



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI ROMA TRE

Facoltà di Ingegneria

Dottorato di Ricerca in Ingegneria Elettronica

XX Ciclo - "Dalle nanostrutture ai sistemi"

**Tecniche di ottimizzazione per
trasduttori capacitivi microlavorati
su silicio (cMUT)**

Cristina Longo

Docente guida:

Prof. Massimo Pappalardo

Coordinatore:

Prof. Gennaro Conte

Triennio Accademico 2004/2005 – 2006/2007

Sommario

Introduzione	1
1 Il trasduttore cMUT	
1.1 Trasduttori capacitivi.....	9
1.2 Trasduttori acustici ..capacitivi.....	10
1.3 I trasduttori ultrasonici capacitivi microfabbricati (cMUT).....	13
1.4 Processo tecnologico DF-PECVD.....	16
1.5 Reverse Technology.....	20
1.6 Caratteristiche dell'array di trasduttori cMUT.....	23
2 Studio del backing	
2.1 Introduzione.....	25
2.2 Volume percentuale di materiale caricante.....	27
2.2.1 Allumina.....	27
2.2.2 Tungsteno.....	29
2.3 Granulometria del materiale caricante.....	30
2.4 Variazione della frequenza di lavoro.....	32

Sommario

3 Realizzazione del backing

3.1	Introduzione.....	35
3.2	Scelta delle resine epossidiche.....	36
3.3	Caratterizzazione acustica delle resine epossidiche.....	39
3.3.1	Misura dell'impedenza acustica.....	40
3.3.2	Misura dell'attenuazione acustica.....	42
3.4	Proprietà acustiche dei campioni di resine epossidiche.....	44
3.5	Realizzazione dei campioni di backing.....	46
3.6	Caratterizzazione acustica dei campioni realizzati.....	49

4 Studio della lente acustica

4.1	Introduzione.....	53
4.2	Distanza focale.....	54
4.3	Spessore della lente.....	57
4.4	Raggio di curvatura.....	59
4.5	Scelta dei parametri della lente acustica per trasduttori cMUT.....	60

5 Studio dei materiali per la realizzazione della lente

5.1	Introduzione.....	63
5.2	Materie plastiche.....	64
5.2.1	Caratterizzazione acustica.....	64
5.3	Gomme siliconiche.....	66
5.3.1	Preparazione delle gomme siliconiche.....	67

Sommario

5.3.2	Caratterizzazione acustica.....	70
5.3.3	Drogaggio delle gomme siliconiche.....	72
6	Realizzazione dei prototipi di sonda ecografica	
6.1	Introduzione.....	79
6.2	Primo prototipo.....	80
6.2.1.	Problemi riscontrati.....	88
6.3	Secondo prototipo.....	92
7	Immagini ecografiche	
7.1	Introduzione.....	103
7.2	Immagini ecografiche.....	105
	Conclusioni	111
	Bibliografia	113

Introduzione

L'ecografia rappresenta una delle metodologie più utilizzate sia nel campo della diagnostica medica sia nei test non distruttivi (NDT). I sistemi ecografici attualmente in commercio utilizzano come elemento di conversione elettromeccanica i materiali piezoelettrici quali cristalli piezoelettrici, piezoceramiche e piezocompositi.

La tecnologia attuale, pur essendo oggetto di continui perfezionamenti, soffre di alcune limitazioni, sia dal punto di vista tecnico che economico, infatti i trasduttori piezoelettrici vengono lavorati meccanicamente con metodo "artigianale", questo implica costi elevati e manodopera altamente specializzata. Con l'avvento delle tecniche di microfabbricazione (*micromachining*) nasce la possibilità di fabbricare sistemi elettromeccanici su scala micrometrica. Nell'ultimo ventennio questi sistemi, detti MEMS (acronimo di *Micro-Electro-Mechanical Systems*), sono stati oggetto di ricerca ed hanno trovato ampio utilizzo in applicazioni commerciali ed industriali [1, 2, 3]. Nell'ultimo decennio la tecnologia dei MEMS ha attirato l'attenzione di alcuni gruppi di ricerca operanti nel campo dei trasduttori ultrasonici per le enormi

potenziali caratteristiche di versatilità e basso costo. La possibilità di utilizzare le ormai collaudate tecnologie dei semiconduttori per fabbricare grandi matrici di dispositivi di conversione elettromeccanica di forma e dimensioni arbitrarie ha spinto il mondo degli ultrasuoni a considerare la tecnologia MEMS come una valida alternativa alle attuali tecnologie per la fabbricazione dei trasduttori ultrasonici. I cMUT (acronimo di *Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers*) costituiscono oggi la più importante applicazione della tecnologia dei MEMS nel campo dei trasduttori ultrasonici. Essi sono trasduttori capacitivi microfabbricati su silicio formati da un grande numero di celle elettrostatiche connesse in parallelo tra loro. L'idoneità della tecnologia MEMS alla realizzazione dei trasduttori ultrasonici, in particolare per l'uso ecografico nelle applicazioni medico diagnostiche, si può ricondurre a diverse ragioni. In primo luogo le dimensioni e le caratteristiche dei materiali delle strutture fabbricabili mediante i processi di *micromachining* sono pienamente compatibili con le dimensioni e le frequenze di funzionamento dei trasduttori ultrasonici. Inoltre la flessibilità offerta dalle tecniche di fotolitografia nella scelta della forma dei dispositivi MEMS supera i vincoli imposti dalle tecniche di taglio che si utilizzano nei convenzionali processi di fabbricazione dei trasduttori piezoelettrici. I tipici processi di fabbricazione dei trasduttori piezoelettrici, dei quali alcune fasi sono addirittura di tipo artigianale, risultano limitati nella precisione meccanica e nelle possibilità di automatizzazione. Al contrario le tecniche di *micromachining* sono altamente ripetibili ed automatizzabili ed hanno costi di realizzazione estremamente bassi. Infine l'uso della

stessa tecnologia di fabbricazione dei circuiti integrati per la realizzazione di trasduttori ultrasonici MEMS suggerisce la possibilità di integrare in un solo *chip* sia la sezione meccanica che quella elettrica ed elettronica di un sistema di trasduzione ultrasonica.

Obiettivo della presente tesi è quello di ottimizzare le prestazioni dei trasduttori capacitivi cMUT effettuando una ricerca volta alla definizione di nuovi criteri di progetto specifici per la realizzazione di backing e lenti acustiche al fine di realizzare prototipi di sonde ecografiche per diagnostica medica.

Nel primo capitolo viene introdotto il trasduttore capacitivo cMUT, con particolare riferimento alle tecniche di microlavorazione del dispositivo. Nel secondo capitolo viene descritto lo studio effettuato sui backing acustici e la definizione dei criteri di progetto del backing per trasduttori cMUT. Il terzo capitolo descrive la realizzazione del backing acustico, mostrando i materiali impiegati e la loro caratterizzazione acustica. Nel quarto capitolo viene riportato lo studio preliminare effettuato sulle lenti acustiche che ha portato alla scelta dei materiali da impiegare per realizzare una lente acustica dedicata per trasduttori cMUT. Nel quinto capitolo vengono mostrati i diversi materiali analizzati per la realizzazione della lente e la loro caratterizzazione acustica. Nel sesto capitolo viene descritto il processo di assemblaggio di due prototipi di sonda ecografica, realizzati impiegando il backing e la lente definiti nei capitoli precedenti e tecniche innovative di connessione elettrica e di assemblaggio. Il settimo capitolo mostra le immagini realizzate con il prototipo di sonda ecografica realizzato. I

risultati del lavoro svolto nella presente tesi di dottorato hanno condotto al deposito di brevetti nazionali ed internazionali e sono stati presentati a congressi internazionali.

Congressi

G. Caliano, P. Gatta, **C. Longo**, E. Cianci, V. Foglietti, A. Caronti, A. Savoia, and M. Pappalardo, "Laser-Vibrometry Techniques Applied to Capacitive Microfabricated Ultrasonic Transducers (cMUT)". *Workshop LAVINYA (LAsEr Vibrometry Network: sYstems and Applications)*, Ancona, May 2005.

A. Savoia, G. Caliano, R. Carotenuto, **C. Longo**, P. Gatta, A. Caronti, E. Cianci, V. Foglietti, and M. Pappalardo. "Enhanced Echographic Images Obtained Improving the Membrane Structural Layer of the cMUT Probe". *IEEE International Ultrasonics Symposium*, Rotterdam, September 2005.

A. Caronti, A. Savoia, G. Caliano, R. Carotenuto, **C. Longo**, P. Gatta, and M. Pappalardo. "FEM modeling of CMUT arrays for medical imaging and experimental validation". *7th Annual Ultrasonic Transducer Conference*, Marina del Rey (USA), March 2005.

P. Gatta, G. Caliano, A. Savoia, **C. Longo**, A. Caronti, V. Foglietti, and M. Pappalardo. "Tecniche di vibrometria laser applicate a trasduttori

ad ultrasuoni microfabbricati su silicio (cMUT)". *1° Conferenza per utilizzatori di vibrometri laser Polytec*, Parma, Aprile 2006.

G. Caliano, A. Coppa, **C. Longo**, A. Caronti, A. Savoia, P. Gatta, F. Bertora, V. Foglietti, and M. Pappalardo. "A 7- μm thick cMUT transducer made by "Reverse" technology for echographic imaging". *5th MUT Workshop on Micromachined Ultrasound Transducers*, Munich, May 2006.

G. Caliano, A. Coppa, **C. Longo**, A. Caronti, A. Savoia, P. Gatta, F. Bertora, V. Foglietti, and M. Pappalardo. "A 7- μm thick cMUT transducer made by "Reverse" technology for echographic imaging". *5th MUT Workshop on Micromachined Ultrasound Transducers*, Munich, May 2006.

A. Savoia, G. Caliano, A. Caronti, R. Carotenuto, P. Gatta, **C. Longo**, V. Bavaro and M. Pappalardo. "Multilayer cMUT structure for improved sensitivity and bandwidth". *5th MUT Workshop on Micromachined Ultrasound Transducers*, Munich, May 2006.

A. Savoia, G. Caliano, A. Caronti, R. Carotenuto, P. Gatta, **C. Longo** and M. Pappalardo, "Multilayer cMUT structure for improved sensitivity and bandwidth". *IEEE International Ultrasonics Symposium*, Vancouver (CANADA), October 2006.

A. Caronti, **C. Longo**, A. Savoia, P. Gatta, G. Caliano and M. Pappalardo. "Analysis of acoustic interaction effects and crosstalk in CMUT linear arrays for medical imaging". *IEEE International Ultrasonics Symposium*, Vancouver (CANADA), October 2006.

G. Caliano, A. Savoia, A. Caronti, **C. Longo**, P. Gatta and M. Pappalardo.

"Echographic images improvements with a cMUT probe". *ICA International Congress on Acoustics*, Madrid (SPAIN), September 2007.

A. Caronti, G. Caliano, R. Carotenuto, P. Gatta, **C. Longo**, A. Savoia, and M. Pappalardo. "Acoustic coupling in CMUT arrays for medical imaging". *5th MUT Workshop on Micromachined Ultrasound Transducers*, Munich, May 2006.

Brevetti

G. Caliano, M. Pappalardo, **C. Longo**, A. Savoia, P. Gatta, A. Caronti.
"Metodo per la saldatura di trasduttori ad ultrasuoni di tipo capacitivo microlavorati su silicio (cMUT) e trasduttori piezoelettrici per sonde ecografiche diagnostiche". *Brevetto Italiano*, 2005.

A. Savoia, G. Caliano, A. Caronti, **C. Longo** and M.Pappalardo.
"Trasduttore capacitivo microfabbricato ad ultrasuoni (CMUT)

multipiano per applicazioni di diagnostica medica a banda larga ed alta sensibilità". Settembre 2005.

A. Savoia, M. Pappalardo, G. Caliano, A. Caronti, P. Gatta, **C. Longo** and V. Bavaro, "Bidimensional Ultrasonic Array for Volumetric Imaging", Brevetto Europeo, 2007.

Capitolo 1

Il trasduttore cMUT

1.1 Trasduttori capacitivi

I trasduttori capacitivi sono dispositivi in grado di convertire in modo bidirezionale grandezze fisiche elettriche, quali tensioni e correnti, in grandezze fisiche meccaniche, quali forze e spostamenti. Essi operano grazie all'interazione elettromeccanica basata sulla forza elettrostatica tra cariche elettriche di segno opposto. I trasduttori capacitivi possono funzionare sia come attuatori, ovvero generatori di grandezze meccaniche pilotati da grandezze elettriche, che come sensori, cioè generatori di grandezze elettriche pilotati da grandezze meccaniche. Esempi di trasduttori di questo tipo sono i flussimetri che misurano la velocità dei gas nei condotti, i trasduttori di posizione che misurano la distanza tra due oggetti e i trasduttori per ecografia.

1.2 Trasduttori acustici capacitivi

Un trasduttore capacitivo è un condensatore a piatti piani e paralleli con capacità variabile costituito da una membrana di materiale isolante, sospesa su una cavità (*air gap*), sostenuta da pareti sufficientemente rigide e ricoperta da una metallizzazione costituente l'elettrodo superiore mobile. L'elettrodo inferiore è invece fissato al substrato sul quale vibra la membrana. In figura 1.1 è rappresentata schematicamente una singola cella elettrostatica.

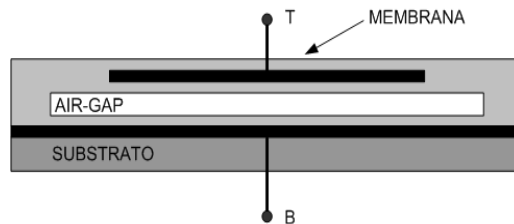


Figura 1.1. Schema di una cella elettrostatica di un cMUT classico.

Quando si applica una d.d.p. continua tra i due elettrodi, si ha una deflessione del diaframma mobile verso il substrato per effetto della forza elettrostatica che si esercita fra i due elettrodi del condensatore; a tale forza di attrazione si oppone la forza elastica di richiamo dovuta alla tensione meccanica intrinseca dello strato strutturale della membrana. Se il diaframma viene posto in vibrazione da un'onda acustica incidente, si ottiene una modulazione della capacità del

dispositivo rilevabile esternamente; se invece si sovrappone alla polarizzazione un'eccitazione elettrica alternata, l'elettrodo mobile vibra generando un'onda acustica.

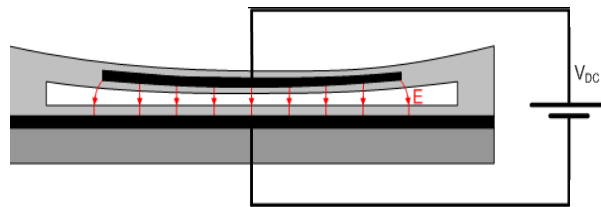


Figura 1.2. Schema della deflessione della membrana del cMUT polarizzato.

Per far sì che la membrana vibri, con una conseguente generazione di onde acustiche, occorre applicare una tensione elettrica variabile nel tempo. Poiché la forza elettrostatica tra gli elettrodi è sempre attrattiva, qualunque sia il verso di polarizzazione del condensatore, è necessario, per ottenere un funzionamento lineare, polarizzare il trasduttore con una tensione continua e sovrapporre ad essa una tensione alternata. Inoltre, la tensione di polarizzazione è necessaria per ottenere un segnale elettrico ai capi del condensatore quando la membrana viene messa in movimento dall'esterno. Infatti, lo spostamento della membrana, causato ad esempio dall'incidenza di un'onda acustica sulla superficie del trasduttore, provoca una variazione della geometria del condensatore variandone la capacità. Se esiste della carica accumulata

sugli elettrodi si osserva, a seguito di una variazione della capacità, o una variazione della carica stessa o una variazione della differenza di potenziale tra gli elettrodi. Tali variazioni di carica o di tensione possono essere rivelate collegando opportunamente il condensatore ad un circuito elettronico.

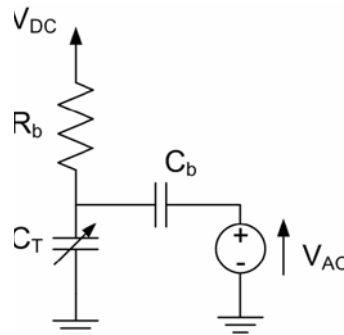


Figura 1.3. Circuito di polarizzazione di un trasduttore capacitivo.

Per applicare la tensione continua V_{DC} di polarizzazione, al fine di determinare il punto di lavoro, e la tensione alternata V_{AC} di eccitazione si può utilizzare, ad esempio, il semplice circuito di fig. 1.3. Il trasduttore, che nel circuito è rappresentato come una capacità variabile C_T , è collegato tramite una resistenza R_b , di solito di valore molto elevato, alla tensione continua di polarizzazione. Per sovrapporre alla tensione continua la tensione alternata, si utilizza una

capacità C_b , anch'essa di valore elevato. Il condensatore fa sì che la tensione continua cada solo ai capi del trasduttore.

1.3 I trasduttori ultrasonici capacitivi microfabbricati (cMUT)

Nel 1994, *Haller et. al.* [4] presentarono un trasduttore acustico di tipo capacitivo, operante in aria, realizzato mediante la tecnica del micromachining. L'idea fu quella di utilizzare la tecnologia planare del silicio, da qualche decennio già utilizzata per la realizzazione di micro sistemi elettromeccanici (MEMS), per fabbricare un trasduttore capacitivo dalle dimensioni molto ridotte. Il trasduttore era costituito da una matrice di celle elettrostatiche connesse elettricamente in parallelo tra loro, ciascuna avente dimensioni laterali dell'ordine delle decine di μm e spessori dell'ordine del μm : le dimensioni così ridotte consentivano di raggiungere frequenze di funzionamento dell'ordine dei MHz con una buona efficienza di trasduzione. Infatti la distanza ridotta tra elettrodi provocava l'instaurarsi nell'air gap di campi elettrici molto elevati con una conseguente generazione di forze elettrostatiche elevate. Date le frequenze di funzionamento ed il tipo di processo tecnologico utilizzato per la sua fabbricazione, questo tipo di trasduttore fu chiamato cMUT (acronimo di Capacitive Micromachined Ultrasound Transducer). Negli anni successivi, *Ladabaum et. al.* [5, 6] presentarono trasduttori di tipo cMUT operanti sia in aria che in acqua,

illustrandone il processo tecnologico di fabbricazione, la modellazione e la caratterizzazione sperimentale. I risultati molto promettenti e la flessibilità offerta dalla tecnologia planare del silicio suggerivano la possibilità di realizzare array di trasduttori per applicazioni ecografiche.

Fino ad oggi, molti autori hanno applicato la nuova tecnologia dei cMUT nella realizzazione di array di trasduttori per uso ecografico [7, 8, 9, 10, 11, 12]. Sono state pubblicate [13, 14, 15, 16, 17] le immagini ecografiche ottenute connettendo prototipi di sonde cMUT a sistemi ecografici commerciali per la diagnostica medica. I risultati sono molto positivi e confrontabili con quelli ottenibili con le migliori sonde ecografiche oggi disponibili sul mercato. La tecnologia cMUT si è quindi rivelata una valida alternativa all'attuale tecnologia dei materiali piezoelettrici.

