HAL
open science

Dispositifs d'Affichage de Sensations Tactiles à Base de Microsystèmes Électro-Mécaniques (MEMS) Magnétiques : Conception, Réalisation et Tests

Jérémy Streque

To cite this version:

Jérémy Streque. Dispositifs d'Affichage de Sensations Tactiles à Base de Microsystèmes Électro-Mécaniques (MEMS) Magnétiques : Conception, Réalisation et Tests. Autre. Ecole Centrale de Lille, 2011. Français. NNT : 2011ECLI0007 . tel-00697509

HAL Id: tel-00697509

https://theses.hal.science/tel-00697509

Submitted on 15 May 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre : 160

École Centrale de Lille

THÈSE

Présentée en vue d'obtenir le grade de

DOCTEUR

en Micro et Nano-Technologies, Acoustique et Télécommunications

par

Jérémy Streque

DOCTORAT DÉLIVRÉ PAR L'ÉCOLE CENTRALE DE LILLE

Titre de la thèse:

Dispositifs d'Affichage de Sensations Tactiles à Base de Microsystèmes Électro-Mécaniques (MEMS) Magnétiques : Conception, Réalisation et Tests

Soutenue le 27 Juin 2011 devant le jury d'examen :

Président	M. Vincent HAYWARD	Professeur à l'Université Pierre et Marie Curie, Paris VI
Rapporteur	M. Orphée CUGAT	Directeur de Recherche CNRS, G2ELab, Grenoble
Rapporteur	M. Abderrahmane KHEDDAR	Directeur de Recherche CNRS, LIRMM, Montpellier
Examinateur	M. Moustapha HAFEZ	Directeur de laboratoire au CEA LIST, Fontenay-aux-Roses
Examinateur	Mme Betty LEMAIRE-SEMAIL	Professeur, USTL / Polytech'Lille, Villeneuve d'Ascq
Directeur de thèse	M. Philippe PERNOD	Professeur à l'École Centrale de Lille, IEMN
Directeur de thèse	M. Abdelkrim TALBI	Maître de Conférences à l'École Centrale de Lille, IEMN
Directeur de thèse	M. Vladimir PREOBRAZHENSKY	Professeur à l'École Centrale de Lille Directeur de recherche au WRC, Ac. des Sciences de Russie, IEMN

Thèse préparée au sein du Laboratoire International Associé LEMAC

Institut d'Électronique, Micro-Électronique et Nanotechnologies (IEMN, UMR CNRS 8520)

École Doctorale SPI 072 (Lille I, Lille III, Artois, ULCO, UVHC, EC Lille)

PRES Université Lille Nord-de-France

Sommaire

Remerciements **7**

Introduction **9**

1 Enjeux des interfaces de stimulation tactile **15**

1.1 Intérêt de la communication tactile 15

1.1.1 Les aides aux malvoyants 15

1.1.2 L'intérêt du grand public 16

1.1.3 La télé-manipulation et la télé-chirurgie 17

1.1.4 L'intérêt des militaires 18

1.1.5 Les retombées médicales 19

1.2 Le sens du toucher 20

1.2.1 Généralités sur le toucher 20

1.2.2 Le toucher aux niveaux anatomique et psychologique 21

1.3 État de l'Art des interfaces tactiles 24

1.3.1 Interfaces dédiées à l'affichage de formes 24

1.3.2 Interfaces dédiées à l'affichage de textures 25

1.3.3 Principales techniques de stimulation 26

1.3.4 Récapitulatif des dispositifs tactiles 36

1.4 Objectifs et Cahier des Charges 38

1.4.1 Définition des besoins 38

1.4.2 Spécifications admises dans la Littérature 40

1.4.3 Cahier des Charges de fonctionnement 41

1.5 Conclusion 44

2 Conception et dimensionnement de micro-actionneurs tactiles hybrides **45**

2.1 Généralités 45

2.2 Détermination des solutions de conception 46

2.2.1 Choix de l'élément de taction 46

2.2.2 Les principes d'actionnement compatibles 48

2.2.3 Les contraintes liées à la disposition en réseau des micro-actionneurs . . . 51

2.3 Choix technologiques 52

2.3.1 Les technologies de micro-fabrication 52
2.3.2 L'actionnement magnétique et ses atouts pour la miniaturisation 53
2.3.3 Conclusion sur les choix technologiques 56
2.4 Conception du réseau de micro-actionneurs hybrides 57
2.4.1 Présentation globale du réseau de micro-actionneurs 57
2.4.2 Design des micro-actionneurs 58
2.4.3 Caractérisation des matériaux élastomériques 61
2.4.4 Analyse des membranes annulaires 71
2.4.5 Étude du système d'actionnement par la Méthode des Élements Finis (F.E.M.) 82
2.5 Conclusion 93

3 Réalisation et caractérisation des micro-actionneurs tactiles hybrides 95
3.1 Réalisation des micro-actionneurs tactiles 95
3.1.1 Microfabrication des réseaux de membranes annulaires 95
3.1.2 Montage des micro-actionneurs dans leur packaging 100
3.2 Caractérisation mécanique des réseaux de micro actionneurs 103
3.2.1 Résultats préliminaires obtenus sur membranes PDMS 103
3.2.2 Conclusions sur l'emploi du PDMS pour la réalisation de membranes élastomériques 110
3.2.3 Caractérisation de micro-actionneurs tactiles basés sur le nouvel élastomère (VPDMS) 111
3.3 Conception de l'électronique de commande 123
3.3.1 Amplification de puissance 123
3.3.2 Commande des micro-actionneurs 124
3.3.3 Architecture globale de l'électronique de commande 125
3.4 Caractérisation sensorielle des réseaux d'actionneurs tactiles 126
3.4.1 Localisation spatiale des stimuli tactiles 126
3.4.2 Introduction de temps de repos 128
3.4.3 Utilisation d'impulsions non sinusoïdales et effet du rapport cyclique . . . 129
3.5 Conclusion 131

4 Élaboration de micro-actionneurs magnétostatiques MEMS 133
4.1 Introduction 133
4.2 Généralités sur l'intégration de systèmes d'actionnement magnétiques 134
4.2.1 Des procédés de microfabrication adaptés 134
4.2.2 Exemples de micro-bobines et d'applications 135
4.3 Conception et Réalisation de micro-bobines intégrées 137

4.3.1 Établissement de géométries de bobines 137
4.3.2 Simulations de bobines intégrées par la Méthode des Éléments Finis . . . 141
4.4 Électrodéposition du Cuivre et du Nickel-Fer 146
4.4.1 Principe et mise en place du banc d'électrodéposition par voltammétrie . 146
4.4.2 Sélection et préparation des bains d'électrodéposition 148
4.4.3 Optimisation des dépôts de NiFe 153
4.5 Microfabrication des bobines d'actionnement 158
4.5.1 Élaboration des masques 158
4.5.2 Bobines de Type 1 160
4.6 Montage et caractérisation de micro-actionneurs à bobines intégrées 167
4.6.1 Montage des micro-actionneurs 167
4.6.2 Caractérisation électrique des bobines intégrées 168
4.6.3 Caractérisation mécanique des micro-actionneurs 170
4.6.4 Conclusion sur les micro-actionneurs intégrés 171
4.7 Prototypes de micro-actionneurs thermomagnétiques 172
4.7.1 Principe d'actionnement 172
4.7.2 Analyse théorique 174
4.7.3 Masques pour photolithographie 176
4.7.4 Procédé de microfabrication 177
4.7.5 Conclusions sur l'actionnement thermomagnétique 180

Conclusion générale **183**

Liste des figures **187**

Liste des tableaux **191**

Références bibliographiques **192**

Remerciements

Ce travail a été réalisé au sein du Laboratoire International Associé en Magnéto-Acoustique non-linéaire de la Matière Condensée (LEMAC), laboratoire franco-russo-ukrainien, dont la partie française est située à l'Institut d'Électronique, de Microélectronique et de nanotechnologie (IEMN, UMR CNRS 8520). Je remercie le CNRS, l'École Centrale de Lille et la Région Nord Pas-de-Calais pour m'avoir témoigné leur confiance en accordant les financements sans lesquels cette thèse n'aurait pu être poursuivie.

Je veux tout d'abord exprimer ma profonde gratitude à mes encadrants de thèse, MM. Philippe Pernod et Vladimir Preobrazhensky, professeurs à l'École Centrale de Lille et M. Abdelkrim Talbi, maître de conférence dans le même établissement, pour m'avoir accueilli au sein de leur équipe. Ils m'ont orienté et soutenu durant toute la durée de cette thèse, dont la richesse des travaux résulte de la confiance qu'ils m'ont témoignée.

J'adresse aussi mes remerciements à MM. Orphée Cugat et Abderrahmane Kheddar pour avoir accepté d'être rapporteurs de mon travail. Je tiens également à remercier Mme Betty Lemaire-Semail ainsi que MM. Vincent Hayward et Moustapha Hafez, pour avoir accepté d'examiner cette thèse.

Mes remerciements vont aussi à MM. Alain Cappy et Lionel Buchaillot, qui ont été successivement directeurs de l'IEMN, ainsi que M. Étienne Craye, directeur de l'École Centrale de Lille.

Je tiens également à remercier tous les membres présents et passés du LEMAC pour leur soutien et leur amitié. L'environnement de recherche offert par cette équipe a fait de ma thèse de doctorat une expérience particulièrement enrichissante. Je veux ainsi exprimer toute ma reconnaissance à Christophe Frankiewicz, Yovan Orlic, Yannick Dusch, Romain Viard, Sami Hage-Ali, Hélène Delsarte, Nicolas Tiercelin et Leticia Gimeno pour toute l'aide qu'ils ont pu m'apporter.

Je voudrais aussi exprimer ma gratitude à tous les personnels de l'IEMN qui ont permis ces recherches, en particulier les responsables d'équipements des Centrales de Technologie et de Caractérisation, sans qui ces travaux n'auraient pu être menés. Je remercie également M. Simon Thomy, de l'École Centrale de Lille, pour son assistance dans les réalisations en électronique,

ainsi que les élèves de l'École Centrale de Lille ayant constitué les deux groupes de projet MEMS-Touch et Tact'Icône et s'étant chargés de la réalisation d'une électronique de commande pour les micro-actionneurs.

Enfin, je voudrais remercier ma famille, et en particulier ma mère, Gisèle, mon père, Gilles, et mon frère, Nicolas, pour leur soutien tout au long de cette thèse.

Introduction

Le monde est-il véritablement à portée de main ? Notre cadre de vie n'est plus seulement constitué d'objets matériels, palpables. Nous devons désormais composer avec des éléments virtuels devenant partie prenante de notre quotidien. Certains concepts technologiques prédits par la littérature d'anticipation au début du XXème siècle fait désormais partie du quotidien : internet, les jeux vidéo et les téléphones portables, l'intelligence artificielle en sont les exemples les plus marquants.

Les avancées scientifiques dans les domaines de l'électronique ont conduit à l'avènement des Technologies de l'Information et de la Communication. Les contenus audiovisuels ont pris les devants dans cette révolution numérique. Le son et l'image, stimuli dont la reconstitution est la plus aisée, ont alors rapidement occulté les autres interactions permettant d'appréhender le monde qui nous entoure. Le retour tactile a ainsi été considéré – à tort – comme étant un canal sensoriel secondaire dans les applications de réalité virtuelle. Les choses ont changé depuis, et des standards en matière d'interaction haptique ou tactile sont en train d'émerger [1].

Le toucher est pourtant primordial, cimentant les liens sociaux et nous permettant de nous repérer quand les autres sens font défaut. Dans son roman d'anticipation *Brave New World* (1932), Aldous Huxley a ainsi imaginé des représentations cinématographiques allant bien au-delà du son et de l'image [2] : les spectacles nommés *feelies* présentés dans cette œuvre comprenaient une dimension émotionnelle notamment liée au sens du toucher et à l'olfaction. Il faut cependant noter que ces *feelies* s'inscrivaient dans le cadre d'un programme de conditionnement des individus.
Cependant, les problèmes d'éthique liés à la réalité virtuelle exposés dans cet univers dystopique ne doivent pas altérer l'intérêt de la communication tactile. L'introduction de la stimulation tactile aux interfaces homme-machine présente ainsi de nombreux atouts : l'ergonomie, la précision et la facilité d'utilisation des interfaces utilisateur, peuvent être grandement améliorées. La stimulation tactile peut aussi contribuer au caractère immersif de la réalité virtuelle.

Au cours des dernières décennies, le marché de l'électronique grand public s'est considérablement développé ; les dispositifs portables tels que les téléphones mobiles, les lecteurs audio ou vidéo ainsi que les consoles de jeu portables se sont particulièrement démocratisés. Parallè-

lement à la croissance de ce secteur hautement compétitif, de nouveaux besoins ont émergé : ces produits sont désormais communicants, reliés à des réseaux publics tels qu'Internet, comme à des réseaux privés. Ils ne se limitent plus à un usage précis, mais présentent de multiples fonctions et deviennent personnalisables. Les écrans tactiles se sont alors développés afin de faciliter leur manipulation. Cependant, les interfaces homme-machine (IHM) mises en place ne jouissent pas d'une ergonomie sans faille, et leur manipulation peut être erratique. Un retour vibratoire est souvent associé aux pressions effectuées sur les claviers virtuels des téléphones mobiles, mais se limite à un retour d'information sommaire.

L'enrichissement des interfaces homme-machine ne se limite pourtant pas aux applications grand public. Le retour tactile est ainsi l'objet de recherches dans le domaine militaire, afin de limiter la désorientation spatiale des troupes, et de pallier la surcharge sensorielle à laquelle sont soumis les pilotes d'aéronefs dans les situations d'urgence. La télémanipulation de produits dangereux constitue une autre application possible des interfaces de retour tactile.
Les applications médicales sont aussi abondantes. Les systèmes d'entraînement chirurgical ou de téléchirurgie tirent ainsi profit d'un retour haptique, à mi-chemin entre le sens du toucher et le retour de force. Un retour tactile pourrait alors compléter la palpation chirurgicale.

Par ailleurs, les technologies issues de la micro-électronique sont désormais appliquées de manière extensive à la fabrication de microsystèmes électromécaniques (Micro Electro Mechanical Systems, MEMS). Ces derniers se déclinent principalement entre les capteurs et les micro-actionneurs. Les capteurs issus de ces technologies de microfabrication ont ainsi trouvé des débouchés industriels ces dernières années, et se retrouvent ainsi intégrés dans nombre de produits électroniques grand public : micro-accéléromètres, capteurs de champ magnétique, capteurs de proximité, mais aussi capteurs tactiles, présents dans bon nombre d'écrans de téléphones mobiles. À l'heure actuelle, les micro-actionneurs ont un succès commercial plus modeste ; on peut cependant citer les DLP (Digital Light Processors) de Texas Instruments, utilisés dans les vidéoprojecteurs les plus récents. Ces technologies de microfabrication peuvent alors être mises à contribution pour la réalisation de surfaces actives, capables de produire des stimulis tactiles pouvant être différenciés et interprétés par l'utilisateur.

Ce document, intitulé « Dispositifs d'Affichage de Sensations Tactiles à Base de Micro-Systèmes Électro-Mécaniques (MEMS) Magnétiques (Conception, réalisation, et tests) » est composé de quatre parties distinctes.
Un premier chapitre s'intéressera à la stimulation tactile. Les enjeux de la commmunication

tactile seront présentés, couvrant divers domaines applicatifs, des intérêts militaires aux applications grand public. Les connaissances scientifiques relatives à la compréhension du toucher seront alors rappelées. Un État de l'Art des dispositifs de stimulation tactile existants proposera une classification des afficheurs tactiles, principalement issus de techniques de fabrication conventionnelles, et traitera des diverses techniques d'actionnement mises en œuvre. Une réflexion sera dégagée pour définir le cahier des charges d'un dispositif d'affichage tactile à base de micro-actionneurs MEMS actionnés magnétiquement. Les fonctionnalités seront définies vis à vis de l'État de l'Art en matière de résolution, de forces d'actionnement, d'encombrement et de consommation énergétique.

Un second chapitre abordera une solution hybride s'appuyant à la fois sur les techniques de microfabrication et les techniques de fabrication conventionnelles. Un État de l'Art des microsystèmes hybrides sera présenté en premier lieu, et mettra en avant les interactions possibles entre les techniques de microfabrication et les procédés de fabrication conventionnels. Diverses solutions de conception seront alors comparées afin de déterminer les propriétés des éléments de taction et les systèmes d'actionnement qui formeront les micro-actionneurs tactiles. Les choix technologiques en découlant seront alors explicités, et conduiront à la proposition de micro-actionneurs hybrides, basés sur un actionnement magnétostatique conventionnel et l'usage d'éléments mobiles tirant profit d'un nouveau matériau élastomérique et définis par microfabrication. L'association de ces deux technologies permettra de proposer une solution novatrice répondant au cahier des charges, et ouvrant la voie au développement de surfaces tactiles performantes et peu coûteuses, et dont l'encombrement réduit constituera une avancée significative en termes d'intégration dans les produits électroniques grand public. La conception et la simulation des micro-actionneurs définiront alors leurs performances théoriques en termes de forces et déplacements rivalisant avec les dispositifs existants, tout en étant plus compacts. Des éléments de conception d'une électronique de commande adaptée aux micro-actionneurs seront enfin fournis ; cette électronique de commande est similaire aux applications audio, et donc particulièrement simple à mettre en œuvre.

Le troisième chapitre sera centré sur la réalisation et la caractérisation des réseaux de micro-actionneurs présentés au chapitre précédent. La réalisation des micro-actionnneurs est détaillée, ainsi que leur insertion dans un packaging adapté, d'encombrement réduit et garantissant le bon fonctionnement des micro-actionneurs.
Les micro-actionneurs seront alors caractérisés mécaniquement ; des tests sensoriels seront en-

suite réalisés sur la surface active constituée par ces derniers. Les caractérisations mécaniques mettront en avant l'intérêt du nouveau matériau élastomérique introduit précédemment pour l'obtention de grandes amplitudes de déplacement. Une étude portant sur l'homogénéité de l'actionnement sera également menée. La grande flexibilité des membranes élastomériques sera alors mise à profit dans le cadre de l'actionnement impulsionnel, permettant la génération de plus grandes amplitudes de déplacement par l'application de forces instantanées plus élevées. La seconde partie présentera des tests sensoriels attestant de l'efficacité de la stimulation tactile fournie par le réseau de micro-actionneurs. Des stratégies de contrôle des micro-actionneurs seront également présentées ; elles viseront à éviter la fatigue sensorielle apparaissant lors d'une utilisation prolongée des stimulateurs tactiles, et à étudier l'effet sensoriel d'un actionnement de type impulsionnel.

Le quatrième et dernier chapitre sera consacré à la conception et à la réalisation de micro-actionneurs intégrés, basés sur des micro-bobines d'actionnement réalisées à l'aide des techniques de microfabrication, et de l'électrodéposition en particulier. L'aimant constituera alors le seul élément conventionnel rentrant dans l'élaboration de ces micro-actionneurs magnétiques MEMS. Diverses configurations de micro-bobines seront abordées, répondant aux besoins des micro-actionneurs tactiles, mais pouvant aussi être utilisées pour la génération de champs magnétiques à l'échelle des microsystèmes. Une étude centrée sur la microfabrication de structures à haut rapport d'aspect et incluant des vias sera également proposée. Ces micro-bobines pourront être équipées de circuits magnétiques, réalisés par électrodéposition de matériaux magnétiques doux, afin d'améliorer encore leur efficacité d'actionnement ou de génération de grands champs magnétiques. Une comparaison exhaustive de diverses configurations de circuits magnétiques sera aussi menée à l'aide de simulations par éléments finis. Ce chapitre présentera alors la réalisation de diverses configurations de micro-bobines, ainsi que l'étude de leurs propriétés électriques. L'intégration de ces bobines dans des micro-systèmes membranaires constituera l'occasion de valider leur efficacité pour l'actionnement magnétostatique. Les micro-actionneurs basés sur ces bobines intégrées et assortis de membranes élastomériques ultra-flexibles constitueront une avancée notable en termes de micro-actionnement magnétique.
D'autre part, ce dernier chapitre proposera une nouvelle technique d'actionnement magnétique, reposant sur les transitions magnétiques des matériaux doux au voisinage de leur température de Curie.

La conclusion de ce manuscrit donnera l'occasion de synthétiser les principales réalisations

de ce travail. Leurs apports pour la communauté des microsystèmes, et des micro-actionneurs en particulier, seront tout autant soulignés que leur intérêt pour la communauté du Tactile quant à l'exploitation des possibilités offertes par les microsystèmes pour la fabrication d'interfaces de stimulation tactile.

1. Enjeux des interfaces de stimulation tactile

1.1 Intérêt de la communication tactile

Le sens du toucher a toujours revêtu une grande importance dans l'appréhension et la compréhension par l'homme du monde qui l'entoure, même si ce sens est l'un de ceux dont il a le moins conscience. Il est ainsi tout aussi indispensable que les autres sens tels que la vue ou l'audition lorsqu'il s'agit pour l'homme d'explorer son environnement. Le sens du toucher est ainsi mis à contribution lorsque l'homme interagit avec des objets afin d'en améliorer la préhension, ou encore d'en déterminer le poids, l'encombrement, la matière ou la consistance. Mais le toucher est aussi utilisé pour la communication interpersonnelle, afin de signaler sa présence par exemple.

De nombreuses applications dans les domaines de la Réalité Virtuelle et des Interfaces Homme-Machine (IHM) ont récemment accru les besoins en matière d'affichage tactile, afin de reproduire des sensations tactiles, sans nécessairement se soucier de leur réalisme. Ainsi, au-delà des stimulations tactiles réalistes, l'imagerie tactile est aussi considérée comme un nouveau canal de communication à part entière pour les IHM. Une iconographie tactile peut ainsi être bâtie afin de retranscrire des émotions ou des informations abstraites [3, 4].

1.1.1 Les aides aux malvoyants

L'idée d'exploiter la perception tactile afin de fournir une information à un utilisateur n'est pas non plus nouvelle. La retranscription des textes sous la forme de symboles discriminables par le toucher remonte à la fin du XVIIe siècle. Le Capitaine Charles Barbier de la Serre [5] a ainsi mis au point l'*écriture nocturne*, une technique permettant à ses soldats de composer et de lire des documents dans l'obscurité, sans avoir recours à un éclairage artificiel trahissant leur présence. Les motifs étaient formés de points en relief, au nombre de douze. Les motifs ne correspondaient pas à des caractères, mais s'apparentaient plus à une retranscription phonétique des mots. D'autres systèmes ont été utilisés par la suite, dont les alphabets Moon et Braille. Le

premier s'appuyait sur un alphabet formé de marques en relief, chaque symbole reprenant un trait caractéristique de la lettre à encoder. Les textes en Moon n'étant pas très aisés à produire, cet alphabet est désormais tombé en désuétude. Le Braille (Fig. 1.1) reprend l'idée de Barbier de la Serre, en mettant au point en 1824 un alphabet dont les caractères sont formés de groupes de 2x3 points en reliefs [6]. Des téléphones portables destinés aux malvoyants (Fig. 1.2) ont aussi été mis sur le marché. Ils permettent de facilement composer numéros de téléphone et messages SMS, ainsi que de les lire sur l'afficheur Braille [7].

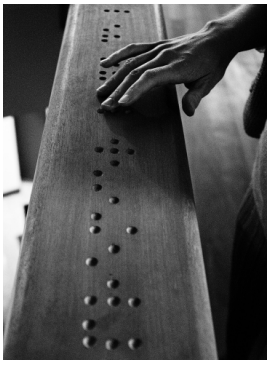


Figure 1.1 – Le système d'écriture Braille destiné aux malvoyants [6]

Figure 1.2 – Téléphone portable équipé d'un afficheur Braille (Samsung [7])

1.1.2 L'intérêt du grand public

Les applications destinées aux déficients visuels ne sont pas les seules à tirer parti de la communication tactile : les applications grand public de l'affichage tactile sont en pleine expansion. En premier lieu, on peut citer les applications vidéo-ludiques, qui se sont rapidement enrichies d'un affichage tactile rudimentaire, fournissant au joueur un ressenti vibratoire dépendant de ses actions ou du milieu dans lequel il évolue. On peut citer les manettes vibrantes, désormais étendues à l'ensemble des consoles de jeu, mais aussi les volants et joypads à retour de force (Fig. 1.3). Le joueur peut ainsi corriger ses gestes et sa manière de jouer en s'appuyant sur le retour tactile procuré par ces différents périphériques de jeu.

En second lieu, les téléphones cellulaires ainsi que les baladeurs se sont peu à peu équipés d'écrans tactiles à retour vibratoire [8]. Celui-ci est cependant uniforme sur tout l'écran. Les sensations tactiles ressenties par l'utilisateur lorsqu'il commande son téléphone portable – en composant un numéro sur un pavé numérique virtuel affiché sur l'écran, par exemple – renforcent l'illusion d'appuyer sur de vraies touches, tout en confirmant à l'utilisateur la prise en

compte de chacun de ses appuis sur les touches affichées à l'écran (Fig. 1.4). Ces deux exemples illustrent la portée de l'affichage tactile dans les applications grand public.

Figure 1.3 – La manette de la console de jeu Nintendo Wii [9], équipée d'un retour vibrant

Figure 1.4 – Exemple de téléphone portable équipé d'un écran tactile à retour haptique (Samsung [8])

1.1.3 La télé-manipulation et la télé-chirurgie

Le marché professionnel est tout aussi concerné par les possibilités qu'offrent les interfaces de stimulation tactile, de par les avantages qu'elles apportent en tant qu'interfaces homme-machine. De nombreux secteurs professionnels sont ainsi concernés. On peut citer la télé-manipulation et la manipulation d'objets virtuels, ainsi que les dispositifs de simulation d'opérations chirurgicales. Le Phantom de Sensable (Fig. 1.5) est une interface permettant de manipuler virtuellement des objets virtuels en trois dimensions, à l'aide d'un stylet autorisant jusqu'à 6 degrés de liberté et disposant d'un retour de force suivant trois des degrés de liberté [10]. Il est désormais intégré dans de nombreux simulateurs chirurgicaux, destinés à la chirurgie dentaire ou crânienne par exemple (Fig. 1.6).

Figure 1.5 – Un exemple d'interface haptique : le Phantom de Sensable [10]

Figure 1.6 – Le Mediseus Surgical Drilling Simulator, Matériel de simulation médicale avec retour haptique [11]

1.1.4 L'intérêt des militaires

L'affichage tactile est aussi pressenti pour de nombreuses applications militaires. Certains spécialistes ont émis l'hypothèse que le temps de réaction de l'utilisateur à un stimulus était plus rapide lorsque celui-ci était d'origine tactile : les gestes en réponse à un stimuli tactile seraient plus rapidement effectués que dans le cas d'un stimulus d'origine visuelle ou sonore. Deux principaux besoins ont été mis en avant par les militaires. La première application viserait à fournir aux soldats un système empêchant leur désorientation spatiale, souvent responsable de pertes matérielles ou humaines, que ce soit lors d'opérations terrestres, maritimes ou aériennes. Des dispositifs tactiles d'aide au repérage ont ainsi été mis au point par la société QinetiQ [12, 13] pour les plongeurs, puis testés par la Royal Navy (Fig. 1.7).
La seconde est plus spécifique au pilotage d'aéronefs, sans s'y limiter pour autant. Elle consisterait à élargir le nombre de canaux de communication utilisés pour fournir au pilote les informations nécessaires à sa mission. Celui-ci a non seulement la responsabilité du pilotage, mais aussi de la navigation et de l'organisation des opérations. Les canaux visuels et auditifs sont ainsi fortement sollicités dans les interventions militaires ; l'exploitation de ce nouveau canal de communication tactile permettrait de soulager les canaux précédents, et d'ainsi améliorer les performances des pilotes en évitant les phénomènes de surcharge sensorielle se produisant notamment dans les situations d'urgence. Cette fois encore, la prise en compte des pertes matérielles et humaines pouvant être évitées par de tels système d'affichage tactile suffit à justifier les recherches et le développement de dispositifs tactiles innovants [5]. Une veste à retour tactile [14] a ainsi été mise au point et commercialisée par la société TNO (Fig. 1.8).

Figure 1.7 – Le QinetiQ Diver Reconnaissance System testé par un plongeur de la Royal Navy [13]

Figure 1.8 – Veste tactile TNO Tactile Torso Display (TTTD), destinée aux pilotes d'hélicoptères [14]

1.1.5 Les retombées médicales

Il ne faut pas oublier que la réalisation de surfaces d'affichage tactile permettra en retour de faire avancer la recherche médicale en matière de physiologie et de psychologie du toucher. Les dispositifs d'affichage tactile pourront en effet être exploités par les chercheurs spécialisés dans ces domaines afin d'améliorer la compréhension des mécanismes tribologiques, physionomiques, neurophysiologiques et psychologiques rentrant en jeu dans la perception tactile. Les données médicales dont on dispose aujourd'hui sont en grande partie issues de tests réalisés à l'aide de surfaces texturées (Fig. 1.9) ou de pointes d'indentation mécanisées. Des dispositifs d'affichage tactile ont déjà été conçus à la demande de laboratoires de recherche médicale [15, 16]. Cependant, ceux-ci sont souvent peu compatibles avec les applications précédemment citées, du fait de leur encombrement et de leur complexité, critères qui n'étaient alors pas prépondérants lors de leur conception (Fig. 1.10).

Figure 1.9 – Tests d'acuité tactile réalisés au Minnesota Laboratory for Low-Vision Research (Université du Minnesota [17])

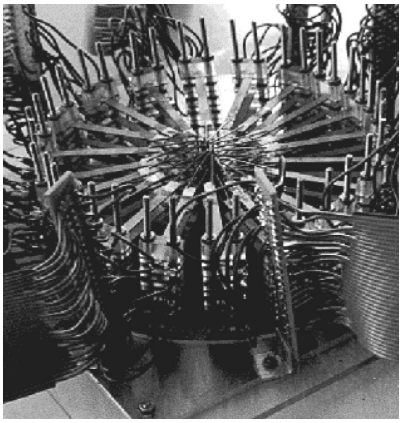


Figure 1.10 – Afficheur tactile de laboratoire basé sur des poutres piézo-électriques vibrantes (Université d'Exeter [15])

1.2 Le sens du toucher

1.2.1 Généralités sur le toucher

Distinction est usuellement faite entre le sens du toucher au sens propre, ou taction, et le sens kinesthésique. Le toucher et la kinesthésie peuvent être regroupés au sein de la somesthésie, qui regroupe l'ensemble des sensations provenant de la peau, des articulations et des tissus viscéraux. La somesthésie comprenant de plus les sensations liées à la chaleur et à la douleur, elle est parfois aussi désignée sous le terme toucher.

Le sens du toucher se caractérise par les interactions entre la peau et la surface d'un objet, celles-ci pouvant se produire de manière statique ou dynamique, c'est-à-dire avec ou sans mouvement relatif entre les deux corps. Le sens kinesthésique est quant à lui relatif à la perception du mouvement, lorsque les articulations répondent aux forces exercées par la manutention d'un objet. La kinesthésie est de ce fait voisine de la proprioception, à ceci près que cette dernière est limitée à la conscience que l'individu a de son propre corps. La combinaison des sens tactile et kinesthésique est qualifiée d'haptique.

