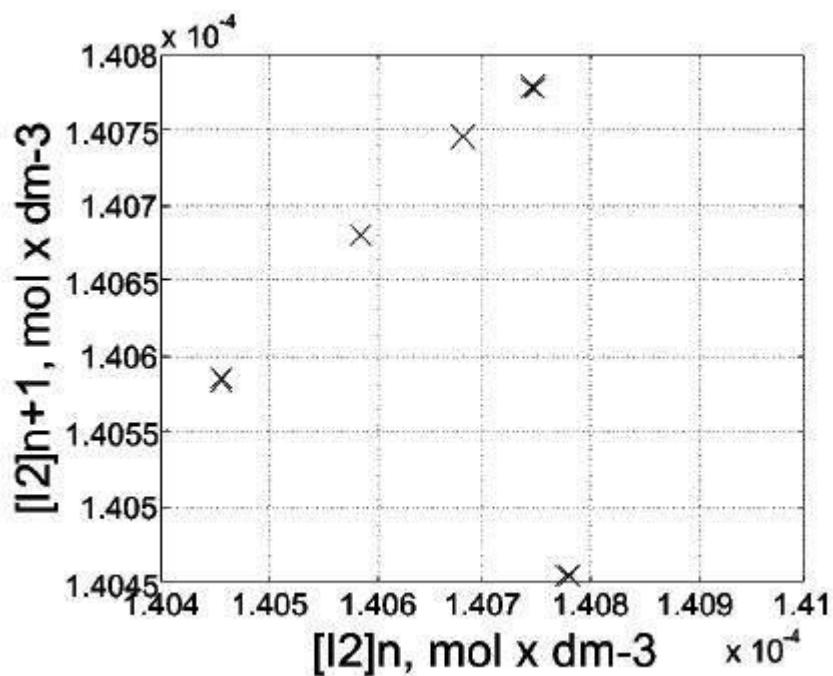
U analizi dinamičkih sistema se često koristi metoda pod imenom Poincaré-ovi presjeci (u dalnjem tekstu: Pp). To je skup tačaka u presjeku neke trajektorije u m-dimenzionalnom faznom prostoru i neke hiperravni dimenzija (m-1). Iz izgleda tog presjeka se može odrediti karakter posmatranog kretanja. Kad je kaos u pitanju, kaotične tačke ispunjavaju cijelu ravan presjeka.

Na sljedećim slikama je dat primjer ovih presjeka za tri slučaja.



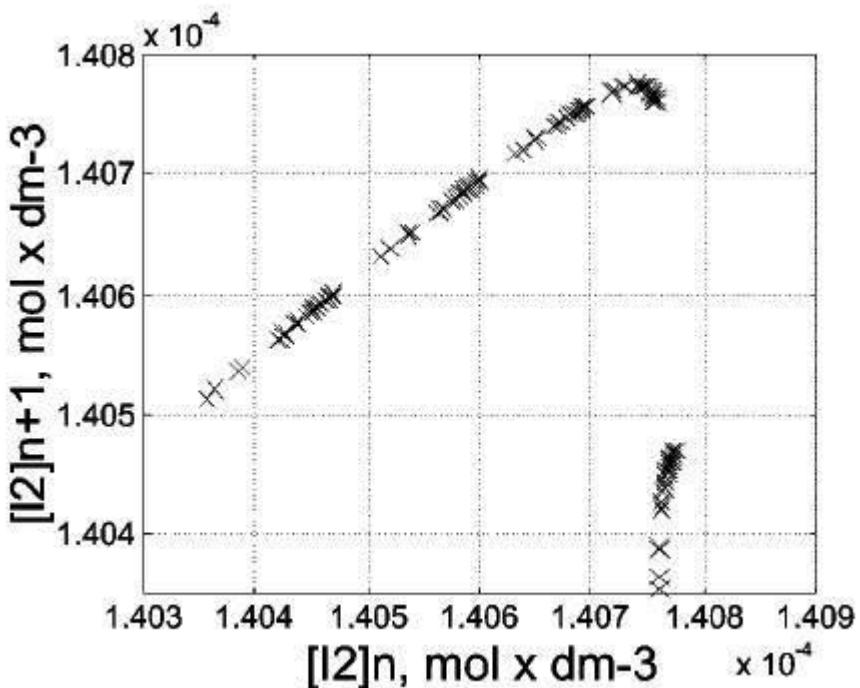
Slika 2.11 Princip Poincaré-ovih presjeka

Varijanta na slici 2.11 predstavlja princip Pp-a, odnosno prodiranja trajektorije kroz ravan koja je transverzalna na njen tok, pri čemu se uzimaju samo ulazne tačke.



Slika 2.12 Poincaré-ov presjek pravilnih oscilacija

Varijanta na slici 2.12 predstavlja Pp za slučaj pravilnih oscilacija, odnosno onaj Pp što odgovara vremenskoj seriji sa četiri velike i jednom malom oscilacijom.



Slika 2.13 Poincaré-ov presjek kaosa

Na slici 2.13 je dat Pp koji odgovara kaosu u Bray-Liebhaskyjevoj oscilatornoj dinamici. Općenito, kad je u pitanju kaos, na Pp-u nema pravilnih likova, zato što u kaosu nema vraćanja trajektorija u istu tačku. Pp-i daju grubu i dosta nejasnu sliku kaosa, ali su pogodni u analitičkim tehnikama zato što se u dvodimenzionalnoj ravni može otkriti osnovni karakter posmatranog dinamičkog procesa, a koji inače pripada višedimenzionalnom faznom prostoru.

2.3.1.5 Metoda razlaganja po singularnim vrijednostima (SVD)

Postoji više metoda da se na bazi nekog vremenskog dijagrama, iz neke vremenske serije jedne promjenljive formira čudni atraktor. Metoda razlaganja po singularnim vrijednostima u ovom pogledu daje dobre rezultate, pa se iz vremenskog domena može preći na kvalitativnu dinamiku nelinearnih sistema. Iako je cijelovitija od poznate metode Takensa, ima nekih mana – singularne vrijednosti pokazuju eksponencijalno opadanje, umjesto naglog pada.

Ako se posmatra dinamički sistem čiji opis je dat sistemom diferencijalnih jednačina:

$$\frac{dX}{dt} = F(X) \quad (2.9)$$

gdje su $X (x_1, x_2, x_3, \dots)$ vektori stanja posmatranog sistema.

Na osnovu Takenove teoreme se može dobiti $N \times d$ matrica trajektorije \mathbf{A} koja sadrži sve bitne informacije o topologiji atraktora dinamičkog sistema:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v(\tau) & v(2\tau) & \dots & v(d\tau) \\ v(2\tau) & v(3\tau) & \dots & v((d+a)\tau) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ v(N\tau) & v((N+1)\tau) & \dots & v((N+d-1)\tau) \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

gdje je:

- v promjenljiva, npr. $v = x_1$,
- τ razlika između dva uzastopna mjerenja,
- d je dimenzija prekrivanja,
- $Y(t)$ je d -dimenzioni vektor,
- $N+d-1$ ukupan broj eksperimentalnih tačaka.

Ako je dimenzija prekrivanja d jednaka broju linearne nezavisnih vektora koji se mogu dobiti iz ranga matrice trajektorije \mathbf{A} , onda se ova matrica primjenom SVD metode može razložiti na:

$$\mathbf{A} = \mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^T \quad (2.11)$$

pa se onda može dobiti i:

$$\bar{\mathbf{A}} = \mathbf{U}\mathbf{S}_1\mathbf{V}^T \quad (2.12)$$

gdje je $\bar{\mathbf{A}}$ filtrirana verzija orginalne matrice trajektorije \mathbf{A} , a \mathbf{S}_1 matrica sa najvećim singularnim vrijednostima iz matrice \mathbf{S} . Metoda SVD je tako zasnovana na identificiranju cjelobrojne vrijednosti broja ortogonalnih baznih vektora.

2.3.2 KVANTITATIVNI POKAZATELJI KAOSA

Osnovne (dakle, najbitnije) karakteristike svih kaotičnih sistema su:

- oni su nelinearni,
- oni su disipativni (otvoreni su i rasipaju energiju) pa im treba vanjska pobudna sila (za razliku od konzervativnih, hamiltonijanskih sistema),
- osjetljivi su na početne uslove ,
- i u kaotičnosti ipak imaju neka deterministička svojstva,
- ne može se kvalitetno izučavati i primjenjivati ova oblast dinamike bez upotrebe kompjutera .

Osnovne kvantitativne karakteristike determinističkog kaosa koje služe za kompletну analizu složenih dinamičkih sistema su [2]:

- Ljapunovljevi eksponenti,
- Kolmogorovljeva entropija (K-entropija),
- fraktalne dimenzije.

Ove metode su dragocjene pošto pomažu identifikaciji oblika dinamike u graničnim slučajevima. Naime, u blizini bifurkacije nije moguće tačno utvrditi da li se odvijaju regularne oscilacije ili se dešavaju kaotični procesi.

I ove metode služe za karakterizaciju kaosa kako bi se rasvijetlio i taj aspekt dinamike sistema. Na taj način se u praktičnim primjenama može pokazati ogromna korist, jer samo potpuno poznati sistemi mogu u praksi biti pouzdani. Ta praksa može značiti dijagnostičke metode u raznim oblastima, optimizacione metode u upravljanju objektima i procesima, potpunije projektovanje i dizajniranje raznih dinamičkih sistema, itd.

2.3.2.1 Ljapunovljevi eksponenti

Disipativni dinamički sistemi imaju tendenciju stezanja faznog prostora, kojeg omeđuju njegove trajektorije, kako vrijeme teži beskonačnosti, pa na kraju tog procesa akumulacije trajektorija formira neki geometrijski objekt nazvan **atraktor**.

Ljapunovljev eksponent pokazuje kako se dinamički proces odvija za neki sistem, a na osnovu praćenja rastojanja između dvije bliske početne tačke. Na samom atraktoru ovo rastojanje jako varira, ali je njihova srednja vrijednost invarijantna. Ova metoda je posebno pogodna za klasifikaciju stacionarnih ponašanja i atraktora. Našla je široku primjenu u medicini pri analizi kaotičnih signala, na primjer u radu srčanog ritma.

Zavisno od dimenzionalnosti pripadajućeg atraktora, posmatrani dinamički sistem ima korespondentne vrijednosti Ljapunovljevih eksponenata (u dalnjem tekstu : L-e). Posmatrane dvije tačke prema čijem uzajamnom odnosu se i bazira ova metoda na atraktoru su bliske, ali se onda udaljavaju na atraktoru različitim brzinama, pa ako je srednja vrijednost najvećeg Ljapunovljevog eksponenta pozitivna, radi se o kaotičnom sistemu. Suština ovakve analize je utvrđivanje konvergencije ili divergencije za neke bliske trajektorije.

Osnovna definicija za L-e je:

$$\lambda = \frac{1}{n} \ln \frac{d_n}{d_0} \quad (2.13)$$

a dobije se postupkom koji počiva na odabiru serije uzoraka $x(t_0), x(t_1), x(t_2), \dots$ za koju se uzima isti vremenski interval radi jednostavnije analize, pa ako je „ τ “ vremenski interval između dva uzorka, slijedi:

$$n\tau = t_n - t_0 \quad (2.14)$$

Ako je posmatrani sistem u stanju kaotičnog ponašanja, onda se bliske trajektorije razdvajaju. Zbog toga odaberemo neko x_i i neko blisko x_j , pa se može formirati niz ovakvih razlika:

$$\begin{aligned} d_0 &= |x_j - x_i| \\ d_1 &= |x_{j+1} - x_{i+1}| \\ d_2 &= |x_{j+2} - x_{i+2}| \\ &\vdots \\ d_n &= |x_{j+n} - x_{i+n}| \end{aligned} \quad (2.15)$$

Ako ovakav niz sa porastom vrijednosti „n“ opada eksponencijalno, onda važi sljedeća relacija:

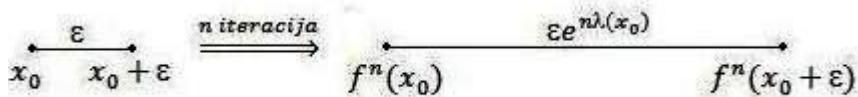
$$d_n = d_0 e^{\lambda n} \quad (2.16)$$

pa se nakon logaritmiranja dobije navedena vrijednost za L-e u vidu λ (relacija 2.13).

Ovaj postupak zapravo se može pokazati polazeći od jednodimenzionalnog preslikavanja tipa:

$$x_{n+1} = f(x_n) \quad (2.17)$$

pri čemu je ε početno rastojanje između dvije bliske tačke koje se tokom n-iteracija razdvajaju, kako je to pokazano na slici 2.14.



Slika 2.14 Princip Ljapunovljevih eksponenata

Sa slike je vidljivo da, ukoliko se početno rastojanje ε nakon provedenih n-iteracija mijenja po zakonu:

$$\varepsilon e^{n\lambda(x_0)}. \quad (2.18)$$

Princip L-e se svodi na relaciju:

$$|x_{n+1} - y_{n+1}| \approx e^{n\lambda} |x_1 - y_1| \quad (2.19)$$

gdje vrijedi:

- (i) za parametar $\lambda < 0$ proces je u stabilnom režimu,
- (ii) za parametar $\lambda = 0$ proces je u periodičko-bifurkacijskom režimu,
- (iii) za parametar $\lambda > 0$ proces je u kaotičnom režimu.

Vrijedi relacija:

$$\lambda(x_0) = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n \ln |\dot{f}(x_i)| \quad (2.20)$$

Za kvantitativnu tehniku baziranu na L-e se generalno može reći sljedeće:

- Ljapunovljevih eksponenata ima onoliko koliko i dimenzija u konkretnom faznom prostoru i oni sačinjavaju Ljapunovljev spektar dinamičkog stanja,
- L-e se dobivaju u različitim vrijednostima za jedan dinamički sistem na osnovu divergentnog procesa tokom vremena za dvije u startu bliske tačke,
- L-e se redaju u opadajućem nizu,
- ukoliko je jedan L-e pozitivan sistem je kaotičan,
- za bilo koji atraktor, po logici disipacije, ukupna kontrakcija mora biti veća od ukupne ekspanzije, pa važi relacija:

$$\sum \lambda_i < 0, \quad (2.21)$$

- za granični krug važi $\lambda_1 = 0$,
- za torus važi $\lambda_1 = \lambda_2 = 0$, a ostali eksponenti su negativni, tj. $\lambda_i < 0$,
- u slučaju čudnih atraktora najmanje jedan L-e mora biti veći od nule,
- iz spektra L-e moguće je izračunati druge dinamičke karakteristike atraktora, kao što su K-entropija i Ljapunovljeva fraktalna dimenzija.

Tehnika sa L-e ima i svojih mana, a najveće su:

- matematički postupak je složen i dug,
- dolazi do grešaka određivanja zbog rasipanja tačaka,
- mora se provoditi postupak usrednjavanja izračunatih vrijednosti za L-e,
- trajektorije koje se porede ne smiju biti previše blizu u vremenskom nizu.

2.3.2.2 K-entropija

Ova metoda otkriva mjeru neuređenosti, odnosno stepen kaotičnosti nekog dinamičkog sistema. Zasniva se na jednostavnoj logici po kojoj je količina informacija o nekom sistemu vezana za njegovu neuređenost, odnosno stepen prisutne entropije. Zgodna je za razlikovanje regularnog ili slučajnog kretanja od kaotičnosti.

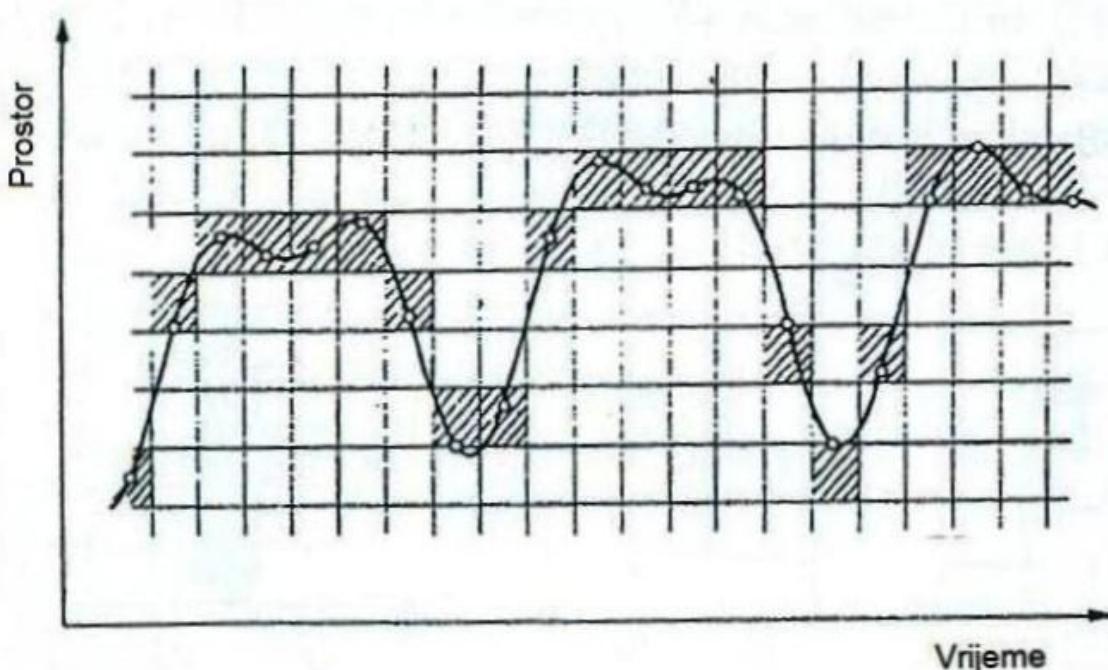
Ova metoda je data kao granična vrijednost:

$$K = \lim_{l \rightarrow 0} \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} I(l, T) \quad (2.22)$$

gdje je $I(l, T)$ količina informacija dobivena praćenjem trajektorije u intervalu T sa preciznošću l .

Po ovome se vidi da je K-entropija tehnika za mjerenje količine informacija potrebne za precizno određivanje trajektorije u faznom prostoru. Isto tako, navedeni izraz se može tumačiti i kao brzina gubljenja neke početne informacije o položaju sistema u faznom prostoru.

Na slici 2.15 je data trajektorija nekog dinamičkog sistema u ravni prostor-vrijeme, gdje je fazni prostor podijeljen na ćelije zapremine l^m , a vrijeme na intervale posmatranja nt. Vidi se da je princip u traženju vjerovatnoće da se $x(t)$ u trenutku $t=0$ nađe u odgovarajućoj ćeliji.



Slika 2.15 Trajektorija dinamičkog sistema u ravni prostor-vrijeme

Praktična primjena K-metode se sastoji u sljedećem:

- kad je u pitanju regularna dinamika onda je $K = 0$,
- za slučajna kretanja K ide u beskonačnost, odnosno tada važi $K \approx \ln N \rightarrow \infty$,
- u slučaju kaosa K ima vrijednost između nule i beskonačnog,
- kod jednodimenzionalnih kaotičnih sistema K -entropija je jednaka Ljapunovljevom eksponentu,
- u više dimenzija, u slučaju više pozitivnih L -e važi relacija:

$$K = \sum \lambda_i^+. \quad (2.23)$$

2.3.2.3 Fraktalne dimenzije

Fraktali su prava slika kaotičnosti, odnosno simbol kaotičnosti. Fraktal je skup tačaka čija je stvarna dimenzija veća od topološke. Fraktalna matematika opisuje i analizira pravilnu geometriju nepravilnog svijeta, beskrajnu složenost, ali i pravilnost svega u prirodi.

Osnovna karakteristika frakata je samosličnost, odnosno osobina da je geometrijska struktura nekog sistema u cijelini prisutna i u svakom njegovom dijelu. Fraktalnu dimenziju sebi sličnog skupa možemo predočiti relacijom:

$$d = \frac{\log P}{\log s} \quad (2.24)$$

koja znači da se posmatrani objekt sastoji od P kopija samog sebe, ali umanjenih za faktor s . Dimenzionalnost atraktora je vezana sa dinamikom, jer za sistem daje ocjenu broja stvarnih stepeni slobode. Inače za dimenzionalnost atraktora, koji ima fraktalnu strukturu u prostoru stanja, važe slijedeća pravila:

- ako je atraktor fiksna tačka onda je njegova dimenzija nula,
- ako je atraktor linija njegova je dimenzija jedan,
- površina ima dimenziju dva,
- zapremina ima dimenziju tri.