La fabbricazione di un cMUT si basa sulle tecniche di micromachining appositamente sviluppate per la fabbricazione dei MEMS. Sono state sviluppate diverse tecniche basate sulla deposizione fotolitografica di strati successivi di film sottili di materiali conduttori e dielettrici su un wafer di silicio che funge da supporto meccanico per l'intero sistema microfabbricato. I processi più diffusi utilizzano come materiale dielettrico il nitrato di silicio che costituisce la parte strutturale delle celle capacitive. Esistono principalmente due processi per l'accrescimento del nitrato di silicio: il Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition (PECVD) e il Low Pressure Chemical Vapour Deposition (LPCVD). I due processi si differenziano per il principio fisico utilizzato durante l'accrescimento del nitrato di silicio.

La sostanziale differenza tra i due processi sta nella temperatura dell'ambiente in cui viene accresciuto il nitruro di silicio. Il nitruro di silicio LPCVD, infatti, è accresciuto a temperature molto elevate (dell'ordine degli 800 °C) mentre nel processo PECVD le temperature di accrescimento sono piuttosto basse (dell'ordine dei 350 °C). La temperatura di deposizione condiziona la scelta dei materiali conduttori utilizzabili per la creazione degli elettrodi delle celle capacitivie. Un materiale conduttore avente ottime caratteristiche elettriche è l'alluminio depositabile tramite il processo di sputtering. Tale conduttore è compatibile con il processo a bassa temperatura PECVD (il punto di fusione dell'alluminio si trova intorno ai 660 °C) ma è totalmente incompatibile con il processo LPCVD in cui si è costretti ad utilizzare leghe titanio-tungsteno oppure poli-silicio fortemente drogato le cui proprietà elettriche sono mediocri.

Presso il laboratorio di Acustoelettronica (ACULAB) dell'Università degli Studi Roma Tre è stato sviluppato e messo a punto, in collaborazione con l'Istituto di Fotonica e Nanotecnologie (IFN) del CNR Roma, un processo tecnologico Dual Frequency - Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition (DF-PECVD) per la fabbricazione di trasduttori cMUT [18]. La variante introdotta, rispetto al processo convenzionale PECVD, è stata quella di eccitare il plasma nella camera di reazione mediante due generatori di tensione a frequenze diverse (di qui l'appellativo Dual Frequency). Con l'utilizzo di questo processo è stato possibile controllare efficientemente le proprietà meccaniche, quali modulo di Young e stress tensile, dei film di nitruro di silicio. Sono stati fabbricati [19] prototipi di array cMUT a

64, 128 e 192 elementi con buone caratteristiche meccaniche ed elettriche le cui prestazioni hanno permesso di realizzare immagini ecografiche di ottima qualità.

1.4 Processo tecnologico DF-PECVD

Vengono ora descritte le fasi del processo di micromachining DF-PECVD.

Il dispositivo viene realizzato su uno strato di ossido di silicio depositato su un wafer di silicio da quattro pollici (fig 1.4 a) [18]. L'ossido di silicio isola elettricamente la metallizzazione inferiore del trasduttore ed ha uno spessore tale da ridurre la capacità parassita ed aumentare il valore di breakdown del diodo MOS che si viene a formare tra metallizzazione, ossido di silicio e silicio sottostante. Sullo strato di ossido di silicio, viene realizzata la metallizzazione inferiore della cella (fig. 1.4 b);

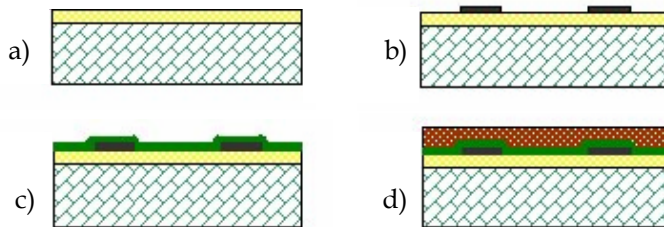


Figura 1.4. Fasi del processo di micromachining.

successivamente viene protetta con uno strato di nitruro di silicio depositato mediante deposizione chimica da fase vapore DF-PECVD (fig. 1.4 c). Per realizzare la struttura della microcella, viene evaporato uno strato di cromo sacrificale, opportunamente sagomato mediante tecnica fotolitografia (fig 1.4 d e fig. 1.5 a). Anche questo strato di cromo viene protetto con nitruro DF-PECVD, che costituirà la membrana mobile della cella elettrostatica (fig 1.5 b fig. 1.5 c).

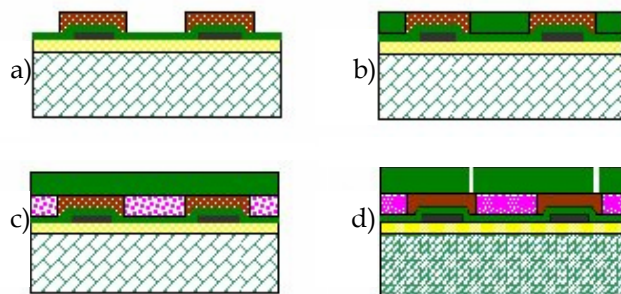


Figura 1.5. Fasi del processo di micromachining.

Per ottenere il rilascio della membrana mobile, vengono aperti dei fori nello strato di nitruro di silicio (fig 1.5 d), attraverso i quali avviene l'attacco chimico con tecnica wet-etching, che rimuove lo strato sacrificale di cromo lasciando libera la membrana sull'air-gap (fig 1.6 a e b).

Un passaggio molto importante del processo di fabbricazione è la copertura dei fori di attacco, che deve rendere perfetta la chiusura

dell'air-gap in modo da sigillare la struttura e garantire il corretto funzionamento del trasduttore (fig 1.6 c). La chiusura dei fori viene realizzata mediante deposizione di uno strato di nitruro di silicio DF-PECVD. A questo punto la realizzazione del dispositivo prevede la deposizione di uno strato di alluminio, realizzato mediante sputtering, che costituisce l'elettrodo superiore del trasduttore (fig 1.6 d). Infine la struttura realizzata viene protetta da un ulteriore strato di nitruro di silicio DF-PECVD, che isola la metallizzazione superiore della cella. Una volta aperte mediante fotolitografia, i pads di connessione delle due metallizzazioni della cella, il dispositivo è completato.

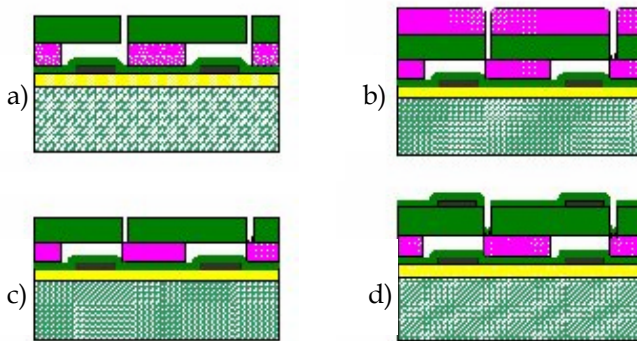


Figura 1.6. Fasi del processo di micromachining.

Il processo di fabbricazione appena descritto presenta dei limiti derivanti principalmente dal materiale strutturale utilizzato per realizzare la membrana mobile. Infatti il nitruro di silicio DF-PECVD impiegato come materiale strutturale, sebbene possieda ottime proprietà passivanti, ha nella sua composizione chimica una certa

quantità di idrogeno (pari al 30%) che rende la membrana porosa e quindi non perfettamente impermeabile all'acqua. Questo può creare dei problemi nell'utilizzo in immersione del dispositivo. Altro problema fondamentale è rappresentato dalla posizione dei fori necessari per la rimozione del materiale sacrificale, che, essendo praticati sul bordo della membrana mobile, rendono la sua geometria irregolare creando dei problemi nella vibrazione della stessa. Per superare i limiti appena descritti il Laboratorio di Acustoelettronica dell'Università "Roma Tre", ha ideato un nuovo processo di micromachining del trasduttore cMUT, chiamato Reverse Technology, che prevede l'impiego di un diverso tipo di materiale strutturale e dà la possibilità di praticare i fori d'attacco in modo da garantire lo svuotamento delle cavità senza compromettere la corretta vibrazione della parte mobile (fig. 1.7 a e b).

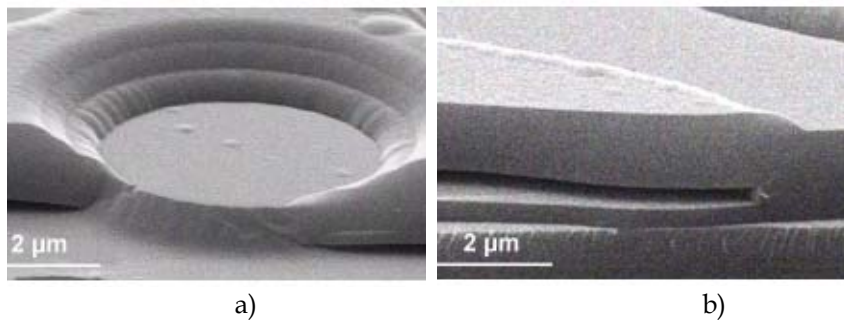


Figura 1.7. a) Chiusura del foro; b) Particolare della membrana mobile.

1.5 Reverse Technology

Il processo di fabbricazione Reverse Technology, presenta delle sostanziali differenze rispetto al processo standard [20].

La base del dispositivo è costituita da un wafer di silicio coperto su entrambe le superfici da uno strato di nitruro di silicio LPCVD di spessore $1.5 \mu\text{m}$. Il nitruro di silicio LPCVD ha proprietà migliori rispetto a quello DF-PECVD: presenta una densità maggiore e una minore presenza di pinholes (vuoti nel film), la resistività è molto più alta, la crescita del film è più uniforme, la presenza di impurità è ridotta così come la presenza di atomi di idrogeno, in generale la qualità del film depositato è superiore.

Il primo passo del processo di fabbricazione prevede la realizzazione dell'elettrodo inferiore in alluminio mediante sputtering.

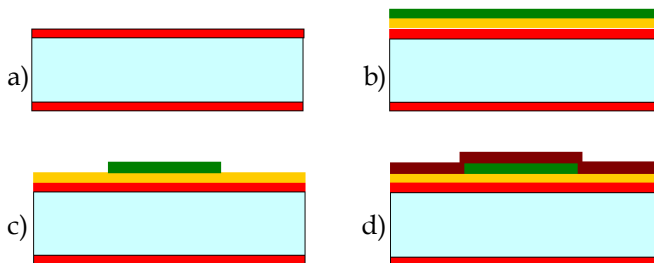


Figura 1.8. Fasi del processo di micromachining.

L'elettrodo viene quindi protetto mediante uno strato di nitruro di silicio depositato con tecnica DF-PECVD (fig 1.8 a, b, c e d). A questo punto viene realizzato mediante evaporazione termica lo strato sacrificale di cromo. Anche il cromo viene isolato mediante la deposizione di un film di nitruro di silicio DF-PECVD (fig 1.9 a). Su questo strato protettivo, viene quindi realizzato mediante sputtering lo strato conduttore di alluminio che costituirà l'elettrodo superiore della cella elettrostatica (fig 1.9 b). Dopo l'isolamento dell'elettrodo anch'esso coperto con un film di nitruro di silicio DF-PECVD, si aprono i fori mediante etching in RIE (Reactive Ion Etching) per l'attacco del cromo (fig 1.9 c), che viene rimosso con attacco chimico di tipo wet etching, creando l'air gap della cella.

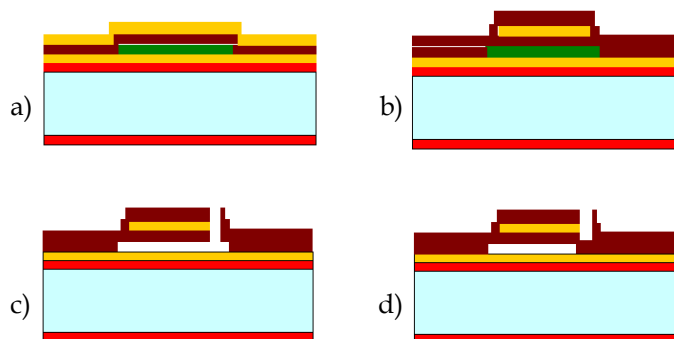


Figura 1.9. Fasi del processo di micromachining.

Quindi si effettua la chiusura dei fori di attacco mediante crescita di nitruro di silicio DF-PECVD e l'apertura dei pads di connessione degli elettrodi (fig 1.9 d). Dopo aver realizzato le connessioni elettriche con il

circuito di front-end, si fissa sul retro del dispositivo un opportuno materiale di supporto e si rimuove lo strato di nitruro di silicio LPCVD (con etching in RIE) (fig 1.10 a). Quindi si passa alla fase conclusiva della microfabbricazione che prevede la completa rimozione della base di silicio mediante attacco chimico con una soluzione di acidi (fig 1.10 b) che verrà ampiamente descritta più avanti.

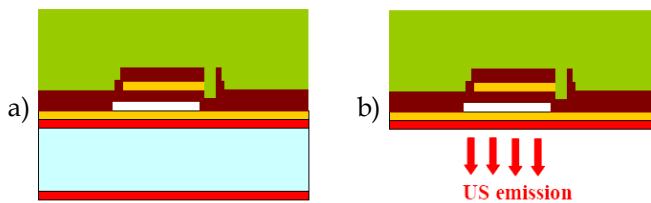


Figura 1.10. Fasi del processo di micromachining.

In queste ultime fasi del processo di micromachining si concentrano le differenze sostanziali con il processo standard, che permettono di superare i limiti descritti in precedenza, infatti, rimuovendo il silicio, la membrana mobile del trasduttore è costituita dal film di nitruro di silicio LPCVD e i fori d'attacco si trovano sulla parte posteriore del dispositivo.

Altro vantaggio, non meno importante derivante dalla nuova tecnologia, è la posizione dei pads degli elettrodi che trovandosi sul retro del trasduttore consentono una più agevole connessione elettrica.

1.6 Caratteristiche dell'array di trasduttori cMUT

L'array di trasduttori cMUT oggetto della presente tesi è realizzato con la tecnologia Reverse appena descritta, ha perciò membrane in nitruro di silicio LPCVD e pad di connessione degli elettrodi sulla superficie posteriore.

Dimensioni esterne	6.5 mm x 24 mm
Dimensioni dell'area attiva	3.5 mm x 22 mm
Numero di elementi	192
Pitch	254 μm
Spessore del wafer di silicio	320 μm
Spessore dopo la rimozione del silicio	7 μm
Dimensione dei pads di connessione	160 μm x 160 μm
Frequenza di lavoro	12.5 MHz

Tabella 1.1. Caratteristiche dell'array di trasduttori cMUT.

Nella tabella 1.8 vengono descritte le principali caratteristiche del trasduttore. I pad di connessione degli elementi sono distribuiti sui due lati, divisi tra pari e dispari. Il trasduttore ha dimensioni pari a 6.5 mm x 24 mm e uno spessore, dopo la rimozione del silicio pari a 7 μm . Il trasduttore è composto da 192 elementi e la frequenza di

funzionamento è pari a 12.5 MHz. Nelle figure 1.11 e 1.12 vengono mostrati alcuni particolari del trasduttore cMUT realizzato in tecnologia Reverse.

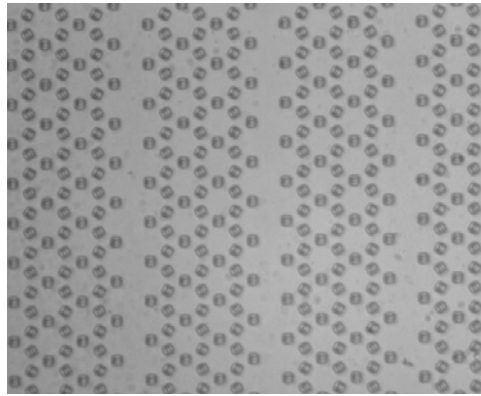


Figura 1.11. Particolare delle membrane in nitruro di silicio LPCVD.

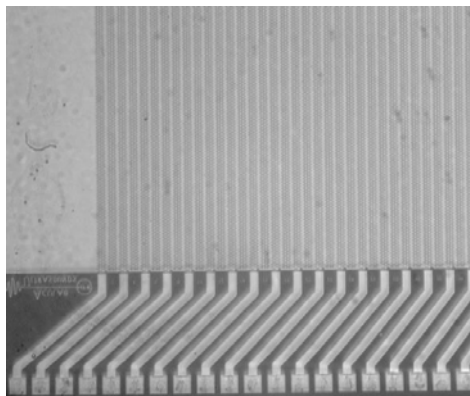


Figura 1.12. Particolare degli elementi del trasduttore cMUT.

Capitolo 2

Studio del backing

2.1 Introduzione

Nei trasduttori piezoelettrici la generazione dell'onda acustica nel mezzo di indagine provoca una vibrazione della ceramica piezoelettrica. Tale vibrazione aumenta la durata dell'impulso trasmesso causando una diminuzione della larghezza di banda. Tale fenomeno è indesiderato in quanto degrada notevolmente le prestazioni del trasduttore. E' noto in letteratura [21] che anche per i trasduttori cMUT, l'onda acustica generata dalla deflessione della membrana si propaga nel substrato fisso della cella elettrostatica, generando una vibrazione dello stesso (ringing). L'effetto del ringing del substrato si traduce in una significativa diminuzione dell'efficienza del trasduttore. Infatti, anche per i trasduttori cMUT, questo fenomeno causa una riduzione dell'effettiva larghezza di banda del trasduttore e

non meno importante un aumento del livello di cross coupling (accoppiamento tra elementi vicini) [21]. Nei trasduttori piezoelettrici questo fenomeno viene ridotto applicando sulla parte posteriore del trasduttore un materiale con particolari proprietà acustiche (backing), che sia in grado di attenuare l'energia acustica retroemessa. Uno degli obiettivi della presente tesi è lo studio e la realizzazione di un backing specifico per trasduttori acustici cMUT. I parametri fondamentali per la definizione del backing sono l'impedenza acustica e l'attenuazione. L'impedenza acustica Z può essere definita come il prodotto della densità del materiale ρ e della velocità del suono nel materiale c , ed è misurata in MRayl. L'attenuazione invece è la perdita di energia acustica dovuta principalmente a due meccanismi: scattering dell'energia acustica e assorbimento per effetti termoplastici. Per assolvere in maniera ottimale alla sua funzione, il backing viene scelto con un'impedenza acustica prossima a quella del trasduttore e attenuazione elevata. Tipicamente i backing sono materiali compositi realizzati con una miscela di resina epossidica utilizzata come filler (riempitivo, base) a cui vengono aggiunte polveri di materiali che contribuiscono a variare l'impedenza acustica e l'attenuazione. I materiali più comunemente utilizzati come caricanti sono polveri di allumina (Al_2O_3) e di tungsteno (W). Per poter definire e realizzare un backing specifico per trasduttori cMUT è stato effettuato uno studio preliminare sugli effetti di alcuni fattori sulle caratteristiche acustiche della miscela, quali il volume percentuale e la granulometria delle particelle di materiale caricante utilizzato e, non meno importanti, le frequenze di lavoro.

