

# INTEGRIRANI ULTRAZVOČNI PIEZOELEKTRIČNI PRETVORNIKI ZA UPORABO V MEDICINI

Janez Holc<sup>1</sup>, Marija Kosec<sup>1</sup>, Franck Levassort<sup>2</sup>, Louis Pascal Tran-Huu-Hue<sup>2</sup> and  
Marc Lethiecq<sup>2</sup>

<sup>1</sup> "Inštitut" Jožef Stefan Institute, Ljubljana, Slovenija

<sup>2</sup>LUSI/GIP Ultrasons, EIVL, François Rabelais University, Blois cedex, Francija

**Ključne besede:** pretvorniki, ultrazvok, debele plasti, piezoelektriki, integracija

**Izveček:** Za izdelavo medicinskih visokofrekvenčnih ultrazvočnih pretvornikov je potrebna zelo tanka piezoelektrična keramika, debeline nekaj 10  $\mu\text{m}$ . Navadno se izdeluje piezoelektrične elemente z rezanjem in tanjšanjem kosa keramike. Zaradi majhne debeline elementa lahko nastane pri lepljenju na podporni dušilec (backing) krusenje in lomljenje. Problem smo rešili tako, da smo na primeren nosilec, ki je imel tudi vlogo dušilca z debeloplastno tehnologijo nanegli piezoelektrično plast. Pretvornik smo izdelali na pozlačenem poroznem nosilcu  $\text{Pb}(\text{Zr,Ti})\text{O}_3$  (PZT). Debelina piezoelektrične PZT-plasti je okoli 40  $\mu\text{m}$ . Zaradi velikega dušenje poroznega PZT- nosilca, njegove primerljive akustične impedance in plasti, ima izdelan modelni pretvornik ustrezno frekvenčno karakteristiko. Zaradi podobne kemijske sestave nosilca in plasti je minimalna tudi kemijska in fizikalna interakcija med plastjo in podlago, kot sta na primer difuzija zaradi podobne sestave in dobro ujemanje termičnih raztezkov.

## Integrated Ultrasonic Piezoelectric Transducers for Medical Applications

**Key words:** Transducers, ultrasound, thick films, piezoelectric, integration

**Abstract:** Recent development trends in piezoelectric devices are towards smaller size, higher resonant frequencies and a low driven voltage. For high-frequency transducers in medical imaging applications, thin (i.e.  $<50 \mu\text{m}$ ) piezoceramic elements are necessary. These are usually produced by lapping and machining, however the elements tend to chip and break, and this is a major problem with joining the element to the backing. This problem might be avoided by an integrated device with a thick piezoelectric layer on a suitable substrate that may also serve as a backing. To provide this function,  $\text{Pb}(\text{Zr,Ti})\text{O}_3$  (PZT) ceramics were chosen for the substrate, theoretical density of PZT is close to  $8000 \text{ kg/m}^3$ .

PZT thick films with a thickness around  $40 \mu\text{m}$  were successfully processed on gold-coated alumina and gold-coated PZT substrates. To lower the firing temperature of the PZT layers to  $800-900^\circ\text{C}$  the composition was modified with lead germanate (PGO) that forms a low-temperature liquid phase. Films with 80-90% of theoretical density and adequate dielectric properties were prepared by sintering PZT thick films at  $800^\circ\text{C}$ . Film thickness and porosity were estimated from SEM images, chemical composition was checked by EDS.

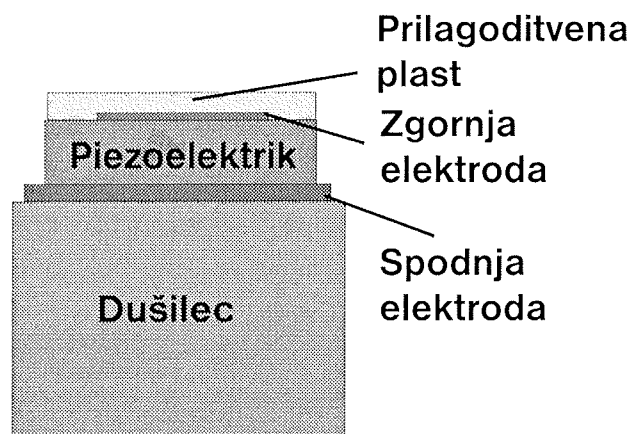
The thick films on PZT substrate appear to be a good solution for transducer fabrication due to their relatively high attenuation (which limits the required backing thickness) and high acoustical impedance, very close to the thick-film acoustical impedance, which increases the transducer bandwidth. Moreover, the high value of thickness coupling factor allows a high transducer sensitivity to be obtained.

