

UDC: 616-07:616-089

INFO M: str. 29-34

INTRAVASCULARNI ULTRAZVUČNI SISTEM (IVUS) INTRAVASCULAR ULTRASOUND SYSTEM (IVUS)

Željko Vujović

REZIME: Cilj ovog rada je da prikaže koje problem rješava IVUS, na kojim principima se zasniva dobijanje značajnih dijagnostičkih informacija, koja su mu fizička ograničenja i tehnološki izazovi koji treba da budu prevaziđeni. U tom cilju daje se pregled stanja u oblasti, iznosi pretpostavka šta može da se promijeni, metod kako to može da se promijeni i zaključak koji ukazuje koja su nova pitanja i problem koji su proizašli.

KLJUČNE REČI: intravaskularni ultrazvučni sistem, Beizerove krive, položaj vrha katetera u krvnom sudu, medicinska dijagnostička informacija, 3D rekonstrukcija krvnog suda

ABSTRACT: The goal of this work is to show problems which are solved by the IVUS, on which principles is based getting important diagnostic information, which are its physical limitations and technological challenges which should be transcended. In that goal, review of the state in the field is given, supposition was brought out what could be changed, method how it could be changed and conclusion showing which new questions and problems were arisen.

KEY WORDS: intravascular ultrasound systems, Beizer's curves, position of the top of the catheter in the blood vessel, medical diagnostic information, 3D reconstruction of blood vessel

I UVOD

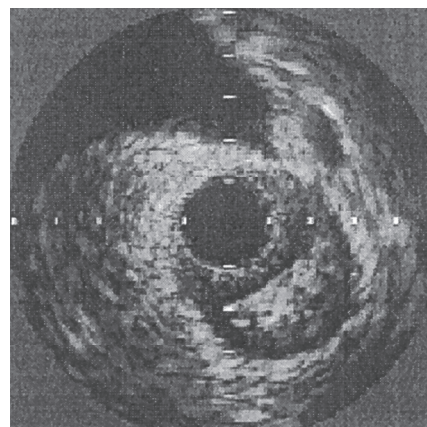
Prostorno i vremenski odabiranje eho signala u unutrašnjosti krvnog suda može da posluži kao osnova za razumijevanje kako struktura transdjusera u vrhu katetera u sprezi s odgovarajućim elektronskim kolima može da se predstavi kao energetski pretvarač koji energiju ultrazvučnih talasa (ehoa) pretvara u digitalni električni signal pogodan za dalju obradu i formiranje slike. [1] Savremena istraživanja u ovoj oblasti usmjerena su u sledećim pravcima: poboljšanje osnovnog kvaliteta slike, razvijanje intraluminalne metode za prikazivanje protoka krvi, prikazivanje elastičnosti tkiva i nadgledanje postavljanja stenta, smanjenje veličine, težine i potrošnje električne energije tako da bi uređaji mogli da rade sa električnim napajanjem. Time bi se povećala prenosivost ovih uređaja, odnosno, mogli bi da se koriste na terenu, izvan bolničkog okruženja. Tehničke karakteristike strukture transdjusera na vrhu katetera u odnosu na dimenzije krvnog suda su: prečnik krvnog suda-5mm, prečnik prstena od 64 transdjusera-1,2mm, frekvencija ultrazvuka-20MHz.[2]

Problem da intravaskularni ultrazvučni sistemi ne mogu da posmatraju strukturu ispred sebe rano je uočen. Jedno rješenje tog problema predstavlja FLUIC (Forward-looking ultrasonic imaging catheter). [3] Ovo rješenje pripada grupi mehanički upravljanih intravaskularnih ultrazvučnih sistema i kao takvo ima niz ograničenja i nesavršenosti u odnosu na Solid-State sisteme. (Više o tome može da se nađe na <http://www.endosonic.com/reference/solid.htm>). Nezavisno od opštih ograničenja, sopstvena ograničenja ovog sistema proizilaze iz geometrijskih osobina reflektujućeg ogledala i komplikovanog postupka pomijeranja drške s transdjuserom na vrhu.

II 3D REKONSTRUKCIJA KRVNOG SUDA

Osnovna slika koju stvara IVUS je 2D tomografski presjek (Sl.1). Postoji objektivni interes za prikazivanje IVUS podataka u tri dimenzije (3D). Prečišćena 3D rekonstrukcija koronarnih arterija daje više tačnih informacija od kliničke važnosti za zaključivanje o napredovanju ili nazadovanju bolesti, izboru i

evaluaciji intervencione procedure takve kao što je postavljanje stenta, naprimjer i slično. [4]



Slika 1. – Kateterski imidžing: 2D presjek krvnog suda dobijen pomoću IVUS-a [2]