L'exploration de textures met ainsi en jeu le toucher, alors que le retour de force (par exemple, le couple que peut exercer une manivelle) est plutôt une sensation kinesthésique. Les dispositifs multi-axiaux, particulièrement utilisés en CAO (Conception Assistée par Ordinateur) et dans des systèmes d'entraînement à la chirurgie, sont qualifiés de haptiques car ils offrent à la fois un retour de force, lorsque les mouvements de l'utilisateur rencontrent une résistance mécanique, et un retour tactile, par l'intermédiaire de sensations vibro-tactiles mimant par exemple une incision au scalpel ou la rotation d'une fraise de dentiste.

Le toucher peut être physiquement interprété comme la distribution spatio-temporelle de la charge mécanique appliquée sur la peau par la surface à explorer. Ce contact va fournir des informations telles que les textures, les vibrations, la forme, la mollesse ou la dureté du contact, ou encore le glissement. Cependant, le toucher, dans son sens élargi, peut aussi comprendre d'autres informations sensitives telles que la température ou la capacité thermique de la surface explorée, ainsi que des sensations électriques.

1.2.2 Le toucher aux niveaux anatomique et psychologique

Les mécanismes responsables de la sensation tactile sont expliqués par la sensibilité de divers réseaux de mécanorécepteurs [18, 19, 20] situés dans la peau (Fig. 1.11). Ces différents réseaux de fibres nerveuses mécanoréceptrices sont classés suivant deux grands critères de différentiation : leur réponse aux stimuli statiques d'une part, et la largeur de leurs zones de sensibilité d'autre part. Les stimuli statiques peuvent par exemple être illustrés par l'indentation et le maintien d'une sonde tactile au contact de la peau. Les fibres mécanoréceptrices sensibles à un tel stimuli tactile persistant sont dites à adaptation lente (Slowly Adaptive, ou SA), alors que les autres, limitées aux stimuli plus brefs, sont dites à adaptation rapide (Rapidly/Fastly Adaptive, ou RA/FA).

Les fibres mécanoréceptrices n'ont pas toutes la même zone de sensibilité. Certains mécanorécepteurs sont sensibles à un stimuli appliqués à plusieurs millimètres de ceux-ci, alors que d'autres ont un rayon d'action maximal de 1 mm. Les fibres mécanoréceptrices de type I ont ainsi des zones de sensibilité relativement étroites, alors que celles de type II ont des zones de sensibilité plus larges.

Ces différentes fibres nerveuses sont reliées aux réseaux de mécanorécepteurs. Les fibres à adaptation lente, particulièrement sensibles aux déformations statiques de la peau SA-I et SA-II sont respectivement reliées aux disques de Merkel et les terminaisons de Ruffini. Les fibres à adaptation rapide RA-I et RA-II, plus sensibles à la vitesse de déformation, sont connectées aux Corpuscules de Meissner et de Pacini.

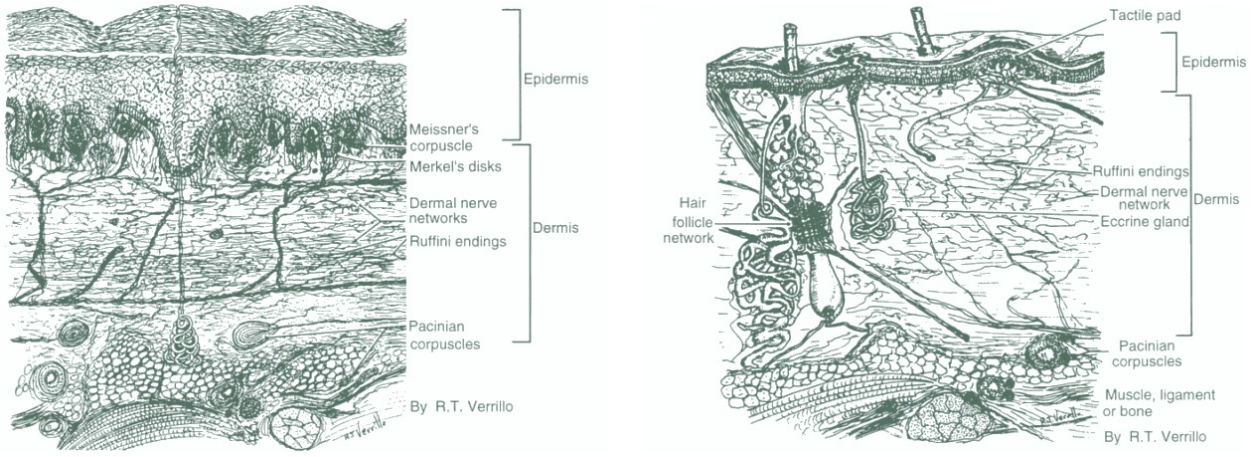


Figure 1.11 – Vue de coupe de la peau glabre (à gauche) et de la peau velue (à droite), représentant les différents réseaux de mécanorécepteurs [18]

La densité des différents mécanorécepteurs n'est pas identique sur toutes les régions du corps humain. La peau velue comporte une catégorie de mécanorécepteur supplémentaire, constitué par les follicules pileux. Certains mécanorécepteurs se limitent aussi à la peau glabre : c'est le cas des corpuscules de Meissner et des disques de Merkel. La sensibilité des différentes zones du corps humain est très souvent liée à la densité de terminaisons nerveuses dans la région considérée, et donc de la densité des mécanorécepteurs innervés. L'organisation du cortex sensitif est souvent représentée par l'Homonculus sensitif, une représentation imagée et distordue des différentes parties du corps humain projetée sur le cortex. Plus une partie du corps est sensible, plus la zone de cortex en charge de celle-ci est étendue. C'est un point particulièrement important pour le dimensionnement des dispositifs d'affichage tactile : un dispositif destiné au doigt n'aura pas les mêmes caractéristiques qu'un afficheur destiné au torse par exemple. La Figure 1.12, tirée de l'article de Hale et Stanney [21], résume le rôle des mécanorécepteurs présenté ci-après.

Table 1. Haptic tactile skin mechanoreceptor characteristics.*

	Mechanoreceptors				
Haptic Features	**Pacinian Corpuscles**	**Ruffini Endings**	**Meissner Corpuscles**	**Merkel Disks**	**Hair Follicles**
Skin Type	Glabrous and hairy	Glabrous and hairy	Glabrous	Glabrous	Hairy
Stimulation Objective (physical parameters to be sensed)	Vibration, acceleration, roughness	Skin stretch, lateral force, motion direction, static force	Velocity, flutter, slip, grip control	Skin curvature, pressure, form, texture, edges	Touch
Stimulation Type	Skin motion	Skin motion and sustained skin deformation	Skin motion	Skin motion and sustained skin deformation	Hair motion
Spatial Resolution	Very poor (2 cm)	Poor (1 cm)	Fair (3 – 5 mm)	Good (0.5 mm)	
Stimulation Frequency Range (Hz)	100 – 1,000	0.4 – 100	2 – 40	0.4 – 10	
Interstimulus Interval	← Five ms to perceive separate stimuli; 20 ms to perceive stimuli order →				

*Sources: K.O. Johnson and T. Yoshioka, "Neural Mechanisms of Tactile Form and Texture Perception," *The Somatosensory System: Deciphering the Brain's Own Body Image*, R.J. Nelson, ed., CRC Press, 2002, pp. 73-102; and G.C. Burdea and P. Coiffet, *Virtual Reality Technology*, 2nd ed., Wiley-Interscience, 2003.

Figure 1.12 – Tableau comparant les propriétés des différents mécanorécepteurs (Hale [21])

1.2.2.1 Disques de Merkel (SA-I)

La densité surfacique des nerfs afférents SA-I est de 100 par cm^2 au niveau de la pulpe des doigts [19]. Étant d'adaptation lente, ils sont sensibles aux indentations prolongées et répondent linéairement en fonction de la profondeur d'indentation. Ils sont particulièrement sensibles aux contraintes tangentielles, et permettent ainsi la détection des bords et des courbures. Ils ont

une très bonne résolution spatiale, atteignant 0.5 mm, bien supérieure à la largeur de leur zone de sensibilité, qui est de 2 à 3 mm. Les disques de Merkel répondent à basse fréquence, entre 0.4 et 10 Hz. Certaines études étendent cette bande fréquentielle à 100 Hz.

1.2.2.2 Terminaisons de Ruffini (SA-II)

La densité des terminaisons de Ruffini est moindre que celle des disques de Merkel, mais leur zone de sensibilité est cinq fois plus large, d'un diamètre situé entre 10 et 15 mm. Leur résolution est ainsi limitée, de 1 à 2 cm selon les sources. Tout comme les disques de Merkel, leur adaptation lente les rend sensibles à l'indentation de la peau, mais dans une moindre mesure. Ils répondent principalement à l'étirement de la peau et aux forces de cisaillement à sa surface. La bande fréquentielle à laquelle ils réagissent est comprise entre 0.4 et 100 Hz (parfois 200 Hz, dépendant des sources).

1.2.2.3 Corpuscules de Meissner (FA-I)

Ces mécanorécepteurs sont ceux ayant la plus forte densité au niveau de la pulpe des doigts. Elle atteint 150 unités par cm^2, avec des zones de sensibilité moyennes – de 10 à 30 mm^2 – pour une résolution acceptable : 3 à 5 mm [21]. Étant d'adaptation rapide, les corpuscules de Meissner ne sont pas sensibles aux déformations statiques, et répondent seulement au mouvement de la peau : elles retranscrivent les sensations telles que les palpitations ainsi que le glissement, et permettent la maîtrise de la préhension. Leur plage de réponse fréquentielle est comprise entre 2 et 40 Hz.

1.2.2.4 Corpuscules de Pacini (FA-II)

Ces mécanorécepteurs sont au nombre de 350 dans chaque doigt. La paume en compte environ 800. En dépit de leur densité, leur résolution spatiale est très mauvaise : 2 cm, car ils sont profondément enfouis sous la peau. Leur champ de sensibilité peut alors atteindre plusieurs centimètres de diamètre. Ils sont sensibles au mouvement de la peau, pour des stimuli de type vibratoire par exemple. Leur bande fréquentielle débute à 100 Hz et peut atteindre, selon les sources, de 800 à 1000 Hz. Leur sensibilité maximale est située entre 200 et 300 Hz [19].

1.3 État de l'Art des interfaces tactiles

Cette section va présenter les avancées actuelles en termes de dispositifs tactiles [22, 23], en se focalisant sur les interfaces tactiles compactes destinées à la stimulation de la pulpe des doigts. Cette catégorie d'interfaces tactiles est la moins avancée à ce jour, car ce sont ceux nécessitant la plus forte miniaturisation, et dont la commande est la plus difficile.
Les produits grand public se limitent à transmettre une vibration à l'utilisateur, sans se soucier de la dimension spatiale des stimuli. Les dispositifs militaires présentant des réseaux de tacteurs, répartis sur le torse, les mains ou une autre partie du corps, produisent des stimuli définis spatialement. Le point commun à tous ces dispositifs est le fait que leur mode d'action est plus haptique que tactile. Il s'agit d'un retour vibratoire à mi-chemin entre le retour d'effort et les sensations tactiles.
Des dispositifs d'affichage tactile plus évolués ont par ailleurs été développés. Contrairement aux dispositifs précédents, ils se caractérisent par leur spatialisation plus fine des stimuli, limités à une petite surface de peau ; typiquement, la pulpe des doigts ou la paume de la main. Les dispositifs dont la conception et les tests sont exposés dans ce document appartiennent à cette catégorie d'afficheurs tactiles. L'État de l'Art suivant se limitera ainsi à ces dispositifs.
De multiples classifications ont été proposées dans divers États de l'Art, se rapportant au type d'interaction tactile et aux modes d'actionnement [3], ou encore distinguant l'affichage quasi-statique de l'affichage vibro-tactile [4, 24]. La classification choisie dans ce document se base sur le type d'affichage généré par les dispositifs de stimulation tactile, en établissant deux grandes catégories d'interfaces : les afficheurs de forme d'une part, et les afficheurs de textures d'autre part. Certains dispositifs peuvent cependant combiner ces deux types de rendu tactile.

1.3.1 Interfaces dédiées à l'affichage de formes

Ces dispositifs d'affichage tactile sont destinés à reproduire des formes et des reliefs. Les mécanorécepteurs chargés d'assurer le ressenti des formes, des angles et reliefs sont principalement les disques de Merkel. Les fréquences auxquelles ils sont sensibles sont assez basses : ils sont à adaptation lente, et sont capables de répondre à un stimulus quasi-statique tel que celui produit par la présence d'un relief anguleux. Ces interfaces sont donc limitées en fréquence (typiquement quelques dizaines de hertz), afin de répondre à leurs objectifs. Leur fréquence maximale de fonctionnement traduit plus leur fréquence de rafraîchissement que leur capacité

à stimuler les mécanorécepteurs à adaptation rapide, capables de traduire les textures.

Ces interfaces se présentent majoritairement sous la forme de réseaux d'actionneurs dont l'indentation définit les contours et reliefs à afficher. Les formes affichées doivent persister malgré la pression exercée par le doigt de l'utilisateur, et présenter suffisamment de profondeur. C'est pourquoi les micro-actionneurs développés pour cette application sont capables de larges déplacements. Ils ont en outre une grande raideur, pour ne pas subir les effets dus à la pression des doigts. Il existe cependant d'autres types d'afficheurs de formes, comme les actionneurs électrotactiles. Ceux-ci fonctionnent sur la base d'impulsions électriques émises en contact avec la peau, et destinées à stimuler directement les mécanorécepteurs.

Deux grandes tendances coexistent au niveau du mode d'exploration des afficheurs de formes : l'exploration active et l'exploration passive. La première traduit le déplacement du doigt de l'utilisateur sur l'afficheur de formes, et est donc plus naturelle. Ces afficheurs ont en règle générale une résolution plus grossière, et leurs actionneurs sont macroscopiques. Leur affichage reste souvent statique, puisque c'est le déplacement du doigt qui permet à l'utilisateur d'explorer la surface à afficher. Les autres afficheurs sont dits à exploration passive : le doigt de l'utilisateur ne se déplace pas sur l'afficheur. La surface de celui-ci est donc plus limitée. S'il n'y a pas de déplacement physique à la surface du dispositif, le déplacement peut être virtuel : la commande de l'afficheur tactile rafraîchit les motifs présentés sous le doigt de l'utilisateur en fonction d'une information de positionnement du doigt. L'utilisation d'une souris ou d'un bras articulé sur lesquels sont montés des afficheurs de formes permet ainsi de fournir au système une information de positionnement du doigt de l'utilisateur, et de reproduire les reliefs correspondant à la position du doigt. Pour ce mode d'exploration, les afficheurs exploitent des actionneurs de taille plus réduite. Ils ont une meilleure résolution que les afficheurs à exploration active, et permettent de retranscrire des reliefs plus fins.

1.3.2 Interfaces dédiées à l'affichage de textures

D'autres interfaces tactiles sont principalement dédiées à l'affichage de textures. Cela regroupe les sensations vibratoires (qu'elles soient générées verticalement ou latéralement), la friction ou les effets de cisaillement. Les mécanorécepteurs rentrant en jeu dans le ressenti de ces textures sont les mécanorécepteurs à adaptation rapide tels que les corpuscules de Pacini et de Meissner. Les fréquences de vibration auxquelles ils sont sensibles sont plus élevées, jusqu'à

1 kHz si l'on tient compte de la totalité de la bande fréquentielle des corpuscules de Pacini. Usuellement, une fréquence d'actionnement limitée à environ 300 Hz est suffisante pour la stimulation de ces mécanorécepteurs. Ces interfaces se présentent soit sous une forme massive, où l'intégralité de l'afficheur tactile est mise en vibration sous l'effet du même phénomène vibratoire, soit sous une forme localement distribuée. Les afficheurs massifs fonctionnent sur le principe de la mise en vibration de leur zone d'affichage. On retrouve dans cette catégorie les écrans tactiles vibrants des téléphones les plus récents, mais aussi des interfaces produisant un rendu tactile plus poussé : par exemple, la variation périodique du coefficient de friction de l'interface permet de reproduire des textures rainurées. La majorité des dispositifs tactiles destinés à reproduire des textures sont basés sur des réseaux d'actionneurs plus ou moins intégrés. Contrairement à l'affichage de textures, les déplacements et la raideur des actionneurs utilisés dans ce but ne sont pas prépondérants.

1.3.3 Principales techniques de stimulation

De nombreuses techniques d'actionnement ont été mises en œuvre dans le développement des disopsitifs d'affichage tactile. La technique d'actionnement à mettre en œuvre dans un afficheur tactile doit être définie en fonction du type d'affichage souhaité (formes, textures...), de ses caractéristiques d'affichage (résolution, déplacements, fréquences de fonctionnement...), mais aussi de l'encombrement et de de l'apport en énergie tolérés dans son cahier des charges.

1.3.3.1 La stimulation électrocutanée

La stimulation électrocutanée consiste à mettre la peau en contact avec des électrodes afin de stimuler électriquement les mécanorécepteurs. Cette méthode de stimulation présente de nombreux avantages :le coût de tels stimulateurs est très faible ; il ne présente aucun composant mobile et est très robuste ; avec les techniques de micro-fabrication, il est possible d'améliorer la résolution des systèmes électrocutanés existants. En revanche, la stimulation électrocutanée présente divers problèmes, difficiles à corriger. La plupart des dispositifs d'affichage électrocutané nécessitent des tensions importantes pour fonctionner. Cela pose des problèmes d'intégration, notamment dans les dispositifs portables. Il y a très peu de marge entre le seuil de sensibilité et le seuil de douleur, qui varient d'une personne à l'autre. Cet affichage présente donc peu de dynamique entre les plus petits et les plus grands stimuli perceptibles sans douleur. Ces seuils

sont aussi très variables en fonction de l'humidité de la peau. Enfin, les sensations tactiles affichées à l'aide de ces dispositifs peuvent persister pendant plusieurs minutes après leur affichage. Les dispositifs de stimulation électrocutanée les plus récents tentent de palier les principaux défauts de ce mode de stimulation tactile : les variations du seuil de sensibilité d'un individu à l'autre, et la proximité du seuil de douleur [25]. Les variations des seuils de sensibilité et de douleurs sont corrélées aux changements d'impédance électrique de la peau, dus principalement à l'humidité de la peau et aux conditions de contact entre cette dernière et les électrodes de stimulation. L'intégration d'une boucle de rétroaction a permis d'adapter la commande des électrodes aux seuils de sensibilité, à partir de la seule mesure de l'impédance électrique de la peau. La Figure 1.13 représente le dispositif de stimulation électrocutanée développé par Kajimoto [25].

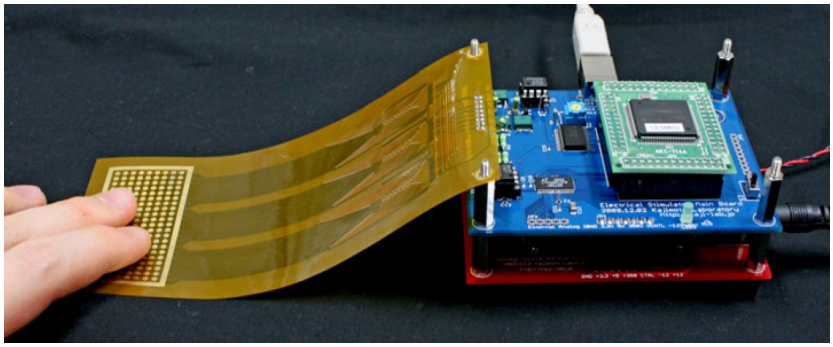


Figure 1.13 – Un afficheur tactile basé sur la stimulation électrocutanée (Kajimoto, [25])

1.3.3.2 L'actionnement électromécanique

a. L'actionnement piézoélectrique

L'un des afficheurs tactiles les plus remarquables, le STReSS, est basé sur un réseau d'actionneurs piézoélectriques [26, 27] ; sa particularité est de stimuler latéralement la peau, contrairement à la majorité des réseaux d'actionneurs tactiles. Ces actionneurs se présentent sous la forme de lames piézoélectriques disposées verticalement, et dont l'extrémité libre vibre sous la peau (Fig. 1.14). Les forces fournies par ce type d'actionnement sont en général élevées, contrairement aux déplacements générés. L'utilisation de lames ou de poutres piézoélectriques permet d'atteindre des déflexions importantes, mais au détriment de la compacité des actionneurs. De plus, la plupart des actionneurs piézoélectriques nécessitent des tensions de plusieurs dizaines de volts pour leur fonctionnement, rendant leurs circuits de commande difficiles à intégrer.

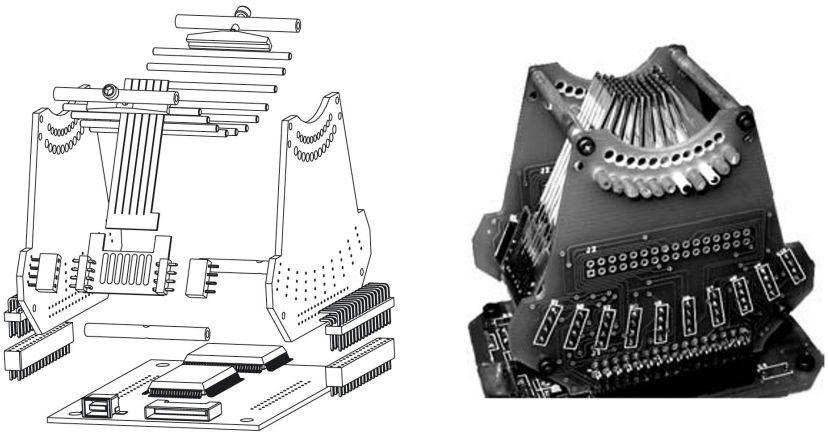


Figure 1.14 – Un afficheur tactile basé sur des actionneurs piézoélectriques, le STReSS (Hayward [26])

Un autre réseau de micro-actionneurs tactiles s'est basé sur l'actionnement à base de poutres piézoélectriques, mais cette fois utilisées pour un actionnement vertical [28]. Un réseau de 6x5 picots est ainsi actionné par des poutres piézoélectriques disposées en terrasses. Ils disposent d'une large bande de fréquences (DC à 500 Hz) et de grands déplacements (jusqu'à 700 µm en basse fréquence). La Figure 1.15 propose la photographie du dispositif ainsi qu'un schéma de principe.

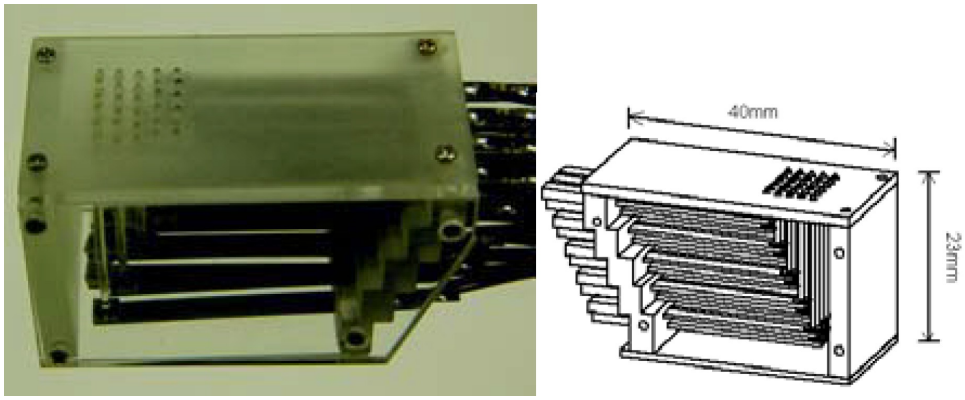


Figure 1.15 – Afficheur tactile basé sur des faisceaux de poutres piézoélectriques actionnées verticalement (Kyung [28])

L'actionnement piézoélectrique a aussi été exploité par un autre dispositif tactile, destiné à retranscrire des textures rugueuses. Celui-ci se présentait sous la forme d'une plaque mise en vibration par un réseau de céramiques piézoélectriques. Des ondes stationnaires ultrasoniques sont ainsi générées dans la plaque en contact avec la peau, afin de créer un mince film d'air

sous le doigt de l'utilisateur [29]. Lorsque ce film d'air (dénommé Squeeze Film) est généré, le coefficient de frottement caractérisant le contact entre le doigt et la plaque est fortement abaissé. Les céramiques piézoélectriques sont ainsi actionnées de manière intermittente : cela permet d'alterner les phases de frottement et de glissement à la surface de la plaque, et ainsi de retranscrire la rugosité des matériaux. La Figure 1.16 montre la surface active de l'IRCICA ainsi que le réseau de transducteurs piézoélectriques collé sur la face arrière de celle-ci. Ces travaux ont été menés dans le cadre de la thèse de Mélisande Biet à l'IRCICA [30] (Institut de Recherche sur les Composants logiciels et matériels pour l'Information et la Communication, FR CNRS 3024), dans le cadre du projet STIMTAC.

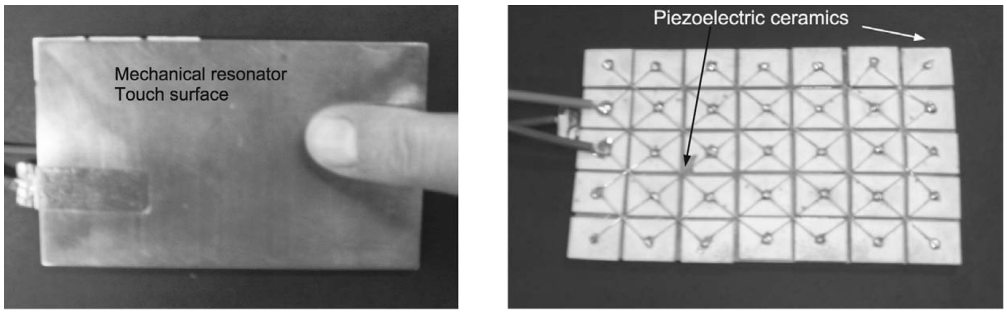


Figure 1.16 – Surface tactile permettant de retranscrire la rugosité de matériaux, développée par l'IRCICA [30] : surface d'exploration tactile et damier de céramiques piézoélectriques

Un autre dispositif se présentant sous la forme d'un plateau mobile a été développé par Nara [31]. Son système d'actionnement est basé sur les ondes acoustiques de surfaces, générées par des peignes interdigités disposés de part et d'autre de la zone de déplacement du plateau. Les vibrations du substrat piézoélectrique de Niobate de Lithium $LiNbO_3$ viennent modifier le frottement du plateau mobile par l'intermédiaire de la couche de billes assurant son roulement. La Figure 1.17 présente le schéma de principe et la photographie de l'afficheur tactile de Nara.

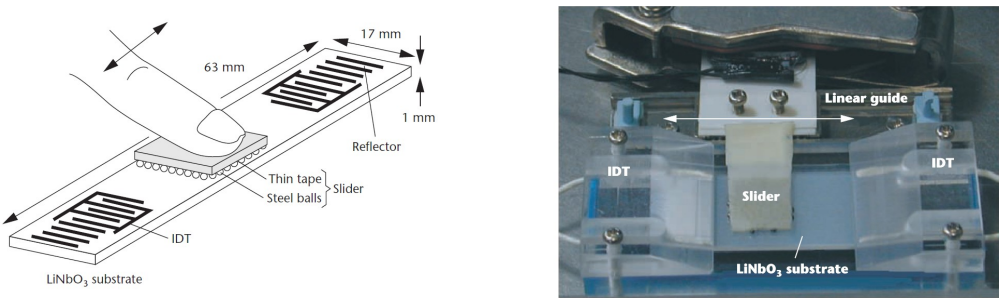


Figure 1.17 – Affichage tactile basé sur un plateau mobile contrôlé par Ondes Acoustiques de Surface (SAW), par Nara [31]

b. L'actionnement électrostatique

L'actionnement électrostatique a été mis à profit par Nagasawa [32] pour la réalisation d'un dispositif tactile destiné à reproduire la rugosité des matériaux. Celui-ci est composé d'un plateau mobile sur lequel se place le doigt de l'utilisateur, et dont la face inférieure, métallique, est freinée par attraction électrostatique via le réseau d'électrodes dont est équipée la table de déplacement(Fig. 1.18). Le frottement entre le plateau et la table est ainsi modulé à l'aide du réseau d'électrodes, provocant des sensations de glissement – déplacement similaires au dispositif précédent, basé sur la génération d'un squeeze film entre la peau et la zone d'affichage.

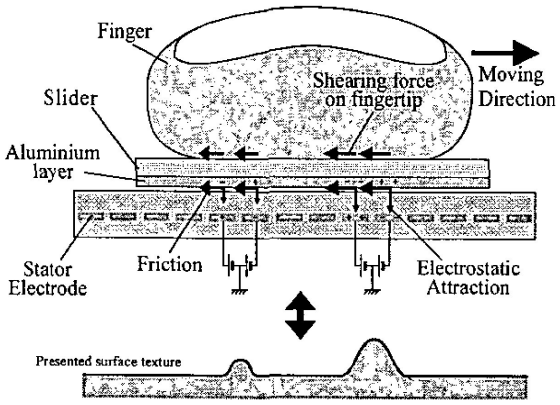


Figure 1.18 – Affichage tactile basé sur un plateau mobile contrôlé par actionnement électrostatique (Nagasawa [32])

c. L'actionnement magnétostatique

L'actionnement magnétostatique de type bobine-aimant a été mis à profit à de nombreuses reprises pour sa capacité à générer d'importantes forces et déplacements, notamment pour la conception de haut-parleurs, et ceci à toutes échelles. Cet actionnement a aussi l'avantage de pouvoir fonctionner sur des plages de fréquences suffisamment larges (quelques dizaines de Hertz) pour les applications tactiles. Un tel système d'actionnement est de plus facile à alimenter : les circuits de commande sont similaires aux circuits audio destinés aux hauts-parleurs. L'un des premiers dispositifs de stimulation tactile basés sur l'actionnement magnétostatique a été élaboré par Fukuda et al. [33]. Ce réseau de 3x3 actionneurs disposait d'un pas de 4.5 mm.

Certains afficheurs tactiles ont exploité ce mode d'actionnement pour les forces et déplacements pouvant être générés par l'interaction entre des bobines et des aimants. Le dispositif tactile Vital, développé par le CEA-List [34], est composé de 8x8 actionneurs membranaires basés sur des solénoïdes. La Figure 1.19 présente ce dispositif tactile, dont le pas inter-actionneurs

atteint 5 mm. Les forces générées par chacun des micro-actionneurs atteignent 13 mN, ce qui représente une pression d'actionnement de 52 mN/cm^2. Cette pression est inférieure au seuil de pression annoncé par Hale [21] (60 mN/cm^2), mais est suffisante pour générer des stimuli tactiles identifiables par les utilisateurs. Un élément Peltier était aussi présent dans cet afficheur tactile afin d'offrir des sensations thermiques en complément de la stimulation mécanique de la peau.