### 1 Uvod

Ultrazvok se v medicini uporablja za slikanje in preiskave tkiv, organov itd. Bistveni del medicinskih ultrazvočnih naprav je pretvornik, ki ultrazvok oddaja in sprejema. To je tanka rezina piezoelektričnega materiala z elektrodama na obeh straneh, polarizirana po debelini in nalepljena na podporni dušilec (backing) (Slika 1). Dober pregled delovanja ultrazvočnih pretvornikov je opisan v referenci /1/.

Debelina piezoelektričnega materiala je enaka polovični valovni dolžini, pretvornik deluje pri resonančni frekvenci. Podporni dušilec ima dvojno vlogo, nosi aktivni element in absorbira večino akustične energije, ki jo element seva nazaj. Akustični impedanci aktivnega elementa in dušilca morata biti primerljivi, da se čim bolj zmanjša sevanje z zadnje strani pretvornika. Tako se zmanjša parazitno sevanje pretvornika. To sicer zmanjša njegovo občutljivost, se pa poveča ločljivost. Ker sta akustični impedanci pretvornika

in tkiva zelo različni, se na prednjo stran aktivnega elementa nanese prilagoditveno plast, ki to razliko zmanjša.



Slika 1: Shematski prikaz ultrazvočnega pretvornika

Za izdelavo pretvornikov se najpogosteje uporablja keramika na osnovi  $Pb(Zr,Ti)O_3$  (PZT). Za izdelavo podpornega dušilca in prilagoditvene plasti se uporablja različne polimere. Za povečanje akustične impedance dušilca se polimeru dodaja kovinske delce, kot na primer volfram, za zmanjšanje pa votle steklene kroglice /2/.

Diagnosticiranje z ultrazvokom gre v smeri večje ločljivosti, kar pomeni uporabo višjih resonančnih frekvenc. Za frekvence okrog 20 MHz se tako uporablja piezoelektrične elemente, debele manj kot 50  $\mu m$ . Piezoelektrične elemente se navadno izdeluje z rezanjem in tanjšanjem kosa keramike. Zaradi majhne debeline se lahko element pri obdelavi in lepljenju na dušilec poškoduje. Tem težavam se da izogniti z integracijo debele piezoelektrične plasti na primeren nosilec, ki bi imel tudi vlogo dušilca.

V prispevku opisujemo izdelavo in lastnosti integriranega ultrazvočnega pretvornika, ki smo ga izdelali z debeloplastno tehnologijo. Kot nosilec in dušilec smo uporabili porozno PZT in korundno keramiko, na katero smo s sitotiskom nanесли elektrodo in piezoelektrično PZT plast. Z dodatkom svinčevega germanata plasti PZT smo znižali temperaturo sintranja na 800  $^{\circ}C$  in s tem zmanjšali izgube svinčevega oksida med sintranjem.

## 2 Eksperimentalno delo

Prah PZT s sestavo  $Pb(Zr_{0,53}Ti_{0,47})O_3$  (PZT53/47) smo pripravili z mešanjem oksidov in kalcinacijo pri 900  $^{\circ}C$  eno uro. Uporabili smo naslednje kemikalije:  $PbO$ ,  $ZrO_2$  in  $TiO_2$ . Po istem postopku smo pripravili tudi svinčev germanat (PGO). Za sintezo smo uporabili  $PbO$  in  $GeO_2$ , ki smo ju kalcinirali pri 650  $^{\circ}C$  2 uri. Po sintezi smo oba prahova mleli v krogličnem mlinu. Pasto za tiskanje smo pripravili iz PZT-prahu, dodatka 2 mas. % PGO in organskega nosilca z mešanjem v valjčnem mlinu.

