



**TRANSDUCTEURS ULTRASONIQUES CAPACITIFS MICRO-MACHINES (CMUT)
POUR LES SYSTEMES DE COMMUNICATION**

Par Issam Skounti

**Mémoire présenté à l'Université du Québec à Chicoutimi en vue de l'obtention du
grade de Maîtrise ès sciences appliquées (M. Sc. A.) en ingénierie**

Jury :

Yasar Kocaefer, Professeur, Université du Québec à Chicoutimi, Président du Jury ;

Alexandre Robichaud, Professeur, Université du Québec à Chicoutimi, Directeur de recherche ;

Paul-Vahé Cicek, Professeur, Université du Québec à Montréal, Codirecteur de recherche ;

Oussama Jebbar, Professeur, Université du Québec à Chicoutimi, Evalueur interne ;

Andy Shih, Professeur, École de Technologie Supérieure de Montréal, Evalueur externe.

Québec, Canada

RÉSUMÉ

Ce projet de recherche explore le développement de systèmes de communication acoustique sécurisés en utilisant des transducteurs ultrasoniques micromachinés (CMUTs). Après une revue approfondie de la littérature, les travaux ont commencé par une modélisation théorique des membranes des CMUTs pour identifier les paramètres influents, suivie de simulations sur COMSOL Multiphysics afin de prédire leur comportement dynamique. Ces simulations ont notamment permis d'analyser les déplacements des membranes, leur fréquence de résonance à l'aide d'un modèle masse-ressort, ainsi que l'influence de la tension de polarisation VDC sur leur raideur et leur fréquence de résonance. De plus, la tension d'effondrement a été calculée pour garantir un fonctionnement optimal et prévenir les défaillances mécaniques.

L'étape suivante a porté sur la conception et la fabrication des CMUTs, réalisées à l'aide de la technologie de microfabrication PolyMUMPs. Des tests expérimentaux ont permis de caractériser les dispositifs, validant les résultats théoriques et simulés, et de démontrer leur capacité à vibrer à des fréquences spécifiques. Par ailleurs, la variation de la tension de polarisation DC et la mesure de la diaphonie entre éléments adjacents ont permis de comprendre davantage la réponse des CMUTs à différentes excitations.

Enfin, une mise en œuvre pratique a été réalisée pour tester les capacités des transducteurs dans des scénarios de communication. En utilisant une Radio SDR RadioBerry couplée à GNU Radio, différentes techniques de modulation ont été implémentées, notamment avec des schémas tels que l'ASK (Amplitude Shift Keying), BFSK (Binary Frequency Shift Keying), QPSK (Quadrature Phase Shift Keying) et QAM (Quadrature Amplitude Modulation). Les tests ont été effectués sur les transducteurs CMUTs pour valider ces schémas de communication, et les signaux générés ont été visualisés à la fois dans GNU Radio et sur un oscilloscope. Ces étapes jettent les bases pour l'intégration des CMUTs dans des applications de communication sécurisées et à haut débit adaptée à la technique OFDM.

Table des matières

RÉSUMÉ	ii
LISTE DES TABLEAUX	iv
LISTE DES FIGURES	v
LISTE DES SIGLES	viii
LISTE DES ABRÉVIATIONS	ix
DÉDICACE	x
REMERCIEMENTS	xi
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
1.1 Objectif de la recherche	2
1.2 Organisation du mémoire	3
CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTERATURE	4
2.1 Les types de transducteurs ultrasoniques micromachinés (MUTs)	4
2.1.1 Transducteur ultrasonique piézoélectrique micromachiné (PMUT)	5
2.1.2 Transducteur ultrasonique capacitif micromachiné (CMUT)	6
2.2 Applications des CMUTs	7
2.3 Techniques de fabrication des CMUTs	9
2.4 Méthodes de communication par ultrasons	10
2.4.1 La Modulation OFDM	11
CHAPITRE 3 : METHODOLOGIE DE RECHERCHE	12
3.1 Modélisation et simulation des CMUT avec COMSOL Multiphysics	12
3.1.1 Modélisation analytique du CMUT	12
3.1.2 Simulation sur COMSOL Multiphysics	19
3.2 Conception et fabrication des CMUT	21
3.2.1 Fabrication des CMUT via la technologie PolyMUMPs	21
3.2.2 Conception avec L-edit MEMS	23
3.2.3 Procédé de fabrication	24
3.3 Protocoles de caractérisation et de test des CMUT	26
3.3.1 Câblage et mise en boîtier	27
3.3.2 Caractérisation	31
CHAPITRE 4 : CONFIGURATION ET TESTS AVEC RADIO LOGICIELLE	35
4.1 Amplification et configuration des CMUTs	35
4.2 Configuration des tests avec RadioBerry	37
4.2.1 Tests préliminaires	38
4.2.2 Schéma de modulation d'amplitude ASK	39
4.2.3 Schéma de modulation d'amplitude BFSK	40
4.2.4 Schéma de modulation d'amplitude M-QAM	42
CHAPITRE 5 : RESULTATS ET DISCUSSIONS	46
5.1 Résultats de simulation des CMUTs	46

5.1.1 Déplacements des membranes du CMUT et modes de déformation	46
5.1.2 Tension d'effondrement	48
5.1.3 Fréquence de résonance	49
5.1.4 Excitation temporelle et pression acoustique.....	51
5.2 Résultats de la caractérisation des CMUTs fabriqués	52
5.3 Comparaison entre résultats de simulation et résultats de caractérisation	56
5.3 Résultats de tests de communication avec les CMUTs.....	57
5.3.1 Résultats de communication préliminaires	57
5.3.2 Résultats de communication avec la technique ASK.....	58
5.3.3 Résultats de communication avec la technique BFSK	59
5.3.4 Résultats de communication avec la technique QPSK.....	61
5.3.5 Discussions	61
CONCLUSION	64
LISTE DE RÉFÉRENCES.....	65

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1 : RESUME DES PARAMETRES PHYSIQUES DU CMUT	19
TABLEAU 2 : LIBELLE ET EPAISSEUR DES COUCHES DE LA TECHNOLOGIE POLYMUMPS.	23
TABLEAU 3 : CONFIGURATION DE CONNEXION DE LA PUCE CMUTS AUX SOURCES DE TENSIONS ELECTRIQUES VIA LE PCB.	30
TABLEAU 4: OUTILS ET MATERIELS DE CARACTERISATION.	30
TABLEAU 5 : TENSIONS THEORIQUES D'EFFONDREMENT DES CMUTS.....	32
TABLEAU 6 : ÉCARTS RELATIFS ENTRE FREQUENCES DE RESONANCE SIMULEES ET MESUREES POUR DIFFERENTES TAILLES DE MEMBRANES	56

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1: TYPES DE TRANSDUCTEURS ULTRASONIQUES [57].	5
FIGURE 2: FONCTIONNEMENT DU CMUT. A) MODE EMETTEUR B) MODE RECEPTEUR.	13
FIGURE 3: LES PARAMETRES GEOMETRIQUES D'UN CMUT.	13
FIGURE 4 : DEFORMATION AXIALE DE LA MEMBRANE D'UN CMUT EN FONCTION DE LA TENSION APPLIQUEE.	14
FIGURE 5: IMITATION D'UN CMUT AVEC UN MODELE MASSE-RESSORT.	15
FIGURE 6: FREQUENCE DE RESONANCE DU CMUT ET SA RAIDEUR MECANIQUE EN FONCTION DE LA TENSION DE POLARISATION CONTINUE. VDC.	17
FIGURE 7: TENSION ELECTRIQUE NORMALISEE APPLIQUEE AU CMUT EN FONCTION DU DEPLACEMENT.	18
FIGURE 8 : LA TENSION D'EFFONDREMENT ET LA FREQUENCE DE RESONANCE DE LA MEMBRANE CMUT EN FONCTION DE SON RAYON.	19
FIGURE 9 : REPRESENTATION 3D ANNOTEE D'UN CMUT DANS COMSOL, METTANT EN EVIDENCE LA MEMBRANE, LES ELECTRODES SUPERIEURE ET INFERIEURE, AINSI QUE LA CAVITE D'AIRE.	20
FIGURE 10 : SCHEMA EN COUPE PRESENTANT LES 7 COUCHES CONSTITUTIVES DU PROCEDE POLYMUMPS.	23
FIGURE 11 : CONCEPTION DES CMUTS SUR L-EDIT MEMS AVEC LA TECHNOLOGIE POLYMUMPS.	24
FIGURE 12 : ÉTAPES DE FABRICATION DU CMUT VIA LE PROCEDE POLYMUMPS : A) PLAQUETTE DE SILICIUM ISOLEE AVEC DU NITRURE DE SILICIUM ; B) DEPOT DE POLY 0 ET DU 1 ^{ER} OXYDE ; C) DEPOT DE POLY 1 PAR-DESSUS L'OXYDE ; D) DEPOT DE POLY 2 ET METALLISATION POUR FORMER LES PADS ELECTRIQUES ; E) LIBERATION DU 1 ^{ER} OXYDE POUR CREER LA CAVITE ENTRE POLY 0 ET POLY 1.	26
FIGURE 13 : BOITIER LCC02834 POUR LE PACKAGING DES CMUTS.	27
FIGURE 14 : CABLAGE DE LA PUCE CMUTS (WIRE BONDING).	28
FIGURE 15 : DOUILLES PORTE-PUCES A 28 BROCHES POUR L'INTEGRATION DES CMUTS DANS LE PCB DE TEST.	28
FIGURE 16 : CONFIGURATION DE CONNEXION DES CMUTS VIA LE CIRCUIT IMPRIME DU TEST.	29
FIGURE 17 : TEST SETUP AVEC VIBROMETRE LDV.	33
FIGURE 18 : SCHEMA DU CIRCUIT DE SIMULATION DE L'AMPLIFICATEUR AC A DEUX ETAGES.	36
FIGURE 19 : SCHEMA DU CIRCUIT DE SIMULATION DE L'AMPLIFICATEUR TRANS-IMPEDANCE.	36
FIGURE 20 : TEST DU L'AMPLIFICATEUR TIA SUR PLAQUE D'ESSAI ET OSCILLOSCOPE.	37
FIGURE 21 : TEST DE L'AMPLIFICATEUR AC SUR PLAQUE D'ESSAIS ET OSCILLOSCOPE.	37
FIGURE 22 : MONTAGE EXPERIMENTAL POUR LA VALIDATION DE LA TRANSMISSION AVEC LES CMUTS.	38
FIGURE 23 : SCHEMA DU FLUX DE TRAITEMENT DU SIGNAL POUR UN TEST PRELIMINAIRE SIMPLE.	38

FIGURE 24 : SCHEMA DU FLUX DE TRAITEMENT DU SIGNAL OOK SUR GNU RADIO.	39
FIGURE 25 : SIMULATION DE LA TRANSMISSION AVEC LE SCHEMA DE MODULATION OOK SUR GNU RADIO.	40
FIGURE 26 : SCHEMA DU FLUX DE TRAITEMENT DU SIGNAL BFSK SUR GNU RADIO.	41
FIGURE 27 : SIMULATION DE LA TRANSMISSION AVEC LA TECHNIQUE BFSK SUR GNU RADIO.	41
FIGURE 28 : SCHEMA DU FLUX DE TRAITEMENT DU SIGNAL M-QAM SUR GNU RADIO.	43
FIGURE 29 : SIMULATION DE LA TRANSMISSION AVEC LA TECHNIQUE 4-QAM SUR GNU RADIO.	43
FIGURE 30 : SIMULATION DE LA TRANSMISSION AVEC LA TECHNIQUE 8-QAM SUR GNU RADIO.	44
FIGURE 31 : EFFET DU BRUIT DU CANAL SUR LE DIAGRAMME DE CONSTELLATION A LA RECEPTION.	45
FIGURE 32 : DEPLACEMENT STATIQUE DE LA MEMBRANE SOUS UNE TENSION CONTINU DE 130 V.	47
FIGURE 33 : MODES DE VIBRATIONS DE LA MEMBRANE. (A) : MODE 1 (B) : MODE 2 (C) : MODE 3 (D) : MODE 4.	47
FIGURE 34 : DEPLACEMENT DE LA MEMBRANE EN FONCTION DE LA TENSION DE POLARISATION VDC : COMPARAISON ENTRE MODELE ANALYTIQUE ET SIMULATION COMSOL.	48
FIGURE 35 : FREQUENCE DE RESONANCE EN FONCTION DU RAYON DE LA MEMBRANE : COMPARAISON ENTRE MODELE ANALYTIQUE ET SIMULATION COMSOL.	49
FIGURE 36 : DEPLACEMENT DE LA MEMBRANE CMUT EN FONCTION DE LA FREQUENCE D'EXCITATION.	50
FIGURE 37: FREQUENCE DE RESONANCE EN FONCTION DE LA TENSION CONTINUE VDC.	50
FIGURE 38 : SIMULATION DE LA REPONSE TEMPORELLE D'UN CMUT SOUS COMSOL MULTIPHYSICS.	51
FIGURE 39 : SIMULATION DU CHAMP DE PRESSION ACOUSTIQUE GENERE PAR UN CMUT SUR UNE DISTANCE.	51
FIGURE 40 : INSPECTION VISUELLE DE LA PUCE CMUTS AVEC MICROSCOPE.	52
FIGURE 41 : RESULTATS DE MESURE DE LA VITESSE DE VIBRATION DES MEMBRANES EN FONCTION DE LA FREQUENCE A L'AIDE DU VIBROMETRE LDV.	53
FIGURE 42 : LES MESURES DE LA FREQUENCE DE RESONANCE EN FONCTION DE LA TENSION CONTINUE VDC.	54
FIGURE 43 : FORMES DE DEFORMATION DES CMUTS SOUS TENSIONS A L'AIDE D'UN VIBROMETRE LDV.	55
FIGURE 44 : MESURE DE LA DIAPHONIE MECANIQUE ENTRE DEUX MEMBRANES CMUT ADJACENTES.	56
FIGURE 45 : MESURE DU SIGNAL REÇU PAR LES CMUTS A UNE FREQUENCE DE 830 KHZ.	58
FIGURE 46 : RESULTATS DE RECEPTION EN MODULATION OOK.	58
FIGURE 47 : RESULTATS DE COMMUNICATION AVEC UN SCHEMA DE MODULATION OOK.	59

FIGURE 48 : RESULTATS DE RECEPTION EN MODULATION BFSK.....	60
FIGURE 49 : RESULTATS DE COMMUNICATION AVEC UN SCHEMA DE MODULATION BFSK.	60
FIGURE 50 : RESULTATS DE COMMUNICATION AVEC UN SCHEMA DE MODULATION QPSK.	61

LISTE DES SIGLES

AlN : Aluminum Nitride
ASK : Amplitude Shift Keying
AWGN : Additive White Gaussian Noise
BFSK : Binary Frequency Shift Keying
CMOS : Complementary Metal-Oxide-Semiconductor
CMUT : Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer
DRIE : Deep Reactive Ion Etching
FEM : Finite Element Methode
FSK : Frequency Shift Keying
FUS : Focused Ultrasound Surgery
HIFU : High Intensity Focused Ultrasound
IoUT : Internet of Underwater Things
IVUS : Intravascular ultrasound
LDV : Laser Doppler Vibrometer
LPCVD : Low pressure chemical vapor deposition
MEMS : Micro Electro-Mechanical Systems
M-FSK : M-ary Frequency Shift Keying
M-QAM : M-ary Quadrature Amplitude Modulation
MUT : Micromachined Ultrasonic Transducer
OFDM : Orthogonal Frequency Division Multiplexing
OOK : On-Off Keying
PMUT : Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer
PolyMUMPs : Polysilicon Multi-User MEMS Processes
PZT : Titano-Zirconate de plomb
PML : Perfectly Matched Layer
PSG : Phosphosilicate Glass
QAM : Quadrature Amplitude Modulation
QPSK : Quadrature Phase Shift Keying
RIE : Reactive Ion Etching

LISTE DES ABRÉVIATIONS

A : Surface de la membrane du CMUT [m^2]
a : Rayon de la membrane [m]
D : Rigidité [N.m]
d : Cavité du CMUT [m]
E : Module de Young [GPa]
 E_e : Energie électrique [J]
 F_e : Force électrostatique [N]
 F_m : Force de rappel mécanique [N]
 f_r : Fréquence de résonnante [Hz]
k : Raideur effective de la membrane [N.m^{-1}]
 k_{soft} : Raideur d'assouplissement de la membrane [N.m^{-1}]
 P_{atm} : Pression atmosphérique [Pa]
 P_0 : Pression appliquée sur la membrane [Pa]
 m_0 : Masse effective de la membrane [kg]
w : Déplacement vertical de la membrane [m]
 w_{pk} : Déplacement vertical du centre de la membrane [m]
 V_{AC} : Tension électrique alternative [V]
 V_{collapse} : Tension d'effondrement de la membrane [V]
 V_{DC} : Tension électrique continue [V]
 V_e : Tension électrique [V]
 x_p : Déplacement vertical au point d'effondrement [m]
 x : Déplacement verticale [m]
 \dot{x} : Vitesse de déplacement [m.s^{-1}]
 \ddot{x} : Accélération du déplacement [m.s^{-2}]
 ρ : Masse volumique [Kg. m^{-3}]
 ν : Coefficient de Poisson [-]
 ϵ_0 : Permittivité absolue [F.m^{-1}]
 ϵ : Permittivité relative [-]

DÉDICACE

À mon Professeur

Pour cette magnifique opportunité, son soutien et encadrement, et surtout sa patience et son dévouement, sans lesquels ce travail n'aurait pu voir le jour.

À ma famille

Pour son soutien et ses encouragements constants tout au long de ce parcours.

REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon Directeur de recherche, Professeur Alexandre Robichaud, pour son encadrement, sa disponibilité et ses précieux conseils tout au long de ce projet. Son expertise et son soutien ont été des éléments clés pour mener à bien ce travail.

J'adresse également mes remerciements à mon Codirecteur de recherche, Professeur Paul-Vahé Cicek, pour sa participation aux différentes réunions de travail sur les CMUTs, ainsi que pour son soutien.

Mes remerciements vont également à Mr. Mathieu Gratuze, Associé de recherche pour le LaCIME au sein de l'ETS, pour son encadrement lors des tests de caractérisation de la puce CMUT à l'ETS de Montréal, ainsi que pour le matériel mis à disposition, sans lequel ce travail n'aurait pas été possible.

Je tiens également à remercier Mr. Francis Deschênes, technicien de travaux pratiques au département DSA, pour la mise à disposition du matériel nécessaire à mes expérimentations.

Je remercie également mes collègues de l'équipe, Antoine Verrault et Laurie-ann Boily, pour leur collaboration et leur esprit de solidarité. Leur soutien et les échanges stimulants ont rendu cette expérience de recherche enrichissante et agréable.

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

Dans le contexte de l'évolution rapide des technologies, la recherche sur les transducteurs ultrasoniques joue un rôle clé dans le développement de nouvelles solutions innovantes pour les applications de communication sans fil. Ce projet se concentre sur le développement et l'optimisation de ces dispositifs, en tirant parti de leur potentiel pour transformer les systèmes modernes d'aujourd'hui. Les transducteurs ultrasoniques, en particulier, offrent de nouvelles possibilités pour la transmission et la réception d'ondes acoustiques à haute fréquence, ouvrant ainsi la voie à des applications innovantes en communication sans fil et en détection. Ils présentent des atouts tels que la miniaturisation qui facilite leur intégration dans des systèmes compacts, ainsi qu'une compatibilité avec les techniques de mise en œuvre standard. De plus, et grâce aux technologies de microfabrication des MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems), il est possible également de produire ces transducteurs de manière précise et économique, avec des avantages en termes de fiabilité, faible consommation énergétique et de meilleure adaptabilité pour des dispositifs portables ou embarqués.

Les ultrasons se propagent dans des fréquences acoustiques supérieures à 20 kHz, inaudibles pour l'oreille humaine [1]. Ce canal ultrasonique est largement utilisé dans divers domaines, notamment en médecine et dans l'industrie manufacturière. En effet, le développement des systèmes de communication acoustique s'est principalement concentré sur des transducteurs sous-marins pour des applications variées, incluant la collecte de données océanographiques et la prévention des catastrophes [2]. Cela s'explique par la meilleure propagation des ondes acoustiques dans l'eau, tandis qu'en milieu aérien, leur portée est très limitée. Cependant, certaines recherches se sont tout de même concentrées sur ce domaine, comme par exemple le système de positionnement intérieur ultrasonique fonctionnant sur une distance de 10 à 20 mètres [3].

Bien que la portée limitée de la communication ultrasonique puisse sembler peu utile dans de nombreux schémas de communication, elle n'est pas un inconvénient majeur dans notre application spécifique. En effet, le système de communication ciblé devrait être capable de fonctionner sur de courtes distances, comme pour des applications de

paiements par contact ou le déverrouillage de portes. Ainsi, la portée restreinte des communications ultrasoniques pourrait s'avérer avantageuse pour une application de communication sécurisée.

Les transducteurs ultrasoniques micromachinés, en particulier, offrent de nouvelles possibilités pour la transmission et réception d'ondes acoustiques à haute fréquence. En effet, les transducteurs ultrasoniques, tels que les CMUTs (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers) et les PMUTs (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducers), représentent des avancées significatives dans divers domaines. Ils se distinguent par leur capacité à fonctionner à des fréquences élevées tout en étant intégrables dans des systèmes compacts grâce aux techniques de microfabrication. Cette technologie permet de concevoir des dispositifs plus petits et plus efficaces, tout en offrant une flexibilité de conception pour divers applications et environnements.

1.1 Objectif de la recherche

L'objectif de ce travail de recherche est de développer une matrice MEMS à base de CMUTs afin d'explorer l'utilisation de ce transducteur ultrasonique micro-usinés capacitifs dans un système de communication sans fil, en mettant en œuvre différentes techniques de modulation du signal telles que l'ASK, le BFSK, le QAM et éventuellement la technique OFDM. L'idée principale est de concevoir une matrice de CMUTs qui pourrait être utilisée pour la technique de modulation OFDM, en utilisant une série de transducteurs ayant des fréquences de résonance différentes, correspondant chacune à une sous-porteuse de l'OFDM. Grâce à ces fréquences de résonance distinctes, une grande partie du filtrage s'effectue directement dans le domaine acoustique avant la conversion du signal dans le domaine électrique. Cela simplifie considérablement la chaîne de traitement numérique, car chaque CMUT isole au préalable la sous-porteuse qu'il doit traiter. Pour atteindre cet objectif, les transducteurs ont été conçus à l'aide de l'outil COMSOL, puis fabriqués en utilisant la technologie PolyMUMPs. Les CMUTs ont ensuite été soumis à des tests de caractérisation électrique et acoustique afin d'évaluer leurs performances pour ensuite les implémenter dans un système de communication avec différentes techniques de modulation simple ou avancées.

1.2 Organisation du mémoire

Le présent mémoire comprend cinq chapitres qui abordent respectivement les thèmes suivants :

- Le présent chapitre (chapitre 1) présente le contexte du projet de recherche, la problématique et les objectifs ;
- Le chapitre 2, consacré à la revue de littérature et présente les transducteurs ultrasoniques, leurs types, les techniques de leurs mises en œuvre, ainsi que leur pertinence par rapport à leurs utilisations dans la communication ;
- Le chapitre 3 couvre la méthodologie de recherche, allant de la modélisation théorique, la simulation sur COMSOL Multi-physics, la conception par le procédé PolyMUMPs, la fabrication et la caractérisation du transducteur ;
- Le chapitre 4 présente l'implémentation des éléments d'un système de communication ultrasonique ainsi que les schémas de modulation utilisés à cet effet.
- Le chapitre 5 présente les résultats de la simulation et de la caractérisation du transducteur ultrasonique conçu, les tests effectués et l'analyse des mesures ;
- Le chapitre 6 présente les conclusions tirées au cours de ce projet de recherche et les recommandations qui en résultent.

CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE

Au cours des dernières décennies, les MEMS se sont imposés dans de nombreux secteurs, notamment l'électronique [4], la santé [5], l'automobile et l'aérospatiale [6]. Ils ont permis la réalisation de dispositifs avancés, capables de détecter et de réagir aux variations dans divers environnements [7]. Un aspect essentiel de ces avancées dans le domaine des MEMS réside dans les transducteurs ultrasoniques micromachinés (Micromachined Ultrasonic Transducers - MUT), qui révolutionnent un large éventail d'applications en matière de technologies de détection et de communication.

Il existe deux catégories de transducteurs micromachinés : les transducteurs ultrasoniques piézoélectriques micromachinés (PMUT) et les transducteurs ultrasoniques capacitifs micromachinés (CMUT). Malgré leurs différentes approches physiques de transduction, leurs principes de fonctionnement, relativement simple à comprendre, repose sur une membrane suspendue au-dessus d'une cavité. Une fois cette membrane est excitée par un signal électrique ou acoustique, le mécanisme engendre la transduction énergétique d'un domaine à un autre et permet en conséquence aux transducteurs de détecter et de transmettre des signaux acoustiques à fréquence contrôlée. Les PMUTs ont été conceptualisés pour la première fois en 1983 [30], tandis que les CMUTs ont vu le jour par la suite vers les années 1990 [9].

2.1 Les types de transducteurs ultrasoniques micromachinés (MUTs)

Les MUT se distinguent principalement par leur méthode de transduction, qui varie selon qu'il s'agisse de CMUT ou de PMUT. Ces transducteurs peuvent générer et/ou détecter des ondes acoustiques selon leur mode de fonctionnement. En mode émetteur, ils convertissent l'énergie électrique en ondes sonores, tandis qu'en mode récepteur, ils transforment les ondes sonores reçues en signaux électriques.

Traditionnellement, les transducteurs sont classés en deux catégories principales : ceux basés sur des matériaux piézoélectriques, tels que les céramiques comme le PZT (Titano-zirconate de plomb) ou des composites piézoélectriques, et les dispositifs MUT, qui sont apparus avec l'avènement des technologies de micro-usinage il y'a environ trois décennies. Ces techniques de microfabrication ont permis la réalisation des MUTs sous forme de membranes entraînées électrostatiquement et organisées en réseaux, tout en assurant leur intégration avec les circuits intégrés de la technologie CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) [29]. La Figure 1 présente ces différents types de transducteurs ultrasoniques et leurs topologies.

Les MUTs bénéficient des avantages intrinsèques de la microfabrication, notamment un coût relativement réduit, la possibilité de créer des réseaux de transducteurs, ainsi que l'intégration de l'électronique pour former des systèmes intégrés dans un boîtier (System in Package) ou sur une puce (System on Chip).

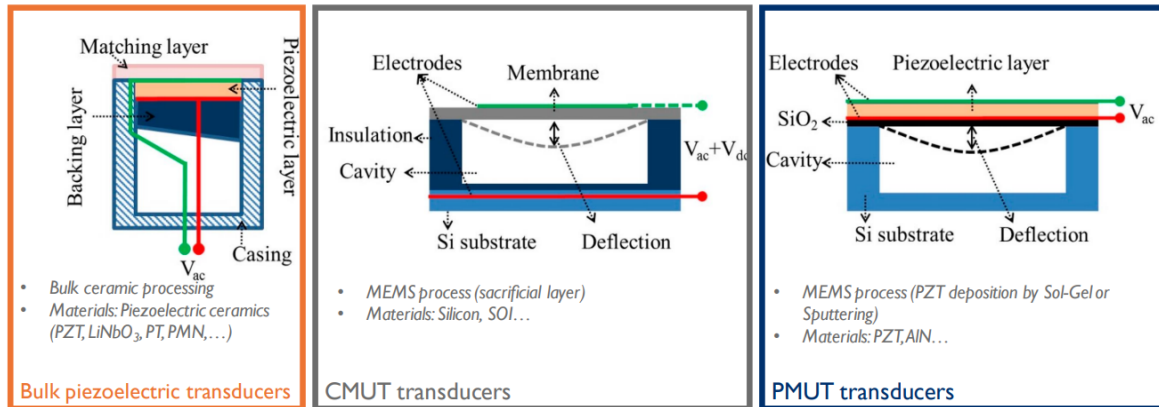


Figure 1: Types de transducteurs ultrasoniques [57].

2.1.1 Transducteur ultrasonique piézoélectrique micromachiné (PMUT)

L'effet piézoélectrique de certains matériaux a été découvert par les frères Jacques et Pierre Curie en 1880, lorsqu'ils ont constaté que certains cristaux et céramiques génèrent un potentiel électrique lorsqu'ils sont soumis à une contrainte de pression. De ce fait, la piézoélectricité permet de convertir des signaux électriques en vibrations mécaniques, et inversement, elle transforme à nouveau des vibrations mécaniques en signaux électriques, selon le mode de fonctionnement. De manière générale, le PZT (Lead Zirconate Titanate) ou l'AlN (Aluminum Nitride) sont les plus utilisés dans la conception de transducteurs ultrasoniques piézoélectriques [8].

