



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Tesina

TRASDUTTORI CMUT PER APPLICAZIONI BIOMEDICHE

RELATORE : ALFREDO RUGGERI

LAUREANDA : ALKETA KABASHI

ANNO ACCADEMICO 2012/2013

INDICE

ASTRATTO.....	3
INTRODUZIONE.....	4
CAPITOLO 1. TRASDUTTORE ULTRASONICO CAPACITIVO	
1.1 CMUT.....	5
1.2 PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO.....	6
1.2.1 TENSIONE DI COLLASSO	6
1.2.2 CIRCUITO EQUIVALENTE.....	8
1.3 TECNICHE DI FABBRICAZIONE.....	10
1.4 INTEGRAZIONE CON CIRCUITI ELETTRONICI.....	13
1.5 PRESTAZIONI.....	14
CAPITOLO 2. APPLICAZIONI MEDICHE DI CMUT	
2.1 IMMAGINI.....	18
2.1.1 IMMAGINI 3-D.....	20
2.2 APPLICAZIONI TERAPEUTICHE.....	22
2.3 ALTRE APLICAZIONI	23
2.3.1 SENSORE CHIMICO.....	23
2.3.2 APPLICAZIONI BIOMETRICHE.....	25
CMUT VERSUS PZT.....	28
CONCLUSIONE.....	29
BIBLIOGRAFIA.....	30

ASTRATTO

Il trasduttore ultrasonico 'stato d'arte' è il trasduttore piezoelettrico. Negli ultimi due decenni particolare attenzione si è posta sul trasduttore ultrasonico capacitivo, CMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) che impiega la tecnologia MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems).

In questa trattazione verrà introdotto questo nuovo tipo di trasduttore ultrasonico, il principio di funzionamento, tecniche di fabbricazione, prestazioni e applicazioni in campo biomedico.

INTRODUZIONE

La tecnologia dei trasduttori ultrasonici medicali è rimasta quasi invariata negli ultimi 50 anni. Negli anni 1940 furono introdotti i trasduttori ceramici basati su titanato di bario che esibivano un effetto piezoelettrico. Dopo , negli anni 1950 ceramica al piombo ha cominciato a sostituire il titanato di bario nelle applicazioni di generazione e ricezione di onde ultrasoniche. Gli trasduttori elettrostatici formati da una membrana dielettrica metallizzata sottile distesa su una placca (backplate) scabra conducente per applicazioni di accoppiamento in aria sono stati introdotti negli anni 1950 . Il primo trasduttore elettrostatico per applicazioni nei liquidi è stato introdotto in 1979 (Cantrell et al. 1979). Questi trasduttori ultrasonici operano in base all'attrazione elettrostatica tra la membrana metallizzata e la placca posteriore (backplate). Per ottenere una struttura più ripetibile ed affidabile sono state introdotte backplate al silicio microlavorate negli anni 1990 come sostituenti delle backplate ruvide. La necessità di avere maggiore risoluzione ad una larga banda operativa richiede una risposta impulsiva più breve ottenibile dall'allargamento della risposta in frequenza. Gli studi recenti su i compositi, trasduttori monocristallo e CMUT si basano su questo criterio. In 1994 è stato presentato il primo trasduttore elettrostatico capacitivo impiegando la tecnologia MEMS (Haller and Khuri-Yakub) presso l'università di Standford. Negli anni successivi Eccardt et al. (1996) e Ladabaum et al. (1998) rapportarono trasduttori elettrostatici operanti in aria e acqua illustrando i principi di fabbricazione e l'approccio alla modellazione matematica.

Gli trasduttori CMU presentano una ampia larghezza di banda e un miglior accoppiamento rispetto a quello offerto dai trasduttori piezoelettrici. La tecnologia di microfabbricazione impiegata ha dei vantaggi in termini di costo di produzione , riduzione delle dimensioni , aumento dell'efficienza e numero di circuiti integrati . CMUT è una valida alternativa al trasduttore piezoelettrico in applicazioni dove è richiesto un trasduttore di dimensioni ridotte ed applicazioni ad alta frequenza .

Di recente è stato commercializzato il primo 1.5-D CMUT array per l'imaging 2-D trasversale da Hitachi Corporation , manifestando il livello di maturità raggiunta dalla tecnologia CMUT .

CAPITOLO 1 . TRASDUTTORE ULTRASONICO CAPACITIVO

1.1 INTRODUZIONE

CMUT è composto da micromembrane connesse in parallelo attuate elettricamente , fabbricate su un substrato con tecniche di microlavorazione della superficie . Ciascuna cella elettrostatica consiste in una membrana vibrante con l'elettrodo costruitasi sopra , separato dall'elettrodo inferiore da una cavità vuota , come mostrato in Fig. 1.1. La tecnologia di microlavorazione permette una separazione molto sottile tra gli elettrodi , nel ordine dei decimi di micron, in modo che si possono ottenere campi elettrici elevati dentro la cavità e trasduzione efficiente . Ciò consente applicazioni nel campo di immagini biomediche.

L'elemento base del trasduttore è un condensatore le cui piastre sono il wafer di silicene conduttivo (backplate) e l'elettrodo metallico posto sopra la membrana , alimentato da una tensione di bias a corrente continua (DC) attraverso una resistenza elevata, che causa la membrana a deflettersi verso il basso ad un punto di funzionamento statico . Questo punto di funzionamento statico determina la sensibilità , la risposta in frequenza e la totale pressione acustica di output . La membrana è generalmente composta di materiale isolante , più comunemente nitrato di silicio Si_3N_4 , e rivestita con un elettrodo metallico . Tuttavia , la membrana può essere fatta di materiale conduttivo e in quel caso l'elettrodo metallico superiore non è necessario.

Il principio di funzionamento è il noto meccanismo di trasduzione elettrostatica. In trasmissione , la membrana vibra attorno al punto di funzionamento statico per via della modulazione della forza elettrostatica indotta dall'applicazione di una corrente alternata (AC) tra gli elettrodi generando ultrasuoni . Al contrario , quando la membrana si mette in vibrazione da un'onda ultrasonica incidente , l'altezza della cavità viene modulata . Questo induce una variazione della capacitance che può essere misurato come un segnale di tensione o di corrente, a patto che ci sia carica sugli elettrodi .

La tensione di polarizzazione a corrente continua (DC bias voltage) è necessaria in ricezione per la corretta rilevazione del segnale , mentre in trasmissione è richiesto per il funzionamento lineare. Infatti , poiché la forza elettrostatica dipende dal quadrato della tensione , l'applicazione di una tensione su un trasduttore non polarizzato porterebbe la membrana ad oscillare ad una frequenza doppia . In aggiunta , sia la sensibilità di trasmissione che di ricezione aumentano all'aumentare la tensione di polarizzazione.

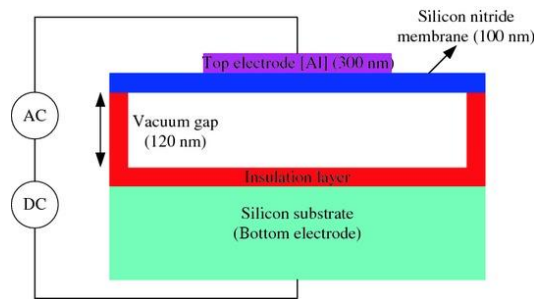


Fig. 1.1 Sezione trasversale di una cella CMUT

Per il funzionamento nel rango dei megahertz , come richiesto per le applicazioni ecografiche , il diametro della membrana è nel ordine di decine di micron e lo spessore è nel ordine di decine o centinaia di nm .

1.2 PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO

1.2.1 TENSIONE DI COLLASSO

Il trasduttore elettrostatico può essere modellato come una rete a due porte , una porta elettrica caratterizzata da una tensione U e una corrente I , e una porta meccanica descritta dalla velocità della membrana v e la forza di reazione F . Il circuito elettromeccanico equivalente per un CMUT è un'approssimazione lineare per piccoli segnali . In Fig.1.2 è mostrato il modello a armature parallele per uno scostamento x dall'equilibrio , una distanza effettiva del gap d , una costante di rigidità k e massa della membrana m . La distanza effettiva della membrana è :

$$d = d_{\text{Gap}} + d_{\text{Iso}} / \epsilon_{r, \text{Iso}} \quad (1)$$

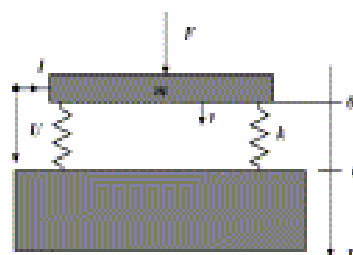


Fig. 1.2 Circuito equivalente di Mason

Quando una tensione DC è applicata alla membrana , la forza elettrostatica attira la membrana verso il substrato . Tale forza è bilanciata dalla forza meccanica di ripristino della membrana. Con l'aumento della tensione di polarizzazione , la deflessione della membrana aumenta. Tuttavia , oltre una certa tensione , chiamato *tensione di collasso* , la forza elettrostatica supera la forza elastica e la membrana cade sul substrato . Quindi la tensione di polarizzazione deve essere minore di questa tensione , però molto vicina per avere la massima efficienza .

La tensione di collasso può essere calcolato prossimamente usando un modello di primo ordine , che trascura gli effetti di bordo della forza elettrostatica e la curvatura della membrana. Assumendo che la membrana si stia muovendo come un pistone , la forza totale esercitata sulla membrana è data dalla relazione

$$F_{elec} = \frac{\epsilon_0 AV^2}{2(d_0-x)^2} \quad (2)$$

dove A : area , d_0 : altezza iniziale del gap .

Nella posizione di equilibrio , questa forza elettrica è bilanciata dalla forza elastica. La forza meccanica esercitata dalla membrana è

$$F_{mech} = kx \quad (3)$$

Eguagliando le equazioni (2) e (3) si trova la relazione tra la tensione DC applicata e lo spostamento della membrana

$$V = \sqrt{\frac{2kx}{A\epsilon_0}} (d_0-x) \quad (4)$$

Questa equazione si può riorganizzare in un polinomio in x. Per piccoli tensioni di polarizzazione , questo polinomio ha solo una radice reale minore dell'altezza del gap. Per tensioni maggiori della tensione di collasso , il gradiente della forza elettrostatica è maggiore del gradiente della forza meccanica , e l'equazione polinomiale non dà soluzione fisica. Lo spostamento al punto di collasso si può calcolare eguagliando dV/dx a zero . Il collasso succede per

$$x = \frac{d_0}{3} \quad (5)$$

e il tensione di collasso

$$V_{coll} = \sqrt{\frac{8kd_0^3}{27A\epsilon_0}} \quad (6)$$

In questa analisi si è assunto che la membrana è di materiale conduttore . Nei dispositivi attuali , la membrana generalmente è fatta di materiale dielettrico e l'elettrodo è formato dalla deposizione di metallo sopra la membrana . In questo caso , la precedente analisi ha bisogno di una semplice modifica. L'effetto della membrana si può includere cambiando l'altezza del gap d_0 con l'altezza effettiva d calcolata in (1) .