2.2 Volume percentuale di materiale caricante

E' noto in letteratura che variando la quantità di polvere di allumina e di tungsteno utilizzata, variano notevolmente sia l'impedenza acustica sia l'attenuazione del backing [22]; analizziamo in dettaglio il comportamento dell'allumina e del tungsteno.

2.2.1 Allumina

Nel lavoro di *Shung et al.* [22] viene descritta la misura dell'impedenza acustica e dell'attenuazione di alcuni campioni di backing realizzati con resina epossidica EPOTEK 310 (Epoxy Technology, Bellerica, USA) caricata con diverse percentuali di polvere di allumina da 5 μm . I risultati sperimentali mostrano che all'aumentare della quantità di allumina impiegata, la densità (fig. 2.1 a), la velocità del suono (fig. 2.1 b) e quindi l'impedenza acustica (fig. 2.1 c) del backing aumentano in maniera monotona. L'attenuazione mostra una variazione non lineare, infatti, come mostra il grafico in figura 2.1 d si evidenzia un picco in corrispondenza del 7-9 % di volume di allumina.

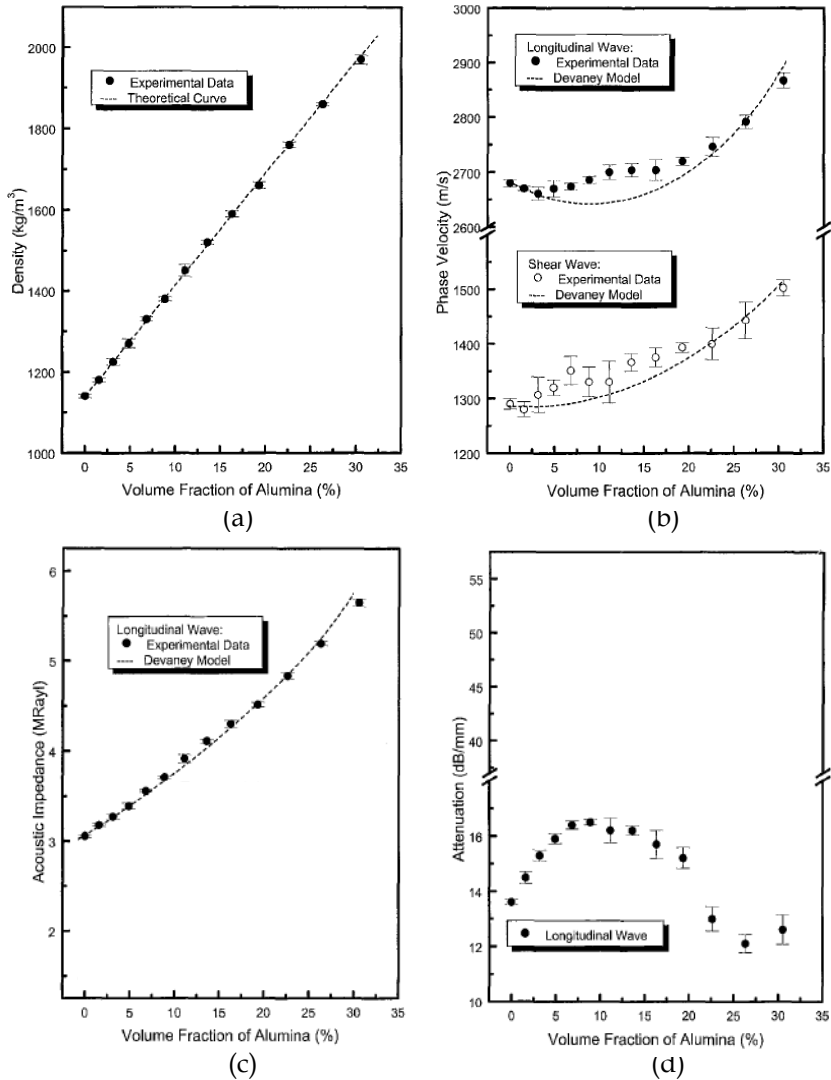


Figura 2.1. Andamento della densità (a) e della velocità del suono (b), dell'impedenza acustica (c) e dell'attenuazione (d) al variare della quantità di allumina impiegata

2.2.2 Tungsteno

Il secondo esperimento effettuato da *Shung et al.* valuta il comportamento acustico di vari campioni di backing realizzati con resina epossidica Epotek 310 e polvere di tungsteno da 5 μm , anche in questo caso variando la quantità di materiale caricante utilizzata. Come evidenziato nei grafici di fig. 2.2 a e b all'aumentare della quantità di tungsteno si ha una netta diminuzione della velocità del suono e un incremento della densità. Questo genera un aumento approssimativamente lineare dell'impedenza acustica.

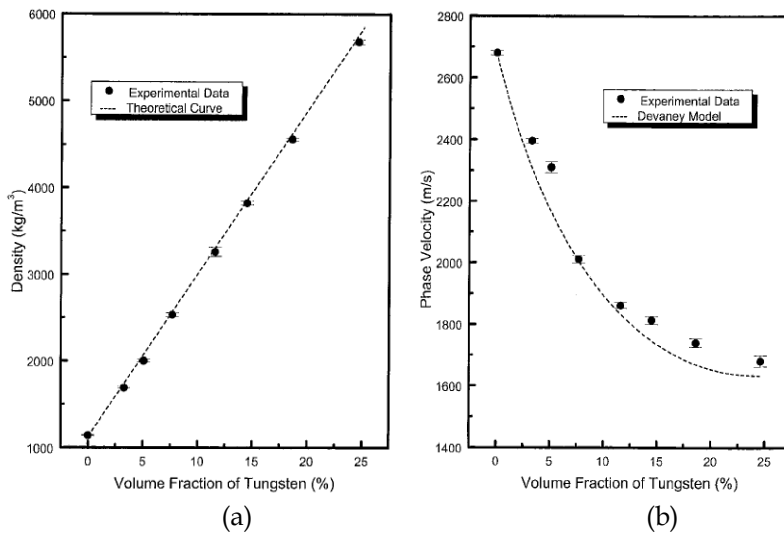


Figura 2.2. Andamento della densità (a) e della velocità del suono (b), al variare della quantità di tungsteno impiegato.

E' molto interessante notare che anche in questo secondo esperimento, la variazione dell'attenuazione acustica (fig. 2.3) mostra un picco in corrispondenza del 7-9 percento di volume di tungsteno, fenomeno del tutto simile a quello visto per le mescole composte da resina epossidica e allumina.

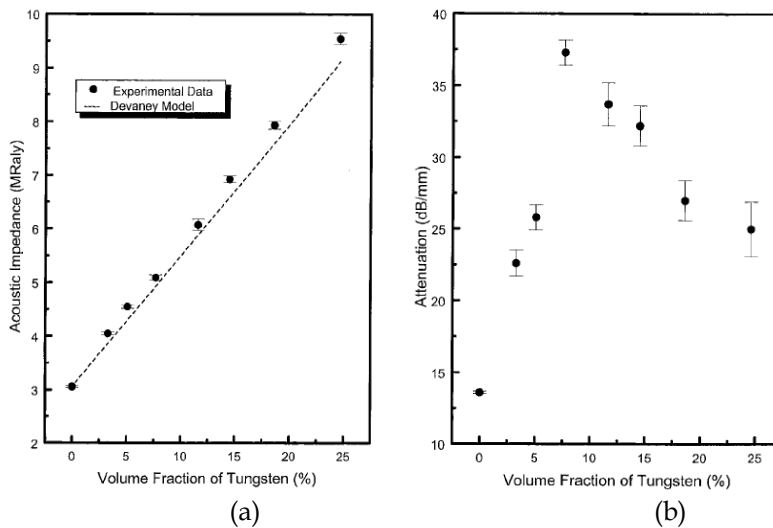


Figura 2.3. Andamento dell'impedenza acustica (a) e dell'attenuazione (b), al variare della quantità di tungsteno impiegato.

2.3 Granulometria del materiale caricante

Un altro fattore molto importante da considerare nella scelta dei materiali per la realizzazione del backing è la granulometria delle particelle di polvere impiegata. Nel lavoro proposto da *Newnham et al.*

[23], sono stati analizzati diversi campioni di backing composti da resina epossidica, allumina e tungsteno, variando sia la quantità sia la granulometria dei materiali caricanti. Nelle tabelle 2.1 e 2.2 sono riassunti i risultati ottenuti misurando il comportamento dei campioni alla frequenza di 5 MHz .

AVERAGE ACOUSTIC PROPERTIES OF ALUMINA/SPURR EPOXY COMPOSITES				
Filler	Averages → Volume %	Measured Impedance (MRayl)	Calculated Impedance (MRayl)	Attenuation at 5 MHz (dB/cm)
Spurr Epoxy	100	2.5		19
Alumina	100	25		
Alumina				
0.3 μm	5.8 ± 0.6	3.3 ± 0.1	3.2	38 ± 6
1.0 μm	11.8 ± 0.8	4.0 ± 0.1	3.6	36 ± 4
3.0 μm	3.9 ± 0.3	2.6 ± 0.0	3.0	40 ± 6
	10.4 ± 0.5	3.1 ± 0.0	3.5	25 ± 3
12.5 μm	4.4 ± 0.9	2.6 ± 0.1	3.1	3.5 ± 9
	10.8 ± 0.4	3.1 ± 0.0	3.5	23 ± 2
	40.6 ± 1.0	7.0 ± 0.2	5.4	22 ± 2

Tabella 2.1. Proprietà acustiche del backing resina/allumina al variare della granulometria dell'allumina

Per quanto riguarda la variazione di quantità di polvere utilizzata, si evidenziano dei risultati che confermano quelli ottenuti da *Shung et al.*. Mentre, aumentando la granulometria di allumina e tungsteno, si nota che l'impedenza acustica di campioni realizzati mantenendo fissa la quantità di polvere impiegata, non varia significativamente. Un

comportamento nettamente differente si evidenzia per quanto riguarda l'attenuazione acustica. Infatti, come si può notare dai valori riportati nella tabella, essa aumenta in maniera significativa all'aumentare della granulometria, anche per piccole variazioni percentuali.

AVERAGE ACOUSTIC PROPERTIES OF TUNGSTEN/SPURR EPOXY COMPOSITES				
Filler	Averages → Volume %	Measured Impedance (MRayl)	Calculated Impedance (MRayl)	Attenuation at 5 MHz (dB/cm)
Spurr Epoxy	100	2.5		19
Tungsten	100	103		
Tungsten	10.6 ± 0.7	4.9 ± 0.2	5.0	45 ± 8
1 μm	18.8 ± 0.6	7.0 ± 0.2	6.5	40 ± 5
3 μm	11.2 ± 1.2	5.1 ± 0.4	5.1	
	19.6 ± 0.4	7.0 ± 0.2	6.7	47 ± 8
	28.2 ± 0.6	9.7 ± 0.2	8.0	39 ± 6
5 μm	9.9 ± 0.3	4.7 ± 0.2	4.9	69 ± 12
	18.9 ± 0.7	6.7 ± 0.3	6.5	65 ± 8
	31.9 ± 0.7	10.8 ± 0.4	8.7	42 ± 5
50 μm	36.4 ± 0.9	12.8 ± 0.2	9.4	246 ± 17
	40.1 ± 0.9	14.6 ± 0.7	10.2	178 ± 17

Tabella 2.2. Proprietà acustiche del backing resina/allumina al variare della granulometria dell'allumina

2.3 Variazione della frequenza di lavoro

E' molto importante nella realizzazine di un backing con determinate proprietà acustiche, valutarne il comportamento al variare delle

frequenze. Infatti, come mostrato nel lavoro di *Shung et al.* [22], si possono notare delle differenze sostanziali nei valori di impedenza acustica ed attenuazione dello stesso materiale, variando la frequenza di lavoro. Il grafico di fig. 2.4 mostra le proprietà acustiche di due materie plastiche, l'Araldite e la Rexolite misurate in un range di frequenze che va da 25 a 75 MHz.

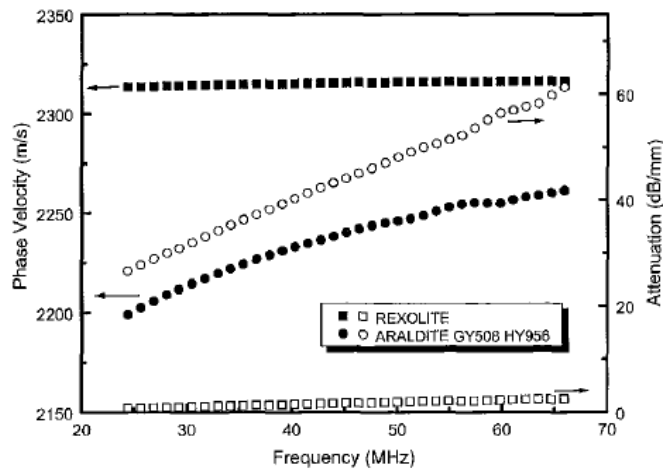


Figura 2.4. Proprietà acustiche dell'Araldite e della Rexolite in funzione della frequenza

I due materiali si comportano in maniera del tutto diversa: mentre la velocità del suono nella Rexolite rimane costante, quella nell'Araldite varia notevolmente. Per quanto riguarda l'attenuazione dei due materiali, si nota che quella relativa alla Rexolite rimane costante,

mentre nel caso dell'Araldite aumenta notevolmente all'aumentare delle frequenze.

Capitolo 3

Realizzazione del backing

3.1 Introduzione

Uno degli obiettivi della presente tesi è realizzare un backing acustico che ottimizzi le prestazioni del trasduttore capacitivo cMUT descritto nel primo capitolo. Come dimostrato dalle simulazioni effettuate con il software ANSYS® presso il Laboratorio di Acustoelettronica (Aculab), il backing acustico ottimale per un trasduttore cMUT ad alta frequenza realizzato in tecnologia Reverse deve avere impedenza acustica non inferiore a 8 MRayl e naturalmente attenuazione elevata. Inoltre, non meno importante, deve essere un opportuno supporto meccanico per il trasduttore che ha uno spessore di soli 7 μm . Alla luce delle considerazioni fatte nel precedente capitolo, sono stati realizzati e caratterizzati diversi campioni di backing confrontando le proprietà acustiche di una serie di resine epossidiche, caricate variando le quantità e la granulometria di polveri di allumina e tungsteno. La

lavorazione del campione di backing prevede diverse fasi: miscelazione delle due componenti di resina epossidica, degassaggio del composto ottenuto, aggiunta della polvere di materiale caricante, mescolamento del composto fino a omogeneizzazione, ulteriore degassaggio della miscela, colatura della miscela in un apposito stampo, polimerizzazione (curing) in forno. Il primo passo consiste nella scelta della resina epossidica più adatta.

3.2 Scelta delle resine epossidiche

Dopo una attenta analisi delle proprietà chimico-fisiche di una serie di resine epossidiche disponibili in commercio, sono state selezionate quelle più adatte a svolgere la funzione di “filler” per backing acustici. Le resine prese in esame sono tutte di tipo bicomponente, la loro preparazione prevede che vengano mescolate accuratamente le due parti del prodotto e poi portate alla temperatura di polimerizzazione in un apposito forno per un prefissato periodo di tempo. Nella tabella 3.1 vengono descritte alcune proprietà fisiche della selezione di resine epossidiche bicomponenti. Tali proprietà costituiscono dei parametri importanti per le fasi del processo di realizzazione del backing. La densità, ad esempio, è un parametro da valutare attentamente perché da essa dipende fortemente l'impedenza acustica del materiale. Il “pot life” è il periodo di tempo nel quale il composto rimane sufficientemente fluido per essere lavorato, quindi deve essere

abbastanza lungo da consentire tutte le fasi di lavorazione necessarie per la realizzazione del campione di backing.

	Densità [Kg/m ³]	Viscosità @23°C 100rpm [cPs]	Pot life [ore]	Durezza [Shore]
ECCOGEL	1260	420	3	A 80
EPOTEK 301	1162	100	2	D 85
EPOTEK 3012FL	1234	125	12	D 75
EPOTEK 310TM	1174	2071	1	A 75
EPOTEK 310	1261	555	2	A 69

Tabella 3.1. Proprietà fisiche di alcune resine epossidiche

Anche la viscosità gioca un ruolo rilevante, in quanto deve essere tale da rendere la miscela abbastanza fluida e quindi facilmente lavorabile. Infine, non meno importante è il parametro relativo alla durezza della resina polimerizzata, infatti, come già detto in precedenza, il backing costituisce anche il supporto meccanico del trasduttore. Per poter scegliere il materiale che meglio assolve alla funzione richiesta, sono state valutate sia resine epossidiche con durezza bassa (tipo Shore A), sia quelle con durezza elevata (tipo Shore D).

La preparazione dei campioni di resine epossidiche avviene in una camera grigia utilizzando una cappa chimica, un forno e un sistema a campana per il vuoto. Essa prevede le seguenti fasi:

- Miscelazione delle due componenti nella giusta proporzione
- Degassaggio della mescola
- Colatura della mescola in un apposito stampo
- Polimerizzazione in forno

Le figure 3.1 e 3.2 mostrano, rispettivamente, lo stampo utilizzato per il colaggio della resina epossidica e alcuni campioni realizzati.

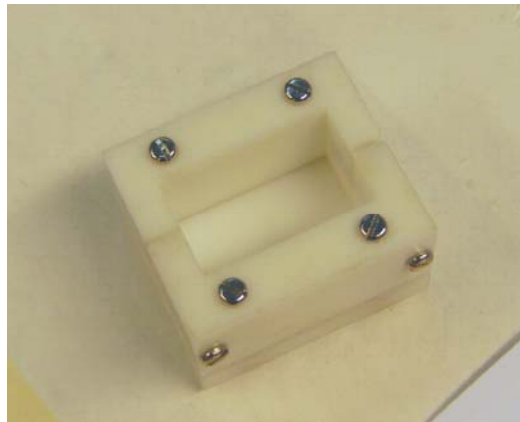


Figura 3.1. Stampo per la colata dei campioni di resina epossidica

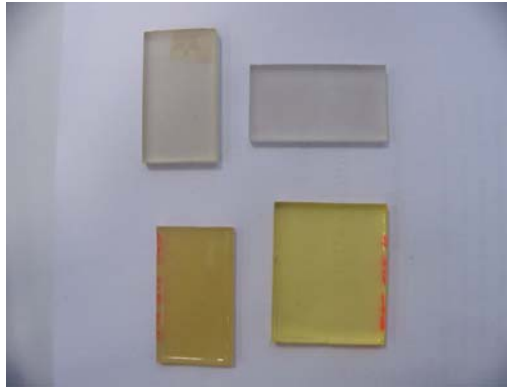


Figura 3.2. Campioni di resina epossidica

3.3 Caratterizzazione acustica delle resine epossidiche

Per scegliere la resina più adatta alla realizzazione del backing sono state misurate le caratteristiche acustiche dei campioni realizzati mediante una misura di pulse-echo. La misura si effettua utilizzando un trasduttore (Panametrics, Olympus V317) immerso in acqua deionizzata eccitato da un Pulse-Receiver (Panametrics 5800) affacciato ad un riflettore. Si raccoglie l'eco ricevuto dal trasduttore con un oscilloscopio Tektronix TDS 3032 interponendo tra il trasduttore e il riflettore il campione da misurare.