Malgré leurs nombreux avantages, les transducteurs ultrasoniques piézoélectriques à base de PZT présentent certaines limitations. Parmi celles-ci, on peut citer une efficacité opérationnelle réduite en raison de leur sensibilité à la température, un couplage peu efficace avec les milieux tels que l'air et l'eau, ainsi que la nécessité d'ajouter des couches d'appariement pour compenser le désaccord d'impédance (il y a un décalage d'environ 10^5 entre l'impédance du matériau piézoélectrique, qui est d'environ $35 \cdot 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$, et celle de l'air, qui est d'environ $400 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$), en plus d'une taille trop importante pour les appareils électroniques ainsi qu'une bande passante étroite, ce qui les rend inadaptés à différentes applications et environnements comme transducteurs ultrasoniques [9].

2.1.2 Transducteur ultrasonique capacitif micromachiné (CMUT)

Les transducteurs ultrasoniques capacitifs micromachinés (CMUT) ont suscité un intérêt croissant dans de nombreuses recherches et applications en tant que dispositifs MEMS, grâce aux avancées en microfabrication qui ont facilité leur conception et leur mise en œuvre. Un CMUT est constitué d'une membrane conductrice (de forme circulaire, rectangulaire ou hexagonale [10]), réalisée à partir d'une couche de polysilicium dopé, qui sert d'électrode supérieure, et d'une électrode inférieure en silicium dopé (substrat de silicium ou du polysilicium). Lorsqu'une tension continue est appliquée entre ces deux électrodes, une force électrostatique apparaît, ce qui attire la membrane vers l'électrode inférieure et provoque une déformation statique de la membrane. Lorsque cette tension continue VDC est accompagnée d'une tension alternative, la membrane commence à vibrer, générant ainsi une pression acoustique à la fréquence d'excitation [11]. Cette idée ingénieuse peut également être appliquée dans un mécanisme inverse, en mode récepteur, où la tension d'excitation alternative n'est pas utilisée. Dans ce cas, le CMUT détecte les vibrations acoustiques qui atteignent sa membrane en appliquant une pression, et induit un courant capacitif, dont la mesure permet de détecter les ondes acoustiques reçues.

Avant les années 1990, les céramiques et les matériaux piézoélectriques surplombent la transduction acoustique ultrasonique pour générer des ultrasons ou, pour des modalités de détection dans divers domaines, plus particulièrement en imagerie médicale par ultrasons [12, 13]. Cependant, ces dispositifs présentent plusieurs défis, tels que leur inadéquation d'impédance, une faible résolution d'image, une sensibilité limitée, et sont souvent encombrants et coûteux. À la fin de cette décennie, l'Université de Stanford a proposé et fabriqué le premier CMUT en créant une membrane capable de vibrer à des fréquences ultrasoniques grâce aux techniques de microfabrication des MUT [9]. Depuis, les CMUT sont devenus un sujet d'intérêt majeur pour de nombreux chercheurs, qui s'efforcent d'en améliorer les performances, la sensibilité et la fiabilité, tout en ouvrant des perspectives de développement pour diverses applications industrielles, médicales et de communication.

Bien qu'ils présentent plusieurs avantages par rapport aux transducteurs piézoélectriques actuels, les CMUT offrent des atouts supplémentaires, notamment une bande passante plus large, un faible niveau de bruit et la possibilité d'être intégrés à des circuits électroniques sur la même puce [14].

De ce fait, plusieurs applications s'intéressent davantage au CMUT et peuvent être divisées en deux catégories : applications couplées à l'aire, où la membrane du CMUT est en contact

avec l'air ou un gaz, telles que : l'imagerie par ultrasons intravasculaire (IVUS) [15, 16], le traitement clinique par ablation thermique sur un tissu biologique [17], la communication ultrasonique [18, 19], les tests non destructifs [20, 21] ou aussi les microphones avec détection RF [22],

Et, les applications émergées, où la membrane du CMUT est submergée dans un fluide, telles que la communication ultrasonique sous-marine [23], les réseaux de capteurs corporels (Body Sensor Network) [19, 24], capteurs de niveau [25], ...etc.

D'ailleurs, la communication par ondes ultrasoniques représente également une solution prometteuse pour certains systèmes de communication, non seulement par leurs caractéristiques de propagation, d'atténuation et d'absorption, mais aussi par des préoccupations quant à la sécurité de l'information et la protection contre l'interception de données de nature personnelle ou confidentielle [26].

2.2 Applications des CMUTs

Dans les techniques de traitements cliniques, High Intensity Focused Ultrasound (HIFU), également appelée Focused Ultrasound Surgery (FUS), représente une méthode prometteuse pour le traitement non invasif des tumeurs et maladies cancéreuses, comme le cancer de la prostate ou les fibromes utérins. Une stratégie clinique ex vivo a été développée pour l'ablation thermique des tumeurs dans divers organes, utilisant une sonde HIFU basée sur des anneaux circulaires (64 anneaux) de CMUTs. Ces transducteurs permettent de générer et concentrer des ondes acoustiques à haute fréquence ($f_{\text{HIFU}} = 2, 3$ et 4 MHz) sur un tissu cible. Fabriqués sur une plaquette de silicone par des procédés de microfabrication, ces CMUTs ont démontré leur capacité à produire une intensité acoustique élevée, focalisée sur une cible biologique, sur une plage de distances de 32 à 72 mm [17, 27].

Dans le domaine de l'imagerie médicale, l'utilisation de l'imagerie par ultrasons intravasculaire (IVUS) contribue à prévenir les complications cardiaques graves, notamment grâce à la détection précoce de l'artériosclérose coronarienne. Cette condition médicale se caractérise par un épaississement et une rigidité des artères coronaires, résultant de l'accumulation de dépôts de graisse, de calcium et d'autres substances. Des dispositifs CMUT-on-CMOS ont été conçus et testés pour des applications IVUS. Ces systèmes permettent une collecte de données en temps réel à une vitesse de 100 images/seconde, avec une profondeur d'imagerie atteignant 1 cm, comme démontré par une caractérisation expérimentale [15].

La biométrie ultrasonique également constitue une autre application d'imagerie utilisant les CMUTs. Ces dispositifs ont démontré leur efficacité dans la visualisation détaillée des crêtes et des vallées des empreintes digitales, ainsi que dans l'exploration de la structure des tissus, confirmant leur potentiel pour des applications biométriques avancées [28-30].

Les CMUTs offrent également une solution prometteuse pour le transfert d'énergie vers des dispositifs biomédicaux implantés. Préchargés électrostatiquement en mode d'effondrement de la membrane, les CMUTs ont permis de stocker et de transmettre efficacement l'énergie par ultrasons. Les expérimentations ont révélé un taux de transfert énergétique de 43 % sur une large bande de fréquences (3 à 10 MHz), soulignant leur adaptabilité à diverses applications médicales [31].

Pour les applications à faibles fréquences, un CMUT fabriqué via le procédé PolyMUMPs a été développé pour mesurer la vitesse du vent sur la surface de la planète Mars. Ce dispositif se distingue par sa capacité à fonctionner à des fréquences inférieures à 100 kHz et par sa faible tension de polarisation, ce qui en améliore la portabilité [32].

Dans l'industrie, les transducteurs capacitifs trouvent également des applications dans divers systèmes d'automobiles autonomes, notamment pour assurer des fonctions telles que la détection et la surveillance des angles morts des véhicules [33, 34], la prévention ou l'évitement des collisions pour automobiles [34], ou aussi la surveillance de l'état de l'huile du moteur thermique d'une voiture en analysant sa viscosité en temps réel [35, 36]. Dans le secteur aéronautique, les tests et évaluations non destructifs des composants d'avion suscitent un intérêt croissant pour les transducteurs micromachinés, qui s'imposent comme des outils performants pour les inspections [37, 38], ou encore, pour la mesure en temps réel du débit de fluides dans les conduites hydrauliques de l'avion [39].

La communication ultrasonique est un domaine de recherche dédié à l'utilisation des ondes acoustiques comme canal de transmission de l'information. Un exemple marquant est l'Internet des Objets Sous-Marins (Internet of Underwater Things, IoUT), qui repose sur un réseau de capteurs pour surveiller l'environnement sous-marin, observer l'état des océans et transmettre des informations en temps réel vers la surface. Cependant, ces applications rencontrent des défis, notamment l'atténuation et la réflexion des ondes acoustiques lors du passage entre différents milieux (eau-air). Une étude a démontré que les CMUTs sont capables de transmettre un débit de données supérieur à 28 kb/s, ce qui constitue le débit le plus élevé jamais atteint pour des liaisons acoustiques entre deux différents milieux (eau-air) [40]. De plus, les réseaux de capteurs sous-marins peuvent également contenir des

CMUTs pour des applications de l'imagerie sous-marine [41] ou aussi dans les systèmes d'évitement d'obstacle [42].

En outre, la communication ultrasonique constitue une alternative prometteuse aux systèmes reposant sur les ondes électromagnétiques (RF). En effet, la miniaturisation des antennes RF représente un défi majeur pour l'intégration dans des capteurs compacts [43-45]. Cette contrainte limite les possibilités de conception pour des dispositifs de petite taille, souvent recherchés dans les applications embarquées. De plus, les modules RF sont souvent énergivores, ce qui limite leur efficacité dans les dispositifs portables [46, 47]. La consommation accrue d'énergie réduit l'autonomie des systèmes et complique leur déploiement dans des contextes où la recharge fréquente ou l'alimentation continue ne sont pas possibles. À cela s'ajoutent les préoccupations liées à la gestion des données de nature strictement personnelle et confidentielle, comme les données issues de la surveillance médicale des paramètres physiques d'un patient. Cela impose au système de transmission sans fil d'être suffisamment sécurisé pour empêcher toute tentative d'atteinte aux données ou de perturbation. Une défaillance en matière de sécurité pourrait compromettre la sécurité du patient, en particulier lorsque le dispositif de surveillance est associé à un mécanisme d'action thérapeutique [19].

2.3 Techniques de fabrication des CMUTs

La mise en œuvre de dispositifs MEMS repose sur des techniques et procédés de microfabrication qui permettent de créer des structures électromécaniques miniatures avec une précision. Le matériau de base le plus couramment utilisé pour la fabrication des MEMS, y compris les CMUTs, est le silicium (Si). Ce matériau abondant est idéal grâce à ses propriétés semi-conductrices, sa compatibilité avec les procédés de microfabrication, et sa capacité à être recouvert de couches fonctionnelles telle que le nitrure de silicium (Si_3N_4) pour des applications nécessitant une isolation ou aussi d'autres couches conductrices. Il existe deux principales catégories de procédés exploitent ces caractéristiques pour la fabrication des MEMS :

- Le micro-usinage de surface avec méthode sacrificielle (Sacrificial release surface micromachining), qui repose sur l'utilisation de couches sacrificielles pour libérer les structures suspendues, tel que les procédés PolyMUMPs [48] et [49].
- Le wafer bonding, qui permet d'assembler plusieurs couches ou de former des cavités hermétiques essentielles pour des dispositifs MEMS [50].

Ces procédés reposent sur une combinaison de techniques avancées permettant de concevoir et de fabriquer des dispositifs miniaturisés aux caractéristiques géométriques précises. La photolithographie est utilisée pour définir des motifs microscopiques sur des couches photosensibles à l'aide de masques. La gravure ionique réactive (RIE) combine des réactions chimiques et des bombardements ioniques pour sculpter les matériaux avec une grande précision, tandis que la gravure ionique réactive profonde (Deep RIE) permet de créer des structures profondes tout en maintenant des parois verticales nettes. Le dépôt chimique en phase vapeur à basse pression (LPCVD) est un procédé qui assure le dépôt de couches minces uniformes et contrôlées. Enfin, le procédé lift-off est utilisé pour déposer des métaux et former des connexions électriques en éliminant les excès de matériau à l'aide d'un masque sacrificiel.

2.4 Méthodes de communication par ultrasons

Les méthodes de communication par ultrasons permettent de transmettre des informations via des ondes acoustiques à haute fréquence (au-delà de 20 kHz). Ce type de communication est surtout utilisé dans des environnements spécifiques, comme les applications sous-marines, là où la propagation est meilleure, les systèmes de communication dans l'eau, où la distance est courte, ou entre les deux. En raison de la faible portée et de la forte atténuation dans l'air, les ultrasons sont rarement utilisés pour des communications de longue distance, mais ils peuvent être très efficaces dans les systèmes à courte portée, où les distances de transmission sont limitées.

Pour que la communication ultrasonique soit efficace, plusieurs méthodes de transmission et de protocole sont utilisées, chacune avec des caractéristiques spécifiques adaptées aux contraintes et aux avantages des ultrasons. Les méthodes de communication par ultrasons reposent généralement sur la représentation de chaque état logique d'information (0 ou 1) par la variation d'un paramètre physique du signal transmis. Par exemple, la modulation ASK (Amplitude Shift Keying) encode les données en modifiant l'amplitude du signal, tandis que la modulation BFSK (Binary Frequency Shift Keying) utilise des variations de fréquence pour distinguer entre ces deux états logiques. La modulation QPSK (Quadrature Phase Shift Keying), quant à elle, encode les informations en ajustant la phase du signal.

En complément de ces méthodes, la technique OFDM (Orthogonal Frequency Division Multiplexing) peut être utilisée pour optimiser la transmission en séparant le signal en plusieurs sous-canaux orthogonaux. Elle permet ainsi de réduire les interférences et augmenter l'efficacité spectrale du signal.

2.4.1 La Modulation OFDM

Les techniques de modulation BFSK, QPSK et M-QAM permettent chacune de transmettre des données en modifiant des propriétés physiques du signal porteur. La BFSK, plus simple, utilise deux fréquences distinctes pour représenter les bits binaires, elle présente une robustesse accrue dans les environnements bruités, bien que son efficacité spectrale soit limitée. La QPSK encode les données en quatre phases distinctes, ce qui permet de transmettre deux bits par symbole, et optimiser ainsi la bande passante tout en restant relativement résistant au bruit. Enfin, la modulation M-QAM combine les variations d'amplitude et de phase pour améliorer l'efficacité spectrale, mais elle est sensible aux interférences.

Ces méthodes de modulation, mentionnées ci-haut, peuvent être complétées par la technique OFDM, qui divise le signal en plusieurs sous-porteuses orthogonales. En combinant OFDM avec BFSK, QPSK ou M-QAM, il est possible d'optimiser encore davantage la robustesse du signal, en particulier dans les environnements bruités ou à bande passante étroite ou limitée. En effet, l'OFDM est une technique de modulation avancée qui repose sur la division du signal en plusieurs sous-porteuses orthogonales, chacune modulée individuellement. Chaque sous-porteuse transporte une petite partie du débit total, ce qui réduit la sensibilité aux interférences et aux échos, une caractéristique précieuse dans les environnements bruités et multi-chemins. Ce principe d'orthogonalité est extrêmement essentiel car il empêche le chevauchement des sous-porteuses, ce qui maximise l'efficacité spectrale et rend la communication plus résistante aux interférences inter-symboles (ISI).

Cette technique est largement utilisée dans les réseaux de communication modernes, notamment pour le Wi-Fi, la 4G, la 5G et d'autres systèmes à large bande passante. L'OFDM améliore la capacité du canal et est particulièrement adapté pour les environnements de communication sans fil, car il permet de transmettre de grandes quantités de données de manière efficace, rapide et fiable.

CHAPITRE 3 : METHODOLOGIE DE RECHERCHE

Ce chapitre de méthodologie est structuré autour des étapes essentielles et nécessaires au développement et à la validation de la matrice des CMUTs. Il commence par une modélisation théorique permettant d'identifier les paramètres influents dans le fonctionnement du transducteur. Ensuite, une modélisation sur COMSOL Multiphysics est réalisée pour simuler et affiner le comportement du dispositif. La dernière section est dédiée à la conception, à la fabrication et à la caractérisation des CMUTs. Ce cadre méthodologique vise à garantir des résultats fiables, tout en fournissant une base pour l'interprétation des données et les analyses qui suivront.

3.1 Modélisation et simulation des CMUT avec COMSOL Multiphysics

La modélisation théorique et la simulation sont essentielles pour comprendre et optimiser le comportement des dispositifs CMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers). La modélisation théorique permet de représenter le fonctionnement physique des membranes en traduisant leurs vibrations en un modèle mathématique, souvent simplifié sous forme de modèle masse-ressort. Ce modèle fournit des informations fondamentales sur la fréquence de résonance et la déformation de la membrane en fonction de paramètres comme la tension de polarisation et la pression appliquée. Une fois le modèle établi, la simulation numérique avec COMSOL permet de valider et affiner ces prévisions en tenant compte d'effets complexes, tels que les interactions multi-physiques, comme l'acoustique et l'électromécanique. COMSOL permet ainsi de visualiser et d'analyser des aspects détaillés du comportement de la membrane, facilitant la conception et l'optimisation des performances des CMUTs pour des applications spécifiques.

3.1.1 Modélisation analytique du CMUT

Le CMUT est un dispositif micro-électromécanique qui comporte généralement un réseau de plusieurs cellules de condensateurs. Chaque cellule contient une fine membrane mobile et flexible suspendue au-dessus de la cavité du substrat, laissant un espace de l'air libre dans le milieu entre la membrane et le substrat. Le CMUT possède une électrode supérieure (la membrane en polysilicium) et une électrode inférieure déposée sur un substrat. Dans un mode émetteur, le CMUT est excité par une tension électrique sinusoïdale à une fréquence donnée (Figure 2a). Les vibrations de la membrane génèrent en conséquence une pression

acoustique à la fréquence d'excitation. Il peut également fonctionner en mode récepteur pour détecter les échos d'une pression acoustique dans un milieu donné (Figure 2b).

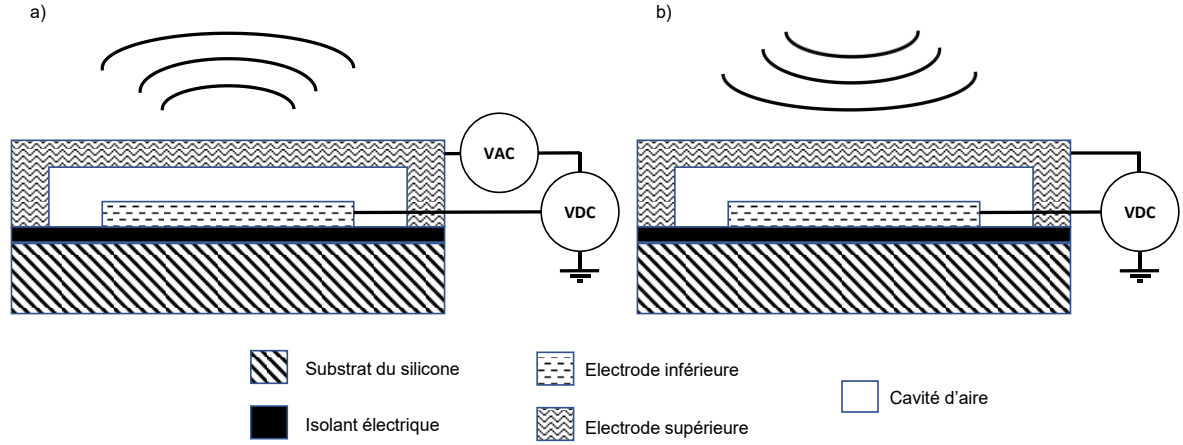


Figure 2: Fonctionnement du CMUT. a) Mode émetteur b) Mode récepteur.

Dans cette partie, nous souhaitons déterminer la déformation w , la raideur de la membrane k , la fréquence de résonance f_r et la tension d'effondrement $V_{collapse}$. La Figure 3 montre les paramètres du design où a , t , d et r représentent, respectivement, le rayon de la membrane, son épaisseur, l'interstice (cavité) et la position radiale.

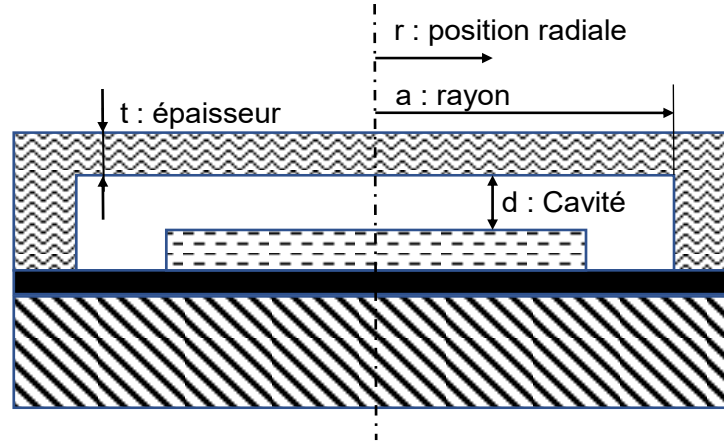


Figure 3: Les paramètres géométriques d'un CMUT.

La théorie des plaques, présentée par Timoshenko et Woinowsky-Krieger, propose un modèle théorique de la déformation d'une plaque circulaire, fixée sur ses bords et soumise à une pression extérieure uniforme, et est donnée comme suit où la déformation est maximale au centre ($r = 0$) [52] :

$$w = \frac{P_0 a^4}{64D} \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right)^2 \quad (1)$$

Avec P_0 est la pression extérieure en $N.m^{-2}$, E le module de Young en $N.m^{-2}$, ν le coefficient de Poisson et D la rigidité de la membrane, en $N.m$, telle que :

$$D = \frac{E t^3}{12(1 - \nu^2)} \quad (2)$$

La Figure 4 montre la déformation d'une membrane circulaire soumise à différentes polarisation VDC selon ce modèle.

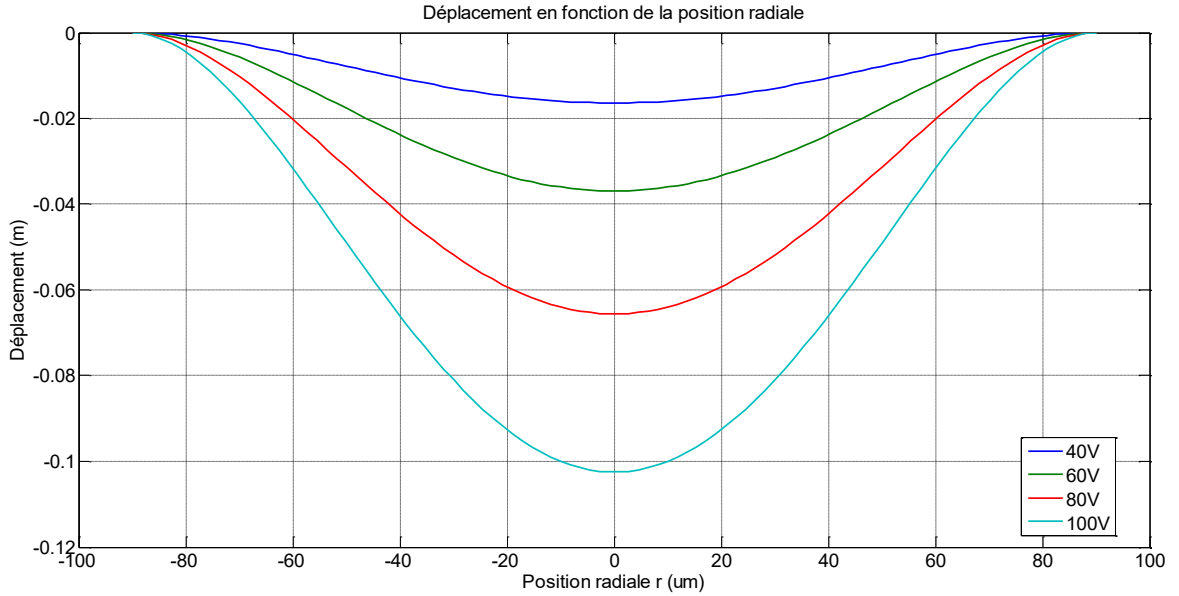


Figure 4 : Déformation axiale de la membrane d'un CMUT en fonction de la tension appliquée.

Quand une tension d'actuation V_e est appliquée aux électrodes du CMUT, une force électrostatique est générée entre les plaques du transducteur et s'exprime par l'équation suivante [53]:

$$F_e = \frac{1}{2} \frac{\epsilon A}{(d - x)^2} V_e^2 \quad (3)$$

Avec A est la surface de la membrane en m^2 et ϵ la permittivité du milieu entre les deux plaques en $F.m^{-1}$.

D'une autre part, et afin de déterminer la fréquence de résonance du CMUT, on modélise la membrane suspendue avec un système masse-ressort pour étudier sa dynamique. La Figure 5 illustre ce modèle.

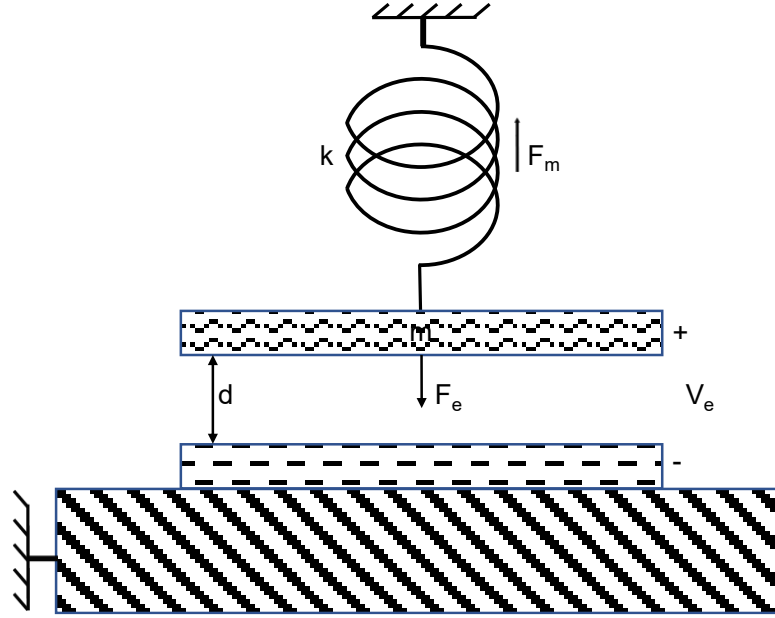


Figure 5: Imitation d'un CMUT avec un modèle masse-ressort.

Lors de l'excitation, la force électrostatique agissant sur la membrane du CMUT est contrebalancée par la force de rappel mécanique de la membrane, qui reste dans son domaine d'élasticité. Cette force de rappel est directement liée aux caractéristiques mécaniques de la membrane, telles que sa raideur, ainsi qu'à sa géométrie, qui influencent sa capacité à résister à la déformation sous l'effet de la force électrostatique.

$$F_m = -kx \quad (4)$$

Avec k la raideur effective de la membrane, en $N.m^{-1}$, qu'on peut estimer à l'équilibre par :

$$k = \frac{16 \pi E t^3}{3(1 - \nu^2)a^2} \quad (5)$$

En outre, quand la membrane se déplace dans la direction $+x$, la force électrostatique augmente également donnant lieu à une non-linéarité entre la force appliquée et la déformation de la membrane. Ce phénomène est connu par le phénomène de l'assouplissement du ressort (*Spring softening phenomena*) qui engendre une diminution de la raideur effective du ressort à cause de la non-linéarité avec l'excitation extérieure. Ceci peut être rapproché en appliquant le principe fondamental de la dynamique (PFD) :

$$k_{soft} = \frac{16 \pi E t^3}{3(1 - \nu^2)a^2} - \frac{\epsilon A V_e^2}{d^3} \quad (6)$$

Le comportement de *spring softening* peut être expliqué physiquement par la réduction de la force de rappel élastique de la membrane du CMUT. À mesure que la tension continue VDC augmente, l'attraction entre la membrane et la plaque arrière s'intensifie, ce qui

entraîne un déplacement accru de la membrane vers l'intérieur. Cette attraction plus forte diminue la résistance de la membrane à la déformation, ce qui se traduit par une diminution de sa raideur dans des conditions dynamiques. En conséquence, la membrane devient moins rigide, ce qui affecte la constante élastique effective de la membrane.

