

Uticaj broja iteracija SRAD filtra na kvalitet rekonstruisane ultrazvučne slike

Milorad P. Paskaš, Ana M. Gavrovska, *Member, IEEE*, Branimir D. Reljin, *Senior Member, IEEE*

Sadržaj — Kao posledica mikrostruktura u tkivu, ultrazvučni video signal sadrži karakterističan granularni šum poznat kao *speckle* šum. Taj šum može se delimično potisnuti odgovarajućim hardverskim rešenjima, te je neophodno zaostali šum otkloniti postprocesiranjem. Između više tehnika razvijenih za potiskivanje *speckle* šuma, među najefikasnijima pokazao se SRAD (*Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*) filter. U radu je istraživao uticaj broja iteracija SRAD filtra na kvalitet rekonstruisanih ultrazvučnih slika.

Gljučne reči — Granularni šum, simulacija ultrazvučnog signala, SRAD filter, ultrazvuk.

I. UVOD

TEHNIKA ultrazvučnog snimanja neinvazivna je metoda ispitivanja unutrašnjosti tela i nalazi široku primenu u dijagnostici brojnih oboljenja [1]. Video signal dobijen ultrazvukom pruža anatomske informacije i informacije o pomeranju posmatranih organa. Primitivni signal rezultat je promena (refleksija, refrakcija i difuzija) koje zvučni talas pretrpi pri prostiranju kroz tkivo. Sve reflektujuće čestice u tkivu mogu se podeliti u dve grupe: strukturne i difuzne [2]. Strukturni objekti ravnomerno su raspoređeni u tkivu i oni ukazuju na anatomske karakteristike tkiva. Ultrazvučni talasi reflektovani od takvih objekata imaju uvek istu fazu. Za razliku od njih, ultrazvučni talas pri odbijanju od difuznih reflektora se rasipa, odnosno, dolazi do difuzije. Amplituda i faza ovako reflektovanog talasa imaju slučajnu prirodu. Osim toga, ovi reflektori raspoređeni su slučajno, što će u slučaju dva difuzna reflektora međusobno udaljenih manje od rezolucije uređaja, dovesti do interferencije. Moguće su konstruktivna i destruktivna interferencija, pri čemu se ova druga manifestuje kao granularni šum (eng. *speckle*), koji je karakterističan za ultrazvuk.

Opisani šum u velikoj meri degradira video signal, što se ogleđa u pojavi artefakata koji ne odgovaraju anatomiji, kao i granularnoj strukturi anatomske homogenih oblasti. S

obzirom na prirodu nastanka granularnog šuma, pri istim uslovima snimanja on zadržava svoju strukturu.

Filtri za otklanjanje granularnog šuma baziraju se na statistici šuma i multiplikativnom modelu šuma. Oni najčešće balansiraju između originalne vrednosti piksela u slici i srednje vrednosti piksela unutar prozora za filtriranje (npr. filtri: *Wiener, Lee, Kuan, Frost* [3]), pri čemu se ne pravi razlika između ivica i homogenih oblasti. Kao posledica toga, isfiltrirana slika predstavlja kompromis između zamagljenih ivica objekata u slici (slučaj velikog prozora za filtriranje) i neotklonjenog šuma (slučaj malog prozora). Za razliku od njih, SRAD (*Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*) filter na osnovu gradijenta prelaza između dve susedne oblasti u slici može da razlikuje ivične oblasti (oblasti sa većim gradijentom) od homogenih (oblasti sa manjim gradijentom). Kao što će kasnije biti objašnjeno, diskretna realizacija ovog filtra predstavljena je u iterativnoj formi i iteracija se zaustavlja kada se pređe unapred zadati prag.

U ovom radu analizirali smo kako korak iteracije utiče na statističke parametre za procenu poboljšanja ultrazvučne slike i to s obzirom na stepen eliminacije šuma i zadržavanja kontrasta između različitih oblasti. Sva merenja izvršena su na računarski generisanom fantomu.

Rad je organizovan na sledeći način. U drugom poglavlju ukratko je opisan SRAD filter i dat je algoritam za njegovu realizaciju. Treće i četvrto poglavlje opisuju način na koji je realizovan fantom i parametre koji su korišćeni za procenu kvaliteta rekonstruisane slike. Rezultati merenja predstavljeni su u petom poglavlju, dok su u zaključku analizirane dobijene vrednosti parametara koji opisuju kvalitet izlazne slike, i ukazano je kako se može odrediti prag za broj iteracija SRAD filtra.