Calcoli più accurati si trovano usando l'analisi FEM (finite-element method) includendo l'effetto della curvatura della membrana e gli effetti di bordo del campo elettrico.

La frequenza fondamentale di risonanza di una micromembrana sollecitata elettrostaticamente decresce in modo considerevole quando la tensione di polarizzazione si avvicina alla tensione di

collasso. Questo effetto è noto come ammorbidimento (rammollimento) elettrostatico della molla . All'aumentare della tensione di polarizzazione , la membrana è più attratta verso l'elettrodo inferiore . La forza elastica della molla è contrastata dalla forza elettrostatica aumentata , così la costante apparente di rigidità k della molla decresce in condizioni dinamiche.

Usando un modello di primo ordine , basato su un condensatore a piastre parallele , la costante attenuata della molla risulta

$$k_{\text{soft}} = k - \frac{\epsilon AV_{DC}^2}{d^3} \quad (7)$$

L'attenuazione della costante della molla ha anch'essa conseguenze in trasduttori capacitivi in immersione come CMUT arrays per applicazioni in immagini medicali perché CMUT operano vicino alla tensione di collasso. La frequenza centrale e la banda frazionaria sono notevolmente affette da questo fenomeno .

1.2.2 CIRCUITO EQUIVALENTE

La maggior parte degli trasduttori elettro-meccanici non sono lineari . Tuttavia, il loro funzionamento può essere linearizzato attorno ad un punto di polarizzazione , in modo da essere descritti tramite una rete a due porte , contenente una singola porta elettrica e una singola porta meccanica. L'analisi degli trasduttori CMUT utilizza il modello di circuito equivalente introdotto da Mason per dispositivi elettroacustici (Mason 1948). Nel circuito equivalente mostrato in fig.1.3 , il condensatore nella parte elettrica è la capacità del dispositivo dell'elemento CMUT . La capacità negativa è dovuta all'effetto di rammollimento della molla per via dell'interazione elettromeccanica. Sulla parte acustica , l'induttore e il condensatore rappresentano l'impedenza meccanica complessa del CMUT , mentre Z_a è l'impedenza acustica dell'ambiente circostante che è reale , in genere. Nella maggior parte dei casi , questa sarà un'impedenza di radiazione , includendo la reattanza dal movimento della massa d'acqua . Il trasformatore rappresenta la conversione elettromeccanica tra la porta elettrica e la porta acustica.

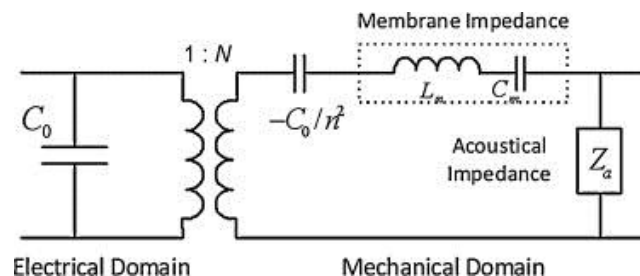


Fig.1.3 Modello di circuito elettrico equivalente di Mason per il trasduttore elettromeccanico

Seguendo l'approccio di Mason si può ottenere una soluzione armonica in forma chiusa per lo spostamento dinamico della membrana. Facendo delle semplificazioni , l'ipotesi base di questo approccio è che la forma di vibrazione del radiatore non è influenzata dal liquido. Tuttavia , l'anti - risonanza meccanica di una singola membrana in vibrazione si sposta ad una frequenza più bassa

per via del caricamento di massa del fluido. In aggiunta , CMUT sono fatti di array di celle e c'è interazione acustica tra le micromembrane . Quindi l'approccio di Mason con impedenze meccaniche e di radiazione concentrate separatamente non risulta accurato.

I trasduttori convertono energia da un dominio all'altro . Per i trasduttori acustici , la conversione è tra il dominio elettrico e meccanico. Il coefficiente di accoppiamento elettromeccanico è definito come :

$$k_T^2 = \frac{E_{mecc}}{E_{totale}} = \frac{1}{1 + \frac{E_{elec}}{E_{mecc}}} \quad (8)$$

Il coefficiente di accoppiamento si può ottenere così come una frazione tra la capacità fissa e la capacità libera :

$$k_T^2 = 1 - \frac{C_f}{C_l} \quad (9)$$

La capacità fissa è definita come la capacità totale del trasduttore per un determinato valore di tensione di bias . La capacità mobile (libera) è la derivata in x della carica totale sulla tensione. La capacità fissa e mobile si possono calcolare usando il modello di primo ordine usato per calcolare la tensione di collasso. La capacità fissa è data da :

$$C_f = \frac{\epsilon_0 A}{d-x} \quad (10)$$

e la capacità libera

$$C_l = \frac{\epsilon_0 A}{d-3x} \quad (11)$$

E si ha così il coefficiente di accoppiamento :

$$k_T^2 = \frac{2x}{d-x} \quad (12)$$

Questo risultato è importante perché al punto di collasso ($x = d/3$) , il coefficiente di accoppiamento si avvicina all'unità , indicando che tutta l'energia in un dominio viene convertita nell'altro dominio .

Uno degli elementi più importanti del circuito equivalente è il rapporto di trasformazione che si ottiene come

$$n = \sqrt{\frac{\epsilon_0 A}{(d-x)^2}} \quad (13)$$

In generale , la sensibilità di un trasduttore è determinata dall'indice di trasformazione che è inversamente proporzionale al quadrato dell'altezza del gap . Si possono ottenere alti indici di trasformazione con CMUT perché la microlavorazione della superficie permette di fare gap

relativamente piccoli, dell'ordine di qualche decina di nm. E quindi possibile avere alti valori di sensibilità paragonabili a quelle dei trasduttori piezoelettrici.

Il vantaggio principale del modello di circuito equivalente in Fig.1.3 è che permette di fare previsioni veloci sulla risposta del trasduttore in medium diversi. Un trasduttore CMUT è normalmente un dispositivo risonante modellato con un circuito con resistore, un induttore e un condensatore (RLC) come mostrato nella porta meccanica del modello di circuito equivalente. Il fattore Q (qualità) è determinato dal carico resistivo Z che rappresenta l'impedenza acustica dell'ambiente circostante.

1.3 TECNICHE DI FABBRICAZIONE

I trasduttori ultrasonici capacitivi microlavorati consistono di un array di micromembrane metallizzate sospese su un substrato. CMUT in genere sono fabbricati con la tecnologia della microlavorazione della superficie, usando tecniche standard dei circuiti integrati. In letteratura sono riportati diversi processi usando materiali diversi e diverse tecniche di deposizione di film sottili.

Microlavorazione della superficie

Fig.1.4 mostra i passi base di fabbricazione usando PECVD (Plasma-Enhanced Chemical Vapor Deposition) nitruro di silicio come strato della membrana, cromo evaporato come strato sacrificale e alluminio sputterato per la metallizzazione. Il dispositivo è fabbricato su un wafer di silicio coperto con diossido di silicio termico spesso in entrambi i lati. Dopo lo sputtering di alluminio e la definizione del pattern dell'elettrodo inferiore, uno strato sottile di nitruro di silicio è depositato usando PECVD (Fig.1.4(a) e (b)). Uno strato sacrificale di cromo viene evaporato e predisposto in isole per definire le cavità sotto la membrana (Fig.1.4(c)). L'eccellente selettività di etching del cromo contro il nitruro di silicio permette un buon controllo sulle dimensioni laterali della cella e l'altezza del gap. Il primo strato di nitruro di silicio è depositato a 350°C usando silano, ammoniaca e nitrogeno diluito in elio come gas reagenti (Fig.1.4(d)). Lo stress alla trazione del film è controllato variando il rapporto di flusso del silano all'ammoniaca. Uno strato di alluminio viene depositato tramite sputtering e modellato per definire gli elettrodi superiori e le interconnessioni tra celle adiacenti (Fig.1.4(e)). Dopo una seconda deposizione di nitruro di silicio, le membrane vengono rilasciate tramite wet etching dello strato sacrificale attraverso i fori di etching, definiti attorno il perimetro delle membrane (Fig.1.4(f) e (g)). Alla fine, i fori sono sigillati dalla deposizione di uno terzo strato di nitruro di silicio (Fig.1.4(h)), in modo da evitare l'acqua ad riempire le cavità durante l'immersione, degradando le prestazioni del dispositivo e eventualmente portandolo a rottura.

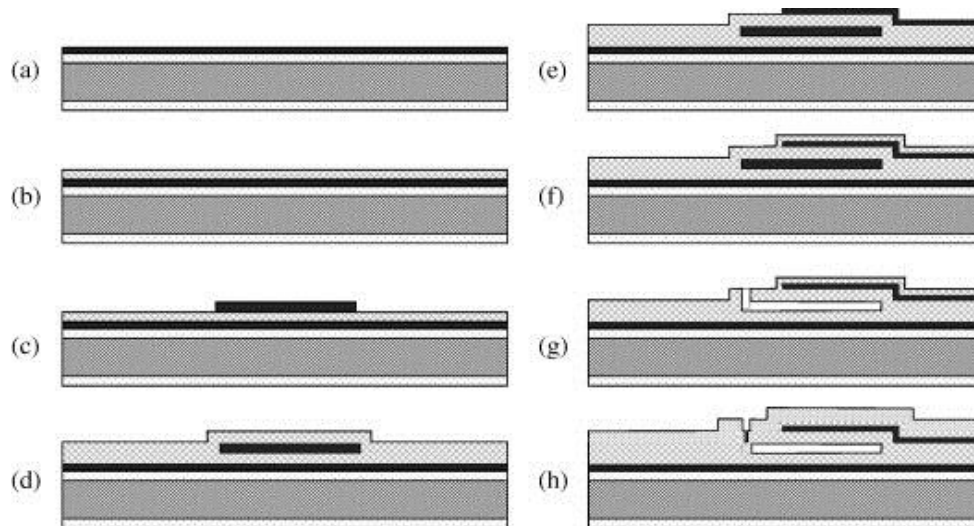


Fig.1.4 I passi base del processo di fabbricazione del CMUT

In questo esempio si è usato uno strato di metallo come elettrodo inferiore . Si può altresì drogare il wafer di silicio per ottenere alta conducibilità alla superficie costituendo così l'elettrodo inferiore . Come detto all'inizio del paragrafo si possono usare diversi materiali per il film e diverse tecniche di deposizione di essi . Ad esempio come strato sacrificale è usato il polisilicio e come tecnica di deposizione LPCVD (Liquid Phase Chemical Vapor Deposition) . Un aspetto importante è la selettività del agente di etching e il tempo necessario per il processo di etching . Come passo finale della fabbricazione si può isolare elettricamente con uno strato di LTO (Low Temperature Oxide) e modellarlo per il cablaggio . Come strato strutturale della micromembrana solitamente si usa nitruro di silicio . Il film deve avere basso sforzo alla trazione in modo da ottenere membrane piatte sospese su un substrato . Il nitruro di silicio deve essere anche un buon dielettrico per sopportare la tensione di bias e una barriera efficiente per proteggere il dispositivo dal contatto con i fluidi . Se il dispositivo deve essere costruito sullo stesso chip con il circuito CMOS , la temperatura durante il processo non può superare 400 °C . La tecnologia PECVD è un processo CMOS compatibile . In Fig.1.5 e Fig.1.6 sono presentate delle immagini al microscopio di un array CMUT.