Une fois la raideur de la membrane k_{soft} définie, il devient possible de déterminer la fréquence de résonance du CMUT, qui dépend directement de ces propriétés mécaniques. La fréquence de résonance d'un système oscillant est liée à sa raideur et à sa masse, selon l'équation générale des systèmes mécaniques harmonieux. En tenant compte de la réduction de la raideur due au phénomène de *spring softening*, la fréquence de résonance peut être exprimée en fonction de la raideur k_{soft} , permettant ainsi de modéliser avec précision le comportement dynamique du CMUT sous l'effet de la tension de polarisation VDC.

$$f_r = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k_{soft}}{m_0}} \quad (7)$$

Avec m_0 définie la masse effective de la membrane, en kg, qu'on peut estimer par :

$$m_0 = 0.613 \pi \rho t a^2 \quad (8)$$

Telle que ρ représente la densité du silicium en kg.m^{-2} . Le 0.613 il est introduit pour prendre en compte le fait que la membrane ne se déplace pas entièrement comme un piston, mais plutôt selon une forme en bol, où le centre de la membrane se déforme davantage que les points situés à ses bords. Ce facteur a été déterminé en équivalant la fréquence de résonance fondamentale d'un système masse-ressort à celle dérivée de l'étude des formes modales harmoniques [54, 55].

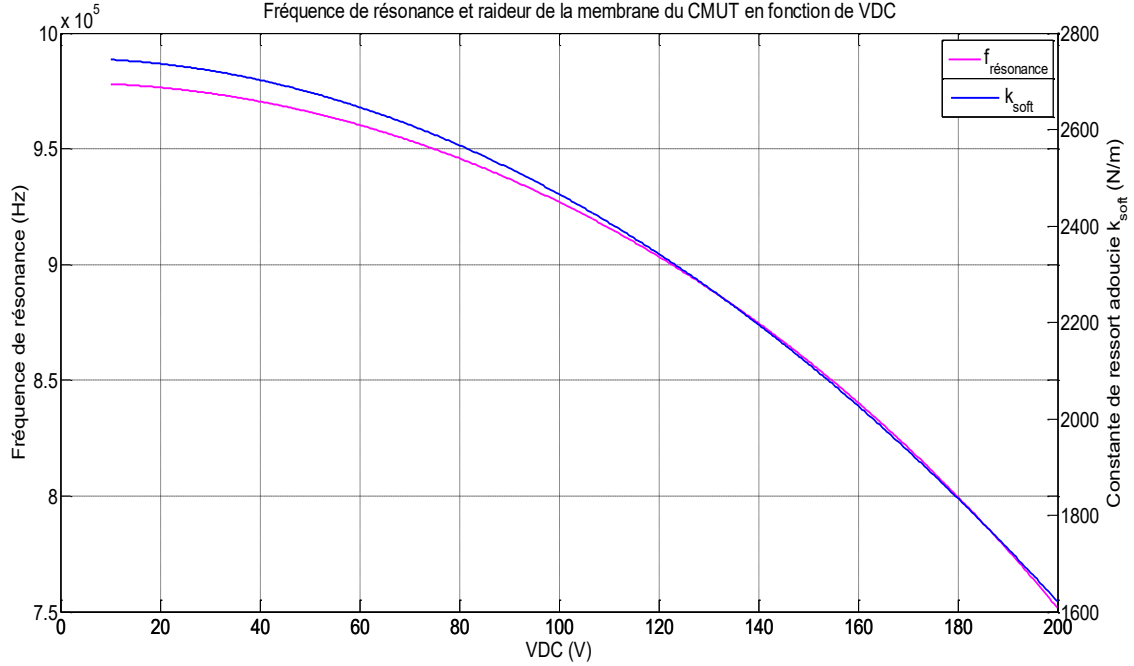


Figure 6: Fréquence de résonance du CMUT et sa raideur mécanique en fonction de la tension de polarisation continue. VDC.

De plus, les CMUT nécessitent une tension de polarisation continue pour un fonctionnement efficace. Lorsqu'une tension continue est appliquée à la membrane, la force électrostatique attire la membrane vers le substrat, ce qui est équilibré par la force mécanique de restauration de la membrane. À mesure que la tension de polarisation augmente, la déformation de la membrane augmente également. Cependant, au-dessus d'une certaine tension, appelée tension d'effondrement (ou aussi de collapse), la force électrostatique l'emporte sur la force de restauration et la membrane s'effondre sur le substrat. Par conséquent, la tension de polarisation doit être maintenue inférieure à cette tension, mais également, elle doit être proche de la tension de collapse pour une efficacité maximale [56]. En effet, la force nette appliquée est donnée la somme de la force électrostatique et celle de réaction mécanique. D'un autre côté, la force nette F au point d'équilibre est égale à zéro car la force électrostatique et le ressort mécanique s'annulent mutuellement. Par conséquent, la tension peut être dérivée et s'exprime comme suit :

$$V_e = \sqrt{\frac{2kx(d-x)^2}{\epsilon A}} \quad (9)$$

A partir d'une déformation de la membrane égale à $x_p = \frac{d}{3}$, la tension chute dramatiquement et donne lieu à une instabilité du système. Il s'agit du déplacement du centre de la membrane à partir duquel la force électrostatique remporte sur la résistance élastique de la

membrane du CMUT et cette dernière rentre dans un mode instable avant qu'elle tombe sur le substrat de l'électrode inférieure. La tension d'effondrement est exprimée à ce point par :

$$V_{collapse} = \sqrt{\frac{8kd^3}{27\epsilon A}} \quad (10)$$

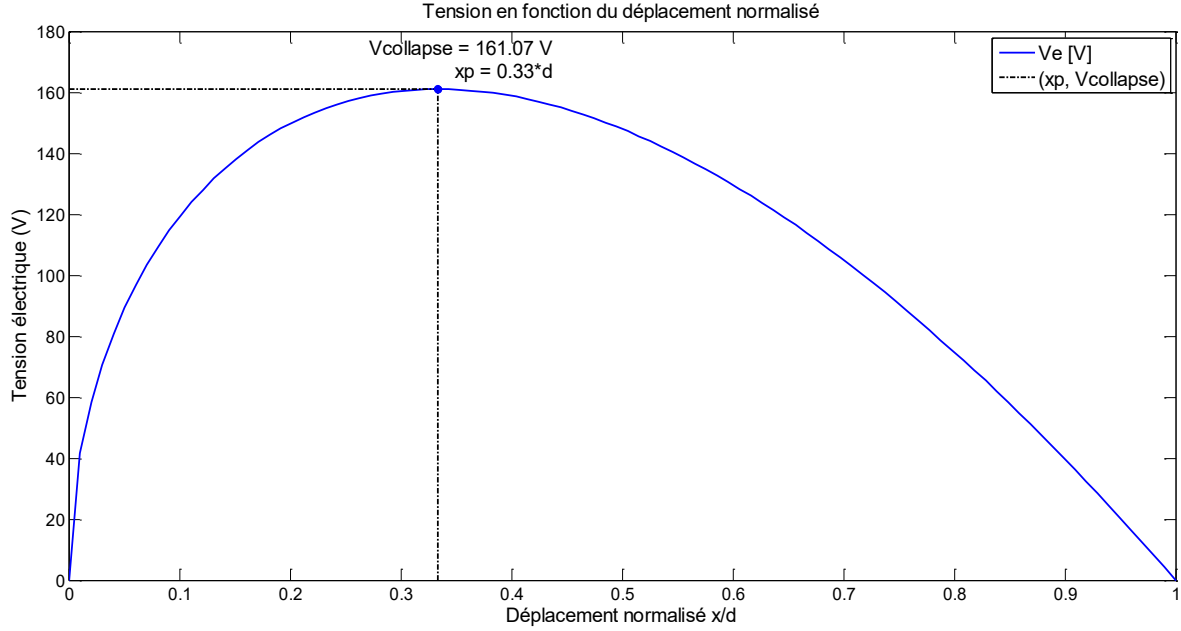


Figure 7: Tension électrique normalisée appliquée au CMUT en fonction du déplacement.

Au-delà de cette tension, la déformation entraîne une défaillance mécanique du dispositif en faisant effondre la membrane sur le substrat. Par conséquent, pour une bonne sensibilité de fonctionnement des CMUTs, la tension de polarisation doit être maintenue inférieure, mais également proche que possible, de la tension de collapse.

Un autre paramètre qui influence à la fois, et la tension d'effondrement et la fréquence de résonance est le rayon de la membrane CMUT. Plus le rayon de la membrane est grand, plus l'effondrement survient à faible tension et la fréquence de résonance est faible.

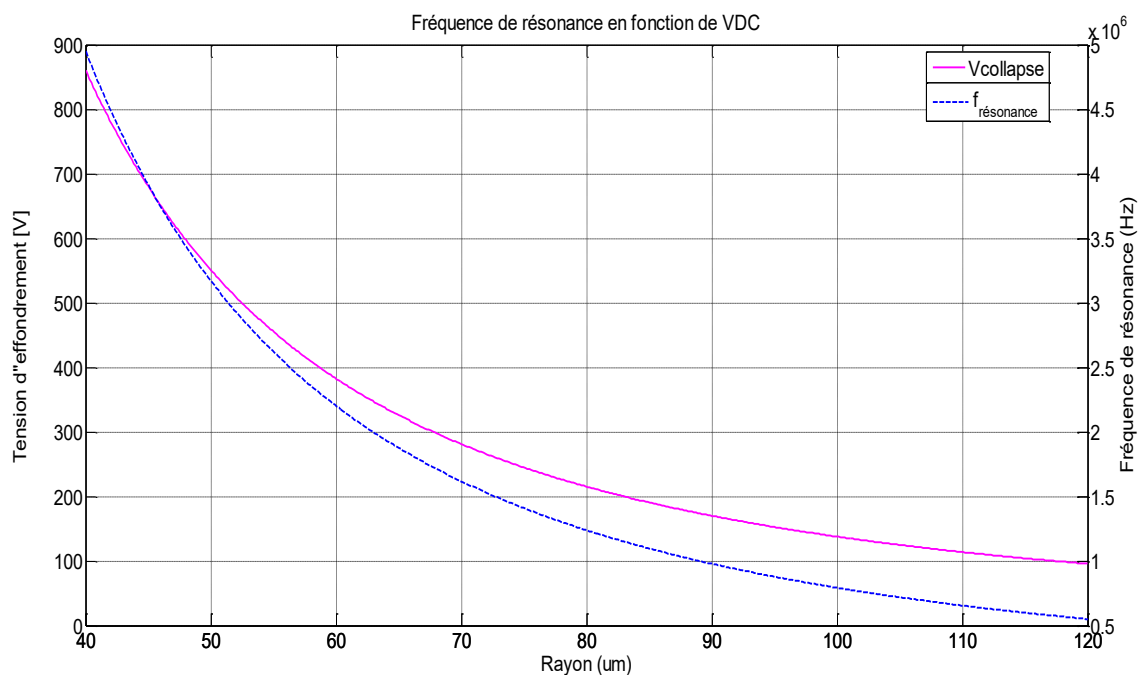


Figure 8 : La tension d'effondrement et la fréquence de résonance de la membrane CMUT en fonction de son rayon.

Les paramètres de simulation du CMUT sont résumés dans le Tableau 1.

Tableau 1 : Résumé des paramètres physiques du CMUT

Paramètre	Symbole	Unité	Valeur
Epaisseur de la Membrane	t	[μm]	2
Rayon de la Membrane	a	[μm]	90
Gap d'air entre électrodes	d	[μm]	2
Densité du Polysilicon	ρ	[kg.m ⁻³]	2330
Module de Young du Polysilicon	E	[N.m ⁻²]	158 . 10 ⁹
Coefficient du Poisson du Polysilicon	ν	[-]	0.22
Permittivité de l'aire	$\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0$	[F.m ⁻¹]	8.854 . 10 ⁻¹²

3.1.2 Simulation sur COMSOL Multiphysics

Pour modéliser le CMUT, la méthode analytique a été utilisée en premier lieu, suivie par la méthode de modélisation par élément finis (FEM) sur COMSOL Multiphysics, en deuxième

lieu. En outre, la modélisation par éléments finis est une solution numérique largement utilisée pour la conception et l'étude des MEMS. Elle peut fournir des évaluations précises et performantes pour l'analyse et la conception de tels dispositifs.

Dans COMSOL Multiphysics, la géométrie du CMUT est créée via trois parties principales : un disque de rayon R , représentant le substrat du CMUT avec une épaisseur de $5\text{ }\mu\text{m}$; une cavité d'air de $2\text{ }\mu\text{m}$ d'épaisseur ; et une membrane de polysilicium de $2\text{ }\mu\text{m}$. Autour de l'ensemble, j'ai ajouté une demi-sphère pour modéliser l'espace acoustique.

Pour définir les matériaux, j'ai spécifié le substrat en silicium, la cavité en air, et la membrane en polysilicium. La demi-sphère, quant à elle, est recouverte d'une couche PML (Perfectly Matched Layer), afin de simuler des conditions de non-réflexion des ondes acoustiques.

Ensuite, j'ai configuré trois modules de physique : Mécanique ("Solid Mechanics"), Électrostatique ("Electrostatics"), et Acoustique ("Pressure Acoustics"). Dans Solid Mechanics, j'ai appliqué une fixation aux bords de la membrane, et j'ai intégré une fondation de ressort ("Spring Foundation") pour simuler sa raideur. Dans Electrostatics, j'ai défini les électrodes d'excitation pour générer le champ électrostatique. Quant au module Pressure Acoustics, il contient la demi-sphère pour modéliser la propagation de l'onde acoustique.

Pour coupler ces physiques, j'ai ajouté un couplage électromécanique entre les modules électrostatique et mécanique, ainsi qu'un couplage acoustique-mécanique, permettant de prendre en compte l'interaction entre la vibration de la membrane et la propagation de l'onde acoustique. La Figure 9, montre le modèle créé sur l'environnement COMSOL.

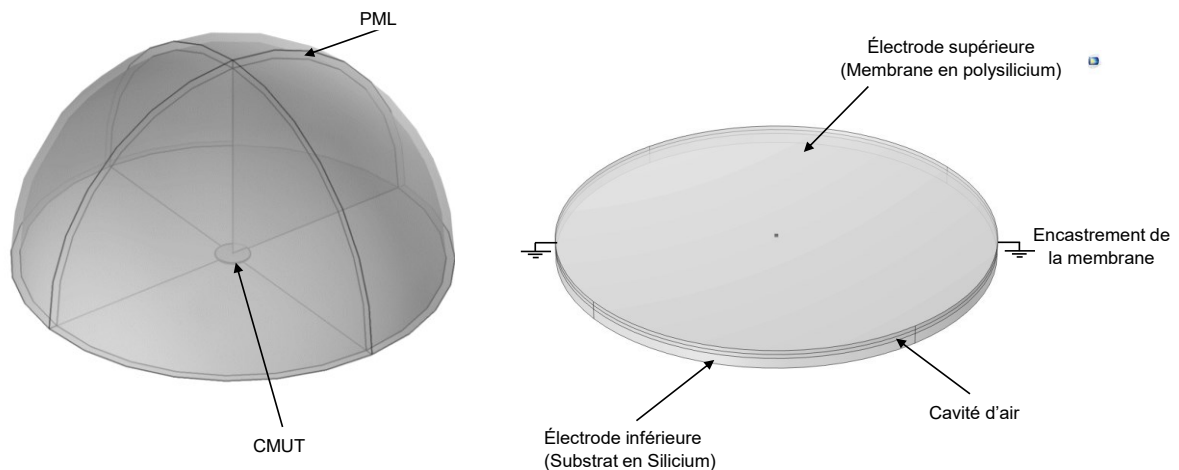


Figure 9 : Représentation 3D annotée d'un CMUT dans COMSOL, mettant en évidence la membrane, les électrodes supérieure et inférieure, ainsi que la cavité d'air.

Pour observer le comportement non-linéaire du CMUT, la simulation statique est lancée sous une tension de polarisation VDC afin d'observer la déformation de la membrane en fonction de cette tension statique. En plus, et s'agissant d'une structure en vibration, l'analyse fréquentielle est indispensable afin de visualiser les modes de vibration naturelle de la membrane de CMUT.

De même que le modèle analytique permet de calculer également la fréquence de résonance du CMUT, l'analyse par FEM permet également de déterminer les fréquences de résonances selon différentes configurations géométrique et physiques du CMUT. Des simulations ont eu lieu pour visualiser l'effet du rayon de la membrane et la tension de polarisation DC sur la fréquence de résonance des CMUTs à travers balayage de sur ces paramètres sur un spectre fréquentiel.

L'analyse par FEM sur COMSOL permet également de performer des simulations dans l'espace-temps. Dans le temporel, le modèle du CMUT avec la même configuration géométrique et physique que celle de l'analyse statique a été soumis à une polarisation périodique avec la juxtaposition de la tension de polarisation VDC avec une tension d'excitation alternative V_{AC} . Ensuite, une simulation de la pression acoustique est effectuée sur la distance perpendiculaire à la surface de la membrane CMUT pour évaluer l'effet de la distance sur l'atténuation de la pression acoustique.

3.2 Conception et fabrication des CMUT

L'architecture adoptée pour réaliser un transducteur capacitif micro-usiné repose sur une plaquette de silicium servant de substrat principal. Une couche isolante en nitrure de silicium y est déposée pour empêcher les fuites de charges électriques vers le substrat. L'électrode inférieure est constituée de polysilicium, suivie par une cavité d'air qui sépare cette dernière de la membrane supérieure, également en polysilicium, formant l'électrode mobile. Enfin, des connexions électriques sont établies à l'aide de pads métalliques, généralement en or ou en aluminium, pour assurer l'intégration électrique du dispositif.

3.2.1 Fabrication des CMUT via la technologie PolyMUMPs

Afin de réussir la fabrication des CMUTs, le transducteur ultrasonique micro-machiné est conçu selon le programme commercial offert par MEMSCAP, à savoir le procédé PolyMUMPs (Poly Multi-User MEMS Processes). C'est l'un des trois procédés standard

proposés dans le cadre du programme Multi-User MEMS Process (MUMPs). Les deux autres sont MetalMUMPs (un procédé utilisant le dépôt électrolytique de nickel) et SOIMUMPs (un procédé de microfabrication basé sur le silicium sur isolant).

En effet, le procédé PolyMUMPs est une technologie de microfabrication utilisée principalement pour créer des microsystèmes électromécaniques et des dispositifs microélectroniques. Voici un aperçu des couches typiques utilisées dans ce processus :

- **Polysilicium** (Polysilicon) : Il y a trois couches de polysilicium qui sont utilisées comme couches structurales dans le processus PolyMUMPs. Le polysilicium est un matériau couramment utilisé en microélectronique et MEMS en raison de ses propriétés mécaniques et électriques.
- **Oxyde** (Oxide) : Deux couches d'oxyde sont déposées comme couches sacrificielles dans le processus PolyMUMPs. Ces couches sont utilisées pour créer des espaces vides ou des cavités dans les dispositifs MEMS, en les éliminant ultérieurement par un processus de gravure sélective, par exemple, pour créer des structures suspendues.
- **Nitrure de silicium** (Silicon Nitride) : Une couche de nitrure de silicium est utilisée comme matériau d'isolation entre le substrat et les couches de polysilicium. Le nitrure de silicium est connu pour ses excellentes propriétés d'isolation électrique, le rendant idéal pour séparer électriquement les différentes couches et structures des MEMS.
- **Métal (Au/Al)** : Une couche métallique est également utilisée pour établir des connexions électriques entre les différentes couches de polysilicium.

En résumé, le processus PolyMUMPs combine ces différents matériaux pour permettre la fabrication de structures complexes à plusieurs couches, souvent utilisées dans les MEMS. Une vue en coupe illustrant les sept couches du procédé PolyMUMPs est présentée dans la Figure 10 et le Tableau 2 résume ces couches et leurs épaisseurs [48].

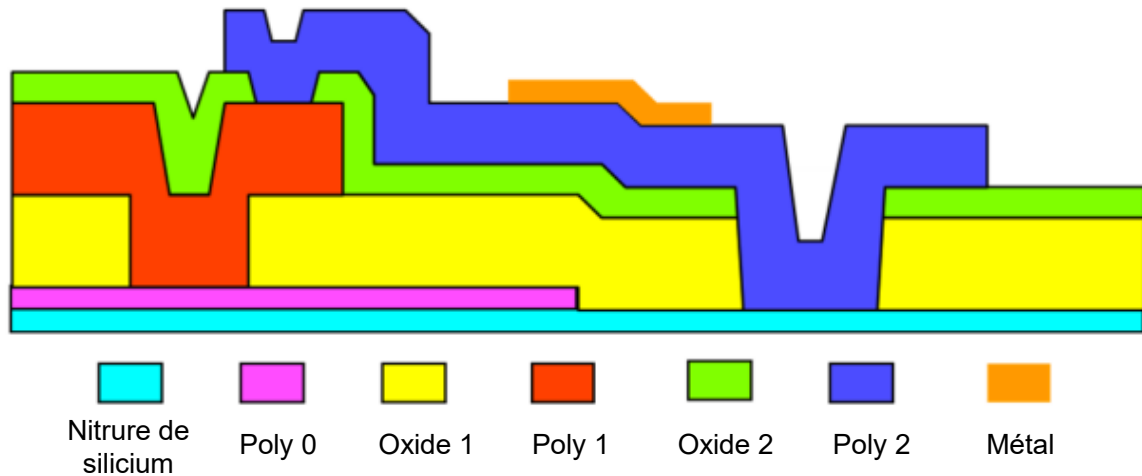


Figure 10 : Schéma en coupe présentant les 7 couches constitutives du procédé PolyMUMPs.

Tableau 2 : Libellé et épaisseur des couches de la technologie PolyMUMPs.

Matériaux	Fonction	Epaisseur [μm]	Nom du niveau de lithographie
Nitru de Silicium	Isolant électrique	0.6	-
Poly 0	1 ^{ère} couche structurelle	0.5	POLY0 (HOLE0)
1 ^{er} Oxyde	1 ^{ère} couche sacrificielle	2.0	ANCHOR1
Poly 1	2 ^{ème} couche structurelle	2.0	POLY1 (HOLE1)
2 ^{ème} Oxyde	2 ^{ème} couche sacrificielle	0.75	P1_P2_VIA ANCHOR2
Poly 2	3 ^{ème} couche structurelle	1.5	POLY2 (HOLE2)
Métal	Connexion électrique	0.5	METAL (HOLEM)

3.2.2 Conception avec L-edit MEMS

L'outil commercial L-edit MEMS est utilisé pour la conception sur ordinateur des CMUTs avec la technologie PolyMUMPs, et permet, en conséquence, de générer les fichiers de fabrication du prototype.

Cette conception repose sur la définition de chaque couche de matériaux en fonction des grandeurs géométriques qui les caractérisent. En effet, la couche Poly 0 est utilisée pour définir les électrodes inférieures, avec trois rayons de membrane différents, reliés entre eux pour former des colonnes verticales de taille identique. Quant à la couche Poly 1, elle est utilisée pour réaliser l'électrode supérieure, qui recouvre toute la surface de manière

uniforme. Cette couche en Poly 1 est également divisée en cinq lignes contenant trois membranes de chaque colonne.

Ensuite, les couches formant les points de connexion (pads électriques) sont également définies selon cette technologie, en déposant, entre autres, la couche Poly 2 et une couche métallique. Ces couches permettent de réaliser les connexions électriques nécessaires entre les deux électrodes des CMUTs et les circuits externes d'excitation. La Figure 11 illustre une vue globale de cette conception.

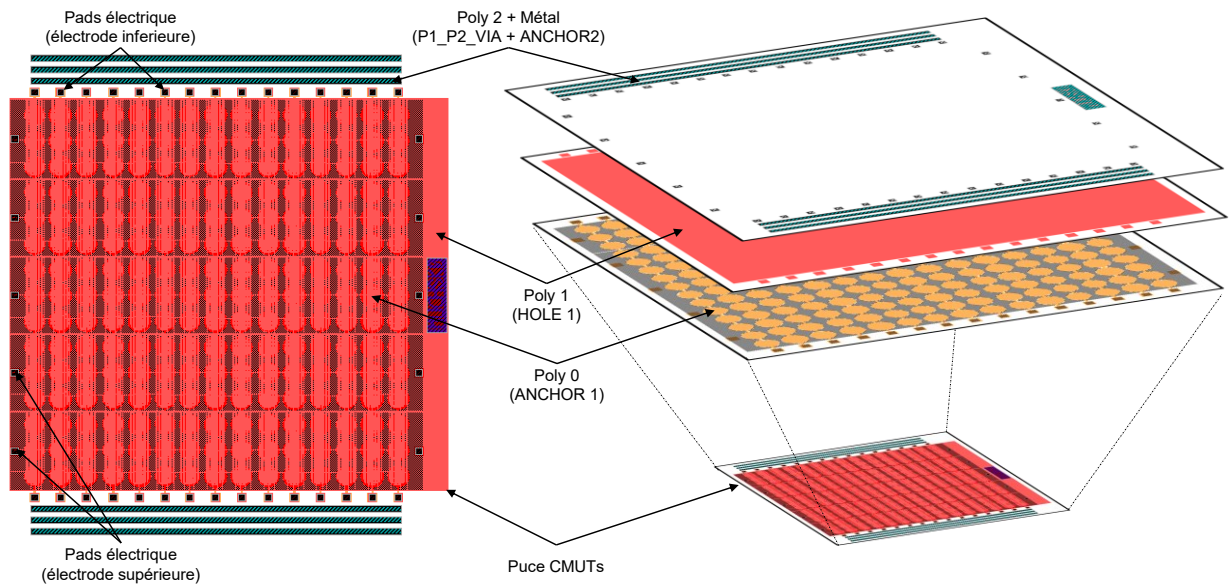


Figure 11 : Conception des CMUTs sur L-edit MEMS avec la technologie PolyMUMPs.

3.2.3 Procédé de fabrication

Ce processus de microfabrication démarre avec une plaquette de silicium de type-n (100) de 150 mm de diamètre, dopée au phosphore pour une résistivité de 1-2 Ω .cm. Une couche de nitrure de silicium de 600 nm est déposée par LPCVD (Low Pressure Chemical Vapor Deposition) comme isolation électrique sur la surface de la plaquette (Figure 12a).

Un film de polysilicium de 0,5 μ m (Poly 0) est déposé par LPCVD, puis modelé par photolithographie et gravé par plasma. Ensuite, une couche de verre phosphosilicaté (PSG) de 2 μ m (oxyde 1) est déposée également par LPCVD. Cette couche a été soumise à un recuit à 1050 °C pendant une heure. Ensuite, la couche PSG est lithographiée et gravée par plasma (Figure 12b).

Une couche structurale de polysilicium de 2 μm (Poly 1) est déposée par LPCVD. Ensuite, une autre couche de PSG de 200 nm est ajoutée sur la couche Poly 1, et la plaquette a subi un nouveau recuit à 1050 °C pendant une heure. Ce processus de recuit permet de doper la couche de polysilicium et de réduire considérablement les tensions résiduelles internes. Ensuite, la couche Poly 1 (ainsi que la couche PSG) ont été modelée par lithographie et gravée. Cette étape permet de former un empilement de couches de polysilicium utilisé comme point d'ancrage pour la couche structurale suivante (Figure 12c).

Après la gravure du Poly 1, une deuxième couche sacrificielle de PSG de 0.75 μm (oxyde 2) est déposée et recuite à 1050 °C pendant 1 heure. Ensuite, la deuxième couche d'oxyde est lithographiée pour établir une connexion mécanique et électrique entre les couches Poly 1 et Poly 2, puis gravée à l'aide d'une méthode de gravure au plasma.

Une deuxième couche structurale de polysilicium de 1.5 μm (Poly 2) est ensuite déposée, suivie par le dépôt d'une couche de PSG de 200 nm. La plaquette a été recuite à nouveau à 1050 °C pendant 1 heure pour doper la couche de poly 2 et réduire les contraintes résiduelles du film. Ensuite, la couche PSG et la couche de polysilicium ont été soumises à une lithographie et une gravure au plasma (Figure 12d).

Une couche métallique de 0.5 μm est déposée puis modelée à l'aide d'un procédé lift-off pour assurer le sondage et la connexion électrique (Figure 12d). L'étape finale du processus impliquait la libération de la couche Poly 1 en retirant la première couche sacrificielle (oxyde 1) située en dessous (Figure 12e). Pour cela, la puce est immergée dans de l'acide fluorhydrique (HF) à 49 % pendant 1.5 à 2 minutes. Ensuite, la puce est soigneusement rincée à l'eau désionisée et à l'alcool pour éviter tout problème d'adhérence statique (Stiction), puis elle est cuite au four à 110 °C pendant 10 minutes [48].