Porozne PZT podloge (podporne dušilce) smo pripravili s stiskanjem prahu v jeklenem modelu s pritiskom 100 MPa in sintranjem pri 1100  $^{\circ}C$  eno uro. Končna geometrijska gostota podlage je bila 80 % teoretične gostote PZT. Korundne podlage smo pripravili z ulivanjem suspenzije  $Al_2O_3$  prahu Alcoa A-16 v modele in s sintranjem pri 1700  $^{\circ}C$  4 ure. Kot spodnjo elektrodo smo uporabili zlato pasto Remex 3242. Le-to smo natisnili, posušili in žgali pri 950  $^{\circ}C$  eno uro. Nato smo natisnili PZT-pasto, jo posušili in žgali pri 800  $^{\circ}C$  8 ur v zaprti korundni posodi. Preseke vzorcev smo analizirali z vrstičnim elektronskim mikroskopom. Debeline plasti smo določili iz posnetkov mikrostruktur. Zgornjo zlato elektrodo smo nanесли z naprševanjem. Plasti smo polarizirali pri 150  $^{\circ}C$  v oljni kopeli pri jakosti električnega polja 12 kV/mm.

Izmerili smo električne, akustične in elektromehanske karakteristike debelinskega nihanja izdelanih pretvornikov /3/. Uporabili smo metodo meritve kompleksne impedance v bližini resonančne frekvence debelinskega nihanja vzorcev. Kompleksno impedanco vzorcev smo merili z impedančnim analizatorjem HP 4195. Za preprost resonator, ki prosto niha,

to je v našem primeru piezoelektrična plast, je mogoče admitanco izračunati na osnovi enačbe /4/:

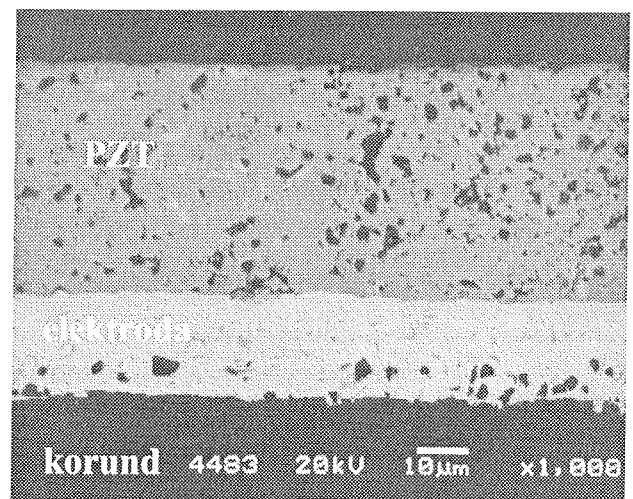
$$Y(\omega) = \left( \frac{i\omega \epsilon_{33}^S \epsilon_0 A}{t} \right) \left[ 1 - k_t^2 \frac{\tan\left(\frac{\omega t}{2v_t^D}\right)}{\left(\frac{\omega t}{2v_t^D}\right)} \right]^{-1} \quad (1)$$

kjer je  $\omega$  kotna frekvenca ( $rad\ s^{-1}$ ),  $\epsilon_{33}^S$  relativna dielektrična konstanta pri konstantni napetosti,  $\epsilon_0$  dielektrična konstanta za vakuum ( $F\ m^{-1}$ ),  $A$  površina elektrode ( $m^2$ ),  $t$  debelina (m),  $k_t$  elektromehanski sklopitveni faktor debelinskega nihanja,  $v_t^D$  vzdolžna hitrost nihanja ( $m\ s^{-1}$ ),  $\rho$  gostota ( $kg\ m^{-3}$ ),  $c_{33}^D$  prožnostni koeficient ( $N\ m^{-2}$ ) in  $e_{33}$  piezoelektrični koeficient ( $C''/m^2$ ). Številka tri pomeni smer polarizacije materiala.