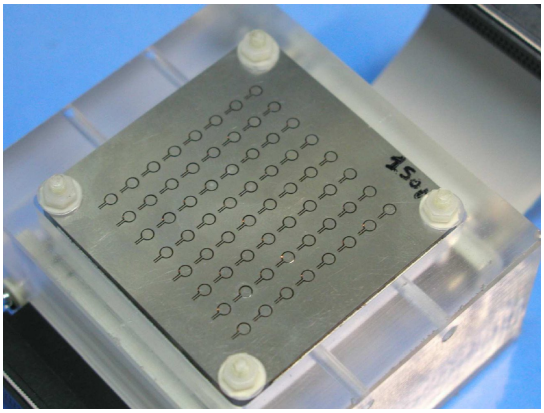


Figure 1.19 – Le Vital, un afficheur magnétostatique doté d'un pitch de 3.5 mm (CEA [34])

Un autre réseau d'actionneurs magnétostatiques, composé de 4 tacteurs répartis sur la paume de la main, a été développé par Asamura [35]. Ce dispositif a été l'objet d'expériences tactiles visant à mettre en évidence les interférences entre différents stimuli générés par ce réseau de tacteurs. Les actionneurs ont ainsi été étudiés avec un fonctionnement en phase, puis en opposition de phase. Les interférences entre des tacteurs actionnés en opposition de phase permettaient d'obtenir des sensations différentes, pouvant être dues à une stimulation plus profonde de la peau. Cette étude ouvre la voie d'une stimulation contrôlée ciblant certains réseaux de mécanorécepteurs. La Figure 1.20 présente un schéma du dispositif tactile ainsi que les stratégies de commande des 4 transducteurs.

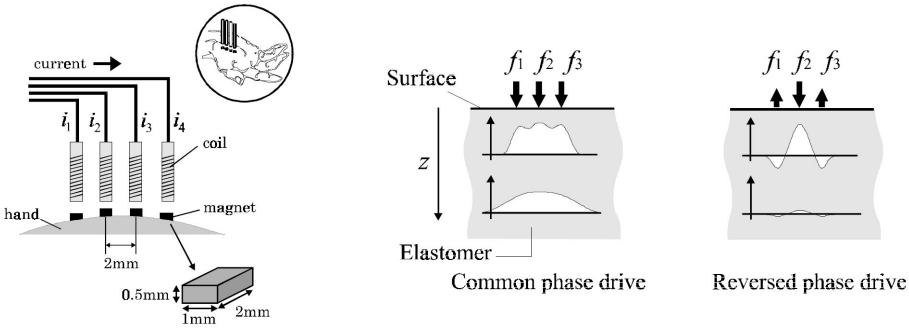


Figure 1.20 – Réseaux d'actionneurs magnétostatiques et leur stratégie de commande en phase ou en opposition de phase (Asamura [35])

Certains actionneurs tactiles sont basés sur l'usage de moteurs axiaux ou linéaires, afin de permettre l'indentation d'un picot situé sous la peau. Cet actionnement permet d'atteindre des courses de plusieurs millimètres, mais est en contrepartie limité en fréquence. Un dispositif d'affichage tactile basé sur de tels actionneurs a été intégré dans une sonde laparoscopique, afin de faciliter le travail exploratoire du chirurgien [36]. Des moteurs miniatures commerciaux actionnent un réseau de 8x4 vérins permettant de retranscrire la forme des organes touchés par la sonde laparoscopique (Fig. 1.21). La fréquence de rafraîchissement de l'affichage ne dépassait cependant pas 0.7 Hz. Un dispositif tactile plus volumineux a aussi été conçu à l'aide de servomoteurs disposés en réseau [37], permettant d'actionner 6x6 pins en contact avec la peau. Le déplacement des pins était plus rapide que l'afficheur tactile précédent, atteignant 7 Hz pour une course de 2 mm et 25 Hz dans le cas de déplacements plus limités.

Figure 1.21 – Dispositif d'affichage de formes utilisé dans une sonde laparoscopique (Ottermo [36])

d. Les alliages à mémoire de forme

Les alliages à mémoire de forme (Shape Memory Alloys, SMA) ont aussi été exploités pour la réalisation d'actionneurs tactiles. Ils fonctionnent suivant le principe du changement de phase d'un matériau, aboutissant au changement de sa maille cristalline et donc de sa forme. Ce changement de phase étant commandé par la température du SMA, les fréquences d'actionnement sont limitées par la lenteur des échanges thermiques nécessaires au refroidissement du matériau. À l'échelle des actionneurs en question, il est difficile d'atteindre des fréquences de plus de quelques dizaines de Hertz (typiquement 30 Hz). Parmi les dispositifs tactiles basés sur les SMA, on peut citer un réseau de 24 actionneurs tactiles générant de grandes forces et déplacements, mais dont l'actionnement était limité à 10 Hz [38].

Un autre dispositif d'affichage tactile basé sur les alliages à mémoire de forme a été développé par Ramiro Velazquez en 2006 [39] ; il est constitué de 8x8 actionneurs basés sur la déformation de ressorts en SMA (austénite / martensite) reliés à des picots. Le pas du réseau d'actionneurs tactiles est de 2.6 mm. Les déplacements des picots atteignent 700 µm, avec une force de 300 mN par picot. Cependant, son taux de rafraîchissement est limité à 1.5 Hz. La Figure 1.22 présente le schéma de principe et le dispositif réalisé.

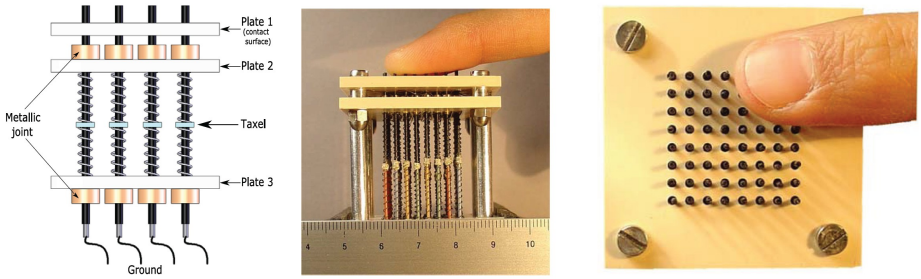


Figure 1.22 – Dispositif d'affichage de formes basé sur des SMA (Ramiro [39])

e. Les polymères électroactifs

Les polymères électroactifs sont en plein essor dans le domaine des microsystèmes ; ils ont aussi été mis en œuvre pour la réalisation de réseaux de tacteurs [40]. Ils permettent d'obtenir de grandes déflexions, mais au prix d'une faible fréquence de fonctionnement et de tensions de commande particulièrement élevées (de l'ordre du kV). Niu a développé un réseau de 2x3 tacteurs basés sur des polymères électroactifs bistables [41], pouvant être utilisé pour l'affichage de caractères Braille. Le pas entre tacteurs correspond au standard du Braille : 2.5 mm. Les tensions d'actionnement sont situées entre 1.8 et 3.8 kV, ce qui peut poser problème quant à l'intégration de ces surfaces tactiles dans des systèmes portatifs. La fréquence de rafraîchissement est aussi très faible, les picots nécessitant plusieurs secondes pour changer d'état (Fig. 1.23).

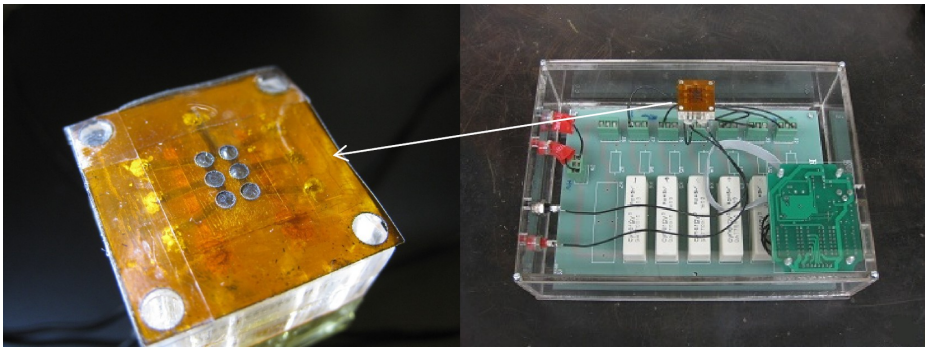


Figure 1.23 – Afficheur Braille à base de polymères électroactifs bistables (Niu [41])

Les polymères électroactifs ont été utilisés dans un autre afficheur tactile [42] ; ce dernier est réalisé sur substrat souple, et comporte 5x4 picots séparés de 3 mm. Les tensions appliquées sont du même ordre que précédemment. La Figure 1.24 présente le dispositif réalisé par Koo et al., ainsi que son principe d'actionnement.

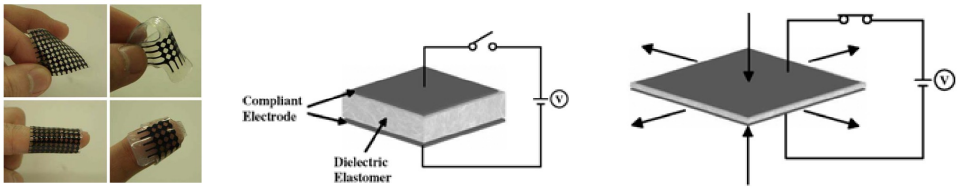


Figure 1.24 – Surface tactile sur substrat souple développé (Koo [42])

1.3.3.3 Les autres types d'actionnement

a. Les fluides électrorhéologiques et magnétorhéologiques

Ce sont des fluides caractérisés par leur comportement mécanique en la présence d'un champ électrique ou magnétique, respectivement. Les fluides électrorhéologiques deviennent solides sous l'action d'un champ électrique. Un dispositif basé sur un tel fluide a été développé (Fig. 1.25), avec un réseau de 5x5 électrodes, mais il ne dispose pas d'une bonne résolution : cet actionnement nécessitant de électrodes portées à de forts potentiels pour générer les champs électriques nécessaires au changement d'état du fluide, il est difficile de les disposer en réseaux rapprochés [43]. Les fluides magnétorhéologiques ont aussi été exploités pour l'affichage de formes, mais la résolution du dispositif était mauvaise, et l'utilisateur devait porter des gants [44].

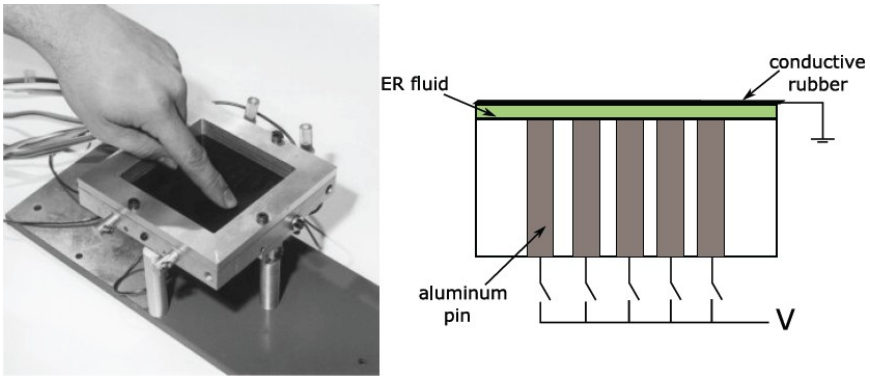


Figure 1.25 – Dispositif tactile basé sur l'utilisation de fluides électrorhéologiques (Taylor [108])

b. L'actionnement pneumatique

Des dispositifs d'affichage tactile exploitant l'actionnement pneumatique ont aussi été développés, à l'image du réseau de 5x5 actionneurs tactiles présenté par Moy [45]. Ces actionneurs permettaient d'atteindre des déplacements de l'ordre de 500 µm, mais à très faible fréquence (5 Hz) et au prix d'un encombrement élevé. La nécessité d'un système d'alimentation en air comprimé rend ces dispositifs d'affichage peu adaptés à la majorité des applications envisagées pour l'affichage tactile. De plus, la résolution de ces afficheurs est limitée à 5 mm. La Figure 1.26 présente le réseau d'actionneurs élaboré par Moy. Un autre dispositif pneumatique a été présenté par Caldwell [46] : ce réseau de 4x4 actionneurs pouvait fonctionner à une fréquence bien supérieure (400 Hz).

Des valves microfabriquées ont aussi été développées afin d'actionner mécaniquement des membranes élastomériques en contact avec la peau [47].

c. L'amplification hydraulique

Ce n'est pas une technique d'actionnement au sens propre du terme, mais l'amplification d'un système d'actionnement par l'intermédiaire d'un circuit hydraulique. Ninomiya et al. [48] ont développé un réseau de micro-actionneurs piézoélectriques MEMS amplifiés hydrauliquement par l'intermédiaire de cavités remplies de glycérine [49] (Fig. 1.27).

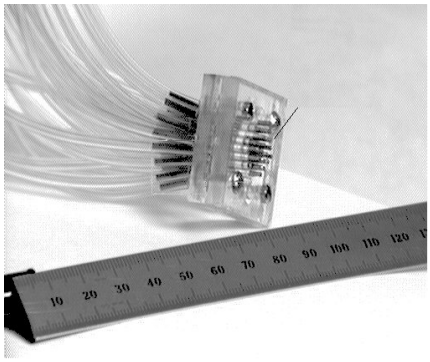


Figure 1.26 – Actionneurs tactiles pneumatiques developpés par Moy à Berkeley [45]

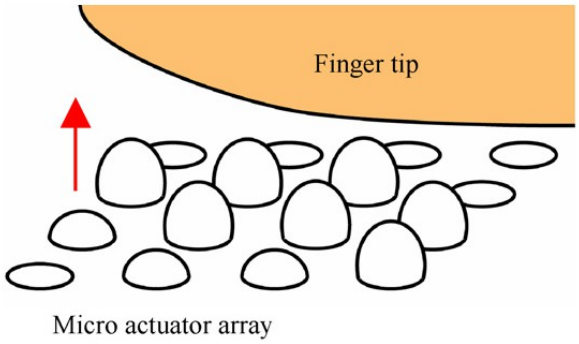


Figure 1.27 – Amplification hydraulique d'un dispositif d'actionneurs tactiles piézoélectriques (Ninomiya [48])

d. Les polymères thermoactifs

Ces polymères ont la propriété de se déformer en fonction de la température. Un dispositif d'affichage tactile a été développé par Paschew et Richter, tirant profit des "Smart Hydrogels" : il

est composé de 60x72 plots de polymères thermoactifs, pouvant afficher une forme en relief. Son élaboration fait appel aux techniques de microfabrication, rendant possible ce très grand nombre de micro-actionneurs, avec une densité de 297 tacteurs par cm^2. Le taux de rafraîchissement de cet afficheur est cependant très limité, puisqu'il faut 400 ms pour produire une image tactile [50].

1.3.4 Récapitulatif des dispositifs tactiles

Une comparaison des principaux dispositifs de stimulation tactile basés sur le déplacement ou la vibration de réseaux de picots a été réalisée. Les paramètres reflétant le plus l'efficacité de ces dispositifs sont indiquées dans le Tableau 1.1 : résolution, nombre d'éléments actifs, pression d'actionnement, plage de fréquence et course des picots. L'encombrement de ces dispositifs est aussi précisé.

Tableau 1.1 – Caractéristiques des principaux dispositifs d'affichage tactile

Type	Références	Éléments	Résolution	Fréquence	Pression	Course des picots	Actionnement	Encombrement
Formes	Moy [45]	5x5	5 mm	5 Hz	-	500 µm	Pneumatique	Moyen
	Kontarinis [38]	6x4	-	10 Hz	-	2.6 mm	SMA	Moyen
	Velazquez [39]	8x8	2.6 mm	1.5 Hz	4.4 N/cm^2	700 µm	SMA	Volumineux
	Sarakoglou [51]	4x4	2 mm	15 Hz	75 N/cm^2	2.5 mm	Moteurs déportés	Compact
	Wagner [37]	6x6	2 mm	7.5 Hz (25 Hz)	250N/cm^2	2 mm	Servomoteurs	7.6x7.6x11.9cm^3
	Ottermo [36]	4x8	2.7 mm	0.7 Hz	6.9 N/cm^2	3 mm	Moteurs linéaires	27x20x18 mm^3
	Niu [41]	3x2	2.5 mm	Statique	20 N/cm^2	100 µm	Polymères électroactifs	Compact
	Taylor [43]	5x5	13 mm	Statique	$\approx$ 1 N/cm^2	-	Fluides électrorhéologiques	Moyen
	Paschew [50]	60x72	297 cm $^{-2}$	statique	-	500-900 µm	« Smart Hydrogels »	Compact
Textures	Kyung [52]	6x5	1.8 mm	DC-500 Hz	1.8 N/cm^2	700 µm max.	Piézoélectrique	40x23x20 mm^3
	Hayward (STReSS) [26]	6x10	1.5–1.8 mm	700 Hz	0.15–0.22 N (latéral)	-	Piézoélectrique	150 cm^3
	Hafez (VITAL) [34]	8x8	5 mm	800 Hz	52 mN/cm^2		Magnétostatique	Moyen
	Summers [15]	10x10	0.1 mm	20-400 Hz	-	50 µm 40 Hz	Piézoélectrique	Très volumineux
	Koo [42]	5x4	3 mm	150 Hz	144 mN/cm^2 (DC)	900 µm DC	Polymères électroactifs	Compact
	Ninomiya [48]	3x3	3 mm	200 Hz	-	200 à 450 µm	Piézo + Hydraulique	Faible

1.4 Objectifs et Cahier des Charges

1.4.1 Définition des besoins

Les dispositifs de stimulation tactile présentés dans ce document sont destinés à stimuler la pulpe des doigts. Leur fonction consistera à afficher des informations tactiles enrichissant la manipulation de produits électroniques, portatifs ou non. Parmi les applications possibles, on peut citer :

- les dispositifs d'aide aux malvoyants ;
- l'électronique grand public : souris, manettes de jeux, téléphones portables, baladeurs ;
- la réalité virtuelle : équipement de gants tactiles ;
- la manipulation 3D et la simulation médicale : stylets tactiles pouvant compléter le retour d'effort offert par les interfaces haptiques actuelles

Étant données les applications envisagées pour ces dispositifs tactiles, les contraintes dimensionnelles à respecter sont particulièrement importantes, afin de permettre leur intégration dans les systèmes précédemment listés. Le packaging des dispositifs d'affichage tactile ne doit pas être négligé ; des études [53] se sont focalisées à l'ergonomie des afficheurs tactiles, en étudiant diverses aides au positionnement du doigt sur leur surface active.

Ces dispositifs sont destinés à l'affichage de textures au sens large : ses caractéristiques doivent être compatibles avec la reproduction de textures de matériaux, comme avec l'affichage dynamique de messages ou icônes tactiles, à l'image du Braille. Contrairement à d'autres dispositifs présentés précédemment, les afficheurs présentés ne seront pas spécialement destinés à l'affichage de formes.

Les mécanorécepteurs les plus mis à contribution dans le ressenti des textures au niveau de la pulpe des doigts sont les disques de Merkel (liés aux fibres SA-I), ainsi que les corpuscules de Messner (fibres FA-I), et de Pacini (FA-II). La bande passante globale de ces réseaux de mécanorécepteurs débute à très basse fréquence (0.4 Hz) et atteint 1 kHz. Cependant, les corpuscules de Pacini, qui représentent le haut du spectre, ont un pic de sensibilité entre 200 et 300 Hz. Parmi ces mécanorécepteurs, les disques de Merkel sont ceux disposant de la meilleure résolution : 0.5 mm.

La résolution spatiale pour deux points de stimulation a aussi été déterminée par une étude [54]. Deux stimuli distincts étaient appliqués en deux points de l'index des participants, séparés d'une distance donnée. La distance minimale autorisant la discrimination entre ces deux points

(*two point discrimination*) est ainsi mesurée en fonction de la fréquence et de la largeur des impulsions. La largeur des impulsions pouvait soit être fixée à 700 µs, soit imposée par un rapport cyclique de 50%. L'étude n'a pas montré de variations significatives pour ces deux types de signaux : les participants avaient la même capacité de discrimination quelle que soit la largeur des impulsions. Les capacités de discrimination des stimuli sont d'autant meilleures que la période de répétition des stimuli est élevée. Ainsi, la fréquence de répétition de 40 Hz permet la discrimination entre deux points séparés de 2 mm, alors qu'une fréquence de répétition de 250 Hz ne permet leur discrimination que pour une distance supérieure à 4 mm. La résolution du dispositif d'affichage tactile présenté dans ce document a donc été fixée à 2 mm. Cela résulte d'un compromis entre les résolutions mesurées dans les cas d'un stimuli isolé ou de deux stimuli simultanés. Le pas du réseau de micro-actionneurs tactiles constituant l'afficheur tactile est ainsi fixé à 2 mm. Un second afficheur, disposant cette fois d'un pas de répétition de 1.25 mm, pourra aussi être développé par la suite.

Les spécifications des dispositifs tactiles existants diffèrent selon leur application. On peut distinguer les afficheurs de formes et les afficheurs de textures. L'affichage de formes nécessite un réseau de pins disposant d'un large déplacement vertical, afin de reproduire des objets en relief par exemple. L'indentation de ces pins doit pouvoir résister à l'appui du doigt de l'utilisateur. La fréquence de rafraîchissement a une importance mineure pour l'affichage de formes. Au contraire, les dispositifs destinés à l'affichage de textures nécessitent des taux de rafraîchissement plus élevés, et des amplitudes d'actionnement réduites.

La présence de capteurs de pression est souhaitable afin de permettre une rétro-action dépendant des gestes de l'utilisateur. Ces capteurs auraient diverses applications :

- Réduire la consommation du dispositif en n'alimentant les micro-actionneurs que lorsque le doigt de l'utilisateur est posé sur l'interface tactile ;
- Adapter l'amplitude d'actionnement en fonction de la pression exercée sur les micro-actionneurs par le doigt ;
- Utiliser l'interface tactile à la manière d'un bouton ou joystick à retour tactile ;
- Permettre une interaction entre les gestes de l'utilisateur et l'afficheur de textures.

Le dispositif de stimulation tactile présenté devra aussi résister à l'environnement d'utilisation, notamment aux manipulations de l'utilisateur. Dans des conditions normales d'utilisation, le dispositif sera exposé à l'humidité et à la poussière. La résistance du dispositif à ces deux sources de pollution conditionnent sa fiabilité et sa durabilité. Le dispositif devra aussi résister

aux gestes de l'utilisateur ne rentrant pas dans le cadre d'un usage normal, comme une pression ou un frottement excessifs exercés à sa surface.

1.4.2 Spécifications admises dans la Littérature

Des seuils de perception ont été mis en évidence concernant la sensibilité des mécanorécepteurs. De nombreux tests sensoriels ont été présentés dans la Littérature, mais leurs résultats dépendent fortement des conditions dans lesquelles ils ont été réalisés. Ces tests s'appuient le plus souvent sur l'indentation ou la vibration d'une sonde. Les publications sur le sujet n'utilisent pas le même équipement : la géométrie de la sonde ainsi que la raideur du dispositif d'indentation ne sont pas identiques. Oey et Mellert [55] utilisent des sondes de 6 et 8 mm de diamètre pour déterminer la sensibilité de la pulpe des doigts et de la paume des mains. Il est ainsi difficile de généraliser ces résultats, ou de les transposer à un autre type d'actionneur. À l'image des autres sens tels que l'ouïe et la vue, l'efficacité d'un dispositif de stimulation tactile peut aussi très largement différer de ce que ses caractéristiques laissent supposer. Les travaux de Biggs et Srinivasan sont cependant exploitables pour la conception de micro-actionneurs tactiles [56]. Ils comparent les sensibilités tangentielle et normale de la peau avec une sonde de 1 mm de diamètre. Cette sonde étant similaire à la surface mobile de micro-actionneurs conçus pour être mis en réseaux avec un pas de 2 mm, leurs observations peuvent être prises en compte pour la conception du dispositif tactile présenté par la suite. Les auteurs concluent que lorsque les micro-actionneurs sont limités par la force générée, l'actionnement normal doit être privilégié pour la peau glabre. Au contraire, quand les techniques d'actionnement sont limitées au niveau de leur amplitude, l'actionnement tangentiel est préférable à l'actionnement normal.

Il est toutefois possible de se référer aux dispositifs existants et aux critères établis par les psychologues du toucher. Les réseaux d'actionneurs tactiles présents dans la littérature ont des résolutions variées. L'un des dispositifs les plus aboutis présente un réseau de 10x10 actionneurs avec un pas d'un millimètre. Cependant, ces caractéristiques ont été atteintes au prix d'un encombrement élevé et d'un grande complexité d'actionnement. La plupart des réseaux d'actionneurs disposent d'une résolution plus modeste, de 1 à 5 millimètres. La résolution de la peau du doigt atteint quant à elle 0.5 mm avec les disques de Merkel, mais pour certains types de sensations seulement : détection d'arrêtes par exemple.

Contrairement aux dispositifs d'affichage de formes, l'amplitude de déplacement des micro-

actionneurs n'est pas le critère principal : les forces générées sont le principal critère de performance. Les seuils de pression admis dans la Littérature varient entre 60 et 200 mN/cm^2. Le seuil de force exercée par un micro-actionneur pris isolément découle du seuil de pression et de la surface du micro-actionneur. Pour un réseau de micro-actionneurs disposant d'un pas de 2 mm, cela correspond à une force de 2.4 mN. Il faut cependant tenir compte de la géométrie des micro-actionneurs et des signaux de commande pour juger de l'efficacité d'une interface de stimulation tactile.

1.4.3 Cahier des Charges de fonctionnement

Les contraintes de fonctionnement définies précédemment peuvent être représentées sous la forme d'un schéma distinguant les fonctions principales que le dispositif tactile doit remplir, des fonctions complémentaires devant être remplies pour assurer son bon fonctionnement. Les fonctions principales que le dispositif tactile doit assurer sont :

- **FP1 :** Transmettre des vibrations à la surface de la peau de l'utilisateur sous la forme de stimuli d'une intensité suffisante et sur une plage de fréquences compatible avec le ressenti de textures.
- **FP2 :** Mesurer la pression exercée par le doigt de l'utilisateur, afin de permettre une boucle de rétro-action.

Le dispositif tactile doit aussi remplir d'autres fonctions en complément des précédentes :

- **FC1 :** S'intégrer aisément dans des boîtiers ou packagings permettant son utilisation dans un cadre applicatif donné.
- **FC2 :** Être commandable par une électronique de commande permettant de faire varier les paramètres de fonctionnement des micro-actionneurs.
- **FC3 :** Être alimenté en énergie électrique de la manière la plus simple et économique possible.
- **FC4 :** Résister à l'environnement d'utilisation et à la pression exercée par le doigt de l'utilisateur.
- **FC5 :** Déclencher une sensation d'ordre tactile répétable et aisément discernable par l'utilisateur.
- **FC6 :** S'organiser en réseau.

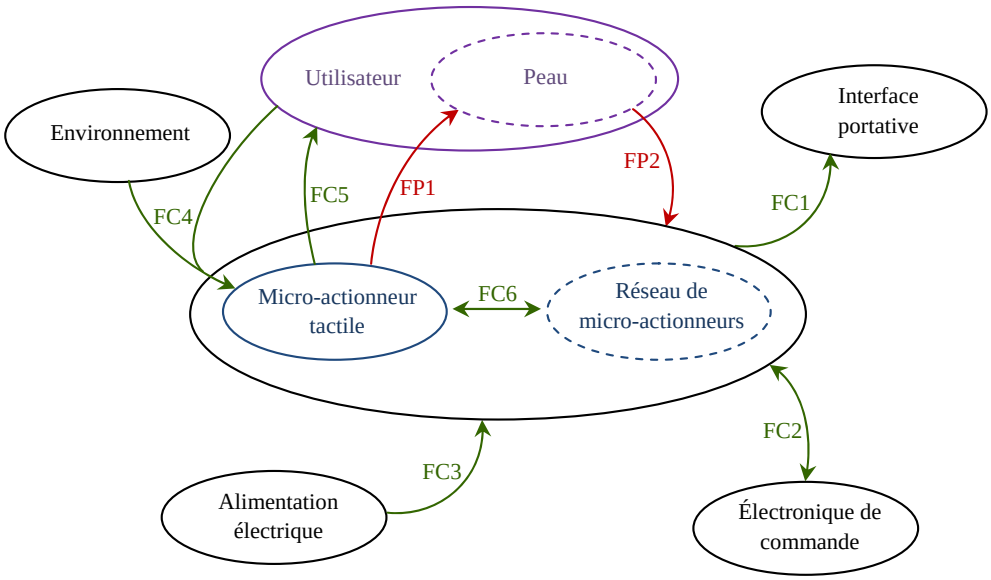


Figure 1.28 – Définition des fonctions du réseau de micro-actionneurs tactiles

Le schéma-bloc présenté Figure 1.28 met ainsi en relation le dispositif tactile et son environnement. Les fonctions principales et les fonctions contraintes ont ensuite été quantifiées afin de répondre aux objectifs des dispositifs de stimulation tactile à réaliser. Le Tableau 1.2 récapitule les critères fixés pour chacune des fonctions de ce dernier.

Le Cahier des Charges a défini le dispositif d'affichage présenté comme un réseau de 4x4 micro-actionneurs disposés suivant un pas de 2 mm. La surface totale d'affichage est proche de la surface de la pulpe des doigts. La résolution choisie permet de stimuler la majorité des mécanorécepteurs avec suffisamment de finesse. Cette taille de micro-actionneurs est compétitive avec la majorité des afficheurs tactiles présentés dans la Littérature. La fréquence maximale d'actionnement a été fixée à 350 Hz, permettant de stimuler tous les mécanorécepteurs sur leur plage de sensibilité. Seuls les corpuscules de Pacini ont une plage de sensibilité au-delà de 350 Hz, mais leur plage de sensibilité maximale est entre 200 et 300 Hz.

L'État de l'Art des stimulateurs tactiles a permis de déterminer un seuil de pression devant être fourni par les réseaux de micro-actionneurs dont la conception, la réalisation et la caractérisation seront présentées dans ce mémoire. Cette valeur seuil a été fixée à 60 mN/cm^2 par Hale [21], qui propose ainsi un dimensionnement des afficheurs tactiles ; cependant, certains dispositifs restent efficaces malgré des pressions d'actionnement plus faibles [34]. Dans la travail présenté, ce seuil de 60 mN/cm^2 a été conservé ; cela correspond à une force de 2.4 mN par micro-actionneur, compte-tenu de leur taille.