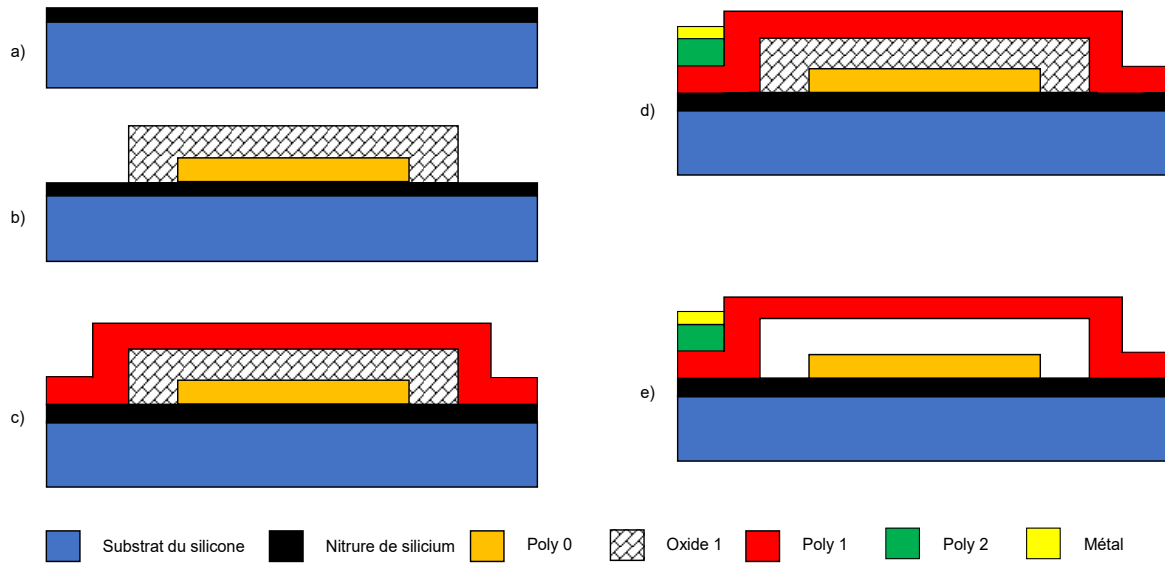


Figure 12 : Étapes de fabrication du CMUT via le procédé PolyMUMPs : a) Plaquette de silicium isolée avec du nitrure de silicium ; b) Dépôt de Poly 0 et du 1^{er} oxyde ; c) Dépôt de Poly 1 par-dessus l'oxyde ; d) Dépôt de Poly 2 et métallisation pour former les pads électriques ; e) Libération du 1^{er} oxyde pour créer la cavité entre Poly 0 et Poly 1.

3.3 Protocoles de caractérisation et de test des CMUT

La caractérisation des CMUTs est essentielle pour évaluer et optimiser leurs performances en fonction des spécifications de l'application visée. Elle se concentre principalement sur la réponse en fréquence et la fréquence de résonance, cette dernière variant avec la tension continue appliquée VDC, ce qui permet d'ajuster les CMUTs selon des besoins spécifiques. La sensibilité, qui définit la capacité du CMUT à détecter des signaux faibles, dépend de la structure de la membrane et du niveau de polarisation. En outre, l'analyse de l'impédance électrique en fonction de la fréquence fournit des informations cruciales sur le couplage avec le circuit de commande et permet d'optimiser l'efficacité énergétique. Enfin, la réponse temporelle, obtenue par analyse impulsionnelle, est essentielle pour des applications nécessitant une précision temporelle élevée. Ces paramètres offrent une compréhension globale des performances des CMUTs et orientent les améliorations possibles en matière de conception et de packaging.

L'objectif principal de cette étude est de caractériser la réponse fréquentielle des CMUTs dans diverses conditions, en mettant l'accent sur l'effet de la taille des membranes du CMUT et de la tension continue de polarisation VDC sur leur fréquence de résonance. Cette analyse permettra d'ajuster précisément la fréquence de résonance en appliquant

différentes valeurs de VDC, offrant ainsi une flexibilité essentielle pour adapter les CMUTs à des applications spécifiques.

La première section aborde le câblage et la mise en boîtier des CMUTs, essentiels pour assurer la connectivité et la protection des puces. Ensuite, la section III présente la carte électronique dédiée aux tests, ainsi que les connexions vers les sources de tension et l'équipement requis. Enfin, la section IV se concentre sur la caractérisation électrique des CMUTs en analysant leur réponse fréquentielle, pour mieux comprendre leurs performances en conditions de fonctionnement.

3.3.1 Câblage et mise en boîtier

Un élément crucial pour l'intégration de la puce dans son environnement extérieur est le câblage (Wire bonding), qui permet d'établir les connexions électriques nécessaires entre les CMUTs et les autres composants extérieurs. Vient ensuite le packaging des CMUTs, une étape essentielle pour l'accès aux puces et leur caractérisation. Dans notre cas, un boîtier LCC02834 sans broches (Leadless Chip Carrier, LCC) a été choisi pour le packaging des puces CMUTs. Ce boîtier, de profil bas et à construction multicouche, permet des connexions électriques internes courtes, reliant la puce aux métallisations en forme de demi-lunes disposées autour des côtés et au bas du boîtier (Figure 13).

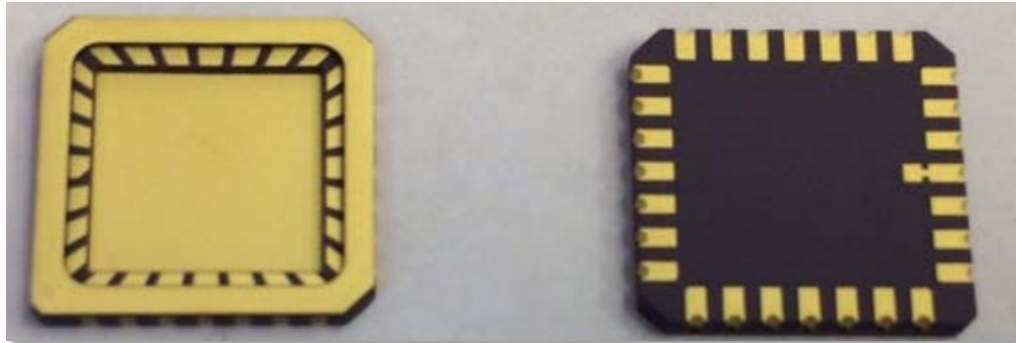


Figure 13 : Boîtier LCC02834 pour le packaging des CMUTs.

En outre, la puce de CMUTs dispose de 20 pads de sortie qui relient les différentes électrodes aux sources de tensions DC, signaux AC et la masse. De ce fait, la connexion vers l'extérieure, réalisée par le wire bonding, prendra 20 bonds. La Figure 14 présente la configuration choisie pour le wire bonding des CMUTs.

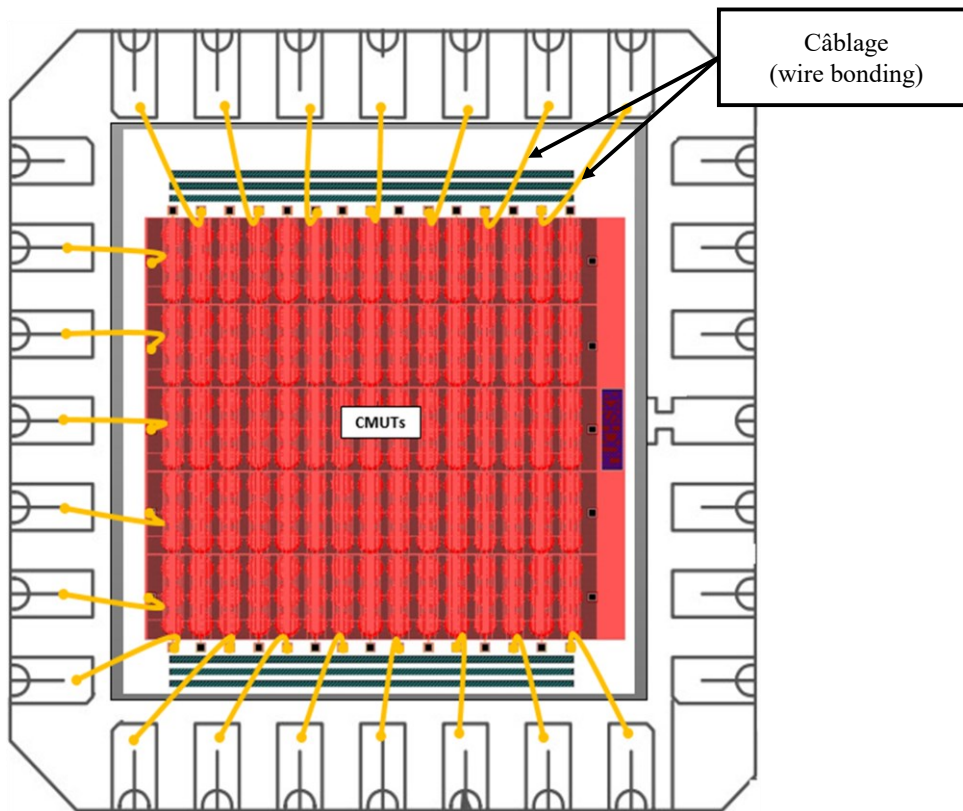


Figure 14 : Câblage de la puce CMUTs (wire bonding).

Pour l'intégration du package dans une carte de test, la douilles porte-puces P/N 8428-11B1-RK-TP est choisi selon le nombre de broches de sortie (28), les dimensions et la compatibilité avec le boîtier choisit et le circuit électronique imprimé du test (PCB du test) disponible (Figure 15).



Figure 15 : Douilles porte-puces à 28 broches pour l'intégration des CMUTs dans le PCB de test.

Étant donné que la puce contient 15 colonnes de cellules CMUT identiques connectées entrent-elles, et que les paramètres de configuration (DC, AC, etc.) sont différents, les tests se sont faits par colonne individuelle une après l'autres. Ainsi, chaque puce de CMUTs sera caractérisée, en utilisant un circuit imprimé (PCB), pour conduire les tests en le connectant

via des connecteurs SMA aux sources de tensions électriques. La Figure 16, montre une vue du montage sur la carte PCB du test utilisé et Tableau 3 la configuration de connexion des broches de la puce CMUTs sur le PCB et vers les sources de tension.

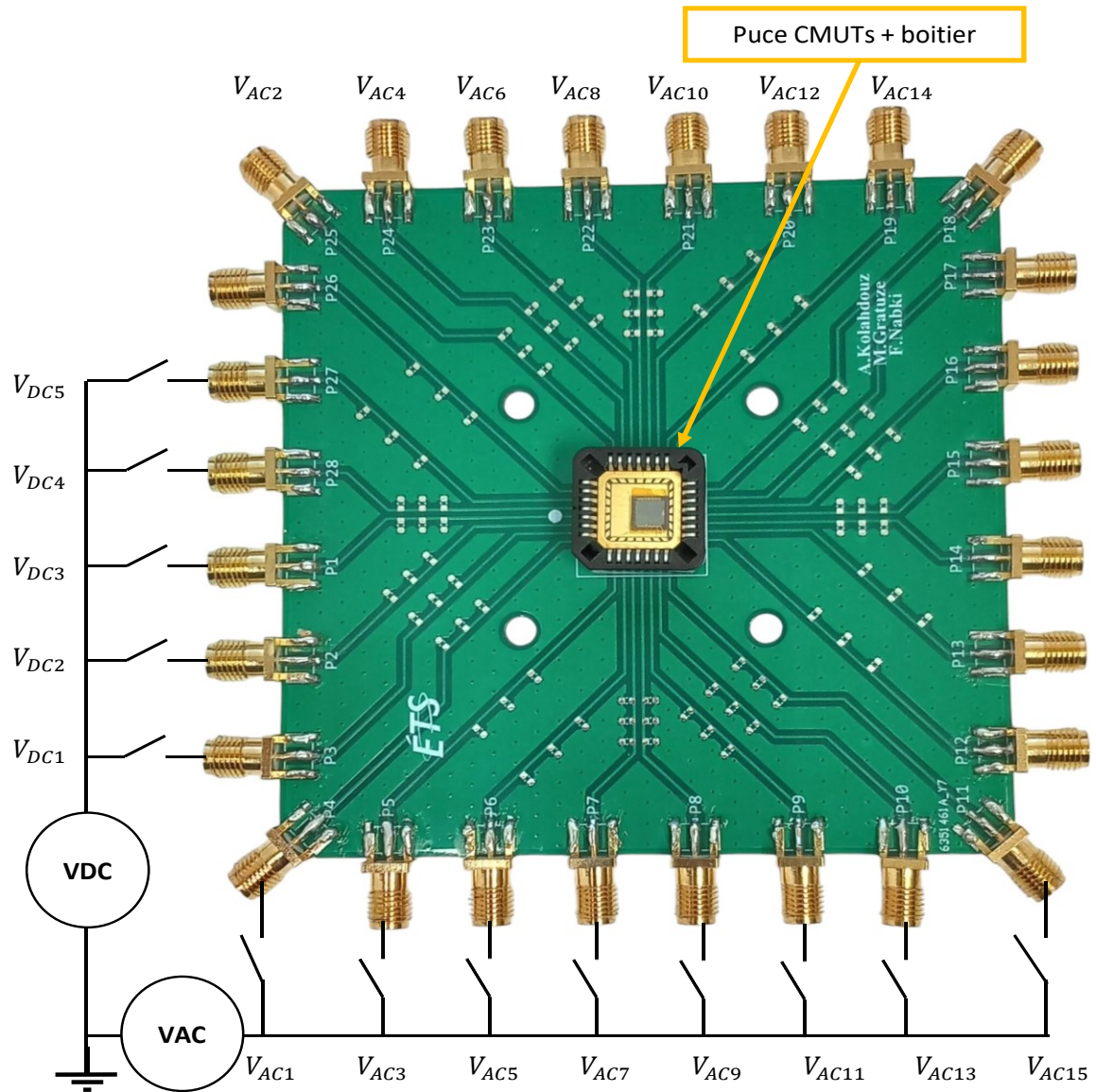


Figure 16 : Configuration de connexion des CMUTs via le circuit imprimé du test.

Tableau 3 : Configuration de connexion de la puce CMUTs aux sources de tensions électriques via le PCB.

No. Pin PCB	No. Pad CMUTs	Colonne/ligne CMUTs correspondante
P1	V_{DC3}	Ligne 3
P2	V_{DC2}	Ligne 2
P3	V_{DC1}	Ligne 1
P4	V_{AC1}	Colonne 1
P5	V_{AC3}	Colonne 3
P6	V_{AC5}	Colonne 5
P7	V_{AC7}	Colonne 7
P8	V_{AC9}	Colonne 9
P9	V_{AC11}	Colonne 11
P10	V_{AC13}	Colonne 13
P11	V_{AC15}	Colonne 15
P12 a P18	N/A	
P19	V_{AC14}	Colonne 3
P20	V_{AC12}	Colonne 5
P21	V_{AC10}	Colonne 7
P22	V_{AC8}	Colonne 9
P23	V_{AC6}	Colonne 11
P24	V_{AC4}	Colonne 13
P25	V_{AC2}	Colonne 15
P26	N/A	
P27	V_{DC5}	Ligne 5
P28	V_{DC4}	Ligne 4

Le Tableau 4 résume les outils nécessaires pour la caractérisation de la puce CMUTs.

Tableau 4: Outils et matériels de caractérisation.

Reference (P/N)	Description	Qté
-	Multimètre numérique	1
Polytec LDV	Vibromètre (LDV)	1
KEITHLEY 2260B-800-1	Générateur de tensions DC	1
KEYSIGHT 33600A	Générateur de signaux AC	1
-	Circuit imprimé (PCB)	1
-	Câbles et connecteurs SMA	-

3.3.2 Caractérisation

a) Inspection visuelle

Le test préliminaire consiste à l'inspection visuelle de la structure du CMUT et l'uniformité du profil de surface et la détection de défauts sur les membranes ou dans l'encapsulation. Ceci est fait en balayant sous microscope l'entièreté de la puce CMUTs.

b) Caractérisation électrique des CMUTs

Le premier test à conduire sur la puce CMUTs est le test de continuité et d'isolation pour s'assurer qu'il n'y a pas de coupures ou défaillance dans l'alignement des couches et vérifier que les électrodes sont correctement isolées afin de garantir une bonne distribution du champ électrique et une bonne performance optimale des CMUTs. Ceci est conduit en utilisant un multimètre numérique.

Ensuite, les tests de caractérisation électrique sont réalisés afin d'analyser la réponse fréquentielle de chaque membrane sur chaque colonne en fonction de la variation de la tension DC appliquée. Chaque CMUT est polarisée avec une tension continue (DC) ajustée par incréments de 10V. En parallèle, un signal alternatif de 20 Vpp sous forme d'onde sinusoïdale, généré par un générateur de fonctions, balaye une plage de fréquences allant de 140 kHz à 1,5 MHz. La réponse vibratoire des membranes est captée à l'aide d'un vibromètre à détection laser (LDV), ce qui permet d'identifier la fréquence de résonance pour chaque configuration de test. Cet appareil permet des mesures de vibration précises et sans contact en dirigeant un faisceau laser sur chaque membrane CMUT, fournissant ainsi les données nécessaires pour analyser leur comportement dynamique. Le vibromètre LDV génère des fichiers .pvd, qui sont ensuite traités via un programme Matlab afin d'extraire les réponses fréquentielles et temporelles des CMUTs. Ces données permettent également de constituer une base de référence, facilitant la vérification des mesures manuellement consignées dans un fichier Excel pour les fréquences de résonance. Grâce à cette technologie, les fréquences de résonance ont pu être déterminées en analysant les vitesses de vibration de chaque membrane lors d'un balayage de fréquences avec le générateur de signal AC. La Figure 17 illustre le test setup avec vibromètre.

Afin de visualiser l'influence de la tension de polarisation DC sur la fréquence de résonance des CMUTs, la tension continue DC appliquée est variée progressivement tout en observant l'effet de cette variation sur sa réponse fréquentielle. En augmentant ou diminuant la tension

de polarisation, on a pu mesurer les variations de la fréquence de résonance, ce qui a permis de comprendre comment la tension appliquée influence les caractéristiques vibratoires des membranes du CMUT.

Pour cela, il est crucial de déterminer la tension maximale DC que l'on peut appliquer aux CMUTs sans risquer de les endommager en atteignant la tension d'effondrement (Collapse voltage). Selon le modèle théorique d'un CMUT, la tension d'effondrement est inversement proportionnelle au rayon de la membrane. Cela signifie que plus le rayon de la membrane est grand, plus la tension d'effondrement est faible. Par conséquent, pour garantir la sécurité du dispositif lors des tests, la tension maximale à considérer doit être celle de la membrane ayant le plus grand rayon, soit celle à 100 μm dans notre cas. En appliquant cette tension, on s'assure que les autres membranes, ayant des rayons plus petits, ne subissent pas d'effondrement. Le Tableau 5 en résume ces tensions calculées selon le modèle théorique.

Tableau 5 : Tensions théoriques d'effondrement des CMUTs.

Rayon [μm]	Tension d'effondrement théorique [V]
100	137
94	155
90	170

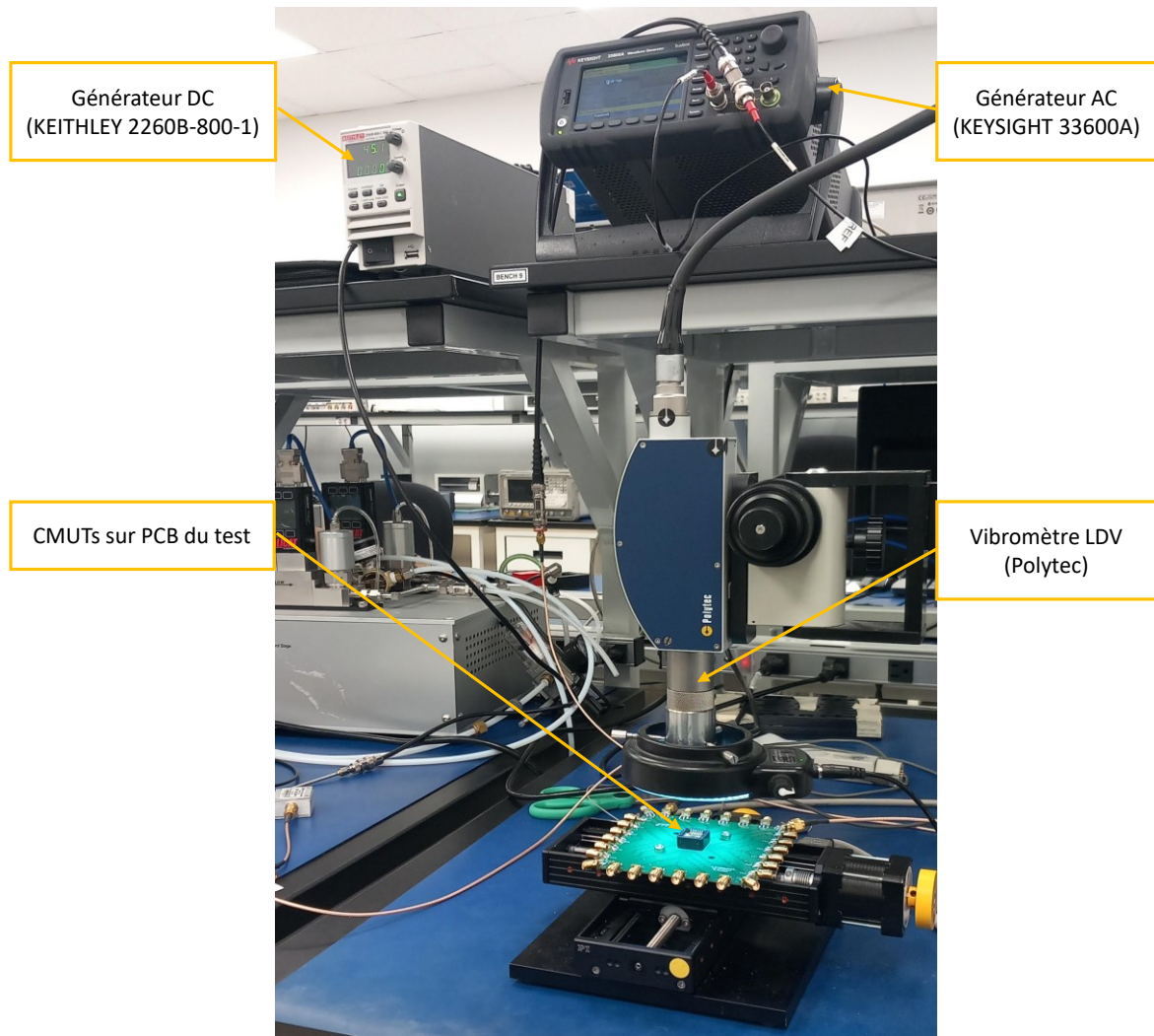


Figure 17 : Test setup avec vibromètre LDV.

Un balayage de la tension DC est donc effectué, allant de 10 V à environ 50 % de la tension d'effondrement considérée, soit : 70 V. Ce balayage permet d'observer les effets de la tension sur les propriétés des CMUTs, notamment la fréquence de résonance, tout en évitant d'endommager le dispositif. Un fichier Excel a été créé pour saisir les fréquences de résonance pour chaque tension continue DC appliquée.

c) Evaluation de la diaphonie (cross-talk) des CMUTs

Ensuite, les CMUTs sont soumis à l'évaluation de la diaphonie (cross-talk) dans le domaine temporel afin de caractériser et de quantifier les interférences qui se produisent entre les différents éléments du transducteur. Cette évaluation permet de détecter si un signal appliqué à un élément génère une réponse non désirée dans les éléments voisins. L'objectif est d'identifier les effets indésirables qui pourraient altérer la performance globale de la puce

CMUTs, en particulier dans des applications nécessitant une haute précision, comme la communication ultrasonique. Cette analyse dans le domaine temporel aide à concevoir des circuits de pilotage plus efficaces et à améliorer l'isolation des signaux entre les différents éléments du dispositif. Pour ce faire, on excite une colonne avec un signal AC et on mesure la réponse temporelle de la colonne adjacente avec le vibromètre LDV.

CHAPITRE 4 : CONFIGURATION ET TESTS AVEC RADIO LOGICIELLE

Ce chapitre est consacré à la configuration des tests et aux expérimentations pratiques du système de communication ultrasonique basé sur des CMUTs, en s'appuyant sur une radio logicielle (Software Defined Radio - SDR). Une Radio SDR RadioBerry est déployée, et GNU Radio, un environnement open source dédié au développement de traitements numériques du signal, est utilisé pour l'implémentation et la validation de différents flux de traitement (flowgraphs). Cette architecture permet d'effectuer des tests de communication en temps réel, avec l'intégration de plusieurs techniques de modulation, notamment l'ASK, le BFSK, le QPSK et le M-QAM. La configuration initiale inclut l'installation de toutes les dépendances requises pour assurer le bon fonctionnement des modules émetteur et récepteur (Tx/Rx) de la radio logicielle. Ensuite, des essais préliminaires sont menés avec deux transducteurs ultrasoniques commerciaux, afin de valider le protocole de communication avant son déploiement complet sur les transducteurs CMUT. Ce chapitre met en évidence la capacité des CMUTs à assurer une transmission d'informations selon différents schémas de modulation.

4.1 Amplification et configuration des CMUTs

La RadioBerry intègre un transmetteur (Tx) capable d'émettre un signal avec une tension atteignant 5 Vpp, ainsi qu'un récepteur (Rx) chargé de recevoir le signal à traiter par la radio. Toutefois, la tension en sortie du Tx s'avère insuffisante pour exciter efficacement les CMUTs conçus. Il est donc nécessaire d'ajouter un amplificateur AC à deux étages, qui offre un gain en tension de 3, conformément à l'équation (11) :

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_{feedback}}{R_e} + 1 = \frac{R10}{R4} + 1 = 3 \quad (11)$$

La Figure 18 présente le schéma de l'amplificateur AC, incluant les composants utilisés avec leurs valeurs, ainsi que les résultats de simulation obtenus sous LTspice.

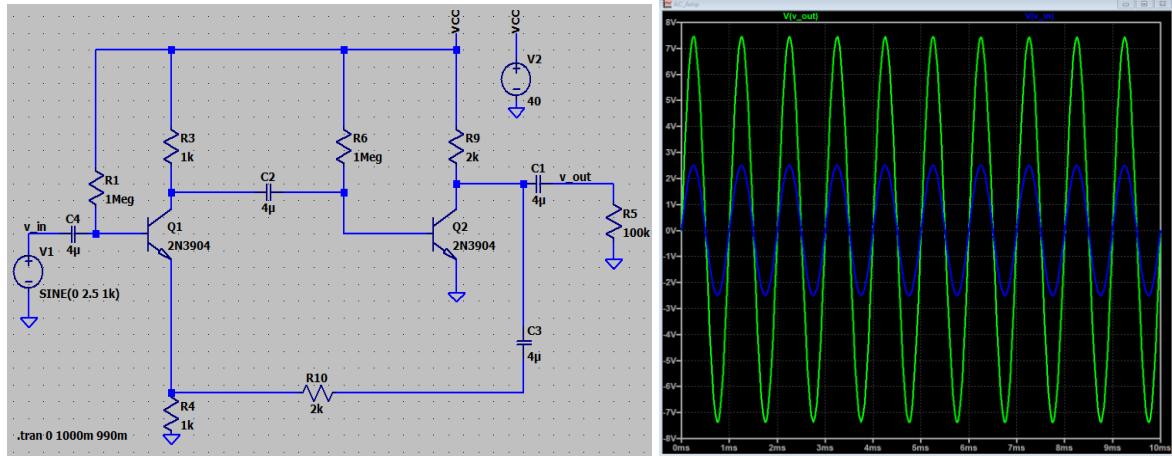


Figure 18 : Schéma du circuit de simulation de l'amplificateur AC à deux étages.

Du côté récepteur, les courants capacitifs générés par les CMUTs sont trop faibles pour permettre une détection directe. Un amplificateur transimpédance (TIA) est donc utilisé afin d'amplifier ces courants et les rendre exploitables par le récepteur de la Radio Berry. Le gain de cet amplificateur est exprimé par l'équation 12 :

$$A_v = \frac{V_{out}}{I_{CMUT}} = R_{feedback} = 10 \frac{mV}{\mu A} \quad (12)$$

La Figure 19 illustre le schéma du TIA, en précisant les composants utilisés, leurs valeurs, ainsi que les résultats de simulation obtenus sous LTspice.