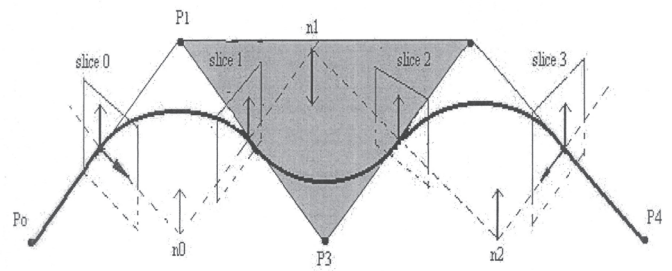
1. FRENELOVA FORMULA ZA ODREĐIVANJE PUTANJE KATETERA

Trodimenzionalna (3D) rekonstrukcija krvnog suda pomoću intravaskularnog ultrazvučnog sistema povlačenjem katetera unazad, u izvornom obliku zasnovana je na pretpostavci da se kateter kreće duž prave putanje i da se tomografski presjeci (slike) dobijeni pomoću IVUS-a slažu duž prave ose. Ovakva pretpostavka je pojednostavljena realne situacije zbog toga što vrh katetera u stvarnosti nailazi na prostorne krivine koje ga ometaju, a to posmatrač ne može da vidi. Stvarni, krivudavi, oblik krvnog suda može da se rekonstruiše istovremenom kombinacijom snimanja intravaskularnim ultrazvučnim sistemom i biplane angiografijom. Ovakva rekonstrukcija se izvodi sinhronizovano u tri sukcesivna postupka, koji mogu da se nazovu respektivno: obrada 2D slike, određivanje stvarne 3D putanje i dobijanje 3D slike krvnog suda. U prvom postupku, slike dobijene pomoću IVUS-a se obrađuju tako da se

bilježe na S-VHS magnetnu traku na koju se takođe upisuje i položaj vrha R iz pacijentovog EKG signala, kao i početak povlačenja katetera unazad, koji se zapisuje u zvučnom kanalu S-VHS trake i koristi se za sinhronizaciju čitave procedure. Iz ovako dobijenih podataka detektuje se oblik zida lumena i spoljne elastične membrane. Koordinate detektovanih tačaka (x,y) prenose se zajedno sa R-R intervalom u fajl. Poslije toga se koristi softver MATLAB koji konvertuje coordinate tačaka u coordinate cilindričnog koordinatnog sistema. Krajnji rezultat je mnoštvo IVUS slika poprečnog presjeka poređanih oko z-ose. Drugi postupak sastoji se u određivanju stvarne 3D putanje vrha katetera. Ona se dobija na osnovu biplane angiografskih snimaka, prethodno digitalizovanih i obrađeni pomoću softvera MATLAB. Centralna linija katetera može da se opiše u Furijeovoj parametarskoj formi: $R(s) = a + b*s + c*\sin(2\pi s) + d*\cos(2\pi s) + \dots + e*\sin(4\pi s) + f*\cos(4\pi s) + \dots$, gdje je $0 \leq s \leq 1$. Zavoje (koljeno) koje pravi vrh katetera može da se dobije iz Frenelove formule iz koje može da se izvede da će vrh katetera da rotira kao treći izvod (d^3R/ds^3) parametarske krive. $R(s)$ nema nultu komponentu u pravcu normalnom na T i na N , gdje je T tangenta ($T=dR/ds$) na krivu $R(s)$, a N označava normal ($N=dT/ds$) na krivu R . Na osnovu toga može da se odredi algoritam koji će da uzima u obzir ovu relativnu rotaciju, tj. rotaciju iz jedne slike poprečnog presjeka do sledećeg. U trećem postupku, podaci dobijeni iz prethodne dvije procedure kombinuju se tako što se IVUS slike slažu oko centralne linije (3D putanje katetera). To daje realnu sliku krvnog suda. Ova metoda 3D rekonstrukcije krvnog suda nazvana je ANGUS (ANGiographyUltrasound). [5]