II. SRAD FILTER

SRAD filter zasniva se na metodu anizotropne difuzije koja će za prvobitni 2D signal, $I(x, y; t = 0)$, kao početni uslov odrediti izlaz iz filtra u vidu rešenja parcijalne diferencijalne jednačine [4]:

$$\frac{\partial I(x, y, t)}{\partial t} = \text{div}(c \nabla I(x, y; t)) \quad (1)$$

gde je:

$$c = \frac{1}{1 + \frac{q^2 - q_0^2}{q_0^2(1 + q_0^2)}} \quad (2)$$

Milorad P. Paskaš, Inovacioni centar Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu, Bulevar kralja Aleksandra 73, 11120 Beograd, Srbija; (telefon: 381-11-3370143; e-mail: milorad.paskas@gmail.com).

Ana M. Gavrovska, stipendista Ministarstva za nauku i tehnološki razvoj, Elektrotehnički fakultet u Beogradu, Bulevar kralja Aleksandra 73, 11120 Beograd, Srbija; (telefon: 381-11-3370143; e-mail: anaga777@gmail.com).

Branimir D. Reljin, Elektrotehnički fakultet u Beogradu, Bulevar kralja Aleksandra 73, 11120 Beograd, Srbija; (e-mail: reljinb@etf.rs).

$$q = \sqrt{\frac{(1/2)(|\nabla I|/I)^2 - (1/4)^2(\nabla^2 I/I)^2}{(1 + (1/4)(\nabla^2 I/I)^2)}} \quad (3)$$

$$q_0 = \frac{\sigma_h}{m_h} \quad (4)$$

pri čemu σ_h i m_h predstavljaju standardnu devijaciju i srednju vrednost homogene oblasti, tj. oblasti koja sadrži samo šum. Parametar c kontroliše difuziju, odnosno promenu prvobitnog signala: promena je veća u homogenim oblastima ($q \approx q_0$ i $c \approx 1$) nego na ivicama ($q \gg q_0$ i $c \approx 0$).

Diskretno rešenje jednačine (1) može se predstaviti na sledeći način:

$$I^{n+1}(i, j) = I^n(i, j) + \frac{\Delta t}{4} d^n(i, j) \quad (5)$$

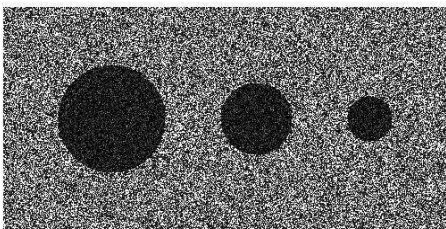
pri čemu je $I^n(i, j)$ vrednost piksela u n -toj iteraciji, Δt je korak kojim je diskretizovano vreme i $d^n(i, j)$ predstavlja veličinu koja zavisi od prostornih izvoda u n -toj iteraciji. Iteracija se prekida kada su rezultati dve uzastopne iteracije identične, što se usled diskretizacije neće dogoditi. Zato je u [4] predloženo da se postavi prag koji će zaustaviti dalje izračunavanje kada se on pređe.

III. SIMULACIJA

Ukoliko su poznate prenosna karakteristika ultrazvučnog uređaja, $h(i, j)$, i refleksiona funkcija tkiva (ili fantoma), $r(i, j)$, može se koristiti konvolucionni model [4] za izračunavanje ultrazvučnog signala:

$$f(i, j) = r(i, j) * h(i, j) \quad (6)$$

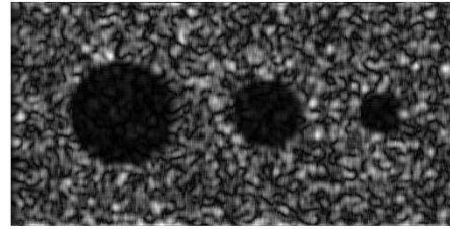
Veličine i i j označavaju lateralnu i aksijalnu poziciju piksela. Refleksiona funkcija tkiva generiše se računarski u vidu fantoma. U fantomu su ravnomerno raspoređeni strukturni reflektori i, po principu slučajnog rasporeda, difuzni reflektori. Amplitude difuznih reflektora imaju normalnu raspodelu, dok njihove faze prate uniformnu raspodelu na intervalu $0 - 2\pi$. Izgled refleksione funkcije korišćene u radu, dobijene na ovaj način, prikazan je na Sl. 1. Veličina fantoma je 250×500 piksela, pri čemu difuzni reflektori čine polovinu ukupnog broja piksela.