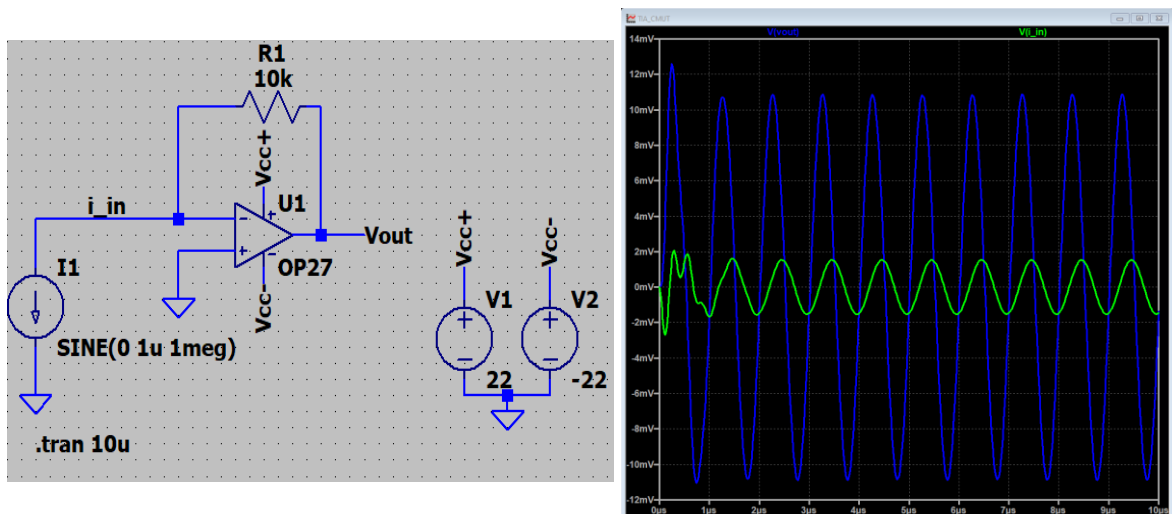


Figure 19 : Schéma du circuit de simulation de l'amplificateur trans-impédance.

À l'aide d'un oscilloscope, ces circuits d'amplification ont été visualisés et validés. La Figure 20 et Figure 21 présentent ces résultats, conformes aux simulations effectuées.

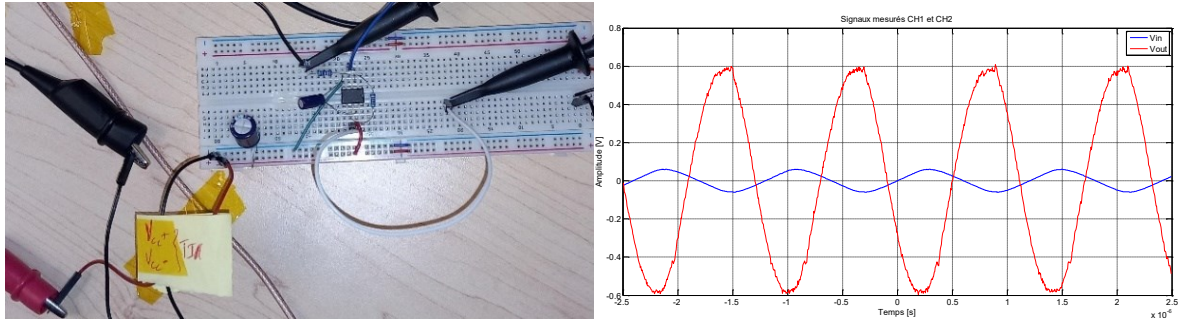


Figure 20 : Test de l'amplificateur TIA sur plaque d'essai et oscilloscope.

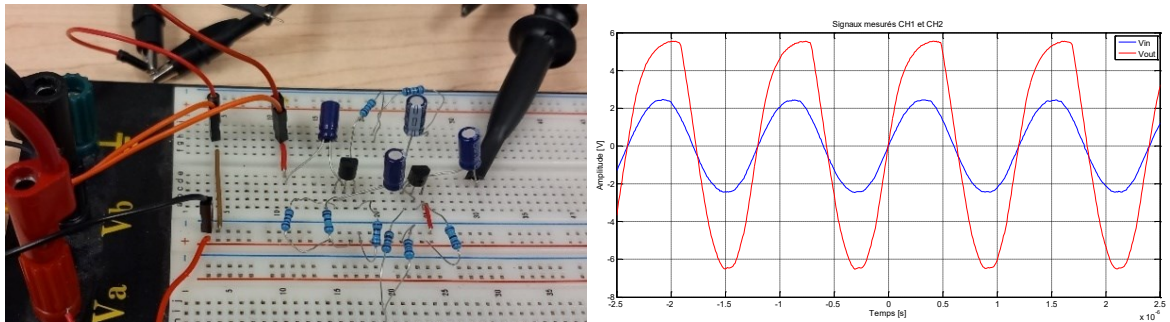


Figure 21 : Test de l'amplificateur AC sur plaque d'essais et oscilloscope.

4.2 Configuration des tests avec RadioBerry

Pour effectuer les tests de communication ultrasonique, plusieurs étapes de mise en œuvre ont été suivies avec la Radio SDR RadioBerry et le logiciel GNU Radio. Tout d'abord, GNU Radio a été installé sur le système RadioBerry pour permettre la création et l'exécution des schémas-blocs nécessaires au traitement du signal. D'ailleurs, deux blocs « *Soapy Radioberry Sink* » et « *Soapy Radioberry Source* » ont été développés et intégrés à l'environnement GNU Radio en s'inspirant des blocs personnalisables déjà existants. Ensuite, la RadioBerry a été connectée aux transducteurs via des connecteurs SMA, pour transmettre le signal modulé. Après cette connexion, les schémas-blocs ont été créés dans GNU Radio, en utilisant des modules spécifiques pour tester différentes techniques de modulation. Enfin, la visualisation des signaux a été réalisée à la fois sur l'interface de GNU Radio et sur un oscilloscope, tout en ayant un contrôle en temps réel sur les signaux émis. Ces étapes permettent de valider les performances de communication des transducteurs avant des applications avec des CMUT. La Figure 22 présente le banc de test mis en place à cet effet.

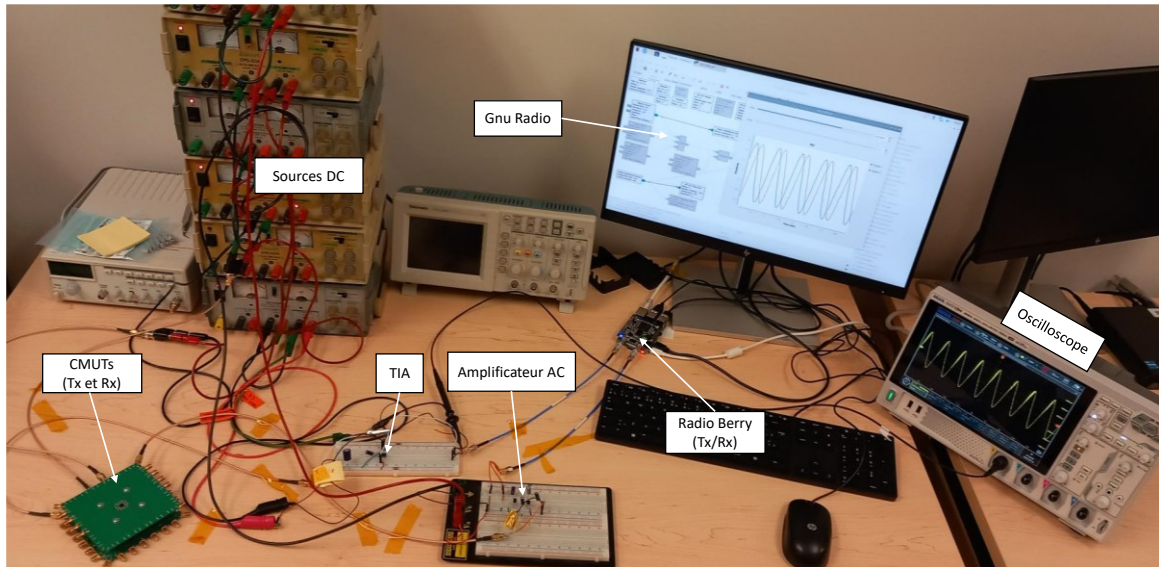


Figure 22 : Montage expérimental pour la validation de la transmission avec les CMUTs.

4.2.1 Tests préliminaires

Dans un premier temps, une onde sinusoïdale de fréquence fixe est transmise afin de vérifier la capacité de la puce CMUTs réceptrice à détecter un signal acoustique provenant de son émetteur. Le flowgraph contient une source de signal sinus à une fréquence proche de la résonance des CMUTs, deux blocs *Soapy Radioberry Sink* et *Soapy Radioberry Source*, qui permettent d'envoyer les signaux au Tx et Rx de la radio logicielle, et un bloc de visualisation du signal reçu.

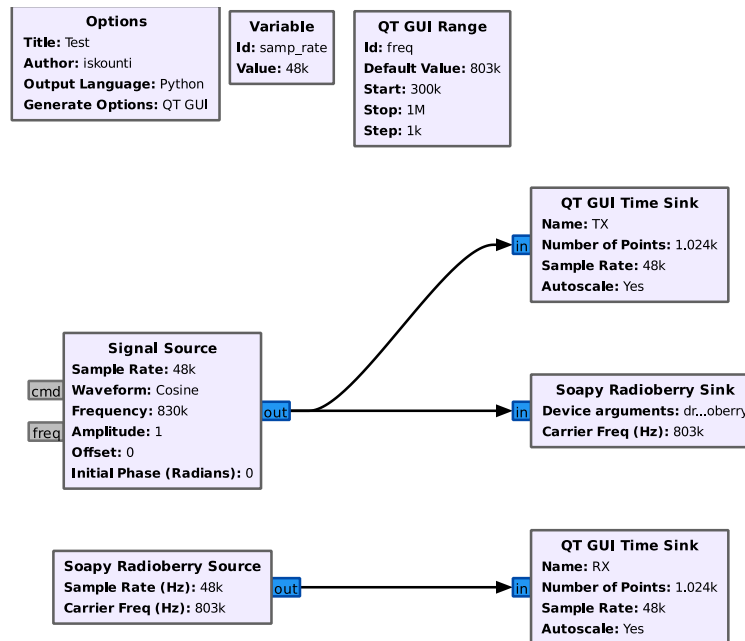


Figure 23 : Schéma du flux de traitement du signal pour un test préliminaire simple.

4.2.2 Schéma de modulation d'amplitude ASK

La modulation d'amplitude (Amplitude Shift Keying, ASK), également appelée OOK (On-Off Keying), est une technique classique de modulation numérique qui repose sur la variation de l'amplitude de la porteuse pour représenter les états logiques 0 et 1. Plus précisément, l'état logique '1' est transmis en envoyant une porteuse à amplitude constante, tandis que l'état '0' correspond à l'absence de signal (ou à une amplitude nulle), d'où l'appellation On-Off keying. Le *flowgraph* contient une source du vecteur des bits à envoyer, et qui sont directement multipliés par la porteuse, à la fréquence de résonance des CMUTs. A la réception, le signal est décodé via le bloc *Threshold* qui attribue '0' si le signal est en dessous du seuil définit (0.18), ou '1' dans le cas contraire. La Figure 24 illustre le schéma de flux de traitement du signal modulé en OOK, sur GNU Radio, et la Figure 25 présente la simulation de la transmission et de la réception.

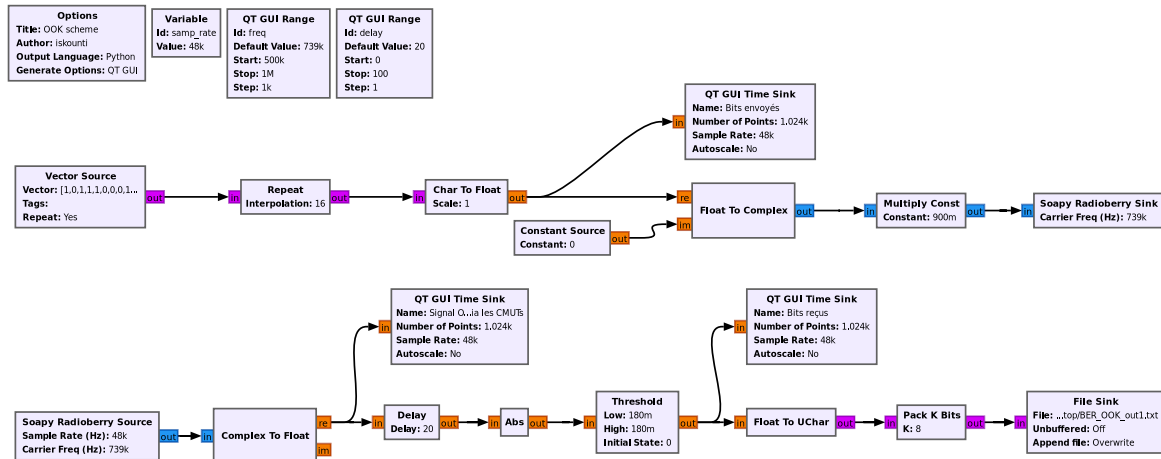


Figure 24 : Schéma du flux de traitement du signal OOK sur GNU Radio.

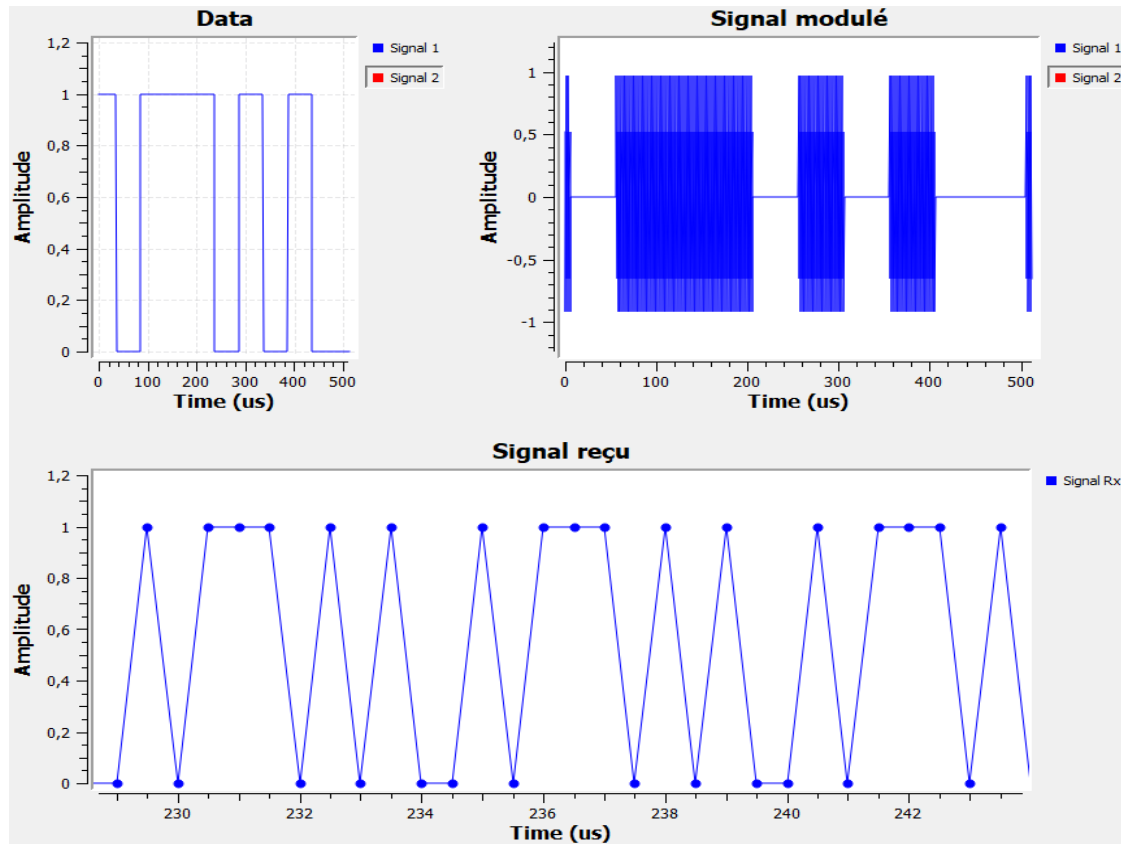


Figure 25 : Simulation de la transmission avec le schéma de modulation OOK sur GNU Radio.

4.2.3 Schéma de modulation d'amplitude BFSK

La modulation par déplacement de fréquence binaire (BFSK, Binary Frequency Shift Keying) est une technique de modulation numérique dans laquelle deux fréquences différentes de la porteuse sont utilisées pour représenter les états logiques 0 et 1. Plus précisément, le bit '0' est transmis à l'aide d'une fréquence f_0 , tandis que le bit '1' est transmis à l'aide d'une autre fréquence f_1 . Ainsi, le flux binaire à transmettre est converti en un signal analogique à fréquence variable : à chaque bit entrant dans le modulateur, celui-ci sélectionne la fréquence correspondante et l'applique à la porteuse. Le signal modulé ainsi obtenu est ensuite envoyé vers les CMUTs. À la réception, et afin de reconstruire la séquence binaire d'origine, le signal capté est démodulé en détectant les fréquences présentes dans le signal. Le *flowgraph* contient un filtre passe bas qui élimine la haute fréquence et laisse passer la basse fréquence. Ceci permet de décoder l'information en utilisant le bloc *Threshold* qui attribue '1' quand le signal est présent (f_0), et '0' quand le signal est faible à la sortie de filtre (f_1). La Figure 26 présente le schéma de flux de traitement du signal sur GNU Radio et la Figure 27 illustre la simulation de la transmission et de la réception.

4.2.4 Schéma de modulation d'amplitude M-QAM

La modulation de l'amplitude en quadrature (M-QAM, pour M-ary Quadrature Amplitude Modulation) est une technique de modulation numérique avancée qui encode l'information binaire à l'aide de symboles représentés par des points dans un plan complexe, chacun ayant une amplitude et une phase spécifiques. Le schéma utilise deux porteuses en quadrature (orthogonales) pour transmettre simultanément deux signaux modulés en amplitude, ce qui permet de représenter plusieurs bits par symbole. Par exemple, une modulation 4-QAM encode 2 bits par symbole, tandis qu'une 16-QAM en encode 4. Plus M est grand, plus le nombre de symboles distincts est élevé, ce qui améliore le débit mais rend le système plus sensible au bruit et aux interférences. La modulation QPSK (Quadrature Phase Shift Keying) est un cas particuliers de la modulation M-QAM. La QPSK par exemple utilise quatre symboles (phases) distincts, chacun codant deux bits. Concrètement, les combinaisons binaires '00', '01', '10' et '11' sont respectivement associées à des phases de 0°, 90°, 180° et 270°.

L'environnement GNU Radio offre des blocs dédiés à différents schéma de modulation tels que des modulateurs et démodulateurs, des blocs pour imiter les effets du canal de communication ainsi que des modules de synchronisation et égalisation. Pour implémenter une modulation de type M-QAM, nous allons utiliser, entre autres, les blocs suivants :

- *Constellation Modulator* : qui permet de moduler le signal selon un schéma de modulation sélectionné (4-QAM, 8QAM ou 16-QAM).
- *Channel Model* : qui permet de simuler les effets du canal tels que les bruits, le décalage en fréquence et dans le temps (Offset).
- *Symbol Sync* : ce bloc effectue principalement la récupération d'horloge et la synchronisation temporelle ainsi qu'un filtrage du signal.
- *Linear Equalizer* : ce bloc permet d'éliminer les effets du multi-trajets (multipath) en utilisant des algorithmes adaptés tel que le CMA (Constant Modulus Algorithm).
- *Costas Loop* : Ce bloc permet également la synchronisation en termes de fréquence et de phase pour annuler les décalages.
- *Constellation Decoder* : permet la démodulation du signal selon la technique choisie à la transmission.

Pour évaluer la 4-QAM, nous sélectionnons tout simplement ce schéma QPSK dans le bloc *Constellation Object* relié au bloc *Constellation Modulator*. La Figure 28 présente le schéma

de flux de traitement du signal sur GNU Radio pour les techniques de modulation M-QAM et la Figure 29 montre les résultats de simulation de cette technique.

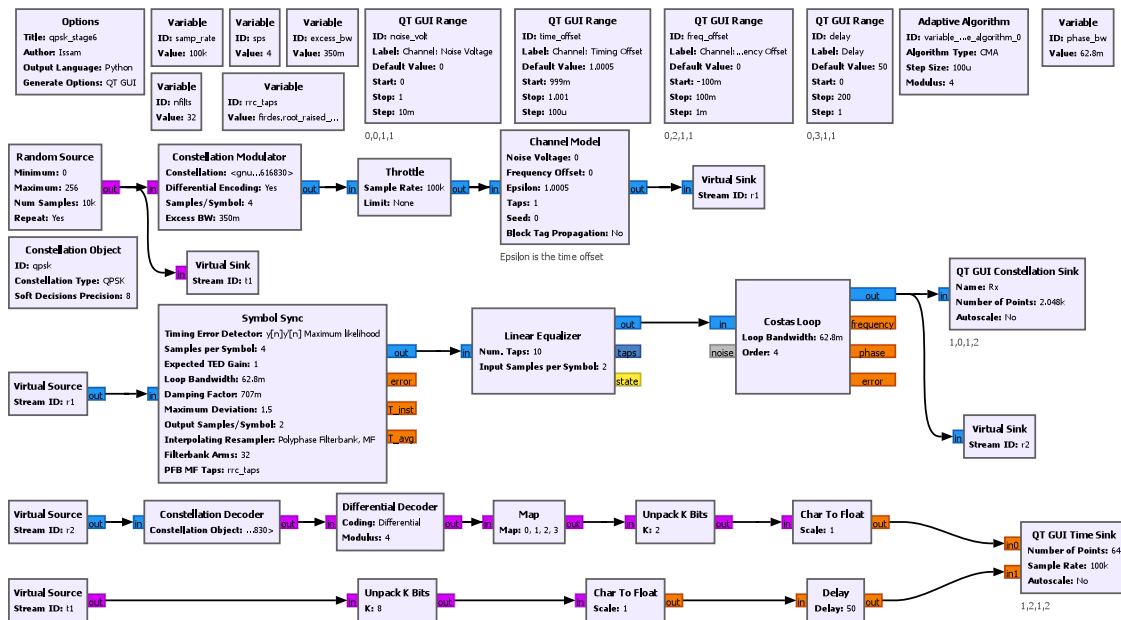


Figure 28 : Schéma du flux de traitement du signal M-QAM sur GNU Radio.

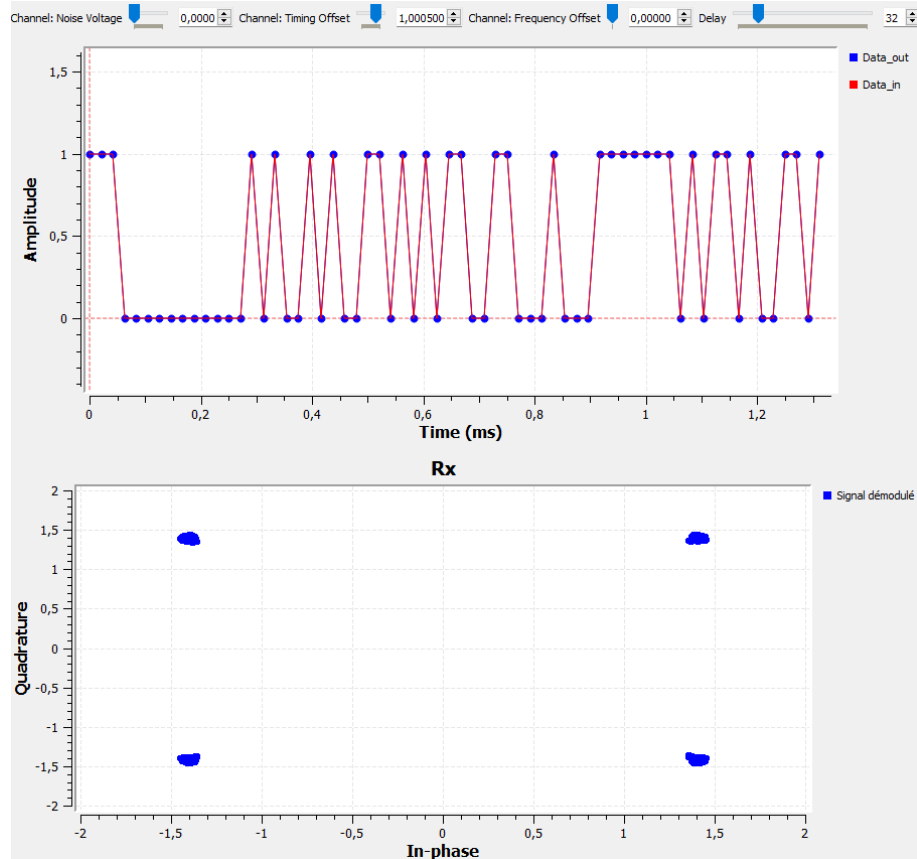


Figure 29 : Simulation de la transmission avec la technique 4-QAM sur GNU Radio.

De même, pour simuler la 8-QAM, nous sélectionnons tout simplement ce schéma dans le bloc *Constellation Object* relié au bloc *Constellation Modulator*. La Figure 30 montre les résultats de simulation de cette technique.

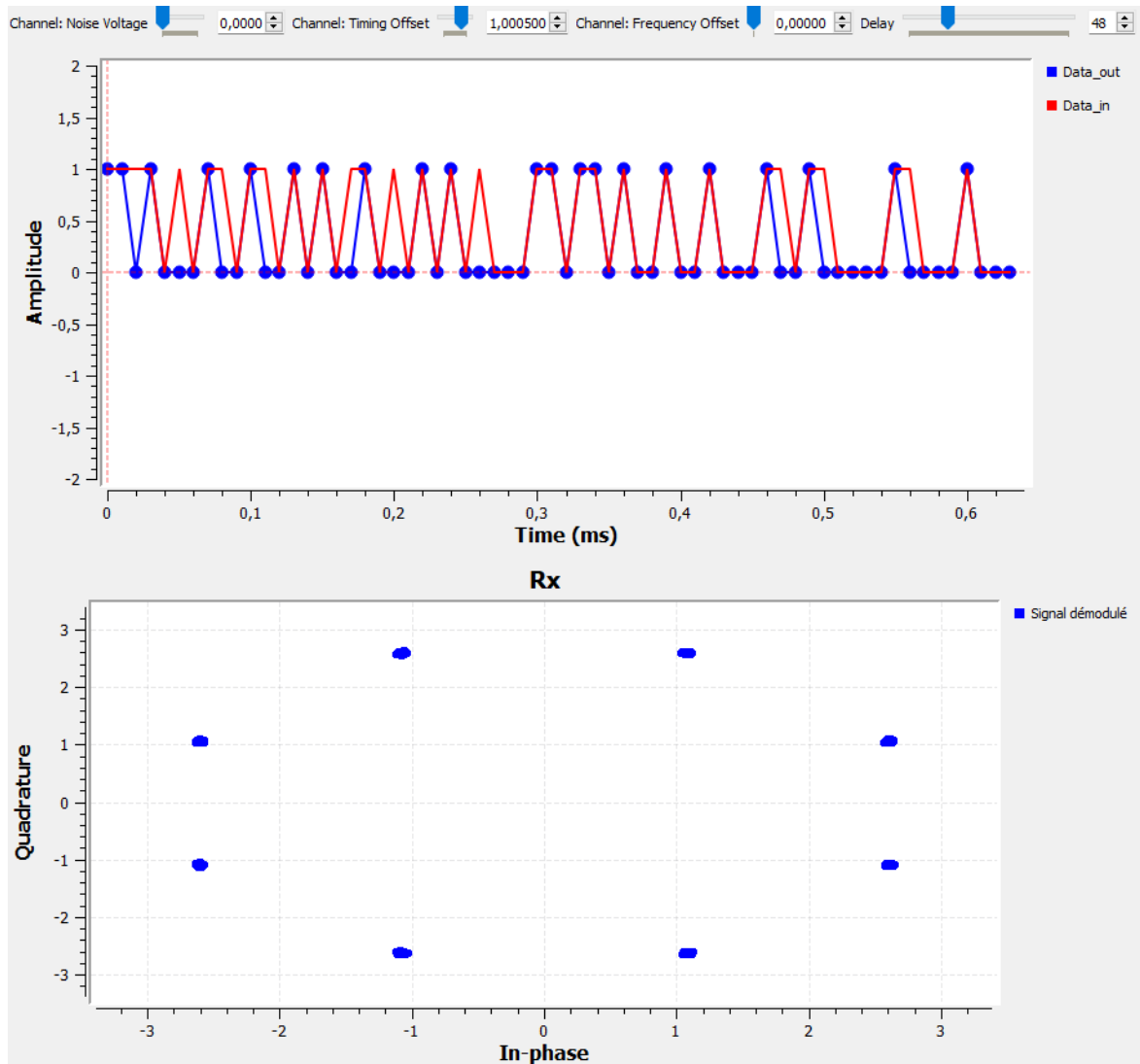


Figure 30 : Simulation de la transmission avec la technique 8-QAM sur GNU Radio.