U principu, atraktori dinamičkih sistema mogu biti monofraktali ili multifraktali. Dimenzije atraktora u multidimenzionom prostoru se mogu odrediti na bazi srednjeg Ljapunovljevog eksponenta u tom prostoru. Postupak je sljedeći:

Ako su L -e poredani u spektar po sistemu:

$$\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_d \quad (2.25)$$

te ako je „ j “ najveći cijeli broj za koji važi:

$$\lambda_1 + \lambda_2 + \dots + \lambda_j > 0 \quad (2.26)$$

onda se Ljapunovljeva dimenzija definiše kroz izraz:

$$D_L = j + \frac{\sum_{i=1}^j \lambda_i}{-\lambda_{j+1}} \quad (2.27)$$

III SRCE I KARDIOVASKULARNI SISTEM

Srce je dio kardiovaskularnog sistema, specijalizovanog fiziološkog sistema, životno važnog za svaki organizam. Prema sistemskoj anatomiji čovjeka, sistem za krvotok proučava angiologija. Kardiovaskularni sistem omogućava izmjenu materija i energije u ćelijama kao osnovnim građevnim i funkcionalnim jedinicama svakog živog bića.

Uz probavni i dišni, krvotvorni sistem obezbeđuje stalnu i optimalnu energiju za cijeli organizam. Srce je zapravo jedna mehanička pumpa koja obezbeđuje kružni tok krvi i limfe kroz sve dijelove tijela, pomoću krvnih sudova.

3.1 KRV

Krv je tkivo u tečnom stanju. Riječ je o gustoj, neprozirnoj i crvenoj tekućini. Ona je vrlo kompleksne građe jer su i funkcije koje obavlja vrlo složene i delikatne. U tijelu čovjeka u prosjeku ima oko 5 litara krvi koja je uvijek u pokretu. Ta dinamika uglavnom potiče od srca, a cilj joj je doprijeti do svakog dijela organizma. Krv je toliko važna za ljudski organizam da gubitak 30% krvi ugrožava ljudski život, a gubitak polovine krvi izaziva smrt.

Krv se sastoji od:

- **eritrocita**, krvnih ćelija crvene boje (zbog hemoglobina), koje do ćelija u organizmu prenose kisik, životno važan za odvijanje ćelijskog metabolizma, odnosno za proces izgaranja hrane, tj. oksidaciju,
- **leukocita**, bijelih krvnih ćelija (zrnaca) koji imaju direktnu odbrambenu ulogu jer uništavaju štetne mikroorganizme i kupe „otpad“ iz organizma (uginule ćelije i odumrle dijelove tkiva), te preventivnu ulogu zaštite preko limfocita od raznih bolesti,
- **trombocita**, sitnih krvnih pločica, koje sprečavaju gubitak krvi iz rane, jer djeluju na zgrušavanje krvi.
- **krvne plazme**, koja je žućkasto providna tečnost- medij za držanje na okupu svih sastojaka krvi, ali takav da i ona sadrži osim vode (90%), još i bjelančevine, masti, grožđani šećer, hormone, kiseline, itd.

Krv također ima i ove posebne funkcije:

- hranljive materije iz probavnih organa prenosi u tkiva i ćelije
- nepotrebne materije iz organa i ćelija odnosi i predaje organima za izlučivanje
- prenosi hormone koji utječu na razvoj i rast organizma te usklađivanje rada organa u ljudskom organizmu
- utječe na regulaciju tjelesne temperature

Gubitak krvi kod jedne osobe se može nadoknaditi uzimanjem od druge (transfuzija), ali to mora biti ista krvna grupa, pri čemu postoje četiri grupe: A, B, AB i 0. Za krv je također važan i Rh-sistem, a može biti pozitivan (Rh+) i negativan (Rh-).

3.2 SRCE I KRVNE ŽILE

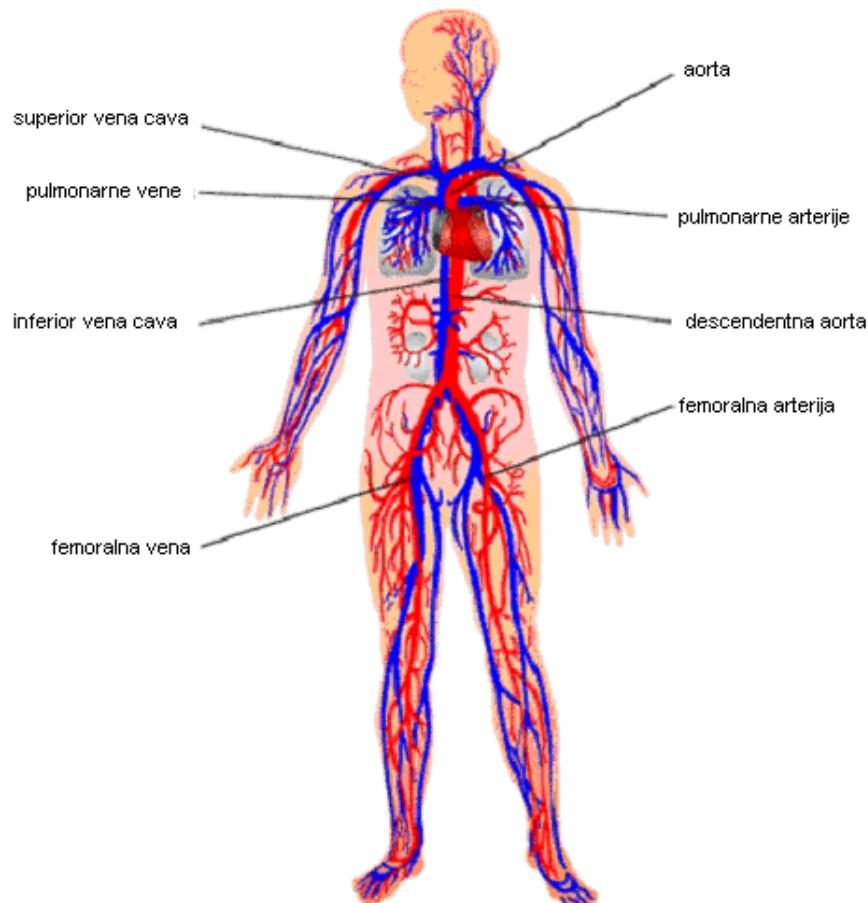
Srce je mišićni organ kroz čiju šupljinu cirkulira krv, a smješteno je u sredini prsnog koša, između plućnih krila. Ljudsko srce je otprilike veličine stisnute šake.

Srce obezbjeđuje potiskivanje krvi kroz krvne žile kako bi svakoj ćeliji organizma dopremili dovoljne količine kisika i hranljivih materija. Također, od ćelija krv odnosi nepotrebne produkte metabolizma, sve suvišne i štetne tvari, među kojima je posebno važan plin ugljik IV oksid.

Cijeli se ovaj kardiovaskularni sistem sastoji od dijelova:

- srce
- arterije
- vene
- kapilari

Radi potpunije predodžbe o ovom izuzetno važnom biološkom sistemu, na slici 3.1 dat je pojednostavljeni prikaz kardiovaskularnog sistema u čovjeku.



Slika 3.1 Kardiovaskularni sistem u čovjeku

Uočljivo je da prije većih grananja glavne krvne žile idu zajedno, pri čemu na jednu arteriju (dovod, tj.ulaz krvi) ide jedna vena (skupljanje i odvođenje krvi). Inače, dvije vene prate istoimenu arteriju, a ona se nalazi između.

3.3 GRAĐA SRCA

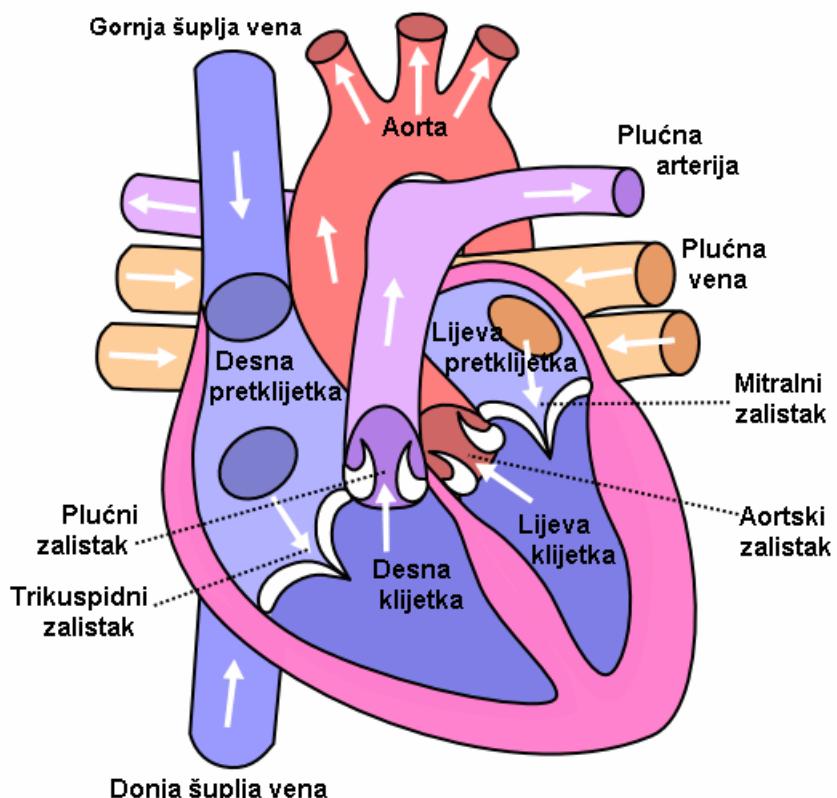
Srčani mišić (miokard) u ljudskom tijelu je poseban slučaj, kako s obzirom na građu, tako i u pogledu dinamike. Po građi je to poprečno - prugasta varijanta mišića, a po radnim karakteristikama je glatki mišić. Struktura srčanog mišića je mrežasta, a formiraju je poprečno - prugasti snopovi. Ta mreža nije homogena, jer su ćelije koje je tvore grupisane po koncentraciji jezgara. S druge strane, osobine glatkog mišića se u srčanom mišiću manifestuju kroz kontrakcije mimo ljudske volje. Te mišićne kontrakcije su duge i spontano automatizovane, ali ipak sa mogućnošću vanjske regulacije iz nervnog vegetativnog sistema. To je svojevrstan princip adaptivnog upravljanja, jer ljudski organizam, s obzirom na promjenljiva opterećenja, zahtijeva i promjenljivo opskrbljivanje krvlju, tj. energijom.

Srce je šuplj mišićni organ koji obezbeđuje cirkulaciju krvi u ljudskom organizmu. Po dužini je podijeljeno na lijevi, **arterijski** i desni, **venski** dio. Ova su dva dijela međusobno potpuno odvojena, jer se ne miješa arterijska i venska krv. Svaki od ova dva podužna dijela je još podijeljen na dva poprečna dijela, a između njih su zalisci.

Prednji srčani prostori su pretkomore (pretklijetke, atriji), a one su sa komorama (klijetke, ventrikul) povezane srčanim zalisticima. Pošto su za krv kao fluid samo u vezi pretkomore i komore, onda krv iz desne pretkomore u određenom ritmu ulazi u desnu komoru, a krv iz lijeve pretkomore u lijevu komoru. Zalisci su zapravo ventili koji propuštaju krv u jednom smjeru, i to iz pretkomore u komoru. Zalisci na prelazu između desne pretkomore i desne komore su iz tri dijela (trikuspidalni zalisci), a između lijeve pretkomore i lijeve komore se nalaze dvodijelni zalisci (bikuspidalni zalisci).

Krvotok srčanog mišića čine male srčane arterije, koje srcu dovode svježu krv obogaćenu kisikom, i male srčane vene, koje odvode krv siromašnu kisikom.

Na slici 3.2 je prikazan presjek ljudskog srca iz kojeg se vidi njegova osnovna građa.

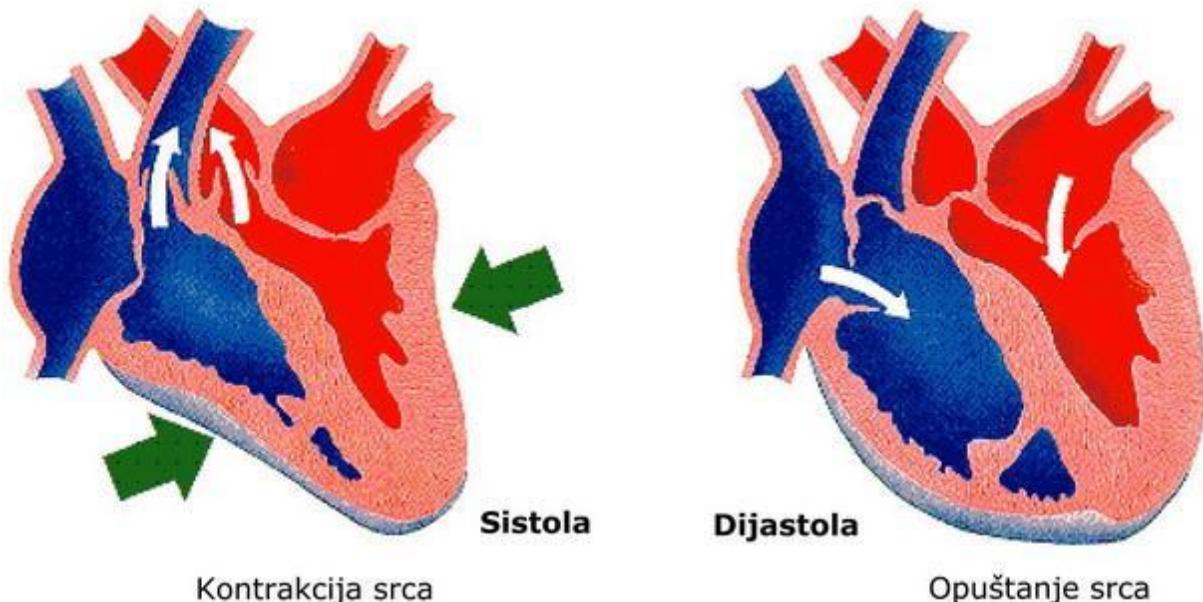


Slika 3.2 Građa srca

3.4 RAD SRCA

Ljudsko srce je organ koji stvara kružni tok krvi kroz ljudski organizam. Srce ritmički radi samostalno pa ima autonomnu dinamiku. Njegov rad ovisi o mnogim faktorima, a naročito o starosnoj dobi, fizičkom opterećenju, emotivnom stanju, temperaturi ambijenta, o vrsti i količini tvari unesenih u tijelo, itd.

Po nekoj mehaničkoj analogiji, ljudsko srce je pumpa sa četiri komore koja stvara kružni tok tečnosti (krvi) u sistemu dovodnih i odvodnih cijevi. Srce svoju funkciju tjelesne pumpe ostvaruje smanjenjem i povećanjem zapremine, odnosno prostornim stezanjem (kontrakcija) i otpuštanjem (relaksacija) srčanog mišića. U fazi opuštanja srčanog mišića, ono se puni krvlju, a kad nastupi faza stezanja, ono ispušta krv. Dakle, pri svom radu srce prima krv iz organizma (to se zove dijastola), pa je zatim snagom svoje kontrakcije istisne u sve dijelove organizma (sistola). Dijastola i sistola zajedno čine jednu srčanu revoluciju, a u prosjeku čovjek pri mirovanju ima 70 revolucija u jednoj minuti.



Slika 3.3 Sistola i dijastola

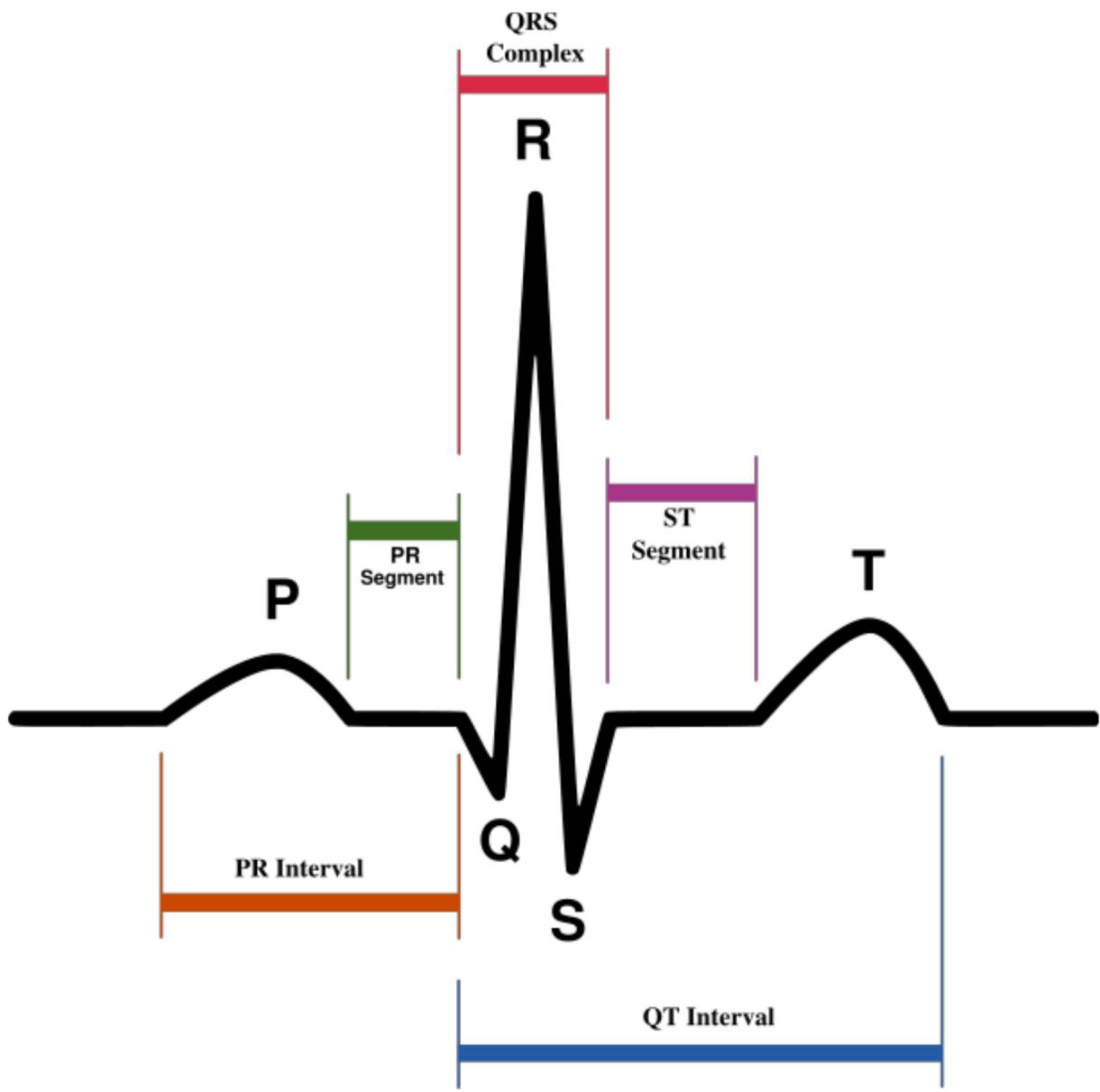
3.5 EKG

EKG (elektrokardiogram) predstavlja signal električne aktivnosti koju generišu ćelije srca. Ta aktivnost inicira mišićnu kontrakciju srca, koja pumpa krv i ima svoj odraz na površini tijela. Snimanje EKG-a prikazuje napon na vertikalnoj osi prema vremenu na horizontalnoj osi. Mjerenja prema horizontalnoj osi indiciraju sveukupnu brzinu otkucaja srca i regularnost, a također i vremenske intervale potrebne za električnu aktivaciju da prelazi s jednog mesta na drugo.

Mjerenja prema vertikalnoj osi indiciraju napon mјeren na površini tijela. Ovaj napon predstavlja „sumu“ električnih aktivnosti svih srčanih ćelija [6].

Neke abnormalnosti se mogu detektovati jednim mjerjenjem EKG-a, ali mnoge postaju jasne tek nakon određene serije mjerena u vremenu.

Jedan normalan period EKG-a predstavlja sukcesivnu atrijalnu depolarizaciju/repolarizaciju i ventrikularnu depolarizaciju/repolarizaciju, koje se pojavljuju sa svakim otkucajem srca. Ovo se može približno pridružiti skokovima i udubljenjima valnog oblika EKG-a, koji su označeni sa P, Q, R, S i T, kao što je prikazano na slici 3.7.