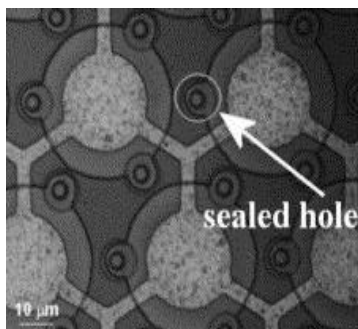


Fig.1.5 Immagine al microscopio ottico delle membrane di CMUT con elettrodi superiori e fori sigillati

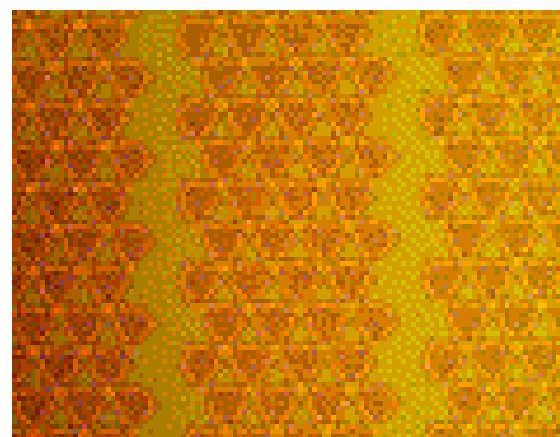


Fig.1.6 Porzione di un array 1D CMUT

Microlavorazione di bulk

È stato descritto il processo base di fabbricazione . Altri metodo includono la fabbricazione mediante la microlavorazione di un bulk (invece delle superfici) e il processo di fabbricazione inversa . La microlavorazione di un bulk consiste nel collegamento wafer- to -wafer e levigazione chimica e meccanica . Per l'uniformità dello spessore della membrana viene usato silicio su isolatore (SOI –silicone on insulator) . Inoltre viene preparato un altro wafer con tante interconnessioni attraverso di esso TWI (Through Wafer Interconnections) . In letteratura si trova un nuovo modello di CMUT usando la microlavorazione del bulk (Byung-Gil Jeong et al.) . Nei precedenti modelli di CMUT , la membrana deve funzionare come l'elettrodo superiore per generare potenza di azionamento dalla applicazione di tensione , e come una massa deformabile per generare potenza acustica . Nel modello proposto queste due funzioni sono separate . Una piastra circolare non deformabile funge da elettrodo superiore e la deformazione viene subita maggiormente da una piastra superiore . In questo modo la piastra circolare si muove come un pistone con lo stress distribuito uniformemente e la piastra superiore si deflette in modo ideale . Invece nel modello convenzionale la membrana si deforma più al centro e meno ai bordi . Le due piastre vengono connesse con uno strato ponte a forma anulare . Il nuovo modello detto a membrana fissata indirettamente consiste di più elementi , ha costi di produzione più alti ma offre una maggiore efficienza di trasduzione . In Fig.1.7 è mostrato una schematizzazione del modello convenzionale del CMUT e del nuovo modello proposto .

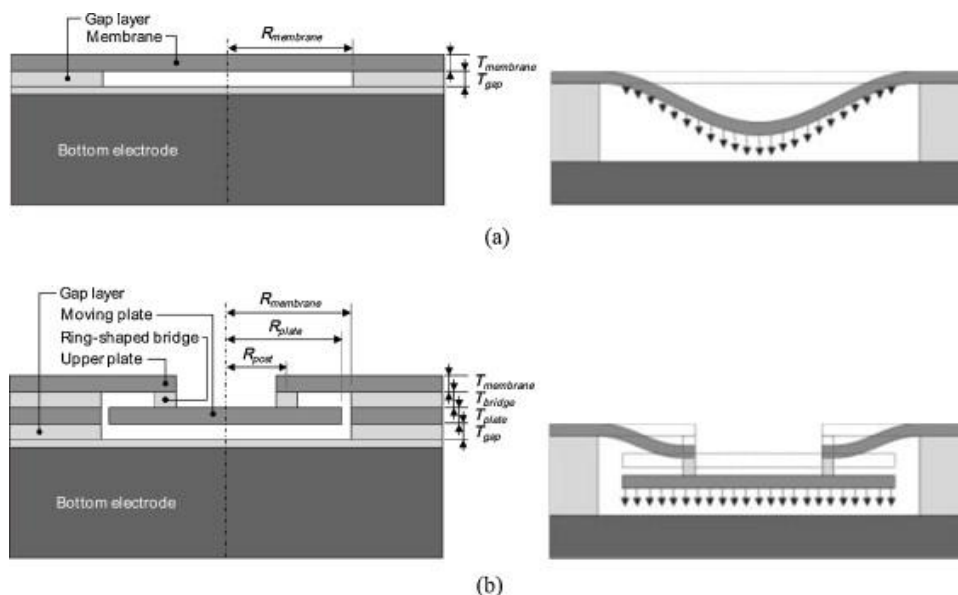


Fig.1.7 Schematica strutturale di due modelli CMUT a) struttura convenzionale b) modello a membrana fissata indirettamente

Fabbricazione inversa

Il processo di fabbricazione inversa è una nuova tecnica proposta da Caliano et al.(2005) . La deposizione dei strati in questo processo viene invertita . Nel processo di fabbricazione inversa si

parte da un wafer di silicio coperto da entrambe le facce da uno strato spesso $1.5 \mu\text{m}$ di nitruro di silicio con la tecnica LPCVD . Il primo passo di questo processo è la deposizione di uno strato di alluminio e successivamente litografia ottica e dry etching per definire il disegno dell'elettrodo , che sarà l'elettrodo superiore nel dispositivo finale . Dopo viene depositato uno strato di nitruro di silicio di passivazione per proteggere lo strato di alluminio durante l'etching . Successivamente si deposita lo strato sacrificale e viene modellato in regioni circolari che rappresenteranno le cavità tra le piastre del capacitore MUT , una volta rimossi . Comunemente si usa cromo perché viene facilmente e selettivamente rimosso con acquaforte . Viene depositato uno secondo strato di nitruro di silicio , seguito dallo sputtering di uno strato di alluminio che rappresenta l'elettrodo fisso (inferiore) . Dopo un'ulteriore deposizione di uno strato di nitruro di silicio per la protezione dell'elettrodo inferiore , vengono definiti ed aperti i fori per accedere allo strato sacrificale e svuotare le cavità tramite wet etching . Il passo successivo consiste nel sigillare i fori per preservare il vuoto della cavità sotto la membrana con l'ultima deposizione di nitruro di silicio . Dopo il backing acustico , il wafer di silicio viene rimosso per liberare la membrana , che rimane sospesa sopra la cavità e libera di vibrare .

Questa tecnica permette di ridurre i passi litografici necessari ed inoltre elimina la necessità di avere microfori nello strato strutturale delle micromembrane di nitruro di silicio . Quindi si ha uniformità della membrana ed un maggior controllo sulla larghezza di banda e sensibilità del dispositivo . Anche questo processo è CMOS compatibile , e si può usare in applicazioni dove è necessaria una integrazione con circuiti elettronici . In Fig.1.8 sono mostrati i passi del processo di fabbricazione prima e dopo la rimozione del substrato di silicio e la deposizione di backing acustico .

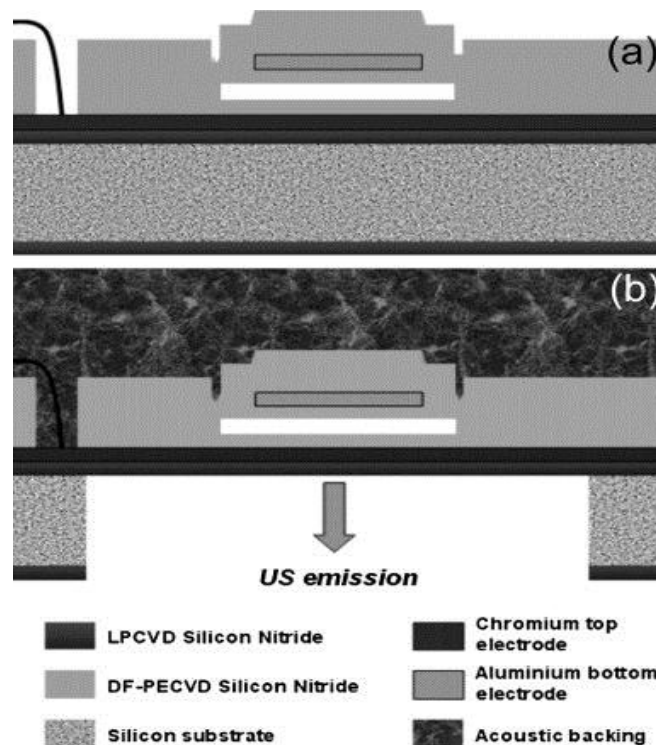


Fig.1.8 Passi del processo : prima(a) e dopo(b) la rimozione del substrato e deposizione di backing

1.4 INTEGRAZIONE CON CIRCUITI ELETTRONICI

La tecnologia di microlavorazione del silicio permette la facile integrazione di circuiti elettronici , anche sullo stesso wafer. L'ultrasonografia intravascolare (IVUS) è emersa come una tecnica molto utile nel campo della cardiologia invasiva per la valutazione e la diagnosi della malattia coronarica in vivo . L'abilità di integrare circuiti elettronici è un fattore chiave per una implementazione riuscita degli array su cateteri ultrasonografici , in quanto il numero dei cavi è limitato dal diametro del catetere . CMUT sono una valida alternativa agli trasduttori piezoelettrici in quanto presentano prestazioni paragonabili , mentre permettono una fabbricazione più facile di array complessi e un'integrazione più compatta con circuiti elettronici . Per questa applicazione in particolare , è richiesta una integrazione molto stretta con i circuiti elettronici in quanto le dimensioni tipiche di un elemento sono dell'ordine di $100\ \mu\text{m}$, implicando un alta sensibilità alle grandezze parassitiche associata ai cavi e legamenti . La capacitanza parassitica di interconnessione è un fattore significativo che degrada il rapporto segnale rumore (SNR) sulla parte ricettiva degli elementi degli array IVUS che hanno capacitanza bassa . Con gli trasduttori piezoelettrici è più difficile raggiungere dimensioni di questi ordini . Gli array CMUT vengono integrati sullo stesso chip con il circuito ricevitore CMOS front-end .

