

## УТИЦАЈ ЕФЕКТА ЗАМРАЧЕЊА НА ОДЗИВ КОМПРЕСИОНОГ ФИЛТЕРА У ДИЈАГНОСТИЧКИМ УЛТРАЗВУЧНИМ МЕДИЦИНСКИМ УРЕЂАЈИМА

Бојан Зрнић, Војнојехничка академија ВЈ, Ратка Ресановића 1, 11000 Београд

Игор Симић, Ericsson d.o.o., Владимира Поповића 6, 11070 Београд; igor.simic@eyu.ericsson.se

**Садржај.** У раду је извршена анализа ефекта замрачења у медицинским ултразвучним уређајима који користе линеарну фреквенцијску (чирп) модулацију сигнала носноца. На основу аналогije са сличним проблемом у чирп радарима, указано је на могућности снимања делова тела који се налазе на дубинама унутар замрачене зоне.

### 1. УВОД

Ултразвучни уређаји који се користе за дијагностичке сврхе у медицини могу се сврстати у класу еколокационих уређаја, заједно са радарима и сонарима. Један од проблема који се јавља при добијању ултразвучне слике јесте ограничење дубине снимања због смањења односа сигнал/шум (SNR, Signal-to-Noise Ratio) на улазу пријемника за ехо сигнале (реплике) са веће дубине. Повећање фактора SNR код еколокационих уређаја могуће је остварити повећањем енергије предајног сигнала или смањењем снаге шума. Пошто је на ниво шума тешко утицати, проблем се решава повећањем енергије предајног сигнала. Напоменимо да је ово потпуно еквивалентно проблему повећања домета радарског уређаја и да је решење дато у [1] базирано на принципима постављеним у радарској техници.

Повећање енергије сигнала постиже се повећањем вршне снаге и/или продужавањем трајања емитованог импулса. Повећање вршне снаге се не примењује у ултразвучним апликацијама због нежељених ефеката по безбедност пацијента. Продужењем трајања предајног импулса у класичним ултразвучним уређајима (некодован предајни сигнал) повећава се дубина снимања, али се погоршава резолуција по даљини (способност раздвајања два блиска рефлектора). Да би се сачувале карактеристике у погледу резолуције по даљини у модерним ултразвучним апаратима се примењује унутаримпулсна модулација (кодовање сигнала) којом се шири спектар предајног сигнала и омогућава компресија импулса у пријемнику [1].

У оба помнута случаја (некодован и кодован предајни сигнал), продужење трајања сигнала изазива нежељену последицу, а то је повећање тзв. слепе зоне коју означавамо са  $R_z$  и чија вредност је дата изразом:

$$R_z = v_{uz} \frac{T}{2} \quad (1)$$

где је  $v_{uz}$  - брзина ултразвучног таласа која зависи од врсте ткива, а  $T$  је трајање предајног импулса.

На даљини мањој од  $R_z$  јавља се делимично или потпуно замрачење (eclipsing) ехо сигнала, јер је пријемник искључен а предајник укључен. Ово подручје се још означава као зона замрачења. Овај проблем је први пут разматран на примеру чирп радара великог домета. На основу карактеристика функције неодређености чирп сигнала, у раду [2] извршена је детаљна анализа ефеката који се јављају у одзиву радарског компресионог филтера када сигнал реплике долази из зоне замрачења.

Увођење унутаримпулсне модулације (фреквенцијске или фазне) решава проблем резолуције по даљини, али се инхерентно појављује проблем постојања бочних снопова по оси даљине у одзиву компресионог филтера. Бочни снопови могу да изазову лажне одразе испред и иза стварних рефлектора, чиме се погоршава контраст ултразвучне слике.

У радовима [1,3] сугерише се примена чирп сигнала за унутаримпулсну фреквенцијску модулацију, док се за бинарне и полифазне секвенце каже да нису погодне у ултразвучним апликацијама, јер ултразвучни претварач (ultrasound transducer) не може да пропусти више хармонике у предајном сигналу који настају као последица изненадних промена фазе. За потискивање бочних снопова чирп сигнала у већини радова користе се Долф-Чебишевљева (Dolph-Chebyshev) или Хемингова (Hamming) прозорска функција, којима се амплитудно пондерише импулсни одзив компресионог филтера, или се примењује техника инверзног филтрирања.