Sl. 1. Fantom (moduo) sa koherentnim signalom (bela pozadina sa tri crna kruga) i slučajno raspoređenim reflektorima.

Prenosna funkcija ultrazvučnog uređaja ovde je izračunata korišćenjem programa za simulaciju rada ultrazvučnih aparata *Field II* [6]. Ona je odabiranjem

svedena na dimenzije 20×20 piksela. Nakon primenjene konvolucije iz (6), i detekcije anvelope, dobijen je ultrazvučni signal koji bi odgovarao slici na displeju uređaja (Sl. 2.).



Sl. 2. Konačan izgled ultrazvučne slike koja bi se dobila na displeju uređaja.

IV. PARAMETRI ZA PROCENU KVALITETA REKONSTRUISANE SLIKE

Korišćeno je šest statističkih parametara za procenu kvaliteta rekonstruisane slike. Oni su posebno navedeni u narednom tekstu.

A. Srednjekvadratna greška

Srednjekvadratna greška računa se prema sledećoj formuli [7]:

$$P1 = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^M \sum_{j=0}^N (I(i, j) - \hat{I}(i, j))^2}{MN}} \quad (7)$$

$I(i, j)$ i $\hat{I}(i, j)$ su originalni i isfiltrirani signal.

B. Odnos signal-šum

Ovaj parametar za sliku definiše se kao [7]:

$$P2 = 10 \log \frac{\sigma^2}{\sigma_e^2} \quad (8)$$

pri čemu su σ i σ_e standardne devijacije originalnog i poboljšanog signala.

C. Vršni odnos signal-šum

Kada je maksimalna vrednost piksela u slici 255, ovaj parametar računa se na sledeći način [7]:

$$P3 = 20 \log \frac{255}{P1} \quad (9)$$

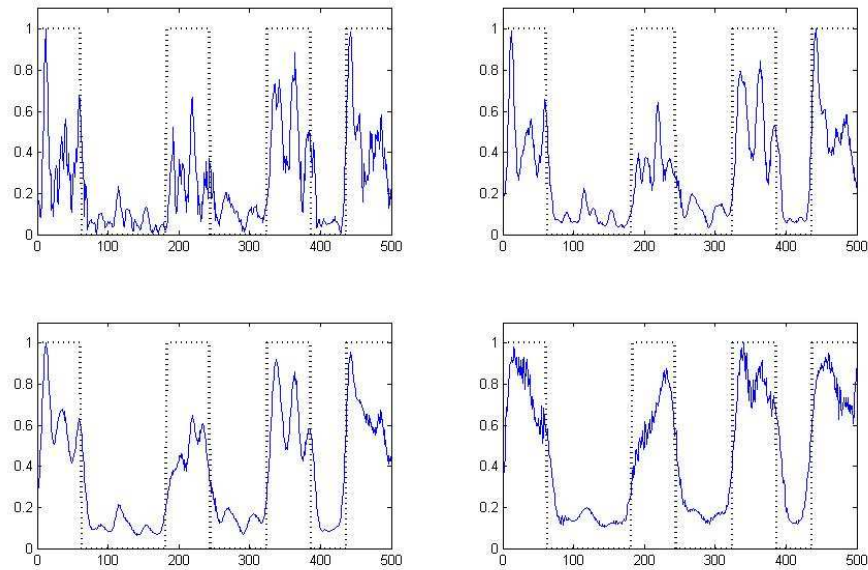
gde je $P1$ srednjekvadratna greška (7). Velike vrednosti ovog parametra i odnosa signal-šum, pri što manjoj srednjekvadratnoj grešci, ukazuju na veće poboljšanje slike.

D. Odnos srednjih vrednosti

Vrednost ovog parametra, definisanog sa [3]:

$$P4 = \frac{\mu_2}{\mu_1} \quad (10)$$

gde su μ_1 i μ_2 srednje vrednosti posmatrane homogene oblasti pre i posle filtriranja, ukazuje na očuvanje kontrasta.



Sl. 3. Linija 125 originalnog signala (gore levo), posle 5. (gore desno), 8. (dole levo) i 11. (dole desno) iteracije.