In letteratura sono proposte diversi metodi per l'integrazione di CMUT on CMOS come la tecnologia di interconnessione attraverso il wafer TWI , usando la tecnica di collegamento flip-chip . Questo metodo permette di ridurre notevolmente la capacitanza parassitica di interconnessione . Lo svantaggio di questa tecnica è l'aumento di complessità e i passi aggiuntivi nella fabbricazione . Si può usare anche il metodo convenzionale di fabbricazione di CMOS per costruire CMUT , dove i strati di metallo e di passivazione vengono rimossi (etching) durante la post processione di CMOS . Da tenere conto in questo metodo le limitazioni della procedura di fonderia . Un'altra metodo proposto in letteratura è l'integrazione monolitica di CMUT con CMOS . Le celle del CMUT vengono costruite dopo la fabbricazione di CMOS . Questa integrazione sullo stesso chip di CMUT con CMOS riduce la complessità di interconnessione e il costo , aumenta la compattezza e permette l'utilizzo di una die (piastrina) di dimensioni ridotte . In particolare , l'integrazione di CMUT con CMOS è stata considerata nella forward-looking (FL) IVUS , una sistema che sarebbe utile per il trattamento delle occlusioni totali croniche nei vasi sanguigni e per la guida per il posizionamento dello stent . In Fig.1.9 è mostrato un diagramma schematico di un catetere (FL) IVUS impiegando CMUT on CMOS . Il circuito di ricezione è stato integrato monoliticamente con l'array CMOS .

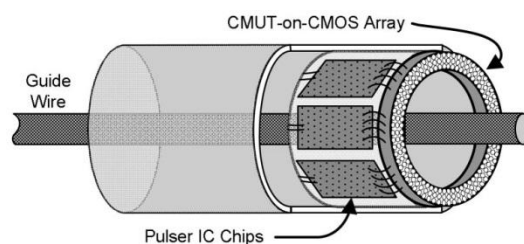


Fig.1.9 Schematizzazione di un catetere (FL)IVUS

1.5 PRESTAZIONI

Per ricavare le caratteristiche e la prestazione degli trasduttori CMUT sono fatti diversi test ed esperimenti . In primo luogo questi test vengono fatti per poter validare il circuito elettrico equivalente usato per modellare il funzionamento del CMUT . Una prima caratterizzazione , la caratterizzazione elettro-meccanica , è per determinare l'efficienza del processo di microfabbricazione , includendo l'impedenza elettrica e misurazioni di laser interferometria . Una seconda caratterizzazione , la caratterizzazione acustica , comprende le prestazioni di radiazione e di rilevazione . In questo caso si fanno misurazioni di pulse – echo e di trasmissione .

Impedenza

Come illustrato in precedenza , CMUT si può rappresentare con un modello equivalente a due porte : una porta elettrica ed una porta meccanica . Le misurazioni di impedenza si usano per estrarre parametri elettrici e meccanici del trasduttore . La valutazione di questi parametri fra un set di trasduttori costruiti sullo stesso wafer di silicio si può usare per indicare l'uniformità del processo di fabbricazione e l'efficienza . Infatti , i parametri elettrici si possono collegare ad alcune proprietà meccaniche ed elettriche dei materiali usati nella fabbricazione del trasduttore . L'impedenza elettrica è affetta dal carico acustico esercitato dal medium . Per stimare la frequenza di risonanza meccanica le misurazioni devono essere fatte quando il dispositivo opera in aria . In Fig.1.10 è mostrata la parte reale dell'impedenza elettrica di un trasduttore CMUT di 1500 celle elettrostatiche . La frequenza fondamentale di risonanza in questo caso è 5.1 MHz per una tensione di bias di 40 V . Informazioni maggiori riguardando le proprietà elettriche e meccaniche dei materiali usati per la fabbricazione si possono ottenere elaborando l'impedenza elettrica . E possibile valutare la capacitanza in parallelo , la resistenza in serie e la frequenza di risonanza meccanica per ogni array . La resistenza di serie , che si può estrarre dalle curve della parte reale dell'impedenza , è proporzionale alla resistività dei film metallici usati per la fabbricazione di elettrodi . La capacitanza in parallelo , che si può ottenere dalla curva della parte immaginaria dell'impedenza mostrata in Fig.1.11 , è collegato alle dimensioni geometriche delle celle capacitive e alle proprietà dielettriche dei materiali usati come strati strutturali e isolanti .

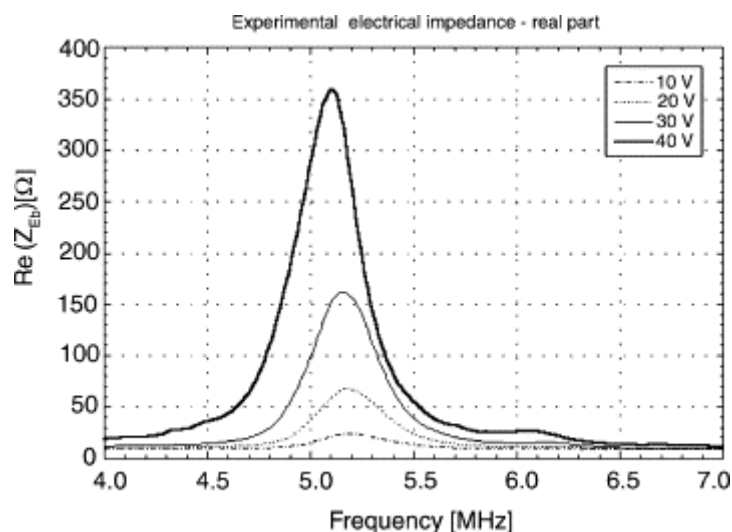


Fig.1.10 Parte reale dell'impedenza elettrica in aria per diversi valori di tensione di bias

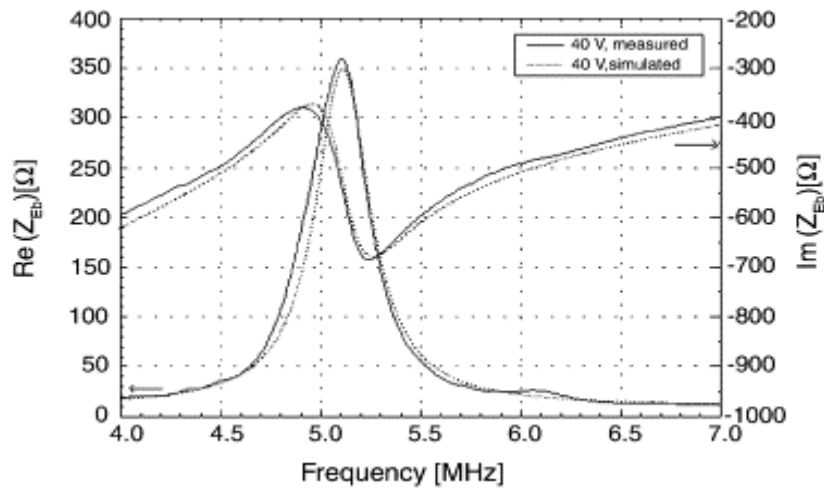


Fig.1.11 Parte reale ed immaginare dell'impedenza calcolata ad una tensione di bias di 40V

Impulso - eco

Per le misurazioni in immersione , come negli applicazioni di interesse , la cavità tra la membrana e il substrato deve essere sigillata sottovuoto . Altrimenti il fluido penetra nella cavità e la membrana cede di funzionare . In Fig.1.12 è mostrato un impulso pulse-echo misurato da un amplificatore di tensione . L'elemento è stato fabbricato con la tecnologia inversa e con il backing posteriore appropriato si è eliminato l'effetto ringing .

L'impedenza acustica del medium di immersione è molto maggiore rispetto all'impedenza meccanica del CMUT , e si aspetta che il comportamento risonante venga sovrasmorzato risultando in una risposta di frequenza a banda larga . Facendo la trasformata di Fourier alla risposta impulsiva acquisita , si ottiene la risposta in frequenza . La larghezza di banda si calcola usando la scala 6-dB per le misurazioni impulso-eco . In questo caso si è ottenuto una banda frazionaria pari a 123 % . Il vantaggio di avere una banda larga in applicazioni d'immersione è l'alta risoluzione temporale che si traduce in alta risoluzione assiale .

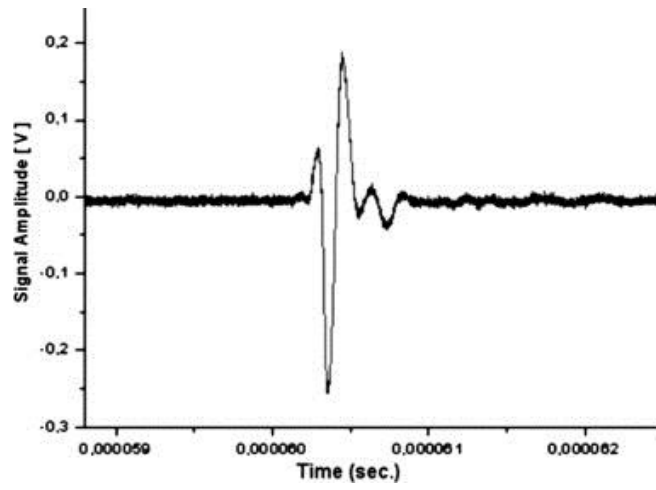


Fig.1.12 Risposta impulsiva impulso-eco

CAPITOLO 2. APPLICAZIONI MEDICHE DI CMUT

Le principali applicazioni degli ultrasuoni in campo medico sono di tipo diagnostico . L'ultrasonografia è una valida ed utile alternativa alle altre tecniche di imaging per ottenere immagini bidimensionali e con il recente progresso ricostruire immagini tridimensionali . Le tecniche ultrasonore sono non invasive e gli effetti non desiderati sono minori rispetto alle tecniche ionizzanti , ciò è molto importante in casi di diagnosi da effettuare su bambini e donne in stato di gravidanza . La presentazione real – time degli immagini permette di studiare le strutture interne in movimento . La strumentazione ultrasonora è a basso costo e portabile , e ciò ha permesso di essere una tecnica largamente usata in medicina , e particolarmente utile per l'imaging delle strutture cardiache , il sistema vascolare , gli organi interni come il fegato e reni, e l'occhio . Le tecniche ultrasonore sono utilizzati anche a scopo terapeutico, oltre allo scopo diagnostico e di guida per gli interventi chirurgici .

2.1 IMMAGINI

In questa sezione verranno presentati i risultati e gli immagini ottenuti con il trasduttore capacitivo . Molti ricercatori hanno costruito e testato sonde ecografiche utilizzando il trasduttore CMU . In Fig.2.1 sono mostrate le immagini ecografiche di un phantom(oggetto progettato appositamente che viene scannerizzato per valutare, analizzare e accordare dispositivi di imaging) cistica e l'immagine in vivo di una carotide umana . La sonda ecografica usata mostra una qualità d'immagine paragonabile a quella ottenuta con una sonda piezoelettrica , ma con una sensibilità minore di circa 10 dB come si vede nella Fig.2.2 .