У овом раду ће се указати на могућност добијања ултразвучне слике и унутар слепе зоне чиме се омогућава продужење импулса ради остваривања већих дубина снимања уз истовремену могућност снимања делова тела на малим дубинама. У склопу тога биће предложена метода за потискивање бочних снопова одзива компресионог филтера заснована на IRLS процедури која је дала добре резултате у радарским применама [4].

### 2. КАРАКТЕРИСТИКЕ ЧИРП СИГНАЛА

Комплексна овојница линеарног чирп сигнала дата је изразом:

$$\mu(t) = \frac{1}{\sqrt{T}} \cdot e^{j\pi k t^2} \quad \text{за } |t| \leq \frac{T}{2} \quad (2)$$

где  $T$  представља време трајања сигнала, а  $k$  је константа која одређује стрмину чирп сигнала и одређена је са

$$|k| = \frac{B}{T}, \quad (3)$$

где је  $B$  фреквенцијски опсег сигнала.

Својства сигнала у зависности од Доплеровог помака фреквенције и од временског кашњења описују се функцијом неодређености. За већину разматрања важан је моду овојнице функције неодређености  $|x(t, f_d)|$ , која је за линеарни чирп сигнал дата следећим изразом [5]:

$$|x(t, f_d)| = \left| \frac{\sin \left[ \pi T (f_d + k\tau) \left( 1 - \frac{|\tau|}{T} \right) \right]}{\pi T (f_d + k\tau)} \right| \text{ за } |\tau| \leq T. \quad (4)$$

Функцију неодређености линеарног чирпа карактеришу следећа својства [5]:

1. временски помак централног снопа
2. опадање амплитуде централног снопа
3. повећање ширине централног снопа

Временски помак централног снопа је карактеристичан за све типове чирпа. Ако се на улаз компресионог филтера доведе фреквенцијски померен чирп сигнал, на излазу се добија временски померен импулс одзива. Опадање амплитуде централног снопа је друго важно својство функције неодређености. Релативно кашњење  $\tau$  скраћује ефективно трајање сигнала од  $T$  на  $T-|\tau|$ , пропорционално смањујући излазну амплитуду. Повећање ширине централног снопа настаје као резултат ограничења спектра услед непоклапања спектра компресионог филтера и спектра примљеног сигнала.

### 3. УТИЦАЈ ЗАМРАЧЕЊА НА ОДЗИВ УЛТРАЗВУЧНОГ КОМПРЕСИОНОГ ФИЛТЕРА

Под компресионим филтером подразумевамо прилагођени или раздешени филтер трансверзалне структуре. Дужина филтера једнака је дужини предајног сигнала.

Замрачење у ултразвучним апликацијама јавља се у тренутку када је сигнал реплике стигао на улаз пријемника који је искључен, јер је још у току емитавање предајног импулса. Као што је већ речено, ширина зоне замрачења одређена је, под претпоставком да је  $v_{uz}$  константно, трајањем предајног импулса према релацији (1). На пример, за импулс трајања  $T=30 \mu s$  и  $v_{uz}=1500 \text{ m/s}$ , ширина зоне замрачења је  $R_z = 2.25 \text{ cm}$ . Постоје два разлога због којих се захтева повећање трајања импулса. Један је већ споменуто, а то је постизање потребне енергије, при ограниченој дозвољеној вршној снази, за пројектовану дубину снимања. Други разлог провизлази из потребе да се што више потисну бочни снопови. Наиме, да би се постигло добро потискивање бочних снопова потребно је да

емитовани сигнал има што већи  $TB$  производ. Како је због карактеристика ултразвучног претварача и услед пропагационих ефеката ограничен спектар предајног сигнала  $B$ , већи  $TB$  производ је могућ само повећањем трајања сигнала  $T$ , чиме се изазива ширење зоне замрачења.