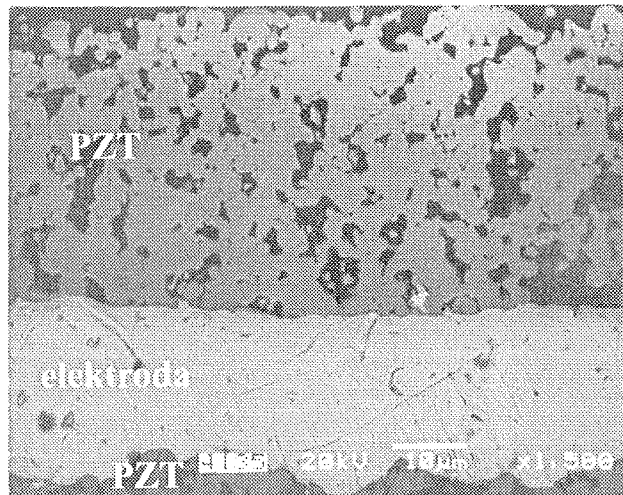
Ker je vzorec kompleksnejši, saj ima v stiku štiri plasti: podlago, spodnjo elektrodo, piezoelektrično plast in zgornjo elektrodo, smo za posnemanje vedenja realnega pretvornika uporabili model K. L. M. /5/. Ta omogoča simulacijo pretvornika v enodimenzionalni obliki kot tudi simulacijo električne impedance. Število spremenljivk v štiriplastni strukturi je zelo veliko. Za doseg zadostne natančnosti pri določanju elektromehanskih karakteristik piezoelektrične plasti je treba zmanjšati število neznanih karakteristik. Določili smo hitrost širjenja valovanja v nosilcu (korund in PZT), znani pa sta bili tudi gostota in debelina posameznih plasti.

## 3 Rezultati in diskusija

Na slikah 2 in 3 sta prikazana preseka PZT-plasti na korundni in PZT podlagi. Mikrostrukturi sta si podobni, le da ima plast PZT na korundu (slika 2) še svetlejšo fazo, ki vsebuje poleg PZT-komponent še Al in Ge, kar kaže na reakcijo med korundom in PZT-plastjo. Debelina spodnje zlate elektrode je  $20 \pm 3\ \mu m$ .



Slika 2: Posnetek preseka PZT-plasti na korundnem nosilcu, prevlečenim z zlatom



Slika 3: Posnetek preseka PZT-plasti na PZT-nosilcu, prevlečenim z zlatom

Debelina zgornje zlate napršene elektrode je v primerjavi z debelinami spodnje zlate elektrode in piezoelektrične PZT-plasti zanemarljiva (pod  $0,2 \mu\text{m}$ ). Meritve in simulacije vedenja vzorcev z zgornjo elektrodo in brez nje so pokazale, da ima zgornja elektroda zelo majhn vpliv na akustično impedanco pretvornika /3/. Zato se pri nadaljnjih simulacijah zgornja elektroda ni upoštevala.

V tabeli I so izmerjene oz. izračunane količine za dušeno valovanje v PZT in korundnem nosilcu. Ugotavljamo, da je dušenje PZT-nosilca za nekaj redov velikosti večje od korundnega.

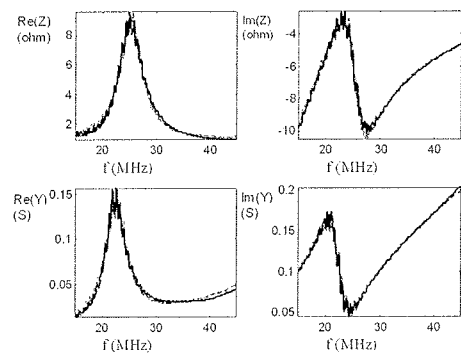
Tabela I: Lastnosti PZT- in korundnega nosilca ( $v_l$  vzdolžna hitrost valovanja,  $e$  debelina nosilca,  $\alpha$ , dušenje valovanja v nosilcu,  $\rho$  gostota)

| Nosilec | $v_l$<br>( $\text{m s}^{-1}$ ) | $e$<br>(mm) | $\alpha$<br>(dB/mm/MHz) | $\rho$<br>( $\text{kg m}^{-3}$ ) |
|---------|--------------------------------|-------------|-------------------------|----------------------------------|
| PZT     | 3005                           | 1,94        | 0,26                    | 6400                             |
| korund  | 1050                           | 3,34        | 0,006                   | 3900                             |

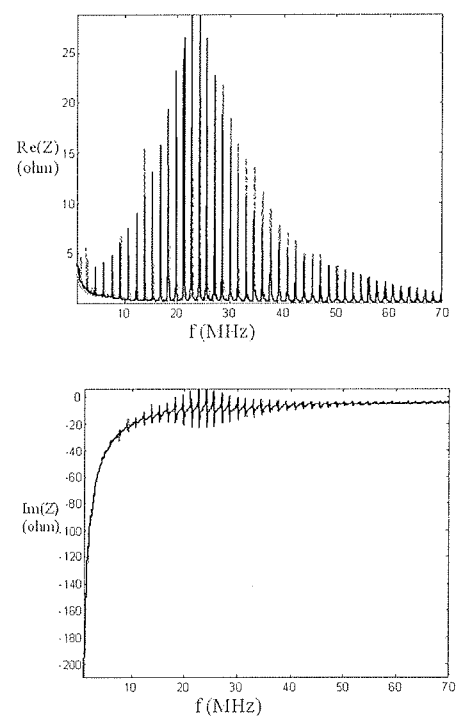
V tabeli II so zbrane vse spremenljivke in geometrijske karakteristike, ki smo jih uporabili za končno prilagajanje izmerjenih in izračunanih impedanc vzorcev.