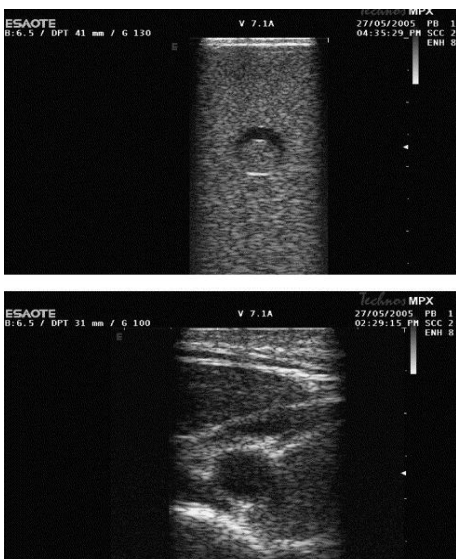


Fig.2.1 phantom cistica (sopra) e carotide umana in vivo (sotto)

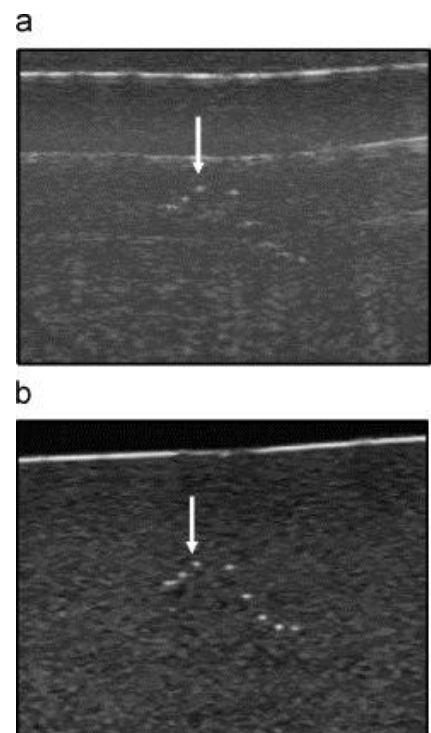


Fig.2.2 (a) sonda CMUT (b) sonda PZT

Come si vede nelle immagini la sonda CMUT presenta una penetrazione più bassa che mostra la sensibilità minore del trasduttore . Avendo larghezza di banda maggiore , la risoluzione assiale negli trasduttori capacitivi è migliore . Una sezione importante è l'imaging basato su cateteri . Al variare del tipo di array CMUT integrato sul catetere si possono ottenere immagini 2-D o ricostruire immagini 3-D real-time . Un tipo di array adatto per applicazioni in ecocardiografia o in interventi elettrofisiologici (EP) è l'array microlineare CMUT . Khuri-Yakub et al. hanno sviluppato un array microlineare CMUT composto di 24 elementi , operante con una frequenza centrale 10 MHz e banda frazionaria 100% . Il catetere è stato testato con successo su animali e in Fig.2.3 è mostrata l'immagine 2-D in vivo ottenuta da cuore di maiale . L'array si può impiegare per ottenere immagini trasversali fino ad una profondità di 4 cm .

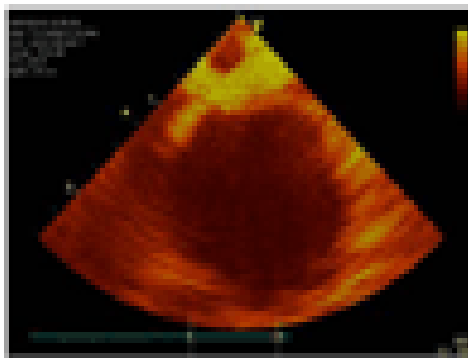


Fig.2.3 Immagine in vivo di cuore di maiale con array microlineare CMUT

Un aspetto importante dei cateteri microlineari è l'imaging di guida per il posizionamento dello stent o per interventi chirurgici . Un esempio è l'ablazione a radiofrequenza (RFA) usato per trattare aritmie , in particolare la fibrillazione atriale . L'uso di imaging ultrasonoro sta avendo un ruolo sempre più importante a minimizzare gli effetti dalla esposizione a radiazione fluoroscopica . Considerazioni importanti nella progettazione di questi cateteri sono :

- Imaging e gestione delle caratteristiche di prestazione
- Compatibilità con l'attuale pratica interventistica
- Costo sia in termini di tempo procedurale che di acquisto

Stephens et al. hanno progettato un array microlineare CMUT testato in vivo su animali . L'array è composto di 24 elementi con area di apertura 1.5 mm e profondità di penetrazione maggiore di 30 mm . La frequenza centrale è 8.5 MHz e la banda frazionaria 75 % . CMUT hanno una perdita interna (internal loss) inferiore e una conducibilità termica maggiore comparato a PZT (trasduttori piezoelettrici di titanato zirconato di piombo) e questo risulta in una tendenza ridotta di generare e conservare calore . Per avere maggior feedback della variazione dinamica della temperatura durante il tempo di ablazione non solo nella superficie ma anche nel tessuto subendocardico , è stato costruito una punta di ablazione a radiofrequenza compatibile con gli ultrasuoni (UCRA) come mostrato in Fig.2.4 . La punta UCRA è posta sulla parte distale del catetere microlineare ed è connessa elettricamente alla punta RFA dell'esso . La punta UCRA è attrezzata con fori che permettono al sangue di sussistere all'interno della punta così che l'energia d'onda ultrasonica del

array microlineare possa attraversare il liquido e dirigersi alla parete della punta . E possibile così ottenere l'ultrasonografia del tessuto durante l'ablazione .

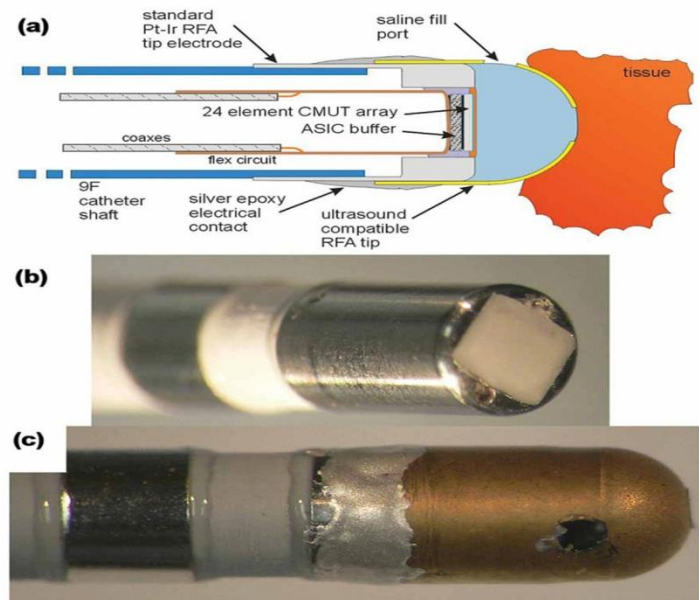


Fig.2.4 (a) Schema di catetere CMUT con la punta speciale , (b) prima e (c) l'inserimento della punta

2.1.1 IMMAGINI 3-D

Usando 2-D arrays

L'imaging fotoacustico (PAI) è una tecnica di diagnostica per immagini che ha scontrato attenzione in aumento nel ultimo decennio . Una luce pulsata a nanosecondi che si propaga attraverso il tessuto biologico viene assorbita dai cromofori come l'emoglobina ossigenata e deossigenata . L'assorbimento e la successiva espansione termo-elastica crea onde ultrasonore a banda larga, che vengono poi catturate dal trasduttore ultrasonico . Le immagini fotoacustiche sono senza *speckle* (tipo di rumore) e ricche di contrasto nella risoluzione ultrasonica . PAI può fornire anche informazioni funzionali come l'abilità di differenziare tra arterie e vene usando l'assorbimento differenziale della emoglobina . Una delle sfide principali del imaging fotoacustico è stato la penetrazione limitata in profondità . Ottenere penetrazione profonda è molto importante in applicazioni come la diagnosi di tumori al seno e prostata , per le quali è richiesta una penetrazione di circa 5 cm . CMUT sono adatti per applicazioni endoscopiche per via delle loro dimensioni ridotte e i circuiti elettronici integrati front - end .

L'esperimento svolto da Te-Jen Ma et al. con un phantom che mimetizza il tessuto usa un 16 x 16 CMUT array con frequenza centrale 5.5 MHz e banda frazionaria 101 %. L'esperimento è stato svolto con fili spessi 150 µm di peli di cavallo posti ad una distanza di 3.5 , 4 , 4.5 e 5 cm . In Fig.2.5 è mostrato l'immagine volumetrica ottenuta.

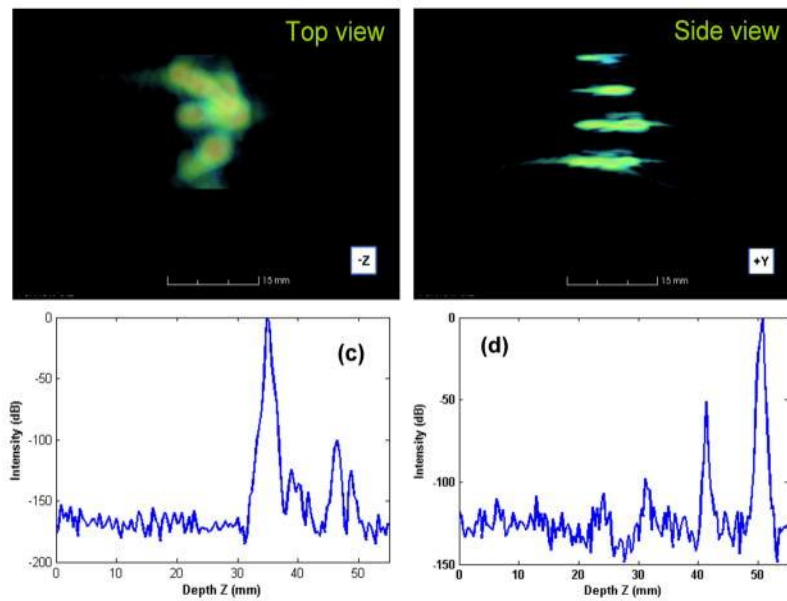


Fig.2.5 (a) immagine volumetrica, (b) vista frontale ,(c) linee tracciate come funzione di profondità 3.5 cm e (d) 5 cm

Come si vede dalla Fig.2.5 , la ricostruzione 3-D dell'immagine volumetrica del phantom mostra che i fili posti a quattro diverse profondità sono facilmente risolti .

La Tabella 1 mostra la risoluzione spaziale (assiale e laterale) in funzione della profondità dell'immagine .

Table 1
Spatial resolution as a function of imaging depth

Object depth (cm)	Axial resolution (μm)	Lateral resolution (μm)
3.5	340	520
4.0	320	500
4.5	520	1100
5.0	680	1200

Tabella 1

Usando array anulari

L'angiografia coronarica è la tecnica attualmente più diffusa nel valutare e diagnosticare la malattia coronarica in vivo . Tale tecnica presenta dei limiti nel valutare la distribuzione e l'estensione della malattia . IVUS (IntraVascular UltraSound) è una tecnica ultrasonografica invasiva che permette un imaging 3-D delle strutture vascolari . La miniaturizzazione e la stretta integrazione di CMUT con circuiti elettronici ha reso possibile la costruzione di cateteri ultrasonografici di dimensioni ridotte per la chirurgia mini-invasiva . La forma anulare è quella più adatta per l'integrazione di un cavo di guida per immagini volumetriche IVUS

o per utensili terapeutici nella ecocardiografia intracardiaca (ICE) . IVUS ha un ruolo importante nel definire un impianto ottimale dello stent e viene comunemente usato per determinare non solo la qualità ma anche la quantità della placca aterosclerotica depositata nella arteria coronarica . In Fig.2.6 sono mostrati le sezioni trasversali di un cuore di pollo ex vivo .