Ако сигнал реплике долази од рефлектора (тквива) изван зоне замрачења он ће на улазу у компресиони филтер имати исту дужину трајања као и предајни сигнал. Ако сигнал реплике долази од рефлектора унутар зоне замрачења, његово трајање на улазу у филтер биће  $T' = T - T_c$ , где је  $T_c$  трајање замраченог дела реплике. Фактор замрачења  $E$  се дефинише као однос трајања замраченог дела импулса према укупној дужини импулса, тј.

$$E = \frac{T_c}{T}, \quad 0 \leq E \leq 1. \quad (5)$$

Ово скраћење у временском домену манифестује се у фреквенцијском домену као сужење фреквенцијског опсега сигнала реплике, тј. ако је почетна фреквенција предајног чирп сигнала  $f_1$ , а крајња  $f_2$ , онда ће почетна фреквенција сигнала реплике из замрачене зоне бити крајња  $f_1 - f_c$  а крајња  $f_2$  (замрачен је предњи део импулса). Веза између дужине замрачења  $T_c$  и одговарајућег фреквенцијског помака  $f_c$  је

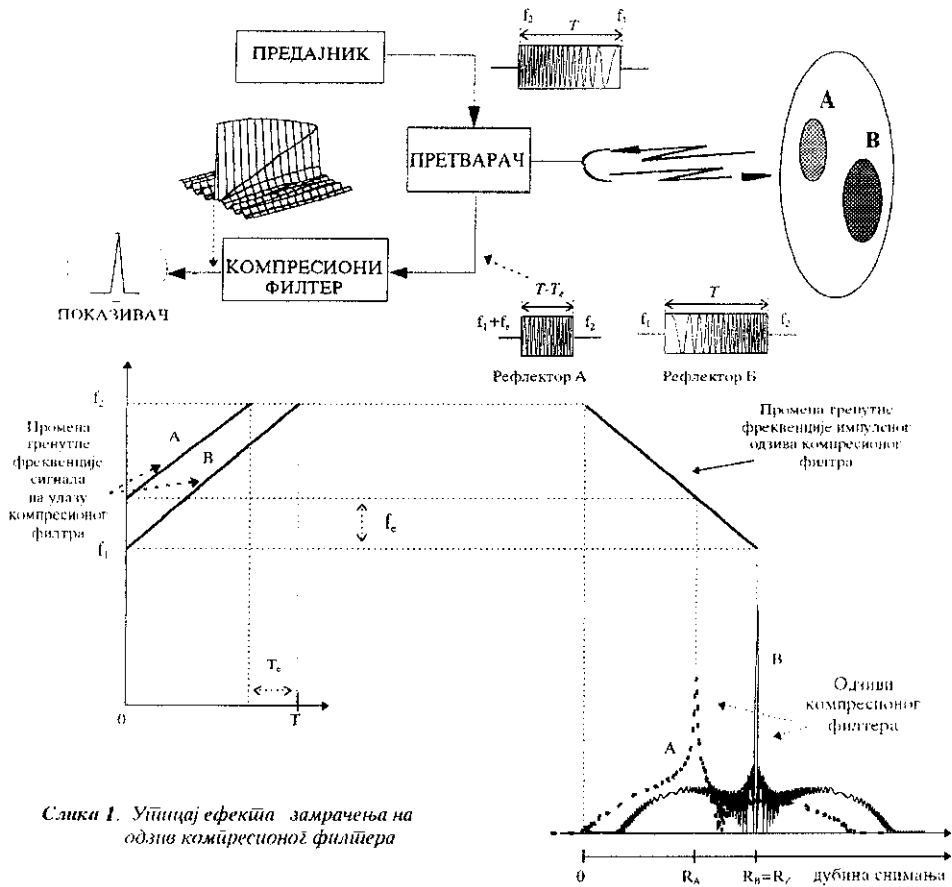
$$f_c = kT_c, \quad k > 0. \quad (6)$$

Услед промене фреквенцијског спектра и времена трајања сигнала реплике долази до промена у одзиву компресионог филтера које су карактеристичне за функцију неодређености чирп сигнала. Због скраћења ефективног времена трајања сигнала реплике, долази до смањења амплитуде централног снопа одзива филтера. Због сужења спектра сигнала реплике  $B_E = f_2 - f_1 - f_c$  у односу на пропусни опсег компресионог филтера  $B = f_2 - f_1$ , резултујући спектар на излазу из филтера биће смањен на  $B$ , што изазива проширење централног снопа одзива филтера. Смањење амплитуде централног снопа утиче на смањење односа сигнал/шум, док проширење централног снопа значи погоршање резолуције по даљини. На слици 1 приказан је утицај ефекта замрачења на одзив компресионог филтера.