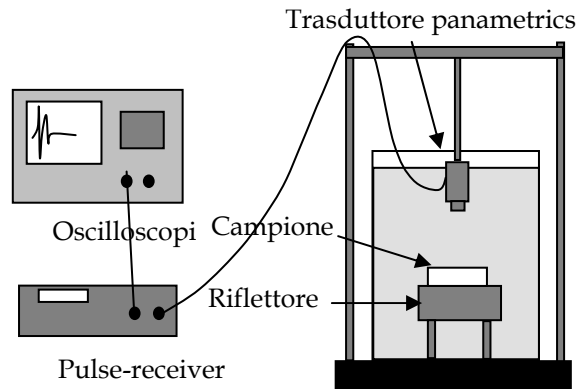


Figura 3.3. Setup di misura.

La misura è stata effettuata a 5 MHz e a 20 MHz, per verificare il comportamento dei campioni al variare delle frequenze. La fig. 3.3 mostra il setup sperimentale utilizzato. Con la tecnica appena descritta si ricavano i valori dell'impedenza acustica e dell'attenuazione.

3.3.1 Misura dell'impedenza acustica

Come già anticipato, l'impedenza acustica può essere espressa come il prodotto della densità (ρ) e della velocità del suono (c) nel mezzo. Mediante la misura di pulse-echo descritta si misura il tempo di volo dell'onda attraverso il campione, raccogliendo le eco riflesse

all'interfaccia tra acqua e campione e all'interfaccia tra campione e riflettore. Il grafico in fig. 3.4 mostra i segnali acquisiti con un oscilloscopio digitale Tektronix TDS 3032 ed elaborati con MATLAB®.

Quindi conoscendo il tempo di volo si calcola la velocità del suono nel materiale :

$$c = d/t \quad (3.1)$$

dove d è lo spessore del campione e t è il tempo di volo. Moltiplicando il valore ottenuto per la densità del materiale si ottiene l'impedenza acustica.

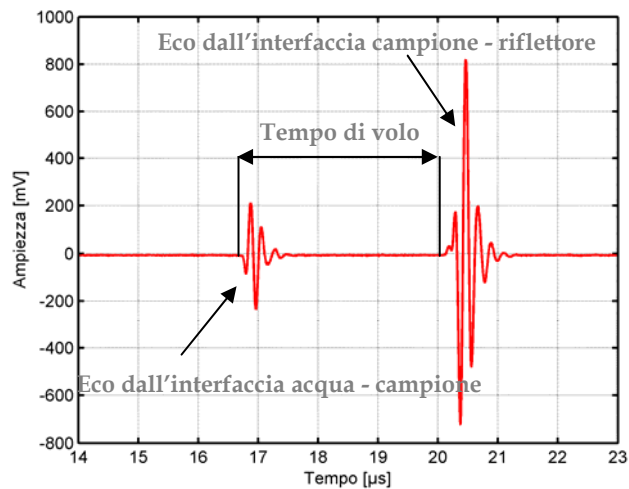


Figura 3.4. Misura pulse-echo di un campione di resina epossidica Epotek 301.

3.3.2 Misura dell'attenuazione acustica

Con lo stesso setup sperimentale si può calcolare l'andamento dell'attenuazione acustica nei campioni. Come già accennato, per effettuare la misura di pulse-echo sono stati utilizzati due trasduttori con frequenza centrale pari, rispettivamente, a 5 MHz e 20 MHz, per valutare l'andamento dell'attenuazione acustica al variare della frequenza. Effettuando anche in questo caso una misura di pulse-echo, dopo aver interposto il campione tra trasduttore e riflettore, si acquisisce il segnale di eco all'interfaccia campione-riflettore. Quindi, dopo aver rimosso il campione si raccoglie l'eco riflessa all'interfaccia acqua-riflettore. Il grafico in figura 3.6 mostra i due segnali a confronto. Calcolando le FFT dei segnali appena descritti, si può ricavare l'andamento dell'attenuazione acustica, utilizzando la seguente espressione:

$$\alpha = \alpha_0 + \frac{1}{x_m} \ln \left(\frac{V_a T^2}{V_b} \right) \quad \left[\frac{np}{mm} \right] \quad (3.2)$$

dove α_0 è il valore dell'attenuazione acustica dell'acqua, x_m è il doppio dello spessore del campione da misurare, V_a è la FFT del segnale acquisito direttamente dal riflettore, V_b è invece quello ricevuto all'interfaccia campione-riflettore e infine T^2 è un fattore che dipende

dall'impedenza acustica dell'acqua e del campione che viene espresso come segue:

$$T^2 = T_1 T_2 \quad (3.3)$$

con $T_1 = 2Z_2 / (Z_1 + Z_2) \quad (3.4)$

$$T_2 = 2Z_1 / (Z_1 + Z_2) \quad (3.5)$$

Dove Z_1 è l'impedenza acustica dell'acqua e Z_2 è quella del campione.

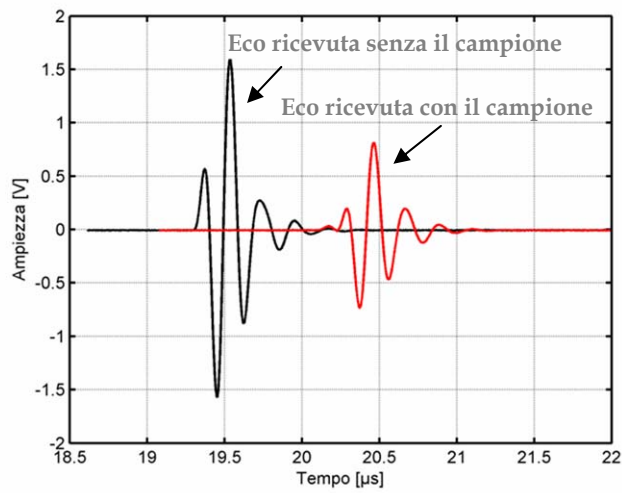


Figura 3.5. Segnali ricevuti con e senza il campione di resina Epotek 301

In fig. 3.7 viene mostrato un esempio del tipico andamento in frequenza dell'attenuazione acustica, ottenuta utilizzando il trasduttore con frequenza centrale pari a 5 MHz.

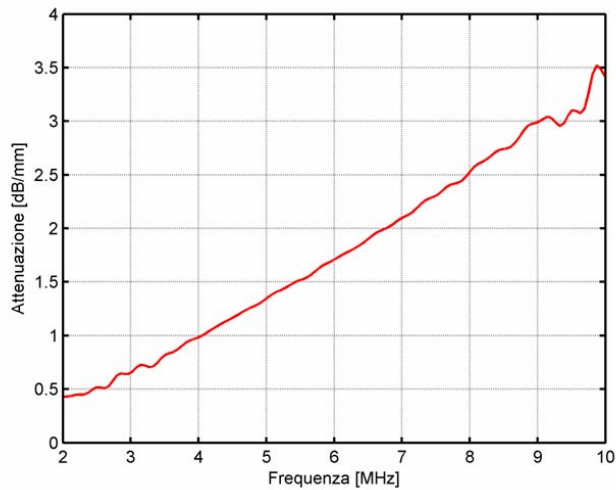


Figura 3.6. Andamento dell'attenuazione acustica in funzione della frequenza relativa al campione di resina Epotek 301.

3.4 Proprietà acustiche dei campioni di resine epossidiche

Con la tecnica appena descritta sono state misurate le proprietà acustiche dei campioni di resine epossidiche realizzati.

La tabella 3.2 mostra le caratteristiche acustiche dei campioni di resina epossidica misurati. Come possiamo notare, la resina epossidica ECCOGEL ha un'attenuazione acustica elevata e un valore di impedenza acustica accettabile, ma da prove di incollaggio effettuate con il trasduttore acustico cMUT è risultata inadatta dal punto di vista meccanico, avendo una durezza di tipo shore A e non garantendo un supporto efficace.

	ρ [Kg/m ³]	v [m/s]	Z [MRayl]	α [dB/mm@ 5MHz]	α [dB/mm@ 20MHz]
ECCOGEL	1260	1960	2.57	7.50	> 18
EPOTEK 301	1162	2660	3.11	2.30	5.30
EPOTEK 3012FL	1234	2350	2.41	2.19	5.00
EPOTEK 310TM	1174	2037	2.57	2.00	4.05
EPOTEK 310	1261	2076	2.41	2.11	4.21

Tabella 3.2. Proprietà acustiche dei campioni della selezione di resine

Tra le restanti resine misurate, la Epotek 301 è risultata la migliore candidata ad assolvere la funzione di “filler” per backing acustici in quanto presenta un’impedenza acustica relativamente elevata, un valore dell’attenuazione accettabile sia a 5 MHz che a 20 MHz e una durezza di tipo Shore D che rende sicuro l’incollaggio del trasduttore.

3.5 Realizzazione dei campioni di backing

Utilizzando la resina Epotek 301 come matrice, sono stati realizzati diversi campioni di backing variando i parametri dai quali dipendono le proprietà acustiche. Sono state impiegate polveri di allumina e tungsteno variandone la granulometria e la quantità per poter scegliere la composizione più adatta ai nostri scopi. I campioni sono stati realizzati in una camera grigia utilizzando una cappa chimica, un sistema per il vuoto a campana e un forno. La preparazione dei campioni di backing prevede le seguenti fasi:

- Preparazione della resina epossidica
- Degassaggio della resina
- Miscelazione della polvere di allumina
- Degassaggio del composto
- Miscelazione della polvere di tungsteno
- Degassaggio del composto
- Colaggio del composto in uno stampo

- Polimerizzazione in forno

La miscelazione della polvere di allumina è una fase molto importante per la corretta realizzazione del campione. Questo materiale subisce l'effetto delle forze di Van Der Waals, che spingono le particelle di allumina a riagglomerarsi e a formare dei granelli compatti. Il fenomeno appena descritto è indesiderato poiché rende la miscela non omogenea e porta alla realizzazione di un campione di backing con proprietà acustiche variabili. Per evitarlo, è necessario tenere in forno l'allumina prima del suo impiego, in modo da eliminare l'umidità che favorisce l'agglomerazione, e inoltre rompere accuratamente tutti i grumi presenti nella miscela fino ad ottenere un composto omogeneo (figura 3.7). Il problema appena descritto non si presenta con il tungsteno che mostra un'ottima lavorabilità.



Figura 3.7. Miscelazione dell'allumina

Come accennato, sono stati realizzati diversi campioni di backing al variare della quantità di polvere caricante, al fine di ottenere la miscela con le caratteristiche acustiche ottimali. Per quanto riguarda l'allumina, ci sono state delle limitazioni nella scelta dei volumi percentuali utilizzabili. Infatti, l'allumina ha una densità relativamente bassa, per questo motivo, quando si è superato il volume di 12.5% della miscela totale, la quantità di materiale utilizzato è diventata tale da impedirne la corretta lavorazione. Diversamente, il tungsteno non presenta questo problema avendo una densità notevolmente più alta. Nei campioni realizzati sono state impiegate diverse granulometrie di polveri, sia di allumina sia di tungsteno, da 1 μm , 4 μm e 25 μm . Sono stati scelti questi valori, sulla base dei risultati di cui si è parlato nel capitolo precedente e sulla effettiva disponibilità in commercio. In fase di lavorazione si è visto che non tutte le granulometrie scelte sono effettivamente utilizzabili. Infatti, solo con l'allumina con granulometria da 1 μm è stato possibile ottenere dei campioni omogenei e facilmente lavorabili. Per quanto riguarda il tungsteno, invece, si è notato che i campioni realizzati con granulometria pari a 4 e 25 μm presentano un accumulo della polvere sul fondo dello stampo, dovuta all'eccessivo peso delle particelle, mentre il tungsteno da 1 μm non ha dato alcun problema. Quindi, di tutti i campioni realizzati, si è deciso di caratterizzare acusticamente, solo quelli che in fase di lavorazione non hanno dato problemi. La tabella 3.9 mostra la composizione dei suddetti campioni.

Resina	Al ₂ O ₃ da (1 µm) (% del Vol tot)	W da (1 µm) (% del Vol tot)
EPOTEK 301	8	8
EPOTEK 301	8	10
EPOTEK 301	10	10
EPOTEK 301	10	13.2
EPOTEK 301	12.3	12.3

Tabella 3.3. Composizione dei campioni di backing realizzati

3.6 Caratterizzazione acustica dei campioni realizzati

I campioni realizzati sono stati caratterizzati acusticamente utilizzando il setup descritto nel paragrafo 3.3. Come già fatto per le resine epossidiche, sono state misurate l'impedenza acustica e l'attenuazione. Nella tabella 3.4 vengono descritti i risultati ottenuti misurando ciascun campione. Come possiamo notare, la miscela con le caratteristiche acustiche ottimali è quella composta dalla resina epossidica Epotek 301, caricata con il 12 % (in volume della miscela totale) di allumina e il 12% (in volume della miscela totale) di

tungsteno. Come si nota dai valori riportati nella tabella 3.4 l'impedenza acustica di questa miscela è pari a 7.96 MRayl e l'attenuazione è molto elevata.

Resina	Al ₂ O ₃ (% Vol)	W (% Vol)	ρ [Kg/m ³]	v [m/s]	Z [MRayl]	α [dB/mm @5MHz]	α [dB/mm @20MHz]
EPOTEK 301	8	8	2755	2200	6.00	4.34	> 18
EPOTEK 301	8	10	2894	2103	6.08	4.36	> 18
EPOTEK 301	10	10	3450	2076	7.16	4.00	> 18
EPOTEK 301	10	14	3748	2051	7.68	3.30	> 18
EPOTEK 301	12	12	3631	2170	7.96	3.50	> 18

Tabella 3.4. Proprietà acustiche dei campioni di backing realizzati.

L'attenuazione, come ci si aspettava dai risultati della ricerca svolta da Shung [21] diminuisce se si supera l'8% un volume di materiale caricante. Per i nostri scopi però, per ottenere il valore desiderato dell'impedenza acustica (circa 8 MRayl) si è scelto di utilizzare una quantità di materiale caricante superiore, rinunciando al valore di picco dell'attenuazione che comunque rimane ad un valore accettabile.

Capitolo 4

Studio della lente acustica

4.1 Introduzione

I trasduttori ad alta frequenza, come il trasduttore cMUT descritto nella presente tesi (capitolo 1), vengono impiegati nella diagnostica medica per la realizzazione di immagini ecografiche ad alta risoluzione che richiedano piccole profondità di campo (tipicamente in dermatologia e oftalmologia). Per migliorare la risoluzione, sono stati sviluppati sistemi di focalizzazione del fascio acustico in grado di aumentare la sensibilità e il rapporto segnale-rumore del trasduttore. Pionieri nello studio della focalizzazione del fascio acustico furono Labaw [24], O'Neil [25] e Kossof [26] che svilupparono i primi sistemi di focalizzazione per trasduttori monoelemento. In seguito, molti ricercatori si occuparono di studiare questo argomento sviluppando lenti acustiche di diverse tipologie, dedicate principalmente ai

trasduttori piezoelettrici [30, 31, 32, 33, 34, 35]. Solo negli ultimi anni, con lo sviluppo della tecnologia dei trasduttori capacitivi, è stata descritta la necessità di utilizzare lenti acustiche dedicate per trasduttori di questa tipologia [14]. Uno degli obiettivi della presente tesi è lo studio di nuovi criteri di progetto per la realizzazione di una lente acustica specifica per i trasduttori capacitivi cMUT. Al fine di ottenere una accurata progettazione di questo elemento è stato necessario valutare i parametri caratteristici delle lenti acustiche, che dipendono dalle caratteristiche geometriche, dalla frequenza di lavoro e dal campo di applicazione del trasduttore impiegato. I parametri che caratterizzano una lente acustica sono: la distanza focale, lo spessore, il raggio di curvatura, l’F number. Di grande rilevanza, come viene chiarito più avanti, sono le proprietà acustiche del materiale col quale verrà realizzata la lente.

4.4 Distanza focale

La focalizzazione del fascio acustico, permette di concentrare l’energia all’interno della zona focale (figura 4.1), migliorando la risoluzione spaziale. Si definiscono in generale tre risoluzioni spaziali: assiale, azimutale o laterale e in elevazione (figura 4.2) [27]. La risoluzione assiale dipende dalla durata dell’impulso trasmesso, quella laterale e quella in elevazione dipendono dalla larghezza del fascio acustico. La risoluzione laterale viene gestita dalla macchina ecografica che può

operare una focalizzazione statica o dinamica, mentre quella in elevazione può essere migliorata con la focalizzazione statica del fascio acustico applicando al trasduttore una lente cilindrica.

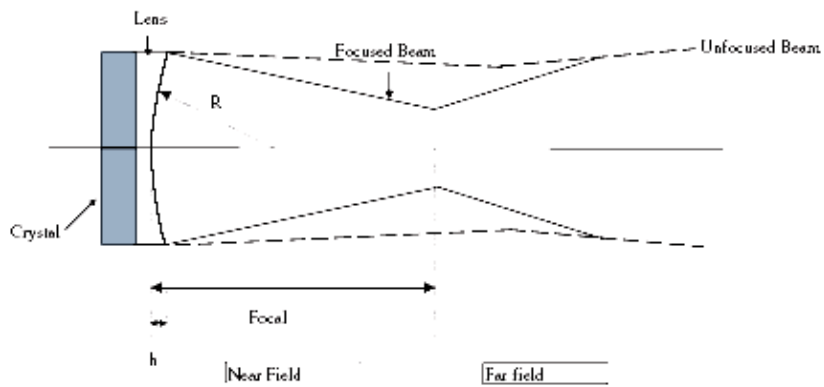


Figura 4.1. Focalizzazione del fascio acustico

L'impiego di una lente cilindrica, permette di focalizzare il fascio acustico riducendone la larghezza nel piano dell'elevazione (figura 4.2). La larghezza del fascio acustico nel fuoco del trasduttore, W_b , è direttamente proporzionale alla lunghezza d'onda, come mostra la seguente equazione:

$$W_b = F\# \cdot \lambda \quad (4.1)$$

dove F number è il rapporto tra la distanza focale e la larghezza dell'apertura del trasduttore.

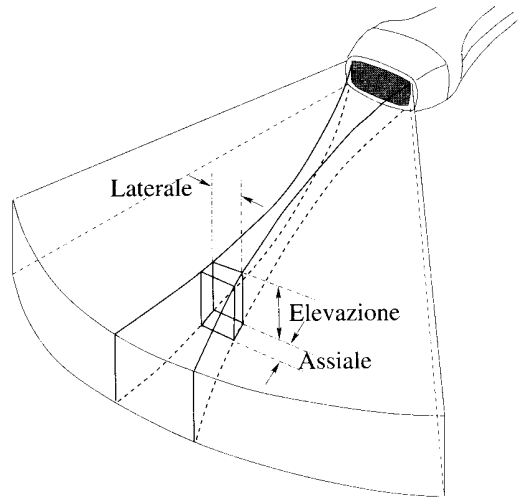


Figura 4.2. Risoluzione spaziale

La profondità di campo (distanza davanti e dietro il punto focale in cui la risoluzione rimane accettabile) è anch'essa linearmente dipendente dalla lunghezza d'onda e viene espressa come:

$$D_f = (F\#)^2 \cdot \lambda \quad (4.2)$$

Da questa espressione risulta chiaro che un aumento della frequenza, e quindi una diminuzione della lunghezza d'onda, migliora la risoluzione assiale e laterale riducendo la larghezza del fascio e la durata dell'impulso. Sfortunatamente, questo miglioramento viene

ottenuto diminuendo la distanza focale e quindi la profondità di campo.