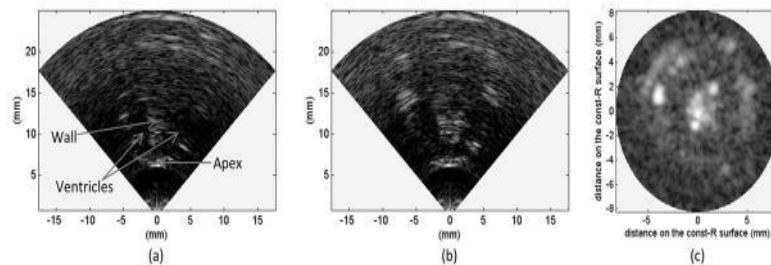


Fig.2.6 Sezioni trasversali di un cuore di pollo ex vivo

2.2 APPLICAZIONI TERAPEUTICHE

Gli ultrasuoni sono largamente usati in modalità diagnostica in molte applicazioni cliniche e di recente hanno ricevuto attenzione ed approvazione come strumento terapeutico . La terapia non invasiva ad ultrasuoni guidata da MRI negli ultimi anni è diventata sempre più popolare in casi come cancro e aritmie cardiache . Ultrasuoni focalizzati ad alta intensità (HIFU) presenta dei vantaggi rispetto alle altre tecniche come ad esempio RFA, per l'abilità di generare un pattern preciso di ablazione senza introdurre effetti nelle strutture circostanti . I processi HIFU consistono nella generazione di scatti (burst) lunghi o di onde continue ultrasonore di intensità sufficiente ad alzare la temperatura dei tessuti mirati nel rango 50°C e 80°C , causando rapida coagulazione termica delle proteine cellulari e distruzione irreversibile del tessuto . La necrosi coagulativa è causata dalla denaturazione delle proteine che vengono rimosse dal sistema linfatico senza lasciare traccia della cicatrice . Queste temperature sono molto maggiori rispetto a quelle usate nel trattamento ipertermico del tumore che variano tipicamente tra 42°C e 45°C . Infatti lo scopo di HIFU è la completa e rapida distruzione dei tessuti mirati , piuttosto che provvedere effetti antineoplastici di lungo termine .

La terapia non invasiva guidata da MRI riduce potenzialmente la mortalità , abbassa i costi ed aumenta l'accessibilità di trattamenti paragonato a chirurgie tradizionali . MRI è di importanza critica per la pianificazione del trattamento e per il feedback real-time nei trattamenti terapeutici con ultrasuoni . La progettazione del trasduttore usato in queste applicazioni deve evitare elettrodi metallici larghi per essere compatibile con MRI e per ridurre artefatti di immagine . Un altro requisito è il funzionamento a onda continua (CW) ad un'alta pressione acustica di output perché i trattamenti sono applicati fuori dal corpo per periodi di tempo lunghi . Ad esempio per il trattamento dei tumori nel addominale superiore, per trattare un tumore di grandezza 2-3 cm è necessario una pressione di output di valore 1 MPa picco-picco ad una frequenza 2.5 MHz per 1 ora . Per applicazioni HIFU a frequenza più bassa e pressione di output richiesto bisogna avere celle di grandi dimensioni e membrane a topografia variabile . Per ottenere i requisiti per la compatibilità MR , le celle del CMUT vengono fabbricate completamente con membrane conduttive per ridurre larghi strati di metallo sulla superficie del dispositivo che causerebbero artefatti nella MR .

Attualmente la maggior parte dei sistemi HIFU impiegano trasduttori piezoelettrici con superficie larga e sferica come mostrato in Fig.2.7 per ottenere fasci focalizzati . Phased CMUT arrays sono adatti alla tecnica

HIFU per la possibilità di fabbricare array estesi usando semplici tecniche microlitografiche . Come menzionato in precedenza , CMUT hanno una perdita interna (internal loss) inferiore e una conducibilità termica maggiore comparato a PZT e questo li rende particolarmente adatti ad applicazioni di alta potenza a onda continua come richiesto per HIFU .

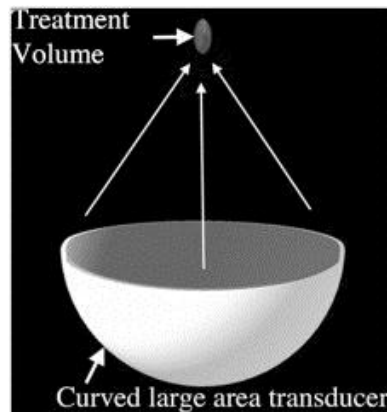


Fig.2.7 Schema del trasduttore PZT usato in applicazioni HIFU

Wong et al. hanno fabbricato un array anulare CMUT con membrane circolari di raggio 80 micron di silicio conduttivo . Per ottenere una pressione di output dell'ordine richiesto per applicazioni HIFU , sopra la membrana si è posta una struttura a forma di pistone di raggio 60 micron per aumentare lo spostamento della membrana . La forma anulare della membrana è meno sensibile alla eccitazione di modi di ordini maggiori per via delle onde di interferenza acustica sulla superficie del trasduttore . Questi vantaggi permettono di raggiungere una alta pressione di output in onda continua .

2.3 ALTRE APPLICAZIONI

2.3.1 SENSORE CHIMICO

Gli trasduttori CMU possono essere impiegati come sensori chimici in molte applicazioni . Gli sensori chimici si possono implementare combinando un dispositivo risonante meccanicamente con uno strato sottile di materiale chimicamente sensibile sul quale le molecole dei prodotti chimici di target interagiscono . Gli trasduttori CMU funzionano come sensori a caricamento di massa . Le molecole assorbite o legate alla superficie alterano la massa del dispositivo risonante causando uno shift nella frequenza di risonanza . Kwan Kyu Park et al. hanno presentato un sensore chimico basato sul CMUT . Ogni elemento dell'array consiste in 100 fino a 1000 risonatori connessi in parallelo e opera come un risonatore singolo . CMUT è costruito con una massa piccola di 296 pg e un alta frequenza di risonanza di 18.2 MHz , permettendo di ottenere una sensibilità di massa di $130 \text{ zg /Hz/ } \mu\text{m}^2$. La membrana è stata funzionalizzata con poliisobutilene (PIB) come film assorbente , il quale mira dimetil metilfosfonato (DMMP) , un simulante del agente nervino , sarin . L'uso di CMUT presenta tre vantaggi importanti . La membrane è appoggiata su una cavità vuota e solo la parte superiore della membrana può interagire con l'ambiente circostante , riducendo così le perdite di energia e risultando in un alto fattore di qualità . Secondo , il dispositivo è costituito da 100 a 1000 risonatori . Questa struttura multi - risonatore permette un ampio rango di impedenza elettrica da accoppiare alla elettronica e una affidabilità rafforzata paragonata a sistemi con un singolo risonatore . Per di più , con un processo di fabbricazione affidabile e ripetibile si assicura che il segnale concentrato della struttura multi-risonatore esibisca una singola frequenza di risonanza con un alto fattore di qualità .

La frequenza di risonanza f_0 è determinata dalle dimensioni e proprietà della membrana

$$f_0 = 0.47 \frac{t}{r^2} \sqrt{\frac{E}{\rho(1 - \nu^2)}}$$

dove r = raggio , t = spessore , ρ = densità , E = modulo di Young e ν = coefficiente di Poisson della membrana . La frequenza di risonanza f_0 è inversamente proporzionale alla densità della membrana , e quindi un incremento di carico di massa per via delle molecole del analita fa decrescere la frequenza di risonanza . L'indice di merito critico per un risonante sensibile è la sensibilità di massa , che è definita come

$$S_m = \lim_{\Delta m \rightarrow 0} \frac{-1}{f} \frac{\Delta f}{\Delta m/A} = \frac{1}{2\rho t}$$

Dove $\Delta m/A$ è il carico di massa normalizzata alla area attiva del sensore . La sensibilità è inversamente proporzionale alla densità e spessore della membrana , quindi per ottenere alta sensibilità è necessaria una membrana leggera e sottile . Gli autori di progettazione di questo dispositivo hanno usato membrane di spessore $0.5 \mu\text{m}$ e caricamento di massa per spostamento in frequenza ($1/S_m f$) di $130 \text{ zg/Hz}/\mu\text{m}^2$.

I risonatori di ogni elemento (canale) sono connessi elettricamente in parallelo . Per ridurre l'interferenza meccanica tra gli elementi vengono usati fosse through-wafer di isolamento come mostrato in Fig.2.8 . Nel dispositivo in esame sono stati implementati 1000 risonatori per elemento , ciascuno dei quali costruito con una placca di silicio monocristallo di raggio $9 \mu\text{m}$ e spessore $0.5 \mu\text{m}$. La configurazione con multi - risonatori presenta diversi vantaggi . Questa configurazione è molto utile in applicazioni con minima tolleranza a allarmi falsi perché il difetto di qualche risonatore non influisce in modo significativo nel segnale . In aggiunta , un ampio numero di risonatori risulta in una capacitanza effettiva totale maggiore . In questo modo il rapporto tra la capacitanza parassitica dei piedini elettrici e dei cavi esterni e la capacitanza attiva del dispositivo diventa più piccola .

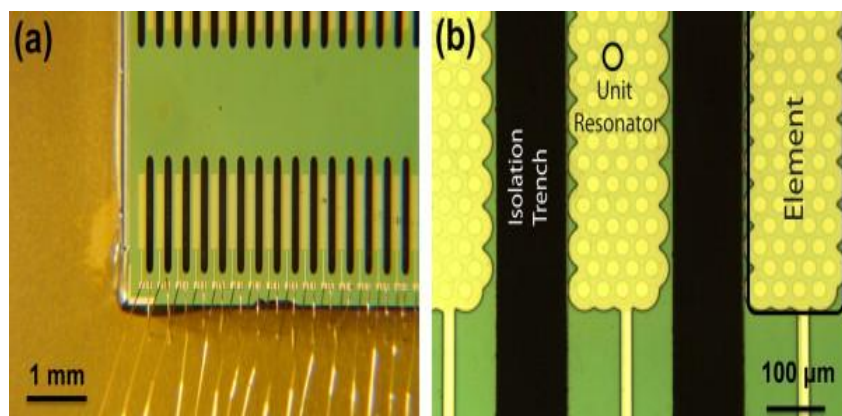


Fig.2.8 Immagini ottiche del array CMUT (a) 64 elementi in una matrice 5 mm x 2.5 mm (b) vista dall'alto di 3 elementi

Per la progettazione e l'analisi del risonatore CMUT è stato usato il modello di circuito elettrico equivalente rappresentato in Fig.2.9 . Il circuito equivalente nella sua forma semplificata consiste nella capacitanza elettrica della struttura (C_0) in parallelo con una combinazione in serie di un induttore(L_x) che rappresenta

la massa della membrana , un capacitore (C_x) che rappresenta la rigidità della membrana , e un resistore (R_x) che rappresenta la resistenza di movimento includendo la radiazione nel medium .