Tableau 1.2 – Estimation des fonctionnalités à remplir

Fonction	Caractéristiques	Estimation
FP1	Taille d'un micro-actionneur (diamètre)	2 mm
	Force minimale	2.4 mN
	Bande fréquentielle	DC-350 Hz
FP2	Nombre de capteurs de force	1 à 4
	Plage de mesure	100-5000 mN
FC1	Épaisseur	3 mm
	Taille du support des actionneurs	12x12 mm^2
FC2	Nombre de voies	16
	Efficacité de l'alimentation	> 70 %
	Bande fréquentielle	Quelques kHz
	Encombrement	10x10x5 cm^3
FC3	Consommation électrique maximale par actionneur	400 mW
FC4	Types de pollution	Humidité / Poussière
	Contraintes mécaniques	Pression / Frottement
FC5	Niveaux de stimulation discernables par l'utilisateur	≥ 4
FC6	Nombre de micro-actionneurs en réseau	16

Le packaging du réseau de micro-actionneurs tactiles devra répondre à des critères de compacité afin de permettre son intégration dans divers systèmes, dépendant de l'application envisagée. Pour un réseau de 4x4 actionneurs avec un pas de 2 mm, la taille du packaging ne devra pas excéder 12 mm. L'épaisseur de l'afficheur tactile devra se limiter à quelques millimètres. La fonction complémentaire FC5 exige que le dispositif déclenche une sensation d'ordre tactile chez l'utilisateur. Pour quantifier cette sensation tactile, il est possible de définir la plage dynamique de l'actionneur, comme étant la plage d'intensité de sensation tactile que le dispositif est capable d'afficher. Il est intéressant de parler en termes de niveaux discernables par les utilisateurs. Cette dynamique a ainsi été fixée à 4 niveaux d'intensité de sensation tactile. Au-delà de l'intensité des sensations tactiles affichées, il faut tenir compte des différentes formes d'ondes et du contenu fréquentiel des signaux de stimulation. Le dispositif de commande devra ainsi être capable de générer tout type de signal d'actionnement : signaux sinusoïdaux, rectangulaires, bursts, sweeps, etc.

1.5 Conclusion

Ce premier chapitre a permis d'introduire la thématique de la stimulation tactile, présentant de nombreuses opportunités dans des domaines aussi variés que les applications militaires, le matériel chirurgical ou les produits électroniques grand public. À travers l'exposition des mécanismes du toucher et des études menées par les psychologues spécialistes du domaine, cette introduction a mis en lumière les principales contraintes devant être prises en compte lors de la conception de stimulateurs tactiles : contraintes souvent quantifiables, mais pour lesquelles subsistent encore quelques zones d'ombre. Les avancées dans la compréhension du toucher vont hélàs souvent de pair avec les moyens techniques en permettant l'étude.

Un État de l'Art a ensuite été proposé afin de couvrir les grandes catégories de stimulateurs tactiles, qu'ils soient plus ou moins intégrés ou finalisés. La classification proposée oppose les afficheurs de formes, générant de grandes forces et déplacements, mais souvent cantonnés à des fréquences de rafraîchissement particulièrement basses, aux afficheurs de textures. Ces derniers reposent majoritairement sur la stimulation vibrotactile, et profitent de bandes fréquentielles plus larges. Leurs déplacements sont cependant très limités. Les techniques d'actionnement sont particulièrement variées, et dénotent encore une fois la pluridisciplinarité inhérente à ce domaine d'étude.

Face à ce constat, le cahier des charges proposé vise à la conception d'un réseau de micro-actionneurs fonctionnant sous la forme de transducteurs ayant la capacité de stimuler les principaux réseaux de mécanorécepteurs impliqués dans le ressenti des textures, et éventuellement de légers reliefs, comme ceux rencontrés dans l'écriture Braille. Cela implique des contraintes en termes de fréquences d'actionnement, de résolution, de forces et de déplacements générés. Les principaux paramètres entrant en jeu ont ainsi été dégagés et quantifiés. Ils serviront de base à la conception et à la réalisation des micro-actionneurs tactiles, abordées dans les chapitres suivants.

2. Conception et dimensionnement de micro-actionneurs tactiles hybrides

2.1 Généralités

Ce chapitre présente la conception de micro-actionneurs tactiles basés à la fois sur les techniques de microfabrication et sur les procédés de fabrication conventionnels. De telles structures ont précédemment été développées à l'IEMN / LEMAC, pour des applications de contrôle d'écoulements aérauliques [57, 58].

Ce choix d'une structure hybride pour les applications tactiles découle d'une analyse des solutions de conception pour la réalisation des éléments de taction d'une part (parties mobiles en contact avec la peau), et du système d'actionnement d'autre part. Les procédés technologiques adaptés seront alors mis en œuvre pour permettre la réalisation de ces structures. Le dimensionnement de ces structures et leur modélisation permettra enfin d'évaluer les performances théoriques des micro-actionneurs décrits dans ce chapitre.

2.2 Détermination des solutions de conception

2.2.1 Choix de l'élément de taction

Les zones de taction des dispositifs de stimulation tactile existants se présentent sous diverses formes, et leur configuration est souvent liée aux méthodes d'actionnement mises en jeu : ces zones peuvent être soit uniformes (plateaux par exemple) ou hétérogènes (réseaux de tacteurs). Parmi les dispositifs appartenant à la première catégorie, certains se composent d'un plateau rigide mis en vibration, alors que pour d'autres, le rendu tactile est généré par le déplacement d'un plateau relativement à un réseau d'actionneurs. Cette dernière configuration a été adoptée pour des stimulateurs à actionnement électrostatique (Fig. 2.1), où la plaque sur laquelle se place le doigt était laissée mobile [32]. Un autre dispositif à plateau mobile a exploité l'actionnement à ondes de surface[31]. Les stimulateurs tactiles basés sur des plateaux mis en vibration ont habituellement un fonctionnement basique, à l'image des écrans tactiles à actionnement piézoélectrique que l'on retrouve dans des produits grand public tels que les téléphones portables. Cependant, certains afficheurs tactiles exploitent cette configuration de manière plus évoluée. C'est le cas des afficheurs de rugosité basés sur la génération d'un squeeze film entre le doigt de l'utilisateur et la zone d'affichage tactile (Fig. 2.2), développés par l'IRCICA [29].

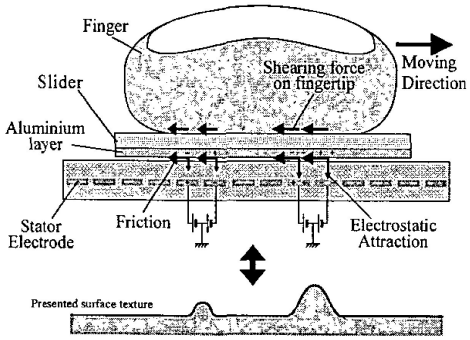


Figure 2.1 – Afficheur tactile à plateau mobile (Nagasawa [32])

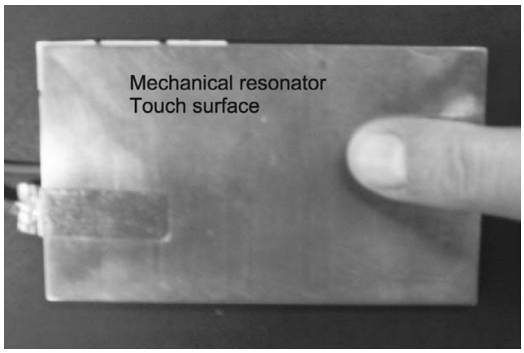


Figure 2.2 – Dispositif tactile destiné à l'affichage de la rugosité (Biet [29])

Les afficheurs tactiles précédents ont une caractéristique commune : l'uniformité du stimuli tactile appliqué sur la surface du doigt. Ils ne permettent ainsi pas d'offrir une grande richesse spatiale en termes de sensations ressenties. Seule une commande tenant compte de la position du doigt pour la génération des signaux d'actionnement permet d'offrir un rendu spatial à l'utilisateur.

La majorité des dispositifs d'affichage tactile destinés aux doigts ou à la paume des mains sont ainsi composés d'un réseau d'actionneurs, dits tacteurs, destinés à offrir un rendu tactile variable sur les différents points de contact entre le doigt et la zone d'affichage. Le pas de ces réseaux d'actionneurs est très variable, et résulte souvent d'une limitation technologique : du millimètre à quelques centimètres entre deux actionneurs voisins. Certains dispositifs arrivent à atteindre des pas de 500 µm, mais au prix d'une grande complexité d'assemblage et d'un encombrement les rendant impropres à un usage hors laboratoire [15, 16]. La majorité des dispositifs sont dotés d'une résolution d'affichage de l'ordre de quelques millimètres [16, 4, 36]. Il faut noter que toutes les applications tactiles ne nécessitent pas une précision d'affichage voisine du millimètre : seuls certains mécanorécepteurs sont concernés.

L'élément de taction présent sur chacun des actionneurs composant ces afficheurs peut se présenter sous des formes diverses. Ce peut être un picot rigide, comme sur le dispositif de Summers [16] (Fig. 2.3). Ces pins permettent de gagner en acuité tactile, mais peuvent aussi accroître l'aspect « discrétisé » de l'affichage tactile. Certains afficheurs tactiles ne disposent pas d'éléments de taction en relief, à l'image du dispositif développé par le CEA [4] (Fig. 2.4). Enfin, un matériau élastomérique jouant le rôle de filtre passe-bas spatial vient recouvrir la zone d'actionnement de certains afficheurs, par-dessus les picots des actionneurs [36, 37]. Cela permet d'éliminer les sensations parasites dues à une trop forte discrétisation des stimuli tactiles. L'usage d'un matériau dont l'impédance acoustique est proche de celle de la peau pourrait aussi permettre d'améliorer l'adaptation acoustique entre les actionneurs et la surface de la peau (Fig. 2.5).

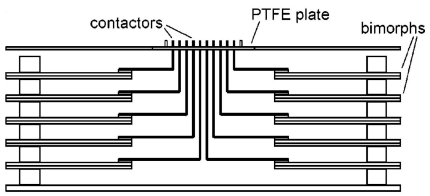


Figure 2.3 – Schéma d'un dispositif de stimulation doté de picots (Summers [16])

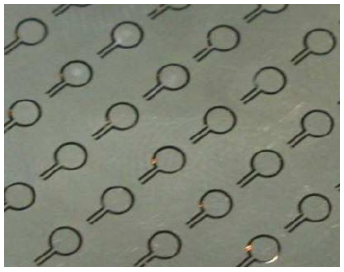


Figure 2.4 – Actionneurs non équipés de picots, constituant le Vitale (CEA [34])

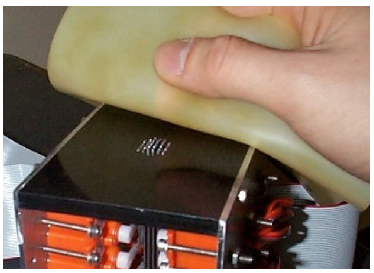


Figure 2.5 – Réseau de tacteurs recouvert d'un filtre pass-bas (Wagner [37]

Des choix ont été effectués en termes de résolution et de type de contact avec la peau. La résolution du dispositif a été fixée à 2 mm pour un réseau de 4x4 micro-actionneurs, avec la possibilité d'élaborer un dispositif atteignant 1.25 mm. La nature du contact entre le tacteur et la peau n'a pas été fixée au départ ; par défaut, ce contact s'effectuera via une surface uniforme – mais déformée par les actionneurs – sans ajout d'élément de taction. L'ajout de picots plus ou moins rigides sera aussi examiné, afin de déterminer la configuration la plus efficace en termes de sensations tactiles.

2.2.2 Les principes d'actionnement compatibles

Le cahier des charges établi dans le chapitre précédent a défini les besoins en termes d'actionnement. La plage de fréquences sur laquelle l'actionnement doit être possible est située entre 1 Hz, pour les mécanorécepteurs sensibles aux plus basses fréquences, et 350 Hz, pour les corpuscules de Pacini. Il est aussi intéressant de pouvoir exploiter des signaux dotés de rapports cycliques plus courts, ainsi que des formes de signaux variées, au moins pour les signaux de basse fréquence (jusqu'à 50 Hz). Le sytème d'actionnement doit donc aussi être capable d'atteindre 1 kHz voire plus. Les techniques d'actionnement basées sur des matériaux à mémoire de forme (SMA, shape memory alloys), les élastomères électroactifs sont ainsi très peu adaptés à ces plages de fréquences, tout comme de manière plus anecdotique, les fluides électro- ou magnétorhéologiques.
Les micro-actionneurs doivent être capables de déplacements de l'ordre de quelques dizaines de micromètres : la plage s'étendant de 20µm à 100µm semble convenir vis à vis des dispositifs existants. Les actionneurs électrostatiques nécessitant une grande proximité entre leurs électrodes, ceux-ci ne peuvent convenir à la génération de grands déplacements (Fig. 2.6, d'après Bell [59]). L'actionnement piézoélectrique permet quant à lui d'atteindre de grands déplacements, mais uniquement dans le cadre d'une structure de type *cantilever*. La mise en réseau de micro-actionneurs basés sur un tel actionnement nécessite la mise en place d'une structure multi-niveaux devenant particulièrement complexe lorsque la taille du réseau d'actionneurs augmente.

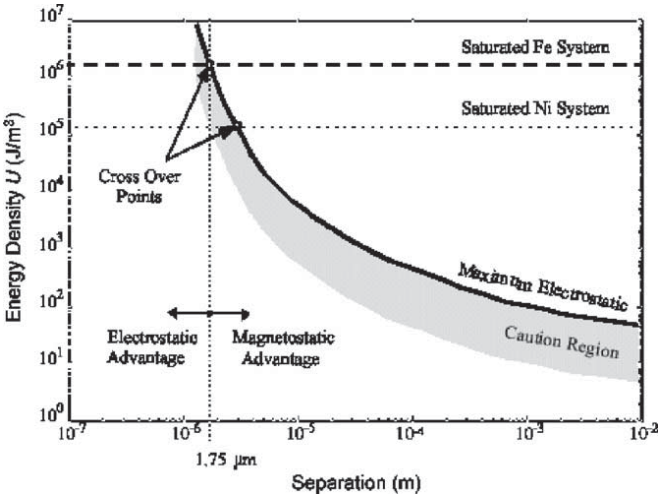


Figure 2.6 – Comparaison des actionnements magnétostatiques et électrostatiques en termes de densité d'énergie et de déplacements (Niarchos, [59])

La Figure 2.7 représente la caractéristique Déplacement / Fréquence pour les différents modes d'actionnement ; la zone orange correspond au besoin exprimé pour l'affichage tactile. Il apparaît que cette zone d'actionnement se situe à la limite des possibilités d'actionnement MEMS pour les déplacements. L'actionnement électromagnétique MEMS en est cependant assez proche.

Le mécanisme de stimulation tactile doit aussi atteindre un niveau de pression de 60 mN/cm^2. Cela signifie que pour un réseau de micro-actionneurs disposant d'une résolution de 2 mm, la force générée par chaque micro-actionneur doit atteindre 2.5 mN environ. D'après le cahier des charges, la plage dynamique des micro-actionneurs devait permettre l'utilisation de plusieurs paliers de sensations. La plage de forces a ainsi été étendue de 0.5 mN à 10 mN.

Sur la caractéristique Déplacement / Force (Fig. 2.8, Bell [60]), la zone correspondant à l'actionnement tactile se situe à l'interface entre l'actionnement électromagnétique MEMS et l'actionnement MEMS à base de matériaux à mémoire de forme (SMA). Ces derniers ne peuvent cependant pas couvrir l'intégralité de la plage de fréquences de l'actionnement tactile, et sont difficiles à mettre en œuvre étant données les températures atteintes par de tels dispositifs d'actionnement. Si les techniques d'actionnement basées sur l'expansion de matériaux à l'état solide (comme certains polymères électroactifs) semblent convenir en termes de forces et de déplacements d'après la Figure 2.8, leurs fréquences de fonctionnement sont trop limitées pour répondre au cahier des charges fixé au chapitre précédent.

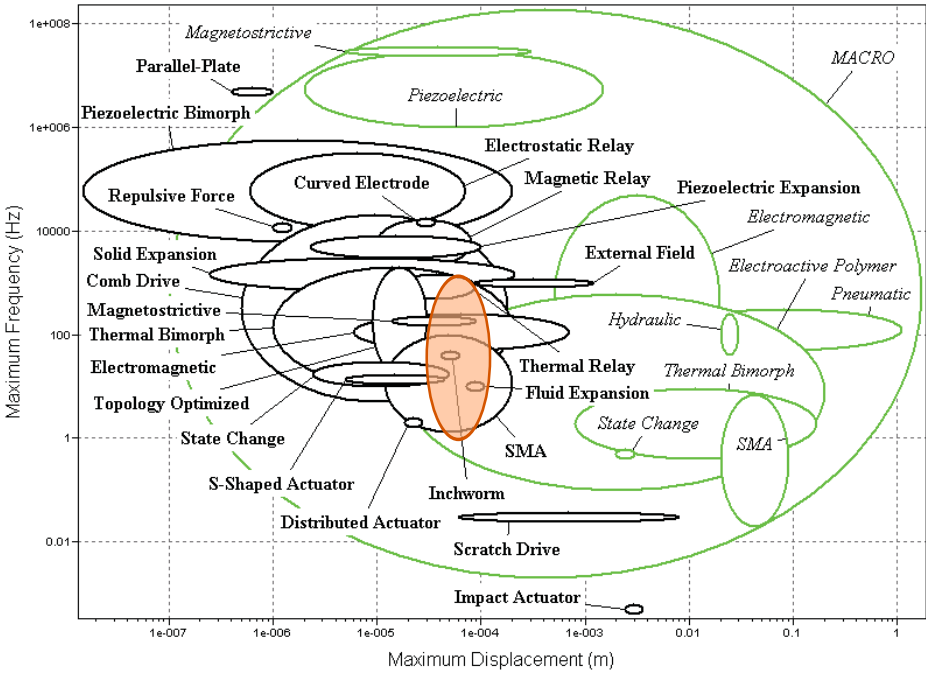


Figure 2.7 – Classification des types d'actionnement MEMS (en noir) et macroscopiques (en vert) suivant les critères de déplacements et de fréquences (Bell, [60]). La zone orange représente le besoin pour les afficheurs tactiles

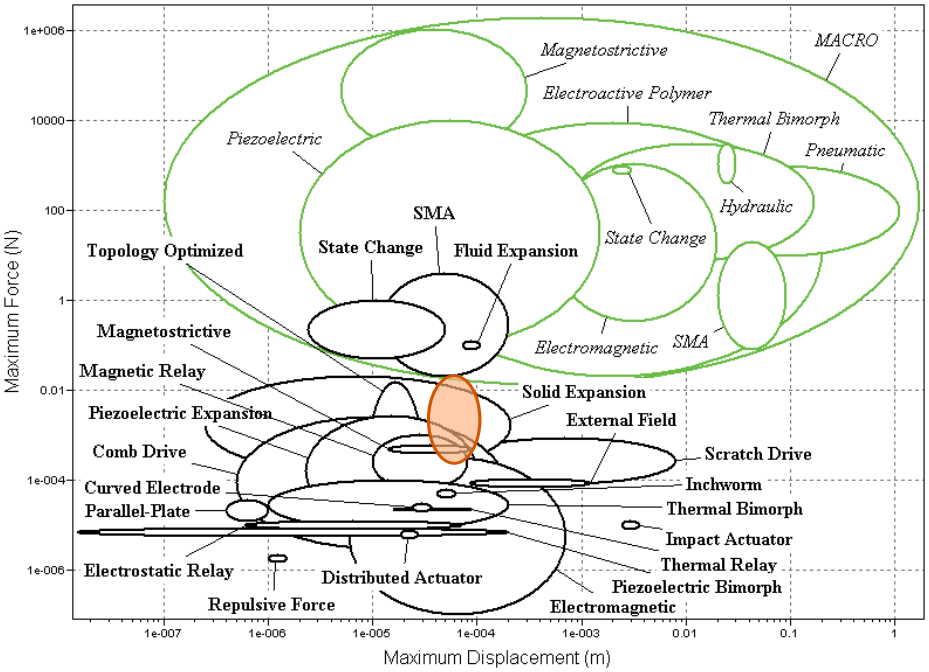


Figure 2.8 – Classification des types d'actionnement MEMS (en noir) et macroscopiques (en vert) suivant les critères de déplacements et de forces générés (Bell, [60]). La zone orange représente le besoin pour les afficheurs tactiles

Il résulte de cette analyse que l'actionnement conventionnel présente encore un intérêt pour les dispositifs tactiles. La suite de ce chapitre se focalisera donc sur l'élaboration de dispositifs privilégiant un actionnement conventionnel, de type magnétostatique. Cependant, la réalisation de micro-actionneurs équipés d'un dispositif d'actionnement MEMS à haut rapport d'aspect pourra ouvrir la voie à une nouvelle génération de micro-actionneurs, capables de générer les forces requises par le cahier des charges, tout en conservant les avantages liés à la microfabrication de leur système d'actionnement.

2.2.3 Les contraintes liées à la disposition en réseau des micro-actionneurs

La disposition en réseau des micro-actionneurs engendre des contraintes supplémentaires pour leur conception. Le pas du réseau limite la surface disponible pour chaque micro-actionneur, et cette répartition des actionneurs rend le dispositif plus fragile. Cette disposition en réseau peut aussi perturber le fonctionnement des micro-actionneurs. L'actionnement magnétostatique est basé sur l'interaction bobine – aimant. Le champ magnétique produit par la bobine d'un micro-actionneur ne peut être que difficilement confiné au niveau de cet actionneur. Ce champ magnétique peut donc agir sur l'aimant d'un actionneur voisin, et entraîner l'actionnement de celui-ci. Cet effet parasite doit être limité à un certain niveau de signal sur bruit, afin que le dispositif d'actionnement d'un tacteur se limite à celui-ci.

La partie mobile d'un micro-actionneur magnétostatique doit comporter l'un des éléments constituant le dispositif d'actionnement : soit la bobine, soit l'aimant. Dans le cas où les aimants sont mobiles, leur proximité peut engendrer des forces d'attraction ou de répulsion entre deux éléments mobiles voisins. Tous ces problèmes doivent être pris en compte dans la réalisation de réseaux de micro-actionneurs.

2.3 Choix technologiques

2.3.1 Les technologies de micro-fabrication

Les technologies de microfabrication rassemblent les techniques – majoritairement planaires – issues de la micro-électronique d'une part, et les techniques de micro-usinage d'autre part. Elles permettent de réaliser des structures 2D aux échelles millimétrique et microscopique, ces structures pouvant même tirer profit des techniques de nanoélectronique pour la réalisation de nanosystèmes. L'utilisation de techniques de microfabrication à haut rapport d'aspect permet aussi l'obtention de structures définies en trois dimensions. Les techniques de micro-fabrication consistent en des ajouts ou des retraits de matière effectués localement à partir d'un substrat plat. Deux approches sont alors possibles pour la réalisation de structures par micro-fabrication : l'approche *bottom-up* et l'approche *top-down*. La première consiste en l'arrangement de petits éléments afin d'obtenir des assemblages plus complexes. Elle privilégie ainsi les dépôts localisés de matériaux, dont l'assemblage final formera le microsystème. L'approche *top-down*, quant à elle, consiste à créer de petites structures à partir d'un ensemble plus grand. Celle-ci privilégie les retraits de matière, sous forme de gravures localisées pouvant être isotropes ou anisotropes.

Les microtechnologies nécessitent cependant des équipements perfectionnés et un environnement extrêmement contrôlé en termes de pollution atmosphérique, de pression et de température : la fabrication a lieu systématiquement en salle blanche, tandis les gaz et autres réactifs rentrant en jeu dans les process sont de très grande pureté. Les étapes de micro-fabrications sont souvent réalisées dans des enceintes permettant d'obtenir des conditions de pression et de température précises : gravures plasma et dépôts par évaporation et pulvérisation notamment. Ces techniques de microfabrication sont ainsi réservées à des applications non réalisables par les procédés de fabrication traditionnels : la réalisation de capteurs ou d'actionneurs incluant leur électronique de commande ou de traitement par exemple. Elles sont aussi particulièrement intéressantes pour la fabrication en série, car chaque substrat peut comporter un grand nombre d'exemplaires, bénéficiant des mêmes conditions de microfabrication, ce qui assure une meilleure homogénéité dans leur production. Certaines pièces de micromécanique, comme les engrenages de montres, exploitent ainsi les techniques de microfabrication.

Les techniques de microfabrication peuvent être classées dans trois grandes catégories :

- Les techniques de dépôt ou de croissance de matériaux : Elles regroupent notamment l'enduction à la tournette ou *spincoat*, les dépôts par évaporation ou pulvérisation catho-

dique, l'électrodéposition, ainsi que les techniques de dépôt chimique en phase vapeur : PECVD (*Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition*) ou LPCVD (*Low Pressure Chemical Vapor Deposition*).

- Les techniques de gravure et de micro-usinage, afin de retirer un matériau localement en accord avec les motifs à réaliser : gravures chimiques sèches ou humides, gravures physiques par plasma. Les conditions de gravure permettent d'obtenir des gravures isotropes comme anisotropes. Les gravures laser figurent aussi parmi les techniques de gravure mises à profit en micro-fabrication.
- Les techniques de lithographie, qui forment l'outil de base en microfabrication, en permettant de définir des motifs après l'enduction de résines à la tournette. Ces résines peuvent être photosensibles (cas de la photolithographie) ou électroniques (cas de la lithographie par faisceau d'électrons). La définition de motifs dans les couches de résines permettent ensuite l'application localisée des process définis précédemment.

Ces techniques sont majoritairement planaires : elles sont particulièrement adaptées aux structures 2D, correspondant aux applications pour lesquelles elles ont été développées initialement (fabrication de dispositifs électroniques). Les structures en trois dimensions, bien plus fréquentes dans le cadre de la fabrication de microsystèmes, nécessitent l'emploi de techniques spécifiques, à grand rapport d'aspect. Il est ainsi plus facile d'obtenir de grands rapports d'aspect sur de petites structures que sur des grandes. C'est pourquoi certaines techniques de fabrication traditionnelles sont aussi adaptées à ces échelles, comme le micro-moulage ou la gravure laser.

2.3.2 L'actionnement magnétique et ses atouts pour la miniaturisation

2.3.2.1 Du monde macroscopique au monde microscopique

L'actionnement électromagnétique est omniprésent au niveau macroscopique : de nombreux actionneurs exploitent le magnétisme et l'électromagnétisme à ces échelles [61]. L'intérêt pour ce type d'actionnement est *a priori* conservé à l'échelle microscopique, les lois régissant le magnétisme étant favorables à la miniaturisation. Les dispositifs actionnés magnétiquement resteraient donc compétitifs aux échelles des microsystèmes [62, 63, 59, 64]. Les systèmes magnétostatiques atteignent ainsi des densités d'énergie supérieures aux systèmes électrostatiques pour des déplacements de l'ordre de 2 µm, comme le montre la Figure 2.6 précédemment in-

troduite. L'actionnement électrostatique apparaît donc comme inadapté pour la réalisation de micro-actionneurs tactiles, étant donnés les déplacements nécessaires dans le cadre des applications tactiles.

2.3.2.2 Considérations d'échelles pour l'actionnement magnétostatique

Le système d'actionnement exploité dans ce chapitre est basé sur l'actionnement magnétostatique. Les micro-actionneurs présentés dans cette section doivent respecter le cahier des charges, qui impose une résolution spatiale – ou *pitch* – de 2 mm. Il est cependant intéressant de déterminer l'efficacité de cet actionnement pour un facteur d'échelle donné, en vue d'une éventuelle amélioration de la résolution du réseau de micro-actionneurs. On considère donc un aimant et une bobine alignés suivant leur axe, ainsi que le même dispositif d'actionnement réduit d'un facteur k. Afin de comparer l'efficacité relative des dispositifs précédents, il faut raisonner en termes de puissance consommée par unité de surface d'actionnement. La puissance P est donc donnée par $P = k^2 \cdot R \cdot I^2$, où R et I représentent respectivement la résistance de la bobine d'actionnement et le courant la traversant. La section de la bobine est réduite d'un facteur k^2, tandis que son rayon diminue d'un facteur k. La résistance R est ainsi proportionnelle à k.

À puissance constante, le courant parcourant les bobines évolue donc en $k^{-3/2}$. Le champ magnétique fourni par les bobines est quant à lui proportionnel à I et inversement proportionnel au rayon des spires ; le champ évolue donc en $k^{-1/2}$. La force d'actionnement de chaque actionneur est obtenue par l'intégration du gradient du champ magnétique sur le volume de l'aimant ; la force générée individuellement par chacun des actionneurs est donc proportionnelle à $k^{-5/2}$.

La grandeur physique reflétant le mieux l'efficacité du réseau de micro-actionneurs tactiles reste la pression exercée par ceux-ci. La pression générée par un micro-actionneur relativement à sa surface est ainsi proportionnelle à $1/\sqrt{k}$. Si l'on tend à augmenter les rapports d'aspect des structures, l'actionnement magnétostatique conserve un intérêt lors de la miniaturisation des dispositifs d'actionnement. L'augmentation du rapport d'aspect des bobines (hauteur / diamètre) constitue ainsi une piste intéressante pour le développement de micro-actionneurs magnétostatiques. Il serait théoriquement possible de conserver – voire améliorer – l'efficacité d'actionnement d'un micro-actionneur lors de sa réduction de taille.

2.3.2.3 Approches technologiques des microsystèmes magnétiques

Les technologies d'enregistrement magnétique pour le stockage d'informations ont permis le développement de techniques de dépôt de matériaux magnétiques, à base de Fe, Ni, Co et Pt. Le cuivre, quant à lui, est souvent utilisé pour ses excellentes qualités conductrices, notamment pour les têtes de lecture ou d'écriture magnétiques. L'électrodéposition du cuivre a notamment été développée par IBM : son procédé *Damascene* a notamment été exploité pour réaliser les interconnexions de leurs composants électroniques.
L'usage des matériaux précédents s'est ainsi considérablement développé en microélectronique et microfabrication, malgré la pollution engendrée par certains de ces métaux au sein des salles blanches. Le fer et le cuivre sont ainsi considérés comme des polluants.
Les circuits magnétiques existant à l'échelle macroscopique sont difficiles à miniaturiser (ces structures étant le plus souvent tridimensionnelles), et comportent un enchevêtrement de structures conductrices (spires) et magnétiques (matériaux ferromagnétiques par exemple). Cependant, il est possible de simplifier ces structures ou de développer des procédés originaux permettant la réalisation de ces structures.
L'usage de procédés de microfabrication permettant la réalisation de structures à haut rapport d'aspect, tels que l'électrodéposition ou la réalisation de moules de résine définis sur plusieurs niveaux, tend à lever les contraintes inhérentes à la réalisation de ces circuits magnétiques. Les structures à base de circuits cuivrés et de circuits ferromagnétiques en Permalloy [65] sont ainsi réalisables par ces procédés.

Si la qualité des matériaux électrodéposés est généralement en retrait vis à vis des matériaux massifs entrant dans la réalisation de dispositifs macroscopiques, la réalisation de circuits magnétiques aux échelles des microsystèmes n'en reste pas moins intéressante. Dans le cas de dispositifs de taille submillimétrique à millimétrique, il est alors possible de faire appel à des circuits fabriqués conventionnellement comme à des circuits basés sur les techniques de microfabrication. Si les premiers peuvent l'emporter du point de vue des performances, les derniers peuvent se démarquer par leur facilité d'intégration (notamment pour les réseaux d'actionneurs) ; de plus, la production d'un grand nombre de composants identiques au cours d'un même *run* de microfabrication se révèle intéressante économiquement.
La réalisation de circuits magnétiques microfabriqués connaît ainsi une seule véritable limite : les

matériaux aimantés, tels que le FePt, sont difficiles à réaliser au-delà de quelques micromètres, voire dizaines de micromètres d'épaisseur sans recourir à des techniques de dépôt spécifiques. Le report d'aimants massifs est souvent plébiscité lorsque l'épaisseur souhaitée est incompatible avec les possibilités de dépôt.
Ce mémoire proposant la conception et la réalisation de dispositifs dont la taille permet encore l'usage de méthodes de fabrication conventionnelle en complément des techniques de microfabrication, un concept hybride peut être initialement proposé. La validation de micro-actionneurs hybrides peut alors servir de base à l'élaboration de micro-actionneurs intégrés, faisant majoritairement appel aux techniques de microfabrication – à l'exception des matériaux aimantés, le report d'aimants étant encore la solution la plus viable. Des procédés de microfabrication offrant un rendement de l'ordre de 70% offriraient ainsi une bonne alternative aux méthodes de fabrication conventionnelles.