Tabela II: Elektromehanske lastnosti merjenih vzorcev ( $e$  debelina debelega filma,  $A$  površina zgornje elektrode,  $\epsilon_{33}^S/\epsilon_0$  relativna dielektrična konstanta pri stalni napetosti,  $v_l$  vzdolžna hitrost valovanja,  $k_t$  debelinski sklopitveni faktor,  $f_a$  antiresonančna frekvenca,  $\delta_m$  mehanske izgube,  $\delta_e$  dielektrične izgube)

| Vzorec (nosilec) | $e$ ( $\mu\text{m}$ ) | $A$ ( $\text{mm}^2$ ) | $\epsilon_{33}^S/\epsilon_0$ | $v_l$ ( $\text{m s}^{-1}$ ) | $k_t$ (%) | $f_a$ | $\delta_m$ (%) | $\delta_e$ (%) |
|------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------------|-----------------------------|-----------|-------|----------------|----------------|
| 1. korund        | 48                    | 7.96                  | 395                          | 3375                        | 16.5      | 38.4  | 2.4            | 3.6            |
| 2. korund        | 39                    | 7.44                  | 342                          | 3940                        | 39.7      | 50.5  | 1,5            | 2,0            |
| 3.PZT            | 35.5                  | 7.69                  | 347                          | 3345                        | 5,7       | 4.0   | 5.0            | 10,0           |
| 4.PZT            | 35,5                  | 7.54                  | 334                          | 3238                        | 47        | 45.8  | 4,8            | 4,7            |



Slika 4: Izračunana (črna neprekinjena krivulja) in izmerjena (prekinjena siva krivulja) kompleksne impedance (Z) in admittance (Y) za vzorec 3 (PZT-plast na poroznem PZT) kot funkcija frekvence



Slika 5: Izračunana (črna neprekinjena krivulja) in izmerjena (prekinjena siva krivulja) kompleksne impedance (Z) za vzorec 2 (PZT-plast na korundu) kot funkcija frekvence

Debela plast PZT na poroznem PZT-nosilcu je zaradi velikega dušenja nosilca (nosilnega dušilca), akustične impedance, primerljive z impedanco debele PZT plasti ter velike občutljivosti pretvornika zaradi visokega sklopitvenega faktorja PZT-plasti na PZT ( $kt = 51\%$ ) uporabna za izdelavo pretvornika.

### 3.1 Simulacija pretvornika

S simulacijo K. L. M. /5/ smo preverili kvaliteto integrirane PZT-plasti na nosilnem PZT-dušilcu. Lastnosti posameznih elementov pretvornika so podane v tabeli III.

Za podporni dušilec je bila izbrana večja debelina, da bi zmanjšali vpliv odbojev z zadnje strani PZT. Da bi določili optimalno debelino spodnje zlate elektrode, sta bili simulirani dve debelini, in sicer 10 in 20  $\mu\text{m}$ .

Tabela III: Lastnosti posameznih elementov pretvornika, ki smo jih uporabili pri simulaciji (Zakustična impedanca,  $e$  debelina elementa)

| Element              | Z (MRa) | e (mm)             |
|----------------------|---------|--------------------|
| Piezoelektrik        | 19,4    | 0,0355             |
| Podporni dušilec     | 19,2    | 5,0                |
| Spodnja elektroda    | 47      | 0,010 ali<br>0,020 |
| Prilagoditvena plast | 2,8     | 0,023              |

Simulirali smo tri različne oblike pretvornika, ki so prikazane v tabeli IV, slika 5 pa prikazuje simuliran elektroakustični odziv pretvornika PZT-plasti na poroznem PZT-nosilcu.