Slika 3.7 Normalan period EKG-a

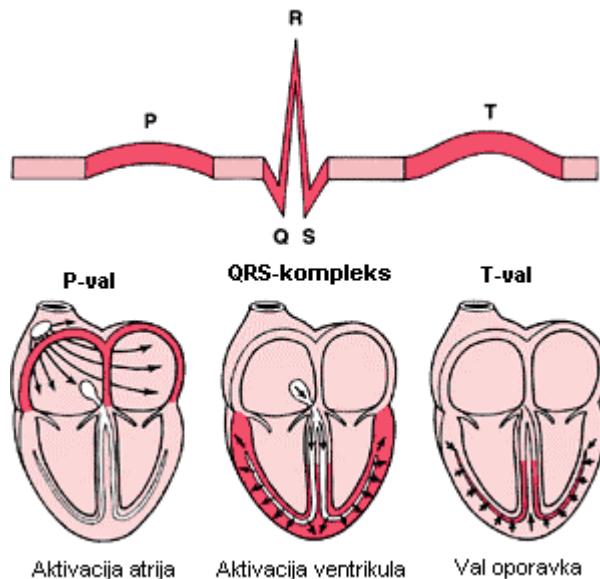
Ekstrakcija korisnih kliničkih informacija iz realnog (prisutan šum) EKG-a zahtijeva odgovarajuće tehnike procesiranja signala. To uključuje detekciju R-skoka, detekciju QT-intervala te derivaciju brzine srca i disanja iz EKG-a. RR-interval je vrijeme između sukcesivnih R-skokova, recipročna vrijednost ovog vremenskog intervala daje trenutnu brzinu srca. Serija RR-intervala je poznata kao RR tahogram i varijabilnost ovih RR intervala otkriva važne informacije o fiziološkom stanju subjekta. Danas, novi algoritmi za procesiranje biomedicinskih signala se obično evaluiraju tako što se primijene na EKG, koristeći neku od velikih baza podataka. Dok ovakav pristup daje dobru predodžbu kako bi algoritam radio na realnim

podacima, ipak je teško zaključiti kako bi se bi djelovanje variralo u različitim kliničkim situacijama, s velikim rasponom šuma i frekvencijama uzorkovanja.

Svaki otkucaj srca se može posmatrati kao serija odstupanja od bazne linije na EKG-u. Ova odstupanja reflektuju vremensku evoluciju električne aktivnosti u srcu, koja inicira kontrakciju mišića. Jedan sinusni period na EKG-u, korespondirajući s jednim otkucajem srca, se tradicionalno označava sa slovima P, Q, R, S i T. EKG se može podijeliti na sljedeće dijelove:

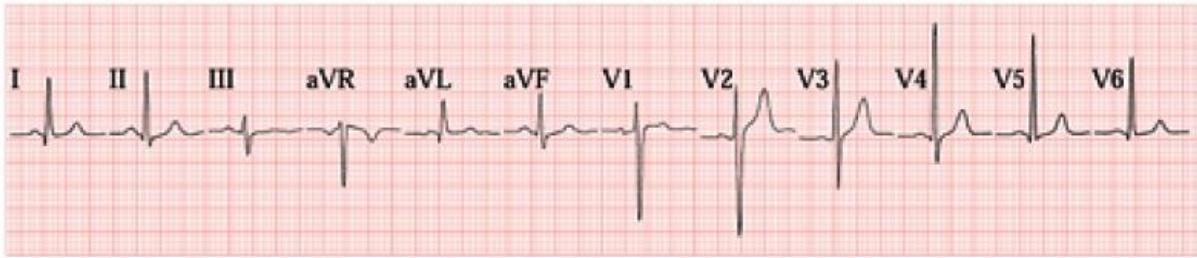
- P-val: malo, niskonaponsko odstupanje od bazne linije, uzrokovano depolarizacijom atrija, prethodi atrijalnoj kontrakciji, dok aktivacijska (depolarizacijska) valna fronta propagira iz SA čvora kroz atrija.
- PQ-interval: vrijeme između početka atrijske depolarizacije i početka ventrikularne depolarizacije.
- QRS-kompleks: amplitudno najveći dio EKG-a, uzrokovani strujama generisanim kad se ventrikuli depolariziraju, prethodno njihovoj kontrakciji. Iako se atrijalna repolarizacija odvija prije ventrikularne depolarizacije, kasniji valni oblik (npr. QRS-kompleks) je puno veće amplitude i stoga se atrijalna repolarizacija ne vidi na EKG-u. Normalno trajanje QRS-kompleksa je manje od 100 ms.
- QT-interval: vrijeme između početka ventrikularne depolarizacije i kraja ventrikularne repolarizacije. Kliničke studije su pokazale da QT-interval raste linearno, kako raste i RR-interval. Prolongirani QT-interval može biti pridružen zakašnjeloj ventrikularnoj repolarizaciji, što može uzrokovati ventrikularne tahi-aritmije, koje vode do iznenadne srčane smrti.
- ST-interval: vrijeme između kraja S-vala i početka T-vala. Značajno povišene ili smanjene amplitude se često povezuju s bolestima srca.
- T-val: ventrikularna repolarizacija, gdje se srčani mišić priprema za sljedeći period EKG-a.

Na slici 3.8 je prikazan rad srca u jednom periodu EKG-a.



Slika 3.8 Period EKG-a i rad srca

Na slici 3.9 je prikazan 12-o kanalni EKG normalnog rada srca [7].



Slika 3.9 Dvanaestokanalni EKG normalnog rada srca

Snimanje EKG-a podrazumijeva spajanje elektroda na prednji dio torza i na sva četiri ekstremiteta. Snimanje klasičnim elektrokardiografom (uređaj za snimanje EKG-a) traje oko 5 min. Takvo snimanje može detektovati trenutne smetnje i poremećaje srca, ali često se zahtijeva dugotrajno snimanje.

Stoga se snimanje EKG-a često vrši pomoću Holter monitora, uređaja koji ima mogućnost snimanja EKG-a i EEG-a, kroz duži period vremena (najmanje 24 sata). Holter monitor ne posjeduje mogućnost printanja signala na papir, nego se snima u elektronskoj formi, u posebnu bazu podataka. Podaci su sortirani prema pacijentima. Baze podataka koje to sve sadrže su velike, ali se nakon određenog vremena brišu i obnavljaju.

3.5.1 Varijabilnost srčanog ritma

Varijabilnost srčanog ritma, ili skraćeno HRV (eng. Heart Rate Variability) predstavlja varijacije u trenutnim vremenskim serijama brzine srca. Analizira se koristeći RR-intervale (RR tahogram). Brzina otkucanja srca se može povećati sporim djelovanjem simpatetičke aktivnosti, ili se smanjiti brzim djelovanjem parasimpatetičke aktivnosti. Ravnoteža između efekata simpatetičkih i parasimpatetičkih sistema, dvije, po djelovanju suprotne grane autonomnog nervnog sistema, se, vjeruje se, odražava u promjenama srčanog ritma. Brzina otkucanja srca je data recipročnom vrijednošću RR-intervala u jedinicama otkucaja po minuti. Spektralna analiza RR tahograma se obično koristi u estimaciji efekta simpatetičke i parasimpatetičke modulacije RR-intervala. Dvije glavne grupe frekvencija se označavaju kao „niska frekvencija“, ili LF (eng. Low Frequency), u dijapazonu od 0.04 do 0.15 Hz, i „visoka frekvencija“, ili HF (eng. High Frequency), u dijapazonu od 0.15 do 0.4 Hz. Smatra se da simpatetičko djelovanje ima utjecaj na LF komponentu, dok i simpatetičko i parasimpatetičko djelovanje imaju utjecaj na HF komponentu. Odnos snaga LF i HF komponenti se koristi kao mjera simpatetičke ravnoteže. Respiratorna sinusna aritmija (RSA) je ime dato oscilaciji u RR tahogramu, zbog parasimpatetičke aktivnosti, koja je sinhrona s respiratornim krugom. RSA oscilacija se manifestuje kao skok u HF dijelu spektra. Na primjer, 15 udisaja po minuti korespondira sa 4 sekunde oscilacije sa skokom u spektru snage na 0.25 Hz. Drugi skok se često nalazi u LF dijelu spektra, na približno 0.1 Hz. Dok se o uzroku ovog 10-sekundnog ritma žustro raspravlja, jedno od mogućih objašnjenja je da bi to mogla biti regulacija barorefleksa, koja stvara tzv. Mayer-ove valove u signalu krvnog pritiska.

IV SRCE I KAOS

4.1 MACKEY-GLASS-OV MODEL PRODUKCIJE KRVI

Ljudski je organizam u svakom pogledu globalni nelinearni dinamički sistem, a koji je opet formiran od brojnih, također nelinearnih podsistema kao što je nervni, kardiovaskularni, itd. Kardiovaskularni sistem je disipativni dinamički sistem u kojem u svakom momentu određenu količinu krvi srce pogoni u kružni tok.

Kad se unutar tog sistema pojavi potreba za većom količinom krvi od one koja trenutno postoji, tad se aktivira mehanizam koji pokrene povećanu proizvodnju krvi. Taj mehanizam ima svoju inerciju, odnosno svoje kašnjenje u djelovanju, pa uvijek protekne određeni vremenski period od momenta kad je aktiviran proces za dopunskom produkcijom krvi do momenta kad se ta krv pojavi.

U medicinskom smislu je to uobičajeni princip zatvorene petlje, odnosno povratne sprege koja je u ljudskom organizmu inače vrlo zastupljena. Međutim, postoje bolesti koje pokreću taj proces proizvodnje dopunske količine krvi, ali vremenski interval koji znači kašnjenje može biti uzrok kaosu u tom procesu. Ova opasna pojava za pacijenta počinje oscilacijama u kardiovaskularnom sistemu s obzirom na količinu krvi, pa prelazi u kaos.

Za ovu pojavu postoji Mackey-Glass-ov model produkcije krvi u ljudskom organizmu koji prihvata postojanje nelinearnosti u sistem te postojanje povratne veze između stanja promjenljive u trenutku t , $x(t)$ i u trenutku $t-r$, $x(t-r)$. Dakle, u samoj suštini modela je ugrađena latentna kaotičnost. Kao i svi modeli sa kašnjenjem u ovoj kategoriji, i ovaj dinamički sistem ima u principu beskonačan broj dimenzija, jer treba određivati $x(t)$ u intervalu $(t-r, t)$.

Ovaj model sa vremenskim kašnjenjem se može predstaviti relacijom [5]:

$$\dot{x} = \frac{Ax_r}{1 + x_r^C} - Bx \quad (4.1)$$

gdje je :

- x_r promjenljiva sa kašnjenjem, odnosno u opisanom slučaju koncentracija krvi u nekom ranijem trenutku $(t - r)$,
- A - parametar sistema sa vrijednošću 0.2,
- B - parametar sistema sa vrijednošću 0.1,
- C - parametar sistema sa vrijednošću 10.

Mackey-Glass-ov model je samo poseban slučaj dinamičkog modela sa vremenskim kašnjenjem čiji je opšti oblik:

$$\dot{x}(t) = F_\mu[x(t), x(t - r)] \quad (4.2)$$

gdje je:

- r vrijeme kašnjenja,
- $x(t)$ promjenljiva.

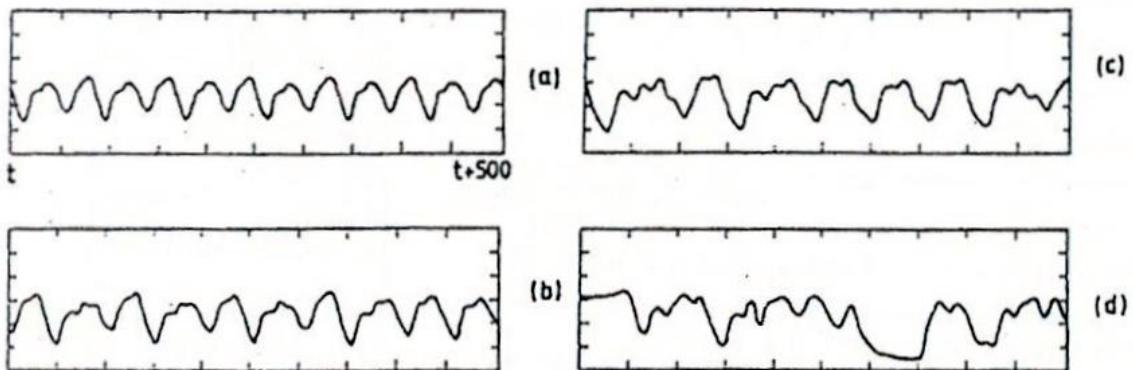
U teoriji signala se vremenski pomak definira relacijom:

$$y(t) = x(t - t_0) \quad (4.3)$$

gdje je t_0 vremenski pomak u sekundama. Kašnjenje signala bi bilo za $t_0 > 0$. Fizikalno je uvijek $t_0 > 0$, ali u teoriji se za $t_0 < 0$ signal pomjera uljevo.

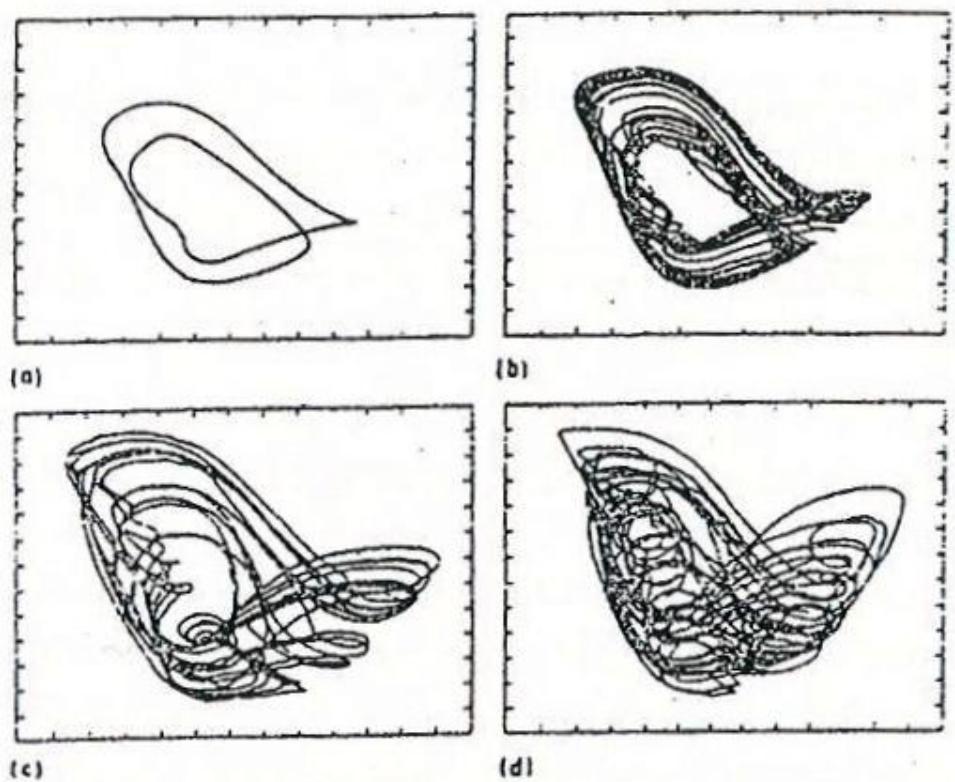
Prelazak u kaotično stanje se ovdje odvija u okviru malog broja dimenzija, ali kako kašnjenje raste, proces se znatno usložnjava. Naime, sa porastom kašnjenja sve veći broj stepeni slobode postaje aktivan, pa sistem završava u kaosu velike dimenzije. To znači da sistem lako uđe u kaos, ali isto tako lako upada u turbulentno stanje.

Mackey-Glass-ov model ima vremenski signal dat na slici 4.1, za različita vremena kašnjenja, pri vrijednostima parametara $A=0.2$, $B=0.1$, $C=10$.



Slika 4.1 M-G model: (a) $r=14$, (b) $r=17$, (c) $r=23$, (d) $r=27$

Na slici 4.2 je dat fazni portret za ovaj model (prikaz $x - \dot{x}$) u četiri varijante, a koje predstavljaju različite vrijednosti kašnjenja r :

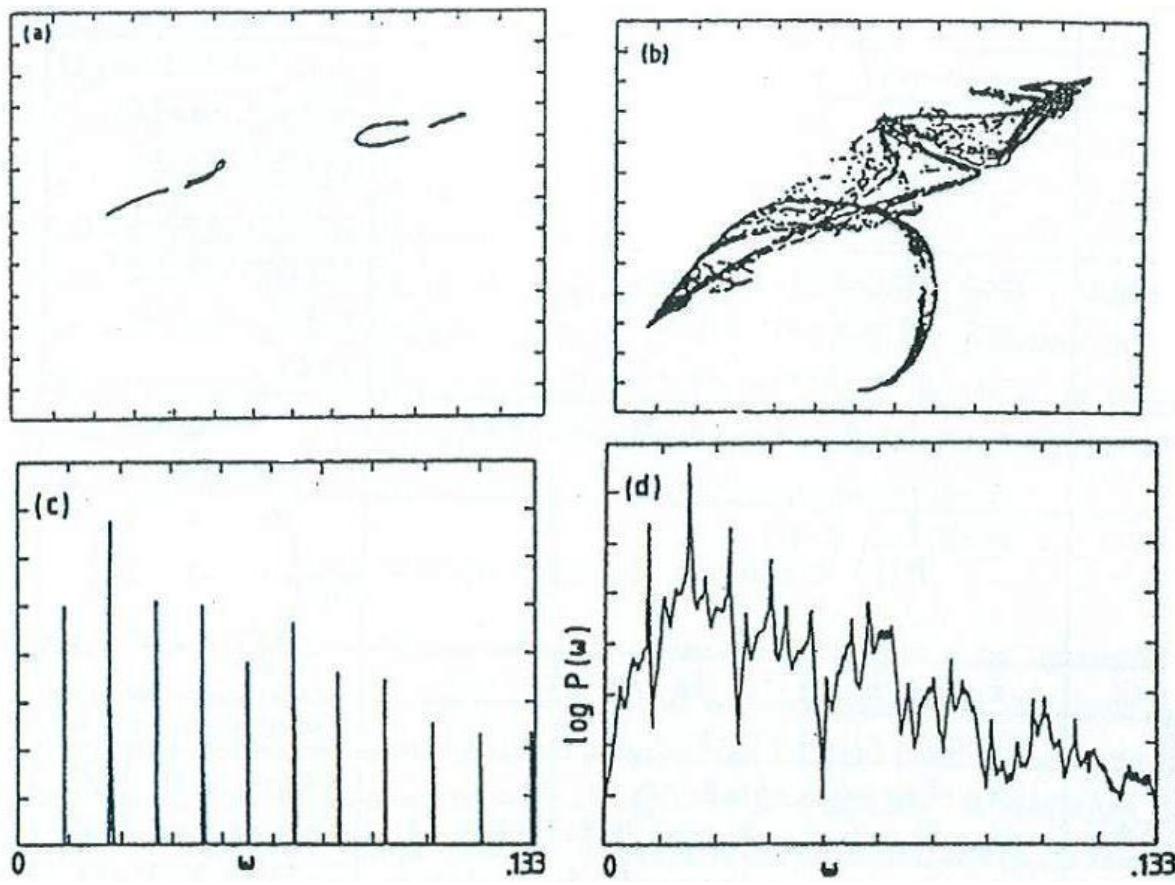


Slika 4.2 Fazni portret M-G modela: (a) $r=14$, (b) $r=17$, (c) $r=23$, (d) $r=27$

Numeričkim ispitivanjima se dobilo:

- za kašnjenje $r < 4.53$ u sistem Mackey-Glass postoji samo jedna fiksna tačka,
- za vrijednost $r = 4.53$ događa se prva Hopfova bifurkacija,
- za vrijednost $r = 13.3$ dolazi do prvog udvostručavanja periode graničnog ciklusa,
- za $r = 16.8$ sistem prelazi u kaotično stanje.