2.3.3 Conclusion sur les choix technologiques

Le cahier des charges défini pour le réseau de micro-actionneurs tactiles a été défini dans le chapitre 1. Les contraintes de réalisation de ces micro-actionneurs nécessitent de faire appel aux techniques de microfabrication : la structure des micro-actionneurs ainsi que les éléments mobiles destinés à la stimulation tactile seront réalisés à l'aide de procédés de lithographie, de gravure et de dépôt répondant aux exigences dimensionnelles et structurelles des micro-actionneurs tactiles. Le dispositif d'actionnement ne sera pas, quant à lui, élaboré à l'aide des techniques de microfabrication. Il sera fait appel à des aimants et à des bobines réalisées conventionnellement, puis intégrées au sein du microsystème. Cette approche hybride permettra le développement de réseaux de micro-actionneurs répondant au cahier des charges. Une étude portant sur la développement et la réalisation de bobines composées de spires électrodéposées à haut rapport d'aspect sera menée dans un second temps. Cela permettra de meilleures possibilités d'intégration, et réduira les phases d'assemblage conventionnel nécessaires aux micro-actionneurs hybrides.

2.4 Conception du réseau de micro-actionneurs hybrides

2.4.1 Présentation globale du réseau de micro-actionneurs

Le dispositif tactile se présente sous la forme d'une surface composée de micro-actionneurs basés sur la déflexion de membranes. La méthode d'actionnement est basée sur l'interaction bobine-aimant. Cet actionnement magnétostatique présente l'avantage de générer de grandes forces et déplacements. Le dispositif de retour tactile proposé dans ce chapitre appartient ainsi à la famille des microactionneurs MEMS actionnés magnétiquement, à l'image d'autres micro-actionneurs développés au sein de l'IEMN / LEMAC ou du G2ELab de Grenoble. Ces dispositifs font ainsi partie des MMMS (Micro-Magneto-Mechanical Systems), encore dénommés Mag-MEMS. Les micro-actionneurs magnétostatiques sont ainsi particulièrement adaptés aux champs d'application nécessitant de grands déplacements et la génération de forces ou de couples importants.

Parmi les micro-actionneurs actuellement développés par le LEMAC, on peut citer les micro-valves utilisées pour le contrôle actif d'écoulements aérauliques, avec des applications potentielles dans les secteurs aéronautiques et automobiles [57, 58, 66]. Les thèses de Leticia Gimeno-Monge [67] et de Romain Viard [68] se sont ainsi focalisées sur la réalisation de microvalves pour l'aéronautique.

Les forces et déplacements nécessaires pour le retour tactile ont limité les matériaux constituant les éléments mobiles des micro-actionneurs. Leur module de Young devait être suffisamment faible, et leurs propriétés élastiques devaient permettre des élongations importantes.

Les matériaux élastomériques ont été retenus pour la réalisation des parties mobiles constituant les actionneurs tactiles. Le polydiméthylsiloxane (PDMS) étant l'élastomère le plus répandu dans le domaine des microsystèmes, il a d'abord été utilisé sous sa forme commerciale Sylgard 184 de Dow Corning Corporation [69]. Il a l'avantage d'être compatible avec un grand nombre de techniques de microfabrication, dont le spin-coating (désignant l'induction à la tournette), ainsi que la gravure et traitements de surface plasma. Il est de plus biocompatible, et est de ce fait tout à fait adapté pour le contact cutané.

La résolution de l'affichage tactile a été fixée dans le cahier des charges à 2 mm. L'épaisseur des actionneurs a été limitée à 3 mm environ, afin de permettre l'intégration du réseau de micro-actionneurs dans des dispositifs portables. Cela a permis de définir l'encombrement de chaque micro-actionneur. Le pas entre les actionneurs a ainsi été fixé à 2 mm. Le réseau de 4x4

micro-actionneurs couvre une surface un peu inférieure à 1 cm^2, ce qui correspond à la surface moyenne de la pulpe d'un doigt.

2.4.2 Design des micro-actionneurs

Le nombre de micro-actionneurs constituant le dispositif peut facilement être augmenté sans modifier les techniques de micro-fabrication mises en œuvre dans la développement de ces prototypes. Chaque micro-actionneur est composé de deux parties, l'une étant fixe et l'autre mobile. La partie mobile est constituée d'une membrane de PDMS, avec en son centre un élément de silicium accueillant un micro-aimant. Une bobine d'actionnement, fixe, est disposée dans l'axe de la membrane et est destinée à générer un champ magnétique qui sera responsable de la force d'actionnement appliquée à la membrane. Les prototypes de micro-actionneurs présentés dans ce chapitre sont équipées de micro-bobines réalisées conventionnellement, et dont la fabrication sur-mesure a été confiée à une société spécialisée, Statice [70].
La Figure 2.9 représente schématiquement le réseau de 4x4 micro-actionneurs. La géométrie des membranes composant chacun d'entre eux est exposée dans la figure 2.10.

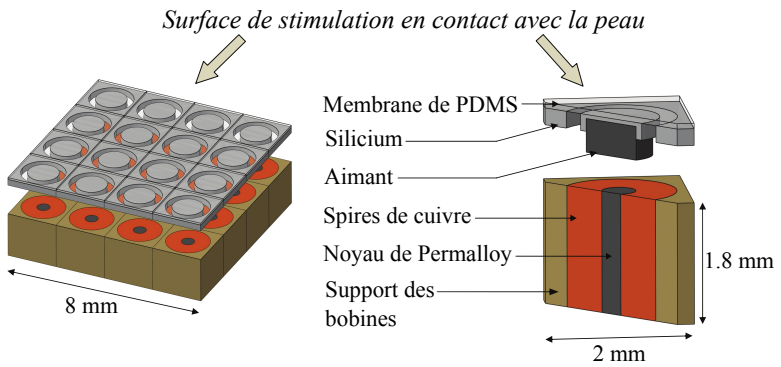


Figure 2.9 – Schéma global d'un micro-actionneur MEMS pour l'affichage tactile

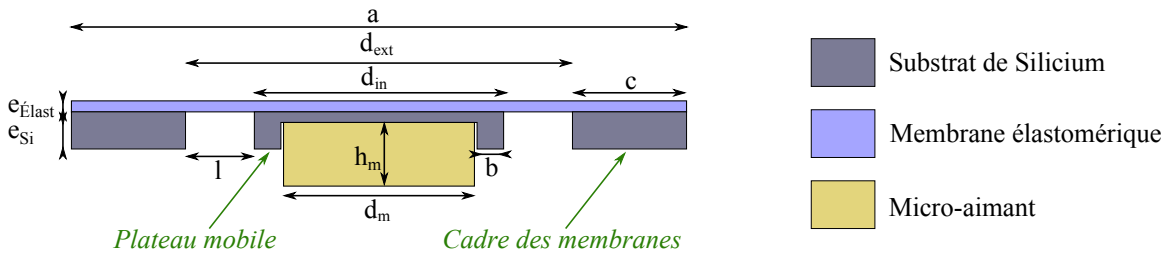


Figure 2.10 – Schéma d'une membrane d'actionneur

2.4.2.1 Structure rigide supportant les membranes

La géométrie des membranes a été déterminée selon plusieurs critères : solidité de la structure, flexibilité des membranes et montage du micro-aimant. Les substrats utilisés pour la réalisation de ces membranes sont des substrats de Silicium intrinsèque de 2" de diamètre, et d'orientation (100). Leur épaisseur standard est de $e_{Si} = 250$ µm. Cette épaisseur de substrat offre un bon compromis entre la robustesse des structures microfabriquées et le coût de leur micro-usinage. La forme des membranes a été choisie circulaire afin de ne pas introduire d'arêtes saillantes, pouvant endommager les membranes élastomériques, dans leur géométrie.
Le cadre supportant les membranes élastomériques présente 4x4 emplacements pour membranes élastomériques répartis en damier, et dont le pas est égal à $a = 2$ mm. Afin de garantir une solidité suffisante au cadre de silicium, le diamètre externe d_{ext} est pris égal à 1.7 mm ; cela assure une distance de 300 µm entre chaque ouverture du cadre supportant les membranes : $c = 150$ µm.

2.4.2.2 Dimensions du plateau mobile

Le plateau mobile a été dimensionné afin de garantir une largeur de membrane annulaire satisfaisante, tout en permettant l'encastrement d'aimants permanents en son centre. L'emplacement aménagé au centre du plateau facilite le positionnement de l'aimant. Cela permet d'autre part de rapprocher le centre de masse des membranes, et de diminuer ainsi leur torsion.

- Les aimants sélectionnés ont un diamètre d_m égal à 1 mm : c'est un diamètre standard pour les micro-aimants commerciaux. L'aménagement prévu pour l'aimant est de diamètre légèrement supérieur.
- Le diamètre du plateau a été fixé à 1.28 mm ; il correspond au diamètre interne d_{in} de la membrane annulaire. La largeur de la membrane élastomérique l est alors de 210 µm.
- L'épaisseur de la membrane élastomérique $e_{Élast}$, de l'ordre de quelques dizaines de micromètres pourra être modulée en fonction de ses paramètres de dépôt, afin d'obtenir des structures mobiles dont la raideur est compatible avec les contraintes de forces et déplacements figurant dans le Cahier des Charges.

2.4.2.3 Choix des aimants

Les membranes définies précédemment peuvent accueillir des aimants de 1 mm de diamètre. La hauteur des aimants reste à fixer, en tenant compte de diverses considérations :

- Les forces produites par l'interaction bobine - aimant sont liées au gradient du champ magnétique entre les deux pôles de l'aimant. Cela favorise les aimants épais ;
- Les aimants épais déportent le centre de masse de la membrane, augmentant leur torsion ;
- Les interactions entre aimants voisins sont d'autant plus importantes que ces aimants sont épais.

Sur la base de simulations par éléments finis, la hauteur des aimants à utiliser a été fixée à 500 µm. Ces aimants seront répartis sur le réseau de micro-actionneurs en tenant compte de leur polarité. Une disposition en quinconce (ou damier) permet ainsi d'équilibrer partiellement les forces d'interaction entre aimants.

Deux catégories d'aimants ont été retenues pour cette application : les aimants Néodyme-Fer-Bore (NdFeB) et les aimants Samarium-Cobalt. Ce sont les deux types d'aimants ayant le plus fort champ rémanent, généralement supérieure à 1 Tesla. Les aimants de type Samarium-Cobalt présentent l'avantage d'avoir une température de Curie plus élevée que les NdFeB [71]. Leur température maximale d'utilisation atteint classiquement 250 à 300°C, contre 80 à 120°C pour les NdFeB. Des aimants en Samarium-Cobalt Sm_5Co_{17} ont finalement été utilisés pour la réalisation des micro-actionneurs définitifs.

Le Tableau 2.1 reprend les principaux paramètres géométriques définis précédemment.

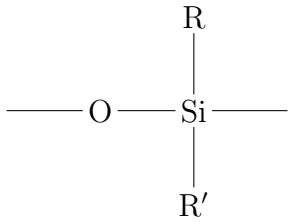
Tableau 2.1 – Paramètres géométriques majeurs des membranes élastomériques sur substrat de silicium

Paramètre	**Description**	**Valeur**
a	Résolution des actionneurs (pitch)	2 mm
d_{in}	Diamètre interne de l'anneau élastomérique	1.28 mm
d_{ext}	Diamètre externe de l'anneau élastomérique	1.7 mm
l	Largeur de l'anneau élastomérique	210 µm
c	Cadre de silicium	2 x 150 µm
e_{Si}	Épaisseur du substrat de silicium	275 µm
$e_{Élast}$	Épaisseur de la membrane élastomérique	20-200 µm
d_m	Diamètre de l'aimant	1mm
h_m	Hauteur de l'aimant	500 µm

2.4.3 Caractérisation des matériaux élastomériques

2.4.3.1 Caractéristiques générales des élastomères

Les silicones, ou poly-siloxanes, forment la branche la plus importante des composés organo-siliciques. Ces polymères sont caractérisés par la présence, outre les liaisons silicium – carbone, de liaisons silicium – oxygène. Ces dernières liaisons sont à l'origine de la structure moléculaire de ces polymères : les motifs unitaires, ou monomères, portent le nom de siloxane et ont pour formule générique :



Où R et R′ représentent des chaînes carbonées, méthyl par exemple.

Le Polydiméthylsiloxane (PDMS) est un élastomère siliconé compatible avec les techniques de microfabrication, et largement utilisé dans les microsystèmes électro-mécaniques pour ses propriétés, telles que son module de Young et sa déformabilité élevée ($E \approx 2$ MPa, élongations d'environ 200%) [72]. Sa résistance chimique est élevée : il résiste à la majorité des solvants, acides et bases. Son hydrophobicité naturelle, due à sa faible énergie de surface, peut être altérée par des traitements plasma et ultraviolet afin de moduler ses propriétés en fonction des besoins et applications.

Les structures en PDMS font très majoritairement appel à la même référence commerciale : la formulation *Sylgard 184* de Dow Corning Corporation. Ce matériau élastomérique est adapté à nombre d'applications mettant en jeu sa déformabilité. Cependant, certains dispositifs, soumis à des conditions de fonctionnement plus rudes, doivent faire preuve de meilleures performances mécaniques. D'après son datasheet, l'élongation à la rupture du Sylgard 184 est limitée à 140%, tandis que sa résistance au déchirement atteint seulement 2.6 kN/m.

Des élastomères siliconés, dont la composition est très proche de celle du PDMS, sont ainsi disponibles commercialement, sous d'autres références, et se présentent comme une alternative au Sylgard 184. Les plus résistants mécaniquement sont initialement destinés aux applications de moulage. La référence *Silastic S* a été finalement sélectionnée parmi la gamme de Dow Corning [73], car elle présente les meilleures propriétés mécaniques (résistance à la traction et au déchirement, dureté, élongation à la rupture), en dépit d'une viscosité plus élevée que celle

du PDMS. Cet élastomère peut être vulcanisé soit à température ambiante, soit par le biais d'un recuit à température moyenne, tout comme le Sylgard 184.

2.4.3.2 Le PDMS et ses usages en micro-fabrication

Le PDMS est souvent mis en œuvre à l'aide de techniques de moulage. Ce procédé a l'avantage d'être très peu onéreux, et permet de définir un large panel de structures, particulièrement en Microfluidique : micro-canaux, mixeurs de liquides, laboratoires sur puce pour l'analyse de l'ADN, micro-piles à combustible.
Les traitements de surface pouvant être appliqués au PDMS permettent en outre d'altérer son hydrophobicité et son adhérence [93]. Efimenko a ainsi analysé l'effet du traitement UV/Ozone sur le PDMS [90], provoquant la conversion du PDMS en dioxyde de silicium à sa surface. l'effet des plasmas O_2 a pour sa part fait l'objet d'une étude menée par Hillborg [92].
La réalisation de motifs en PDMS a aussi mis en jeu d'autres techniques de microfabrication, comme les procédés de gravure plasma. De nombreuses publications ont étudié la gravure du PDMS par cette méthode [78, 79], qui est cependant plus coûteuse. Elle présente une faible vitesse de gravure, et les flancs de gravure ne peuvent pas être définis aussi librement que par les techniques de moulage.
Les propriétés du PDMS ont été largement étudiées dans la Littérature. Mata et al. a ainsi rapporté les principaux procédés de fabrication impliquant le PDMS, ses propriétés mécaniques ainsi que sa compatibilité avec les procédés biomédicaux tels que son utilisation en temps que milieu de culture [91]. Les proprités mécaniques du PDMS ont aussi été étudiées par Lötters et al. [72]. Le comportement non linéaire du PDMS, lié à l'organisation de ses chaînes polymériques, a ensuite été abordé par Huang [89]. En outre, Schneider et al/ [94] s'est concentré sur les propriétés optiques du PDMS (indice de réfraction, absorption lumineuse).
Le PDMS a ainsi souvent été mis en œuvre pour la réalisation de circuits électroniques ou microsystèmes sur substrat souple. Une étude portant sur la métallisation du PDMS par transfert de motifs a été menée par Lee et al. [74]. Des antennes RF ont ainsi été développées dans le LEMAC par Sami Hage-Ali [75], basées sur le transfert de métallisation et l'usage d'une couche sacrificielle en Molybdène. Des réseaux de micro-transducteurs ultrasoniques actionnés électrostatiquement ont aussi été élaborés par Zhuang et al. [76] sur membrane de PDMS.

2.4.3.3 Mise en œuvre du Silastic S

Cette partie va présenter les procédés technologiques majeurs pouvant être mis en œuvre avec l'élastomère Silastic S. Ce matériau est en effet compatible avec un grand nombre de techniques de microfabrication, incluant l'enduction à la tournette, les procédés de moulage, les gravures plasma et les métallisations, pour lesquelles les paramètres de process propres à ce matériau ont été déterminés.

a. Préparation du polymère

La référence Silastic S dispose d'une formulation proche de celle du Sylgard 184 : elle est aussi commercialisée sous la forme d'un kit de deux composants devant être mélangés avant utilisation, et composés d'une base (précurseur comprenant des pré-polymères) et d'un agent de durcissement, permettant la réticulation des pré-polymères. D'après les informations fournies par son fabricant, la base du Silastic S est majoritairement composée de diméthylsiloxane à terminaisons diméthyl-vinyle (40 à 60%), et de composés silicés triméthylés (30 à 60 %). La base contient aussi d'autres siloxanes en plus petite quantité (5-10%) et du zircon (1-5%) ; ce dernier se comporte comme un catalyseur de la réaction d'hydrosilation du polymère. Pour l'agent de durcissement, Dow Corning reporte la présence de diméthylsiloxane à terminaisons hydrogène (40-60%) ainsi que d'autres siloxanes cycliques et non cycliques, en plus faibles quantités.

Les recommandations du fabricant relatives au mélange base / durcisseur ont été suivies pour les deux références : la base et le durcisseur ont été dosés suivant le ratio 10:1, pour toutes les préparations. Dans les expériences à venir, les préparations de Sylgard 184 ont été utilisées sans aucune dilution. Les préparations de Silastic S, quant à elles, ont soit été utilisées directement, soit diluées à l'aide de cyclohexane, afin de diminuer leur viscosité.

Le Tableau 2.2 reprend les propriétés mécaniques données par Dow Corning pour ses références Sylgard 184 et Silastic S [69, 73]. Le viscosité du Silastic S est plus élevée que celle du PDMS (respectivement 12800 et 4000 mPa.s) : à épaisseur égale, l'enduction à la tournette du Silastic S doit être réalisée à une vitesse plus élevée. Cela explique la nécessité de diluer le Silastic S afin d'obtenir des couches élastomériques plus fines.

Le Silastic S supporte aussi de plus grandes déformations, son élongation à la rupture atteignant 900%, tandis que celle du Sylgard 184 est annoncée à 140%. Il est aussi plus résistant au déchirement. Cette dernière propriété est particulièrement importante dans le cadre de la

fabrication de fines membranes, car les éléments de Silicium définissant la structure des membranes présentent des bords tranchants. La résistance au déchirement du Silastic S est donc annoncée comme presque dix fois plus grande que celle du Sylgard 184. Enfin, la comparaison de la dureté de ces élastomères (exprimée en Shore A), qui peut être reliée à leur module de Young, est encore en faveur du Silastic S.

Dans la suite de ce rapport, le matériau élastique obtenu à partir du kit Sylgard 184 sera dénommé PDMS, tandis que l'élastomère produit à l'aide du kit Silastic S sera dénommé VPDMS.

Tableau 2.2 – Comparaison des propriétés mécaniques des références Sylgard 184 et Silastic S, fournies par Dow Corning

Élastomère étudié	**PDMS**	**VPDMS**
Référence Dow Corning	**Sylgard 184**	**Silastic S**
Viscosité à 23°C, après mélange [mPa.s]	4000	12800
Dureté élastomérique [Shore A]	50	26
Résistance à la traction [MPa]	7.1	6.9
Élongation à la rupture [%]	140	900
Résistance au déchirement [kN.m^{-1}]	2.6	24.5

Préparations sans dilution

La base et le durcisseur sont pesés suivant un ratio massif de 10:1, puis mélangés afin d'obtenir une bonne homogénéité de la préparation. Celle-ci a ensuite été mise sous vide moyen pendant 15 minutes, afin d'enlever les bulles d'air emprisonnées lors du mélange de la préparation. Les opérations de moulage ou spincoating ont été mises en œuvre 30 minutes après l'ajout du durcisseur : cela permet d'obtenir une viscosité identique lors de chaque préparation d'élastomère.

Préparations avec dilution

Différents taux de dilution ont été comparés dans l'étude du VPDMS présentée dans ce rapport, afin d'obtenir des films élastomériques moins épais. Il a été décidé de réaliser les dilutions plusieurs heures avant la mise en œuvre des préparations élastomériques, afin d'améliorer leur dilution. Ainsi, la base a d'abord été additionnée de solvant ; l'ajout du durcisseur, déclenchant alors l'hydrosilation du polymère, ne sera effectué que 6 heures plus tard. Le cyclohexane a été le solvant sélectionné pour ce procédé de dilution, car c'est à la fois un solvant puissant et relativement peu nocif. L'hexane n'a pas été choisi, car plus nocif que le cyclohexane. Il est aussi

plus volatil que ce dernier, ce qui aurait rendu le process de dilution plus difficile à contrôler. La viscosité des préparations diluées est suffisamment abaissée pour éviter l'apparition de bulles : aucun dégazage n'est requis. La mise en œuvre de ces préparations a ensuite lieu 30 minutes après l'ajout du durcisseur.

b. Mise en œuvre des élastomères

Enduction à la tournette

Le spincoating est un procédé de microfabrication très largement utilisé et permettant d'obtenir des films polymères, le plus souvent des résines photosensibles ou des résines électroniques. Les tests d'enduction à la tournette ont eu lieu sur des substrats en Silicium $< 100 >$ de 3" de diamètre. Quand cela est précisé, ceux-ci ont subi un dépôt de SiO_2 obtenu par PECVD (Plasma-Enhanced Chemical Vapor Deposition), afin d'améliorer l'adhérence des élastomères siliconés sur ces substrats.

Les préparations élastomériques réalisées précédemment ont été étalées sur les substrats de Silicium, afin de couvrir environ les deux tiers de leur surface. Le spincoat est alors réalisé en deux fois. La première étape de l'enduction permet d'étaler grossièrement la préparation élastomérique à la surface du substrat. La vitesse de rotation de 500 rpm est alors atteinte à l'issue d'une phase d'accélération de 2 secondes, et maintenue pendant 10 s. La seconde phase du spincoat est réalisée à diverses vitesses nominales, entre 1000 et 5000 rpm, dépendant de l'épaisseur attendue de la couche élastomérique. La phase d'accélération est alors de 2 secondes, et la vitesse nominale est alors maintenue pendant 30 s avant décélération. Les couches élastomériques subissent ensuite un recuit de 10 minutes sur une plaque chauffante régulée à 100°C.

Les mesures d'épaisseur des films élastomériques ont été réalisées en utilisant un caliper disposant d'une résolution de 1 µm, par comparaison de l'épaisseur des substrats avant et après spincoating. La Figure 2.11 montre l'évolution de l'épaisseur du film avec la vitesse de rotation de la tournette, pour les préparations non diluées du Silastic S. L'épaisseur des couches déposées varie de 207 µm (vitesse nominale : 1000 rpm) à 38 µm (épaisseur obtenue à 5000 rpm).

L'épaisseur e d'une résine par enduction à la tournette en fonction de la vitesse de rotation suit empiriquement la formule suivante, donnée par [77] :

$$e \approx k \cdot \omega^{\alpha} \tag{2.1}$$

Où k et α sont des constantes dépendant de la résine déposée, et ω désigne la vitesse angulaire du spincoating. Le coefficient α est voisin de -0.5 pour la majorité des résines.

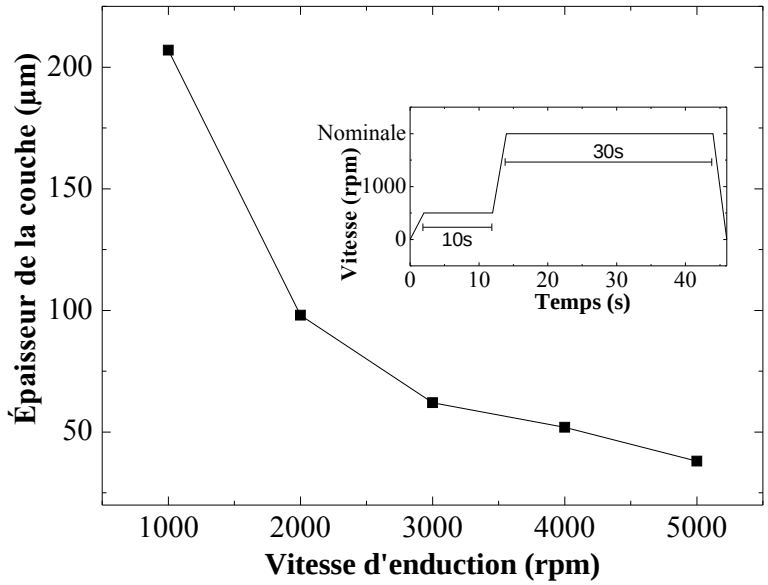


Figure 2.11 – Épaisseur du film d'élastomère en fonction de la vitesse angulaire lors de l'enduction à la tournette du VPDMS non dilué

Pour les formes non diluées du Silastic S, la corrélation entre le modèle précédent et les résultats expérimentaux mène à un coefficient α voisin de -1. Au contraire, pour les préparations diluées au cyclohexane, l'épaisseur du film élastomérique varie très peu avec la vitesse angulaire. L'usage d'une forme diluée de l'élastomère permettrait ainsi d'obtenir un meilleur contrôle de l'épaisseur des films élastomériques réalisés par spincoating. Les dilutions les plus importantes (teneur massique en solvant égale à 80%) ont permis d'obtenir des épaisseurs de films élastomériques de 2 µm environ.

Procédés de moulage

Des éprouvettes de traction ont été réalisées afin de caractériser et comparer les propriétés mécaniques des élastomères Sylgard 184 et Silastic S. Les dimensions de ces éprouvettes sont les suivantes : longueur de 10 cm, largeur de 1 cm et épaisseur de 2 mm. Elles ont été moulées dans des moules en aluminium enduits d'une fine couche de polytétrafluoroéthylène (PTFE, Téflon) garantissant les propriétés d'anti-adhésion des moules. La durée de recuit à 100°C des éprouvettes de test a été étendue à 20 minutes, du fait de leur épaisseur. Elles ont alors été démoulées en vue de leur caractérisation mécanique.

2.4.3.4 Caractérisation mécanique du PDMS et du VPDMS

Les éprouvettes de traction en PDMS et en VPDMS ont fait l'objet d'essais de traction à l'École Centrale de Lille. La figure 2.12 présente les courbes de rupture du PDMS et du VPDMS. L'élongation à la rupture du VPDMS atteint plus de 800%, alors que le PDMS est limité à moins de 200% d'élongation.

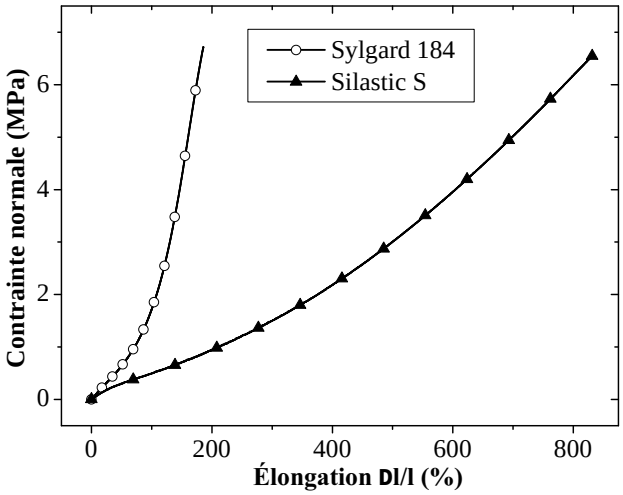


Figure 2.12 – Courbes de rupture du PDMS et du VPDMS

Des essais de traction cyclique ont aussi été réalisés, afin de mettre en évidence la viscosité des deux élastomères. Ces essais ont été réalisés en petites déformations, et les cycles de chargement ont été opérés à 50 mm/min et à 500 mm/min. Les Figures 2.13 et 2.14 représentent respectivement les courbes de traction cyclique du PDMS et du VPDMS. On note l'apparition d'un hysteresis pour les deux élastomères ; il est cependant peu marqué, signe d'une faible viscosité.

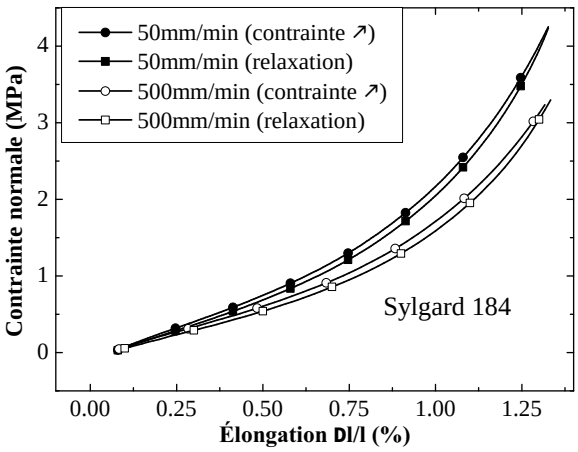


Figure 2.13 – Cycles de chargement du PDMS

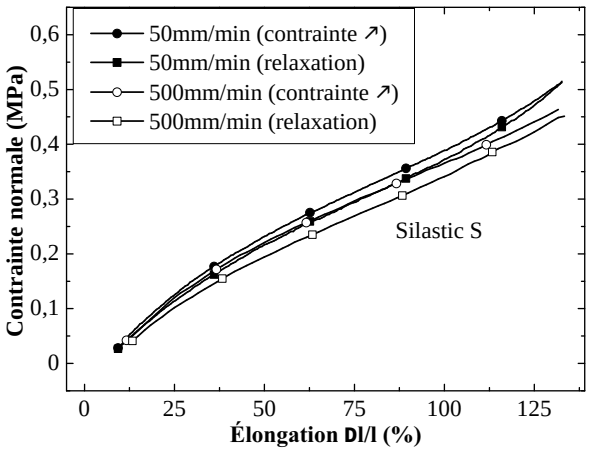


Figure 2.14 – Cycles de chargement du VPDMS

Ces mesures en petites déformations peuvent être corrélées avec la loi de déformation élastomérique, qui s'écrit sous la forme :

$$\sigma_n = \frac{E}{3} \cdot \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) \approx E \cdot \frac{\Delta l}{l} \tag{2.2}$$

Avec $\lambda = \frac{l+\Delta l}{l}$ et $\frac{\Delta l}{l}$. En très petites déformations, les déformations élastomériques vérifient ainsi la Loi de Hooke classique. Le module de Young E du PDMS a ainsi été mesuré à 2.1 MPa, et celui du VPDMS à 0.70 MPa. Le tableau 2.3 résume les propriétés mécaniques obtenues à l'issue des essais de traction du PDMS et du VPDMS.