Dans une transmission réelle, les signaux sont inévitablement altérés par divers phénomènes physiques, notamment le bruit introduit par le canal de propagation, les composants électroniques et/ou les interférences externes. Pour simuler ces conditions dans GNU Radio, un bloc *Channel Model* est utilisé afin d'ajouter un bruit gaussien additif (AWGN – Additive White Gaussian Noise) au signal modulé. Ce bruit modélise un canal linéaire avec bruit blanc, caractérisé par sa densité spectrale constante à différentes fréquences et une distribution Gaussienne des perturbations. L'ajout de ce bruit permet d'observer la dégradation progressive du diagramme de constellation 4QAM : les points

idéaux se dispersent autour de leurs positions théoriques, ce qui reflète l'impact du bruit sur la qualité de transmission. La Figure 31 illustre l'impact du bruit du canal sur le diagramme de constellation 4-QAM à la réception.

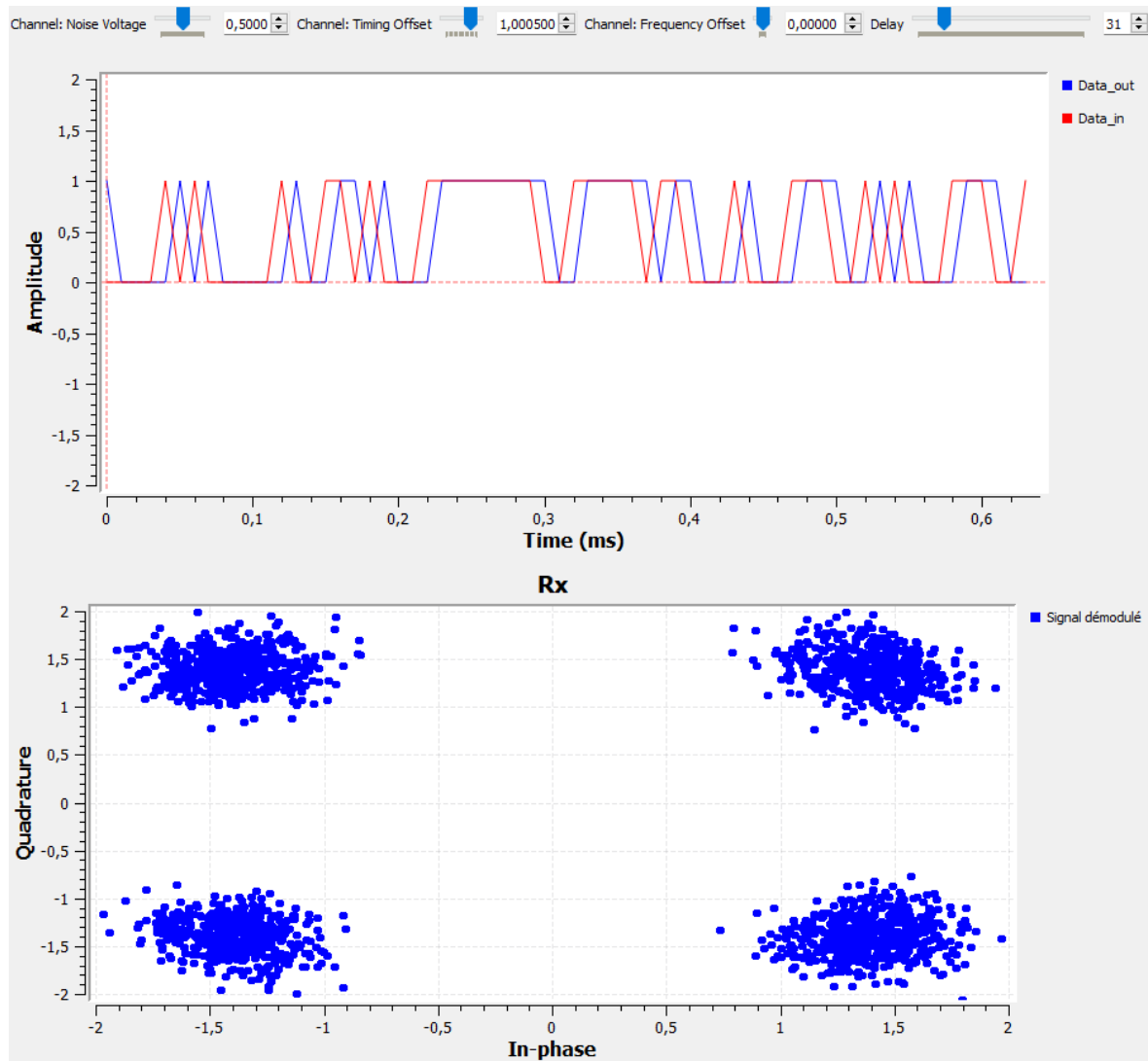


Figure 31 : Effet du bruit du canal sur le diagramme de constellation à la réception.

CHAPITRE 5 : RESULTATS ET DISCUSSIONS

Ce chapitre présente les résultats expérimentaux obtenus dans le cadre du développement des transducteurs CMUT pour le système de communication ultrasonique. Nous débutons par les résultats de la modélisation théorique et des simulations sous COMSOL Multiphysics, qui ont permis de prédire la réponse en fréquence et les déformations des membranes sous différents régimes de tension. Ensuite, les performances des dispositifs fabriqués et caractérisés à travers des tests expérimentaux, incluant la réponse fréquentielle des CMUTs, la variation de la fréquence de résonance en fonction de la tension continue VDC ainsi que l'effet mutuel entre les CMUTs de la puce conçue.

5.1 Résultats de simulation des CMUTs

La modélisation théorique et les simulations réalisées sur COMSOL Multiphysics ont permis d'analyser plusieurs aspects essentiels du comportement dynamique des CMUTs. Tout d'abord, les déplacements de la membrane ont été étudiés à travers un modèle masse-ressort, qui représente la dynamique de la membrane comme un système oscillant soumis à une force électrostatique. Ce modèle a permis de prédire la fréquence de résonance en fonction des paramètres géométriques et des propriétés matérielles du CMUT, en fournissant des estimations de la raideur de la membrane et de son comportement sous excitation. L'effet de la tension de polarisation VDC a été particulièrement prise en compte, car elle influence directement la raideur de la membrane et modifie ainsi la fréquence de résonance. En effet, une augmentation de la tension continue de polarisation VDC intensifie la force électrostatique exercée entre les électrodes, ce qui modifie la déformation de la membrane. Cette déformation accrue réduit sa rigidité effective, entraînant ainsi une diminution de la fréquence de résonance. Enfin, le modèle a permis d'étudier le phénomène de tension d'effondrement, qui se produit lorsque la membrane subit une déformation excessive (effondrement) en raison d'une trop grande tension électrique. Cet effet, lorsqu'il est mal contrôlé, peut entraîner des dégradations du dispositif, mais il a également permis d'identifier les limites opérationnelles. Les résultats obtenus par modélisation et simulation sur COMSOL Multiphysics ont permis une compréhension du comportement dynamique des CMUTs dans diverses conditions.

5.1.1 Déplacements des membranes du CMUT et modes de déformation

La force électrostatique résultante entre les deux électrodes engendre un déplacement de la membrane vers le substrat d'en bas. Le déplacement maximal apparaît au centre de la

membrane tandis qu'il reste quasiment nul sur les bords ($u_{\text{bord}} = 0$) comme illustrée dans la Figure 32. Nous pouvons également remarquer que le déplacement devient de plus en plus grand avec des membranes plus grandes.

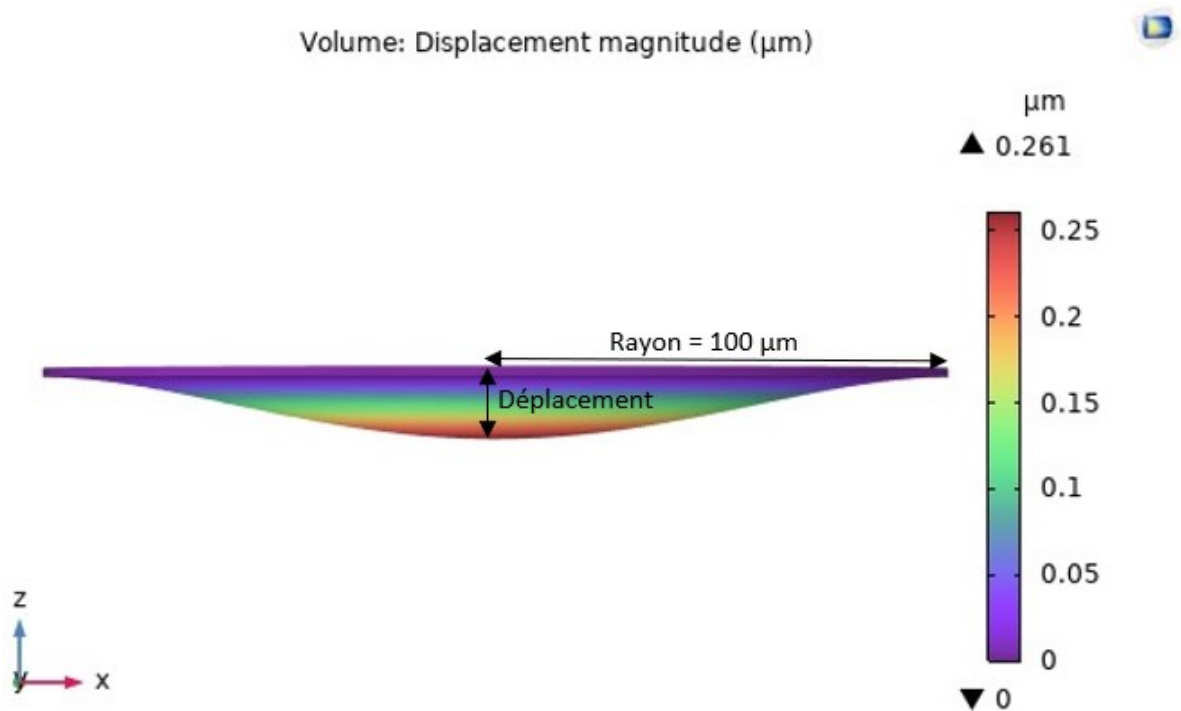


Figure 32 : Déplacement statique de la membrane sous une tension continu de 130 V.

L'analyse des modes de déformation montre que le CMUT en présente quatre modes. Le déplacement maximal au centre de la membrane se produit dans le mode de vibration fondamental, tandis que les autres modes induisent un comportement non uniforme de la membrane. La Figure 33 illustre ces modes de vibration.

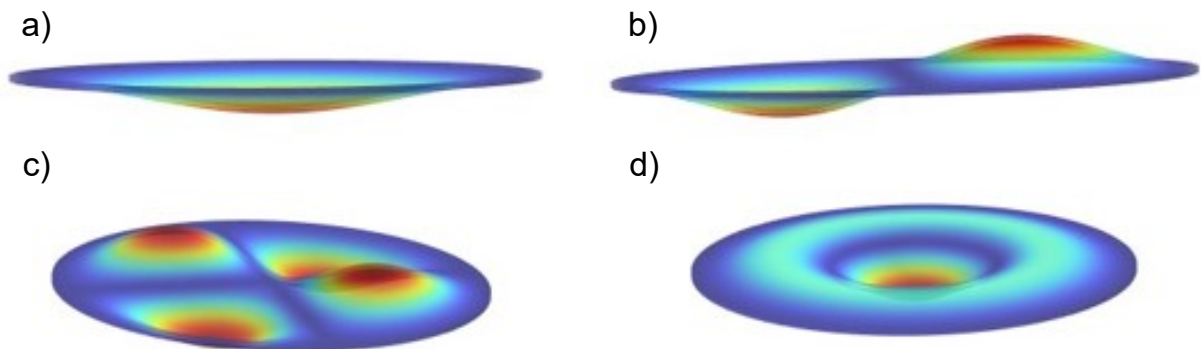


Figure 33 : Modes de vibrations de la membrane. (a) : Mode 1 (b) : Mode 2 (c) : Mode 3 (d) : Mode 4.

5.1.2 Tension d'effondrement

Le déplacement maximal augmente avec l'augmentation de la tension de polarisation, soit de la force électrostatique. Cependant, et afin de garder la stabilité de la membrane et éviter son effondrement sur le substrat, cette tension ne doit pas dépasser la tension V_{Collapse} . De ce fait, la tension a été calculée et choisie à environ 95% de la tension d'effondrement. La Figure 34 présente la comparaison entre les déplacements issus du modèle analytique et le modèle par EF.

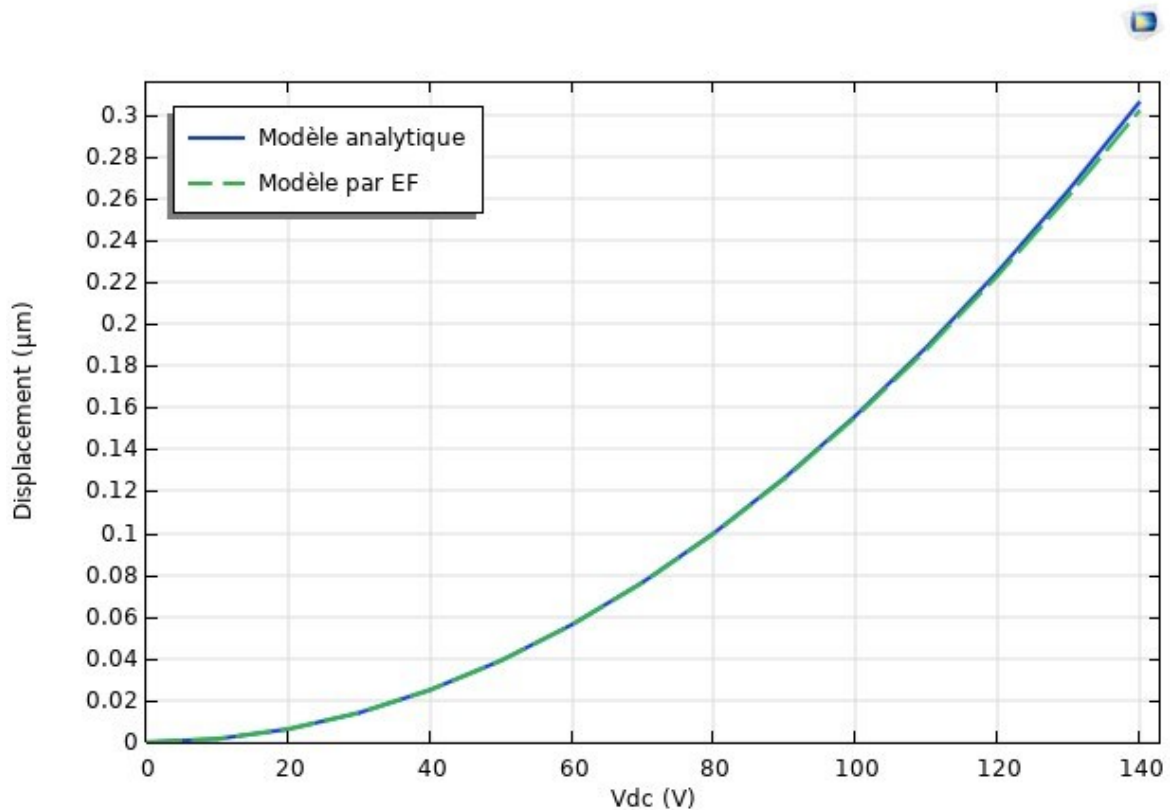


Figure 34 : Déplacement de la membrane en fonction de la tension de polarisation VDC : Comparaison entre modèle analytique et simulation COMSOL.

Le déplacement issu du modèle analytique montre une légère différence par rapport à celui du modèle par EF, plus particulièrement lorsque la force électrostatique est largement importante. Ceci peut être interprété par l'effet des simplifications théoriques effectuées et les hypothèses considérées en théorie.

5.1.3 Fréquence de résonance

Les résultats de simulation ont montré, selon les deux modèles, théorique et de simulation, que la fréquence de résonance diminue avec l'augmentation du rayon de la membrane circulaire du CMUT, comme l'illustre la Figure 35, et qui montre également la comparaison entre les deux modèles.

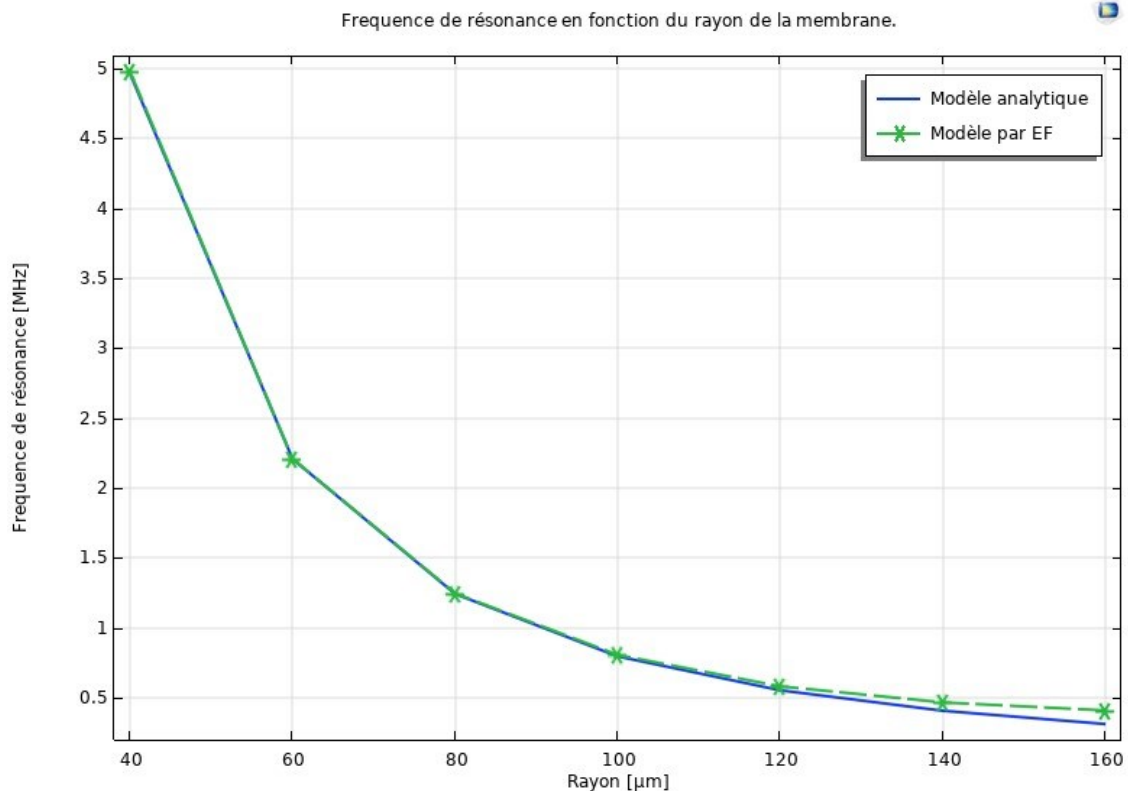


Figure 35 : Fréquence de résonance en fonction du rayon de la membrane : Comparaison entre modèle analytique et simulation COMSOL.

De plus, une augmentation de la tension de polarisation VDC entraîne une diminution de la fréquence de résonance, car la rigidité effective de la membrane varie avec la tension appliquée, affectant ainsi ses caractéristiques vibratoires. Le modèle par FEM a permis d'illustrer cette dépendance en déterminant la raideur de la membrane par division de la force de rappel mécanique par le déplacement observé. La Figure 36 et la Figure 37 présentent le déplacement en fonction de la fréquence et le lien entre la fréquence de résonance et la tension de polarisation VDC.

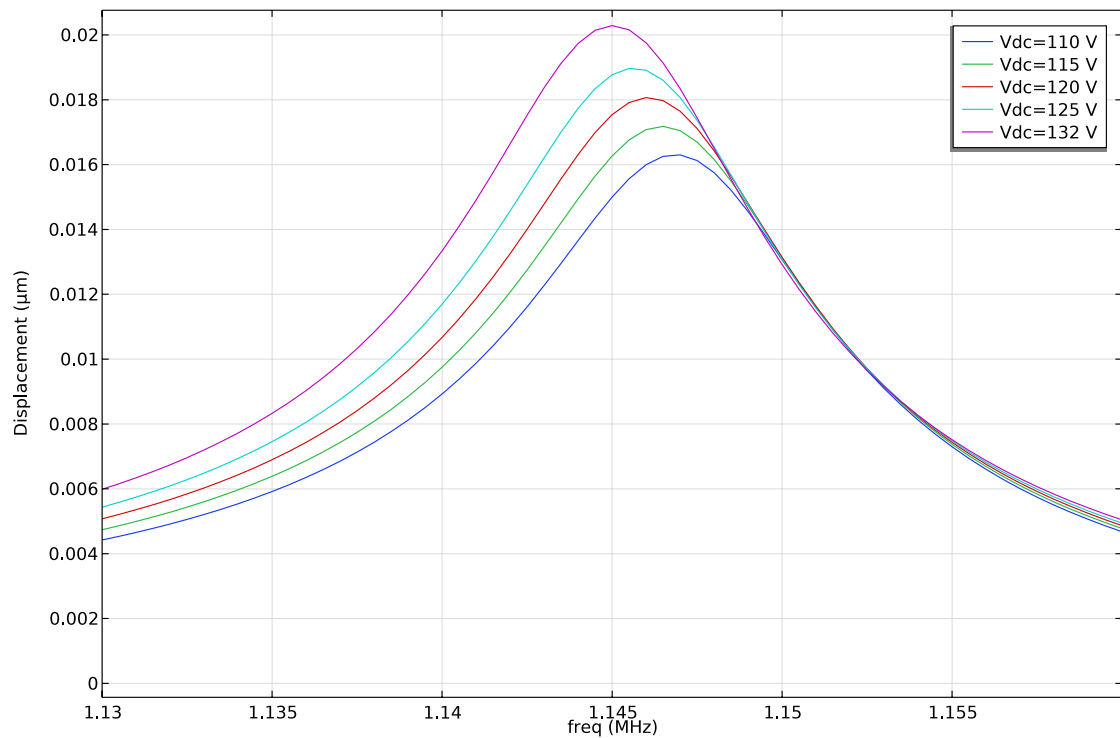


Figure 36 : Déplacement de la membrane CMUT en fonction de la fréquence d'excitation.

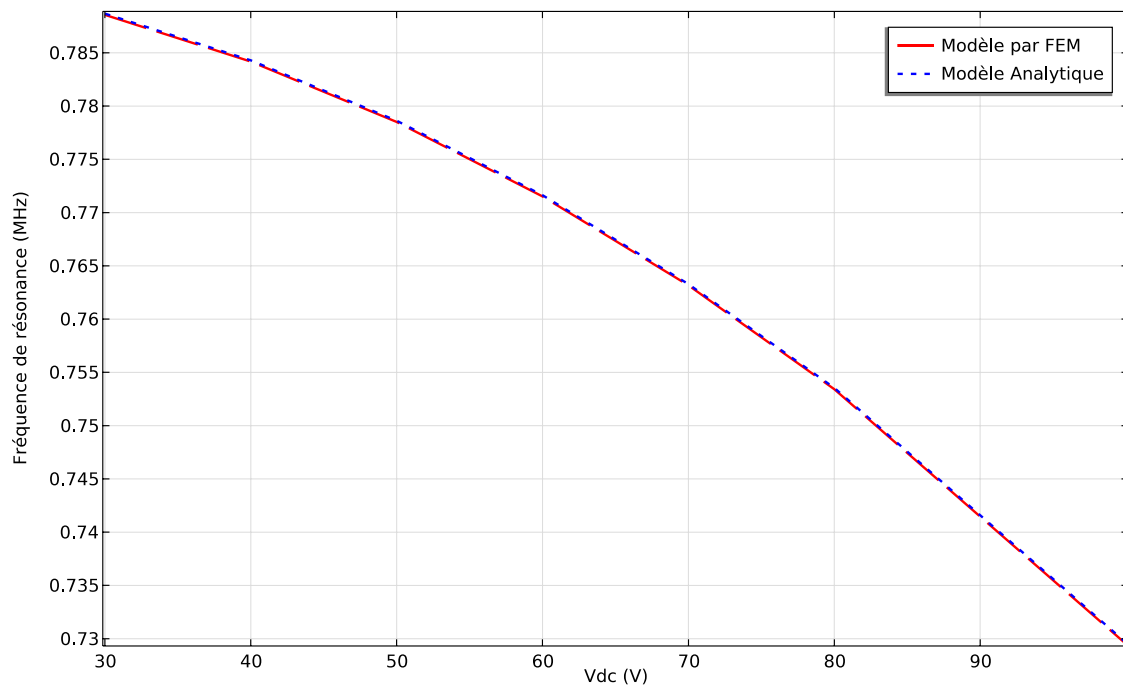


Figure 37: Fréquence de résonance en fonction de la tension continue VDC.

5.1.4 Excitation temporelle et pression acoustique

Les résultats de simulation temporelle illustrent la capacité des CMUTs à suivre l'excitation électrique dans le temps. La Figure 38 illustre la réponse du CMUT à cette excitation avec une tension AC de 2 V et une fréquence de 0.6 MHz.

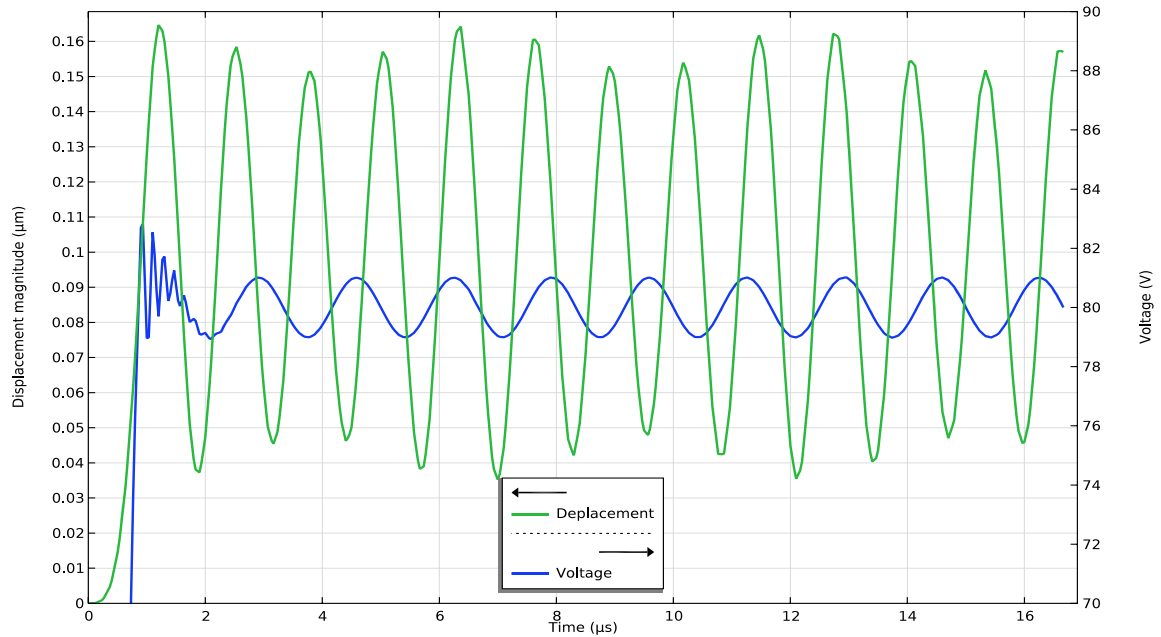


Figure 38 : Simulation de la réponse temporelle d'un CMUT sous COMSOL Multiphysics.

Pour la pression acoustique, et pour une seule membrane, elle présente une atténuation rapide sur une distance de seulement quelques millimètres. La Figure 39 montre cette propagation de l'onde acoustique générée par un seul CMUT le long de l'axe axial, ainsi que le niveau sonore produit.