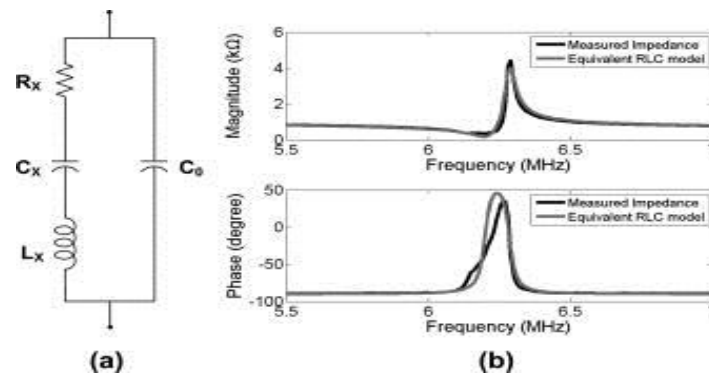


Fig.2.9 (a) Circuito elettrico equivalente (b) Ampiezza e fase dell'impedenza d'ingresso

Un aspetto essenziale per un sistema sensoriale di alta sensibilità è la misurazione accurata della frequenza di risonanza . La frequenza di risonanza si può misurare tramite la misurazione dell'impedenza elettrica d'ingresso . Tuttavia , questo metodo soffre di risoluzione a scansione di frequenza limitata e tempo di risposta lento . Perciò gli autori hanno progettato un circuito oscillatore che traccia la frequenza del dispositivo . Questo metodo permette misurazioni accurate real-time usando un contatore digitale di frequenza connesso all'uscita del circuito oscillatore . Nel circuito presentato in Fig.2.10 , CMUT è stato usato come un dispositivo selettivo di frequenza nell'anello di retroazione dell'oscillatore . Un filtro passabanda è stato aggiunto nel anello per assicurare che la frequenza di oscillazione sia confinata attorno alla frequenza di risonanza del CMUT .

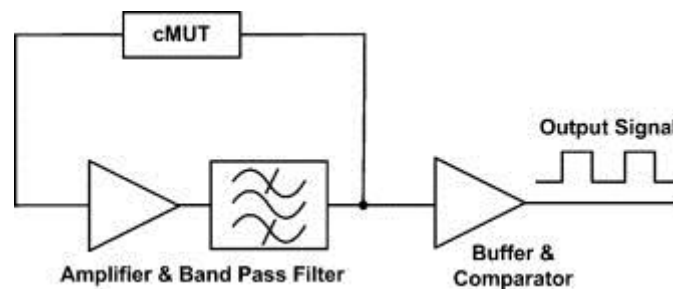


Fig.2.10 Diagramma a blocchi del circuito semplificato di oscillatore

Il limite di rilevazione (limit of detection) del sensore chimico CMUT per il vapore DMMP è stato misurato come 56 ppb .I sensori CMUT con canali molteplici possono essere facilmente fabbricati permettendo l'implementazione di sistemi che rilevano una varietà di agenti chimici in parallelo .

2.3.2 APPLICAZIONI BIOMETRICHE

Un'altra applicazione del CMUT è nel campo di riconoscimento biometrico degli elementi anatomici della mano , l'impronta del palmo e delle dita . La biometria è la scienza e tecnologia di misura e analisi di grandezze biologiche . Nel campo della tecnologia di informazione la biometria si riferisce alla tecnologia usata per misurare caratteristiche fisiologiche o comportamentali per riconoscere o verificare l'identità affermata di un individuo . Tali caratteristiche comprendono i fingerprint , impronta del palmo (palmpoint) ,

geometria della mano , retina e iris , viso ecc. L'autenticazione tramite fingerprint è la tecnologia biometrica in uso più a lungo e che offre più vantaggi rispetto alle altre tecnologie biometriche . L'acquisizione dell'immagine real-time di fingerprint si basa su sensori ottici e non ottici . I sensori ottici si basano sul fenomeno di totale riflessione del vetro o plastica rinforzata dove la punta del dito è in contatto . I sensori a semiconduttore , come un esempio di sensore non ottico sfrutta proprietà elettriche delle dita come la capacitance . I sensori non ottici sono relativamente più adatti a produzione di massa e riduzione di dimensioni per l'integrazione con dispositivi mobile . Nei sensori non ottici vengono usati anche ultrasuoni , calore e pressione per ottenere immagini di fingerprint .

Gli ultrasuoni sono stati investigati per diversi anni per l'uso in applicazioni biometriche . Gli ultrasuoni sono una valida alternativa ai sensori ottici e in più hanno mostrati diversi vantaggi intrinseci rispetto alle altre tecniche . Infatti , gli ultrasuoni non sono sensibili alle contaminazioni della superficie della mano come sporco , olio , macchie e usura delle mani . In aggiunta , gli ultrasuoni forniscono informazioni non solo della superficie ma dell'intero volume sotto la regione di pelle sott'esame . Per di più , rilevano la vivezza e quindi possono facilmente rilevare falsificazioni . La tecnica ultrasonica più esplorata nei immagini real-time delle impronta consiste in uno scan XY meccanico : un trasduttore ultrasonico A-scan ad alta frequenza (alta risoluzione) scannerizza ciascun punto nel piano XY e salva in memoria i segnali riflessi da ciascun punto . Il risultato è un immagine 3D del volume sotto la pelle . Il tempo di acquisizione si può ridurre usando un array ultrasonico lineare che si muove in direzione perpendicolare al piano di scanning elettronico . Per ogni passo nella direzione ortogonale , viene salvata un immagine B-scan , ottenendo un immagine 3D .

Lula , Savoia et al . hanno valutato due array lineari CMUT con frequenza centrale 12 MHz disegnati specificamente per applicazioni biometriche . Ciascun array consiste in 192 elementi fabbricato con il metodo di fabbricazione inversa , descritta in precedenza . I due array hanno geometrie diverse per essere specializzati in fingerprint , sonda 1 , e palmprint , sonda 2 , per le quali sono richiesti diversi campi di vista , profondità di campo e lunghezze focali . L'acquisizione delle immagini in vivo delle impronte viene eseguita fissando il palmo o il dito in un fissaggio in un serbatoio d'acqua . Il palmo o la punta del dito si facciano verso l'alto e totalmente immersi in acqua . La sonda ultrasonica è parzialmente immersa in una distanza di circa 10 mm per poter essere facciata e accoppiata acusticamente con il palmo o il polpastrello . Per ottenere immagini 3D del volume , la sonda viene spostata meccanicamente nella direzione di elevazione mediante un dispositivo motorizzato a passo micrometrico come illustrato in Fig.2.11 . Durante l'intervallo di tempo tra due passi consecutivi , viene acquisito un B-scan usando un sistema di ultrasonografia commerciale Technos (Esaote S.p.a , Genova,Italy) . Successivamente l'insieme dei B-scan viene processata e presentata usando un software scritto in Matlab . Il software rende possibile anche la visualizzazione 2D di sezioni non planari del volume acquisito .

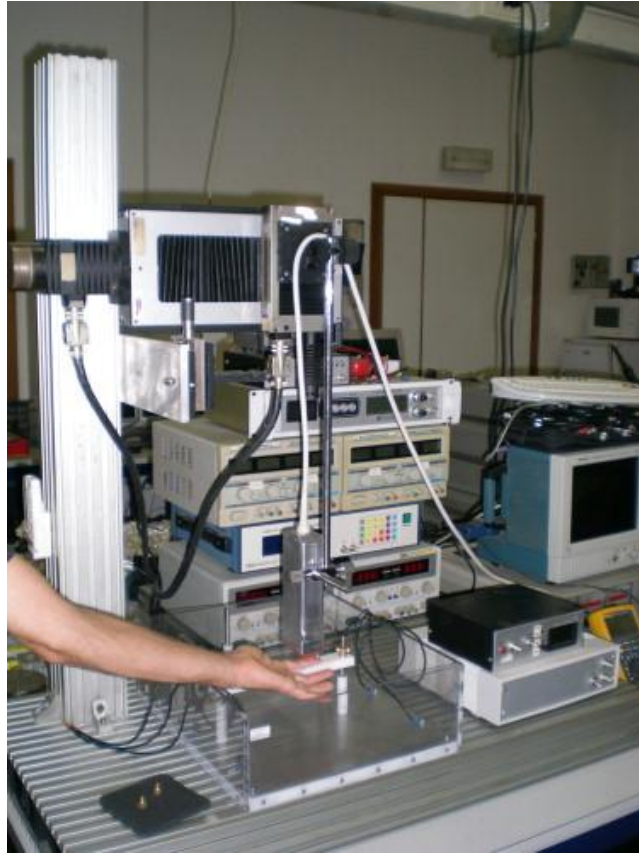


Fig.2.11 Impostazione dell'esperimento

In una regione analizzata del palmo come mostrato in Fig.2.12 , circa 10 mm sotto la pelle , ci sono diversi elementi anatomici (ossa della mano , tendini , tessuto muscolare e vasi sanguigni inclusi) che possono essere utilizzati per la misurazione di parametri biometrici . Tramite un'analisi Doppler si può verificare la vivezza per rilevare falsificazioni in diverse applicazioni . In Fig.2.13 è mostrata l'immagine2D di fingerprint ottenuta con la sonda 2 . Le valle e creste sono chiaramente distinguibili così come pori di sudorazione , che possono essere usati per una migliore accuratezza nella caratterizzazione del fingerprint.

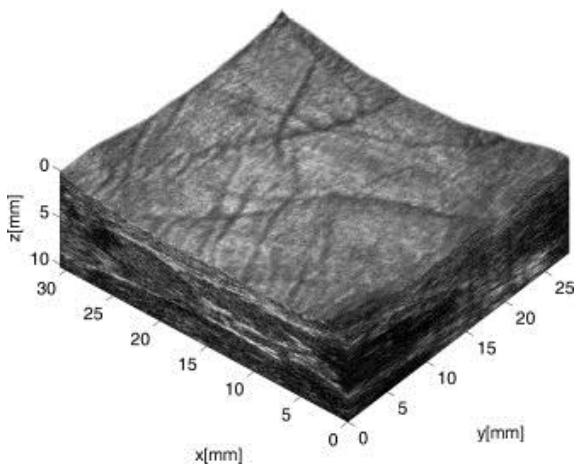


Fig.2.12 Palmprint impiegando la sonda 1

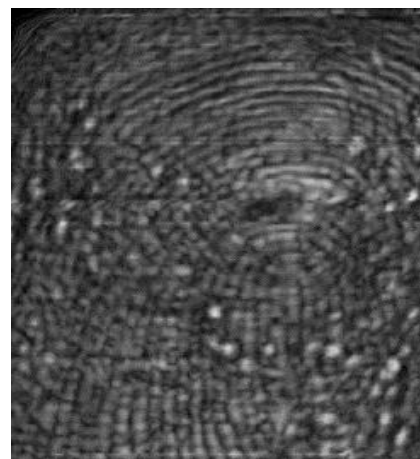


Fig.2.13 Fingerprint impiegando la sonda 2

Gli immagini presentano una risoluzione più bassa della tecnica ultrasonica che però viene compensata in una quantità maggiore di informazioni mediante la rappresentazione 3D e delle proprietà intrinseche degli ultrasuoni di non essere sensibili alle contaminazioni della pelle .