### 4. ЧИРП КОМПРЕСИОНИ ФИЛТЕРИ СА НИСКИМ БОЧНИМ СНОПОВИМА

Одзив компресионог филтера прилагођеног на чирп сигнал има облик функције  $\text{sinc}(x)/x$ , са нивоом максималних бочних снопова од  $-13.46 \text{ dB}$  [5]. Досадашњи приступи решавању овог проблема заснивају се на примени прозорских функција којима се амплитудно пондерише импулсни одзив компресионог филтера или сигнал реплике.

Готово све методе потискивања бочних снопова засноване на коришћењу прозорских функција изазивају ширење главног снопа одзива компресионог филтера што значи погоршање резолуције по даљини.



Слика 1. Утицај ефекта замрачења на одзив компресионог филтера

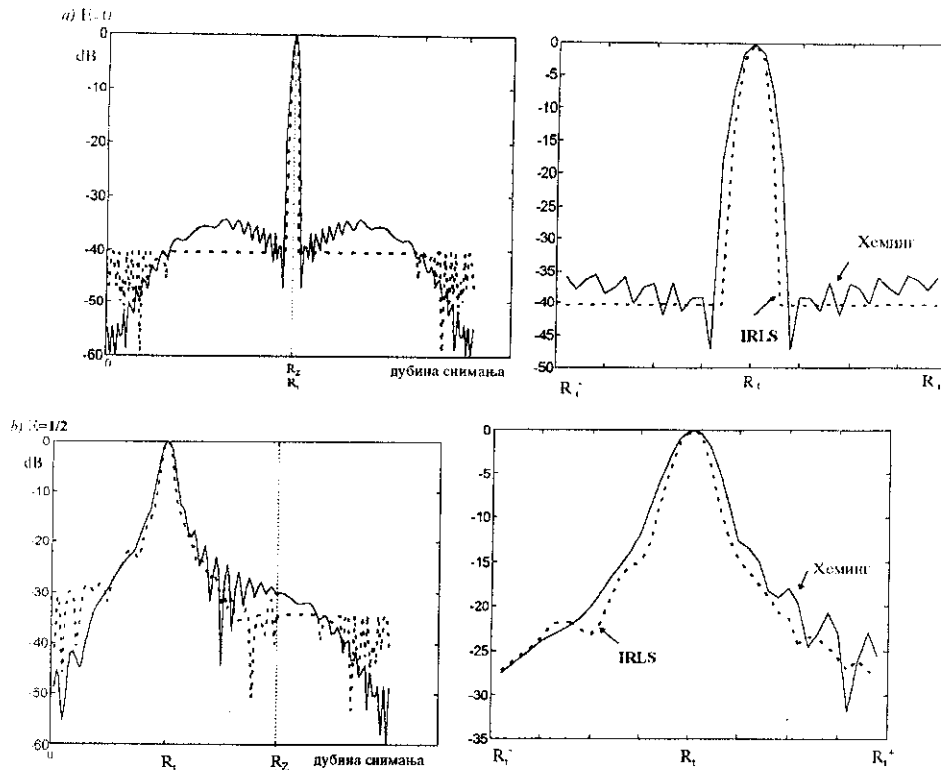
Применом Долф-Чебишевљевој прозорске функције у потискивању бочних снопова чирп сигнала могуће је контролисати ширину главног снопа, али ако се жели сачувати ширина главног снопа на нивоу прилагођеног филтера, онда се не може постићи задовољавајуће потискивање бочних снопова. Друга лоша особина ове прозорске функције је релативно висок ниво средњеквадратних бочних снопова (велика енергија остаје у бочним сноповима). Одговарајући компромис даје Хемингова прозорска функција која се и најчешће примењује код чирп сигнала. Применом Хемингове прозорске функције бочни снопови се, у случају када нема замрачења и када је  $TB$  производ довољно велики ( $TB > 100$ ), могу потиснути на ниво од  $-42,8$  dB, а главни снап се прошири на двоструку вредност ширине главног снопа прилагођеног филтера.