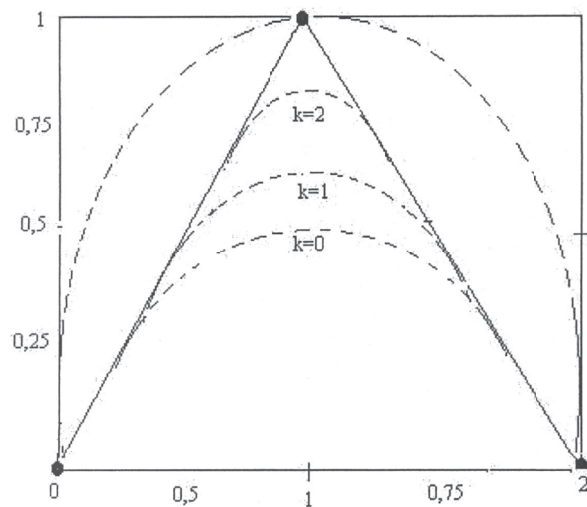
2. REKONSTRUKCIJA 3D CENTRALNE LINIJE POMOĆU BEIZEROVE KRIVE

Djelovi poprečnih presjeka dobijeni pomoću IVUS-a mogu da se unesu i interpoliraju duž rekonstruisane 3D centralne linije koja se prikazuje pomoću promjenljivog dijela 3D Beizerove krive (S.2 i S1.3). Prevoj katetera IVUS-a u toku povlačenja natrag proračunava se iz prethodno rekonstruisane 3D centralne linije krvnog suda. Mjesta na koja će da se postavi poprečni presjek krvnog suda duž centralne linije katetera izvode se na osnovu brzine povlačenja katetera unatrag. U odnosu na ovu centralnu liniju podešava se centar lumena. Poprečni presjeci IVUS slika orijentišu se normalno na tangentni vector u odgovarajućem mjestu duž centralne linije krvnog suda. Zavoje katetera koji je nastao zbog vijugavog oblika krvnog suda, proračunava se i koriguje. IVUS presjeci i i $i+1$ lociraju se na pola puta između P_i, P_{i+1}, P_{i+2} u tačkama $S_i=(P_{i+1}+P_{i+2})/2$ i $S_{i+1}=(P_{i+1}+P_{i+2})/2$. Presjeci su normalni na tangentni vector $t_i=P_{i+1}-P_i$ i $t_{i+1}=P_{i+2}-P_{i+1}$.



Slika 2. – 3D poligon centralne linije aproksimiran sekvencijama Beizerove krive, IVUS presjeci umetnuti duž ove krive [6]

Orijentacija IVUS presjeka $i+1$ izvodi se iz već poznate orijentacije presjeka i pomoću sledeće šeme: odredi se centar upisanog kruga trougla P_i, P_{i+1}, P_{i+2} . Orijentacija presjeka $i+1$ pomjera se do tangentnog vektora t_{i+1} dok normalne simetrale u opštem slučaju nijesu jednake dužine. Kada su tačke P_i, P_{i+1}, P_{i+2} kolinearne proračunavanje presjeka $i+1$ redukuje se na jednostavnu translaciju duž centralne linije krvnog suda. Ovoj aproksimaciji zavoja katetera daje se prednost u odnosu na numerički nestabilni treći izvod kod Frenet-Serret-ove relacije poznate iz diferencijalne geometrije. Poslije toga poprečni presjeci IVUS slika kojima su određena mjesta, brzo prebrisuju proctor duž centralne linije krvnog suda dobijene aproksimacijom Beizerovom krivom i na taj način se dobija rekonstruisan 3D krvni sud. [6]



Slika 3. – Trostepeni segmenti Beizerove krive sa $k=0,1$ i 2 aproksimacijama i spoljašnja isprekidana linija koja predstavlja kubni isječak [6]

3. TRANSFORMACIONA MATRICA

Aproksimacije pomoću kojih se dobija 3D rekonstrukcija krvnog suda uzimaju u obzir sve bitne faktore, a to su, prije svih: rastojanje između pojedinih presjeka, mjesto presjeka u prostoru i ugaona orijentacija svakog presjeka pojedinačno. Određivanje položaja ultrazvučnih transdjusera je od ključnog značaja za kvalitetnu 3D rekonstrukciju krvnog suda.

Pretpostavka da IVUS transdjuser slijedi krivu katetera ili centralnu osu krvnog suda predstavlja uprošćavanje situacije. Potrebno je da se uzme u obzir bilo koje lateralno pomjeranje transdjusera do koga može da dođe i da se izvrši odgovarajuća korekcija koju to proizvede. Zastoj u povlačenju katetera može da dovede do greške tako da bliski i udaljeni kraj katetera neće da se pomjeraju sinhrono. Pomjeranje transdjusera treba da se prati u kontinuitetu. Potrebne informacije o 3D torzionom položaju transdjusera dobijaju se pomoću biplane angiografije. Na osnovu izvedenog eksperimenta i potvrđenih rezultata koje je eksperiment dao, predloženo je da se za praćenje vrha katetera koristi transformaciona matrica 4×3 , koja definiše mjesto ucrtavanja 3D prostorne tačke i njene 2D projekcije u svakoj fluoroskopskoj slici. Ova transformaciona matrica obuhvata sve transformacije kroz koje jedna rendgenska slika treba da prođe, od njenog pojačavanja do prikazivanja u digitalnom obliku. 3D putanja transdjusera se rekonstruiše povratnim projekcijama iz njihovih 2D biplane projekcija korišćenjem transformacione matrice. Za odstranjivanje pratećeg džitera koristi se metoda Gausovog poravnanja ($\sigma=1$). Pošto se tako rekonstruiše 3D putanja, konture lumena se postavljaju normalno na centar transdjusera u svakoj tački 3D putanje. Ugaona orijentacija lumena oko putanje transdjusera određuje se rotiranjem kontura za vrijednost od 1° , i zatim, projektovanjem rekonstruisanog lumena nazad u originalne kontrastne angiografske ravni. Ugao koji daje najmanje srednje odstupanje između stvarne i simulirane ivice krvnog suda bira se kao rješenje koje najbolje odgovara. Model površine stvoren ovako na osnovu uzastopnih luminalnih kontura, poslije 3D lokalizacije, prikazuje se za vizuelizaciju. [7] Aproksimacija krvnog suda pomoću transformacione matrice pretpostavlja continualno praćenje transdjusera u toku određenog vremenskog intervala. Ovom metodom odriče se potreba za povlačenjem katetera unazad. To je jedna privlačna karakteristika, pošto pomoćno povlačenje katetera unazad nije praktično za kliničku upotrebu. Vremenska sinhronizacija tri sekvence, dvije angiografske (frontalne i lateralne) i jedne IVUS, kritična je za tačnu 3D rekonstrukciju i izvodi se korišćenjem jednog vidljivog markera u krvnom sudu. [8]