Il trasduttore capacitivo cMUT descritto nel primo capitolo, ha una frequenza centrale pari a 12.5 MHz ed è stato progettato per l'impiego in dermatologia, dove viene richiesta una profondità di penetrazione relativamente piccola (circa 15 mm) e una risoluzione elevata. Poichè nel medical imaging il valore ottimale per l'F number è compreso tra 2 e 3, e la frequenza centrale del trasduttore è 12.5 MHz, è stata scelta una distanza focale pari a 9 mm. Tale scelta garantisce una profondità di penetrazione compatibile con le specifiche richieste dal campo di applicazione del trasduttore e una risoluzione elevata.

4.2 Spessore della lente

La lente acustica costituisce uno strato di materiale interposto tra il trasduttore e il mezzo di indagine. E' molto importante che questo strato non generi disadattamento di impedenza tra gli elementi del sistema (trasduttore, lente, mezzo), infatti se così fosse la quantità di energia trasmessa diminuirebbe. *Desilets et al.* [28], in uno studio sui trasduttori piezoelettrici descrive la relazione tra impedenza acustica Z ed energia trasmessa T con la seguente equazione:

$$T = \frac{4Z_3 Z_1}{(Z_3 + Z_1)^2 \cos^2 \frac{2\pi}{\lambda_2} d_2 + (Z_2 + Z_3 Z_1 / Z_2)^2 \sin^2 \frac{2\pi}{\lambda_2} d_2} \quad (4.3)$$

dove Z_1 , Z_2 e Z_3 sono, rispettivamente, le impedenze acustiche del trasduttore, della lente e del mezzo e d_2 è lo spessore della lente. Dalla equazione 4.3 si deduce che il materiale con cui sarà realizzata la lente dovrà avere impedenza acustica prossima a quella del trasduttore e del mezzo e che la quantità di energia trasmessa dipende dallo spessore della lente acustica e dalla lunghezza d'onda. Infatti, T assume valore massimo, pari a 1, quando lo spessore della lente d_2 è pari a $(2n-1)\lambda_2/4$ e Z_2 è uguale a $(Z_1Z_3)^{1/2}$. L'impedenza acustica dei trasduttori piezoelettrici (circa $10\div 20$ MRayl) è decisamente superiore a quella del corpo umano (1.5 MRayl), per questo motivo si interpongono tra il trasduttore e il mezzo d'indagine alcuni strati di materiale composito detti appunto di adattamento. Tali strati hanno spessore e impedenza acustica variabile: a partire da uno strato con impedenza prossima a quella del trasduttore, si passa gradualmente all'ultimo strato che ha impedenza simile a quella del corpo umano. Davanti a questi strati di adattamento viene posta la lente. Per il trasduttore cMUT tali strati non sono necessari, in quanto la sua impedenza acustica, a causa della sua struttura a membrana, è simile a quella del corpo umano (circa 1.5 MRayl). È quindi possibile applicare direttamente la lente acustica sulla superficie del trasduttore. Da simulazioni effettuate con il software Ansys® risulta che, per il trasduttore cMUT, non esiste un valore ottimale per lo spessore della lente, ma un range di valori accettabili. Il limite inferiore per lo spessore della lente è pari a circa $100\ \mu\text{m}$, poiché al di sotto di tale valore non sarebbe garantito l'isolamento elettrico e, inoltre, esso potrebbe comportarsi come uno strato risonante generando dei modi spuri che degraderebbero il funzionamento del

trasduttore. Il limite superiore invece è determinato sostanzialmente dall'attenuazione dell'onda acustica introdotta dallo strato impiegato. L'attenuazione risulta inaccettabile quando si superano i 300 μm di spessore.

4.3 Raggio di curvatura

Un parametro fondamentale nella progettazione di una lente acustica è il raggio di curvatura. Il raggio di curvatura della lente si calcola con la seguente equazione:

$$R = F \cdot (1 - c_{\text{mezzo}}/c_{\text{lente}}) \quad (4.4)$$

dove F è la distanza focale, c_{mezzo} è la velocità del suono nel mezzo di indagine, ovvero l'acqua in prima approssimazione, c_{lente} è la velocità del suono nel materiale costituente la lente. Se la velocità nella lente è maggiore di quella nel mezzo, la lente è concava, in caso contrario la lente è convessa. In generale, le lenti acustiche impiegate nell'ecografia per diagnostica medica sono convesse, per facilitare il contatto con il corpo umano e consentire un facile utilizzo della sonda. Il materiale con il quale viene realizzata la lente, introduce delle perdite per quanto riguarda l'energia del fascio acustico, per tale motivo, lo spessore dello strato interposto (l'altezza sagittale della lente) deve essere minimizzato, come già detto.

Una volta fissata la distanza focale, per tenere basso lo spessore si deve scegliere un materiale per la lente che abbia una velocità molto inferiore a quella dell'acqua. Infatti dalla equazione 4.1 si nota che se la velocità nell'acqua è molto maggiore di quella nella lente, il raggio di curvatura R viene massimizzato, in modo da ottenere il valore ottimale (tra $100\ \mu\text{m}$ e $300\ \mu\text{m}$) per l'altezza sagittale h (fig. 4.2).

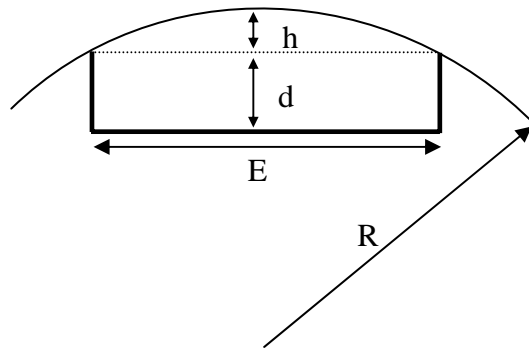


Figura 4.2. Geometria della lente: E elevazione del trasduttore, R raggio di curvatura, h altezza sagittale e d spessore del trasduttore.

4.5 Scelta dei parametri della lente acustica

Alla luce delle considerazioni fatte, sono stati scelti i parametri relativi alla lente acustica ottimale per il trasduttore cMUT con frequenza

centrale pari a 12.5 MHz descritto nel primo capitolo. Per i motivi discussi sopra, è stata scelta una distanza focale pari a 9 mm circa. In base a tale scelta, sapendo che la velocità del suono nell'acqua è pari circa a 1480 m/s, se si sceglie un raggio di curvatura pari a 4.5 mm, si ottiene lo spessore ottimale per l'altezza sagittale, pari a circa 260 μm . Per poter ottenere quel determinato valore per il raggio di curvatura, bisogna scegliere un materiale che abbia velocità del suono pari a circa 900 m/s (equazione 4.4).

In definitiva la lente acustica per il trasduttore cMUT descritto nel capitolo 1 ha le caratteristiche riassunte nella tabella 4.1.

Fnumber	3
Raggio di curvatura	4.5 mm
Altezza sagittale	260 μm
Velocità del suono	900 m/s
Distanza focale	9 mm

Tabella 4.1. Caratteristiche della lente acustica per trasduttori cMUT.

Il materiale che verrà impiegato per la realizzazione della lente, oltre alla velocità del suono, deve avere determinate proprietà acustiche.

Una caratteristica fondamentale è l'attenuazione acustica, che deve necessariamente rimanere contenuta, per minimizzare le perdite.

Inoltre il materiale scelto deve avere un'impedenza acustica prossima a quella del corpo umano, come già detto assimilabile a quella dell'acqua, pari a circa 1.5 MRayl , per non creare disadattamento tra trasduttore e mezzo di propagazione. Infine esso deve essere necessariamente riconosciuto dagli Enti preposti come biocompatibile per l'applicazione in campo medico.

Nel prossimo capitolo viene ampiamente descritta la caratterizzazione acustica di diversi materiali biocompatibili che ha portato alla scelta del materiale ottimale per la realizzazione della lente acustica.

Capitolo 5

Studio dei materiali per la realizzazione della lente

5.1 Introduzione

In questo capitolo verrà descritto lo studio effettuato su diversi materiali, quali materie plastiche e gomme siliconiche, che ha portato alla definizione di nuovi criteri di progetto per lenti acustiche per trasduttori capacitivi cMUT. Viene mostrato inoltre lo studio effettuato sull'impiego di polveri droganti di vario genere, al fine di ottimizzare le proprietà acustiche dei materiali ed ottenere le caratteristiche acustiche ottimali. Come già esposto nel capitolo 4, il materiale ottimale per la realizzazione della lente deve avere una velocità del suono pari a circa 900 m/s, un'impedenza acustica prossima a quella dell'acqua e attenuazione acustica minima.

5.2 Materie plastiche

Al fine di scegliere il materiale più adatto per la realizzazione della lente acustica per il trasduttore cMUT, sono state selezionate e caratterizzate dal punto di vista acustico diverse materie plastiche. I materiali considerati sono il Polimetilmetacrilato (PMMA), di due tipi, colato ed estruso, il Polietilene, il Polipropilene e il Polimetilpentene (Tpx). La fig. 5.1 mostra i campioni misurati.



Figura 5.1. Campioni di materie plastiche misurati.

5.2.1 Caratterizzazione acustica

Dei materiali considerati sono state misurate la velocità del suono, l'impedenza acustica e l'attenuazione utilizzando la metodologia

descritta nel Capitolo 3. La tabella 5.1 mostra le proprietà acustiche dei materiali misurati.

	Densità [Kg/m ³]	Velocità [m/s]	Z [MRayl]	α [dB/mm @ 5MHz]	α [dB/mm@ 20MHz]
PMMA colato	1120	2797	3.00	0.6	1.82
PMMA estruso	1179	2885	3.40	0.6	1.80
PE	970	2440	2.30	0.9	1.75
PP	887	2850	2.50	1.9	2.05
TPX	885	2100	1.85	0.7	2.45

Tabella 5.1 Proprietà acustiche dei campioni di materie plastiche

Come si nota dalla tabella, le materie plastiche misurate hanno proprietà acustiche non adatte allo scopo. In primo luogo, hanno velocità del suono superiore a quella dell'acqua (circa 1480 m/s), con valori che vanno da 2100 m/s (per il TPX) fino a 2885 m/s (per il PMMA estruso), quindi darebbero luogo ad una lente di tipo concavo, che, come già detto, è sconsigliabile per le sonde ecografiche mediche. Inoltre, l'impedenza acustica misurata è nettamente superiore a quella del mezzo di indagine (circa 1.5 MRayl), come si può notare i valori

sono compresi tra 1.85 MRayl (per il Tpx) e 3.40 MRayl (per il PMMA estruso), questo creerebbe un disadattamento di impedenza indesiderato tra il trasduttore e il corpo umano. Soltanto per quanto riguarda l'attenuazione, i risultati ottenuti sono accettabili, in quanto i valori misurati, sia a 5 MHz sia a 20 MHz sono relativamente contenuti. Per questi motivi, le materie plastiche considerate sono state scartate.

5.3 Gomme siliconiche

La seconda tipologia di materiali considerati per la realizzazione della lente acustica è quella delle gomme siliconiche. Le gomme siliconiche sono masse polimeriche che con l'aggiunta di un opportuno catalizzatore o agente di vulcanizzazione possono essere vulcanizzate sia ad alta temperatura che a temperatura ambiente per ottenere oggetti di forma definita, con tutte le caratteristiche di una gomma. Esse sono chiamate HTV (*High Temperature Vulcanizing*) se vulcanizzano ad alta temperatura, ed RTV (*Room Temperature Vulcanizing*) se vulcanizzano a temperatura ambiente. Sono invece chiamate LSR *Liquid Silicone Rubber* le gomme siliconiche cosiddette liquide che sono particolarmente adatte, per la loro bassa viscosità, ad essere iniettate in uno stampo e sono in genere costituite da due componenti da miscelare al momento della trasformazione. Il tempo di vulcanizzazione di questi prodotti varia in funzione del tipo di catalizzatore o di agente di vulcanizzazione e della temperatura di processo. In genere le gomme

siliconiche hanno la peculiarità di essere notevolmente resistenti alla temperatura, agli attacchi chimici e all'ossidazione, e sono ottimi isolanti elettrici. Sono ottimi antiaderenti, elastici, resistenti all'invecchiamento e alle alte temperature. Per valutarne le proprietà acustiche, sono state preparate in laboratorio (in una camera grigia) diverse gomme siliconiche delle tre tipologie descritte.

5.3.1 Preparazione delle gomme siliconiche

La preparazione delle gomme siliconiche bicomponenti prevede le seguenti operazioni:

- Miscelazione delle due parti
- Degassaggio con sistema per il vuoto a campana
- Colata della gomma nello stampo
- Vulcanizzazione della gomma in forno sotto pressione

Innanzitutto si miscelano in maniera omogenea le due parti della gomma nella proporzione opportuna, dopodichè la miscela ottenuta viene degassata in una campana per il vuoto in modo da eliminare le bolle d'aria intrappolate durante la fase di miscelazione (fig. 5.3). Quindi il composto viene colato in uno stampo realizzato in acciaio (fig. 5.4) e nuovamente degassato.

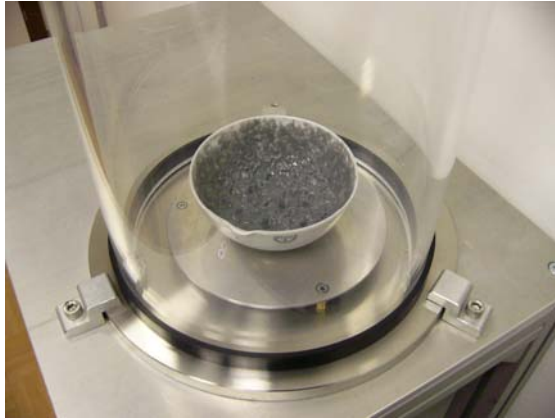


Figura 5.3. Degassaggio della gomma siliconica



Figura 5.4. Stampo per la colata della gomma siliconica.

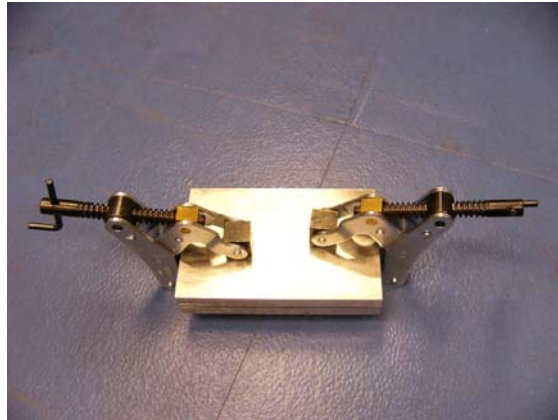


Figura 5.5. Stampo bloccato dai morsetti.

Lo stampo viene chiuso con dei morsetti (fig. 5.5) per evitare che si creino delle bolle d'aria durante la fase di vulcanizzazione.



Figura 5.6. Campioni di gomme siliconiche.

Quindi lo stampo viene posto in forno per un determinato periodo di tempo alla temperatura consigliata dal datasheet per consentire la fase di vulcanizzazione della gomma.

Dopo la vulcanizzazione il campione viene estratto dallo stampo e misurato. La fig. 5.6 mostra alcuni campioni di gomma realizzati.

5.3.2 Caratterizzazione acustica

I campioni realizzati sono stati misurati in acqua con la metodologia descritta nel capitolo 3. La tabella 5.6 mostra i risultati ottenuti.

Le gomme misurate hanno tutte velocità del suono inferiore a quella dell'acqua, quindi risultano adatte alla realizzazione di una lente convessa. I valori dell'impedenza acustica sono compresi tra 1.00 MRayl e 1.52 MRayl. Nessuna delle gomme, però ha le proprietà acustiche ottimali. La gomma che presenta il valore migliore di impedenza acustica è la Med 6755 (NUSIL TECHNOLOGY, Sophia Antipolis, Francia), ma ha velocità del suono troppo elevata (1269 m/s), mentre la gomma RTV60 (GE SILICONES, Wilton, USA) ha un valore accettabile della velocità del suono, ma impedenza acustica troppo bassa (1.41 MRayl). Inoltre, come si può notare dalla tabella 5.2, i valori dell'attenuazione acustica sono decisamente elevati per quanto riguarda la misura effettuata a 20 MHz.

	Densità [Kg/m ³]	Velocità [m/s]	Z [MRayl]	α [dB/mm @ 5MHz]	α [dB/mm @ 20MHz]
AXSON UR-5801	1700	1016	1.76	3.30	18.20
RHODIA RTV-141	1013	952	1.00	1.28	8.88
RHODIA RTV-3040	1140	888	1.00	1.20	6.04
NUSIL MED 6010	1081	1078	1.17	1.58	6.91
NUSIL MED 6755	1199	1269	1.52	1.53	11.32
NUSIL MED 6020	970	1169	1.13	1.36	9.40
NUSIL LS 6946	1104	1176	1.30	1.40	11.87
NUSIL MED 6382	1119	1018	1.14	2.77	20.06
NUSIL LS1 6941	992	1108	1.10	1.69	9.81
NUSIL MED 4950	1106	1028	1.14	1.97	14.40
NUSIL MED 6033	988	1069	1.05	1.43	10.36
NUSIL CF 20-2186	1108	1036	1.15	1.19	10.63
GE RTV 60	1511	930	1.41	3.83	18.20
RHODORSIL 3527	1180	1024	1.20	2.25	13.00
R 2560	1378	1012	1.39	3.22	20.00
CV 2566	1484	990	1.47	2.51	> 21.00

Tabella 5.2. Proprietà acustiche dei campioni di gomma siliconica realizzati.

5.3.3 Drogaggio delle gomme siliconiche

Per cercare di ottenere i valori ottimali per le proprietà acustiche delle gomme siliconiche, sono state impiegate polveri di materiale caricante in maniera del tutto simile a quanto fatto per la realizzazione del backing (Capitolo 3). Nel lavoro di *Yamashita et al.* [23] viene descritta la possibilità di utilizzare delle polveri droganti per ottenere un materiale con le proprietà acustiche desiderate. In particolare, viene mostrato che dalla quantità e dalla granulometria del materiale impiegato dipendono le caratteristiche acustiche della miscela.

Partendo dalla gomma siliconica con le caratteristiche fisiche e acustiche migliori, sono stati impiegati diversi tipi di materiale sotto forma di polvere, quali il tungsteno, il carbonio vetroso e la grafite.

La gomma siliconica scelta per effettuare gli esperimenti è la RTV 60, che ha caratteristiche fisiche tali da poter essere drogata agevolmente, infatti ha una bassa viscosità (25.000 MPa/s) e un pot life lungo (3 ore).