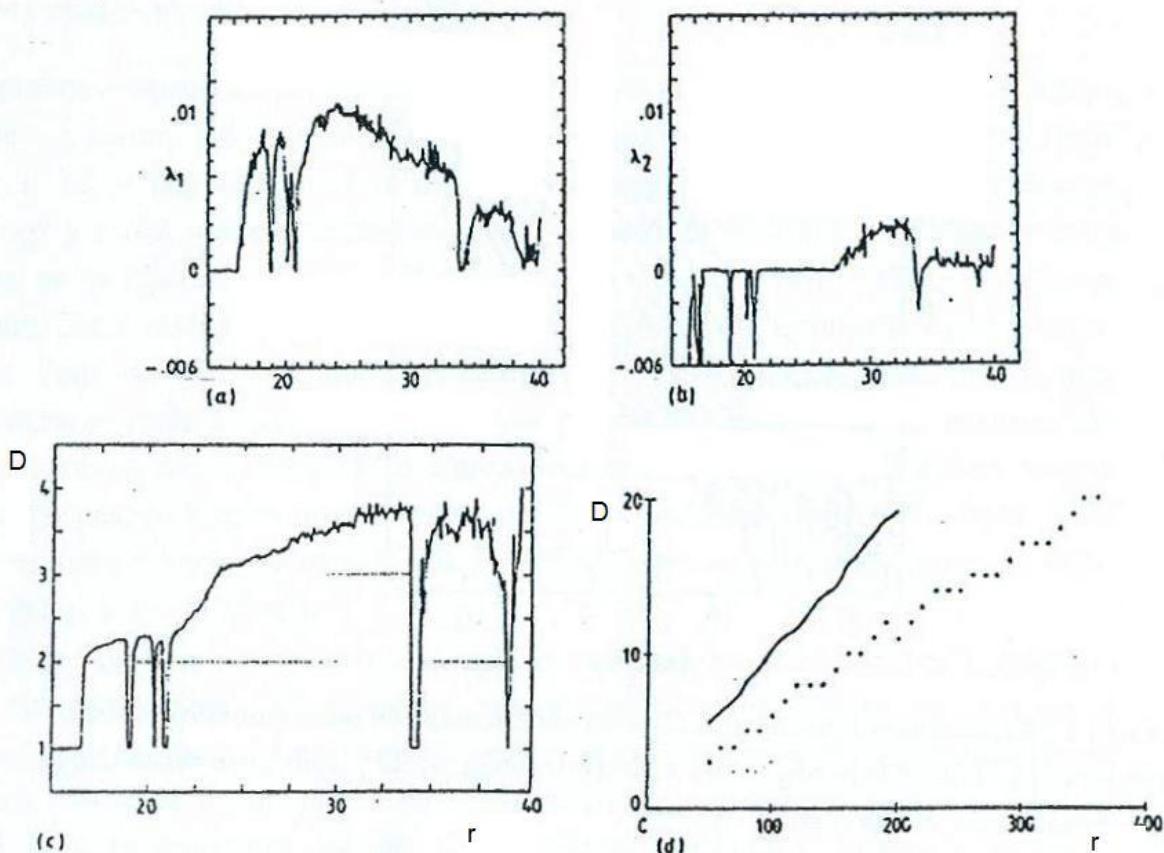
Čudni atraktori za ovaj Mackey-Glass-ov model su dati na sljedećoj slici.



Slika 4.3 Atraktori i spektar snage M-G modela

Ova slika predstavlja čudne atraktore kao geometrijsku prezentaciju kaotičnosti Mackey-Glass-ov modela, i to varijantu (a) za vrijednost kašnjenja $r = 17$ i (b) za kašnjenje $r = 23$. Zapravo, dati su ovdje Poincaré-ovi presjeci kroz pripadajući atraktor prije (a) i poslije (b) ulaska u kaotično stanje. Spektri snage (kvadrati modula Fourierove transformacije duž odgovarajuće trajektorije) su dati na sličicama (c) i (d). Služe za kvalitativno razlikovanje periodičnog kretanja sa više frekvencija od kaotičnosti.

Za ovaj dinamički sistem krvi ljudskog organizma po Mackey-Glass-ovom modelu, mogu se variranjem vremena kašnjenja dobiti slike Ljapunovljevog spektra i L-dimenzije atraktora. To je dato na slici 4.4.



Slika 4.4 Ljapunovljevi eksponenti i dimenzije M-G modela

Po definiciji, Ljapunovljev eksponent mjeri razdvajanje dviju bliskih početnih tačaka tokom iteracije, a ako je $\lambda > 0$ onda je to razdvajanje eksponencijalno i vodi u kaos. Stoga je zanimljiv ovaj kvantitativni pokazatelj kaosa i u slučaju Mackey-Glass-ovog modela.

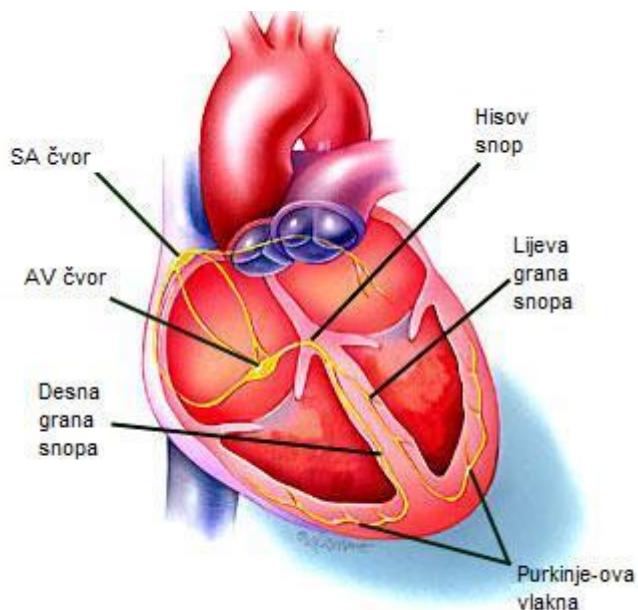
Dakle, prethodna slika predstavlja Ljapunovljev spektar za Mackey-Glass-ov model u zavisnosti od vremena kašnjenja r , a po sličicama je to:

- u slučaju (a) i (b) se radi o eksponentima λ_1 i λ_2 u zavisnosti od vremena kašnjenja,
- za sličicu (c) su Ljapunovljeve dimenzije u intervalu $15 < r < 40$,
- za sličicu (d) su Ljapunovljeve dimenzije u intervalu $40 < r < 400$.

4.2 ELEKTRIČNI SISTEM SRCA

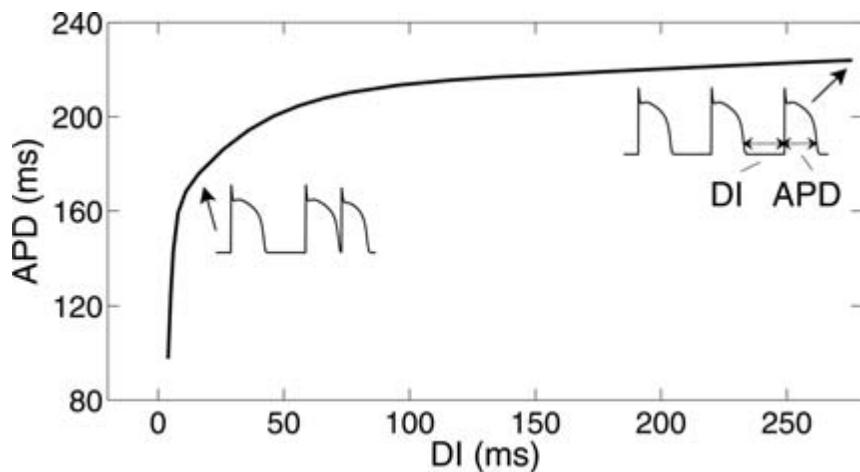
Kontrakcija srčanog tkiva proizlazi iz električnog pulsiranja specijaliziranih ćelija, tzv. pacemaker-a. Električni potencijal srčane ćelije ovisi o omjeru natrijevitih, kalijevih i kalcijevih iona s obe strane ćelije. Unutar ćelije ima više kalijevih iona, a van ćelije više natrijevitih i kalcijevih iona.

Pobuda započinje u SA (sinus-atrijski) čvoru, kad se transmembranski napon stanica poveća i spusti u periodu reda nekoliko stotina milisekundi. Ovaj napon se naziva akcijski potencijal. Promjena električnog potencijala SA čvora pobuđuje i desnu pretklijetku (atrij). AV (atrio-ventrikularni) čvor predstavlja dodatni pacemaker i čini jedinu električnu vezu pretklijetki i klijetki (atrija i ventrikula). Aktivacija AV čvora aktivira Hisov snop i Purkinje-ova vlakna. Na taj način se kontrahiraju klijetke. His-Purkinje sistem mora omogućiti dovoljno vremena da se krv upumpa u klijetke, prije nego što se one kontrahiraju. Na taj način krv bogata kisikom odlazi glavnom aortom u cirkulaciju tijelom, a krv osiromašena kisikom se šalje pulmonarnom venom u pluća. Opisani sistem je prikazan na slici 4.5.



Slika 4.5 Električni sistem srca

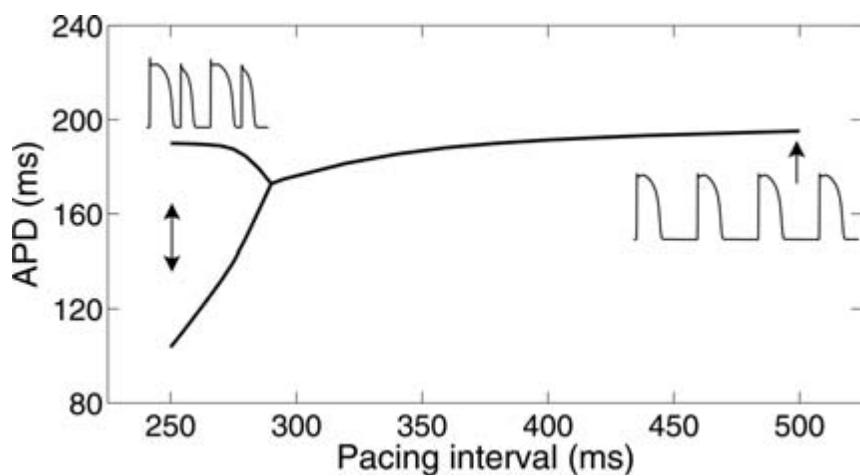
Električni potencijal se stvara na ćelijskom nivou, difuzijom iona kroz specijalizirane kanale na membrani. Kako se kanali zatvaraju, ili otvaraju, propusnost membrane za ione prisutne u tijelu opada, ili raste. Generalno gledajući, otvaranje i zatvaranje nelinearno ovisi o transmembranskom potencijalu i vremenu. Kao posljedica toga javlja se obnavljanje, oporavak. Taj oporavak se opisuje nelinearnom ovisnošću trajanja akcijskog potencijala APD (eng. action potential duration) o intervalu dijastole DI (eng. diastolic interval). Takva ovisnost je prikazana na sljedećoj slici [8].



Slika 4.6 Kriva oporavka trajanja akcijskog potencijala

Ova slika je napravljena na temelju Shiferaw-ljevog modela ventrikularne ćelije. Da bi se dobila kriva, potrebno je stimulirati niz električnih impulsa konstatnom frekvencijom, s jednom ranjom stimulacijom. Kao što se vidi na slici, kriva oporavka je monotono rastuća funkcija. Smanji li se DI, smanjuje se i APD. Uz konstantnu brzinu/frekvenciju pobude, obično se javlja stabilni period-1. U tom slučaju, za svaku stimulaciju postoji jedan akcijski potencijal, dakle, riječ je o korespondenciji 1:1.

Pri većoj brzini, može doći do bifurkacije (grananja). Riječ je o stabilnom periodu-2, za vrijeme kojeg akcijski potencijal alternira na bazi otkucaja i vraća se u isto stanje svaka dva perioda (npr. poslije dva akcijska potencijala). To je onda korespondencija 2:2 – dva akcijska potencijala različitih trajanja pojavljuju se svaka dva periodička stimulansa. Brzina ekscitacije na kojoj akcijski potencijal date ćelije dolazi u stanje bifurkacije i alterniranja ovisi o membranskim strujama i o intraćelijskim regulatornim mehanizmima. Alterniranje je vrlo zanimljivo, zato što može biti prethodnik, ili čak „okidač“ smrtonosnih srčanih aritmija. Bifurkacijski dijagram akcijskog potencijala je prikazan na sljedećoj slici.



Slika 4.7 Bifurkacija APD-a

Vidljivo je sa slike 4.7 da pri većim brzinama dolazi do bifurkacije. Na slici je prikazana ovisnost APD-a od intervalu otkucaja, što je recipročno frekvencija/brzini.

4.3 ARITMIJE

Aritmija označava poremećaj normalnog, sinusnog srčanog ritma. Obuhvata veliki broj stanja abnormalnih električnih aktivnosti u srcu.

Aritmije se mogu podijeliti po brzini (normalna, tahikardija, bradikardija), po mehanizmu (automatska, kružna, fibrilacija), ili po mjestu nastanka:

Atrialne:

- preuranjene kontrakcije atrija,
- lutajući atrijalni pacemaker,
- multifokalna atrijalna tahikardija,
- podrhtavanje atrija,
- atrijalna fibrilacija.

Spojne:

- supraventrikularna tahikardija,
- AV čvorna kružna tahikardija,
- spojni ritam,
- spojna tahikardija,
- preuranjeni spojni kompleks.

Ventrikularne:

- preuranjene ventrikularne kontrakcije,
- ubrzani idioventrikularni ritam,
- monomorfna ventrikularna tahikardija,
- polimorfna ventrikularna tahikardija,
- ventrikularna fibrilacija.

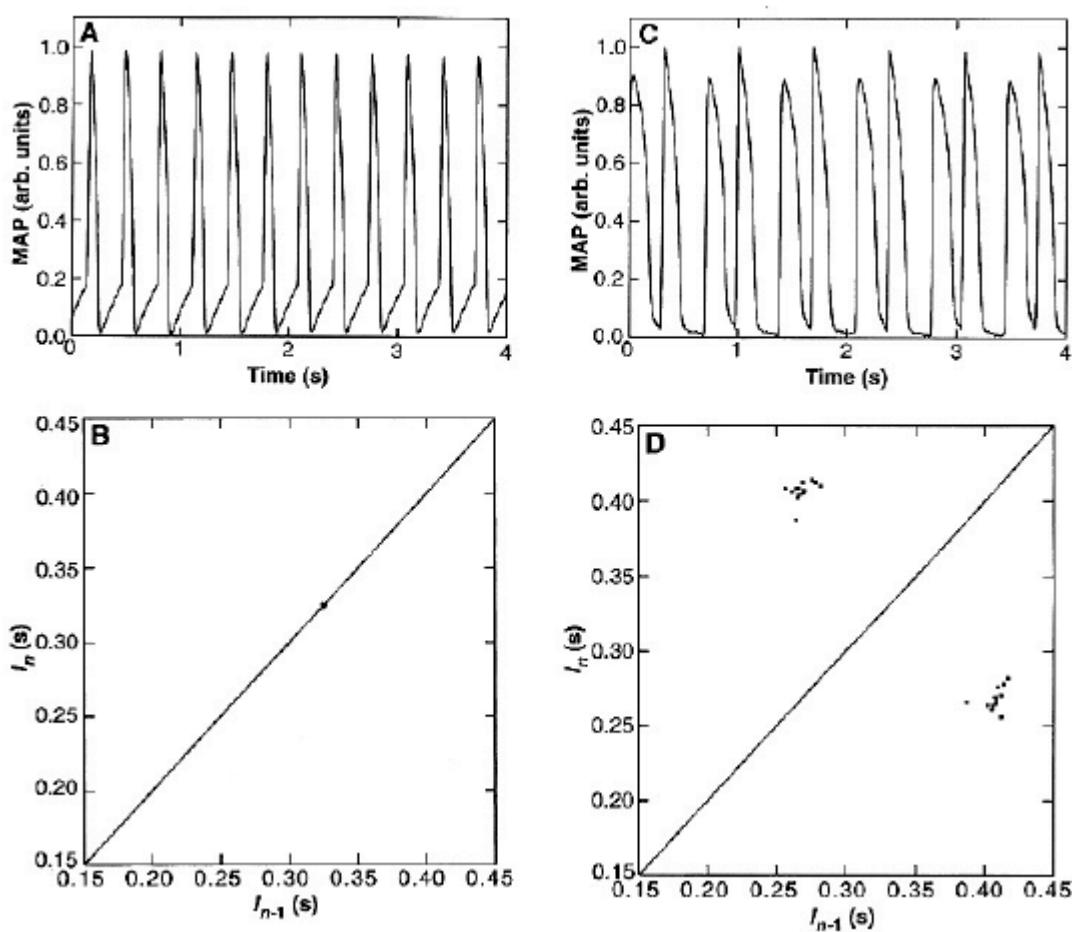
Srčani blokovi:

- srčani blok prvog stepena,
- srčani blok drugog stepena,
 - Tip 1 srčanog bloka drugog stepena, poznat kao Mobitz I, ili Wenckebach,
 - Tip 2 srčanog bloka drugog stepena, poznat kao Mobitz II,
- srčani blok trećeg reda, poznat kao kompletни srčani blok.

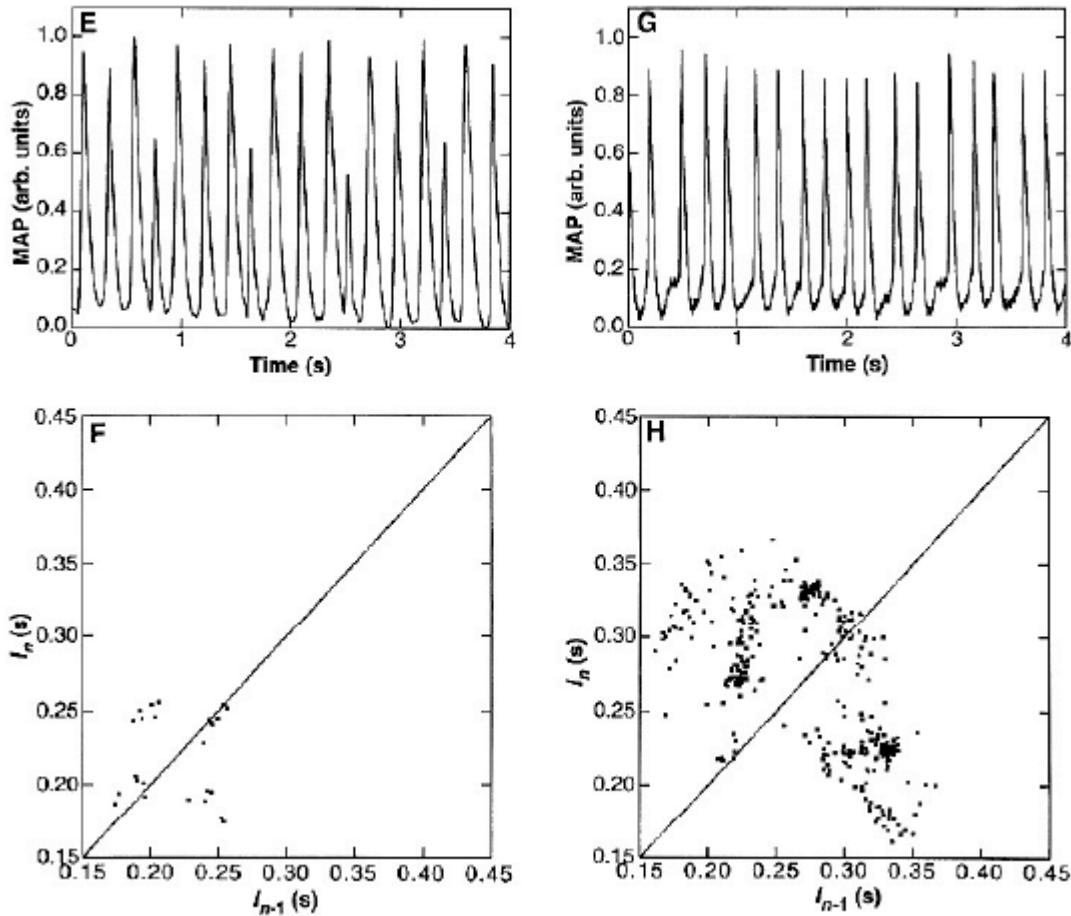
S jedne strane, aritmije se pojavljuju kao posljedica teških srčanih oboljenja, a s druge, mogu se desiti i u zdravom srcu. Baš zato su toliko opasne, ali i interesantne.

Dvije najčešće potencijalno letalne vrste aritmije su ventrikularna tahikardija i ventrikularna fibrilacija. Pod tahikardijom podrazumijevamo ubrzan rad srca, a pod fibrilacijom se obično podrazumijeva nesinkronizirana kontrakcija mišića srčanih komora, što je i najteži oblik poremećaja srčanog ritma te vrlo brzo dovodi do smrti. Neke ventrikularne tahikardije se vežu uz postojanje jednog kružnog kretanja. Takav ritam se može terminirati spontano, ako npr. valna fronta sustigne rep, ili ako val interferira s drugim valom, npr. onim iz SA čvora.

Aritmije mogu voditi do kaosa, kao što je prikazano na sljedećim slikama [9].