4. KONSTRUKCIJA 3D POVRŠINE LUMENA

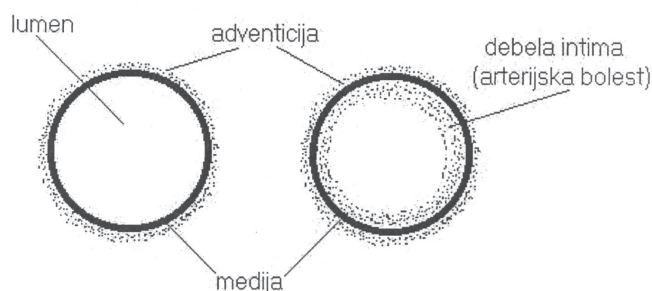
3D površina lumena može da se dobije pomoću automatskog algoritma za detekciju, zasnovanog na multidimenzionalnom pretraživanju grafova i dinamičkom programiranju. Ovako dobijena površina je optimalno zaravnjena jer se prilikom njenog dobijanja uzima u obzir međusobni uticaj susjednih kontura, odnosno ostvaruje se prinudna povezanost susjednih elemenata površine. Za rad ovog algoritma potrebno je da se odredi prva kontura, tj. ostvaruje se prinudna povezanost susjednih elemenata površine, a to može da se odredi metodom rasta oblasti (region-growing). Prostorni medicinski podaci definisani su preko cilindričnog koordinatnog sistema i konvertovani u COST matricu. Vrijednosti u COST matrici su proračunate samo jednom i predstavljaju se da nijesu funkcije

površine koja se rekonstruiše. Površina je definisana funkcijom rekonstrukcije $z=f(x,y)$ iz COST funkcije veće dimenzije $v=F(x,y,z)$. [9]

III ŠEME ZA AUTOMATSKU DETEKCIJU GRANICA

1. METODA RASTA OBLASTI

Precizno automatsko 3D modeliranje luminalnih i drugih površina arterija korišćenjem IVUS-a, zahtijeva da se precizno odrede 2D tomografske konture i luminalne i adventicijalne (Sl.4). Cilj je da se tako dobijene 2D konture obiju granica iskoriste kao ulazi za jednu automatsku 3D optimizacionu šemu.



Slika 4. – Granične linije u osnovnoj slici koje su značajne za dijagnostiku [4]

Šema rasta oblasti (region-growing) primijenjena je da se pronadu luminalne granice korišćenjem sličnosti u vrijednostima piksela na sivoj skali unutar luminalne oblasti i njihove različitosti sa zidom arterije. U oblastima nestanka signala algoritam se proširuje iza luminalne oblasti (curenje). Algoritam širenja oblasti koristi metode dijeljenja oblasti (watershed segmentation – WS) i označavanje komponenata (components labeling – CL) sa dilatacijom – erozijom za korigovanje ovih luminalnih curenja. Specijalni cilj je da se razdvoji oblast curenja od luminalne oblasti i uporede i iznijansiraju mogućnosti WS i CL u razdvajanju oblasti suženja. Rezultati koji su dobijeni pomoću obje metode (WS i CL) upoređeni su s konturama koje je nacrtao ekspert korišćenjem četiri elementa (mjere) za sličnost i takođe upoređivanjem površina poprečnog presjeka lumena i vrijednosti izvršavanja algoritama. Svaka slika je obrađivana tako da se kateter smještao u njen centar i normalizovao tako da ima histogram koji proizvodi dobar kontrast između lumena i zida arterije prije rasta-oblasti. Centralni piksel svake slike koristi se kao početna sjemena tačka tako da algoritam uvijek započinje u lumenu. Jedan interpikselni prag sive skale T, proračunat je iz prethodno definisane oblasti interesovanja centrirane u luminalnoj oblasti. [10]

2. KOMBINOVANA METODA

Granice lumen-intima i medija-adventicija mogu da se izdvoje automatski kombinacijom tehnika digitalne obrade slika, prilagodljivog otkrivanja ivica i sistema odlučivanja u

Fuzzy logici (Sl. 3). Ovo izdvajanje se obavlja u tri koraka. Prvi korak, slika se filtrira dok se ivice zaštićuju i zatim vade njihovi položaji. Drugi korak, ivice se adaptivno otkrivaju, crtaju i identifikuju. Algoritam za povezivanje povezuje sve koordinate za mediju, a drugi sadrži sve moguće segmente za granicu lumena. Treći korak, koristi se sistem fuzzy logike za izbor skupa povezanih segmenata koji imaju najveću vjerovatnoću da budu media i adventicija. Tehnike za definisanje karakteristika granica primjenjuju se u radijalnom pravcu. Bilo gdje da se desi promjena intenziteta u slici, postoji odgovarajući maksimum u prvom izvodu i prolazak kroz nulu u drugom izvodu.