Il processo di realizzazione della gomma drogata è il seguente:

- Miscelazione delle due parti della gomma siliconica
- Aggiunta della polvere di materiale drogante
- Degassaggio della miscela
- Colaggio in apposito stampo
- Vulcanizzazione in forno

Il primo materiale impiegato è la polvere di tungsteno da 1 μm . Il tungsteno, come già visto nella realizzazione del backing, aumenta l'impedenza acustica della miscela, aumentandone la densità ma abbassando il valore della velocità del suono.

Sono stati realizzati diversi campioni di gomma siliconica RTV 60 drogati con diverse quantità di polvere di tungsteno. I campioni realizzati sono stati misurati e caratterizzati dal punto di vista acustico. In tabella 5.3 vengono mostrati i risultati ottenuti. I valori trovati confermano la teoria, infatti si vede che l'impedenza acustica dei campioni aumenta all'aumentare della quantità di tungsteno impiegata, la velocità diminuisce e l'attenuazione aumenta.

	Densità [Kg/m ³]	Velocità [m/s]	Z [MRayl]	α [dB/mm @ 5MHz]	α [dB/mm @ 20MHz]
RTV 60	1511	930	1.41	3.83	18.20
RTV 60 + 13 % W	1710	869	1.48	9.17	> 18.20
RTV 60 + 17 % W	1808	870	1.57	10.73	> 18.20
RTV 60 + 20 % W	1842	868	1.61	12.75	> 18.20
RTV 60 + 43 % W	2082	808	1.68	14.57	> 18.20

Tabella 5.3. Proprietà acustiche dei campioni di gomma RTV60 drogata con tungsteno.

La gomma RTV 60 drogata con il 13% in peso di tungsteno ha un valore dell'impedenza acustica ottimale (1.48 MRayl) e una velocità del suono accettabile (circa 870 m/s). Purtroppo il valore dell'attenuazione acustica è talmente elevato da rendere impossibile l'impiego di questa gomma per la realizzazione della lente.

Il secondo materiale impiegato per il drogaggio della gomma siliconica è la polvere di carbonio vetroso. Il carbonio vetroso è una delle quattro forme allotropiche del carbonio, si trova in commercio sotto forma di polvere con granulometria mista che varia tra 1 μm e 12 μm . È stato acquistato presso un'azienda specializzata in produzione di polveri (NANOAMOR, Houston, USA). L'impiego del carbonio vetroso è stato sperimentato su una selezione di gomme siliconiche. Alcune gomme impiegate, come ad esempio la RTV 60 già utilizzata con il tungsteno non hanno compiuto il ciclo di vulcanizzazione perché presumibilmente il carbonio vetroso rappresenta un veleno per la gomma stessa. Una gomma siliconica che ha dato buoni risultati nella lavorabilità con il carbonio vetroso è la MED 6010. Con questa gomma sono stati realizzati diversi campioni variando la quantità di polvere di carbonio vetroso impiegata. La tabella 5.4 mostra i risultati ottenuti dalla caratterizzazione acustica dei campioni realizzati. Il carbonio vetroso aumenta l'impedenza acustica della gomma siliconica, aumentandone la densità, in particolare aggiungendo il 70% di polvere alla gomma siliconica MED 6010, l'impedenza assume un valore ottimo. Purtroppo l'aumento dell'impedenza acustica è dovuto all'incremento della densità della miscela, ma anche della velocità del suono, che assume dei valori indesiderati (1236 m/s per la miscela con

il 70 % di polvere di carbonio vetroso). Inoltre, i campioni realizzati non sono risultati omogenei probabilmente a causa della disuniformità della granulometria della polvere. Quindi si può affermare che il carbonio vetroso non è adatto ai nostri scopi.

	Densità [Kg/m ³]	Velocità [m/s]	Z [MRayl]	α [dB/mm @ 5MHz]	α [dB/mm @ 20MHz]
MED 6010	1081	1078	1.17	1.58	6.91
MED 6010 + 50%GC	1132	1201	1.36	3.59	-
MED 6010 + 60%GC	1138	1215	1.38	4.37	-
MED 6010 + 70%GC	1177	1236	1.45	4.94	-
MED 6010 + 80%GC	1186	1277	1.51	4.97	-

Tabella 5.4. Proprietà acustiche dei campioni di gomma RTV60 drogata con carbonio vetroso.

Il terzo materiale sperimentato è la polvere di grafite con granulometria pari a 450 nm. La polvere di grafite è stata acquistata presso l'azienda produttrice di polveri pure NanoAmor. Anche con la polvere di grafite sono stati realizzati dei campioni di gomma al variare della quantità percentuale di materiale impiegato. La gomma utilizzata è la MED 6010, che anche nel caso dell'impiego della grafite ha dato buoni

risultati. La tabella 5.5 mostra i risultati della caratterizzazione acustica dei campioni.

	Densità [Kg/m ³]	Velocità [m/s]	Z [MRayl]	α [dB/mm @ 5MHz]	α [dB/mm @ 20MHz]
MED 6010	1081	1078	1.17	1.58	5.91
MED 6010 + 30 % C	1185	1000	1.18	3.47	6.98
MED 6010 + 50 % C	1290	960	1.24	4.51	7.79
MED 6010 + 70 % C	1353	935	1.27	5.56	8.32
MED 6010 + 80 % C	1560	900	1.41	6.21	9.56

Tabella 5.5. Proprietà acustiche dei campioni di gomma RTV60 drogata con grafite.

L'impiego della polvere di grafite ha dato buoni risultati. Come evidenziato nella tabella 5.9, aggiungendo alla gomma siliconica MED 6010 il 70% in peso di polvere di grafite, si ottiene una miscela che ha impedenza acustica pari a 1.41 MRayl, velocità del suono pari a circa 900 m/s ed attenuazione acustica relativamente contenuta. Quindi si è concluso che la miscela composta da gomma siliconica MED 6010 drogata con il 70% di polvere di grafite da 450 nm rappresenta il

materiale ideale per la realizzazione della lente acustica per trasduttori capacitivi cMUT.

Capitolo 6

Realizzazione dei prototipi di sonda ecografica

6.1 Introduzione

In questo capitolo viene trattata la realizzazione di due prototipi di sonda ecografica utilizzando come elemento attivo il trasduttore capacitivo ad alta frequenza cMUT descritto nel Capitolo 1. Il funzionamento del trasduttore viene ottimizzato grazie all'impiego del backing sviluppato nel capitolo 3 e alla lente acustica studiata nel capitolo 5. E' stato sviluppato e realizzato il collegamento elettrico degli elementi del trasduttore al circuito di polarizzazione e al cavo della macchina ecografica, il supporto meccanico più adatto alla struttura intrinsecamente fragile del dispositivo e il guscio esterno per la protezione meccanica ed elettrica del prototipo. I due prototipi presentati differiscono sia per la tecnica impiegata nella realizzazione

del backing, sia per il tipo di collegamento elettrico con la circuiteria esterna.

6.2 Primo prototipo

La realizzazione del primo prototipo di sonda ecografica con il trasduttore capacitivo cMUT, consiste delle seguenti operazioni:

- Realizzazione di un backing prelaborato
- Realizzazione dei circuiti stampati per la connessione all'elettronica di front-end
- Incollaggio del trasduttore cMUT sul backing
- Saldatura dei circuiti di connessione con il trasduttore
- Rimozione dello strato di silicio dal trasduttore

Vengono di seguito analizzate singolarmente le fasi sopra descritte. La prima operazione prevista dal processo di assemblaggio del prototipo, è l'incollaggio del trasduttore al backing realizzato con il materiale composito descritto nel precedente capitolo. Per fare ciò è stato realizzato presso l'officina meccanica dell'INFN (sezione Roma Tre) un backing opportunamente sagomato con una base di dimensioni pari a 4.1 mm x 24 mm ed altezza pari a 12.5 mm con una tolleranza di 0.004 mm. Le tolleranze in gioco, come apparirà chiaro nel prosieguo, sono fondamentali per il corretto assemblaggio del prototipo e in particolare

per la fase di allineamento e saldatura dei pad del trasduttore ai pad del circuito di connessione. La figura 6.1 mostra un campione di backing.

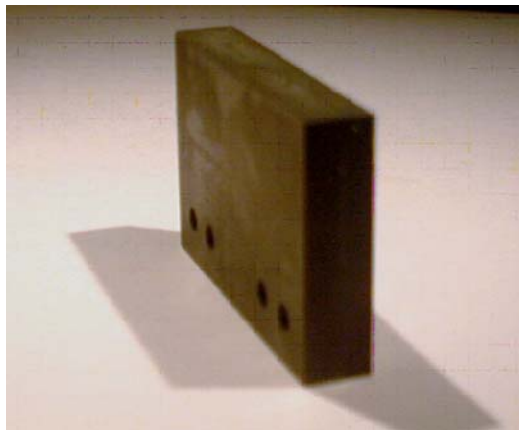


Figura 6.1. Campioni di backing.

Il backing viene preventivamente sottoposto a lappatura per ridurre la rugosità della superficie a contatto con il trasduttore in modo da evitare eventuali spigolosità che potrebbero impedire l'adesione alla superficie del trasduttore. La rugosità media misurata dopo la lappatura risulta pari a $0.25\ \mu\text{m}$. Come si nota dalla fig. 6.1 su entrambe le superfici laterali del backing vengono praticati 4 fori passanti filettati con diametro pari a 2 mm che servono per il successivo fissaggio dei circuiti di connessione all'elettronica di front-end. A questo scopo è stato fabbricato presso l'officina dell'INFN (sezione Roma Tre) un attrezzo speciale per macchina fresatrice, specifico per la realizzazione di fori

filettati in materiali composti da resina epossidica, allumina e tungsteno. Per poter collegare il trasduttore cMUT al circuito di polarizzazione e al cavo ecografico, è stato necessario sviluppare e realizzare un circuito stampato di connessione, che funge semplicemente da scheda di adattamento tra i pad del trasduttore, che hanno un passo di soli 0.254 mm, e quelli del connettore della scheda dell'elettronica, che hanno un passo molto superiore, pari a 0.8 mm. In fig. 6.2 vengono mostrati i disegni dei due lati del circuito stampato, realizzati con il software *Eagle 4.13*, ed una vista laterale. Il circuito stampato è stato realizzato presso un'azienda specializzata (*Cistelaier s.p.a.*, Modena, Italia). Si tratta di un circuito multilayer realizzato utilizzando materiale del tipo FR4 (Flame Retardant 4 Epoxy) come supporto.

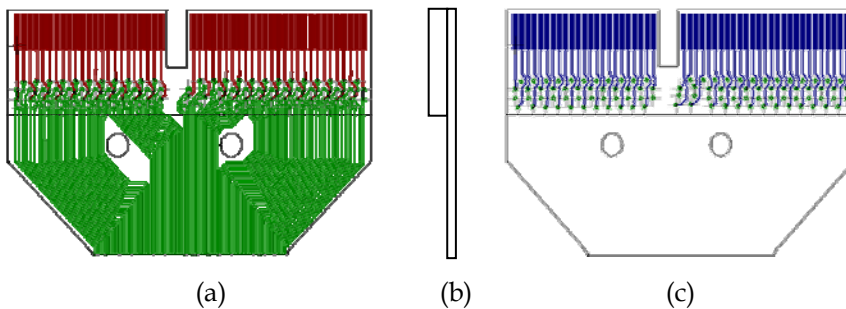


Figura 6.2. Disegni del circuito di adattamento; (a): top layer, (b): sezione, (c): bottom layer.

Lo spessore del circuito stampato non è uniforme, essendo pari a 0.5 mm nella parte che contiene i pad da saldare al trasduttore, e pari a 1.6

mm laddove sarà inserito nel connettore presente sulla scheda di front-end (vedi fig. 6.2 (b)). Due fori da 3.0 mm presenti sulla parte più sottile, consentono di bloccare, mediante opportune viti, il circuito al backing dopo l'operazione di allineamento. Le parti così bloccate facilitano la successiva operazione di saldatura del circuito stampato con il trasduttore. Viene ora descritto in dettaglio il processo di assemblaggio del prototipo. Il primo passo consiste nell'incollaggio del backing sulla superficie posteriore del trasduttore, mediante stesura di una colla opportuna. Le dimensioni della superficie del trasduttore sono tali da rendere questa operazione molto delicata, soprattutto perché il backing deve essere incollato sul lato del trasduttore che contiene anche i pad di connessione degli elementi.

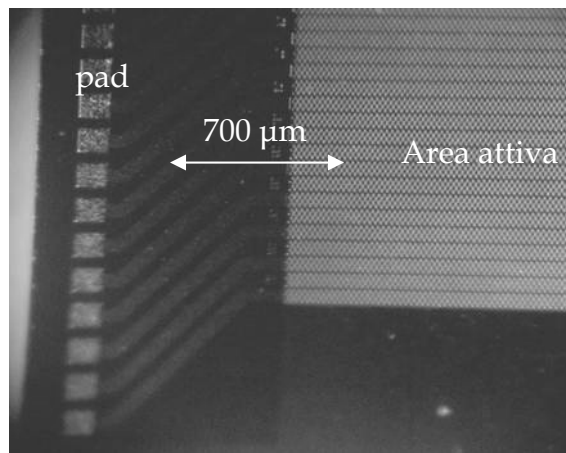


Figura 6.3. Particolare del trasduttore cMUT.

Quindi, l'operazione deve essere svolta in modo tale da coprire tutta l'area attiva del dispositivo senza invadere i pad e considerando che la tolleranza nel posizionamento tra l'area attiva del trasduttore e i pad è di soli 700 μm , come mostra la fig. 6.3.

Per garantire un veloce allineamento ed un incollaggio corretto è stato progettato e realizzato un apposito JIG in acciaio. La fig. 6.4 mostra uno schema del JIG. Esso è composto da due parti: la prima è una base in acciaio nella quale è ricavato un incavo con dimensioni tali da poter accogliere il dispositivo (con la minima tolleranza nelle traslazioni nel piano del trasduttore stesso); la seconda parte, detta cornice, ha le stesse dimensioni laterali della base, ma presenta al centro un foro rettangolare delle dimensioni del blocchetto di backing, e viene fissata alla base tramite due spine (vedi fig. 6.6).

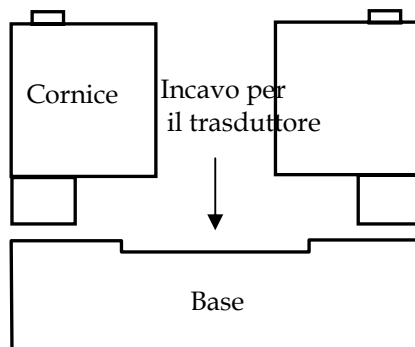


Figura6.4. Disegno schematico del JIG per l'incollaggio del backing.

Una volta sistemato il trasduttore all'interno dell'incavo con la superficie da incollare rivolta verso l'alto, si fissa la cornice alla base del JIG. Quindi, la giusta quantità di resina epossidica (Epotek 301, Epoxy Technology, Billerica, USA) viene accuratamente stesa sulla superficie del backing da incollare, il quale viene posizionato sul trasduttore inserendolo attraverso il foro della cornice (figura 6.5). Le tolleranze minime della cornice garantiscono il corretto posizionamento del backing sull'area attiva.

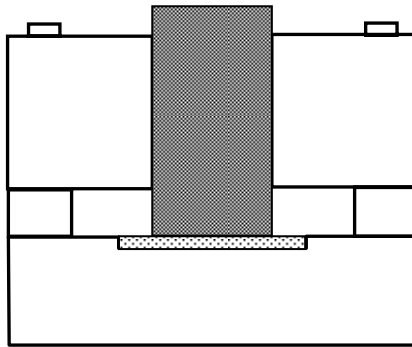


Figura 6.5. Montaggio del backing nel JIG.

L'operazione di incollaggio si conclude inserendo il JIG in forno per consentire la corretta polimerizzazione della resina epossidica. Dopo aver incollato il backing, l'assemblaggio del prototipo prosegue con la saldatura dei circuiti di connessione al trasduttore.



Figura 6.6. Immagine del JIG.

Per prima cosa, si effettua al microscopio l'allineamento dei pad del dispositivo a quelli dei circuiti; una volta allineati, i circuiti vengono fissati al backing tramite viti da 2 mm, come mostra la fig. 6.7.

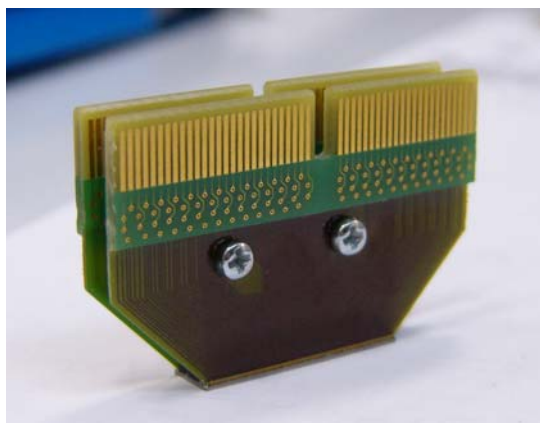


Figura 6.7. Montaggio dei circuiti stampati.

Per collegare il dispositivo al circuito stampato è stata impiegata una tecnica di saldatura innovativa. Come si vede dalla fig. 6.9, si tratta di una saldatura “ad angolo” in cui le due parti da saldare sono poste perpendicolarmente l’una rispetto all’altra. I dispositivi sono stati saldati presso una ditta specializzata (*Fagrel s.r.l.*, Verderio Inferiore, Lecco) utilizzando una resina conduttiva (*Aptek 6531*) dispensata su ciascun pad tramite un ago e polimerizzata in forno per 72 ore a 45 °C. La fig. 6.8 mostra un particolare delle saldature effettuate.

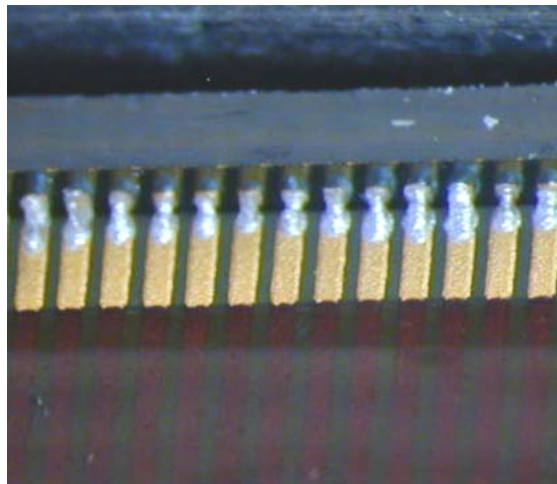


Figura 6.8. Particolare delle saldature ad angolo.

Per proteggere le saldature si è utilizzata una particolare colla *tissotropica* inglobante (Tra Bond 927, Tra-con, Billerica, USA) che viene stesa al microscopio con l’utilizzo di un ago. L’operazione finale

consiste nella rimozione dello strato di silicio, indispensabile per liberare la parte attiva del trasduttore costituita dalle membrane di nitruro di silicio di tipo LPCVD. Questa operazione deve essere effettuata in camera bianca. Nel nostro caso è stata effettuata presso la camera bianca dell'IFN - CNR di Roma. In questa occasione, per rimuovere il silicio, è stata utilizzata una miscela di acido nitrico al 50%, acido fluoridrico al 25% in base acqua. Questo tipo di soluzione pur rimuovendo il silicio con una velocità di 4 $\mu\text{m}/\text{min}$, è sufficientemente selettiva da non attaccare il nitruro di silicio sottostante. La soluzione di acidi utilizzata è però pericolosa per quanto riguarda le piste in rame del circuito stampato, per evitare che esse vengano corrose, il prototipo viene protetto con nastro in kapton.