E. Indeks granularnog šuma

Odnos:

$$P5 = \frac{C_1 - C_2}{C_1}, \quad (21)$$

gde su C_1 i C_2 varijacioni koeficijenti pre i posle filtriranja, predstavlja stepen eliminacije šuma [3].

F. Parametar prelaza

Ovaj parametar definisan je kao [3]:

$$P6 = \frac{\mu_4 - \mu_3}{\mu_4 + \mu_3}, \quad (32)$$

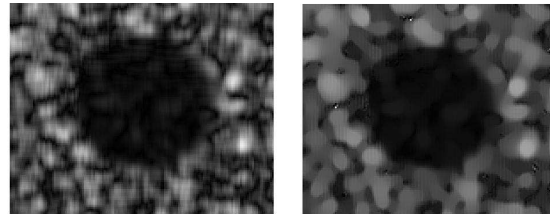
gde su μ_3 i μ_4 srednje vrednosti dveju oblasti sa istim nivoom sivog u isfiltriranom signalu, i pokazuje moć filtra da zadrži ivice u slici, tj. da ih ne zamagli.

V. REZULTATI

U ovom poglavlju predstavljeni su rezultati dobijeni izračunavanjem parametara poboljšanja za filtriranu sliku iz svake iteracije. SRAD filter primenjen je na ultrazvučni signal sa Sl. 2. Sva izračunavanja urađena su u MATLAB-u.

Na slici 3. prikazana je normalizovana linija 125 filtriranog signala za originalni signal i iteracije 5, 8 i 11. Na svakom grafiku iscrtana je i isprekidana linija koja odgovara delu signala koji potiče samo od strukturnih reflektora. Na Sl. 4. prikazan je deo fantoma pre i posle filtriranja, pri čemu je primenjeno devet iteracija.

Izračunate vrednosti parametara $P1-P6$, definisanih u prethodnom poglavlju, prikazane su grafički na Sl. 5.



Sl. 4. Isečak fantoma pre (levo) i posle (desno) filtra.