Uglašavanje slike izvodi se pomoću Gausovog operatora $G(x,y)=[1/(2\pi\sigma^2)]\exp[-(x^2+y^2)/(2\sigma^2)]$, a zatim se primjenjuje Laplasov operator za izdvajanje ivica:

$$\nabla^2 G(x,y) = \partial^2 G / \partial x^2 + \partial^2 / \partial y^2 = (1/2\pi\sigma^4)[2-(x^2+y^2)/\sigma^4] \exp[-(x^2+y^2)/\sigma^4] \exp[-(x^2+y^2)/2\sigma^2].$$

Konvolucija slike s Laplasijanom Gausovog operatora (LoG) rezultuje u prolasku kroz nulu u prostornim položajima koji dobro definišu ivice. Ivice koje odgovaraju mediji i granici lumena su pozitivne kose ivice u pravcu radijalnom od transdjusera. Prilagodljivo otkrivanje ivica primjenjuje se da ograniči broj segmenata ivica detektovanih unutar prethodno definisanog opsega. Broj detektovanih segmenata ivica treba da bude dovoljno veliki da tačno izdvoji karakteristične i dovoljno mali za prihvatljivu brzinu obrade kada povezuje segmente u sledećem stepenu obrade. Za crtanje i identifikaciju karakteristika segmenata koristi se specijalni algoritam. Karakteristike segmenata ivica koje daju informaciju za algoritam povezivanja u sledećem stepenu obrade. Za crtanje i identifikaciju karakteristika segmenata koristi se specijalni algoritam. Karakteristike segmenata ivica koje daju informacije za algoritam povezivanja u sledećem koraku su: energija (ukupan broj piksela u segmentu), deformacija (suma radijalnih varijacija rastojanja između piksela) i gradijent segmenata. Algoritam nastavlja da traži i crta segmente dok se svaki segment nacrtava i identifikuje. Algoritam povezivanja koristi matricu identifikacije segmenata kreiranu pomoću algoritama crtanja da odredi koji segmenti mogu da se povežu zajedno. Sve moguće kombinacije povezivanja za svaki segment u mapi ivica se određuju. Da bi se dva segmenta povezala njihove karakteristike moraju da zadovolje kriterijume povezivanja. Algoritam daje kao rezultat dvodimenzionalni niz: kandidate medie i kandidate granice lumena – sve moguće segmente koji bi povezani mogli da daju mediju ili granicu lumena. Poslednji korak u procesu vađenja karakteristike je odabiranje svake karakteristike iz niza segmenata mogućih karakteristika. Zasniva se na fuzzy logici. Segment izvađen kao media je segment koji je najvjerovatnije media. Karakteristike koje određuju jačinu kojom segment teži da bude medija su njegova energija i deformacija. Segment s najvećom energijom i najmanjom deformacijom bira se kao medija. U primijenjenom fuzzy sistemu karakteristike energija i deformacija su ulazi, a izlaz je segment odsječak medije. Definitivno izvlačenje medije povećava značaj energije za mediju. Ako je energija niska, nezavisna od deformacije, postoji vrlo mala vjerovatnoća

da segment bude medija. Ova vjerovatnoća raste s porastom energije. Segment s visokom energijom i niskom deformacijom ima veću vjerovatnoću da bude medija nego segment sa istom energijom, a većom deformacijom. Za granicu lumena bira se set povezanih segmenata koji sadrži najveće segmente i najbolje definišu intimu. [11]

IV DISKUSIJA

Savremeni tekstovi o IVUS-u prema temi mogu da se podijele u sledeće grupe:

1. Grupa o metodama stvaranja 2D slika,
2. Grupa o metodama stvaranja 3D slika,
3. Grupa o posmatranju struktura krvnog suda unaprijed,
4. Grupa o određivanju brzine protoka krvi,
5. Grupa o posmatranju elastičnosti zida krvnog suda.

Danas ne postoji meritoran i decidan odgovor na pitanje koja su fizička ograničenja i tehnološki izazovi structure od 64 transdjusera na vrhu katetera sistema za intravaskularni ultrazvučni imidžing, koji treba da budu prevaziđeni. Pravci daljih istraživanja su se pojavili u literature, ali oni ne daju odgovor na ovo pitanje. [2] Izvjesno je da IVUS ne može samostalno da da dvije važne informacije o krvnom sudu koji se ispituje, a to su:

1. Tačan položaj oštećenja krvnog suda,
2. 3D slika krvnog suda.

Te informacije mogu da se dobiju korišćenjem drugih dijagnostičkih tehnika, odnosno, prvenstveno kombinacijom IVUS-a i koronarne angiografije.