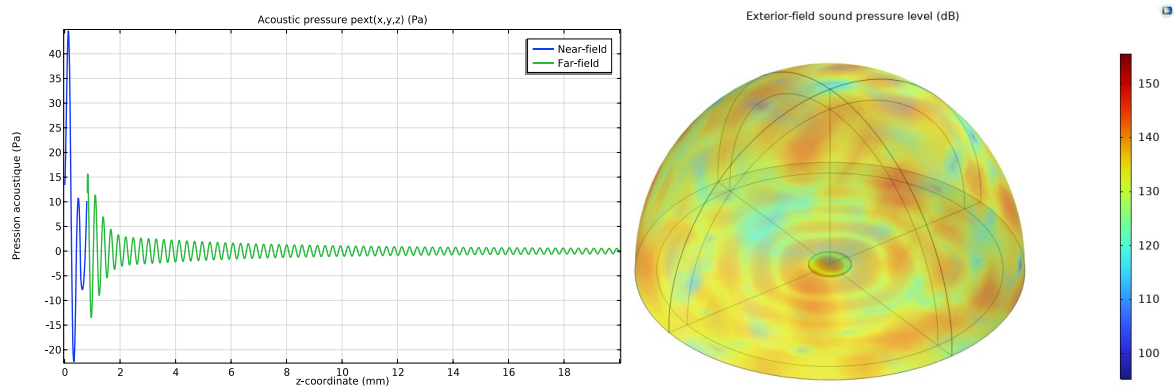


Figure 39 : Simulation du champ de pression acoustique généré par un CMUT sur une distance.

5.2 Résultats de la caractérisation des CMUTs fabriqués

Les résultats de l'inspection mécanique sous microscope ont d'abord révélé que la surface des CMUTs ne présente pas de défauts majeurs de fabrication, et que les dispositifs correspondent globalement aux spécifications de conception, à l'exception de deux impuretés observées sur deux membranes de CMUTs, qui n'affectent toutefois pas leur bon fonctionnement. La Figure 40 montre l'intrusion d'une impureté ou d'un défaut sur deux membranes des CMUTs, ce qui peut parvenir au moment de la fabrication.

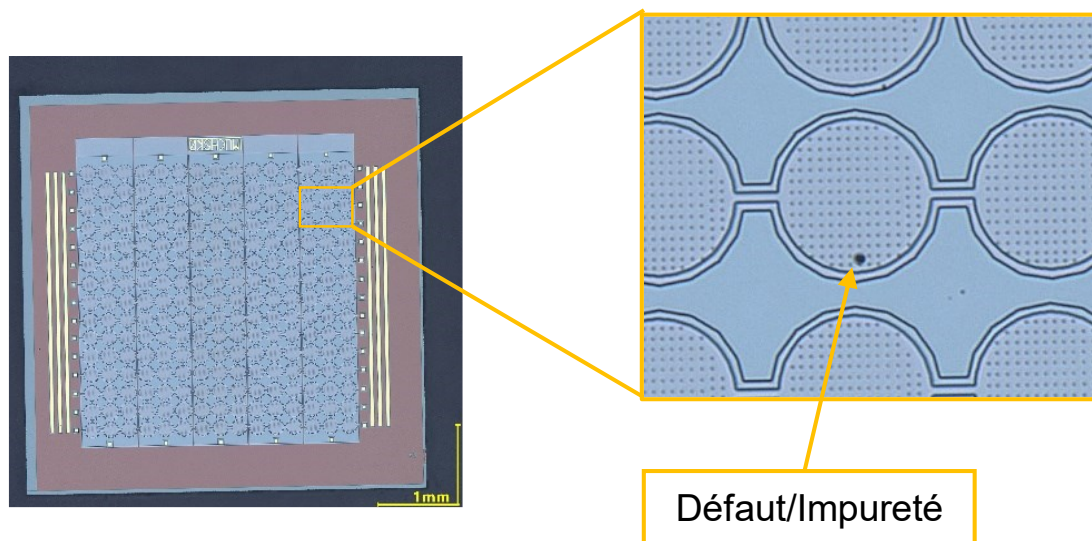


Figure 40 : Inspection visuelle de la puce CMUTs avec microscope.

Les mesures de la réponse fréquentielle des CMUTs obtenues via le vibromètre laser (LDV) montrent que chaque CMUT résonne précisément autour de sa fréquence de résonance, conformément aux dimensions spécifiques de chacune des trois membranes. La Figure 41 illustre cette réponse pour les trois membranes, avec une tension de polarisation continue de 50 VDC. Ceci réaffirme la capacité des CMUTs à vibrer à des fréquences de résonance spécifiques, démontrant ainsi leur capacité à fonctionner efficacement dans des applications de communication utilisant la technique de modulation multicanaux ou éventuellement l'OFDM.

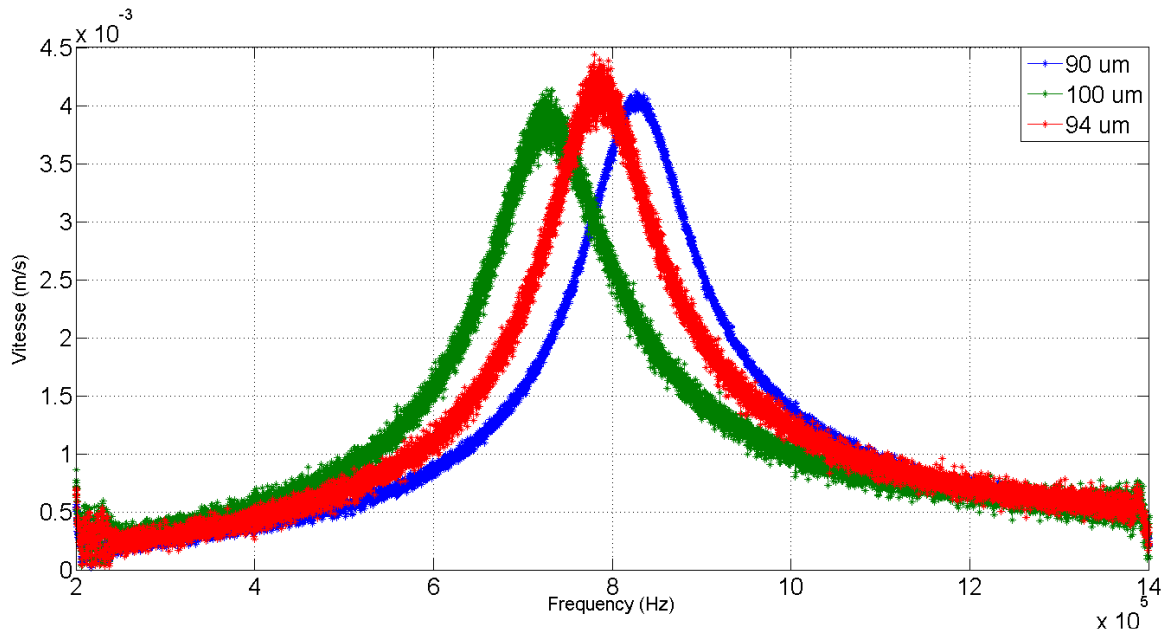


Figure 41 : Résultats de mesure de la vitesse de vibration des membranes en fonction de la fréquence à l'aide du vibromètre LDV.

Les mesures recueillies ont permis d'étudier l'influence de la tension de polarisation VDC sur le comportement dynamique des membranes, en particulier sur la fréquence de résonance et la raideur de la membrane. La Figure 42 illustre l'effet de la tension VDC sur la fréquence de résonance de l'ensemble des CMUTs. Il a été observé qu'avec l'augmentation de la tension VDC, la fréquence de résonance des membranes diminue. Ce phénomène est dû à l'assouplissement progressif de la membrane, où sa raideur diminue à mesure que la tension augmente. Cette diminution de la raideur entraîne une réduction de la fréquence de résonance, comme le prédit le modèle théorique. Les résultats obtenus par les simulations sous COMSOL Multiphysics confirment également cette tendance, montrant une diminution de la fréquence de résonance en fonction de l'augmentation de la tension VDC.

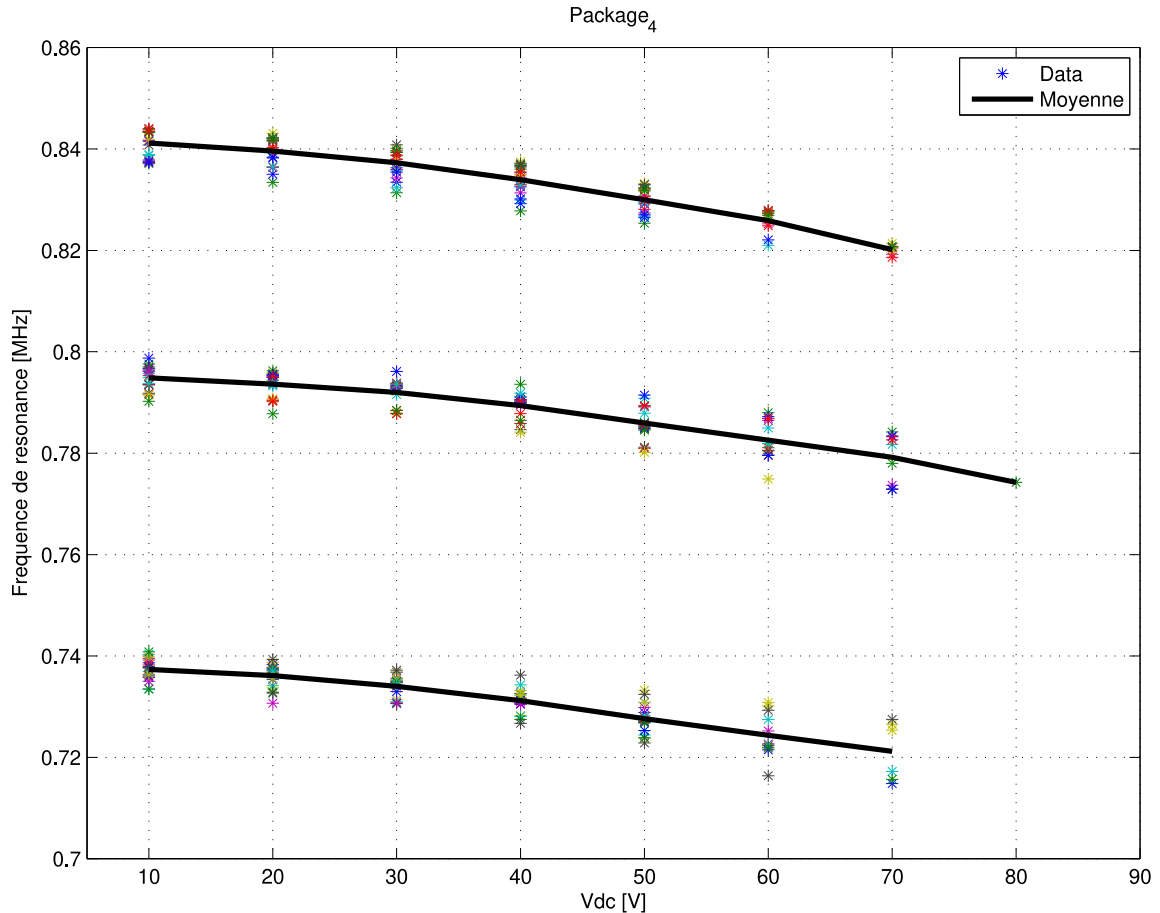


Figure 42 : Les mesures de la fréquence de résonance en fonction de la tension continue VDC.

Cette réduction s'explique par l'effet de la tension DC, qui applique une force électrostatique attractive entre la membrane et l'électrode inférieure, diminuant ainsi la raideur effective de la membrane. Par conséquent, celle-ci devient plus souple, ce qui abaisse sa fréquence de résonance, celle-ci dépendant directement de la raideur mécanique du système. Ce phénomène est particulièrement important, car il permet de contrôler directement la fréquence de résonance des CMUTs via la tension de polarisation VDC. Cette possibilité de réglage ouvre la voie à un élargissement de la bande passante de la puce CMUTs en appliquant différentes tensions VDC sur différents éléments CMUTs.

A ce propos, et étant donné que chaque colonne contient des membranes identiques, il est possible de simplifier l'analyse de la relation fréquence-VDC en prenant la moyenne des fréquences de résonance mesurées pour chaque membrane au sein d'une même colonne. Dans un deuxième lieu, l'outil d'ajustement de courbes (cftool) sur Matlab a permis d'obtenir l'équation mathématique (polynomiale par exemple) qui décrit la relation entre la tension de polarisation VDC et la fréquence de résonance. Or, la diminution de la fréquence est très

lente par rapport à la variation de la tension DC, un ajustement polynomial à bas degré sera le meilleur choix pour des fins de contrôle dynamique de la tension VDC :

$$f(VDC) = a VDC^2 + b VDC + c \quad (13)$$

Ensuite, le vibromètre LDV a permis de mesurer les déplacements du plan de la membrane tout en enregistrant la réponse en vitesse de vibration en termes de la fréquence d'excitation à différents points. Ces mesures ont permis d'identifier les modes de résonance et de visualiser les formes modales du dispositif. En particulier, le LDV a mesuré les vitesses de déformation d'une zone définie sur la puce, permettant d'évaluer la déformation des CMUTs situés dans cette zone, notamment dans leur premier mode fondamental. La Figure 43 illustre ce mode de déformation des CMUTs avec une tension continue de 40V.

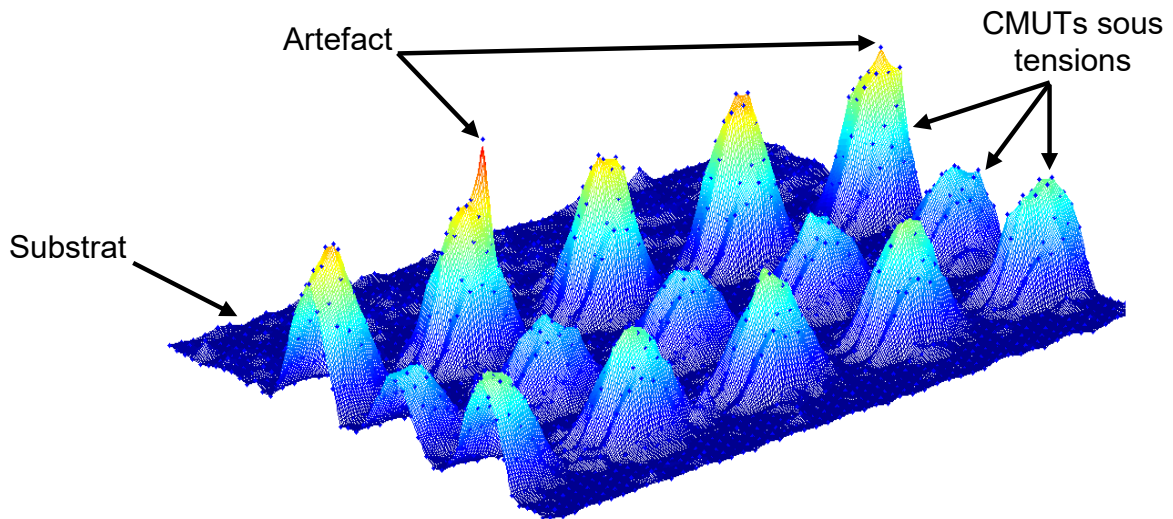


Figure 43 : Formes de déformation des CMUTs sous tensions à l'aide d'un vibromètre LDV.

Les CMUTs ont également été soumis à une évaluation de la diaphonie (cross-talk), révélant un phénomène indésirable entre les éléments voisins sur la même puce. En effet, lorsqu'un CMUT est excité, sa réponse vibratoire se propage également vers les CMUTs adjacents, bien que l'amplitude de cette vibration diminue avec la distance. Ce phénomène s'explique principalement par la propagation des ondes vibratoires au sein de la couche formant les membranes des CMUTs (Poly 1), qui repose au-dessus de leurs cavités respectives. Par ailleurs, la proximité immédiate des membranes favorise cette propagation mécanique, amplifiant ainsi le transfert d'énergie entre éléments proches. De manière notable, un léger délai dans la réponse des CMUTs adjacents confirme la nature mécanique de ce cross-talk, liée au temps de propagation des vibrations à travers la structure. Cependant, il est possible d'annuler cet effet en utilisant la modulation de fréquence, en attribuant des fréquences

d'excitation distinctes à chaque CMUT. Cela permet de réduire l'interférence entre les éléments voisins et d'améliorer ainsi les performances du système. La Figure 44 illustre l'effet de la diaphonie (cross-talk), où la vibration d'une membrane excitée engendre une réponse au voisinage adjacent.

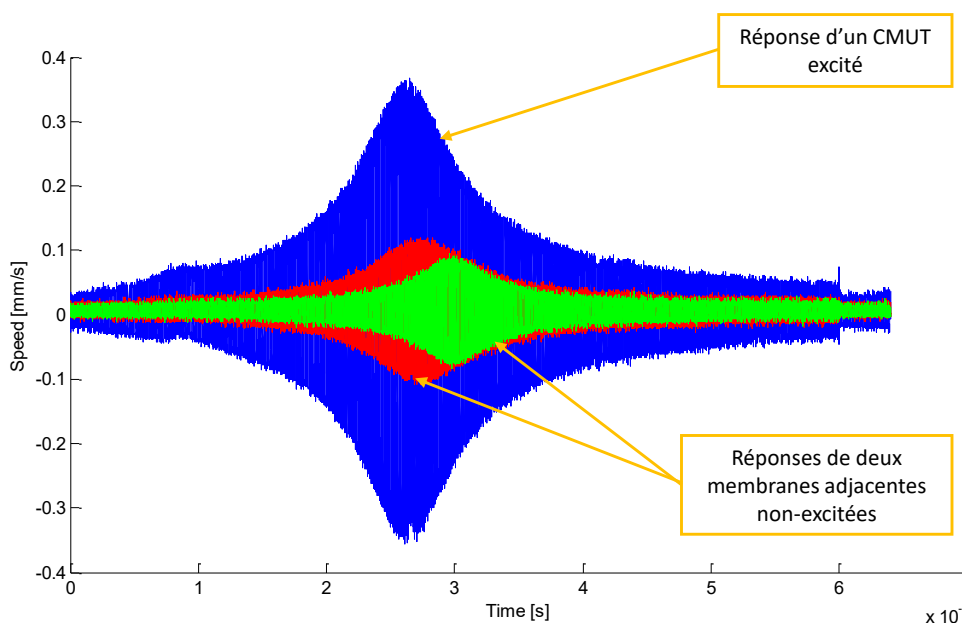


Figure 44 : Mesure de la diaphonie mécanique entre deux membranes CMUT adjacentes.

5.3 Comparaison entre résultats de simulation et résultats de caractérisation

Afin de valider les modèles théoriques établis et les simulations numériques réalisées dans les étapes précédentes du projet, une comparaison a été effectuée entre les résultats simulés et les mesures expérimentales obtenues lors de la caractérisation des CMUTs. Le tableau 6 présente cette comparaison.

Tableau 6 : Écarts relatifs entre fréquences de résonance simulées et mesurées pour différentes tailles de membranes

	Fréquence de résonance prévue à 40 VDC	Fréquence de résonance mesurée à 40 VDC	Ecart
R = 90 μm	0.965 MHz	0.835 MHz	13.4 %
R = 96 μm	0.883 MHz	0.791 MHz	10.4 %
R = 100 μm	0.776 MHz	0.733 MHz	5.5 %

Sur le plan fréquentiel, les simulations ont permis de prédire les fréquences de résonance des membranes CMUT en fonction de leur rayon (R) et de la tension de polarisation VDC. Les mesures expérimentales ont montré une tendance cohérente avec les résultats simulés, confirmant la pertinence du modèle mécanique utilisé. Cependant, des écarts non négligeables ont été observés entre les fréquences mesurées et théoriques : 13,4 % pour $R = 90 \mu\text{m}$, 10.4 % pour $R = 94 \mu\text{m}$ et 5.5 % pour $R = 100 \mu\text{m}$. Ces écarts croissants pour les plus petites membranes peuvent s'expliquer par plusieurs facteurs :

- Des imprécisions liées à la microfabrication,
- Les contraintes résiduelles plus importantes à petite échelle,
- Non-uniformités de dépôt au moment de la microfabrication.

Malgré ces écarts, les mesures confirment que la relation inverse entre la fréquence de résonance et le rayon de la membrane reste valide expérimentalement, et que le modèle prédit correctement la tendance globale.

5.3 Résultats de tests de communication avec les CMUTs

Cette section présente les résultats de l'implémentation du système de communication basé sur la matrice de CMUTs, en utilisant différents schémas de modulation. Parmi ceux-ci, nous avons étudié : la modulation par déplacement d'amplitude (ASK ou OOK), la modulation par déplacement de fréquence binaire (BFSK), la modulation par déplacement de phase en quadrature (QPSK) et enfin, la modulation en amplitude en quadrature (M-QAM). Ces schémas ont été choisis pour évaluer la performance du système dans des conditions variées et afin de comparer leur efficacité en termes de débit et de robustesse.

5.3.1 Résultats de communication préliminaires

Les premiers tests de communication consistaient à transmettre une onde sinusoïdale à fréquence fixe à travers le système. Le signal a été envoyé et capté par la matrice de CMUTs, ce qui permet ainsi de vérifier la capacité du dispositif à détecter et reproduire correctement le signal transmis. Les mesures effectuées ont montré que la puce CMUT est capable de capter l'onde sinusoïdale depuis son émetteur, à une fréquence aux alentours de la résonance, ce qui constitue une validation initiale de la performance de la matrice de

CMUTs dans des conditions simples de communication. La Figure 45 illustre la réception d'un signal sinusoïdal simple par la puce de CMUTs, à une fréquence de 830 kHz.

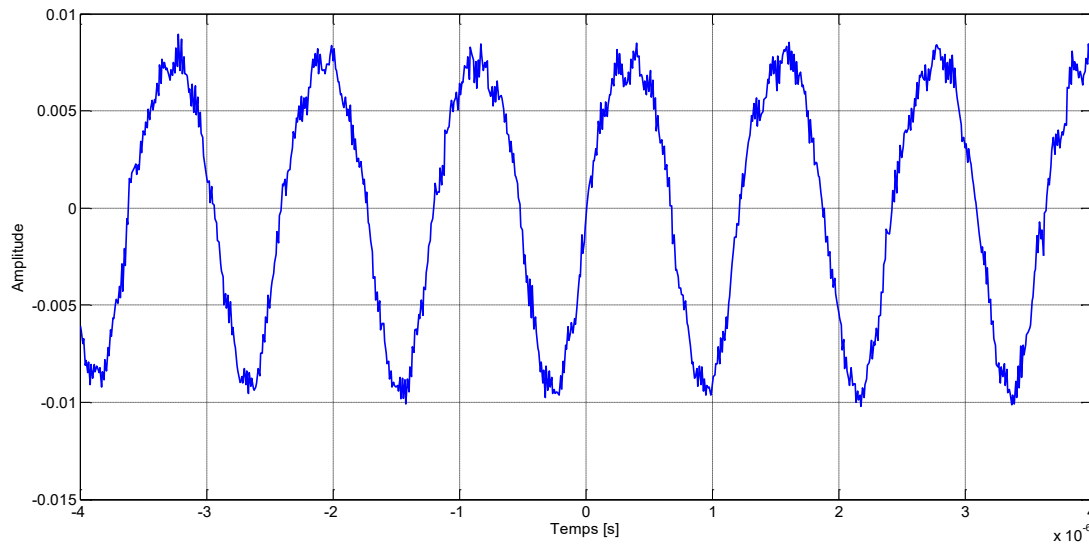


Figure 45 : Mesure du signal reçu par les CMUTs à une fréquence de 830 kHz.

5.3.2 Résultats de communication avec la technique ASK

Pour un schéma ASK, nous avons multiplié directement les données logiques (0 ou 1) par une porteuse à 800 kHz (OOK), et transmis ensuite via les CMUTs à travers le bloc dédié. L'acquisition est ensuite effectuée à l'aide d'un oscilloscope. La Figure 46 illustre la réception d'un signal OOK transmis à travers la puce CMUT, ce qui démontre clairement la capacité de ces transducteurs à assurer une communication efficace via une modulation de type ASK.

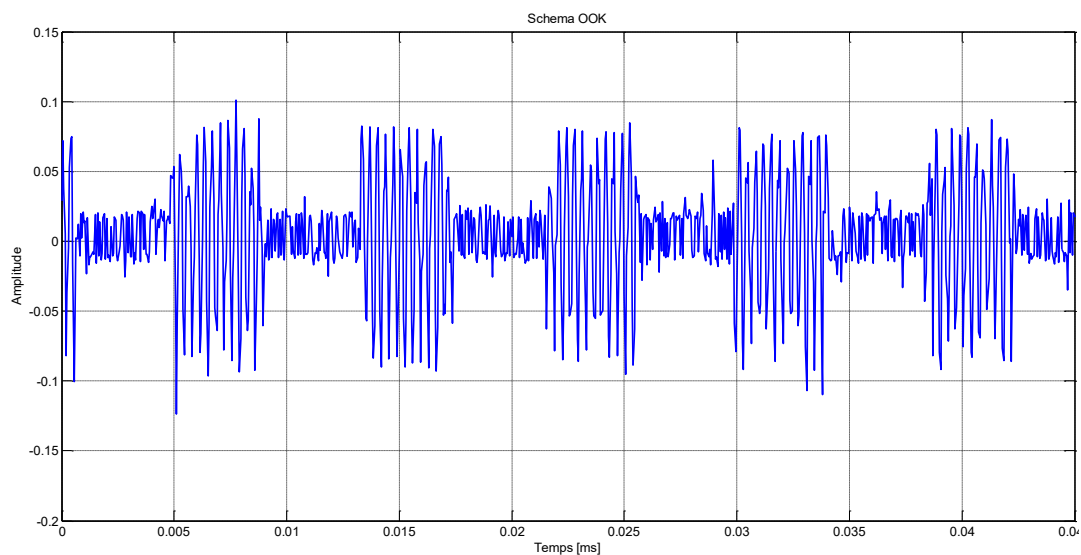


Figure 46 : Résultats de réception en modulation OOK.

Ensuite de la mise en place du graphe OOK, nous allons envoyer un vecteur répétitif de bits [10111000] et le décoder à la réception. La Figure 47 illustre les résultats de communication avec les CMUTs en utilisant un schéma de modulation OOK.

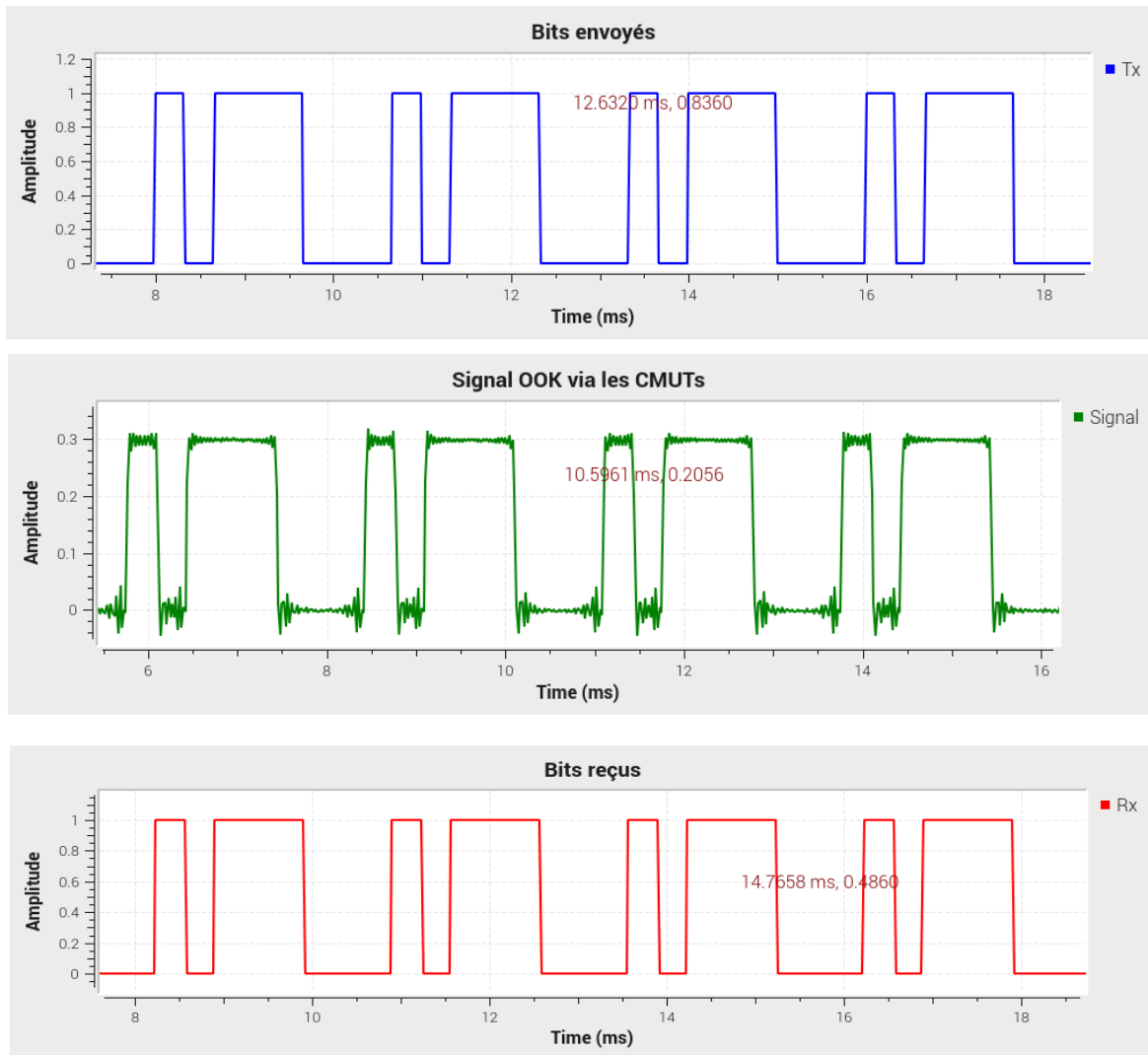


Figure 47 : Résultats de communication avec un schéma de modulation OOK.