6.2.1 Problemi riscontrati

I problemi riscontrati nel processo di assemblaggio del primo prototipo, sono legati principalmente alla saldatura "ad angolo" ed all'incollaggio del backing sul trasduttore. La resina conduttiva utilizzata per la saldatura risulta difficile da stendere, inoltre diventa molto liquida in fase di polimerizzazione. Quindi, spandendosi, non sempre garantisce l'isolamento tra due pad contigui, come mostra la figura 6.9. Un secondo problema che si è presentato in seguito alla polimerizzazione della resina conduttiva, è legato alla notevole

differenza tra i coefficienti di dilatazione termica dei materiali impiegati.

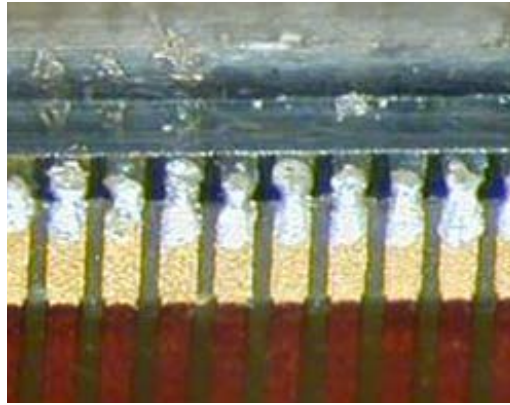


Figura 6.9. Difetti nelle saldature ad angolo.

Infatti, l'FR4, il materiale utilizzato come base per il circuito di connessione, ha un coefficiente termico di espansione (CTE) pari circa a 18 ppm/°C, mentre il silicio ha un CTE nettamente inferiore pari a circa 3 ppm/°C. Questa notevole differenza che si evidenzia in fase di polimerizzazione in forno, causa un disallineamento del circuito stampato rispetto al trasduttore in silicio. Questo fenomeno, dopo il raffreddamento della struttura, causa delle micro-fratture nelle giunzioni saldate, come mostra la fig. 6.10 che degradano la qualità della saldatura e non garantiscono affidabilità e ripetibilità all'operazione.

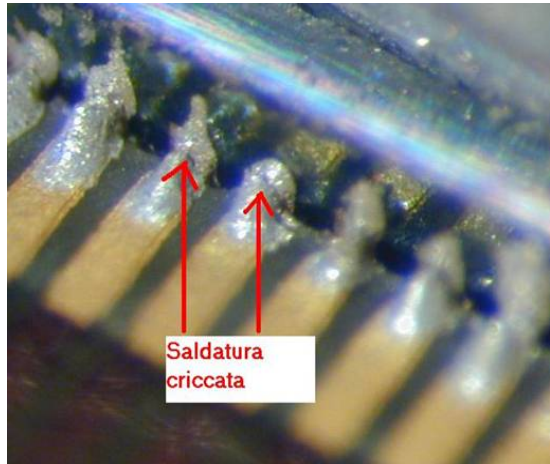


Figura 6.10. Cricche nelle saldature.

Un altro problema fondamentale si è presentato dopo la rimozione del silicio dal trasduttore ed è legato all'incollaggio del backing. Come già accennato in precedenza, lo spessore del trasduttore dopo la rimozione del silicio è di soli 7 μm , quindi è assolutamente necessario che esso sia ben incollato in ogni punto della sua superficie ad un supporto meccanico che sia in grado di garantirne l'integrità. Invece, è stato notato che al termine dell'operazione di incollaggio del backing al trasduttore con il metodo descritto, possono rimanere delle zone della superficie del trasduttore non perfettamente incollate al backing, a causa della esigua quantità di resina utilizzata. Una volta eliminato il silicio, queste zone di non adesione risultano estremamente fragili e facilmente causano la rottura del trasduttore stesso. Come messo in evidenza dal disegno di figura 6.11 queste zone si possono trovare in

corrispondenza dei circuiti di connessione, al di sotto dei quali non è presente la resina.

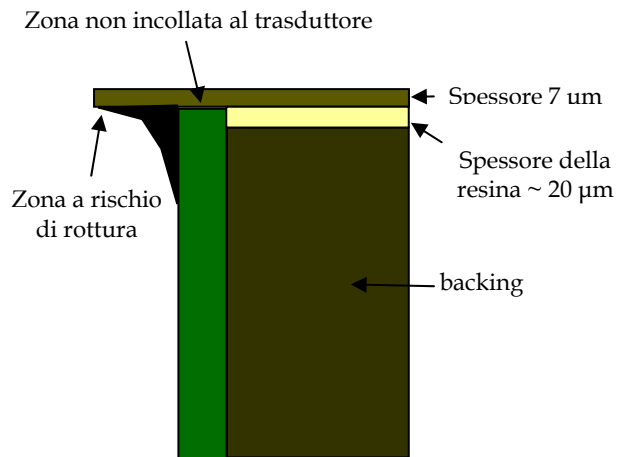


Figura 6.11. Disegno schematico dei punti deboli dell'incollaggio.

Anche i bordi del trasduttore sono delle zone a rischio di rottura, in quanto la colla Glob Top, tende a formare un menisco e quindi non garantisce la copertura completa ed il corretto sostegno meccanico alla superficie posteriore del trasduttore (figura 6.11).

6.3 Secondo prototipo

Per superare i problemi legati alla metodologia realizzativa appena descritta, è stato progettato e realizzato un secondo prototipo di sonda ecografica, che prevede le seguenti fasi costruttive:

- Sviluppo e realizzazione di circuiti di connessione rigido-flessibili
- Realizzazione delle connessioni elettriche con tecnica wire-bonding e loro protezione mediante resina inglobante
- Incollaggio del contenitore per il backing sul circuito di connessione
- Colaggio del backing sulla superficie posteriore del trasduttore
- Rimozione del silicio

Per realizzare il secondo prototipo di sonda, è stato disegnato e realizzato un nuovo circuito di connessione composto da una parte rigida ed una flessibile. La figura 6.12 mostra i disegni del circuito stampato, realizzati con il software *Eagle 4.13*. Il circuito stampato è stato realizzato presso un'azienda specializzata nella costruzione di circuiti stampati (*ELCO s.p.a.*, Carsoli (Aq), Italia). Esso consiste in una parte centrale flessibile realizzata in polyimmide dello spessore di 100 μm e in due parti laterali rigide, realizzate in FR4 dello spessore di 1.6 mm (figura 6.12).

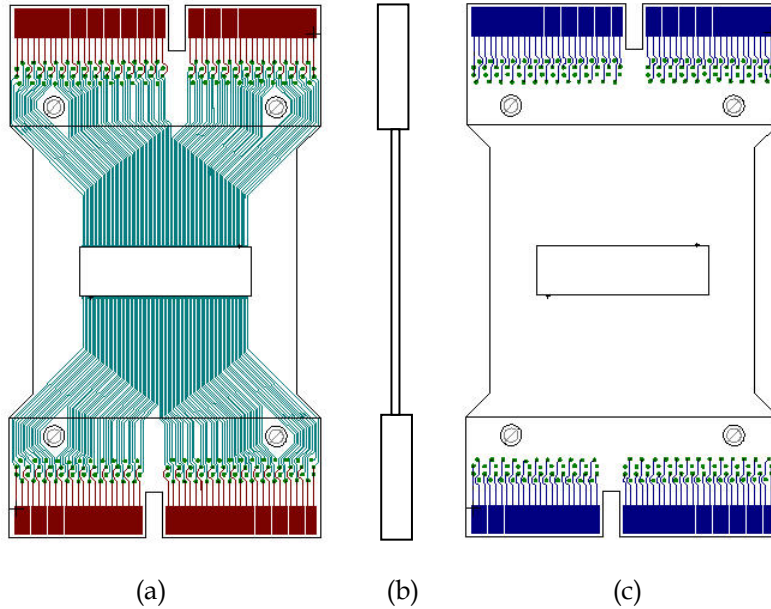


Figura 6.12. Disegno dei circuiti flessibili. (a): top layer, (b): sezione, (c): bottom Layer.

Le parti rigide vengono inserite in appositi connettori saldati sulla scheda contenente l'elettronica di front end. Il circuito presenta al centro un foro rettangolare nel quale viene alloggiato il trasduttore; sui lati lunghi di questa finestra sono presenti i pad di connessione che verranno saldati al trasduttore. La figura 6.13 mostra un'immagine del circuito realizzato.

Il circuito flessibile viene fissato temporaneamente tramite un nastro in Kapton biadesivo ad un supporto in Teflon.

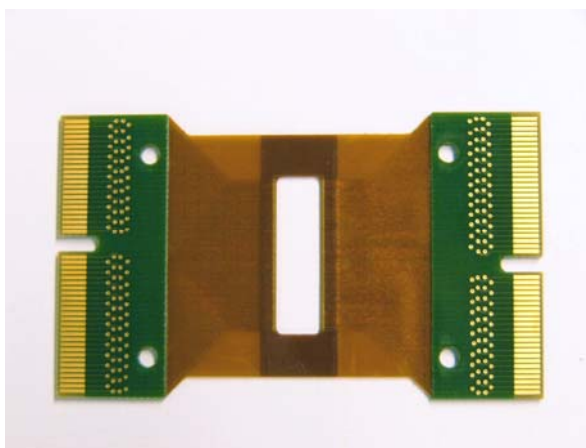


Figura 6.13. Circuito stampato flessibile.

Al centro della finestra viene alloggiato il trasduttore con la superficie di emissione verso il basso. I pad del trasduttore sono sufficientemente allineati con quelli presenti sul circuito stampato per permettere una facile esecuzione delle saldature wire-bonding, effettuate con la macchina Wedge Bonder 4123 (Kulicke & Soffa, Fort Washington, USA). Le saldature risultano estremamente delicate dal punto di vista meccanico, e pertanto vengono protette mediante una colla tissotropica inglobante (TraBond, Tra-con, Billerica, USA). Il risultato di questa operazione viene mostrato in figura 6.14. A questo punto è necessario applicare il backing con funzione sia di supporto meccanico sia di elemento acustico. Il precedente prototipo ha dimostrato che la tecnica di incollaggio non è pienamente affidabile. Per ovviare ai problemi già esposti, la tecnica di realizzazione di questo secondo prototipo prevede che il backing sia colato direttamente sulla superficie posteriore del

trasduttore, senza quindi l'ausilio di alcuna colla. Tale tecnica garantisce la perfetta adesione del backing alla superficie posteriore del trasduttore in ogni sua parte. A tale scopo, è stata disegnata e realizzata una vaschetta con funzione di forma, ricavata da un blocchetto di resina epossidica opportuna (Sikadur 52, Sika Italia, Como) mediante fresatura (figura 6.15). La vaschetta inoltre presenta sui lati più estesi due fori passanti filettati ed una stondatura degli spigoli sulla base a contatto con il trasduttore. La stondatura ha raggio di curvatura 1 mm. La vaschetta viene allineata e successivamente incollata nella corretta posizione sulla parte posteriore del circuito stampato tramite apposito JIG, centrata sul trasduttore (figura 6.16).

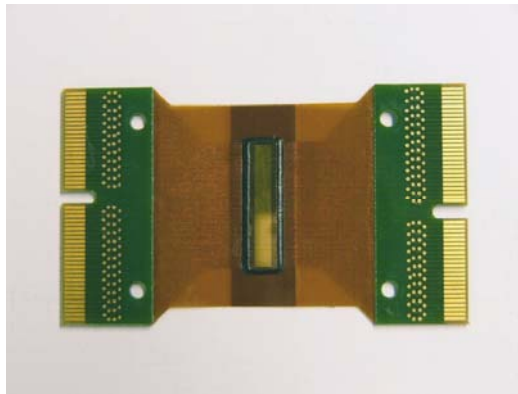


Figura 6.14. Trasduttore montato sul circuito flessibile.

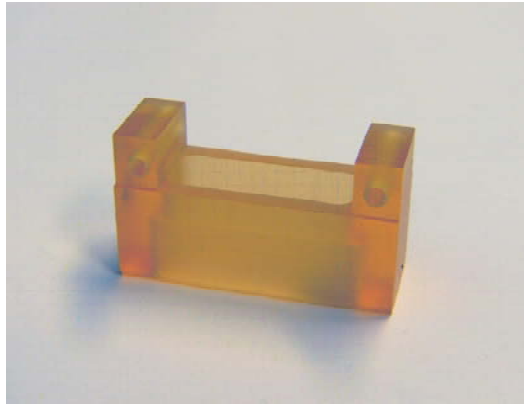


Figura 6.15. Vaschetta per la colatura del backing.

La colla inglobante Tra Bond, utilizzata per proteggere le saldature wire-bonding risulta all'interno della forma.

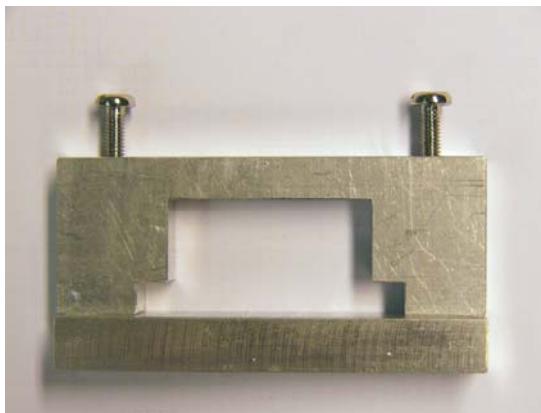


Figura 6.16. JIG per l'incollaggio della vaschetta.

A questo punto dopo aver preparato il backing lo si cola per strati successivi all'interno della vaschetta; ogni strato viene accuratamente degassato per evitare la formazione di bolle d'aria. La polimerizzazione del backing avviene mediante passaggio in forno alla temperatura di 65 °C per circa 1 ora.

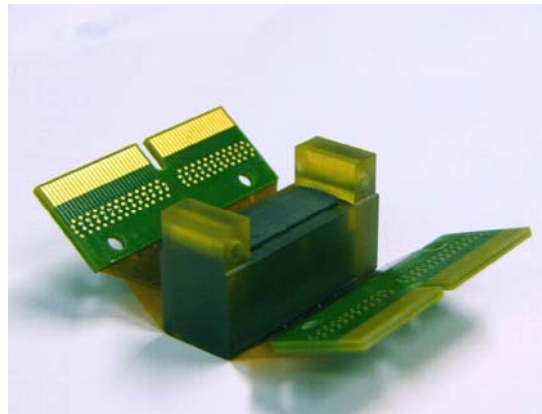


Figura 6.17. Prodotto finale della colatura del backing nella vaschetta.

Il passo successivo consiste nella piegatura del circuito stampato flessibile, il quale viene curvato seguendo il raggio di curvatura imposto dalla stondatura realizzata sugli spigoli inferiori della vaschetta. Le ali del circuito stampato vengono poste a contatto con le facce laterali della vaschetta e fissate in posizione mediante due viti opportune (figura 6.18).

Il prototipo viene quindi sottoposto alla rimozione del silicio per liberare le membrane in nitruro di silicio LPCVD del trasduttore. Questa operazione viene compiuta utilizzando un apposito JIG di protezione, realizzato in Teflon, che maschera le parti metalliche del prototipo, che potrebbero essere attaccate dalla soluzione di acidi impiegata.

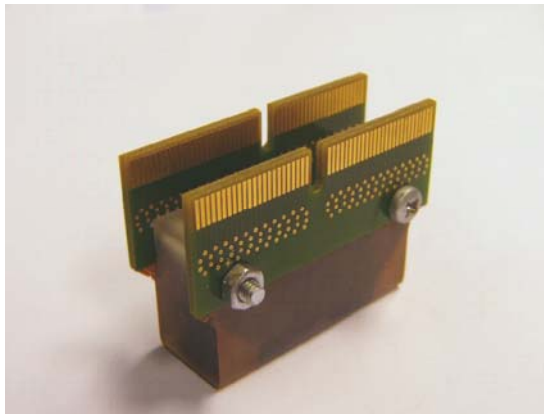


Figura 6.18. Prototipo con i circuiti stampati fissati sulla vaschetta.

La soluzione di acidi è la medesima utilizzata per il primo prototipo. Il prototipo viene completato applicando uno strato di gomma protettiva con funzione di lente acustica per permettere la focalizzazione nel piano della scansione del fascio.

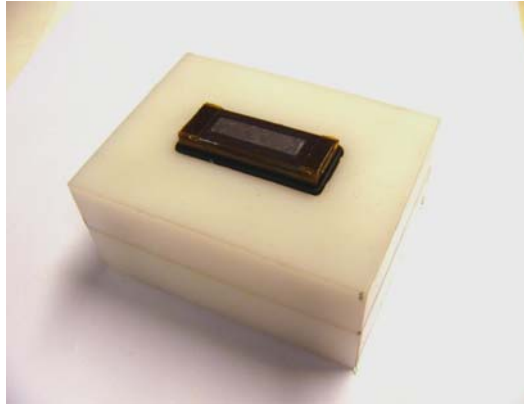


Figura 6.19. JIG per la rimozione del silicio.

Il dimensionamento della lente acustica, già discusso nel Capitolo 4, ha portato a fissare la sagitta della lente in $400\ \mu\text{m}$ ed il raggio di curvatura in $4.5\ \text{mm}$.

In figura 6.21 è possibile vedere un'immagine dello stampo, che è stato realizzato presso l'officina meccanica dell'INFN. Esso è composto da due parti; un ponte e un contenitore. Il contenitore a sua volta è composto da tre parti unite da viti e spine.

La parte centrale del contenitore è sagomata opportunamente per realizzare la lente vera e propria, su di essa sono fissate le parti laterali che determinano la sagoma del cappuccio di gomma.

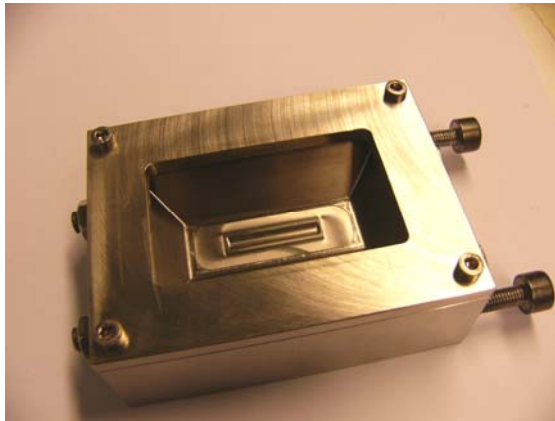


Figura 6.20. JIG per la realizzazione della lente, contenitore sagomato per la gomma siliconica.

Il ponte è composto da due aste sulle quali sono stati fissati due cuscinetti a sfera che consentono lo scorrimento della parte orizzontale dove è stato realizzato un sito sul quale viene fissato il prototipo (figura 6.21). Nel contenitore viene colata la gomma con cui si vuole realizzare la lente, una volta fissato il prototipo sul ponte, si fa scorrere sui cuscinetti e si immerge nella gomma siliconica opportunamente degassata.