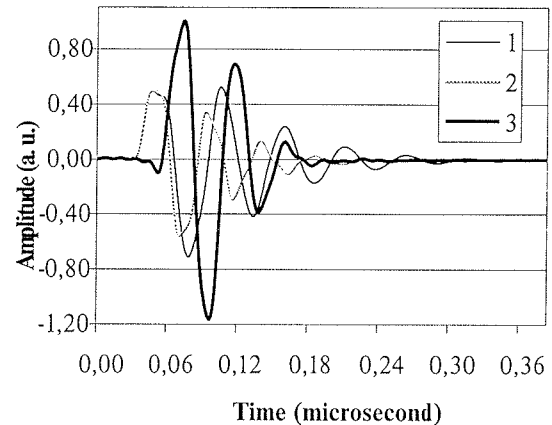
Tabela IV: Karakteristike simuliranih pretvornikov

| Oblika  | 1    | 2    | 3    |
|---|------|------|------|
| Prilagoditvena plast                          | ne   | ne   | da   |
| Debelina spodnje elektrode ( $\mu\text{m}$ )  | 20   | 10   | 10   |
| Srednja frekvenca delovanja pretvornika (MHz) | 25,0 | 26,5 | 23,0 |
| Pasovna širina (-6 dB) (%)                    | 42   | 55   | 64   |

Rezultati simulacije kažejo, da je za paraklično uporabo, večjo občutljivosti in pasovno širino pretvornika potrebna tanjša spodnja elektroda in prilagoditvena plast.

## 4 Sklepi

Z debeloplastno tehnologijo smo izdelali integrirani ultrazvočni pretvornik in se izognili tehnološkim težavam izdelave pretvornika, to je tanjšanje in lepljenje piezoelektrika ter izdelavo podpornega dušilca. Izdelali smo ga tako, da smo najprej pripravili porozni PZT-nosilec in nanj nanesli in nato žgali spodnjo elektrodo ter nanjo nanesli piezoelektričen PZT-plast. Po žganju pri 800 °C je bila debelina PZT-plasti okoli 40  $\mu\text{m}$ . Nato smo napršili zgornjo zlato elektrodo. Piezoele-



Slika 6: Simuliran elektroakustični odziv treh oblik pretvornika (tabela IV)

klično plast smo nato polarizirali in karakterizirali. PZT-plast na poroznem PZT ima visok debelinski sklopitveni faktor ter veliko dušenje. PZT-plast na poroznem PZT-nosilcu je zaradi velikega dušenja, akustične impedance, primerljive z impedanco debele PZT-plasti ter velike občutljivosti uporabna za izdelavo ultrazvočnega pretvornika.

## Zahvala

Delo so podprli: Ministrstvo za šolstvo, znanost in šport RS, projekt EUREKA Pimet EU 1664 in projekt 5.OP Piramid.

## 5 Literatura

- /1/ M. Lethiecq, F. Levassort, G. Feuillard, L. P. Tran-Huu-Hue, Piezoelectric materials for ultrasonic medical diagnostics, Piezoelectric material for end users, Interlaken 2002, to be published
- /2/ T. N. Nguyen, M. Lethiecq, F. Levassort, L. Pourcelot, Eksperimental verification of elastic properties using scattering approximation in (0-3) connectivity composite material, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect., Freq. Contr., 43 (1996), 640-645
- /3/ M. Kosec, J. Holc, F. Levassort, P. Tran-Huu-Hue, M. Lethiecq, Screen-printed Pb(Zr,Ti)O<sub>3</sub> thick films for ultrasonic medical imaging applications, IMAPS 2001, 34<sup>th</sup> International Symposium on Microelectronics, Baltimore ZDA, 9-11. oktober 2001, 195-200
- /4/ D. Royer and E. Dieulesaint, "Ondes élastiques dans les solides : propagation libre et guidée", 1 (1996), Masson, Paris
- /5/ R. Krimholtz, D. A. Leedom and G. L. Mathei, "New equivalent circuit for elementary piezoelectric transducers", *Electron. Lett.*, 38 (1970), 398-399

Janez Holc, Marija Kosec  
Jožef Stefan Institute, Jamova 39,  
1000 Ljubljana, Slovenia  
Franck Levassort,

Louis Pascal Tran-Huu-Hue, Marc Lethiecq  
LUSSI/GIP Ultrasons, EIVL, François Rabelais  
University, BP 3410, 41034 Blois cedex, Francija