Slika 4.8 Ovisnost monofaznog akcijskog potencijala o vremenu(A, C) i Poincaré-ove mape intervala između otkucaja(B, D)

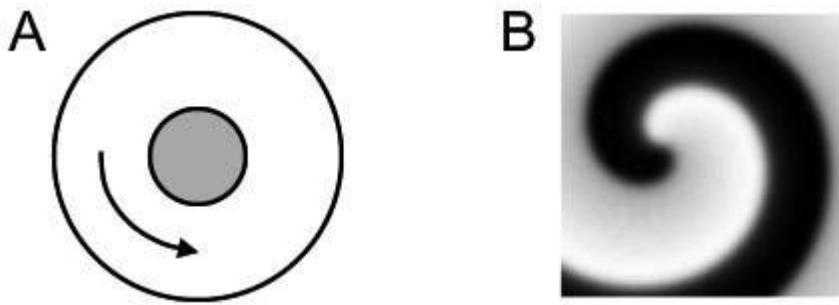


Slika 4.9 Ovisnost monofaznog akcijskog potencijala o vremenu(E, G) i Poincaré-ove mape intervala između otkucaja(F, H)

Na slikama se 4.8 i 4.9 vide signali monofaznih akcijskih potencijala (MAP) u ovisnosti o vremenu (A, C, E, G) i odgovarajuće Poincaré-ove mape intervala između otkucaja (B, D, F, H) zečjeg srčanog tkiva u različitim stadijima aritmije. Tipično je aritmija inicijalno karakterizirana spontanim periodičnim otkucajima u konstantnom međuotkucajnom intervalu (A i B), a onda razvijeni bigeminalni, ili period 2 uzorci (C i D), ili periodičnosti višeg reda, kao uzorak perioda 4 (E i F), i konačno potpuno aperiodičan uzorak (G i H). U Poincaré-ovoj mapi konačnog stadija tačke formiraju proširenu strukturu, koja nije tačkasta (tj. nije periodična) i nije „prostorno popunjavajuća“ (tj. nije slučajna). Ovo je znak kaosa.

4.3.1 Kruženje („reentry“ efekt)

Kružne aritmije (eng. reentry arrhythmias) nastaju kad se tkivo aktivira u više navrata i to aktivacijskim valom koji ponovo ulazi u istu anatomsku regiju i aktivira je. Jednostavni model kruženja je zatvoreni prsten, koji je prikazan na sljedećoj slici pod A [8].



Slika 4.10 Fenomen kruženja

Model prstena vrijedi za kruženje vala oko anatomske prepreke (npr. ožiljak). Ova vrsta kruženja ima sljedeće karakteristike:

- mora postojati blok jednosmjerne provodnosti u vrijeme inicijacije kruženja, tako da se aktivacijski val kreće samo oko prstena,
- aktivacijski val se mora kretati anatomski određenom putanjom, vraćajući se na početak i sljedeći je ponovo,
- poremećaj u bilo kojoj tački kružne putanje treba da terminira kružno kretanje.

Da bi zatvoreni krug formirao kružni prsten, potrebno je da rotacijsko vrijeme oko prstena bude duže od vremenskih konstanti svih segmenata kruga.

Ako ne postoji anatomska prepreka, i dalje je moguće da se pojavi već opisano kružno kretanje. U tom slučaju aktivacijski val kruži oko područja koje je možda anatomski kontinualno, ali zato funkcionalno diskontinualno. Takav funkcionalni diskontinuitet postaje središnja tačka rotacije za aktivacijski val. Funkcionalni diskontinuitet može nastati od područja smanjene ekscitacije, ili u slučaju spiralnih valova (kao na slici pod B), od visokog stepena zakrivljenosti aktivacijskog vala u tački rotacije.

Kako je već spomenuto, alterniranje može prethoditi aritmijama. A moguće je da zapravo to alterniranje i uzrokuje aritmije. Ono se može pojaviti u različitim prostornim uzorcima. Jedan tip uzorka je prostorno usklađeno alterniranje gdje je bar jedna regija bez faze i izlaže dugi akcijski potencijal, dok za vrijeme istog otkucaja druga regija izlaže kratki akcijski potencijal.

Neusklađeno alterniranje se može pojaviti čak i u prostorno homogenom tkivu zbog dinamički induciranih prostornih varijacija u brzini provođenja propagacijskih valova. Neusklađeno alterniranje može inicirati aritmije kroz jednosmjerni blok, što se može pojaviti kada propagirajući val uđe u regiju gdje je dugi akcijski potencijal napustio tkivo s premalim vremenom oporavka, da bi val propagirao dalje, dok susjedna regija ima kratki akcijski potencijal i dopušta propagaciju.

4.4 ANALIZA SIGNALA SRCA SA STANOVIŠTA TEORIJE KAOŠA

Kao reprezentativni signal srca se najčešće uzima elektrokardiografski signal (EKG). Kada se govori o signalima srca u kaosu, postavlja se pitanje kako se to očituje na EKG-u. Simetrični izgled EKG-a daje jaku sugestiju o dominantnosti periodičnog ritma, ali moderna nauka nastoji interpretirati dinamiku srčanog mišića sa stanovišta kompleksnih sistema. Logično je zaključiti kako je potrebno analizirati EKG sa stanovišta teorije kaosa, kako bi se dobili zadovoljavajući odgovori.

Često je prije analize signala potrebno predprocesirati taj signal, tj. „pripremiti“ ga za analizu. Jedna od metoda predprocesiranja je detrendiranje signala. Pod detrendiranjem se podrazumijeva uklanjanje određenog „trenda“ signala, npr. srednje vrijednosti, linearne tendencije itd.

U nekim radovima, detrendirani podaci se smatraju kao koristan alat u istrazi dinamike srca, ali istražene serije podataka su komponirane od intervala otkucanja srca bez interesovanja za fluktuacije amplitude EKG-a. U daljem tekstu, data je komparativna analiza „sirovog“ (neobrađenog) EKG signala nasuprot detrendiranoj seriji podataka – dobivene ekstrakcijom dominantne frekvencije – primjenjujući neke računske testove bazirane na teoriji determinističkog kaosa [10].

4.4.1 Teoretska osnova

Korištena strategija analize podrazumijeva četiri metode, detaljnije opisane u poglavljima o pokazateljima kaosa:

- (i) Fourierov spektar prikazan u linearne logaritamskoj reprezentaciji: $\log(P)$ prema frekvenciji(gdje je P kvadrat amplitudne); za slučajne i kaotične podatke uzeti su široki spektri. Nekoliko dominantnih skokova korespondira kvazi-periodičnim podacima, dok je koherentni pad veličine $\log(P(f))$ znak skrivenog determinizma(deterministički kaos).
- (ii) Praktično, ista informacija o dinamici sistema, koja se može dobiti preko spektra snage, također se može dobiti preko autokorelace funkcije, ali sa druge tačke gledišta. Vrijednost τ pri kojoj autokorelacijska funkcija dostiže $1/e$ ($e=2.718\dots$) svoje inicijalne vrijednosti je korelacijsko vrijeme vremenskih serija. Funkcija autokorelacije ρ_{11} će naglo pasti na nulu za slučajne podatke, implicirajući malo korelacijsko vrijeme, ali također za neke kaotične serije koje sadrže podatke, koji nisu očigledno povezani međusobno. Za kvazi-periodične signale, korelacijska funkcija će varirati s τ , ali će joj amplituda polako opadati. U slučaju kaotičnog determinizma, podaci su određeni snažnim vezama i njima autokorelacijska funkcija polako opada s vremenom.
- (iii) Prostor stanja je generalno m-dimenzionalan hiperprostor izgrađen korištenjem svih parametara sistema, ali portret prostora stanja se može rekonstruirati korištenjem jedne varijable $x(t)$ (mjerljive na jednakim vremenskim koracima). Često su računski algoritmi, korišteni u ispitivanju dinamike sistema, bazirani na koordinatama kašnjenja u formi $x(t)/x(t-1)$, koje mogu dati informaciju o atraktoru sistema – stanjima ravnoteže kojima sistem može težiti, počinjući iz različitih početnih stanja, ali poštujući različite zakone. Atraktor se pojavljuje kao kompleksan objekat u obliku petlje za periodičan sistem, u obliku torusa za kvazi-periodičan sistem, ili još

komplikovaniji objekat (ali čiji se oblik može razaznati) za kompleksne sisteme određene skrivenim determinizmom.

- (iv) Fraktalna dimenzija atraktora sistema se može izračunati na razne načine, na primjer koristeći algoritam korelacijske dimenzije. Glavna ideja je konstruirati funkciju $C(r)$, koja predstavlja vjerovatnost da će dvije proizvoljne tačke na trajektoriji sistema, koja je oblikovana u prostoru stanja, biti bliže od r (r je radijus hipotetske hipersfere koja pokriva atraktor). Korelacijska dimenzija je data

$$C_D = \lim_{dr \rightarrow 0} \frac{d(\log C(r))}{d(\log r)} \quad (4.4)$$

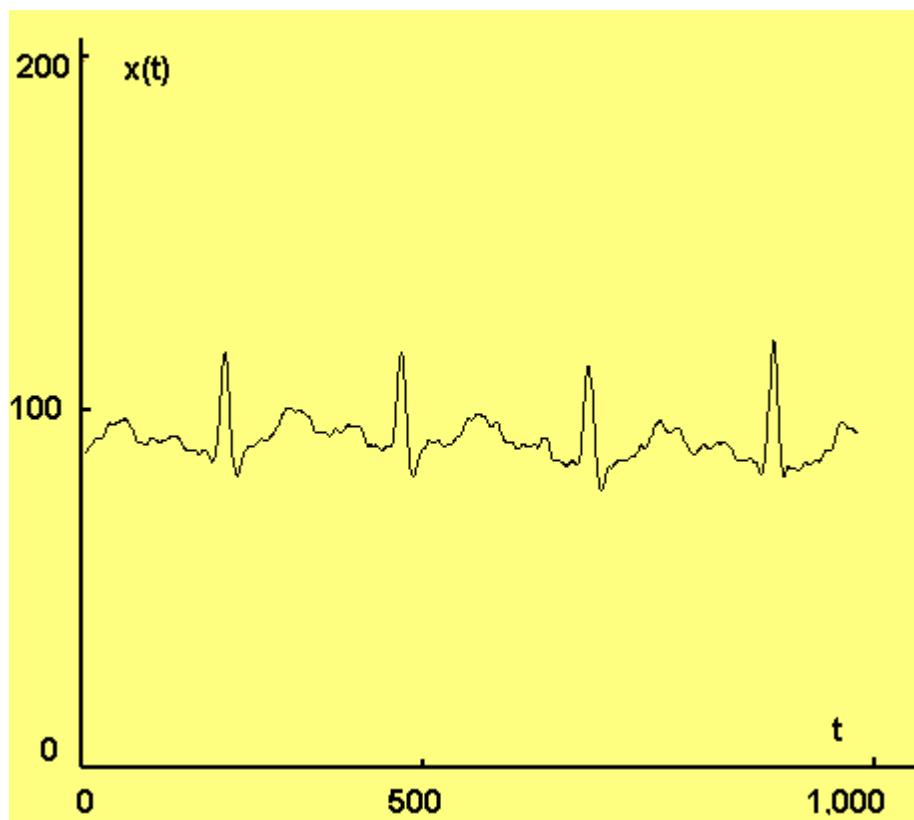
Kad se izračuna za povećane vrijednosti ugrađenih dimenzija, korelacijska dimenzija bi trebala porasti, ali zatim i dostići zasićenje na tačnoj vrijednosti. Prema Kumaru, ugrađena dimenzija (m) mjeri gustoću atraktora, nalazeći vjerovatnost jedne tačke na određenoj udaljenosti R od druge tačke, omogućujući ispitivanje geometrijske strukture oblikovane u hiperprostoru stanja, slično kao i mikroskopsko ispitivanje realnog objekta.

Kako generalno nijedan od gore spomenutih testova (ili drugih) nije dovoljan da opiše dinamiku sistema, potrebno je koristiti niz računskih alata, kako bi se dobilo ponašanje kompleksnog sistema. Ne samo sirovi podaci, nego i serije podataka generisane iz inicijalnog signala, mogu biti korisne u računskom ispitivanju. Tako da, zamjenski podaci, ili detrendirani podaci, mogu biti od interesa u slučaju kaotičnih, ili kvazi-periodičnih sistema. Metoda maksimalne entropije (koja prikazuje podatke u smislu konačnog broja N kompleksnih polova diskretnе frekvencije) može se koristiti kako bi se detrendirali podaci ekstraktirajući dominantne frekvencije – aktualne N tačke i N polovi se koriste da se predvidi svaka sljedeća tačka. U daljem tekstu je analiziran čitav EKG neobrađeni signal, kao i njegove detrendirane serije podataka na bazi gore predstavljenih računskih testova.

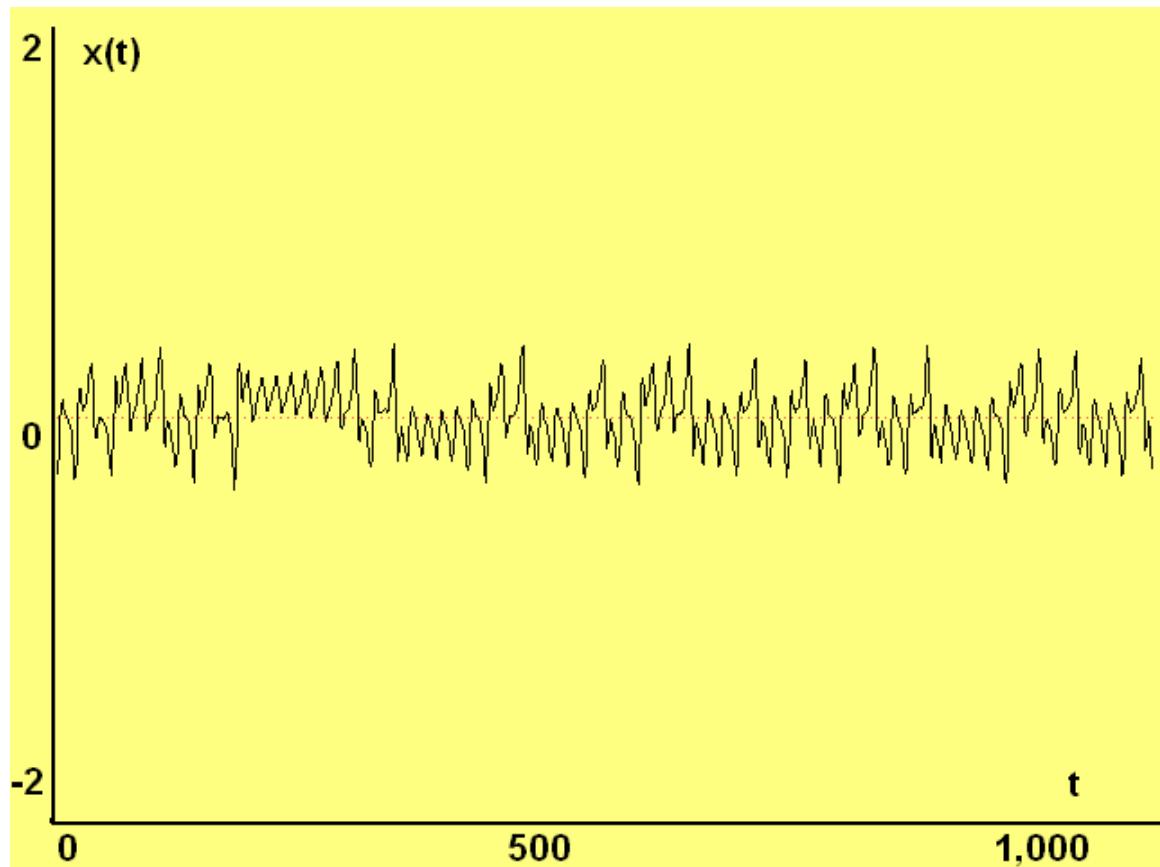
4.4.2 Analiza rezultata

Na sljedećim slikama su prikazani i analizirani numerički „izglađeni“ podaci (svaki podatak je zamijenjen sa srednjom vrijednošću sebe i dva najблиža susjedna podatka).

Skup od oko 1000 tačaka čitave snimke EKG-a (oko 10 000 tačaka) je prikazan na slici 4.11. Korespondentni detrendirani podaci su prikazani na slici 4.12. Karakteristična kvazi-periodična struktura EKG-a se može vidjeti u neobrađenim podacima, dok je u detrendiranim podacima ostao kompleksniji graf poslije ekstrakcije dominantne frekvencije.

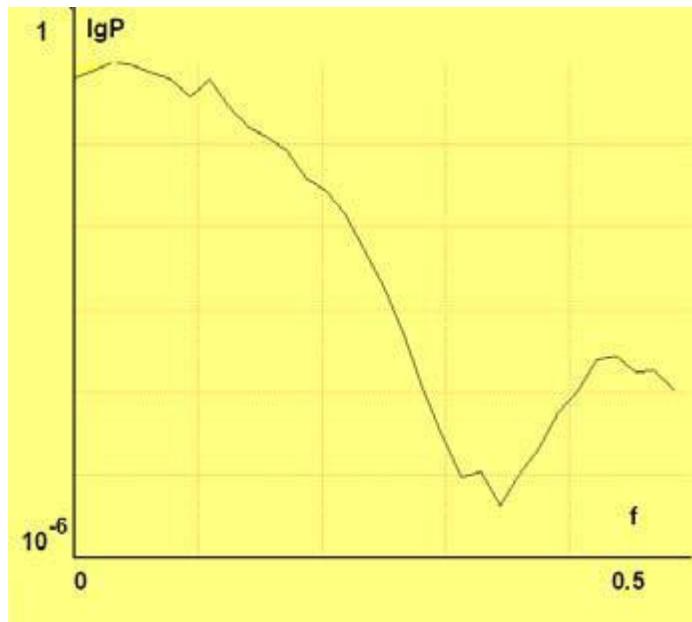


Slika 4.11 Originalni EKG

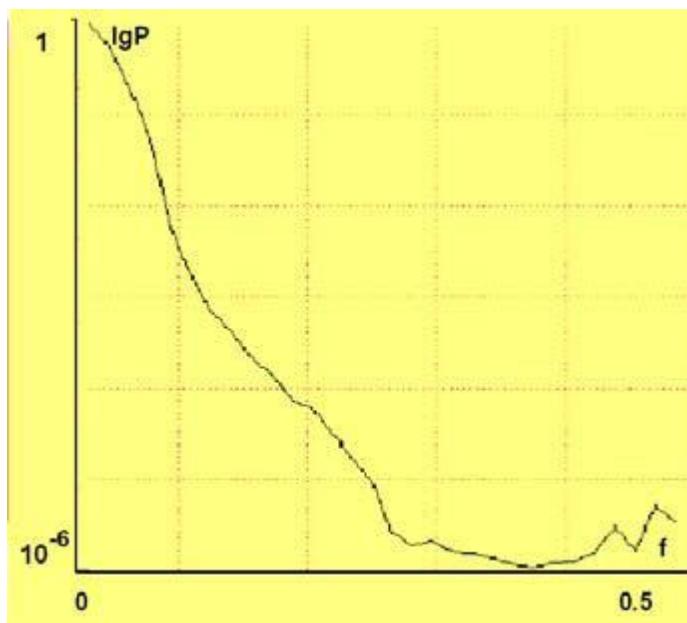


Slika 4.12 Detrendirani EKG

Na slici 4.13 se može vidjeti spektar snage u linearnom logaritamskom prikazu. Umjesto kvazi-periodičnog signala sa niskom dominantnom frekvencijom sa slike 4.13, monotoni pad kvadrata amplitude, prema povećanju frekvencije, za niske i srednje vrijednosti, se vidi na slici 4.14. Za visoke frekvencije – indicirajući šum, ili fluktuacijsko ponašanje – mali skokovi originalnog signala se pojavljuju povećani u detrendiranim podacima.



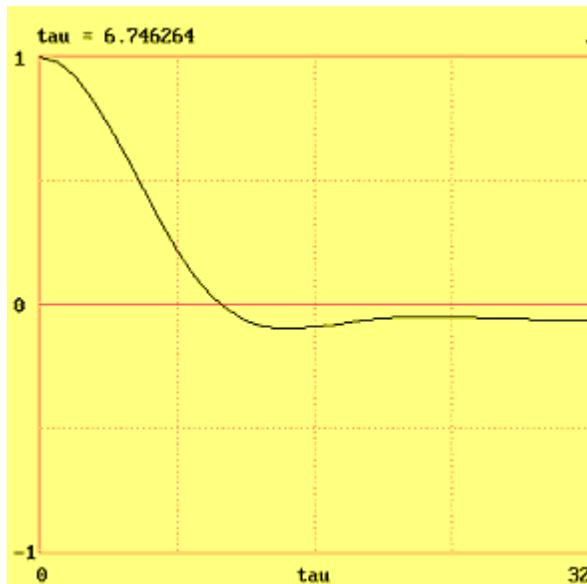
Slika 4.13 Spektar snage EKG-a



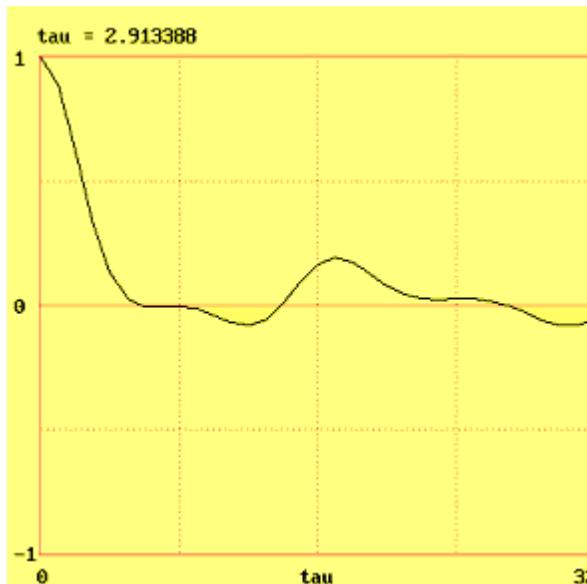
Slika 4.14 Spektar snage detrendiranog EKG-a

Na slici 4.15 prikazani su autokorelacijska funkcija i korelacijsko vrijeme. Nakon izdvajanja dominantne frekvencije iz originalnog signala, korelacijsko vrijeme se znatno smanjilo (više

nego duplo), korelacijska funkcija brže pada prema nuli – što indicira jače kaotične značajke detrendiranih podataka.