Ove mogućnosti mogu da se smatraju fizičkim ograničenjima i tehnološkim izazovima koji treba da budu prevaziđeni.

Ono što druge tehnike ne mogu da postignu i što čini da je IVUS nezamjenljiv u odnosu na druga sredstva, to je njegova sposobnost da analizira i procjenjuje vrstu oštećenja iz unutrašnjosti krvnog suda.

Tendencije razvoja kod IVUS-a su smanjenje veličine, težine i potrošnje električne energije tako da bi uređaji mogli da rade s baterijskim napajanjem. Time bi se povećala prenosivost ovih uređaja tako da bi mogli da se koriste i na terenu, izvan bolničkog okruženja.

Određivanje granica lumen-intima i medija-adventicija zasniva se na analizi i obradi gotovih 2D slika [9], [10],[11].

U obrazloženju takvih metoda kaže se: "Zbog složene prirode arterije i prirode ultrazvuka, IVUS u oboljelim arterijama pati od nedostatka signala uzrokovanog prisustvom tvrdih kalcijumovih lezija i strut artefakata.[10] Ovakvo obrazloženje je problematično. IVUS ne može da pati od nedostatka signala zbog navedenih razloga. Ovi razlozi mogu da dovedu do drugačijeg oblika signala koji se detektuje transdjuserima. U opisu metoda za određivanje granica kaže se, takođe: "Svaka slika je obrađivana tako da se katetar smješta u njen centar i normalizuje tako da algoritam započinje uvijek u lumenu." [10] Smještanje katetera u centar slike kao i određivanje centralnog piksela je uprošćavanje realne situacije jer kateter

može da ne bude u lumenu, što znači da ni algoritam ne bi počinjao u lumenu.

Kod razvijanja šema za automatsku detekciju granica napravljeno je premoščavanje da bi se došlo do rješenja postavljenog problema: zanemarena je priroda ultrazvuka i principi stvaranja osnovnih slika, a pošlo se od gotovih, dobijenih 2D slika.

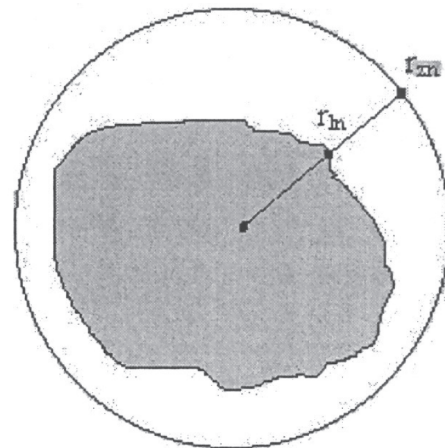
PRETPOSTAVKA DA NEŠTO MOŽE DA SE PROMIJENI

Granične linije lumen-intima i intima-zid krvnog suda (medija-adventicija) mogu da se odrede na osnovu podataka (ultrazvučnih odjeka) na osnovu kojih se dobijaju primarne 2-D slike.

METODE

Analizom prostorno-vremenskog odabiranja signala [1] uspostavlja se jednoznačna korespodencija između svake relevantne tačke u prostoru u unutrašnjosti krvnog suda i odgovarajućeg odbirka signala. U tačkama koje pripadaju granici lumena dolazi do nagle promjene veličine odbirka (intenziteta signala). Tačkama u lumenu odgovara manji intenzitet (manji koeficijent refleksije za ultrazvučne talase). Kada se detektuje promjena intenziteta odbiraka može da se odredi poluprečnik tačke u unutrašnjosti krvnog suda koja odgovara tom odbirku. Skup poluprečnika tačaka koje odgovaraju odbircima naglo povećanog intenziteta jednoznačno određuje granicu lumena. Granična linija zida krvnog suda može da se odredi na analogan način. Zid krvnog suda ima veći koeficijent refleksije od spoljašnjosti krvnog suda za ultrazvučne talase. To znači da odbirci signala, koji odgovaraju tačkama izvan krvnog suda na granici sa zidom, imaju smanjen intenzitet, odnosno desio se nagli pad intenziteta signala u odnosu na intenzitet signala u tačkama koje odgovaraju zidu krvnog suda. Ukoliko nema ponovnog povećanja intenziteta signala, izvjesno je da tačka koja odgovara prethodnom padu intenziteta signala, odgovara zidu krvnog suda. Skup ovih poluprečnika koji odgovaraju tačkama s padom intenziteta, određena je granična linija-zid krvnog suda. Ovakvim postupkom eliminišu se koraci potrebni za metode watershed segmentation (WS), components labeling (CL) sa dilatacionom erozijom,[10], koje se primjenjuju za detekciju luminalnih curenja kod metode region-growing, jer se podaci za dobijanje granica dobijaju prije nego što se formira slika, pa nema potrebe za njenim dijeljenjem. Bilo bi interesantno uporediti rezultate koji se dobijaju za detekciju granica korišćenjem različitih metoda. Poluprečnici krvnog suda r_1 – za lumen i r_2 – za zid krvnog suda, mogu da posluže za jednostavno proračunavanje debljine zakrećenja krvnog suda u radijalnom pravcu, $d=r_z-r_1$, za svaki pojedinačni presjek, kao i za proračunavanje drugih podataka, potrebnih za analizu i mjerenje zakrećenja krvnog suda (Sl.5).