Tableau 2.3 – Comparaison des propriétés mécaniques du PDMS et du VPDMS obtenues à partir des essais de traction

Élastomère étudié	**PDMS**	**VPDMS**
Référence Dow Corning	**Sylgard 184**	**Silastic S**
Module de Young E [MPa]	2.07	0.70
Élongation à la rupture [%]	185	830
Résistance à la traction [MPa]	6.7	6.5

2.4.3.5 Compatibilité du VPDMS avec les procédés de microfabrication

a. Adhérence sur Dioxyde de Silicium

La réalisation de structures mobiles tirant profit des propriétés mécaniques des élastomères, telles que des membranes, nécessite une bonne adhérence entre l'élastomère et le substrat. La réalisation de tels microsystèmes met ainsi en jeu des couches d'accroche. Le PDMS (référence Sylgard 184) a de piètres qualités d'adhérence sur les substrats de silicium. La couche d'accroche usuellement mise en œuvre est le dioxyde de silicium (SiO_2), qui peut être réalisé par dépôt en phase vapeur, par PECVD ou LPCVD (Low Pressure Chemical Vapor Deposition). L'efficacité de cette couche d'accroche est due aux liaisons chimiques se mettant en place entre le PDMS et le SiO_2. L'usage d'un promoteur d'adhérence peut encore améliorer l'adhérence entre ces deux matériaux [72]. Il a aussi été remarqué qu'un procédé de traitement par UV-Ozone, consistant à exposer la couche de SiO_2 à des radiations ultraviolet provoquant la formation d'une atmosphère d'ozone, améliore l'adhérence du PDMS sur le SiO_2. Ce traitement dure typiquement 10 minutes. Cependant, l'adhérence du PDMS peut être limitée lorsque la surface

de contact entre les deux matériaux est faible (quelques mm^2 par exemple). Des essais ont été menés avec le VPDMS afin de déterminer la qualité de son adhérence sur silicium et SiO_2. En l'absence de tout traitement, le VPDMS a une adhérence sur silicium légèrement supérieure à celle du PDMS, mais son adhérence sur SiO_2 avec traitement UV-Ozone est bien meilleure que le PDMS : il est impossible de décoller la couche élastomérique de son substrat. L'adhérence du VPDMS sur ces substrats a aussi été validée pour des surfaces de contact entre VPDMS et oxyde de l'ordre du mm^2 : des plots définis dans un substrat oxydé et traité résistent très fortement à l'arrachement. Le VPDMS surpasse le PDMS classique sur ce point.

b. Procédés de gravure plasma

De nombreuses études sur la gravure du PDMS ont été menées à ce jour. L'étude présentée dans cette section est basée sur les travaux de Garra et al. [78] et Bjørnsen et al. [79]. Les gravures sèches du PDMS basées sur la combinaison de CF_4 et de O_2 ont déjà été étudiées par le passé, mais les vitesses de gravure sont sensiblement plus élevées lors de l'utilisation de SF_6 et de O_2. Il a aussi été observé que la meilleure proportion entre ces gaz est obtenue avec 75% de SF_6 ou CF_4, et 25% de O_2. L'augmentation ou la diminution de dioxygène mène à la réduction des vitesses de gravure du PDMS. La gravure humide donne quant à elle des profils isotropes, alors que la gravure sèche permet d'obtenir des profils anisotropes, tels que des parois verticales.

Dans cette section, les effets de la gravure plasma sont étudiés sur le VPDMS obtenu à partir de la référence Silastic S. Les gravures sont réalisées à l'aide du bâti *OXFORD Plasmalab 80 plus*, par procédé DRIE (Dry Reactive Ion Etching). Des épaisseurs élastomériques de 50 µm d'épaisseur ont été déposés par spincoating sur des substrats de Silicium d'orientation <100>.

Les premiers motifs de gravure ont été réalisés à l'aide d'un masque constitué d'aluminium et de résine photosensible. Ce masque ne résistant pas aux procédés de gravure les plus longs, il a d'abord été décidé de faire usage d'un masque physique en nickel, dont l'épaisseur est de 60 µm. Ces masques permettent d'obtenir des motifs de l'ordre de 2 µm, suffisants pour la plupart des applications microtechnologiques mettant en jeu des élastomères siliconés tels que le PDMS. Une alternative à l'usage d'un masque physique de nickel a été testée par la suite : l'électrodéposition de NiFe en surface de l'élastomère. Pour ce dernier procédé, une couche de croissance de Cr/Au (10/100 nm) est d'abord pulvérisée sur le film élastomérique. L'électrodéposition du NiFe est ensuite réalisée dans un moule de résine. Enfin, une étape d'usinage ionique permet de graver la couche de croissance (Cr/Au). Le procédé d'électrodéposition du

NiFe sera détaillé dans le Chapitre 4.
La Figure 2.15 présente des lignes gravées à travers un masque en nickel, sur une faible profondeur. La Figure 2.16 montre les résultats de gravure du VPDMS lors de l'utilisation d'un masque en NiFe électrodéposé.

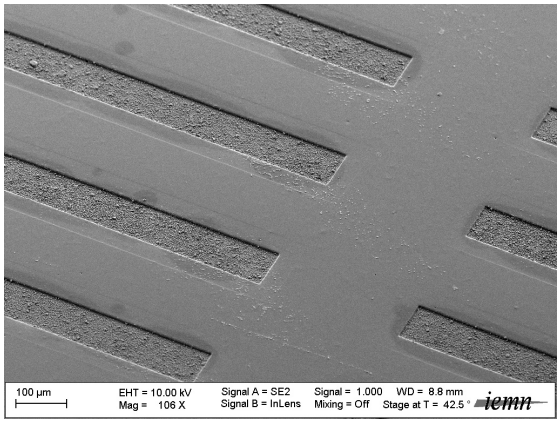


Figure 2.15 – Gravure du VPDMS par DRIE (masque physique en nickel)

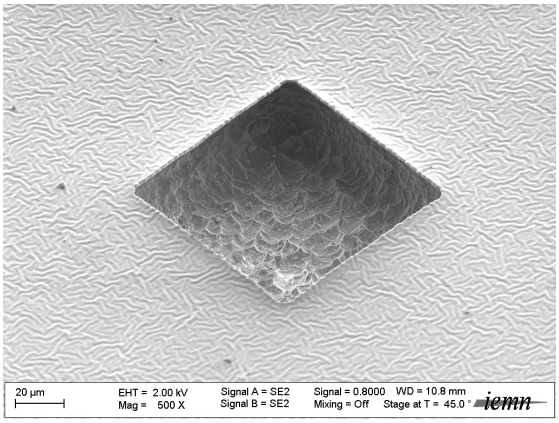


Figure 2.16 – Gravure du VPDMS par DRIE (masque de NiFe électrodéposé)

Effets de la pression sur les vitesses de gravure

Des procédés de gravure ont été définis pour une pression allant de 50 à 200 mT, la puissance du générateur étant fixée à 300 W pour les essais en question. Le débit gazeux total a été réglé à 60 sccm, avec une teneur de 75% en SF_6 et de 25% en O_2. La durée du process a été de 10 minutes pour chaque substrat. Finalement, la profondeur de la gravure a été mesurée à l'aide d'un profilomètre mécanique TENCOR Alpha Step 500.

La Figure 2.17 montre l'évolution de la vitesse de gravure en fonction de la pression pour les deux tailles de motifs. Une augmentation de la pression au-delà de 200 mT conduit à une réduction de la vitesse de gravure. La vitesse de gravure est quasi constante entre 75 et 125 mT ; la vitesse de gravure maximale est de 36 µm/h, et est atteinte à 100 mT. La vitesse de gravure a été sensiblement moins importante pour les plus petits motifs. Cependant, l'évolution de la vitesse de gravure reste similaire, celle-ci atteignant son maximum pour une pression de 100 mT.

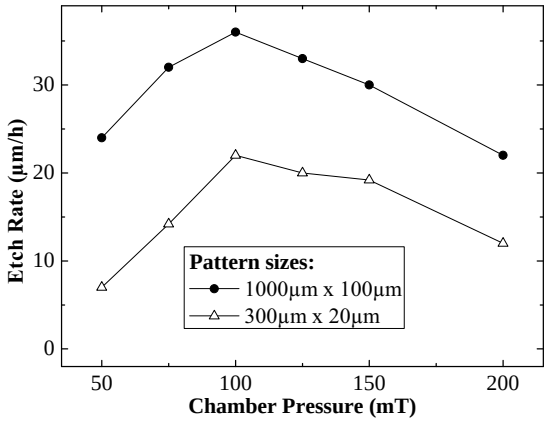


Figure 2.17 – Vitesse de gravure DRIE du VPDMS en fonction de la pression

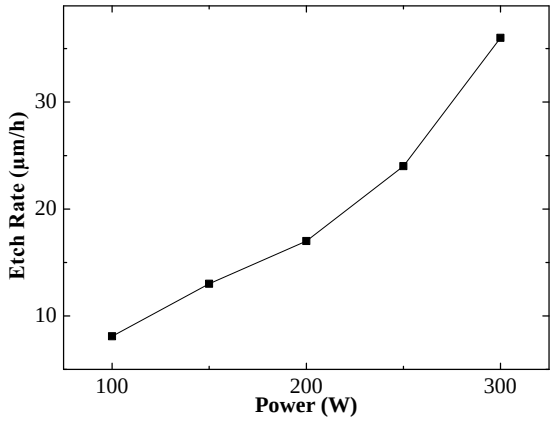


Figure 2.18 – Vitesse de gravure plasma du VPDMS en fonction de la puissance

Effets de la puissance sur les vitesses de gravure

L'effet de la puissance sur la vitesse de gravure a aussi été étudiée. Des tests de gravure ont été menés en faisant varier la puissance du générateur RF, en maintenant la pression à 100 mT. Ces tests ont montré que la vitesse de gravure est quasi proportionnelle à la puissance. La Figure 2.18 présente ainsi l'évolution des vitesses de gravure pour les motifs de 1 mm par 100 µm. Les vitesses de gravure atteignent 8 µm/h par tranche de 100 W.

2.4.4 Analyse des membranes annulaires

2.4.4.1 Modèle statique des membranes annulaires

La théorie des plaques minces élastiques [80] est la branche de la mécanique étudiant le comportement des membranes ou plaques minces en fonction de leurs formes, de leurs conditions aux limites et de leur chargement. Le modèle analytique des membranes annulaires est obtenu dans le cadre de ce formalisme, qui repose sur un certain nombre de conditions géométriques pour être appliqué. L'épaisseur des membranes doit ainsi être faible devant toutes les autres dimensions. Tout segment de la plaque orthogonal au plan moyen doit se déplacer selon un mouvement de corps solide (sans déformation, théorie naturelle de Reissner-Mindlin) et reste orthogonal au plan moyen de plaque déformée (hypothèse de Kirchoff-Love). La rigidité en flexion est donc définie par l'équation suivante :

$$D = \frac{E \cdot e^3}{12 \cdot (1 - \nu^2)} \tag{2.3}$$

E représentant le module de Young du matériau constituant la membrane, ν son coefficient de Poisson, et e l'épaisseur de la membrane. En désignant par $w(r,\theta)$ le déplacement vertical d'un point de la membrane, l'équation d'équilibre de la membrane soumise à une pression est donnée par :

$$D \cdot \nabla^4 w\left(r,\theta\right) = P\left(r,\theta\right) \tag{2.4}$$

L'expression de l'opérateur ∇^2 prenant en coordonnées cylindriques la forme suivante :

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \cdot \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} \tag{2.5}$$

Les moments fléchissant et de torsion s'exerçant sur un volume élémentaire autour d'un point de la membrane sont alors donnés par :

$$M_{r,r} = -D \cdot \left[\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \nu \cdot \left(\frac{1}{r} \cdot \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \cdot \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2}\right)\right] \tag{2.6}$$

$$M_{\theta,\theta} = -D \cdot \left[\nu \cdot \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \cdot \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2}\right] \tag{2.7}$$

$$M_{r,\theta} = (1-\nu) \cdot \frac{D}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial \theta}\left(\frac{\partial w}{\partial r} - \frac{w}{r}\right) \tag{2.8}$$

De même, les efforts tranchants sont donnés par les équations suivantes :

$$Q_r = -D \cdot \frac{\partial}{\partial r}\left(\nabla^2 w\right) \tag{2.9}$$

$$Q_\theta = -\frac{D}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial \theta}\left(\nabla^2 w\right) \tag{2.10}$$

Les résultantes verticales des efforts élastiques dans la membrane peuvent alors s'exprimer suivant les formules suivantes :

$$V_r = Q_r - \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial M_{r,\theta}}{\partial \theta} \tag{2.11}$$

$$V_\theta = Q_\theta - \frac{\partial M_{r,\theta}}{\partial r} \tag{2.12}$$

La solution générale de l'équation 2.4 se présente sous la forme d'une superposition de deux solutions w_0 et w_1 :

$$w = w_0 + w_1 \tag{2.13}$$

La première, w_0, étant la solution particulière de l'équation 2.4 et la seconde, w_1, étant la solution de l'équation homogène suivante :

$$D \cdot \nabla^4 w_1 (r, \theta) = 0 \tag{2.14}$$

La solution de cette dernière équation peut être exprimée sous la forme de la série suivante :

$$w_1 = R_0 + \sum_{m=1} +\infty R_m \cdot cos(m \cdot \theta) + \sum_{n=1} +\infty R_n \text{ ı } \cdot cos(n \cdot \theta) \tag{2.15}$$

Où R_m et R_n ı ne dépendent que de r. Ces constantes prennent la forme :

$$\begin{cases} R_0 & = A_0 + B_0 \cdot r^2 + C_0 \cdot \ln(r) + D_0 \cdot r^2 \cdot \ln(r) \\ R_1 & = A_1 \cdot r + B_1 \cdot r^3 + C_1 \cdot r^{-1} + D_1 \cdot r \cdot \ln(r) \\ R_m & = A_m \cdot r + B_m \cdot r^{-m} + C_m \cdot r^{m+2} + D_m \cdot r^{-m+2} \text{ pour } m > 1 \end{cases} \tag{2.16}$$

La résolution du problème précédent peut être menée en considérant les différentes déformations subies de la membrane annulaire causée par les efforts extérieurs à laquelle elle est soumise :

- une force axiale appliquée sur l'îlot central ;
- un moment exercé sur ce même îlot.

L'équation 2.4 est linéaire ; la déformation résultant de ces deux actions peut être exprimée comme la somme des déformations individuelles engendrées par chacune des actions prises indépendamment.

a. Cas d'une force exercée sur l'îlot rigide

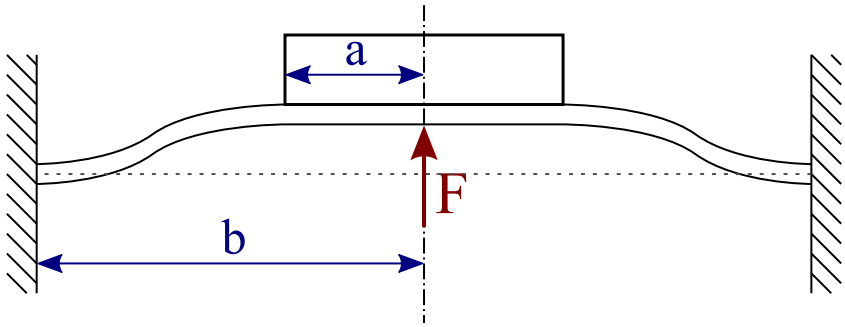


Figure 2.19 – Déformation d'une membrane annulaire soumise à une force exercée sur son ilôt rigide

L'équation décrivant l'équilibre d'une membrane soumise à une force exercée sur son îlot rigide (Fig. 2.19) est donnée par :

$$D \cdot \nabla^4 w\,(r,\theta) = P \text{ pour } a < r < b, \text{ avec pour conditions aux limites :} \tag{2.17}$$

$$\begin{cases} \left(\frac{\partial w}{\partial r}\right)_{r=a} = 0 & \text{et} \quad Q_r(a) = \frac{F}{2\cdot\pi\cdot a} \\ w(b) = 0 & \text{et} \quad \left(\frac{\partial w}{\partial r}\right)_{r=b} = 0 \end{cases} \tag{2.18}$$

Le problème étant axisymétrique, la solution est recherchée sous la forme $w = R_0$ (d'après l'Équation 2.16). Les constantes A_0, B_0, C_0 et D_0 doivent satisfaire les conditions aux limites données par l'Équation 2.18. La solution au problème est alors donnée par :

$$w = -\frac{F}{8\cdot\pi\cdot D}\cdot\left[\left(\frac{b^2-r^2}{2}\right) + r^2\cdot\left(\frac{\frac{b}{a}\cdot\ln\left(\frac{r}{b}\right) - \frac{a}{b}\cdot\ln\left(\frac{r}{a}\right)}{\frac{b}{a}-\frac{a}{b}}\right) + a\cdot b\cdot\left(\frac{\ln\left(\frac{b}{a}\right)\cdot\left(1+2\cdot\ln\left(\frac{r}{b}\right)\right)}{\frac{b}{a}-\frac{a}{b}}\right)\right] \tag{2.19}$$

b. Cas d'un moment s'exerçant sur l'îlot rigide

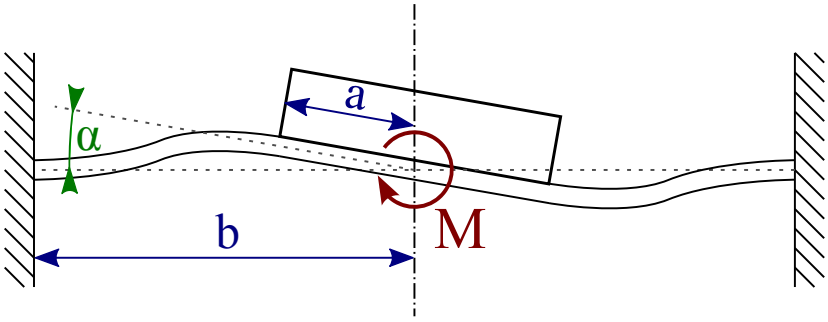


Figure 2.20 – Déformation d'une membrane annulaire soumise à un moment exercé sur son ilôt rigide

Lorsque la membrane subit un moment appliqué sur son îlot (Fig. 2.20), l'équation d'équilibre 2.4 devient :

$$D \cdot \nabla^4 w\,(r,\theta) = P \text{ pour } a < r < b, \text{ avec pour conditions aux limites :} \tag{2.20}$$

$$\begin{cases} w(a,\theta) = a \cdot cos(\theta) & \text{et} \quad \left(\frac{\partial w}{\partial r}\right)_{r=a} = cos(\theta) \\ w(b) = 0 & \text{et} \quad \left(\frac{\partial w}{\partial r}\right)_{r=b} = 0 \end{cases} \tag{2.21}$$

Le problème étant antisymétrique en θ, la solution est recherchée, d'après l'Équation 2.16, sous la forme $w = R_1 \cdot cos\,(\theta)$. Les constantes A_0, B_0, C_0 et D_0 doivent satisfaire les conditions aux limites données par l'Équation 2.18. La solution au problème devient alors :

$$w = \frac{\alpha \cdot cos\,(\theta)}{2 \cdot r} \cdot \left[\frac{2 \cdot r^2 \cdot (a^2+b^2) \cdot \ln\left(\frac{r}{b}\right) + (r^2+a^2) \cdot (b^2-r^2)}{(a^2+b^2) \cdot \ln\left(\frac{b}{a}\right) + a^2 - b^2} \right] \tag{2.22}$$

La relation entre l'angle de rotation et le moment exercé est obtenue en procédant à l'intégration de la réaction verticale sur le tour de l'îlot rigide :

$$M = \int_{-\pi}^{pi} a \cdot cos\,(\theta) \cdot V_r(a,\theta) \cdot a d\theta = 2 \cdot \pi \cdot \alpha \cdot D \cdot \frac{3 \cdot a^2 + b^2}{(a^2+b^2) \cdot \ln\left(\frac{b}{a}\right) + a^2 - b^2} \tag{2.23}$$

On obtient ainsi l'expression de l'angle de rotation α :

$$\alpha = \frac{M}{2 \cdot \pi \cdot D} \cdot \frac{(a^2+b^2) \cdot \ln\left(\frac{b}{a}\right) + a^2 - b^2}{3 \cdot a^2 + b^2} \tag{2.24}$$

c. Modèle élastique global

En nommant h le déplacement vertical de l'îlot et α son angle de rotation, le mouvement de la membrane peut être représenté comme une suite de 3 états élastiques. La membrane est d'abord déformée statiquement par l'attraction entre l'aimant et les éléments ferromagnétiques éventuellement présents dans le système d'actionnement magnétostatique. Ce déplacement statique est nommé h_0, et est équilibré par un ressort K_s. À partir de cette position d'équilibre, la membrane est alors soumise à l'effet conjoint de la force et du moment magnétiques $F(t)$ et $M(t)$ générés par le dispositif d'actionnement de la membrane. Les états couplés en résultant correspondent au déplacement vertical $\delta - \delta_0$ causé par le ressort K_f et à la rotation α de ressort K_m. Les relations 2.19 et 2.24 conduisent aux expressions suivantes pour K_s, K_f et K_m :

$$\begin{cases} K_s &= \frac{F_s}{\delta_0} = \frac{4 \cdot \pi \cdot E \cdot e^3 \cdot \left(b^2 - a^2\right)}{3 \cdot (1-\nu^2) \cdot \left(\left(b^2-a^2\right)^2 - 4 \cdot a^2 \cdot b^2 \cdot \ln^2\left(\frac{b}{a}\right)\right)} \\ K_f &= \frac{F}{h-h_0} = K_s \\ K_m &= \frac{M}{\alpha} = \frac{\pi \cdot E \cdot e^3 \cdot \left(3 \cdot a^2 + b^2\right)}{6 \cdot (1-\nu^2) \cdot \left(a^2 - b^2 + (a^2+b^2) \cdot \ln\left(\frac{b}{a}\right)\right)} \end{cases} \tag{2.25}$$

Ces ressorts équivalents peuvent être utilisés afin de déterminer la dynamique du résonateur à membrane annulaire.

2.4.4.2 Comportement dynamique des membranes annulaires

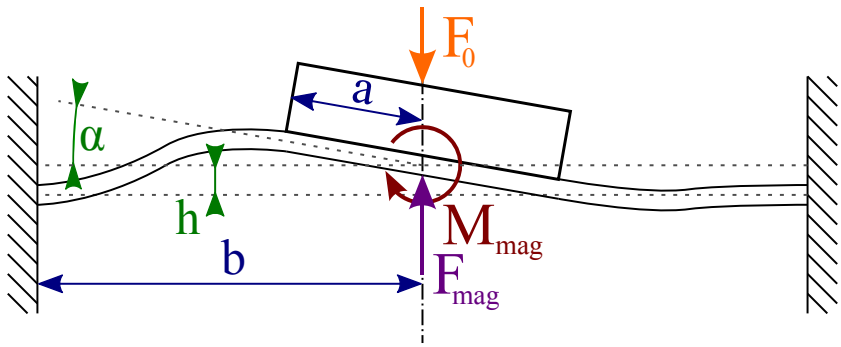


Figure 2.21 – Efforts exercées sur la membrane annulaire

Le comportement de la membrane soumise à une oscillation forcée peut être étudiée à partir de l'étude précédente. L'effort statique F_0 subi par la membrane, dû aux éléments ferromagnétiques présents dans le système d'actionnement, est supposé constant, entraînant un déplacement statique h_0. Il est de plus supposé que l'îlot central est légèrement incliné d'un

angle α_0, résultant des éventuelles interactions entre micro-actionneurs voisins (Fig. 2.21).

La masse de la membrane est négligée dans ce problème (seule la masse de l'îlot intervenant). La viscosité du matériau élastique est tout de même prise en compte ; ce phénomène atténue la vibration des membranes.

Le mouvement de l'îlot est alors limité à un déplacement vertical h et à une rotation dans le plan α. Les chocs ayant lieu entre les picots tactiles et la peau sont ignorés dans cette étude. L'îlot est mis en mouvement par une force magnétique verticale et par un moment magnétique parasite, conséquence de la présence de la verticalité imparfaite de l'îlot en statique (rotation $\alpha 0$). Soient m la masse de l'îlot central, et γ le coefficient représentant la dissipation due à la viscosité de la membrane. Il est alors possible d'écrire le principe fondamental de la dynamique sur l'îlot :

$$m \cdot \frac{\mathrm{d}^2 h}{\mathrm{d}t^2} = -K_f \cdot (h - h_0) - \gamma \cdot \frac{\mathrm{d}h}{\mathrm{d}t} + F(t) \tag{2.26}$$

Soit I le moment d'inertie de l'îlot, permettant d'appliquer le théorème du moment d'inertie :

$$I \cdot \frac{\mathrm{d}^2 \alpha}{\mathrm{d}t^2} = -K_m \cdot (\alpha - \alpha_0) - \gamma \text{ ı } \cdot \frac{\mathrm{d}h}{\mathrm{d}t} + F(t) \tag{2.27}$$

Les équations 2.26 et 2.27 décrivent complètement la dynamique de l'îlot, et sont couplées par le champ magnétique d'actionnement à l'origine de $F(t)$ et de $M(t)$.

a. Flexion de la membrane

La flexion verticale h est le mouvement privilégié pour les actionneurs membranaires : c'est elle qui va être responsable de la stimulation des mécanorécepteurs de la peau. Le mouvement de torsion angulaire α a aussi la capacité de stimuler la peau, mais est bien plus difficile à contrôler, étant donnnée la géométrie de la membrane. Il est donc considéré comme une perturbation parasite du fonctionnement du micro-actionneur. La résolution des équations précédentes peut être effectuée en posant :

$$\begin{cases} \omega_f & = & \sqrt{\frac{K_f}{m}} = \sqrt{\frac{4 \cdot \pi \cdot E \cdot e^3 \cdot (b^2 - a^2)}{3 \cdot m \cdot (1-\nu^2) \cdot \left((b^2-a^2)^2 - 4 \cdot a^2 \cdot b^2 \cdot \ln^2\left(\frac{b}{a}\right)\right)}} \\ \Phi(t) & = & \frac{F(t)}{m} \\ \overline{\gamma} & = & \frac{\gamma}{m} \\ H & = & h - h_0 \end{cases} \tag{2.28}$$

L'équation 2.26 peut alors être réduite sous la forme suivante :

$$\frac{\mathrm{d}^2 H}{\mathrm{d}t^2} + \overline{\gamma} \cdot \frac{\mathrm{d}H}{\mathrm{d}t} + \omega_f^2 \cdot H = \Phi\left(t\right) \tag{2.29}$$

En régime harmonique, la fonction de transfert du système s'écrit alors :

$$\underline{C}\left(\omega\right) = \frac{\underline{H}\left(\omega\right)}{\underline{\Phi}\left(\omega\right)} = \frac{1}{\left(\omega_f^2 - \omega^2\right) + j \cdot \overline{\gamma} \cdot \omega} \tag{2.30}$$

Cette fonction de transfert est un filtre passe-bas d'ordre 2, ω_f étant sa pulsation de résonance. La fréquence de résonance du système $f_{res} = 2 \cdot \pi \cdot \omega_f$ évolue en $h^{3/2}$, tandis que la raideur K_f varie proportionnellement à h^3. L'épaisseur h de la membrane élastomérique constitue donc un paramètre primordial pour le contrôle du comportement tant statique que dynamique des membranes étudiées.

b. Torsion parasite de la membrane

D'après l'équation 2.27, la pulsation de résonance ω_0 pour le mode de torsion de la membrane est donnée par la relation :

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{K_m}{I}} = \sqrt{\frac{\pi \cdot E \cdot e^3 \cdot \left(3 \cdot a^2 + b^2\right)}{6 \cdot I \cdot \left(1 - \nu^2\right) \cdot \left(a^2 + b^2\right) \cdot \ln\left(\frac{b}{a}\right) + a^2 - b^2}} \tag{2.31}$$

I étant le moment d'inertie de l'îlot central, il peut être déterminé à l'aide des dimensions des membranes conçues par microfabrication. En notant :

- e_{Si}, l'épaisseur du substrat ;
- e_{min}, l'épaisseur de Silicium au niveau de l'empreinte destinée à l'aimant ;
- $d_{in} = a$, le diamètre du plot de Silicium ;
- $e_{max} = e_{min} + e_{aimant}$ la hauteur totale du plot

On obtient :

$$\begin{aligned} I = \int_0^{e_{max}} \rho \cdot S\left(z\right) \cdot z^2 \cdot \mathrm{d}z = \frac{1}{3} \cdot \rho_{Si} \cdot \pi \cdot \left[\left(d_{in}^2 - d_{aimant}^2\right) \cdot e_{Si}^3 + d_{aimant}^2 \cdot e_{min}^3\right] \\ + \frac{1}{3} \cdot \rho_{aimant} \cdot \pi \cdot d_{aimant}^2 \cdot \left[e_{aimant}^3 + 3 \cdot e_{aimant}^2 \cdot e_{min} + 3 \cdot e_{aimant} \cdot e_{min}^2\right] \end{aligned} \tag{2.32}$$

Les dimensions réelles de l'îlot central permettent d'obtenir l'approximation suivante :

$$I = \frac{1}{3} \cdot \rho_{aimant} \cdot \pi \cdot d_{aimant}^2 \cdot \left[e_a^3 + 3 \cdot e_a^2 \cdot e_{min}\right] = \frac{m_{aimant}}{3} \cdot \left[e_{aimant}^2 + 3 \cdot e_{aimant} \cdot e_{min}\right] \quad (2.33)$$

Il est alors possible de déterminer si la bande passante du dispositif sera perturbée par l'apparition d'un mode de torsion. Le ratio $\chi_{t/f} = \omega_{torsion}/\omega_{flexion}$ permet de rendre compte du positionnement relatif des deux fréquences de résonance étudiées dans cette analyse du système.

$$\chi_{t/f} = \frac{\omega_{torsion}}{\omega_{flexion}} = \sqrt{\frac{3 \cdot (3 \cdot a^2 + b^2) \cdot \left[(b^2 - a^2)^2 - 4 \cdot a^2 \cdot b^2 \cdot \ln\left(\frac{b}{a}\right)^2\right]}{8 \cdot \left[e_{aimant}^2 + 3 \cdot e_{aimant} \cdot e_{min}\right] \cdot \left[b^2 - a^2\right] \cdot \left[a^2 - b^2 + (a^2 + b^2) \cdot \ln\left(\frac{b}{a}\right)\right]}} \quad (2.34)$$

Le paramètre précédent ne dépend ainsi pas de la raideur de la structure membranaire, mais uniquement des diamètres internes et externes de la membrane annulaire et de la répartition de la masse au centre de la bobine. En première approximation, lorsque l'on néglige le paramètre e_{min} (épaisseur du Silicium sous l'aimant), le ratio de torsion sur flexion $\chi_{t/f}$ est inversement proportionnel à la hauteur de l'aimant. il convient donc de limiter celle-ci afin de repousser la fréquence de torsion au-delà de la résonance en flexion.