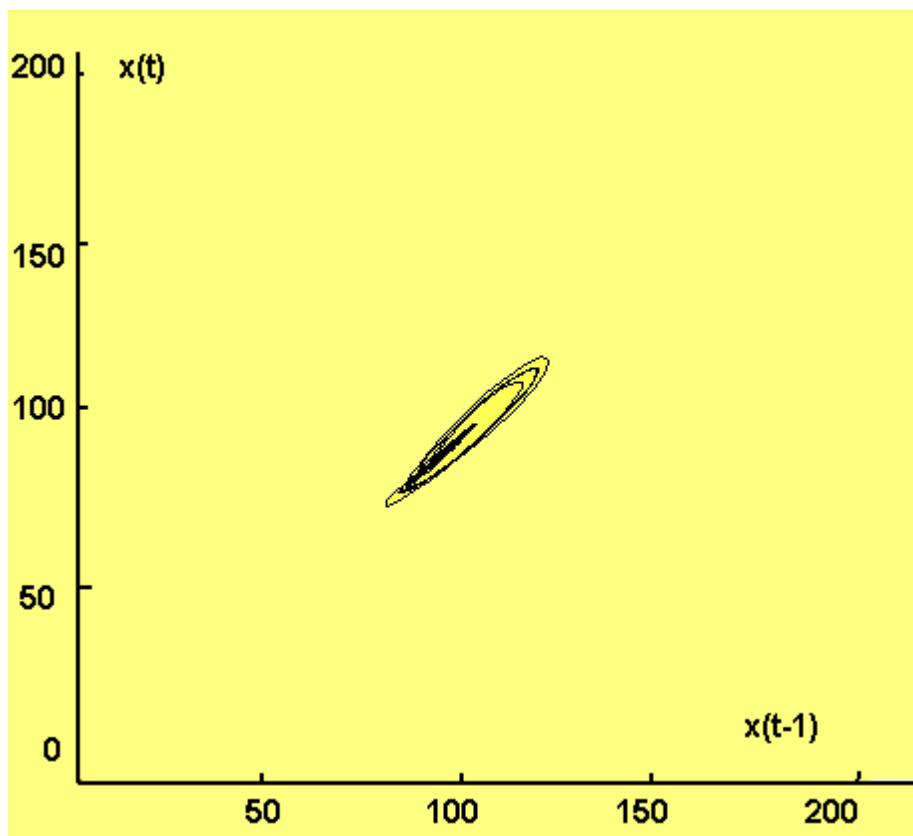


Slika 4.15 Autokorelacijska funkcija EKG-a

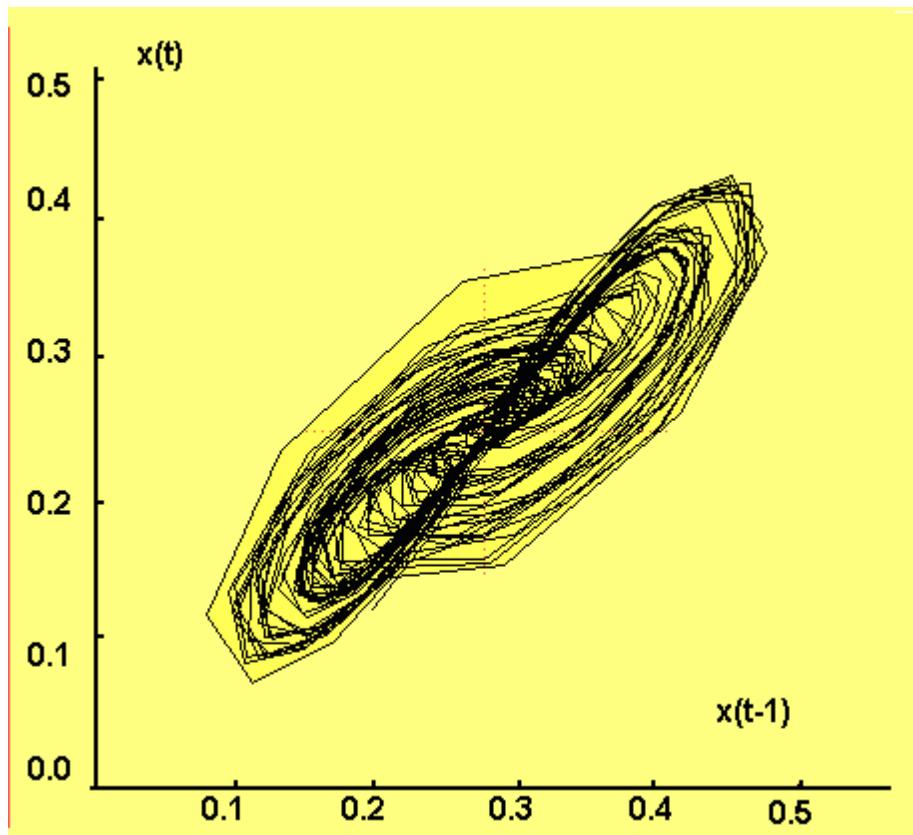


Slika 4.16 Autorkorelacijska funkcija detrendiranih podataka EKG-a

Kaotična svojstva EKG podataka su bolje naglašena na slici 4.17 i 4.18, gdje se atraktori sistema mogu vidjeti i za neobrađeni signal i za detrendirane podatke respektivno. Početne vremenske serije prikazuju atraktor koji se može opisati kao dvostruka fuzzy petlja – što daje sugestiju koegzistencije kvaziperiodičnog i kaotičnog dinamičkog trenda. Detrendirane serije podataka su okarakterizirane kompleksnjim aktraktorom, čak sličnom Lorenzovom atraktoru, što je tipično za kaotične serije. Kako god, izgleda da je tendencija nasumičnosti prisutna kao što to pokazuju trajektorije oko centralne „osmice“ (dio atraktora koji liči na broj 8).

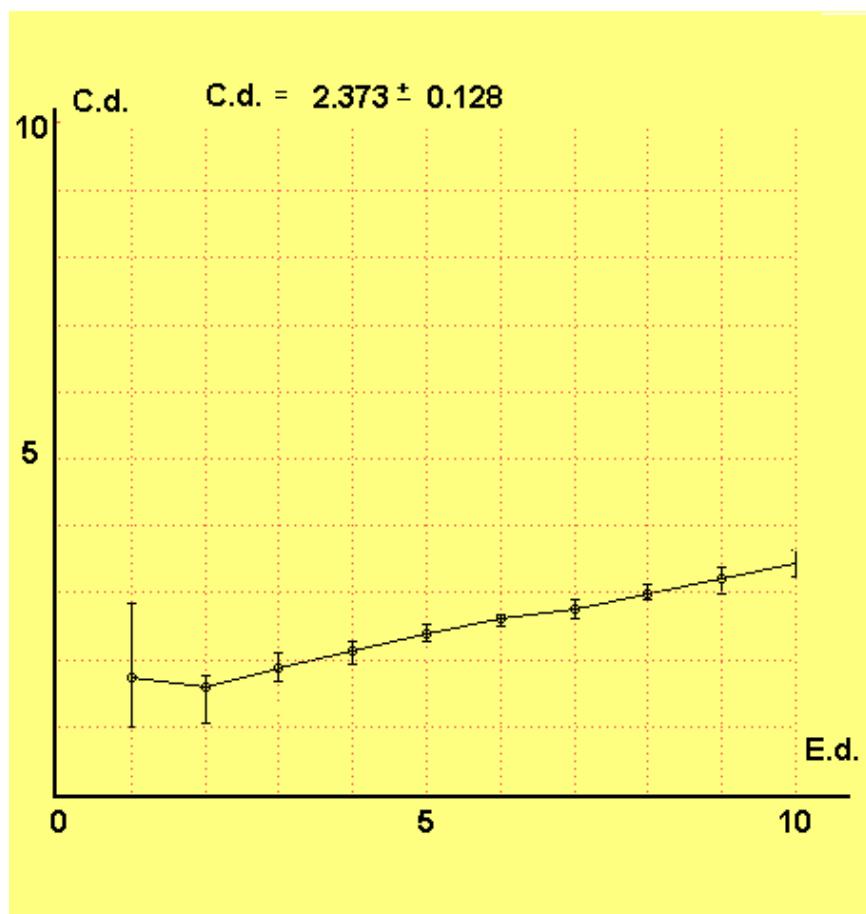


Slika 4.17 Atraktor na osnovu EKG-a

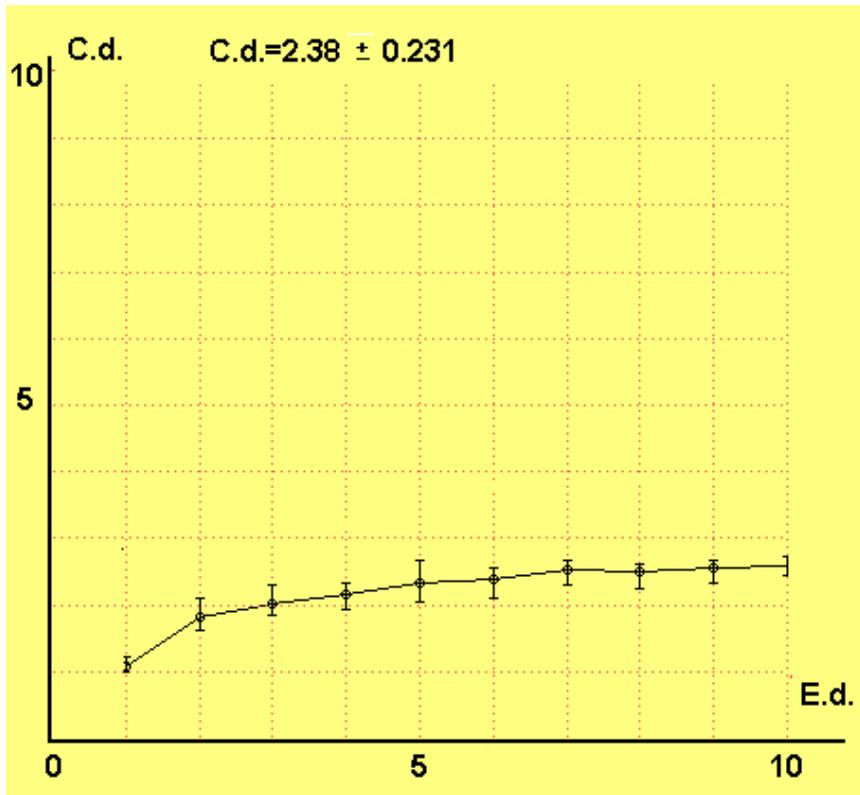


Slika 4.18 Atraktor na osnovu detrendiranog EKG-a

Fraktalna dimenzija atraktora, izražena kao korelacijska dimenzija, prikazana je na slikama 4.19 i 4.20. Kaotična dinamička komponenta EKG signala se jasno vidi u slučaju detrendiranih podataka, gdje korelacijska dimenzija ulazi u zasićenje do vrijednosti 2.38. Razlika između te vrijednosti i one, korespondentne neobrađenim podacima, 2.37, nije važna, ali tendencija zasićenju je prisutna samo u drugom slučaju – tako da se može reći da je kaotična evolucija EKG signala najbolje naglašena u podacima koji se dobiju izdvajanjem dominantne frekvencije iz inicijalnog signala.



Slika 4.19 Korelacijska dimenzija EKG-a



Slika 4.20 Korelacijska dimenzija detrendiranog EKG-a

Aktivnost srca, kada se analizira računskom interpretacijom čitavog EKG signala, može se opisati kompleksnom dinamičkom evolucijom, kao rezultat primjene teorije kaosa. U ovom slučaju, ne samo da su uzeti u obzir intervali otkucaja srca, nego čitav EKG signal, jer se mogu pojaviti neke fluktuacije na razini amplituda biološkog signala. Analiza dinamike srca otkrila je kvazi-periodičnu komponentu preklapljenu s kompleksnijom dinamičkom komponentom, koja se može pripisati tendenciji ka determinističkom kaosu. Kaotična EKG evolucija je otkrivena uglavnom koristeći izdvajanje dominantne frekvencije iz neobrađenih serija podataka.

4.5 KONTROLA SRČANOG KAOSA

4.5.1 Liječenje aritmija

Srčane aritmije se liječe: farmakološkim tretmanom, implantirajućim uređajima i terapijom odstranjenja.

Prema široko prihvaćenom Vaughan-Williamsovom sistemu, antiaritmike dijelimo na četiri skupine i tri podskupine:

Ia - kinidin, spartein, ajmalin, prajmalin, lorajmin, prokainamid, dizopiramid

Ib - lidokain, meksiletin, tokainid

Ic - propafenon, flekainid, enkainid

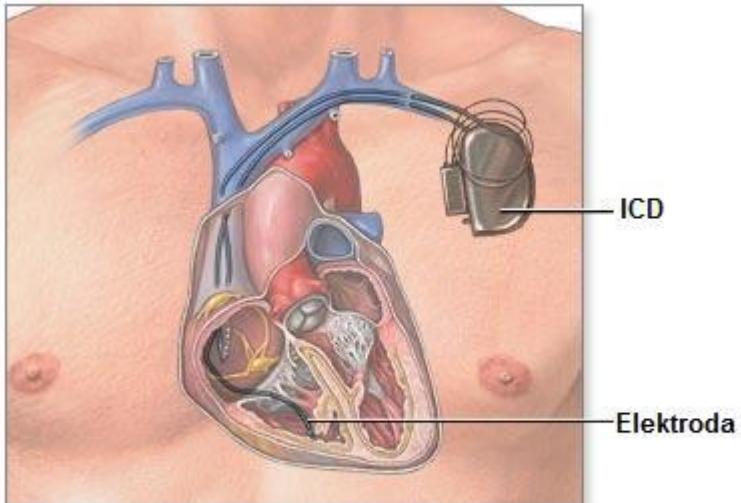
II - sotalol, atenolol, metoprolol (beta-blokeri)

III - amiodaron, bretilij (blokeri kalijevih kanala)

IV - verapamil, diltiazem (blokeri kalcijevih kanala)

Usprkos velikom broju provedenih testova antiaritmiskih lijekova, ustanovljeno je da je samo jedna klasa lijekova, β -blokeri, koji inhibiraju stimulaciju simpatikusa, efikasna u sprječavanju iznenadnih srčanih smrti. Agensi koji blokiraju ionske kanale su se pokazali kao neučinkoviti, ili još gore, povećali su smrtnost. U razvoju su i lijekovi koji prolongiraju QT interval na elektrokardiogramu, poznat kao najčešći negativni sporedni efekt. Nedavno su i ACE (eng. angiotensin-converting enzyme) inhibitori, koji se koriste pri liječenju visokog krvnog pritiska, obećavajuće rezultate u smislu smanjenja rizika od iznenadne srčane smrti. Zbog velikih nedostataka i nuspojava, farmakološko liječenje aritmija se uglavnom nastoji izbjegći.

Farmakološko liječenje može ponekad biti korisno u sprečavanju tahiaritmija. Za razliku od takvog tretmana, implantirajući srčani defibrilator ICD (eng. implantable cardioverter defibrillator) nastoji terminirati tahiaritmije, kad one već nastanu. 2003. godine je u SAD-u ugrađeno oko 150 000 takvih defibrilatora. Njihov prvi zadatak je da detektiraju tahiaritmiju. Za to se koristi mikroprocesor, koji kontinualno analizira snimljene signale, da bi mogao razaznati je li došlo do aritmije. Uređaji obično posjeduju kombinaciju komplementarnih tehnika detekcije koje ispituju varijable poput frekvencije, morfologije, početka, regularnosti i odnosa atrijalne i ventrikularne aktivnosti. Kad se detektira tahiaritmija, šalje se stimulativni niz, ali takve jačine da pacijent ne osjeti. Obično se koristi za venrikularne tahiaritmije brzine 200-220 otkucaj/min. Nastoji se stvoriti val koji treba ući u kružni prsten i poništiti originalno kružno kretanje. Učinkovitost takvih stimulansa je 90%. Ukoliko takvo stimuliranje ne uspije, ili ako je detektirana ventrikularna fibrilacija, koriste se visoko-energetski defibrilacijski šokovi.



ICD(implantable cardioverter-defibrillator)
detektuje ubrzani rad u dnu srca

ADAM.

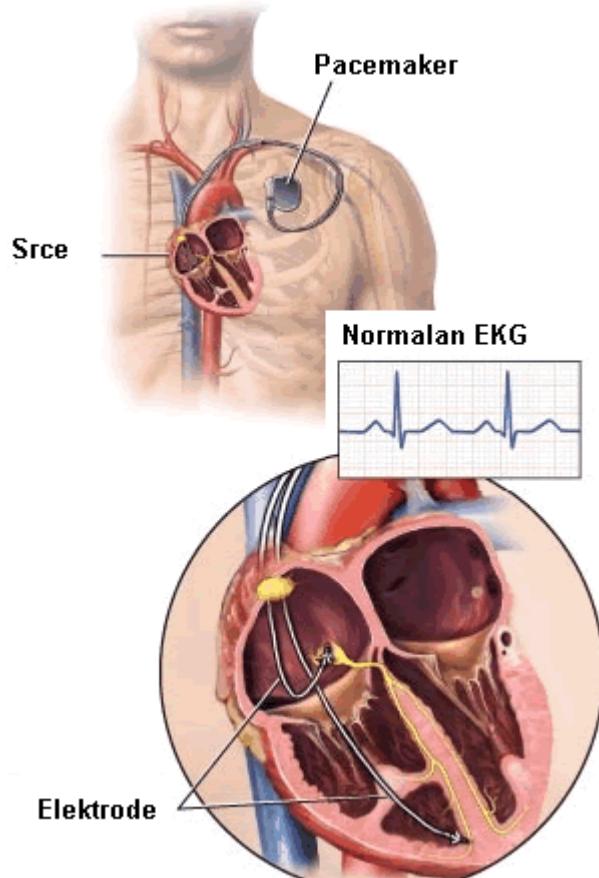
Slika 4.21 Implantirajući srčani defibrilator

Premda su ICD-ovi veoma učinkoviti, posjeduju neka primjetna ograničenja. Čak jedna trećina defibrilacijskih šokova se daje u pogrešnom trenutku. Takvi pogrešni stimulansi uzrokuju bol i kroničnu napetost. Usto se i troši baterija uređaja, što mu skraćuje životni vijek. Postoje neki poboljšani algoritmi detekcije pomoću kojih se pokušavaju izbjegći nepotrebni šokovi.

Potrebno je napraviti distinkciju između ICD-a i pacemakera.

ICD-ovi su uređaji namijenjeni za detekciju aritmija i prevenciju iznenadne srčane smrti. Detektuje se ubrzani rad srca, analiziraju se prikupljeni podaci, na osnovu čega se „zaključuje“ je li riječ o aritmiji i treba li reagovati.

Pacemakersi su uređaji slični ICD-ovima, slične veličine, ali tehnološki malo jednostavniji. Glavna razlika je u funkciji, u namjeni. Pacemakersi se uglavnom koriste protiv bradikardija, tj. usporenog srčanog ritma. Takva vrsta uređaja šalje konstantne stimulacije, kako bi vratila srčani ritam u normalno stanje. Takvo djelovanje sprječava trenutne vrtoglavice, mučnine, kao i trajne posljedice.



Slika 4.22 Pacemaker

Neke aritmije mogu nastati u lokaliziranom, abnormalnom srčanom tkivu. Kružne aritmije čak mogu zahtijevati jednu, ili više regija abnormalne ekscitabilnosti, ili propagacije, da bi se mogle održati. Terapija odstranjenja podrazumijeva korištenje energije radiofrekvencije koja uništava održivo tkivo i stvara neodrživu povredu.