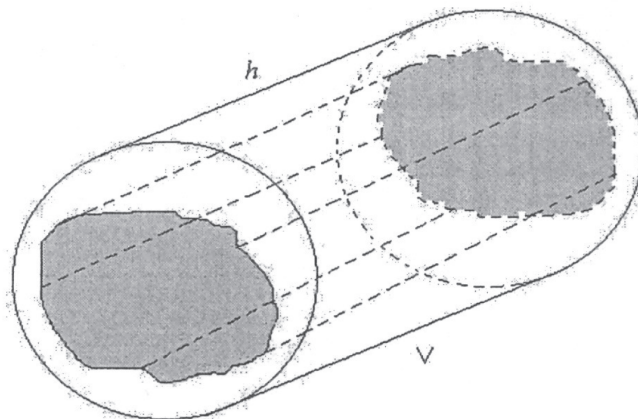
Naprimjer: $P_z=r_{zs}^2\pi$, $r_{zs}=\sum r_{zn}/64$; $P_1=r_{ls}^2\pi$, $r_{ls}=\sum r_{ln}/64$.



Slika 5. – Poprečni presjek krvnog suda

Ovako dobijeni podaci mogu da posluže kao osnova za drugačiji pristup prikazivanju 3D oblika krvnog suda, njegovog lumena i mjerenje zakrećenja. Posmatraćemo, naprimjer, dva susjedna poprečna presjeka krvnog suda i pretpostavićemo da su kod njih granice lumena različite (Sl.6). Presjeci se nalaze na međusobnom rastojanju h koje je određeno brzinom povlačenja katetera.

Zapremina torusnog cilindra koji predstavlja zakrećenje krvnog suda može da se odredi na sledeći način: $P_{sl}=(P_1+P_2)/2$ gdje je $P_1=P_{z1}-P_{l1}$, a $P_2=P_{z2}-P_{l2}$. Poslije toga se dobija $V_1=P_{s1}\cdot h$.



Slika 6. – Torusni cilindar susjednih presjeka za izračunavanje zapremine

Na analogan način može da se odredi zapremina torusnog cilindra koji obezbeđuje sledeća dva cilindra. Ukupna zapremina se dobija kao zbir svih elementarnih zapremina. Poslednji cilindar u nizu određen je uslovom $P_n=P_{zn}-P_{ln}=0$.

Crtaње 3-D oblika krvnog suda i 3D oblika lumena svodi se na postavljanje cilindričnog koordinatnog sistema i određivanje mjesta ovako dobijenih tačaka u takvom koordinatnom sistemu, odnosno može da se primijeni automatski algoritam za detekciju zasnovan na multidimenzionalnom pretraživanju grafova i dinamičkom programiranju.[9] Ovdje se prva kontura dobija

metodom prostorno-vremenskog odabiranja signala. Za konverzije koordinata tačaka i obrade za dobijanje potrebnih grafičkih prikaza softver MATLAB može da ispuni tražene zahtjeve.

V ZAKLJUČAK

U ovom tekstu napravljena je sistematizacija i grupisanje prema temi dijela tekstova, prvenstveno s početka druge polovine devedesetih godina dvadesetog vijeka, na osnovu kojih se razvijao IVUS. Tekstovi su podijeljeni na dvije grupe: I – 3D rekonstrukcija krvnog suda i II – šeme za automatsku detekciju granica.

Kod tekstova o 3D rekonstrukciji uočena je razlika između pojedinih metoda za dobijanje centralne linije krvnog suda i povezanost ove linije s putanjom katetera. Istaknuto je da u realnoj situaciji vrh katetera ne mora da prati ovu centralnu liniju.

Kod tekstova o rekonstrukciji granica prikazane su dvije metode za automatsku detekciju: metoda rasta oblasti i kombinovana metoda.

Istaknuto je kao značajna činjenica da se sve važne dijagnostičke informacije dobijaju iz 2D tomografskih slika, koje predstavljaju prethodni korak u obradi dijagnostičkih informacija.

Analizom tekstova ponuđen je odgovor na pitanje koje problem rješava IVUS.

Kod principa rada IVUS-a pažnja je posebno bila usmjerena na principe koji omogućavaju dobijanje dijagnostički važnih informacija iz osnovnih IVUS 2D slika: granice lumena, granica zida krvnog suda, 3D prikaza lumena i drugih struktura u krvnom sudu.