2.4.4.3 Application à la réalisation de membranes élastomériques

L'analyse des membranes annulaires effectuée précédemment fournit les principaux paramètres permettant de décrire le comportement des micro-actionneurs. Leur raideur en flexion permettra de déterminer les déplacements engendrés par l'application d'une force magnétostatique donnée ; les fréquences de résonance en flexion et en torsion permettront de déterminer quelle sera la plage de fréquences sur laquelle les micro-actionneurs ne seront pas soumis à ces résonances.

La présence d'un mode de torsion n'est cependant pas gênante pour toutes les applications ; c'est le cas des transducteurs tactiles présentés dans ce mémoire. Cependant, l'usage d'aimants épais peut augmenter les interactions entre micro-actionneurs voisins.

Les membranes annulaires présentées dans cette section ont un diamètre interne a de 640 µm et un rayon externe b de 850 µm. L'épaisseur de Silicium présente sous l'aimant d'actionnement e_{min} est d'environ 75 µm. Il est possible de comparer le comportement des membranes annulaires en fonction de plusieurs paramètres :

- Le module de Young de l'élastomère : PDMS ou VPDMS n'ont pas le même module d'élasticité ;
- L'épaisseur de la membrane élastomérique ; elle est classiquement de l'ordre de quelques dizaines de micromètres, mais peut atteindre 200 µm ; deux épaisseurs peuvent être choisies pour cette étude : 50 et 100 µm.
- La hauteur de l'aimant central, qui peut être modulée par la superposition de plusieurs aimants de 1 mm de diamètre et 500 µm d'épaisseur : de 1 à 4 aimants seront utilisés.

Le Tableau 2.4 présente la raideur en flexion des membranes élastomériques correspondant aux variations des paramètres précédents. La raideur des membranes dépend très fortement de leur épaisseur : elle varie en e^3. Une force de 1 mN peut ainsi produire théoriquement une déflexion de 17 µm pour une membrane de VPDMS de 50 µm d'épaisseur, et de seulement 715 nm pour une membrane de PDMS de 100 µm d'épaisseur. Cependant, ces résultats s'appuient sur des valeurs du module d'élasticité obtenues par caractérisation mécanique d'éprouvettes de traction de grande épaisseur. Le comportement des élastomères en couches minces peut alors être différent.

Tableau 2.4 – Valeurs théoriques de la raideur en flexion de diverses membranes élastomériques

	Raideur en flexion K_f (µN/µm)	
Épaisseur	*Membranes PDMS*	*Membranes VPDMS*
50 µm	175	59
100 µm	1399	473

Le ratio de torsion sur flexion peut aussi être déterminé afin de connaître l'emplacement du mode de torsion par rapport au mode de flexion. Pour un microsystème fonctionnant dans sa bande passante, il faut faire en sorte que le mode de torsion n'apparaisse pas avant la fréquence de résonance, afin de maintenir une plus large bande passante. Pour un microsystème fonctionnant à la résonance, il faut éviter la superposition de ces deux modes de résonance. Même si rien n'indique que la torsion soit néfaste pour l'efficacité des transducteurs tactiles, elle sera tout de même évitée à l'issue de cette phase de conception.

Le Tableau 2.5 présente le ratio $\chi_{t/f}$ en fonction du nombre d'aimants. Pour un aimant, la fréquence de résonance en torsion est environ 40% supérieure à la fréquence en flexion (Fig. 2.22). Pour deux aimants ou plus, la torsion apparaît avant la flexion. Si un aimant plus épais doit être utilisé, ou si l'on veut diminuer cette torsion, il faut prévoir une double structure membranaire pour réduire les risques de torsion (Fig. 2.23).

Tableau 2.5 – Valeurs théoriques de la raideur en flexion de diverses membranes élastomériques

Nombre d'aimants	1	2	3	4
Ratio $\chi_{t/f}$	1.41	0.77	0.53	0.40

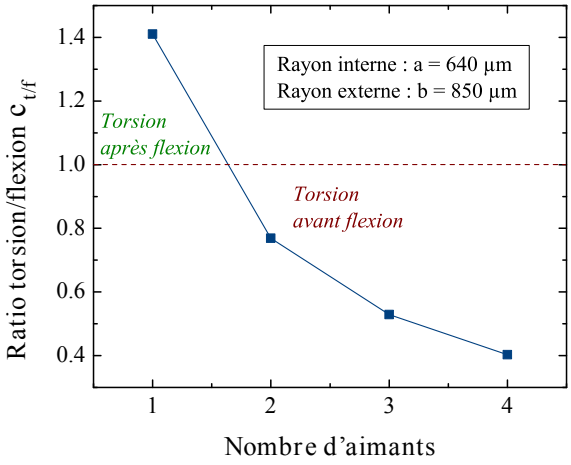


Figure 2.22 – Évolution du ratio torsion / flexion $\chi_{t/f}$ avec le nombre d'aimants

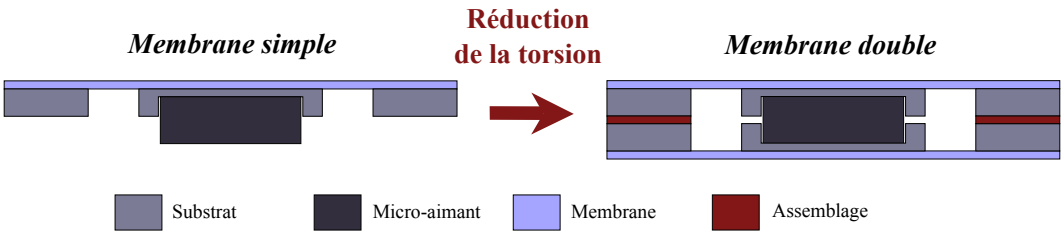


Figure 2.23 – Double structure membranaire

il est alors possible de déterminer les fréquences de résonance théoriques en flexion et en torsion des membranes élastomériques. Celles-ci dépendent alors du matériau élastomérique choisi, de l'épaisseur de la membrane, et du nombre d'aimants d'actionnement positionnés au centre des membranes.

Les Figures 2.24 et 2.25 présentent les fréquences des modes de flexion et de torsion des membranes PDMS et VPDMS en fonction du nombre d'aimants, pour des épaisseurs respectives de 50 et 100 µm. L'épaisseur des membranes élastomériques peut alors être choisie afin d'atteindre des déflexions de l'ordre de quelques micromètres par mN, tout en conservant des résonances de membranes au-delà de la bande passante fixée par le cahier des charges.
Un seul aimant d'actionnement doit être utilisé si l'on souhaite éviter que la torsion apparaisse avant la flexion. Les membranes de PDMS devraient avoir une épaisseur de 50 µm voire moins afin de limiter leur raideur. Le VPDMS étant plus souple, les deux épaisseurs de membranes pourraient convenir.

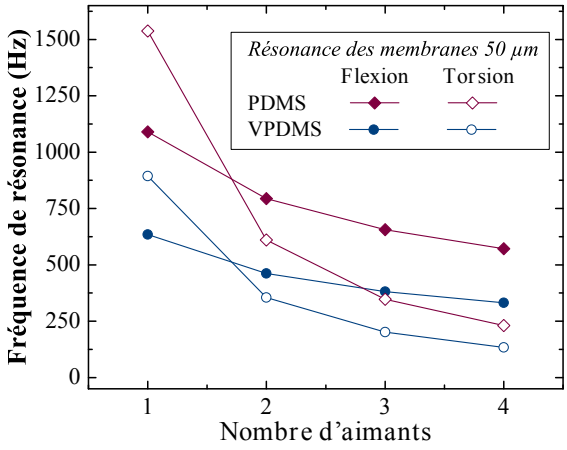


Figure 2.24 – Résonances en flexion et en torsion de membranes de 50 µm

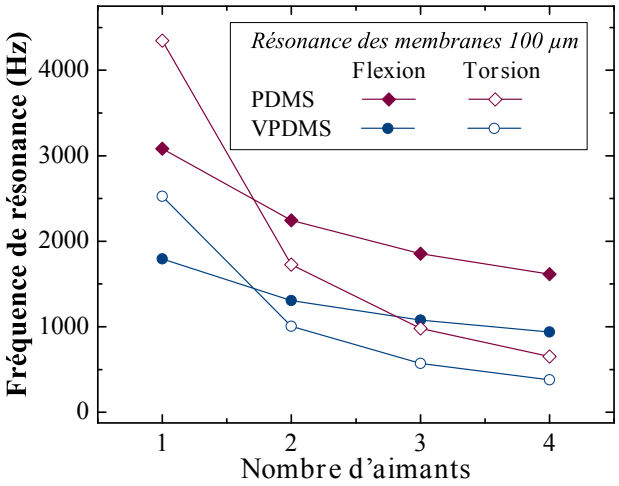


Figure 2.25 – Résonances en flexion et en torsion de membranes de 100 µm

2.4.5 Étude du système d'actionnement par la Méthode des Élements Finis (F.E.M.)

Des simulations réalisées à l'aide de Comsol Multiphysics ont permis de déterminer la meilleure configuration bobine - aimant compatible avec les critères d'encombrement précédents. Différentes géométries de bobines ont aussi été étudiées.

2.4.5.1 Géométrie de référence : le solénoïde

Six géométries de bobines ont été définies afin de comparer leur efficacité d'actionnement. La première configuration correspond au modèle solénoïdal : l'aimant est partiellement inséré

dans la bobine d'actionnement, afin de profiter du plus grand gradient de champ magnétique possible. Ce type de design tire généralement profit de longs solénoïdes et aimants, pour optimiser les performances d'actionnement. Ce design sert de référence vis à vis des autres géométries étudiées par la suite, car c'est la solution usuellement retenue pour les actionneurs magnétostatiques. Elle n'est cependant pas bien adaptée aux contraintes dimensionnelles fixées pour les micro-actionneurs présentés dans ce chapitre. De plus, l'usage d'aimants plus épais n'est pas recommandé pour des micro-actionneurs organisés en réseaux : ils sont sujets à de plus fortes interactions entre eux, augmentant le couplage des micro-actionneurs. Un micro-actionneur peut ainsi altérer le fonctionnement de ses voisins. La configuration 1 de la figure 3 présente ainsi un design solénoïdal avec une bobine limitée en longueur, et un aimant de 500 µm d'épaisseur. Les diamètres interne et externe de ce solénoïde sont respectivement de 1.2 et 1.7 mm, pour une longueur de 1.8 mm.

2.4.5.2 Présentation des autres géométries

Les cinq autres configurations sont basées sur une interaction bobine-aimant avec l'aimant en-dehors de la bobine. Un tel design permet de réduire le diamètre interne de la bobine à 500 µm. Ce diamètre correspond au plus petit diamètre réalisable par nos fournisseurs.
La configuration 2 présente une bobine exploitant ce design, en l'absence de tout élément ferromagnétique. Le diamètre externe a été conservé à 1.7 mm, ainsi que sa longueur (1.8 mm).
La configuration 3 fait appel à un noyau ferromagnétique en Permalloy, un alliage de Nickel et de Fer présentant une perméabilité relative élevée. L'ajout d'un noyau ferromagnétique permet de concentrer le champ magnétique à proximité des extrémités de la bobine, et ainsi d'augmenter la force magnétique résultant de l'interaction bobine-aimant. Cependant, il se produit une attraction initiale entre l'aimant et l'élément ferromagnétique, ce qui nécessite la création d'un gap minimal entre la bobine et l'aimant.
La configuration 4 résout partiellement ce problème : le noyau ferromagnétique est raccourci de 300 µm afin de limiter l'attraction initiale entre l'aimant et la bobine, tout en conservant les bénéfices du noyau ferromagnétique en termes de performances d'actionnement.
La configuration 5 est similaire à la précédente, mais fait figurer un plateau de Permalloy à l'extrémité basse de la bobine d'actionnement. Son rôle est de modifier les lignes de champ magnétique au voisinage de l'aimant. La présence de cet élément ferromagnétique supplémentaire contribue à fermer le circuit magnétique aux environs de la bobine. Les lignes de champ entrant

par le pôle inférieur de l'aimant en ressortiront de préférence latéralement, augmentant ainsi le gradient de champ entre les deux pôles de l'aimant, et par là même les forces générées par cette interaction.

Enfin, la configuration 6 propose un guidage des lignes de champ magnétique encore plus poussé, avec un circuit magnétique sur la face latérale externe de la bobine. La Figure 2.26 reprend schématiquement ces six géométries d'actionnement.

Les configurations 2 à 6 ont la même résistance électrique ; celle du solénoïde étant différente, les comparaisons entre ces différentes géométries de bobines ont été conduites à consommation électrique équivalente. La puissance électrique servant de référence a été fixée à 100 mW pour un actionnement sinusoïdal, ce qui correspond à un courant RMS de 800 mA pour les configurations 2 à 6.

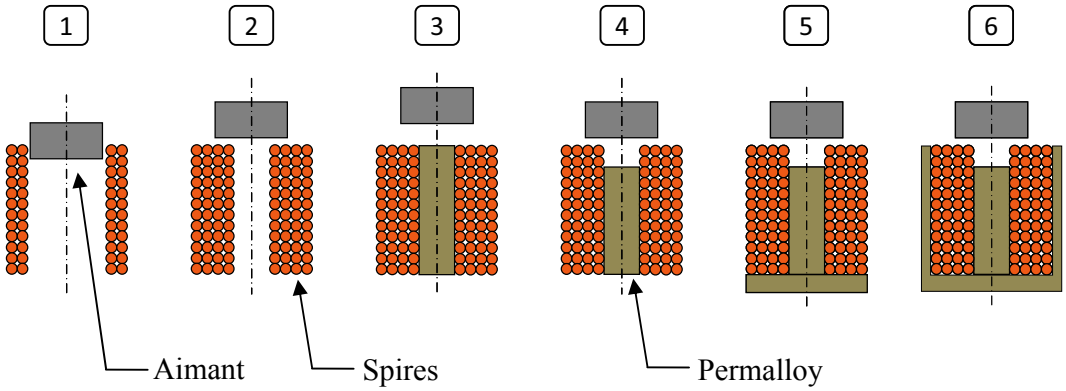


Figure 2.26 – Configurations d'actionnement magnétique utilisant diverses géométries de bobines

2.4.5.3 Simulations magnétiques par F.E.M.

a. Détermination de la force magnétostatique générée par l'interaction bobine - aimant

L'interaction bobine - aimant permet de générer une force magnétostatique dont l'efficacité dépendra de la différence de champ magnétique émis par la bobine entre les pôles de l'aimant. La Figure 2.27 montre le principe de cet actionnement magnétostatique.

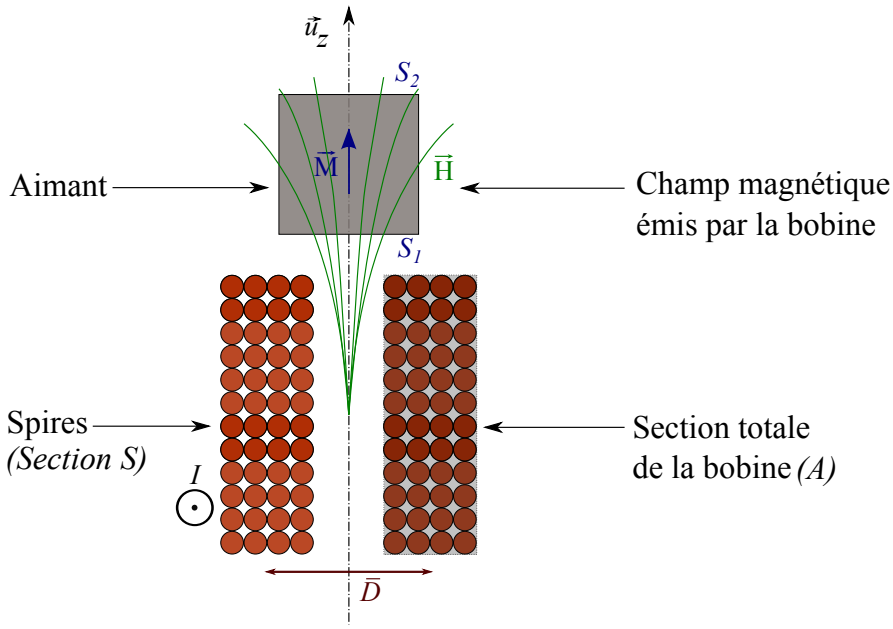


Figure 2.27 – Schéma de principe de l'actionnement magnétostatique

La force magnétostatique générée $\mathrm{d}\overrightarrow{F}_{magn}$ par l'application d'un champ magnétique $\overrightarrow{B}$ sur un volume élémentaire $\mathrm{d}V$ de l'aimant peut être donnée par la formule suivante [81]:

$$\mathrm{d}\overrightarrow{F}_{magn} = \left(\overrightarrow{M} \bullet \nabla\right)\left(\overrightarrow{B}\right) \cdot \mathrm{d}V \tag{2.35}$$

Où $\overrightarrow{M}$ représente l'aimantation de l'aimant, le champ $\overrightarrow{B}$ étant le champ magnétique d'actionnement généré par la bobine. L'intégration de la formule 2.35 sur la totalité de l'aimant permet d'obtenir l'expression de la force magnétostatique totale fournie par l'interaction bobine - aimant :

$$\overrightarrow{F}_{magn} = \iiint\limits_{V} \left(\overrightarrow{M} \bullet \nabla\right)\left(\overrightarrow{B}\right) \cdot \mathrm{d}V \tag{2.36}$$

La perméabilité magnétique relative μ_r des aimants NdFeB et SmCo est proche de 1. Leur champ rémanent est habituellement supérieur à 800 kA/m (soit une densité de flux de 1 Tesla). L 'aimantation de l'aimant peut s'écrire $\overrightarrow{M} = M \cdot \overrightarrow{u}_z$:

$$\begin{aligned} \overrightarrow{F}_{magn} &= \mu_0 \cdot M \cdot \iiint\limits_{V} \left(\overrightarrow{grad} \bullet \overrightarrow{u}_z\right)\left(\overrightarrow{H}\right) \cdot \mathrm{d}V = \mu_0 \cdot M \cdot \iiint\limits_{V} \frac{\partial \overrightarrow{H}}{\partial z} \mathrm{d}V \\ &= \mu_0 \cdot M \cdot \left[\iint\limits_{S_2} H_z \cdot \mathrm{d}S - \iint\limits_{S_1} H_z \cdot \mathrm{d}S\right] \cdot \overrightarrow{u}_z \end{aligned} \tag{2.37}$$

Où S_1 et S_2 sont les pôles inférieurs et supérieurs de l'aimant ; H_z représentant la composante verticale de la densité du champ magnétique émis par la bobine d'actionnement.

Afin de comparer les différentes géométries d'actionnement définies plus tôt, il a été décidé de déterminer la force magnétique fournie par chacun d'eux pour une même consommation électrique. La composante inductive des bobines a été considérée comme négligeable aux fréquences d'actionnement envisagées. On peut ainsi exprimer la puissance électrique P consommée par le micro-actionneur, R étant la résistance de la bobine et I le courant efficace la parcourant :

$$P = R \cdot I^2 = \rho \cdot \frac{L}{S} \cdot \ I^2 = \rho \cdot L \cdot S \cdot J_S^2 \tag{2.38}$$

ρ est la résistivité électrique du cuivre, L et S représentant respectivement la longueur et la section des enroulements, et J_S étant la densité surfacique de courant dans les spires. Si l'on considère les spires comme étant accolées les unes aux autres, le facteur de remplissage des bobines est alors de $\pi/4$. Cela permet d'exprimer la puissance P sous la forme suivante :

$$P = \rho \cdot 2 \cdot \pi \cdot \overline{D} \cdot S \cdot J_S^2 = 2 \cdot \pi \cdot \rho \cdot \overline{D} \cdot \left(\frac{\pi}{4} \cdot A\right) \cdot J_S^2 \tag{2.39}$$

n étant le nombre de tours, $\overline{D}$ le diamètre moyen des enroulements et A la section de la bobine. La puissance consommée par chaque micro-actionneur peut alors s'écrire :

$$P = \frac{\pi^2}{2} \cdot \rho \cdot \overline{D} \cdot A \cdot J_S^2 \tag{2.40}$$

b. Détermination de la force magnétostatique générée par l'interaction bobine - aimant

Le champ magnétique généré par une bobine peut être déterminé par superposition des champs magnétiques de chacune des spires la constituant. Dans un problème ne présentant que des milieux non magnétiques ou dont la perméabilité relative est proche de 1, il est possible d'exprimer analytiquement le champ magnétique produit par une spire en tout point de l'espace (Fig. 2.28). Le champ magnétique créé en un point M de l'espace par un fil élémentaire de longueur dl situé au point P est ainsi donné par la formule suivante :

$$\mathrm{d}\overrightarrow{B} = \frac{\mu_0}{4 \cdot \pi} \cdot \frac{I \cdot \mathrm{d}\overrightarrow{l} \wedge \overrightarrow{u}_r}{R^2} \tag{2.41}$$

Où R est le rayon de la spire et I le courant circulant dans celle-ci. Le champ magnétique produit par une spire le long de son axe est alors donné par l'expression suivante :

$$\overrightarrow{B}(M) = \frac{\mu_0 \cdot I}{2 \cdot R} \cdot \sin^3(\alpha) \cdot \overrightarrow{u}_z \approx \frac{\mu_0 \cdot I}{2 \cdot R} \cdot \left(1 - \theta^2\right)^3 \cdot \overrightarrow{u}_z \tag{2.42}$$

Afin de conserver le flux magnétique produit par chaque spire constituant les bobines, il est intéressant d'utiliser des éléments ferromagnétiques. Ceux-ci guideront le flux jusqu'au voisinage de l'aimant. La présence d'éléments ferromagnétiques impose l'utilisation de simulations par éléments finis pour la résolution de ces problèmes. Le logiciel utilisé pour ces simulations est Comsol Multiphysics 3.4. Le module *Magnétostatique* a été utilisé dans un environnement axisymétrique 2D.

La Figure 2.29 présente les résultats de la simulation par éléments finis du champ magnétique généré par une bobine de type 4. Le dégradé de couleur représente la composante verticale du champ magnétique (H_z), qui est maximale aux extrémités de la bobine. Les outils de post-simulation de Comsol ont permis de déterminer la force magnétique par intégration du champ magnétique sur les pôles de l'aimant, à l'aide de la formule 2.37.

La consommation de chaque micro-actionneur a été maintenue constante pour chaque design d'actionnement, égale à 100 mW. Cette consommation équivaut à un courant d'actionnement de 800 mA RMS pour les designs 2 à 6.

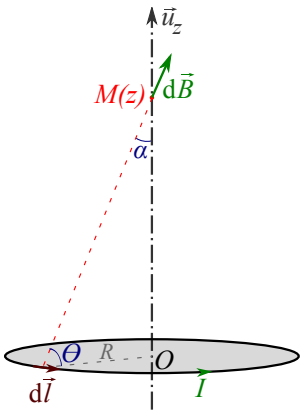


Figure 2.28 – Champ magnétique produit par une spire de courant

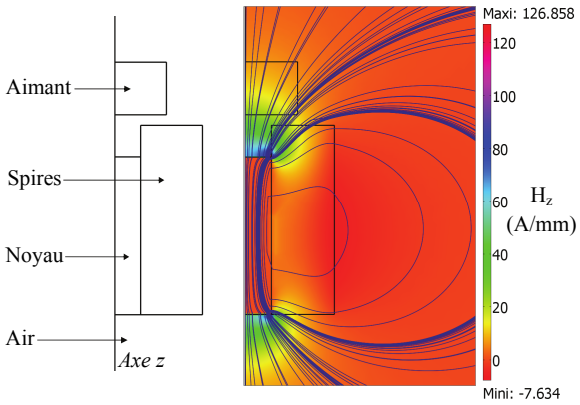


Figure 2.29 – Simulation par F.E.M. d'un système d'actionnement magnétostatique (modèle axisymétrique)

Différents niveaux de maillage ont été testés, afin de vérifier la convergence des résultats numériques fournis par Comsol. Le maillage triangulaire proposé par défaut par Comsol a été raffiné jusqu'à cinq fois ; la Figure 2.30 présente un détail des maillages effectués, où sont visibles l'aimant et une partie de la bobine en vue axisymétrique.
Les valeurs de la force magnétostatique produite ont été comparées et leur convergence a été établie. La Figure 2.31 reprend les valeurs de la force magnétostatique en fonction du niveau de maillage. L'écrat relatif entre les résultats fournis par les maillages 3 et 5 se limite à 0.5‰. Les résultats fournis par les simulations utilisant le maillage 3 offrant suffisamment de précision, les simulations à venir se limiteront à ce niveau de maillage.

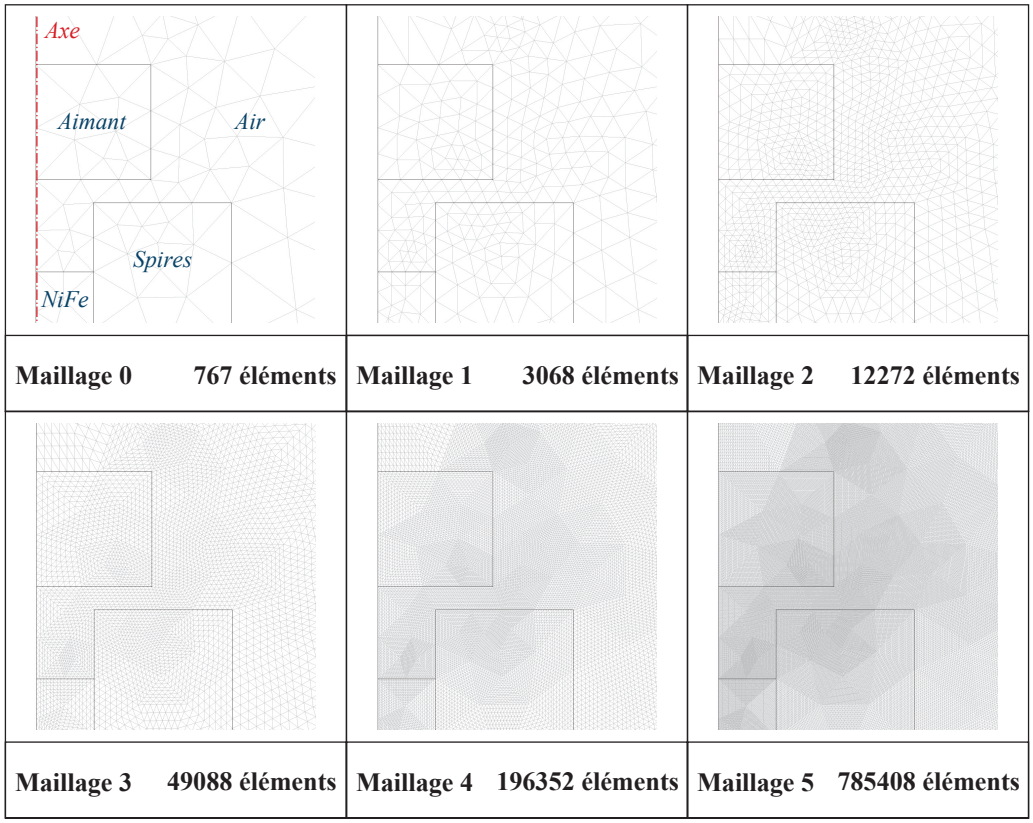


Figure 2.30 – Niveaux de maillage comparés pour les simulations magnétiques

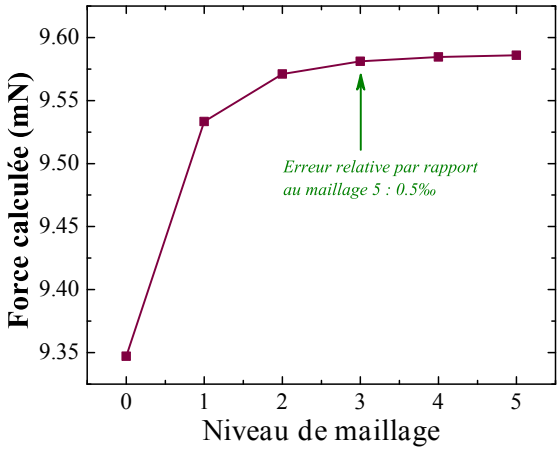


Figure 2.31 – Convergence des résultats obtenus par F.E.M. en fonction du niveau de maillage

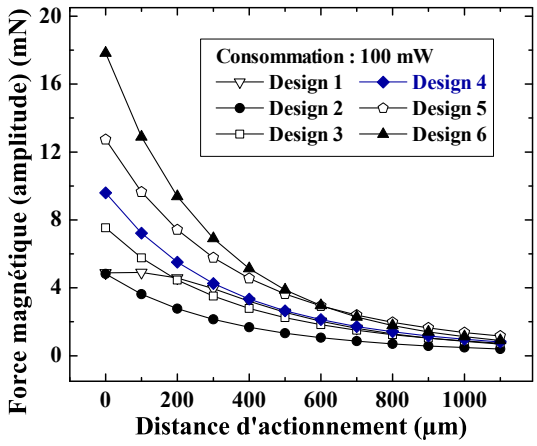


Figure 2.32 – Détermination par F.E.M. de la force générée par différents systèmes d'actionnement magnétostatiques en fonction de la distance d'actionnement

La Figure 2.32 compare l'efficacité d'actionnement des 6 configurations de bobines décrites précédemment, pour une excitation sinusoïdale et une consommation électrique fixée à 100 mW. L'amplitude des forces générées est tracée en fonction de la distance d'actionnement. L'origine de cette dernière correspond à la plus petite distance à laquelle l'actionnement est possible, compte tenu de la géométrie du solénoïde et des forces statiques engendrées par les éléments ferromagnétiques des bobines.

L'actionnement à l'aide du solénoïde proposé dans la configuration 1 est peu efficace en comparaison des autres solutions. La configuration 2, qui ne présente pas d'éléments ferromagnétiques, permet d'atteindre des forces équivalentes à la configuration solénoïdale. Cependant, la force d'actionnement de la configuration 1 se maintient plus longtemps à mesure que la distance d'actionnement croît. Ceci est dû à l'insertion de l'aimant à l'intérieur du solénoïde.
Les autres configurations de bobines (3 à 6) permettent d'atteindre des forces d'actionnement plus intéressantes, et confirment l'intérêt des circuits magnétiques présents dans ces bobines. Les forces magnétiques maximales permises par ces différentes configurations de bobines sont reprises dans le Tableau 2.6 ; elles correspondent à la distance d'actionnement maximale.
Les bobines mises en œuvre pour la réalisation des réseaux de micro-actionneurs sont basées sur la configuration 4. En effet, elles présentent l'avantage d'être deux fois plus efficaces ques les configurations 1 (solénoïdes) et 2 (bobines sans noyau), tout en étant moins complexes à réaliser que les bobines dotées d'un circuit magnétique plus complexe (configurations 5 et 6).