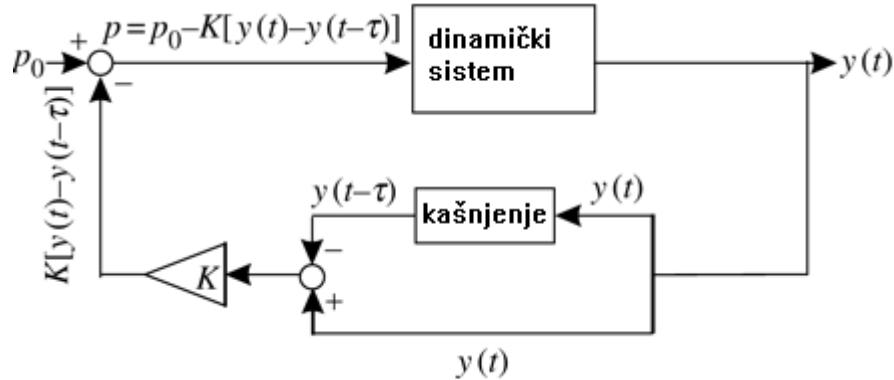
Najteži problem navedenog tretmana najvjerojatnije predstavlja lokalizacija pravog mjesta odstranjenja. Za kružne aritmije je često potrebno više puta podešavati kateter radiofrekvencije, kako bi se stvorio adekvatan ožiljak. Pošto su te povrede male, tehnika odstranjivanja postaje neučinkovita kada je riječ o abnormalnim regijama, koje su dobro situirane unutar miokardija. To se češće dešava u ventrikulama, nego u atrijima, zbog debljine ventrikularne stijenke. A s druge strane, mnogo tanja atrijalna stijenka je pogodnija za tehniku odstanjenja.

Tehnika odstranjuvanja se još naziva ablacija. Moglo bi se reći da je to jedna od naprednijih tehnika liječenja srca, koja podrazumijeva skupu tehničku opremu i kompetentan kadar. Takav kadar su doktori, kirurzi, koji su specijalno uvježbani za takvu vrstu posla. Posao je vrlo težak i vrlo cijenjen. Stručnjaci u tom poslu se svjesno izlažu opasnosti zračenja, koje je u operacionim salama, gdje se vrši ablacija, ogromno.

Zanimljivo je spomenuti da u Bosni i Hercegovini samo jedna klinika ima takvu salu, gdje se vrši radiofrekventna ablacija, a to je Klinika za kardiovaskularne bolesti Univerzitetskog kliničkog centra u Tuzli.

4.5.2 Kontrola alterniranja na nivou célije

Istraživanja u zadnje vrijeme su pokazala da kontrolni algoritmi, usmjereni na srčano alterniranje, vrlo obećavajući, pogotovo u pogledu unapređenja implantirajućih uređaja. Većina ovakvih istraživanja je zasnovana na nezavisnim, adaptivnim kontrolnim algoritmima, kao na primjer povratna sprega s kašnjenjem tzv. DFC (eng. delayed-feedback control) [11].



Slika 4.23 Kontura regulacije s negativnom povratnom spregom koja sadrži kašnjenje

Takva metoda upravljanja je zasnovana na OGY (Ott-Grebogi-Yorke) tehnici, koja je zapravo tehnika upravljanja kaosom. Bazira se na sljedećem: kada je ustanovljen tajming naredne ekscitacije, aktiviraju se male perturbacije u pokušaju da se stanje sistema dovede u nestabilno stanje perioda-1. Za razliku od tehnika upravljanja kaosom, upravljanje pomoću povratne sprege s kašnjenjem ne zahtijevaju tzv. „stadij učenja“ (npr. upoznavanje s dinamikom nestabilnog period-1 stanja). To je bitno, jer se za vrijeme alterniranja dinamika udalji od dinamike perioda-1. Ovo nije slučaj, ako je amplituda alterniranja veoma mala. DFC algoritam obično zahtijeva:

- poznavanje stanja sistema za vrijeme vrlo kratkog perioda u prošlosti
- osnovno razumijevanje dinamike sistema, kako bi se osiguralo da su kontrolne perturbacije odgovarajuće magnitude i polariteta

Ova dva elementa dozvoljavaju periodičnom ritmu da bude stabiliziran ponavljajućom stimulacijom.

Uvedimo pojam tipičnog trajanja kruženja – BCL (eng. basic cycle length). To bi bilo vrijeme između dvije stimulacije [8].

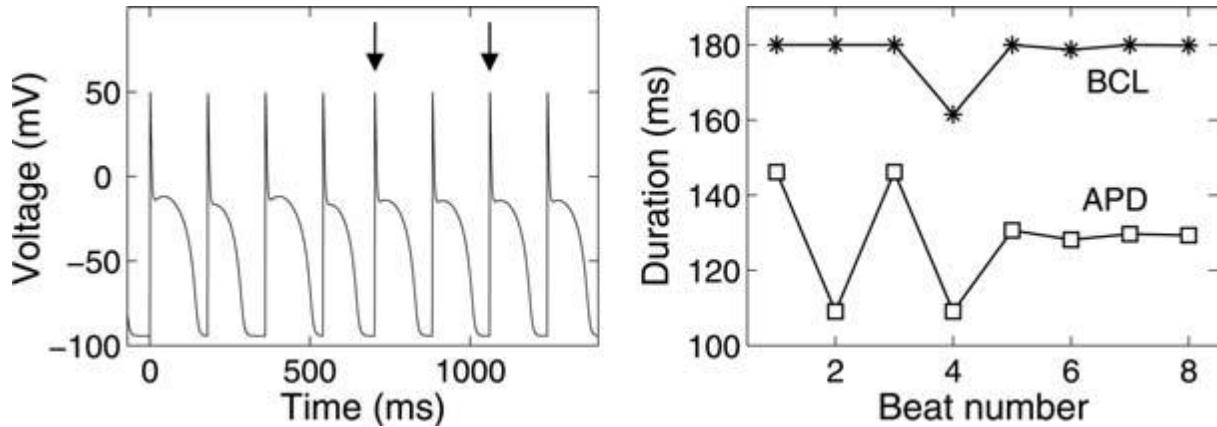
$$BCL_{n+1} = \begin{cases} BCL^* & \text{za } \Delta BCL_{n+1} > 0 \\ BCL^* + \Delta BCL_{n+1} & \text{za } \Delta BCL_{n+1} < 0 \end{cases} \quad (4.5)$$

gdje je

$$\Delta BCL_{n+1} = \frac{\gamma}{2} (APD_{n+1} - APD_n) \quad (4.6)$$

a gdje je γ proporcionalna komponenta povratne grane, dok je BCL^* nominalna vrijednost BCL-a. Postoji restrikcija da perturbacije samo skraćuju, a ne stvaraju kašnjenje, tj. ne produžavaju. Razlog tome možemo naći u prirodnom ritmu kucanja srca – najčešće nije moguće da ekscitacije kasne, pojavljuju se prirodno, bez stimulacije. U upotrebi je i algoritam bez restrikcije.

Suština rada algoritma s restrikcijom je u skraćivanju dugog intervala dijastole, tako da se aktivira rana stimulacija. Prema krivulji oporavka, skraćuje se i trajanje akcijskog potencijala. Na taj način se uspostavlja nestabilni period-1 akcijski potencijali konstantnog trajanja. Stepen konvergencije se kontrolira pomoću već navedene proporcionalne komponente povratne veze u konturi upravljanja.



Slika 4.24 Kontrola APD-a pomoću povratne sprege s kašnjenjem

Na slici 4.24 je prikazana kontrola APD-a u modelu psećeg ventrikularnog akcijskog potencijala, prema modelu Foxa i saradnika. Alternacija nastaje pri brzim otkucajima, uz BCL od 180ms. Upravljanje povrtnom spregom s kašnjenjem (DFC) se aktivira nakon prva 4 akcijska potencijala. DFC skraćuje trajanje perioda (BCL) sa kratkim APD-ovima, dajući rane stimulacije (prikazano strelicama). Time se skraćuje vrijeme oporavka, a time i kasniji APD. Vrijednost proporcionalne komponente u povratnoj grani $\gamma = 1.0$.

DFC se eksperimentalno koristi za upravljanje APD-a u malim dijelovima (toliko malim, da se mogu posmatrati kao tačka) srca žabe kreketuše. Eksperimenti su uspješno sprovedeni, tako što je proporcionalna komponenta povratne grane u konturi upravljanja namještena u odgovarajući spektar vrijednosti. Na taj način se sistem iz alternirajućeg stanja perioda-2 doveo u nestabilno stanje perioda-1.

DFC algoritam se također koristi za kontroliranje slične vrste alterniranja – atrio-ventrikularno (AV) alterniranje provodnosti čvora. Riječ je o alternaciji ritma u vrijeme provođenja kroz AV čvor. Do danas je kontrola alternacije AV čvora jedina vrsta kontrole alterniranja koja je isprobana na ljudima.

Pri upotrebi DFC algoritma na kontrolu periodičnih ritmova, rapidnu konvergenciju prema ritmu perioda-1 dobijemo samo ako je proporcionalna komponenta γ blizu, ili jednaka optimalnoj vrijednosti. Optimalna vrijednost proporcionalne komponente je funkcija stepena nestabilnosti fiksne tačke. Pošto estimacija nestabilnosti fiksne tačke zahtijeva poznavanje okoline fiksne tačke, određivanje optimalne vrijednosti proporcionalne komponente za vrijeme periodičnog ritma je prilično teško. U svrhu estimacije spomenute optimalne vrijednosti se nekad koriste algoritmi koji koriste eksterne perturbacije za ispitivanje okoline fiksne tačke. Što se više povećava razlika stvarne vrijednosti proporcionalne komponente povratne grane i njene optimalne vrijednosti, to se smanjuje stepen konvergencije, a ako premaši određen spektar vrijednosti, kontrola se prekida. Bitno je spomenuti da postoje algoritmi koji iterativnim postupcima usvajaju vrijednost konstante u povratnoj grani, da bi postigli kontrolu, ali mogu biti osjetljivi na šum i nestacionarnosti, što se u eksperimentima ne može baš izbjegći.

4.5.3 Kontrola alternacije u tkivu

Već je spomenuto kako je APD alternacija uspješno regulirana u sistemima koje možemo predstaviti tačkom. Problemi nastaju kad se uzme u obzir cjelokupan sistem sa svojim vremensko-prostornim raznolikostima i dinamikom propagacije valova. Kad se kaže „alternacija u prostorno proširenim sistemima“, misli se na alternaciju u tkivu, a ne ćelijama. Istraživanja na tom nivou su još u počecima.

Analize, kao i kompjuterske simulacije, su pokazale da se alternacije u jednodimenzionalnom vlaknu (ako se pritom misli na čitavo vlakno) mogu otkloniti samo ako je riječ o prostorno uniformnoj APD alternaciji. Ako je riječ o usklađenim, ili neusklađenim (što je još veći problem) alternacijama, uklanjanje je moguće samo u malom opsegu oko mjesta simulacije. To je i pokazano eksperimentima na psećim Purkinjeovim vlaknima. Također je pokazano da se APD alternacije relativno male amplitude mogu kontrolirati na većim udaljenostima. Ovaj eksperiment je donio još jednu vrlo interesantnu i korisnu činjenicu – moguće je neusklađene alternacije prevesti u usklađene. Uvezši u obzir činjenicu da su neusklađene alternacije opasnije, jer je s njihovim prisustvom veća mogućnost nastanka tahiaritmija, otkrivena činjenica još više dobiva na vrijednosti.

Još uvijek nema eksperimentalnih istraživanja u pravcu određivanja stvarne udaljenosti preko koje DFC može suzbijati alternacije u ventrikularnom tkivu. Ako je udaljenost kratka, tako da bi se radi suzbijanja alternacija u više regija srca tkivo moralo stimulirati više puta, na različitim mjestima, postoje obećavajući počeci rješenja tog problema. U razvoju je nešto slično - uređaj koji je bi se trebao dobro uklapati u ventrikule: CorCap™ Cardiac Support Device, by Acorn Cardiovascular.

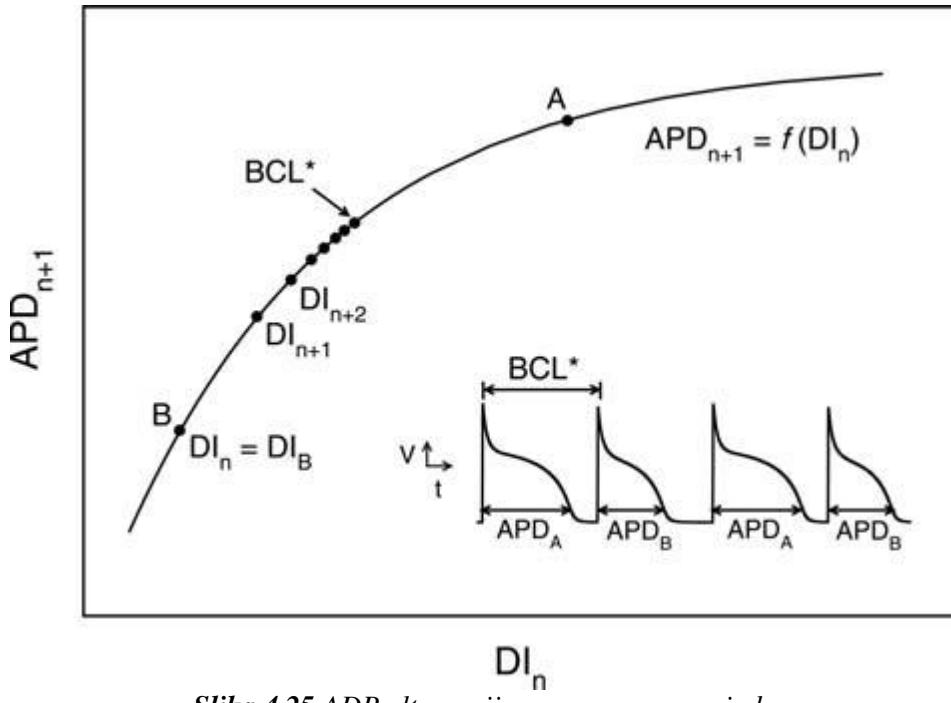
Još jedan zanimljiv pojam koji se tiče kontrole APD alternacije u ventrikularnom tkivu je ionska heterogenost. Postoje razlike u ionskim svojstvima (npr. gustoća ionskog kanala) u različitim regijama ventrikula (preko ventrikularnog zida, između baze i vrha, između lijeve i desne ventrikule, između zadnjeg i septalnog zida lijeve ventrikule). Još uvijek nije poznato kakav uticaj ima na kontrolu APD alternacija u ventrikulama.

Možda čak i nije potrebno potpuno uklanjanje alternacija iz tkiva, da bi se smanjio rizik od aritmija. Povodeći se već spomenutim eksperimentalnim otkrićima, možda je dovoljno prevesti neusklađene alternacije u usklađene, ili pak smanjiti amplitudu alternacija.

4.5.4 Adaptivna DI kontrola

Za razliku od DFC algoritma, DI algoritam je zasnovan samo na kardio-elektrofiziološkim principima. Ovakav algoritam koristi svojstvo oporavka srčanog tkiva, tako da kontrolira i periodične i neperiodične poremećaje ritma i prevodi ih u ritam perioda-1. Pošto je zasnovan samo na specifičnostima srca, ne zahtijeva poznavanje dinamike sistema.

Na sljedećoj slici je prikazana APD alternacija na osnovnom periodu [12].



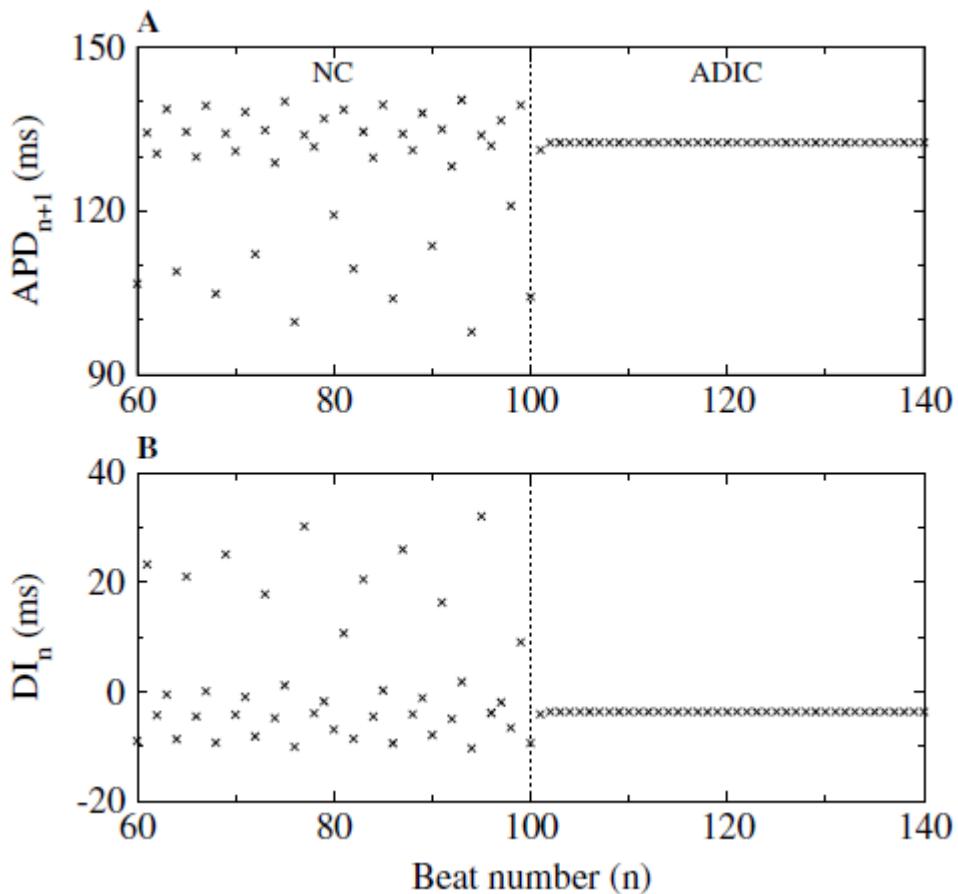
Slika 4.25 ADP alternacija na osnovnom periodu

Na slici 4.25 su prikazane kriva oporavka i izgled ovisnosti akcijskog potencijala o vremenu. Očito je s krive oporavka da APD inicijalno alternira između tačaka A i B za period BCL^* . Ako je inicirano $DI_n = DI_B$, onda svaki sljedeći DI postaje DI_B , a svaki sljedeći APD postaje APD_B . Ako je inicirano $DI_B + APD_B < BCL^*$, onda se DI produžava prema formuli za DI_{n+1} , tako da se svaki APD sukcesivno penje po krivoj oporavka dok se ne dostigne $APD_{n+1} + DI_n = BCL^*$.

APD alternira između tačaka A i B na osnovi ritma. Kako je $APD_n + DI_n = BCL^*$, to alternira i DI_n . U DI kontroli moguće je perturbirati BCL^* , tako da DI_n ostane konstantna, željena vrijednost. Zbog funkcionalne ovisnosti APD_{n+1} i DI_n , zaključujemo da ako svaki DI_n ima istu vrijednost, onda svaki naredni APD konvergira ka jednoj, određenoj vrijednosti. Moguće je povući paralelu između vrijednosti proporcionalne komponente povratne grane u DFC algoritmu i progresivno manjih perturbacija po periodu u adaptivnom DI algoritmu. Adaptivni DI algoritam se bazira na biranju inicijalne vrijednosti DI i prilagođavanju te vrijednosti, na bazi otkucaja, dok suma vrijednosti izabranog DI i vrijednosti narednog APD ne postane jednaka nominalnoj vrijednosti perioda: $APD_{n+1} + DI_n = BCL^*$. Izabrani DI se produžava na bazi kontrolnog pravila:

$$DI_{n+1} = \alpha(BCL^* - BCL_n) + DI_n \quad (4.7)$$

gdje je α konstanta između 0 i 1 koja kontrolira brzinu promjene DI_n . Za vrijeme ADI kontrole, razlika između trenutne vrijednosti perioda BCL_n i razlika originalne vrijednosti perioda BCL^* se smanjuje dok ne bude $BCL^* = BCL_n$. Tada je uspostavljen ritam perioda-1 uz period BCL^* . Takav ritam je isti kao i onaj koji se dobije upotrebom DFC algoritma, premda se postupci nalaženja suštinski razlikuju.



Slika 4.26 Adaptivna DI kontrola kaotičnog modela Watanabe-Gilmour

Na slici 4.26 je prikazana adaptivna kontrola dijastoličkog intervala, ili ADIC (eng. adaptive diastolic interval control), primjenjena na kaotični model Watanabe-Gilmour (WG). Vrijednosti parametara su $\alpha = 0.15$ i $BCL = 130\text{ms}$. Kontrola je primjenjena nakon 100-tog otkucanja. ADI kontrola uspješno locira period-1 fiksnu tačku originalne dužine perioda , iako se pojavljuje u negativnom dijastoličkom intervalu. NC = bez kontrole (eng. no control).