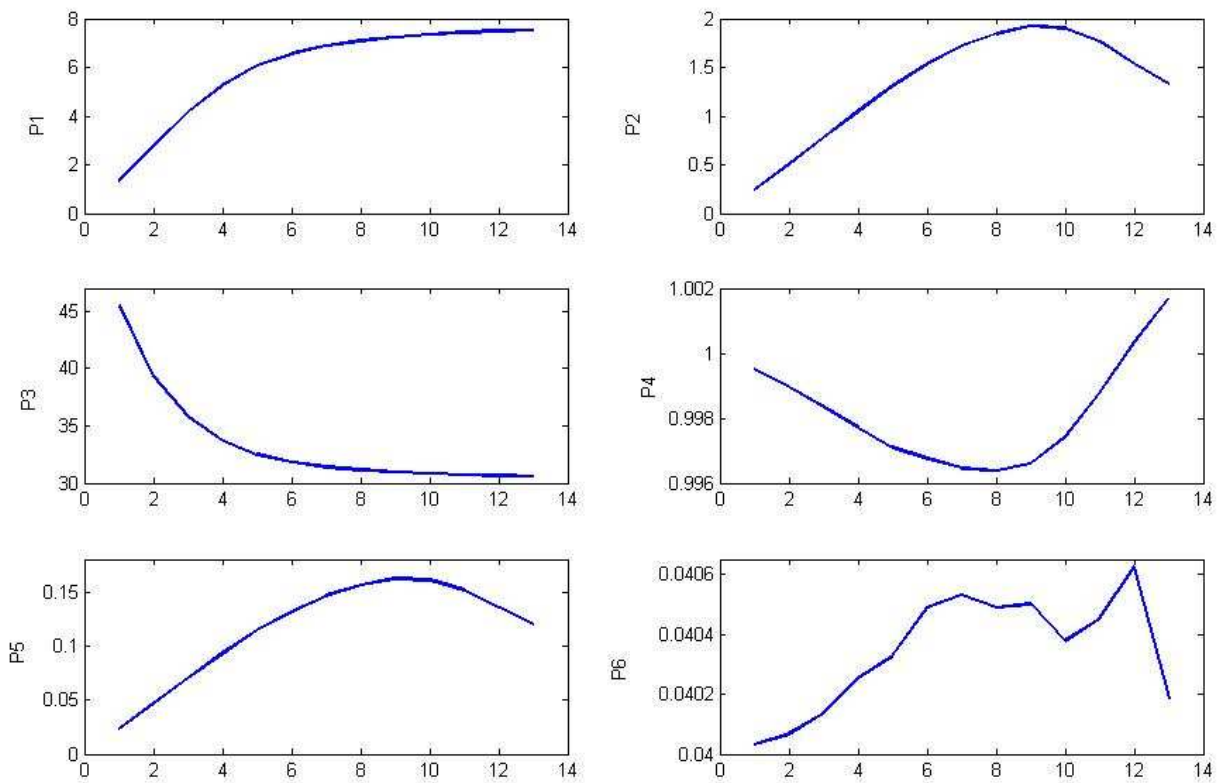
VI. ZAKLJUČAK

Sa Sl. 5. vidi se da srednjekvadratna greška, $P1$, monotonno raste i da, kao ni vršni odnos signal-šum, $P3$, ne daje podatak o tome kada treba prekinuti sa daljnjim iteracijama. Odnos signal-šum, $P2$, dostiže svoj maksimum u devetoj iteraciji, nakon čega počinje naglo da opada. To je posledica diskretizacije, zbog koje parametar $d''(i, j)$ neće nikada dostići vrednost nula i u svakoj narednoj iteraciji dodavaće se konačna pozitivna vrednost na intenzitet piksela iz prethodne iteracije.

Odnos srednjih vrednosti homogenih oblasti pre i posle filtriranja, $P4$, ne menja se bitno i ostaje u opsegu 0,996-1. To je izuzetno visoka vrednost ovog koeficijenta i svedoči o moći SRAD filtra da održi kontrast iz originalne slike. Isto važi i za parametar prelaza, $P6$, koji ima veoma male fluktuacije.

Indeks granularnog šuma, $P5$, ukazuje, kao i odnos signal-šum, da sa iteracijama treba stati posle devete iteracije.

Ovim je, dakle, pokazano kako se na posredan način može izabrati najbolja iteracija SRAD filtra. Najbolji pokazatelji za to su, kako smo zaključili, odnos signal-šum, $P1$, i indeks granularnog šuma, $P5$.



Sl. 5. Izračunate vrednosti parametara za procenu poboljšanja slike u zavisnosti od reda iteracije.

LITERATURA

- [1] A. Milkowski, Y. Li, D. Becker and S.O. Ishrak, "Speckle reduction imaging," GE Medical Systems Ultrasound, http://www.gehealthcare.com/eufr/ultrasound/docs/education/uspost/2004/US_Post_01_2004.pdf
- [2] G. Stippel, *Speckle Suppression, Segmentation and Registration of Medical Ultrasound Images*, PhD dissertation, Dept. Mediamatics, Delft Univ. of Technology, January 2004
- [3] N. Souag, "Speckle reduction in echocardiographic images," 14th European Signal Processing Conference, September 4-8 2006, Florence, <http://www.eurasip.org/Proceedings/Eusipco/Eusipco2006/papers/1568981558.pdf>
- [4] Y. Yu and S. T. Acton, "Speckle reducing anisotropic diffusion," *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 11, no. 11, pp. 1260-1270, November 2002.
- [5] O. Michailovich, A. Tannenbaum, "Despeckling of medical ultrasound images," *IEEE Trans. ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol.53, no. 1, pp. 64-78, January 2006
- [6] J. A. Jensen, "Field: A program for simulating ultrasound systems," *Med. Biol. Eng. Comp.*, 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging, Vol. 4, Supplement 1, Part 1, pp. 351-353, 1996b.
- [7] K. Thangavel, R. Manavalan, I. Laurence Aroquiaraj, "Removal of speckle noise from ultrasound medical image based on special filters: Comparative study," *ICGST-GVIP Journal*, vol. 9, Issue III, pp. 25-32, June 2009

ABSTRACT

As a consequence of micro structures in the tissue, the ultrasound video signal is contaminated by granular noise called speckle noise. This noise can be suppressed partially, by using an appropriate hardware, but image post-processing is necessary for minimizing the residual noise. Among different techniques developed for speckle reduction, the SRAD (*Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*) filter has the best performances. In this paper, the influence of the number of iterations in SRAD filter on the quality of reconstructed ultrasound images was investigated.

THE INFLUENCE OF THE NUMBER OF ITERATIONS IN SRAD FILTER ON THE QUALITY OF RECONSTRUCTED ULTRASOUND IMAGES

Milorad P. Paskaš, Ana M. Gavrovaska, Branimir D. Reljin