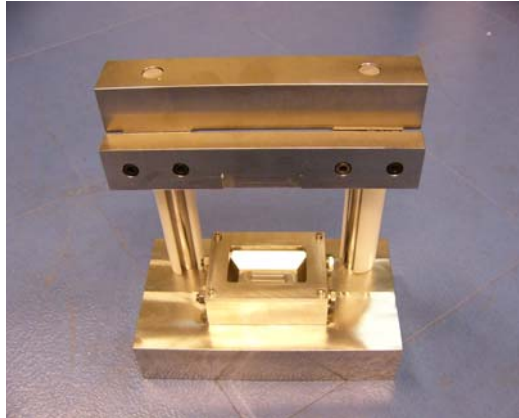


Figura 6.21. JIG per la realizzazione della lente con ponte per la centratura del prototipo.

La vulcanizzazione della gomma siliconica avviene in forno a 60 °C per circa tre ore. Al termine della vulcanizzazione si procede alla sformatura dello stampo. In figura 6.22 viene mostrata la testa del prototipo completo di lente acustica. Il prototipo così realizzato viene collegato alla scheda contenente l'elettronica di front end e il connettore al cavo ecografico e racchiuso in un guscio di alluminio di protezione (figura 6.23).

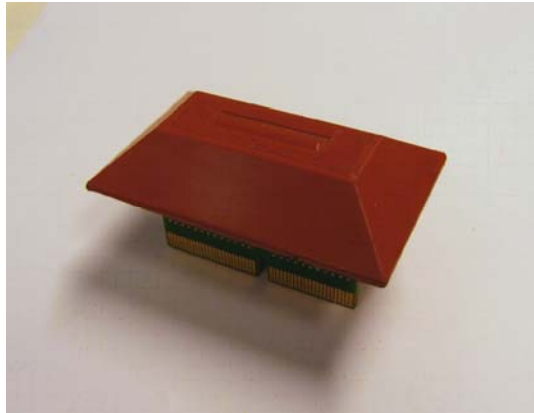


Figura 6.22. Testa del prototipo completa di lente acustica.



Figura 6.23. Prototipo con guscio in alluminio.

Capitolo 7

Immagini ecografiche

7.1 Introduzione

Per poter verificare l'efficacia in diagnostica medica del prototipo di sonda cMUT descritto nel capitolo 6, e quindi delle tecniche di ottimizzazione per il trasduttore cMUT oggetto della presente tesi, occorre sperimentarla nella realizzazione di immagini ecografiche; questo implica inevitabilmente l'integrazione della sonda su una macchina ecografica reale. Gli ecografi commerciali sono delle macchine molto complesse sia a livello hardware sia a livello software e inoltre non sono predisposte all'utilizzo di sonde di tipo cMUT, ma a quello di sonde piezoelettriche che hanno delle caratteristiche sostanzialmente diverse dal prototipo cMUT realizzato.

Questo costituisce un problema, in quanto l'elaborazione degli echi raccolti prevede la conoscenza da parte dell'ecografo della geometria

del trasduttore utilizzato da cui dipendono alcuni parametri fondamentali per la corretta ricostruzione dell'immagine.

L'ecografo Technos (Esaote Biomedica, Genova) utilizzato per la sperimentazione della sonda cMUT prevede l'utilizzo di diversi tipi di sonde (tutte piezoelettriche); di ogni categoria esistono vari modelli che si differenziano per la geometria del trasduttore con cui sono state realizzate. Ogni sonda è identificata da un file di configurazione e da uno di connessione. Il primo *file* contiene informazioni riguardanti la geometria del trasduttore, il secondo invece descrive la distribuzione delle connessioni fisiche degli elementi del trasduttore al cavo dell'ecografo.

Questi due *file* vengono utilizzati per generare, mediante un protocollo, le informazioni necessarie all'ecografo per ottimizzare la focalizzazione coerente dell'immagine ecografica, in cui tutti gli elementi del trasduttore danno un contributo costruttivo.

Adattando questi due file alle caratteristiche della sonda cMUT è stato possibile generare le informazioni necessarie alla macchina ecografica per utilizzare correttamente la sonda cMUT. Naturalmente è stato scelto come punto di partenza il modello più simile nelle caratteristiche fisiche alla sonda cMUT in modo da limitare i cambiamenti da apportare.

Il modello scelto è la sonda lineare LA 424 a 192 elementi, che ha stessa "elevation" (altezza degli elementi) e stesso "pitch" (distanza interasse degli elementi) della sonda cMUT.

7.2 Immagini ecografiche

A questo punto l'ecografo è in grado di gestire il prototipo cMUT. La sonda può essere semplicemente connessa con un cavo e un connettore ZIF (Zero Insertion Force, Esaote Biomedica) convenzionali per sonde di tipo lineari.



Figura 7.1. Sonda ecografica cMUT con cavo e connettore ZIF.

Di seguito viene mostrata un'immagine della sonda collegata al cavo e al connettore ZIF. Come già detto in precedenza la sonda cMUT verrà utilizzata come sonda lineare del tipo LA 424. Sono state realizzate immagini ecografiche sperimentando la sonda cMUT direttamente sul corpo umano e utilizzando un phantom ecografico. Il phantom è un

oggetto che ha la stessa impedenza acustica del corpo umano e che contiene target noti, come simulatori di cisti assorbenti e riflettenti e fili scatteratori. La figura 7.2 mostra un'immagine del *phantom*.

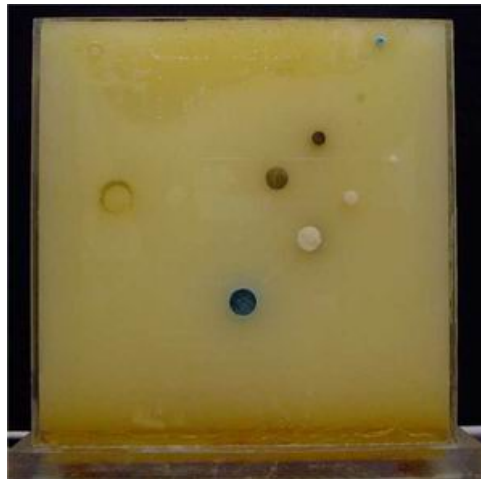


Figura 7.2. Phantom ecografico.

Le immagini sono state realizzate nelle seguenti condizioni di lavoro:

Frequenza del segnale: 13 MHz

Ampiezza del segnale: 60 V_{pp}

Tensione di polarizzazione: 200 V

Tipicamente le sonde ecografiche con frequenza centrale pari a 13 MHz, vengono impiegate per osservare zone superficiali del corpo umano. La profondità di penetrazione del prototipo (circa 15 mm) è

risultata compatibile con le specifiche richieste. La figura 7.3 mostra, l'immagine ecografica di una carotide.



Figura 7.3. Immagine ecografica di una carotide.

Le figure 7.4 e 7.5, mostrano, rispettivamente, le immagini ecografiche realizzate in vivo di una tiroide e dei tendini flessori del polso.

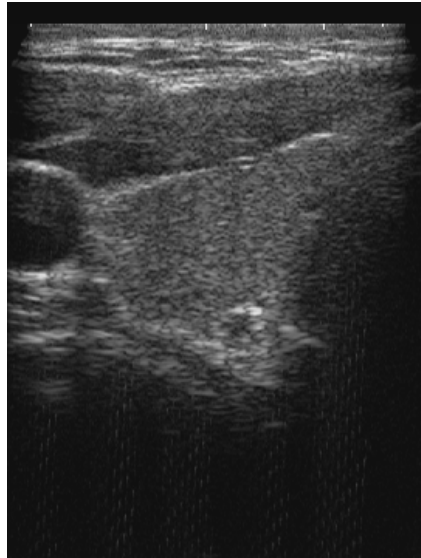


Figura 7.4. Immagine ecografica della tiroide.

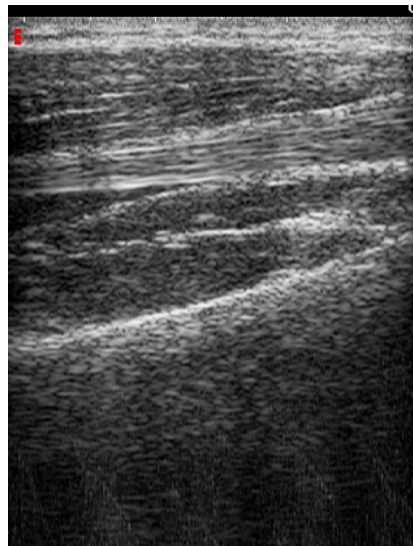


Figura 7.4. Immagine ecografica dei tendini flessori del corpo.

Le figure 7.5 e 7.6 mostrano, rispettivamente, l'immagine ecografica di una ciste immersa nel phantom e la sua sezione trasversale.

Dalle immagini realizzate con il phantom ecografico è possibile notare che la risoluzione nell'immagine ecografica della sostanza che simula il parenchima del corpo umano, è nettamente superiore entro la distanza focale, dove il fascio acustico rimane collimato. Questo dimostra l'efficacia dell'impiego della lente acustica.



Figura 7.5. Immagine di una ciste immersa nel phantom.

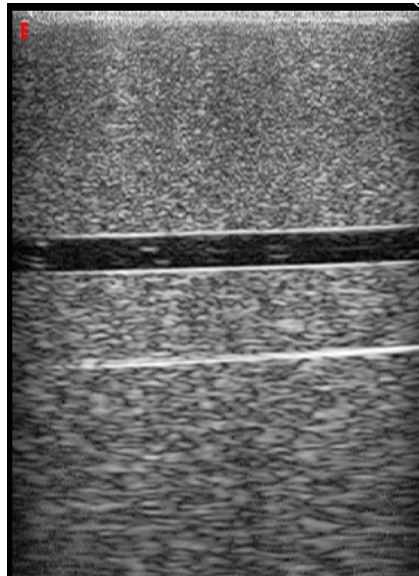


Figura 7.5. Immagine della sezione trasversale di una ciste.

In definitiva si può affermare che le immagini realizzate con il prototipo di sonda ecografica cMUT sono del tutto comparabili a quelle relative alle migliori sonde ecografiche piezoelettriche in commercio.

Conclusioni

In questo lavoro di tesi è stata presentata la nuova tecnologia dei trasduttori capacitivi microlavorati su silicio, che si propone come alternativa alla tradizionale tecnologia dei trasduttori piezoelettrici. Al fine di ottimizzare le prestazioni dei trasduttori cMUT, è stata svolta una ricerca per la definizione di nuovi criteri di progetto specifici per la realizzazione di backing e lenti acustiche dedicati. Per la realizzazione del backing è stato effettuato uno studio di resine epossidiche e polveri di materiali caricanti, quali l'allumina e il tungsteno. In base allo studio svolto sono stati realizzati e caratterizzati acusticamente diversi campioni di backing, tra i quali è stato individuato quello con le proprietà acustiche ottimali per essere utilizzato con il trasduttore acustico cMUT. È stato effettuato uno studio sulle proprietà acustiche di materiali plastici e gomme siliconiche valutando l'effetto di polveri droganti sulle proprietà acustiche della gomma. Impiegando polveri di tungsteno, carbonio vetroso e grafite, sono stati realizzati diversi campioni di gomme siliconiche drogate, tra le quali è stato individuato il materiale con le proprietà acustiche adatte alla realizzazione della lente per trasduttori capacitivi cMUT. Infine, sono stati realizzati due prototipi di sonda ecografica studiando diversi processi di assemblaggio, sperimentando tecniche di saldatura innovative e

impiegando le soluzioni trovate per il backing e la lente acustica. Il prototipo di sonda sviluppato è stato collegato ad una macchina ecografica commerciale con cui sono state realizzate immagini di qualità comparabile a quelle ottenute dalle migliori sonde ecografiche piezoelettriche in commercio. Le immagini ottenute dimostrano l'effettiva validità delle teorie studiate e delle soluzioni tecniche adottate. I risultati di questo lavoro di tesi hanno contribuito a portare la nascente tecnologia dei trasduttori cMUT ad un livello di prestazioni comparabile con la matura tecnologia piezoelettrica sviluppata negli ultimi trent'anni.

Bibliografia

[1] "www.analog.com/en/cat/0,2878,764,00.html"

[2] "www.st.com/stonline/products/technologies/mems/mems.html"

[3] "www.akustica.com/index.asp"

[4] M. I. Haller and B. T. Khuri-Yakub, "A surface micromachined electrostatic ultrasonic air transducer," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 2, 1994, pp. 1241-1244 vol.2.

[5] I. Ladabaum, X. Jin, H. T. Soh, F. Pierre, A. Atalar, and B. T. Khuri-Yakub, "Microfabricated ultrasonic transducers: towards robust models and immersion devices," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 1, 1996, pp. 335-338 vol.1.

[6] I. Ladabaum, B. T. Khuri-Yakub, D. Spoliansky, and M. I. Haller, "Micromachined ultrasonic transducers (mutts)," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 1, 1995, pp. 501-504 vol.1.

- [7] I. Ladabaum, J. Xuecheng, H. T. Soh, A. Atalar, and B. t. Khuri-Yakub, "Surface micromachined capacitive ultrasonic transducers," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions*, vol. 45, no. 3, pp. 678-690, 1998, 0885-3010.
- [8] U. Demirci, O. Oralkan, J. A. Johnson, A. S. Ergun, M. Karaman, and B. T. Khuri-Yakub, "Capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays for medical imaging: experimental results," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 2, 2001, pp. 957{960 vol.2.
- [9] A. S. Ergun, C. H. Cheng, U. Demirci, and B. T. Khuri-Yakub, "Fabrication and characterization of 1-dimensional and 2-dimensional capacitive micromachined ultrasonic transducer (cmut) arrays for 2-dimensional and volumetric ultrasonic imaging," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 4, 2002, pp. 2361-2367 vol.4.
- [10] J. G. Knight and F. L. Degertekin, "Capacitive micromachined ultrasonic transducers for forward looking intravascular imaging arrays," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 2, 2002, pp. 1079{1082 vol.2.
- [11] O. Oralkan, A. S. Ergun, C. H. Cheng, J. A. Johnson, M. Karaman, and B. T. Khuri-Yakub, "Underwater acoustic imaging using capacitive

micromachined ultrasonic transducer arrays," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 4, 2002, pp. 2354-2360 vol.4.

[12] G. Caliano, R. Carotenuto, A. Caronti, and M. Pappalardo, "cMUT echographic probes: design and fabrication process," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 2, 2002, pp. 1067-1070 vol.2.

[13] D. M. Mills, "Medical imaging with capacitive micromachined ultrasound transducer (cmut) arrays," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 1, 2004, pp. 384-390 Vol.1.

[14] G. Caliano, R. Carotenuto, E. Cianci, V. Foglietti, A. Caronti, A. Iula, and M. Pappalardo, "Design, fabrication and characterization of a capacitive micromachined ultrasonic probe for medical imaging," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions*, vol. 52, no. 12, pp. 2259-2269, 2005.

[15] D. M. Mills and L. S. Smith, "Real-time in-vivo imaging with capacitive micromachined ultrasound transducer (cmut) linear arrays," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 1, 2003, pp. 568-571 vol.1.

[16] G. Caliano, R. Carotenuto, E. Cianci, V. Foglietti, A. Caronti, and M. Pappalardo, "A cmut linear array used as echographic probe:

fabrication, characterization, and images," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 1, 2004, pp. 395-398 vol.1.

[17] C. Daft, P. Wagner, B. Bymaster, S. Panda, K. Patel, and I. Ladabaum, "cmuts and electronics for 2d and 3d imaging: monolithic integration, inhandle chip sets and system implications," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 1, 2005, pp. 463-474.

[18] E. Cianci, A. Schina, A. Minotti, S. Quaresima, and V. Foglietti, "Dual frequency pecvd silicon nitride for fabrication of cmuts membranes," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 127, no. 1, pp. 80-87, 2006.

[19] A. Savoia, G. Caliano, R. Carotenuto, C. Longo, P. Gatta, A. Caronti, E. Cianci, V. Foglietti, and M. Pappalardo, "Enhanced echographic images obtained improving the membrane structural layer of the cmut probe," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, vol. 4, 2005, pp. 1960-1963.

[20] G. Caliano, A. Caronti, A. Savoia, C. Longo, M. Pappalardo, E. Cianci, and V. Foglietti, "Capacitive micromachined ultrasonic transducer (cMUT) made by a novel reverse fabrication process," in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, 2005, pp. 479-482.

- [21] I. Ladabaum, P. Wagner, C. Zanelli, J. Mould, P. Reynolds, G. Wojcik, "Silicon substrate ringing in microfabricated ultrasonic transducers", in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, 2000, pp. 943-946.
- [22] Haifeng Wang, Tim Ritter, Wenwu Cao, K. Kirk Shung "High Frequency Properties of Passive Materials for Ultrasonic Transducers" *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions*, vol. 48, n. 1, 2001.
- [23] Martha G. Crewe, T. R. Gururaja, T. R. Shrout and R. E. Newnham, "Acoustic Properties of Particle/Polymer Composites for Ultrasonic Transducer Backing Applications", *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions*, vol. 37, 1990.
- [24] L. W. Labaw, "Curved quartz crystalas supersonic generators", *J. Acoust. Soc. Am.*, 1945, Vol. 16, pp. 237-245.
- [25] H. T. O'Neil, "Theory of focusing radiators", *J. Acoust. Soc. Am.*, 1949, vol.21, pp. 516-526.
- [26] G. Kossof, "Design of narrow-beamwidth transducers", *J. Acoust. Soc. Am.*, 1963, vol.15, pp. 905-912.

- [27] K. K. Shung, "Diagnostic ultrasound, Imaging and blood flow measurements", CRC press, 2006.
- [28] Jinghong Li, Craig R. Friedrich, R. S. Keynton, "Design and fabrication of a miniaturized, integrated, high-frequency acoustical lens-transducer system", *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2002, 12, pp. 219-228.
- [29] Y. Yamashita, Y. Hosono, K. Itsumi, "Low sound velocity and acoustic attenuation silicone rubber lens based on nanopowder composite for medical echo ultrasound array probes", in *Proc. IEEE Ultrasonic Symposium*, 2007, pp. 752-753.
- [30] M. J. Golis, "An analysis of the ultrasonic zone lens", *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, 1068, 15, pp. 105-110.
- [31] T. Tarnoczy, "Sound focusing lense and waveguides", *Ultrasonics*, 1965, 3, pp. 115-127.
- [32] P. A. Lewin, "Miniature piezoelectric polymer ultrasonic hydrophone probes", *Ultrasonics*, 1081, 19, 213-216.

- [33] I. A. Hein, "Triple-beam lens transducers for three dimensionally ultrasonic fluid flow estimation", *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions*, 1995, 42, pp. 854-869.
- [34] M. Pappalardo, "Hybrid linear and matrix acoustic array", *Ultrasonics*, 1081, 19, pp. 81-86.
- [35] L. J. Lalonde, A. Worthington, J. W. Hunt, "Field conjugate acoustic lenses for ultrasound hypothermia", *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions*, 1993, 40, pp. 592-602.