5.3.3 Résultats de communication avec la technique BFSK

Pour le schéma BFSK, les données logiques sont séparées en deux signaux de fréquences distinctes. Ainsi, un bit « 1 » est représenté par un signal à la fréquence f_1 , tandis qu'un bit « 0 » correspond à un signal à la fréquence f_2 , différente de f_1 . Le signal modulé est ensuite transmis à l'aide des CMUTs via le bloc de transmission dédié, et l'acquisition est réalisée à l'aide d'un oscilloscope. La Figure 48 présente la réception du signal BFSK.

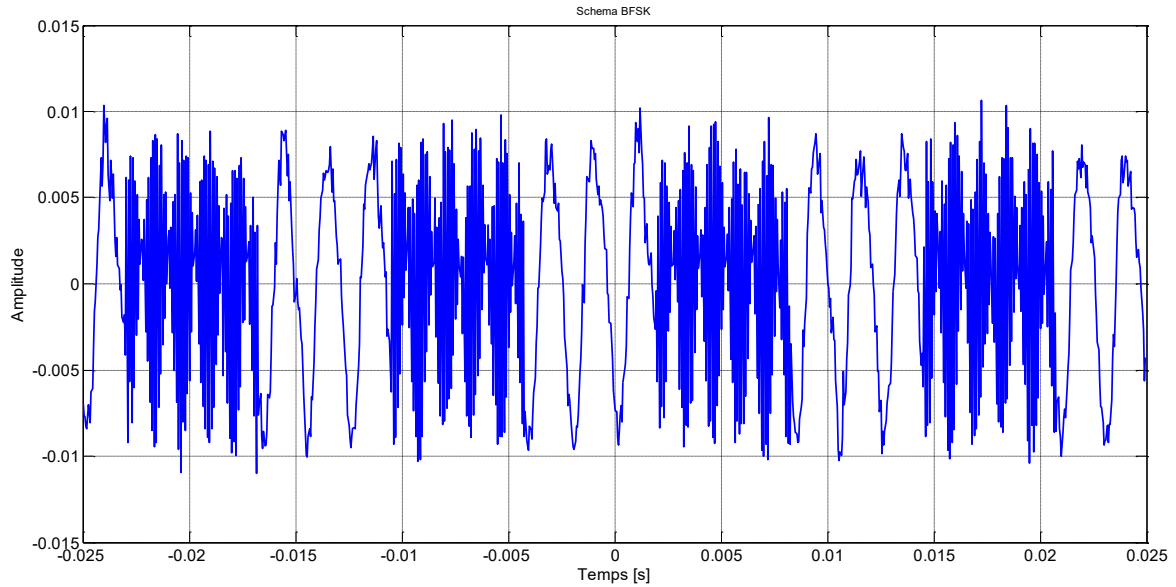


Figure 48 : Résultats de réception en modulation BFSK.

De la même manière que pour la ASK, nous allons envoyer le même vecteur de bits [10111000] et le décoder à la réception par filtrage. La Figure 47 illustre les résultats de communication avec les CMUTs en utilisant un schéma de modulation de type BFSK.

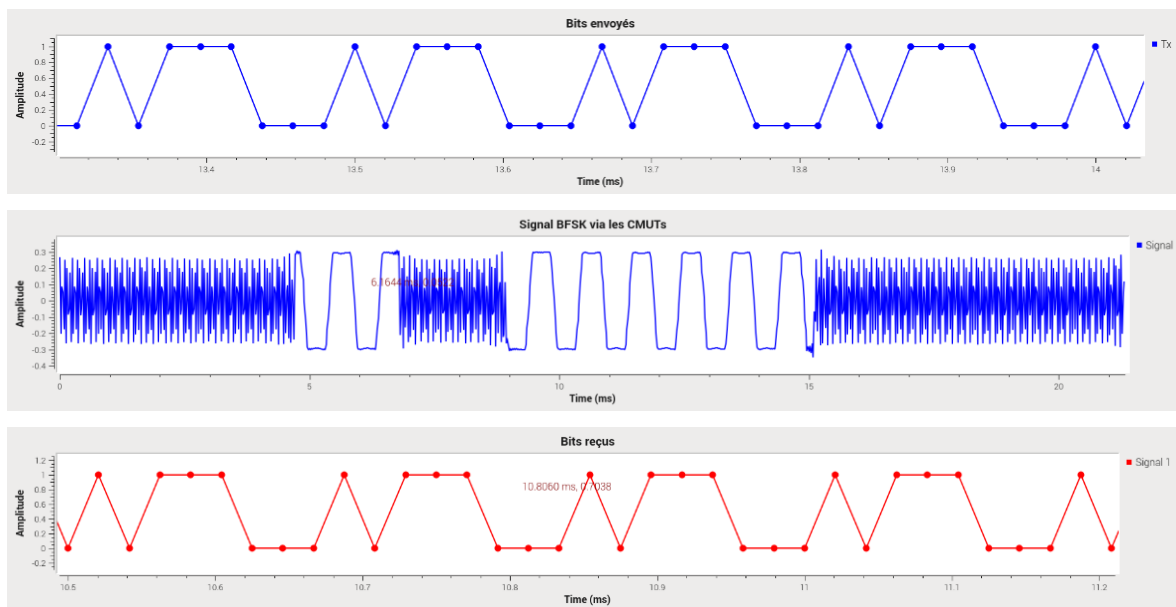


Figure 49 : Résultats de communication avec un schéma de modulation BFSK.

5.3.4 Résultats de communication avec la technique QPSK

Pour le schéma 4-QAM, les données logiques sont regroupées en symboles contenant chacun 2 bits. Ensuite, les symboles sont modulés en constellation et envoyés au récepteur. A la réception, le signal est traité par les blocs de synchronisation et de l'égalisation du canal. La Figure 49 montre différentes constellations reçues à travers les CMUTs, sur lesquelles l'effet du bruit est clairement visible, ce qui introduit des erreurs après décodage.

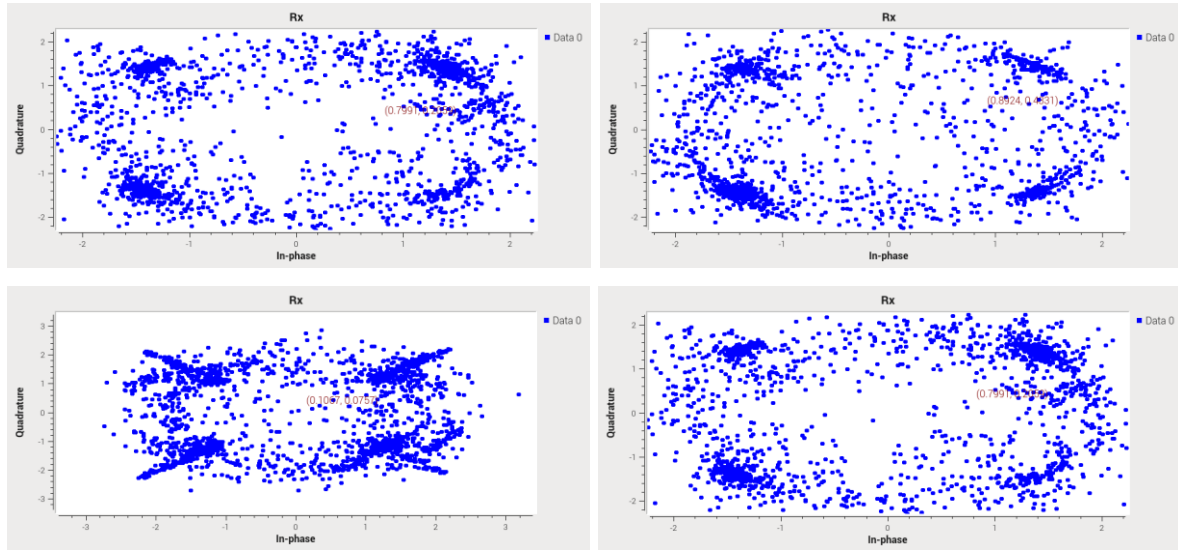


Figure 50 : Résultats de communication avec un schéma de modulation QPSK.

Différents paramètres peuvent expliquer ces interférences tels que les effets du canal dont le bruit qui s'induit dans le signal modulé à travers les différents composants ainsi que les effets liés aux multi-chemins (multipath) des ultrasons dans les deux boîtiers de la puce et dont la synchronisation n'est pas efficacement établie, à la fois sur le temporelle comme sur les offsets de fréquence et de phase.

5.3.5 Discussions

Les résultats expérimentaux obtenus à travers les modulations OOK, BFSK et 4-QAM démontrent que les CMUTs peuvent être utilisés comme transducteurs efficaces pour la transmission d'informations binaires et multi-niveaux dans un système de communication acoustique. Chaque schéma de modulation a permis de valider une étape du projet, en apportant une compréhension plus fine des capacités et limites du canal ultrasonore constitué par les CMUTs.

La modulation OOK a permis de valider la transmission élémentaire de données numériques. La réception correcte du motif binaire [10111000] prouve que les CMUTs sont capables de convertir efficacement une information électrique en onde acoustique, puis de la reconvertir à la réception avec une bonne fidélité. Ce résultat constitue une étape cruciale dans la validation fonctionnelle du lien de communication CMUT–air–CMUT.

L'introduction du schéma BFSK a permis de renforcer la robustesse de la communication face aux variations d'amplitude et au bruit, en exploitant la réponse fréquentielle des CMUTs. Le système a su transmettre des signaux codés par deux fréquences distinctes avec une bonne séparation spectrale, prouvant que les CMUTs peuvent supporter des modulations utilisant la fréquence comme support d'information. Ce résultat représente une avancée vers des communications plus fiables, nécessaires dans un environnement réel plus bruyé.

L'expérimentation avec la 4-QAM a permis d'explorer la possibilité d'augmenter le débit binaire, en transmettant deux bits par symbole. Si la réception a bien permis d'observer les constellations attendues, leur dispersion significative montre les limitations actuelles du système en termes de synchronisation, d'égalisation et de gestion des interférences (réflexions internes, multi-chemins). Ces résultats mettent en lumière la nécessité d'un traitement du signal plus avancé pour garantir la performance de modulations complexes via CMUTs.

Dans l'ensemble, ces expériences expérimentales valident le principe fondamental du projet : l'utilisation de CMUTs comme interface de transmission pour des systèmes de communication ultrasoniques. Elles démontrent une faisabilité concrète de la modulation/démodulation de signaux numériques à travers ces dispositifs. Toutefois, elles soulignent aussi plusieurs défis à relever pour améliorer la qualité de transmission, notamment :

- La gestion fine de la synchronisation (temps, fréquence, phase),
- La compensation des effets de canal (égalisation, filtrage adaptatif),
- Et l'optimisation de la structure physique pour réduire les réflexions internes.

Ces résultats ouvrent la voie à de futures améliorations du système, notamment par l'intégration de techniques plus avancées de traitement du signal et la conception de circuits spécifiques adaptés à la transmission ultrasonore via CMUTs. Le projet peut donc être considéré comme réussi dans sa phase exploratoire, avec un fort potentiel de

développement vers des systèmes de communication compacts, sécurisés et intégrés à base de CMUTs.

CONCLUSION

Ce projet a permis d'explorer le potentiel des transducteurs ultrasoniques micromachinés capacitifs (CMUTs) pour les communications acoustiques sécurisées. Grâce à une approche complète, incluant la modélisation théorique, les simulations sous COMSOL Multiphysics, ainsi que la fabrication et la caractérisation expérimentales, nous avons pu analyser les performances des CMUTs en termes de fréquence de résonance, de réponse dynamique des membranes et de sensibilité aux variations de la tension de polarisation VDC.

Nos résultats ont mis en évidence l'importance cruciale du contrôle de cette tension de polarisation pour ajuster la fréquence de résonance et optimiser la bande passante. L'intégration de membranes de différentes tailles, combinée à une modulation de la VDC, permet d'élargir la bande passante du système et d'exploiter efficacement des techniques multi-porteuses telles que l'OFDM. Cette stratégie ouvre la voie à des applications de communications à haut débit, avec une architecture matérielle simple.

Au-delà des aspects matériels, les expérimentations ont montré que les CMUTs sont capables de transmettre de l'information à l'aide de techniques de modulation simples, comme les modulations d'amplitude ou de fréquence. Cela démontre que les CMUTs ne sont pas seulement des capteurs ou des émetteurs/récepteurs ultrasonores passifs, mais qu'ils peuvent aussi jouer un rôle actif dans des systèmes de communication complets.

Enfin, ces travaux ouvrent la voie à de nouvelles applications, tant industrielles que biomédicales, où les communications sécurisées et à courte portée sont essentielles. L'optimisation de la diaphonie, l'extension des techniques de modulation et la reconfigurabilité des CMUTs constituent des axes prometteurs pour les futures recherches sur les dispositifs de communication acoustique.

LISTE DE RÉFÉRENCES

- [1] F. A. Everest, "Absorption of sound," *Master Handbook of Acoustics*, 4th ed.; McGraw-Hill: New York, NY, USA, pp. 179-233, 2001.
- [2] I. F. Akyildiz, D. Pompili, et T. Melodia, "Underwater acoustic sensor networks: research challenges," *Ad Hoc Networks*, vol. 3, no. 3, pp. 257-279, 2005/05/01/ 2005. doi: <https://doi.org/10.1016/j.adhoc.2005.01.004>.
- [3] S. Holm, "Airborne ultrasound data communications: The core of an indoor positioning system," Dans *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2005., 2005, vol. 3, pp. 1801-1804: IEEE.
- [4] Y. Huang, A. S. S. Vasan, R. Doraiswami, M. Osterman, et M. Pecht, "MEMS Reliability Review," *IEEE Transactions on Device and Materials Reliability*, vol. 12, no. 2, pp. 482-493, 2012. doi: 10.1109/TDMR.2012.2191291.
- [5] G. Ciuti, L. Ricotti, A. Menciassi, et P. Dario, "MEMS Sensor Technologies for Human Centred Applications in Healthcare, Physical Activities, Safety and Environmental Sensing: A Review on Research Activities in Italy," *Sensors*, vol. 15, no. 3, pp. 6441-6468, 2015.
- [6] M. Kraft et N. M. White, *MEMS for automotive and aerospace applications*: Elsevier, 2013.
- [7] E. Esteves Moreira *et al.*, "Highly sensitive MEMS frequency modulated accelerometer with small footprint," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 307, p. 112005, 2020/06/01/ 2020. doi: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2020.112005>.
- [8] P. Muralt, A. Kholkin, M. Kohli, et T. Maeder, "Piezoelectric actuation of PZT thin-film diaphragms at static and resonant conditions," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 53, no. 1, pp. 398-404, 1996/05/01/ 1996. doi: [https://doi.org/10.1016/0924-4247\(96\)01139-9](https://doi.org/10.1016/0924-4247(96)01139-9).
- [9] M. I. Haller et B. T. Khuri-Yakub, "A surface micromachined electrostatic ultrasonic air transducer," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 43, no. 1, pp. 1-6, 1996. doi: 10.1109/58.484456.
- [10] R. Maity, N. P. Maity, S. Rao Karumuri, G. Sravani, et K. Guha, "Design of Single Cell Membrane Shape and Array Configuration for MEMS Based Micromachined Ultrasonic Sensor to Improve the Performance: A Three Dimensional Model Characterization," *Transactions on Electrical and Electronic Materials*, vol. 22, no. 6, pp. 809-820, 2021/12/01 2021. doi: 10.1007/s42341-021-00303-6.

- [11] M. S. Salim, M. F. Abd Malek, R. B. W. Heng, K. M. Juni, et N. Sabri, "Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers: Technology and Application," *Journal of Medical Ultrasound*, vol. 20, no. 1, pp. 8-31, 2012/03/01/ 2012. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmu.2012.02.001>.
- [12] T. Ibn-Mohammed *et al.*, "Integrated hybrid life cycle assessment and supply chain environmental profile evaluations of lead-based (lead zirconate titanate) versus lead-free (potassium sodium niobate) piezoelectric ceramics," *Energy & Environmental Science*, vol. 9, no. 11, pp. 3495-3520, 2016. doi: 10.1039/C6EE02429G.
- [13] R. E. McKeighen, "Optimizing transducer design for medical imaging," Dans *Images of the Twenty-First Century. Proceedings of the Annual International Engineering in Medicine and Biology Society*, 1989, pp. 402-404 vol.2.
- [14] S. J. Ballandras, M. Wilm, et J. F. Gelly, "Theoretical analysis of micro-machined ultrasonic transducer using a simple 1-D model," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 53, no. 1, pp. 209-223, 2006. doi: 10.1109/TUFFC.2006.1588407.
- [15] J. Zahorian *et al.*, "Monolithic CMUT-on-CMOS Integration for Intravascular Ultrasound Applications," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 58, no. 12, pp. 2659-2667, 2011. doi: 10.1109/TUFFC.2011.2128.
- [16] W. Jiaqi, Z. Zhou, C. Jasmine, et T. W. Y. John, "Capacitive micromachined ultrasound transducers for intravascular ultrasound imaging," *Microsystems & Nanoengineering*, vol. 6, no. 1, p. 73, 2020/08/24 2020. doi: 10.1038/s41378-020-0181-z.
- [17] I. M. Suarez-Castellanos *et al.*, "Dynamic Ultrasound Focusing and Centimeter-Scale Ex Vivo Tissue Ablations With a CMUT Probe Developed for Endocavitary HIFU Therapies," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 70, no. 11, pp. 1470-1481, 2023. doi: 10.1109/TUFFC.2023.3301977.
- [18] O. Oralkan, A. S. Ergun, C. H. Cheng, J. A. Johnson, M. Karaman, et B. T. Khuri-Yakub, "Underwater acoustic imaging using capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays," Dans *OCEANS '02 MTS/IEEE*, 2002, vol. 4, pp. 2354-2360 vol.4.
- [19] M. Li et Y. T. Kim, "Feasibility Analysis on the Use of Ultrasonic Communications for Body Sensor Networks," *Sensors*, vol. 18, no. 12, p. 4496, 2018. <https://www.mdpi.com/1424-8220/18/12/4496>
- [20] S. T. Hansen, B. J. Mossawir, A. S. Ergun, F. L. Degertekin, et B. T. Khuri-Yakub, "Air-coupled nondestructive evaluation using micromachined

- ultrasonic transducers," Dans *1999 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings. International Symposium (Cat. No.99CH37027)*, 1999, vol. 2, pp. 1037-1040 vol.2.
- [21] A. Mohamed, A. Meraj, W. J. FC, C. Sandy, et H. Hadi, "Ultrasound Non-Destructive Evaluation/Testing using Capacitive Micromachined Ultrasound Transducer (CMUT)," Dans *2022 29th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems (ICECS)*, 2022, pp. 1-4: IEEE.
 - [22] S. T. Hansen, A. S. Ergun, et B. T. Khuri-Yakub, "Improved modeling and design of microphones using radio frequency detection with capacitive micromachined ultrasonic transducers," Dans *2001 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings. An International Symposium (Cat. No.01CH37263)*, 2001, vol. 2, pp. 961-964 vol.2.
 - [23] J. Wang *et al.*, "Improved Analytical Modeling of Membrane Large Deflection With Lateral Force for the Underwater CMUT Based on Von Kármán Equations," *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, no. 17, pp. 6633-6640, 2016. doi: 10.1109/JSEN.2016.2586969.
 - [24] J. Oevermann, P. Weber, et S. H. Tretbar, "Encapsulation of Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers (CMUTs) for the Acoustic Communication between Medical Implants," *Sensors*, vol. 21, no. 2, p. 421, 2021. <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/2/421>
 - [25] F. Merbeler, S. Anzinger, C. Bretthauer, et M. Kupnik, "Ultra-compact Clamp-on Liquid Level Sensor based on a Low-Voltage CMUT," Dans *2020 IEEE SENSORS*, 2020, pp. 1-4.
 - [26] A. Palmeiro, M. Martín, I. Crowther, et M. Rhodes, "Underwater radio frequency communications" *OCEANS 2011 IEEE - Spain*, 2011, pp.1-8.
 - [27] C. R. Bawiec, W. A. N'Djin, G. Bouchoux, N. Ségond, N. Guillen, et J. Y. Chapelon, "Preliminary Investigation of a 64-element Capacitive Micromachined Ultrasound Transducer (CMUT) Annular Array Designed for High Intensity Focused Ultrasound (HIFU)," *IRBM*, vol. 39, no. 5, pp. 295-306, 2018/11/01/ 2018. doi: <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.09.001>.
 - [28] A. Savoia *et al.*, "Design and fabrication of a cMUT probe for ultrasound imaging of fingerprints," Dans *2010 IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2010, pp. 1877-1880.
 - [29] Y. S. Kwak, W. Y. Choi, et K. K. Park, "Fingerprint imaging using CMUT impediography with glass waveguide," Dans *2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2017, pp. 1-4.

- [30] W. Y. Choi, Y. S. Kwak, et K. K. Park, "Fingerprint Imaging System Based on Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer by Using Impediography Method Including Direct Touch and Waveguide Methods," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 66, no. 2, pp. 402-411, 2019. doi: 10.1109/TUFFC.2018.2885788.
- [31] S. Kawasaki, Y. Westhoek, I. Subramaniam, M. Saccher, et R. Dekker, "Pre-charged collapse-mode capacitive micromachined ultrasonic transducer (CMUT) for broadband ultrasound power transfer," Dans *2021 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC)*, 2021, pp. 1-4.
- [32] M. B. Thacker, A. Emadi, et D. A. Buchanan, "Design, Development, and Characterization of a Low Frequency CMUT-Based Anemometer," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 127735-127741, 2021. doi: 10.1109/ACCESS.2021.3112107.
- [33] S. Abbas, "A Non-planar CMUT Array for Automotive Blind Spot Detection," 2009.
- [34] J. Hernandez Aguirre, "A 5 meter range non-planar CMUT array for Automotive Collision Avoidance," 2013.
- [35] R. Bensalem *et al.*, "Design of an Integrated Micro-Viscometer for Monitoring Engine Oil," *Sensors*, vol. 22, no. 14, p. 5157, 2022.
- [36] R. Goyal et D. M. Yadav, "Design and simulation of a mems-based capacitive micro-machined ultrasonic transducer for viscosity sensing applications," *Centre for Nanoscience and Engineering, Indian Institute of Science*, 2019.
- [37] X. Wang *et al.*, "An Air-Coupled Capacitive Micromachined Ultrasound Transducer for Noncontact Nondestructive Evaluation," Dans *SENSORS, 2007 IEEE*, 2007, pp. 1464-1467.
- [38] X. Wang *et al.*, "Development of air-coupled ultrasound transducers for nondestructive evaluation," Dans *2008 IEEE 21st International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 2008, pp. 932-935.
- [39] J. Yuan *et al.*, "Noninvasive Fluid Flowrate Detection Using Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers," Dans *2024 IEEE 19th International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS)*, 2024, pp. 1-4.
- [40] A. Singhvi, A. Fitzpatrick, et A. Arbabian, "An Electronically Tunable Multi-Frequency Air-Coupled CMUT Receiver Array with sub-100 μ Pa Minimum Detectable Pressure Achieving a 28kb/s Wireless Uplink Across a Water-Air Interface," Dans *2022 IEEE International Solid-State Circuits Conference (ISSCC)*, 2022, vol. 65, pp. 498-500.

- [41] L. Jia, R. Xue, et F. Meng, "Design and characterization of a multi-ring nested CMUT array for hydrophone," *Journal of Semiconductors*, vol. 45, no. 11, p. 112301, 2024/11/01 2024. doi: 10.1088/1674-4926/24060007.
- [42] Z. Wang *et al.*, "Investigation of Submerged MEMS Ultrasonic Sensors for Underwater Obstacle Avoidance Application," *Remote Sensing*, vol. 16, no. 3, p. 497, 2024.
- [43] V. Karam, P. H. R. Popplewell, A. Shamim, J. Rogers, et C. Plett, "A 6.3 GHz BFSK Transmitter with On-Chip Antenna for Self-Powered Medical Sensor Applications," Dans *2007 IEEE Radio Frequency Integrated Circuits (RFIC) Symposium*, 2007, pp. 101-104.
- [44] J. P. Carmo, P. M. Mendes, C. Couto, et J. H. Correia, "5.7GHz on-chip antenna/RF CMOS transceiver for wireless sensor networks," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 132, no. 1, pp. 47-51, 2006/11/08/ 2006. doi: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2006.06.001>.
- [45] F. Aquilino, F. G. D. Corte, M. Merenda, et F. Zito, "Fully-integrated wireless temperature sensor with on-chip antenna," Dans *SENSORS, 2008 IEEE*, 2008, pp. 760-763.
- [46] J. Yoo, L. Yan, S. Lee, Y. Kim, et H. J. Yoo, "A 5.2 mW Self-Configured Wearable Body Sensor Network Controller and a 12 μ W Wirelessly Powered Sensor for a Continuous Health Monitoring System," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 45, no. 1, pp. 178-188, 2010. doi: 10.1109/JSSC.2009.2034440.
- [47] H. Mamaghanian, N. Khaled, D. Atienza, et P. Vanderghenst, "Compressed Sensing for Real-Time Energy-Efficient ECG Compression on Wireless Body Sensor Nodes," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 9, pp. 2456-2466, 2011. doi: 10.1109/TBME.2011.2156795.
- [48] D. Koester, A. Cowen, R. Mahadevan, M. Stonefield, et B. Hardy, "PolyMUMPs design handbook," *MEMSCAP Inc*, 2003.
- [49] A. Cowen, G. Hames, K. Glukh, et B. Hardy, "PiezoMUMPs design handbook," *MEMSCAP Inc*, vol. 1, 2014.
- [50] H. Yongli, A. S. Ergun, E. Haeggstrom, M. H. Badi, et B. T. Khuri-Yakub, "Fabricating capacitive micromachined ultrasonic transducers with wafer-bonding technology," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 12, no. 2, pp. 128-137, 2003. doi: 10.1109/JMEMS.2003.809968.

- [51] R. Manwar, K. Kratkiewicz, et K. Avanaki, "Overview of Ultrasound Detection Technologies for Photoacoustic Imaging," *Micromachines*, vol. 11, no. 7, p. 692, 2020.
- [52] S. Woinowsky-Krieger et S. Timoshenko, *Theory of plates and shells*: McGraw-Hill New York, NY, USA, 1959.
- [53] A. S. Ergun, G. G. Yaralioglu, O. Oralkan, et B. T. Khuri-Yakub, "MEMS/NEMS Techniques and Applications," dans *MEMS/NEMS: Handbook Techniques and Applications*, C. T. Leondes, Éd., Boston, MA: Springer US, 2006, pp. 553-615. doi: 10.1007/0-387-25786-1_16.
- [54] S. Frew, H. Najar, et E. Cretu, "VHDL-AMS behavioural modelling of a CMUT element," Dans *2009 IEEE Behavioral Modeling and Simulation Workshop*, 2009, pp. 19-24.
- [55] W. Soedel, *Vibrations of shells and plates*: CRC Press, 2004.
- [56] F. V. Hunt, *Electroacoustics : The Analysis of Transduction, and its Historical Background*. Cambridge, MA and London, England: Harvard University Press, 1954.
- [57] Yole Developpement: Ultrasound Sensing Technologies 2020 | Sample | www.yole.fr | ©2020