Pri određivanju tehničkih ograničenja structure od 64 transdjusera na vrhu katetera i tehnoloških izazova koji treba da budu prevaziđeni, izdvojeno je da su to nemogućnost IVUS-a da samostalno odredi mjesto gdje se oštećenje krvnog suda nalazi, kao ni da prikaže samostalno strukture krvnog suda u 3D obliku.

Tehnološka ograničenja mehanički upravljanih katetera, koji su upravljani motorom na jednom kraju katetera, a ultrazvučne talase emituju i primaju sistemom ogledala, u ovom tekstu nijesu razmatrana i smatrano je da su u prevaziđena Solid-State kateterima.

Novi problemi koji su otvoreni:

Koji tip fajla je optimalan za smještanje izvornih podataka za formiranje slika kod IVUS-a? Kako dobiti granične linije lumen-intima i medija-adventicija direktno iz podataka iz kojih se stvara 2D slika? Kako izračunati zapreminu zakrećenja krvnog suda direktno na osnovu tih podataka, prije stvaranja 2D slike?

Nova pitanja koja su otvorena:

Kako mogu da se dobiju i posmatraju pokretne trodimenzionalne slike arterije iz angiograma i vremenski zavisne slike unutrašnjosti zida krvnog suda? Kako respiracija i otkucaji srca utiču na slike dobijene pomoću IVUS-a? Kako mogu radiofrekvencije da se iskoriste za intravaskularna ispitivanja? Kako proticanje krvi utiče i može da se iskoristi za detekciju lumena?

I druga.

Odgovorima na navedena pitanja i rješavanjem otvorenih problema daje se doprinos savremenim istraživanjima u ovoj oblasti, koja su usmjerena ka poboljšanju osnovnog kvaliteta slike, razvijanju intraluminalne metode za prikazivanje protoka krvi, prikazivanju elastičnosti tkiva, nadgledanju postavljanja stenta.

LITERATURA

- [1] Ž. Vujović, "Jedan pogled u elektronsku strukturu vrha katetera sistema za intravaskularni ultrazvučni imidžing", *Konferencija ETRAN 2000, Soko Banja 26-29 jun 2000*
- [2] http://bul.eecs.umich.edu/~odonnell/Matts_Interests.html
- [3] C.K.Lee, P.J. Benkeser, "Investigation of a Forward-Looking IVUS Imaging Transducer", *IEEE Ultrasonix Symposium 1991, pp 691-694*
- [4] R. Shekhar, R.M. Cothorn, D. Geoffrey Vince, J. Frederic Cornhill, "Fusion of Intravascular Ultrasound and Biplane Angiography for Three Dimensional Reconstruction of Coronary Arteries", *IEEE Computers in Cardiology 1996, pp. 5-8*
- [5] M. Laban, Ja Oomen, Cj Slager, JJ Wentzel, R. Krams, JCH Schuurbijs, A New Approach to Three-Dimensional Reconstruction of Coronary Vessels by Combined Use of Angiography and Intravascular Ultrasound", *IEEE Computers in Cardiology 1995, pp. 325-329*
- [6] Prause G.M.P, De Jong S.C. McKay C.R, M. Sonka, "Geometrically Correct 3D Reconstruction of Coronary Wall and Plaque: Combining Biplane Angiography and Intravascular Ultrasound", *IEEE Computing in Cardiology 1996, str. 325-329*
- [7] R. Shekhar, R.M. Cothorn, D. Geoffrey Vince, J. Frederick Cornhill, "Spacio-Temporal Lokalisation of Intravascular Ultrasound Data for Accurate 3D Reconstruction of Coronary Arteries", *IEEE 18th Annual Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam 1996, pp. 668-669*
- [8] R. Shekhar, R.M. Cothorn, D. Geoffrey Vince, J. Frederick Cornhill, "Fusion of Intravascular Ultrasound and Biplane Angiography for Three-Dimensional Reconstruction of Coronary Arteries", *IEEE Computers in Cardiology 1996, pp. 5-8*
- [9] R.J. Frank, D.D. McPherson, KB Chansdan, E.L. Dove, "Lumen Detection in Human IVUS Images using Region-Growing", *IEEE Computers in Cardiology 1996, pp. 45-48*
- [10] P.A. Brathwaite, C. Chandran, D.D. McPherson, E.I. Dove, "Lumen Detection in Human IVUS Images using Region Growing", *IEEE Computers in Cardiology 1996, pp 37-40*
- [11] J. Vanderberg, G. Lierch, H. Hanna, J. Cameron, "Fully automated media and lumen boundary detection in intravascular ultrasound images", *IEEE Transactions on Pattern Analyses and Machine Intelligence, 1996.*



Željko Vujović, dipl. inž. elektrotehnike, Srednja elektrotehnička škola Podgorica, Crna Gora
 Kontakt: etracon@t-com.me
 Oblasti interesovanja: biomedicinsko i kliničko inženjerstvo, emisiona tehnika, vještačenju oblasti elektronike, telekomunikacija, IKT.