Највише добрих резултата у потискивању бочних снопова одзива компресионог филтера добијено је применом IRLS алгоритма [4]. Овај алгоритам успешно се примењује и за потискивање бочних снопова код радара са чирп сигналом [6].

Имајући у виду ове резултате, применили смо IRLS алгоритам за пројектовање компресионог

филтера да би смањили утицај замрачења на ниво бочних снопова и повећали могућност добијања употребљиве слике и унутар зоне замрачења, што у доступним радовима који се баве компресијом ултразвучног сигнала уопште није разматрано. Моделиран је процес замрачења са следећим параметрима: трајање предајног сигнала је  $T=20$   $\mu$ s (одређује слепу зону  $R_2 = 1,5$  cm), а опсег промене тренутне фреквенције  $B = 2$  MHz, тј.  $TB = 40$ .

На сликама 2.a.-б. дати су, у зависности од фактора замрачења  $E$ , одзиви компресионих филтера добијених помоћу IRLS алгоритма (испрекидана линија) и алгоритма заснованог на употреби прозорске функције (пуна линија). Са  $R_1$  је означена тренутна позиција рефлектора А који се налази у зони замрачења, а  $R_1'$  и  $R_1''$  одређују ширину зумираног дела одзива. Уочавају се основне предности филтера добијеног IRLS алгоритмом а то су веће потискивање бочних снопова и боља резолуција у односу на резултате које даје филтер пројектован коришћењем Хемингове прозорске функције.



Слика 2.а-б) Одливи компресионих филтера на сигнал реплике са фактором замрачења  $E=0$  и  $E=1/2$ . (десна слика је зумирани део око главне снаге)

#### ЗАКЉУЧАК

У раду је извршена анализа ефекта замрачења у медицинским ултразвучним уређајима који користе линеарну фреквенцијску или чирп модулацију сигнала носиоца. Указано је на могућност добијања ултразвучне слике и унутар зоне замрачења чиме се омогућава продужење импулса ради остваривања веће дубине снимања уз истовремену могућност снимања делова тела на малим дубинама. За потискивање бочних снопова одзива компресионог филтра предложена је IRLS процедура која је дала добре резултате у радарским применама. У даљем раду биће истраживане могућности за додатно потискивање бочних снопова унутар замрачене зоне и то увођењем паралелног компресионог филтра прилагођеног на сигнал реплике са унапред специфицираним фактором замрачења као и увођењем поворке предајних импулса различите дужине трајања.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. M. O'Donnell, "Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging system", IEEE Trans. on Ultras., Ferroel., Vol. 39, No.3, pp. 341-351, 1992

2. A. J. Зејак, Б. М. Зрнић, "Анализа ефекта замрачења у чирп радарима помоћу функције неодређености", Зборник радова ЕТРАН '99, св. 2, стр. 130-133, Септ. 1999
3. T.X.Misaridis et al., "Potential of coded excitation in medical ultrasound imaging", Proc. of Ultrasonics Int. Symp., Lyngby, Denmark, 1999
4. A. J. Zejak, E. Zentner, P. V. Rapajić, "Doppler optimized mismatched filters", Electronic letters, Vol. 21, No.7, pp.558-560, 1991
5. A. W. Richaczek, "Principles of High-Resolution Radar", McGraw-Hill, New York, 1969
6. Б. М. Зрнић, А. Ј. Зејак, "Смањење ефекта замрачења у чирп радарима", Зборник радова ЕТРАН '99, св. 2, стр. 126-129, Септ. 1999

**Abstract** - In this paper new approach to chirp compression filters design IN MEDICAL ultrasound applications is proposed. In case of eclipsing of replica, new approach have low sidelobe lower and better range resolution.

#### IMPACT OF ECLIPSING EFFECT ON THE COMPRESSION FILTER RESPONSE IN DIAGNOSTIC MEDICAL ULTRASOUND EQUIPMENT

Bojan Zrnić, Igor Simić