CMUT VERSUS PZT

- CMUT e PZT hanno diversi principi di funzionamento . CMUT funziona in base al principio elettrostatico mentre PZT al principio piezoelettrico
- PZT hanno un'impedenza acustica molto maggiore dei tessuti e necessitano di uno strato di accoppiamento (Fig.2.14) mentre CMUT hanno un miglior accoppiamento risultando in una banda frazionaria maggiore , e quindi migliore risoluzione assiale
- Avendo una migliore risoluzione assiale CMUT sono molto adatti per l'imaging di microcalcificazioni , piccole anomalie della tiroide e soprattutto nella ultrasonografia intravascolare
- PZT offrono maggiore penetrazione nei tessuti avendo maggiore sensibilità di ricezione e maggiore pressione acustica di output. L'efficienza di trasduzione del CMUT si può aumentare applicando alti valori di tensione di bias , che però porta a problemi di affidabilità
- CMUT offre vantaggi nella fabbricazione permettendo costi bassi , la possibilità di integrazione di circuiti elettronici sullo stesso wafer , riduzione delle dimensioni e flessibilità di progettare array 1D o 2D . La fabbricazione di PZT richiede costi più elevati , i processi di lavorazione della ceramica sono diversi da gli altri componenti del sistema US che porta in difficoltà di integrare circuiti elettronici e limitando le prestazioni

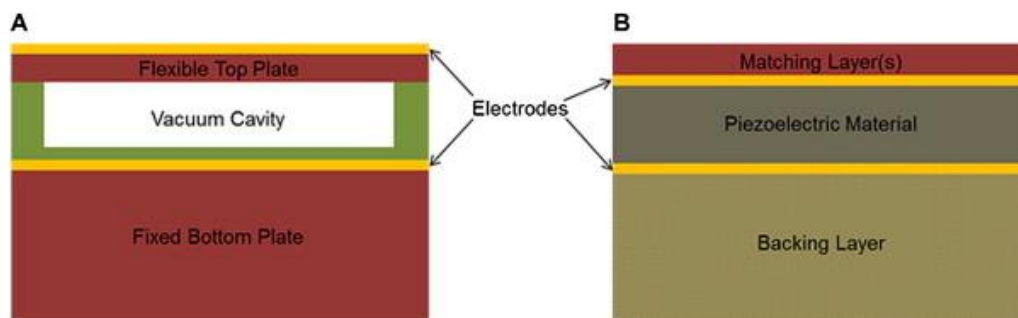


Fig.2.14 Schematizzazione di (A) CMUT e (B) PZT

CONCLUSIONE

Si è visto che il trasduttore CMU è una valida alternativa al trasduttore piezoelettrico offrendo prestazioni paragonabili . Con il basso costo di produzione , la possibilità di miniaturizzazione e di integrazione di circuiti elettronici , CMUT hanno dimostrato un potenziale per applicazioni di ultrasonografia intravascolare offrendo prestazioni migliori dei loro controparti trasduttori piezoelettrici . L'imaging 3D è possibile usando array anulari o array 2D facilmente fabbricati . CMUTs possono essere impiegati anche per applicazioni terapeutiche ad alta frequenza come la tecnica HIFU . Si è dimostrato inoltre il potenziale di CMUT di essere usato come sensore chimico o come sensore biometrico per le impronta digitali e geometria della mano . Si è visto che per ogni applicazione viene impiegata una specifica struttura del dispositivo e tecnica di fabbricazione . Gli ricercatori stanno cercando di sviluppare una struttura del dispositivo per ottenere alta pressione acustica di output usando tensione di bias a valori bassi o moderati per aumentare l'affidabilità elettrica . L'introduzione nel mercato della sonda CMUT suggerisce che il successo commerciale della tecnologia CMUT dipende più dal trovare applicazioni a largo volume di mercato che da ostacoli tecnologici .

BIBLIOGRAFIA

- Alessandro Caronti, G. Caliano, R. Carotenuto, A. Savoia, M. Pappalardo, E. Cianci, V. Foglietti "Capacitive micromachined ultrasonic transducer (CMUT) arrays for medical imaging " , Microelectronics Journal 37 (2006) 770–777
- A.Coppa , E.Cianci , V.Foglietti, G.caliano , M.Pappalardo "Building CMUTs for imaging applications from top to bottom " , Microelectronic Engineering 84 (2007) 1312-1315 ; Elsevier
- E. Cianci, V. Foglietti, D. Memmi , G. Caliano, A. Caronti, M. Pappalardo "Fabrication of capacitive ultrasonic transducers by a low temperature and fully surface-micromachined process " , Precision Engineering , Journal of the International Societies for Precision Engineering and Nanotechnology 26 (2002) 347–354
- Byung-Gil Jeong , Dong-Kyun Kim, Seog-Woo Hong, Seok-Whan Chung, Hyung-Jae Shin "Performance and reliability of new CMUT design with improved efficiency " , Sensors and Actuators A 199 (2013) 325– 333
- M. Buigasa, F. Montero de Espinosa, G. Schmitzc,I. Ameijeirasa, P. Masegosaa, M. Dominguez "Electro-acoustical characterization procedure for cMUTs " , Ultrasonics 43 (2005) 383–390
- Arif S.Ergun , Goksen G. Yaralioglu , Butrus T. Khuri-Yakub " Capacitive micromachined ultrasonic transducer : Theory and Technology " , Journal of Aerospace Engineering , April 2003
- M.Pappalardo , G.Caliano , A.Savoia , A.Caronti "Micromachined Ultrasonic Transducer" ,Chapter 22 , Springer Science+Business Media , LLC 2008
- G.Caliano , R. Carotenuto , E.Cianci , V.Foglietti , A.Caronti, M. Pappalardo "A cMUT linear array used as echographic probe : Fabrication, Characterization, and Images",2004 IEEE Ultrasonic Symposium
- Gokce Gurun , Paul Hasler, and F. Levent Degertekin "Front-End Receiver Electronics for High-Frequency Monolithic CMUT-on-CMOS Imaging Arrays " , IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL. 58, NO. 8, AUGUST 2011
- A. S. Ergun, C. 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" ,2002 IEEE
- Douglas N. Stephens, Uyen T. Truong, Amin Nikoozadeh, Ömer Oralkan, Chi Hyung Seo et al . "First In Vivo Use of a Capacitive Micromachined Ultrasound Transducer Array–Based Imaging and Ablation Catheter " , J Ultrasound Med. 2012 February ; 31(2): 247–256

- Te-Jen Ma , Sri R. Kothapalli , S. Vaithilingam, Ö. Oralkan , Aya Kamaya, Ira O. Wygant et al. "3-D Deep Penetration Photoacoustic Imaging with a 2-D CMUT Array " , 2010 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings
- A. Nikoozadeh, Ö. Oralkan, M. Gencel et al. "Forward-Looking Volumetric Intracardiac Imaging Using a Fully Integrated CMUT Ring Array " , 2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings
- Jingkuang Chen " Capacitive micromachined ultrasonictransducer arrays for minimally invasive medical ultrasound", J. Micromech. Microeng. 20 (2010) 023001 (13pp)
- David M. Mills "MEDICAL IMAGING WITH CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASOUND TRANSDUCER (CMUT) ARRAYS" , 2004 IEEE Ultrasonics Symposium , International Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Joint 50th Anniversary Conference
- S.H. Wong, M. Kupnik , K. B. Pauly , and B.T. Khuri-Yakub "CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASONIC TRANSDUCER (CMUT) FOR MR-GUIDED NONINVASIVE THERAPEUTIC ULTRASOUND APPLICATIONS" , 2009 IEEE
- Serena H. Wong, Mario Kupnik, Ronald D. Watkins, Kim Butts-Pauly, and Butrus T. (Pierre) Khuri-Yakub " Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers for Therapeutic Ultrasound Applications", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 57, NO. 1, JANUARY 2010
- Butrus T Khuri-Yakub andÖmer Oralkan "Capacitive micromachined ultrasonic transducers for medical imaging and therapy " , J. Micromech. Microeng. 21 (2011) 054004 (11pp) , IOP Publishing
- K.K. Park , H.Lee , M.Kupnik, O.Oralkan , J.Ramseyer, H.P.Lang , M.Hegner, C.Gerber , B.T.Khuri-Yakub "Capacitive micromachined ultrasonic transducer (CMUT) as a chemical sensor for DMMP detection" , Sensors and Actuators B : Chemical , 2011 Elsevier
- Antonio Iula , Alessandro Savoia , Giosuè Caliano "Capacitive micro-fabricated ultrasonic transducers for biometric applications " ; Microelectronic Engineering , Volume 88 , Issue 8 ,August 2011, Pages 2278-2280 , Proceedings of the 36th International Conference on Micro- and Nano-Engineering (MNE)
- A. Savoia , G. Caliano , A. Iula , C. Longo , A. Caronti , R. Carotenuto and M. Pappalardo "Design and Fabrication of a cMUT Probe for Ultrasound Imaging of Fingerprints " , 2010 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings
- Muhammed Sabri Salim, M.F. Abd Malek , R.B.W. Heng ,K.M. Juni , Naseer Sabri "Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers: Technology and Application " , Journal of Medical Ultrasound (2012) 20, 8-31

ARTICOLI DI CONSULTAZIONE

- Alessandro Stuart Savoia, Giosuè Caliano, and Massimo Pappalardo “A CMUT Probe for Medical Ultrasonography: From Microfabrication to System Integration “ , IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL. 59, NO. 6, JUNE 2012
- Jung Woo Choe, Ö. Oralkan, A. Nikoozadeh et al. “Volumetric Real-Time Imaging Using a CMUT Ring Array “ , IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL. 59, NO. 6, JUNE 2012
- Antonio Iula , Michele de Santis : “ Experimental evaluation of an ultrasound technique for the biometric recognition of human hand anatomic elements “, Ultrasonics ; Volume 51 , Issue 6 , August 2011, Pages 683-688
- Marcus Törndahl, Monica Almqvist, Lars Wallman, Hans W Persson and Kjell Lindström “Characterisation and comparison of a cMUT versus a piezoelectric transducer for air applications “ , 2002 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM-1023
- K. K. Park, H. J. Lee, G. G. Yaralioglu, A. S. Ergun, Ö. Oralkan et al. “Capacitive micromachined ultrasonic transducers for chemical detection in nitrogen “ , APPLIED PHYSICS LETTERS 91, 094102 (2007)
- B. T. Khuri-Yakub , K. K. Park, H. J. Lee1, G. G. Yaralioglu, S. Ergun , Ö. Oralkan , M. Kupnik et al. “The Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer (CMUT) as a Chem/Bio Sensor “2007 IEEE Ultrasonics Symposium