ADI kontrola je uspješno ostvarena u numeričkim simulacijama. Međutim, posjeduje određena ograničenja, kao i svaka metoda. Prvi je problem pretpostavka AP dinamike, jer je pretpostavljeno da se može prikazati jednodimenzionalnom mapom. A nedavna istraživanja su pokazala da intračelijska dinamika kalcija doprinosi razvoju alternacija, što je dodatna komplikacija problema. Zaista, moguća je pojava alternacija, iako je DI fiksno. Još uvijek se istražuju granice pretpostavke oporavka.

4.5.5 Kontrola ventrikularnih tahiaritmija

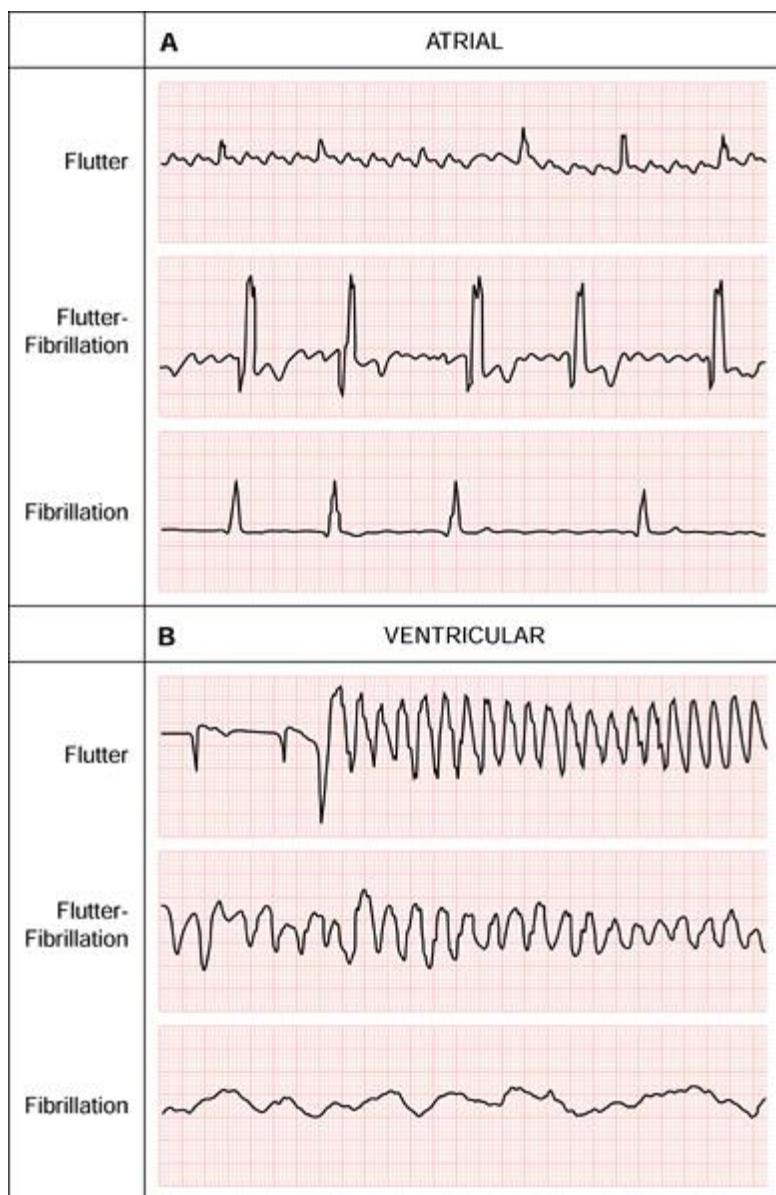
Već je spomenuto da je, kada je riječ o srčanim aritmijama, ventrikularna fibrilacija teži slučaj od ventrikularne tahikardije. Ventrikularna fibrilacija predstavlja i veći problem, kada je riječ o upravljanju pomoću kontrolnih algoritama, od tahikardije i alterniranja. Takozvane „pozitivne“ perturbacije, dakle, stimulacije koje mi zadajemo, da bi postigli željeni ritam srca, ponekad i zakažu. Dodavši tome i činjenicu da je ventrikularna fibrilacija nepredvidiva (mogli bismo reći kaotična), ponekad se čak pojavi iz sinusnog ritma, bez ikakvog upozorenja, od krucijalne je važnosti za srce da implantirani uređaj ima mogućnost defibrilacije. Mnoga su istraživanja usmjerenja u tom pravcu, pokušavajući smanjiti energetske zahtjeve takvog uređaja, drugim

riječima, nastoji se da baterija duže traje. Slabiji strujni šokovi znače da manje troše bateriju i zadaju manju bol pacijentu.

Ventrikularna fibrilacija ustvari predstavlja smrt, moglo bi se reći, „ravnu crtu“ na EKG-u. Stoga je jasno zašto se nastoji usmjeriti istraživanja u tom pravcu. Na slici 4.27 su predstavljene aritmije atrija i ventrikula. Na slici 4.27 pod A, odozgo prema dole, prikazani su podrhtavanje atrija, prijelaz podrhtavanja i fibrilacije, zatim fibrilacija. Na slici 4.27 pod B su prikazani analogni slučajevi za ventrikul.

Atrijska fibrilacija ne ugrožava život direktno – pacijenti mogu mjesecima, pa i godinama živjeti uz atrijsku fibrilaciju, mada je djelotvornost rada srca znatno smanjena.

Pri vraćanju srca u normalni, sinusni ritam, obično se podrazumijeva da se broj otkucanja po minuti smanji ispod 100 [7].



Slika 4.27 Razlike atrijalnih i ventrikularnih aritmija

Kako je dinamika ventrikularne fibrilacije aperiodečna i recimo kaotična, jedan način smanjenja snage šokova bi bila primjena metoda upravljanja kaosom [8]. Garfinkel sa svojim saradnicima je u ranim istraživanjima primijenio metodu kontrole kaosa tipa OGY na zeće ventrikule sa aperiodečnom, vjerovatno kaotičnom dinamikom. Ritam je bio upravljan, ali do ritma perioda-3,

a ne željenog ritma perioda-1. Kasnija matematička istraživanja su pokazala kako je razlog tome vjerovatno bila pogrešna estimacija ritma perioda-1. Slično istraživanje vezano uz aperiodičnu dinamiku je pokazalo da je kontrolni algoritam specifičan za srce, primijenjen na simulirane kaotične vremenske serije trajanja akcijskog potencijala, bio uspješan u kontroliranju nestabilnog ritma perioda-1 na određenim brzinama ekscitacije.

4.5.6 Supresija spiralnih valova

Kako se spiralni valovi vezuju uz ventrikularnu tahikardiju, nekoliko metoda je predloženo za uklanjanje istih. Neke od metoda su usmjerene na uklanjanje valova iz tkiva pomoću eksternog djelovanja. U srcu, spirala bi se morala usmjeriti u neko neprovodno područje.

Ostale metode su bazirane na upravljanju pomoću povratne sprege. U simulacijskim istraživanjima takve vrste, mali stimulansi, dostavljeni tijekom repolarizacije faze akcijskog potencijala, su bili uspješni u prevenciji raspršavanja spiralnih valova s alternirajućom dinamikom u fibrilacijske aktivnosti. U sličnim simulacijama, raspršavanje spirala s alterniranjem je spriječeno pomoću jednog, dobro tempiranog stimulansa, za vrijeme repolarizacijske faze koristeći specijalne algoritme. Još uvijek je neistraženo koliko su ovakve metode suzbijanja spiralnih valova korisne i koliko su prihvatljive kao terapeutske strategije.

4.5.6.1 Antitahikardija

Način na koji već spominjani implantirajući uređaj za kontrolu srca (ICD) radi se pokazao kao uspješan u mnogim slučajevima. ICD je obično programiran da daje „raspršavanje“ od 8 do 10 električnih stimulacija konstante frekvencije (brže od kružnog ritma), ili niz od 8 do 10 stimulacija s povećavajućom frekvencijom. Kako stimulaciona elektroda nije nužno smještena u kružnoj petlji, smatra se da ranija stimulacija omogući put narednim stimulacijama u kružnu petlju. U svakom slučaju, još uvijek nije razjašnjen tačan mehanizam djelovanja antitahikardijskog stimuliranja u srcu.

Jednostavan model ventrikularne tahikardije je kružni val koji se kreće po jednodimenzionalnom prstenu. U ovom modelu, gdje je mjesto stimulacije neizbjegno u kružnoj petlji, dobro je poznato kako čak jedna stimulacija može terminirati kružnu dinamiku. Na slici 3.18 pod A je prikazan kružni val oko prstena. Ako je stimulacija aktivirana prebrzo poslije prolaska vala, kada je tkivo na mjestu stimulacije još uvijek neosjetljivo, stimulacija ne može inducirati puni akcijski potencijal te stoga ima vrlo mali utjecaj na kružne valove. S druge strane, ako je stimulacija aktivirana s određenim kašnjenjem, generiraju se dva vala, koja putuju na suprotne strane od mjesta stimulacije, kao što je prikazano na slici 3.18 pod C. Val koji putuje retrogradno u odnosu na originalni val će se sudariti s originalnim valom te ga tako poništiti. Međutim, val će se nastaviti kretati u pravcu originalnog vala, tako ga zamjenjujući. To nam govori da terminacija u tom slučaju nije uspjela. Postavlja se pitanje nekog srednjeg tajminga, koji bi poništio kružno kretanje. Odgovor je potvrđan. Kada dobro tajmirana stimulacija usmjeri inducirani val u jednom smjeru, i to retrogradno, dok je još uvijek tkivo u anterogradnom smjeru neosjetljivo i ne dozvoljava propagaciju, dešava se sljedeće – inducirani val se sudara s originalnim, poništava ga i na taj način je terminacija uspjela. To je prikazano na slici 3.18 pod B.

Na slici je prikazana terminacija kružnih valova u jednodimenzionalnoj petlji duljine 100 prostornih jedinica s.u. (eng. space units). Tajming stimulacije t_s varira između tri vrijednosti:

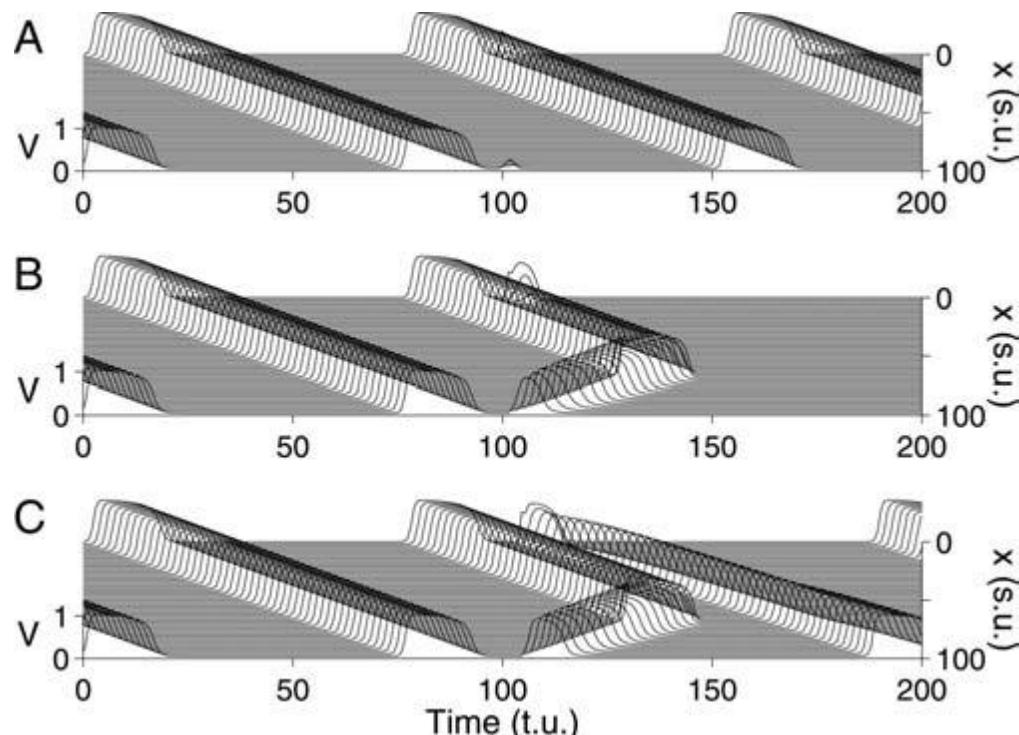
$$t_s = 99 \text{ t.u.}; t_s = 100 \text{ t.u.}; t_s = 101 \text{ t.u.}$$

Oznaka t.u. predstavlja vremenske jedinice (eng. time units). Vrijednosti tajminga simulacije su prikazane na slikama pod A, B i C, respektivno.

Postoji više problema vezano za extrapolaciju ovog jednostavnog modela na srce. Stimulacija mora biti aktivirana u ograničeni vremenski interval (obično nekoliko milisekundi), takozvani

„osjetljivi prozor“, da bi terminacija bila uspješna. Osjetljivi prozor nestaje ako je stimulacija aktivirana na određenoj udaljenosti od kružnog prstena. Dakako, srce je trodimenzionalno, što stvara dodatne poteškoće.

Ipak je dosta obećavajućih istraživanja napravljeno na ovu temu. Simulacije su pokazale da korištenje par stimulacija, umjesto jedne stimulacije, proširuje osjetljivi prozor od nekoliko milisekundi do nekoliko desetaka milisekundi, uz mehanizme različite od jednosmјernog bloka. Slične simulacije su pokazale da raspršavanje stimulacija >12 može dovesti do terminacije, iako je stimulacijsko mjesto locirano na određenoj udaljenosti od kružne petlje.



Slika 4.28 Supresija kružnih valova

4.5.6.2 Otklanjanje spiralnih valova s prepreka

Spiralni valovi, vezani za ventrikularni tahikardiju, se obično vežu, ili zapnu za određenu anatomsку prepreku u srcu. Kada se zakači, spiralni val može biti vrlo stabilan te je teško da se stanje promijeni bilo kojom od navedenih metoda.

Simulacije su pokazale da je moguće skidanje spiralnih valova s manjih prepreka pomoću raspršavanja stimulacija. Međutim, za veće prepreke, gdje je aktrakcija između prepreke i vala dosta veća, može biti potrebno da se stimulira prepreka, da bi se spirala skinula. A mala je vjerovatnoća postavljanja stimulativne elektrode na samu anatomsku prepreku.

Jedno potencijalno rješenje navedenog problema je sljedeće: kada se primijeni električno polje na tkivo s neekscitirajućom preprekom, formira se takozvana virtualna elektroda, gdje se jedna regija tkiva susjedna prepreci depolarizira, dok se regija tkiva na suprotnoj strani navedene hiperpolarizira. Ako je dobar tajming i dovoljno jaka depolarizacija, generira se novi val na prepreci, tako da je unutar kružne petlje. Time se spirala otkači. Ova metoda je testirana na zečjem srcu, gdje se pokazala čak efektivnjom od već spominjanih metoda stimuliranja protiv tahikardije. Potencijalno ograničenje ove metode je mogućnost ponovnog hvatanja spirale za istu prepreku, ili pak za neku drugu. Ova metoda se uglavnom koristi u simulacijama i eksperimentima, ali je, kao i skoro svaka vrsta istraživanja u ovom području, važna i potencijalno vrlo korisna.

V_ZAKLJUČAK

Teorija determinističkog kaosa je područje u koje se preslikava problematika srčanog rada, pa se onda na taj način mogu razjasniti pojedini aspekti rada srca. Električni signali su podloga za preslikavanje, koje je vrlo dragocijeno, pošto se prelazi iz organskog u neko mješovito područje; organsko, anorgansko i društveno, kao što je kaos. Kaotična dinamika daje tako novu dimenziju istraživanju srca, novi, jako važan aspekt. Teorija kaosa tako ulazi u biološke sisteme važnim principima univerzalnosti, koji znače ista generička ponašanja za vrlo različitu skupinu sistema [13]. A to onda otvara mogućnost za naučne pristupe npr. aritmijama srca, iz vrlo različitih pravaca. Tako se nađe veza između ritma ljudskog srca i van der Polova oscilatora, srčanih signala i fenomena zaključavanja faza, aritmija i atraktora u faznom prostoru, itd [14].

Tako je i redukcionizam, kao vid metodološkog pristupa složenim sistemima, postao jedan od principa koji objašnjava ulaz kaotične dinamike u zonu medicinskih metoda za srce.

Inače je redukcionizam način istraživanja, odnosno specifično artikulisan program u izučavanju složenih prirodnih i društvenih pojava [15]. Primjer redukcionizma je svođenje matematike na logiku, posmatranje bioloških sistema kroz fizikalne i kemijske zakonitosti, spuštanje složenih fizikalnih pojava na nivo kvantne mehanike, kretanje završnog mehanizma (hvataljke, alata, mernog uređaja, itd.) u robotici, koje se može izračunati samo kao kombinacija pomjeranja u svakom zgobu, itd.

Ponašanje živih organizama se potpuno razlikuje od svih mehanizama koje je načinio čovjek, a unutrašnji procesi su uvjek nešto više od fizikalnih i kemijskih procesa. Dakle, živi organizmi su visokoorganizovani, vrlo specifični kompleksni sistemi, zbog čije složenosti i nedokučive međuzavisnosti unutrašnjih i vanjskih faktora, nauka mora pribegavati redukcionizmu. Srce kao ljudski organ je toliko kompleksan sistem, da se ne može drukčije modelirati, nego uz korištenje redukcionističkih metodologija. Tamo gdje je redukcionizam naučni pristup i radna filozofija, tome je bliska i teorija kompleksnosti jer nudi suprotan pristup.

Ljudsko srce spada u kompleksan, ali organizovan sistem, jer je njegova kompleksna strukturiranost usko vezana sa manifestacijama kaosa. Pogon, upravljanje i neprekidni rad u smislu besprijeckornog opsluživanja ljudskog organizma od srca čini vrlo složen organski mehanizam. Ipak, ono mora imati logičnu strukturu i stabilan rad, jer previše komplikovan srčani sistem ne bi mogao u toku ljudskog života par milijardi puta neprekidno kucati [13].

Zato je ljudsko srce dinamički sistem smješten na stabilan način između reda i kaosa. Zato ono ima svojstva adaptacije i upravljačke korekcije, pomoćne rezime i samoodržive mehanizme. Kardiologija je u principu redukcionistički pristup za kardiovaskularni sistem, jer ona traga za dubinom i širinom onoga što se dešava u sistemu optoka krvi. Teorija kaosa je zato dragocijena pomoć medicini, jer u kardiologiju unosi koncept kompleksnosti, modelirajući srce po logici nelinearnih dinamičkih sistema.

Literatura

1. James Gleick: „*Kaos: Rađanje nove znanosti*“, Izvori, Zagreb, 1996.
2. Ana Z. Ivanović: „*Pregled savremenih metoda koje se koriste u analizi vremenskih serija nelinearnih dinamičkih sistema*“, NU IHTM, Univerzitet u Beogradu, Centar za katalizu i hemijsko inženjerstvo, Beograd, 2009.
3. Alan Jović, Nikola Bogunović: „*Feature extraction for ECG Time Series Mining Based on Chaos Theory*“, Institut Ruđera Boškovića, Laboratorij za Informacijske Sustave, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 2007.
4. Melita Ahić-Đokić: “*Signali i sistemi*”, Elektrotehnički fakultet Sarajevo, 2010.
5. Milivoj R. Belić: „*Deterministički haos*“, Sveske fizičkih nauka III, 1990.
6. Ante Šantić: „*Biomedicinska elektronika*”, Školska knjiga Zagreb, 1995.
7. Galen S. Wagner: „*Marriott's Practical Electrocardiography, 10th edition*“, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
8. E. Schöll & H. G. Schuster: „*Handbook of Chaos Control*“, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2008.
9. A. Garfinkel, M. L. Spano, W. L. Ditto, J. N. Weiss: „*Controlling Cardiac Chaos*“, Science, Vol. 257, 1992.
10. D. Creanga, C. Nadejde, P. Gasner: „*Dynamical analysis of heart beat from the viewpoint of chaos theory*“, Univerzitet „Al. I. Cuza“, Iasi, Fakultet fizike, 11 A Blvd. Caroll, Iasi, Rumunija, 2009.
11. Kestutis Pyragas: „*Delayed feedback control of chaos*“, Published online, Royal Society Publishing 2006.
12. Peter N. Jordan, David J. Christini: „*Adaptive Diastolic Interval Control of Cardiac Action Potential Duration Alternans*“, Journal of Cardiovascular Electrophysiology Vol. 15, No. 10, 2004.
13. Helmut Moritz: „*Znanost, Um i Svemir*“, Školska knjiga, Zagreb 1998.
14. Alwyn Scott: „*Encyclopedia of Nonlinear Science*“, Taylor & Francis e-Library, 2006.
15. Ian Stewart: „*Kocka li se Bog? - Nova matematika kaosa*“, Jesenski i Turk, Zagreb, 2003.