Tableau 2.6 – Comparaison des forces magnétostatiques générées par les différentes configurations de bobines ; données obtenues à l'aide de simulations par F.E.M. pour une consommation de 100 mW

Configuration	1	2	3	4	5	6
Force magnétostatique	4.88 mN	4.82 mN	7.53 mN	9.59 mN	12.74 mN	17.83 mN

2.4.5.4 Caractérisation du système d'actionnement

Le système d'actionnement bobine aimant a été caractérisé à l'aide d'une micro-jauge de contraintes dont la sensibilité permet de mesurer des forces avec une précision de 0.1 mN. Un aimant de Samarium Cobalt de 1 mm de diamètre a été positionné à l'extrémité de la jauge de contrainte ; celle-ci est installée sur une table de déplacement horizontale. La bobine d'actionnement est maintenue à l'extrémité d'un bras dont la position verticale peut être ajustée. La bobine est alimentée en courant à l'aide d'une alimentation stabilisée en tension ou en courant. Le pont de jauges est relié à un conditionneur dont la sensibilité est de l'ordre de 15 mV/mN. Un multimètre Agilent permettant la mesure de tensions avec un affichage au dizième de mV est alors branché sur la sortie du conditionneur. La balance a été étalonnée avec un poids de 2 grammes avant chaque série de mesures. Les Figures 2.33 et 2.34 présentent respectivement une vue d'ensemble du banc de mesure de forces, et un gros plan sur la jauge de contraintes et le système d'actionnement.

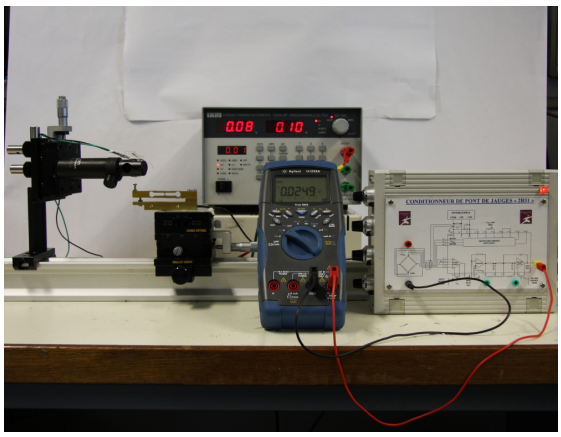


Figure 2.33 – Banc de caractérisation de forces magnétostatiques par jauge de contraintes

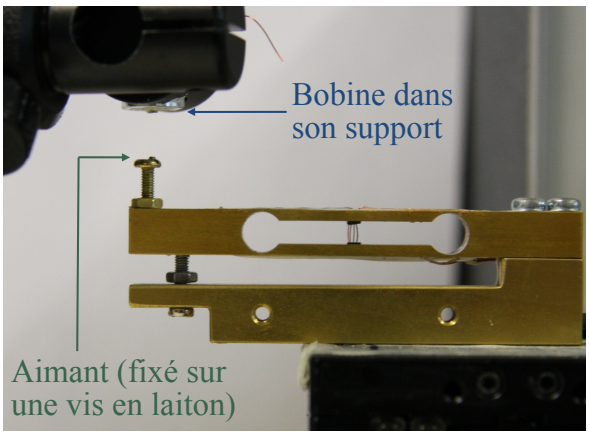


Figure 2.34 – Système d'actionnement bobine-aimant monté sur une jauge de contraintes

Trois designs de bobines ont été caractérisés : le Design 2 (bobine non-solénoïdale sans noyau), le Design 4 (bobine avec noyau enterré), ainsi que le Design 6 (bobine avec noyau enterré et circuit magnétique inférieur et latéral). Ces dernières sont construites sur la base des bobines de Design 4, et ont subi un dépôt de Permalloy par électrodéposition sur leur pôle inférieur et leur surface latérale.

Chaque bobine a été alimentée de manière à créer une force de répulsion avec l'aimant ; cela permet de travailler plus facilement à très faible distance bobine-aimant. Afin d'améliorer la précision des recueils de données, chaque mesure de force a été effectuée pour un courant donné, puis pour un courant nul. Cela permet aussi d'éliminer la force magnétostatique initiale, générée par les éléments ferromagnétiques présents dans les Designs de bobines 4 et 6.

Le Tableau 2.7 présente les valeurs théoriques et expérimentales des forces magnétostatiques maximales pouvant être produites par ces trois designs d'actionnement. L'efficacité de l'actionnement, définie comme le ratio entre les forces expérimentales et théoriques, dépasse les 70%. Les forces générées par le Design 4 représentent plus du double des forces générées par les bobines sans noyau, ce qui valide l'intérêt de ceux-ci.
Cependant, l'efficacité du circuit magnétique externe à la bobine (Design 6) est assez modérée. Le Design 6 produit ainsi des forces 40 % supérieures au Design 4, alors que théoriquement, elles devraient s'approcher du double. Cela peut s'expliquer par la faible épaisseur du dépôt électrolytique de NiFe réalisé à leur surface. Au vu de ces résultats, le design 4 représente un bon compromis entre efficacité d'actionnement et complexité de leur structure. Cette configuration sera donc choisie pour la réalisation des réseaux de micro-actionneurs magnétiques.

Tableau 2.7 – Comparaison des forces magnétostatiques théoriques et expérimentales

Configuration	Forces pour 1 A		Efficacité
	Théoriques	*Expérimentales*	
Design 2	4.26	3.14 mN	74%
Design 4	8.48	7.92 mN	93%
Design 6	15.76	11.14 mN	71%

La Figure 2.35 présente l'évolution de la force d'actionnement magnétostatique en fonction de la distance d'actionnement, pour les trois designs étudiés. Le courant d'actionnement statique a été fixé à 1 A. Les données provenant des simulations magnétostatiques par F.E.M. ont été superposées aux mesures réalisées. L'allure des forces mesurées est conforme aux données de simulation, avec une efficacité d'actionnement supérieure à 70%. L'écart entre les valeurs théoriques et expérimentales varie d'un design à l'autre ; cela peut provenir du positionnement relatif de la bobine et de l'aimant. Il faut aussi noter que l'épaisseur du circuit magnétique de Permalloy électrodéposé sur la bobine 6 était inférieure à l'épaisseur utilisée pour les simulations par F.E.M. Enfin, la Figure 2.36 illustre la linéarité des forces magnétostatiques produites par les bobines (Design 2), ceci pour différentes distances d'actionnement.

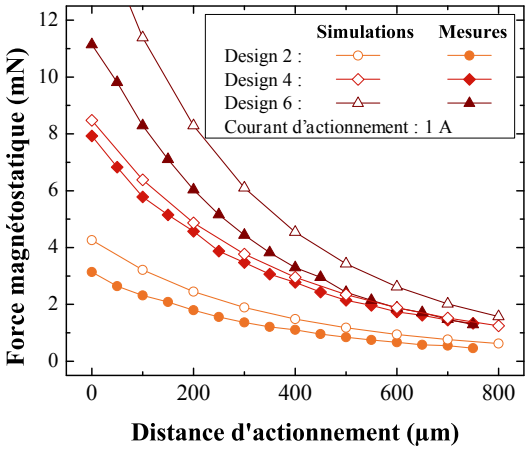


Figure 2.35 – Évolution de la force magnétostatique générée par les bobines de Designs 2, 4 et 6 ; comparaison des résultats théoriques et expérimentaux

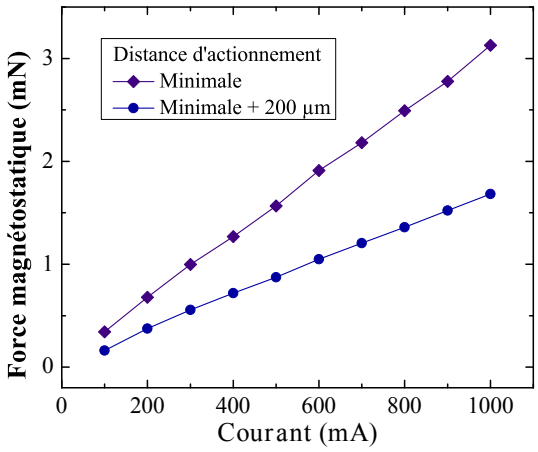


Figure 2.36 – Linéarité de l'actionnement magnétostatique avec le courant d'alimentation de la bobine

2.5 Conclusion

La phase de conception des micro-actionneurs présentée au début de ce chapitre s'est basée sur le cahier des charges précédemment défini, afin de proposer des solutions techniques répondant aux objectifs de la stimulation tactile : les éléments de taction se présenteront sous la forme de membranes élastomériques réalisées par microfabrication, et le système d'actionnement chargé de les mettre en mouvement a été spécifié : l'actionnement magnétique sous la forme d'une interaction bobine-aimant.

Ce chapitre s'est focalisé sur la conception de microsystèmes hybrides. Ceux-ci font appel à des éléments microfabriqués, afin de tirer profit de la précision dimensionnelle apportée par les techniques de microfabrication, mais aussi aux techniques de fabrication conventionnelles, lorsque celles-ci offrent un intérêt en termes de faisabilité, d'efficacité ou de coût. La conception a nécessité de faire appel à des calculs théoriques de déformations mécaniques, mais aussi à des simulations effectuées via la méthode des éléments finis afin de déterminer les caractéristiques du système d'actionnement magnétostatique. La caractérisation de divers sous-systèmes s'est souvent révélée nécessaire à la poursuite de la conception des micro-actionneurs membranaires : étude des propriétés élastiques d'un nouveau matériau élastomérique, étude expérimentale du comportement dynamique des membranes, caractérisation de la force d'actionnement engendrée par diverses configurations magnétiques.

À l'issue de ce chapitre, la conception des réseaux de micro-actionneurs peut laisser la place à leur réalisation et leur caractérisation, qui seront relatées dans le chapitre suivant.

3. Réalisation et caractérisation des micro-actionneurs tactiles hybrides

La conception de micro-actionneurs tactiles hybrides a été exposée au cours du Chapitre 2 : un design hybride a été introduit, combinant des éléments microfabriqués et un système d'actionnement magnétostatique réalisé conventionnellement. Le dimensionnement des divers éléments composant ces micro-actionneurs (membranes élastomériques, bobines et aimants) a été réalisé, et des simulations par F.E.M. ont permis de déterminer leurs performances théoriques et d'assurer le respect du Cahier des Charges.
Ce chapitre aborde désormais la réalisation des micro-actionneurs, ainsi que leur caractérisation. Les étapes de microfabrication sont décrites, ainsi que les étapes de montage des micro-actionneurs dans leur packaging. Un concept d'électronique de commande adaptée aux applications tactiles sera alors proposé.
Les caractérisations des micro-actionneurs hybrides seront présentées en deux temps. Elles recouvrent les mesures vibratoires réalisées sur les micro-actionneurs, ainsi que les tests sensoriels menés sur des interfaces tactiles intégrant ces derniers.

3.1 Réalisation des micro-actionneurs tactiles

3.1.1 Microfabrication des réseaux de membranes annulaires

La fabrication des membranes élastomériques nécessite l'utilisation de procédés de gravure du silicium fortement anisotropes afin de définir la structure rigide supportant la membrane élastomérique. Le procédé Bosch est le plus approprié, car il permet de réaliser des gravures profondes du silicium, tout en conservant une très grande verticalité des parois. Le procédé Bosch est constitué d'une alternance de phases de gravure et de phases de passivation. La gravure fait appel à un plasma de SF_6 et de O_2, tandis que la phase de passivation nécessite un plasma de C_4F_8. Ce dernier traitement permet le dépôt d'un matériau similaire au Téflon (polytétrafluorométhane), notamment au niveau des parois des tranchées en cours de gravure, ce qui les protège de l'action du SF_6 durant la phase de gravure. Le bon équilibre entre ces deux

Tableau 3.1 – Paramètres de process STS pour des gravures verticales

Étape	**Gravure**	**Passivation**
Puissance [W]	2500	1500
Débit [sccm]	450 (SF_6) 45 (O_2)	100 (C_4F_8)
Durée [s]	3	2.2
Fréquence d'excitation [kHz]	380	
Température [°C]	-10 à +10	

étapes permet d'obtenir des parois quasi-verticales. Il est aussi possible d'obtenir des parois avec des angles de gravure supérieurs ou inférieurs à 90°, en modifiant les durées de ces deux étapes. Les paramètres de gravure standard sont résumés dans le Tableau 3.1.

Les matériaux utilisables en tant que masque pour le procédé Bosch sont relativement limités. Des épaisseurs importantes de résine (de l'ordre de 5 à 10 µm) peuvent être utilisées en tant que masque, pour des profondeurs de gravure pouvant atteindre quelques centaines de µm. L'oxyde ainsi que le nitrure de silicium peuvent aussi être employés dans ce but, mais nécessitent d'être déposés par LPCVD afin d'augmenter la sélectivité de ces matériaux. Cela implique la réalisation de ces dépôts en tout début de procédé. Les matériaux précédents sont ainsi peu adaptés aux procédés de fabrication nécessitant plusieurs niveaux de gravure. Certains métaux peuvent cependant être utilisés en tant que masques pour le procédé Bosch. C'est le cas de l'aluminium et du nickel. Une couche mince de 200 nm d'aluminium déposée par pulvérisation permet ainsi de rivaliser avec des masques de résine de plusieurs µm d'épaisseur. Une succession de motifs en aluminium peuvent alors être déposés alternativement avec un film mince d'oxyde de silicium. Cela permet l'empilement de masques de gravure successifs en tout début de process, afin de réaliser par la suite les niveaux de gravure correspondant à ces masques.

3.1.1.1 Procédé de fabrication des membranes

Deux masques de photolithographie ont été définis pour l'élaboration de ces membranes. Le premier masque correspond à la gravure du silicium au niveau de l'anneau élastomérique permettant la flexion de la membrane, ainsi qu'à la gravure de la cavité dans laquelle l'aimant sera inséré. Le second masque se limite à la gravure du silicium au niveau de l'anneau flexible. Ces deux gravures sont réalisées "en escalier", sur la même face du substrat. Il es résulte deux

profondeurs de gravures différentes. Les photolithographies sont réalisées initialement, et définissent une alternance de couches d'aluminium, constituant le masque de gravure, et de dioxyde de silicium, dont le rôle est de séparer et protéger les masques de gravure successifs. Les gravures profondes du silicium sont alors réalisées dans l'ordre inverse des photolithographies. La Figure 3.1 présente une partie des motifs figurant sur les masques de photolithographie employés pour la réalisation de ces membranes.

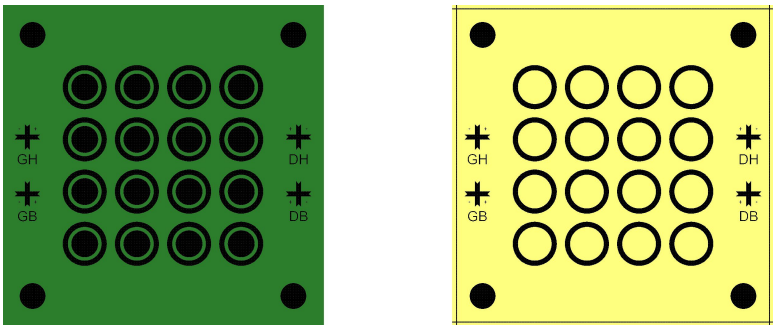


Figure 3.1 – Masques de photolithographie utilisés pour la réalisation des membranes en PDMS. Masque 1 (gauche) pour la gravure du Silicium au niveau de l'anneau flexible et de la cavité d'insertion de l'aimant ; Masque 2 (droite) pour l'anneau élastomérique seulement

Les différentes étapes de microfabrication des membranes élastomériques sont listées ci-dessous. Les schémas correspondant aux principales étapes de fabrication sont présentés dans la Figure 3.2.

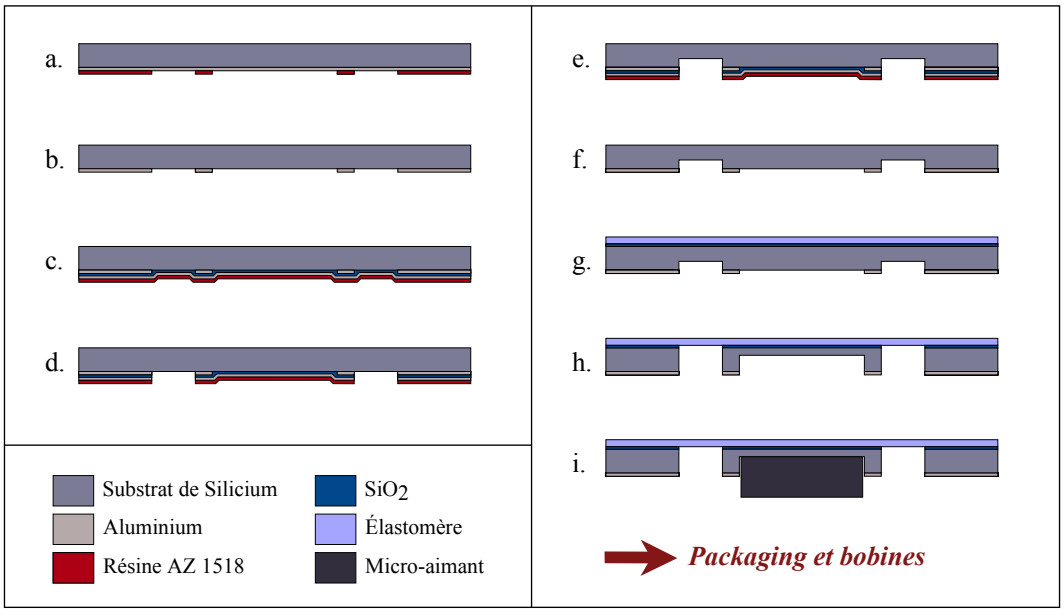


Figure 3.2 – Principales étapes de microfabrication des membranes élastomériques

1. Un dépôt de 100 nm d'aluminium est réalisé par pulvérisation cathodique sur la face arrière d'un substrat 2" de 250 µm d'épaisseur, poli double face et d'orientation <100>. Les conditions de dépôt sont les suivantes : *Puissance : 70 W ; Débit d'argon : 70 sccm ; Durée : 200 s.*

2. Une enduction à la tournette a lieu sur la face arrière, à l'aide d'une résine photosensible positive, l'AZ1518 de AZ Chemicals. Les paramètres de la tournette sont les suivants : *Accélération : 3500 rpm/s ; vitesse : 2500 rpm ; durée : 12 s.* Le recuit avant exposition est effectué à 110°C pendant 60 s.

3. L'insolation UV a lieu à travers le masque 1, représentant les motifs de gravure du silicium au niveau de l'anneau élastomérique et du logement pour l'aimant. La durée d'exposition aux UV 400 nm est fixée à 2.9 s pour une puissance de 11 W/cm^2. Le recuit post-exposition est réalisé dans des conditions identiques au recuit précédent.

4. La révélation est effectuée à l'aide du développeur AZ726, utilisé pur pendant 25 s, sans agiter le substrat. Celui-ci est ensuite rincé à l'eau déionisée (EDI) pendant 30 s (Fig. 3.2.a).

5. La gravure humide de l'aluminium est effectuée dans un bain d'acide orthophosphorique (H_3PO_4), d'acide nitrique et d'EDI, préparé dans les proportions suivantes : 4:1:1 pour H_3PO_4:HNO_3:H_2O. La durée de gravure est de l'ordre de 2 minutes. Après rinçage à l'EDI, la résine encore présente sur le substrat est alors éliminée dans des bains d'acétone et d'isopropanol (Fig. 3.2.b).

6. Un dépôt de 150 nm SiO_2 est effectué par PECVD sur la face arrière, à la température standard du réacteur : 300°C. Un dépôt d'aluminium identique à celui de l'étape 1 est alors réalisé sur la même face.

7. Une enduction à la tournette est réalisée en face arrière, dans les mêmes conditions qu'à l'étape 2 (Fig. 3.2.c). L'insolation a lieu à travers le masque 2, sur lequel figurent les motifs motifs de gravure de silicium au niveau de l'anneau élastomérique seulement.

8. Après recuit à 110°C pendant 60 s, la résine est développée (cf. étape 4). L'aluminium est gravé de manière identique à l'étape 5.

9. Le dioxyde de silicium visible à travers le masque de résine est alors gravé par un procédé plasma (DRIE) de CHF_3 et de CF_4, avec les paramètres suivants : Puissance 180 W, Débit de chacun des gaz : 20 sccm, Pression de l'enceinte : 50 mT. La gravure dure environ 5 minutes et est arrêtée par détection de fin d'attaque (Fig. 3.2.d).

10. Une première gravure du silicium par procédé Bosch est effectuée à travers le masque d'aluminium et de résine, à l'aide d'un bâti STS. Les motifs gravés correspondent au masque 2, au niveau de l'anneau élastomérique (Fig. 3.2.e). La durée du process est d'environ 30 minutes, pour atteindre une profondeur de gravure de 180 µm.

11. Les résidus de résine sont éliminés à l'acétone et à l'isopropanol. L'aluminium, ayant servi de masque pour la gravure précédente, est gravé par voie humide (cf. étape 4). Le SiO_2, qui protège les motifs en aluminium définis suivant le masque 1, est alors gravé par plasma de CHF_3 et CF_4, de manière similaire à l'étape 9 (Fig. 3.2.f).

12. Un dépôt de SiO_2 de 150 nm d'épaisseur est effectué par PECVD sur la face avant du substrat, afin d'améliorer l'adhérence du matériau élastomérique. La surface du SiO_2 est alors activée par un traitement UV-Ozone de 10 minutes.

13. L'élastomère est préparé puis spincoaté sur la face avant du substrat, selon le protocole indiqué dans les sections précédentes (Fig. 3.2.g).

14. Une seconde gravure du silicium est effectuée au STS, sur la face arrière du substrat. Les motifs gravés sont ceux figurant sur le masque 1. La gravure est maintenue jusqu'à la libération de la membrane annulaire. À l'issue de cette gravure, l'emplacement destiné à accueillir l'aimant est gravé sur une profondeur de 200 µm environ (Fig. 3.2.h).

15. À l'issue de ces étapes de microfabrication, le substrat est clivé suivant les marques de clivage figurant sur le masque 2, et ayant été gravées lors de la première gravure STS. Des plaques sur lesquelles figurent 4x4 membranes élastomériques sont alors récupérées. Les aimants sont ensuite insérés et collés dans les logements aménagés au centre de chacune des membranes (Fig. 3.2.i) ; afin de limiter les interactions entre aimants, ils sont orientés de manière à ce que leurs polarités forment un motif de damier. Ces plaques sont finalement prêtes à être intégrées dans leur packaging, avec les bobines d'actionnement.

Les Figures 3.3 et 3.4 montrent les visualisations au microscope électronique à balayage (MEB) des membranes élastomériques élaborées suivant le procédé de fabrication présenté ci-dessus. Il est possible d'observer les deux profondeurs de gravure du silicium : des motifs débouchants (correspondant à l'anneau élastomérique libéré par gravure), ainsi qu'une gravure partielle au niveau de la cavité centrale des membranes.

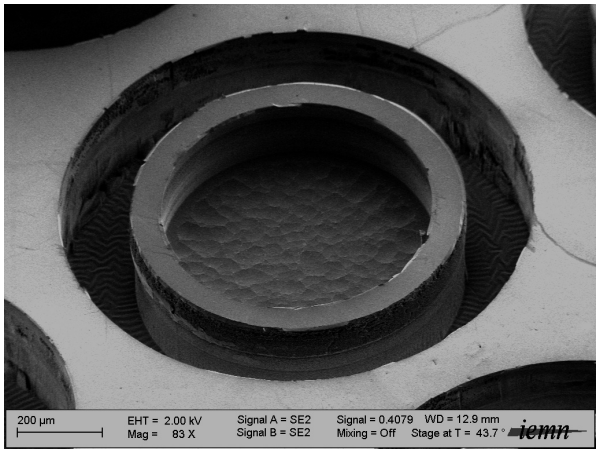


Figure 3.3 – Observation MEB d'une membrane élastomérique : anneau élastomérique et cavité destinée à l'aimant

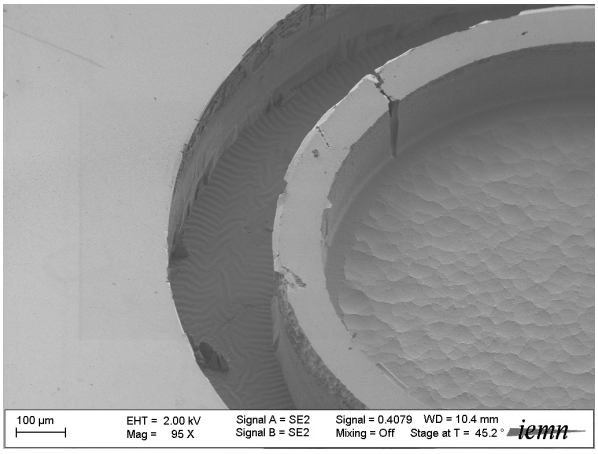


Figure 3.4 – Observation MEB d'une membrane élastomérique : détail

3.1.2 Montage des micro-actionneurs dans leur packaging

3.1.2.1 Packaging de test

Un premier packaging de test a été réalisé afin de permettre le montage des bobines vis à vis des aimants, et d'aisément changer la distance d'actionnement. Ce packaging a été réalisé par l'atelier de mécanique de l'École Centrale. il est entièrement réalisé en aluminium et se compose de trois parties : un radiateur, un support permettant l'insertion des 16 bobines d'actionnement, et un couvercle permettant d'ajuster en hauteur la plaque de silicium supportant les membranes équipées d'aimants. La Figure 3.5 montre ce packaging avant et après insertion des membranes et des bobines. ce packaging est assez encombrant (25 mm de côté et 5 mm d'épaisseur), mais a principalement été utilisé pour les caractérisations mécaniques des micro-actionneurs, pour lesquels il offrait les meilleures possibilités de réglage de la distance entre les bobines et les aimants.

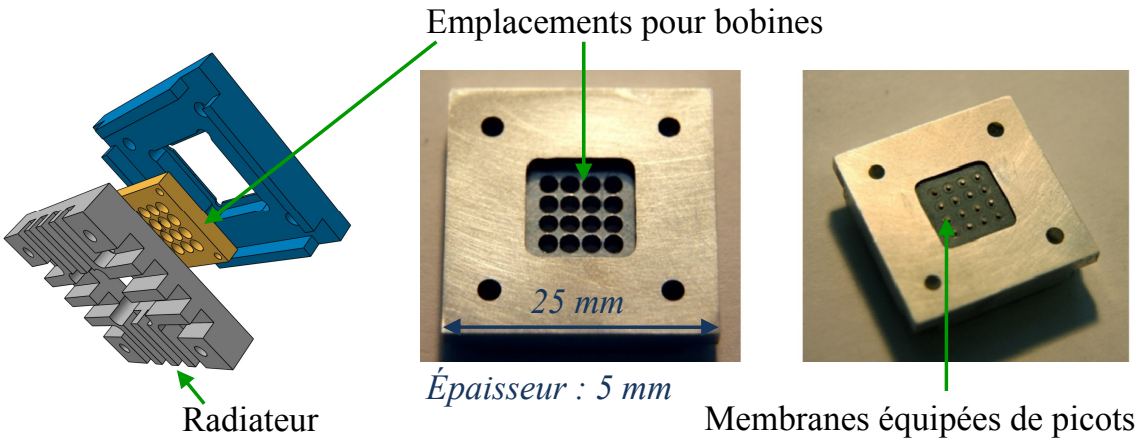


Figure 3.5 – Premier packaging de test en aluminium. Gauche : vue en éclaté sous Catia ; centre : packaging avant insertion des membranes élastomériques et des bobines ; droite : packaging dans lequel sont montés les réseaux de micro-membranes (équipées de picots)

3.1.2.2 Packaging intégré

Le packaging précédent étant relativement encombrant, un second modèle a été élaboré. Ce nouveau packaging est plus compact : il fait 20 mm de côté, et a une épaisseur d'environ 3 mm en l'absence de radiateur. Lorsque le réseau de micro-actionneurs n'est pas intégré dans un autre dispositif, un dissipateur thermique de 4 mm d'épaisseur peut être fixé sur sa face arrière. L'élément permettant d'aligner les bobines d'actionnement a été réalisé en silicium, afin de conserver un bon échange thermique. Il a été micro-usiné par gravure anisotrope du silicium (procédé Bosch) ; un second élément en silicium a été usiné afin de permettre le positionnement du réseau de micro-membranes. Ce packaging permet alors d'obtenir une meilleure précision dans le positionnement du support des membranes vis à vis du support des bobines. La Figure 3.6 présente ce nouveau packaging, avant et après montage des deux éléments le constituant.

Ce packaging n'a cependant pas été conçu pour permettre un réglage aisé du positionnement vertical des membranes relativement aux bobines. Des cales ont été collées entre les supports des membranes et des aimants afin de garantir une distance homogène entre les différents couples de bobines et d'aimants. Ce packaging a été principalement utilisé pour les derniers tests sensoriels proposés dans le chapitre suivant.

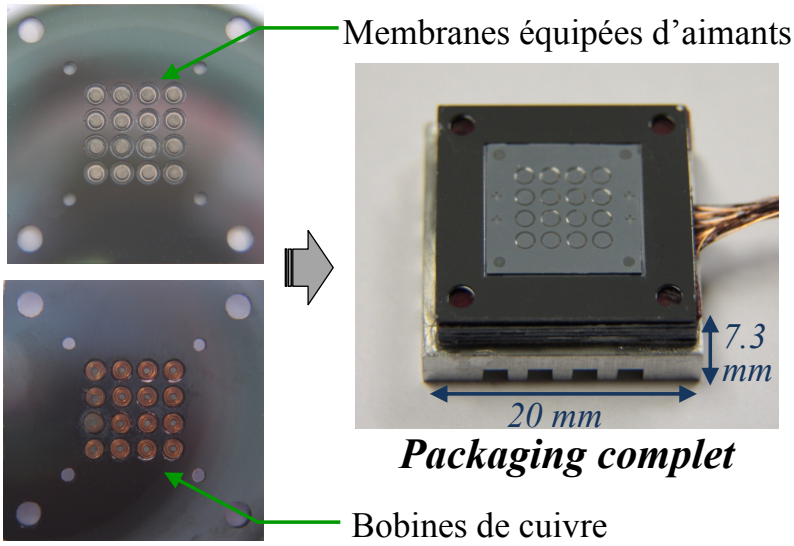


Figure 3.6 – Second packaging en silicium, plus compact

3.2 Caractérisation mécanique des réseaux de micro actionneurs

3.2.1 Résultats préliminaires obtenus sur membranes PDMS

Les premières caractérisations vibratoires des micro-transducteurs tactiles ont été réalisés sur des micro-actionneurs basés sur l'usage du PDMS classique (Sylgard 184) ([84], Eurohaptics 2008). La géométrie des membranes caractérisées est similaire aux membranes présentées dans le Chapitre 2.
L'épaisseur des membranes de PDMS caractérisées est d'environ 80 µm. Elles sont équipées d'un aimant de NdFeB de 1 mm de diamètre et de 500 µm d'épaisseur. Les bobines mises en œuvre pour leur caractérisation sont de type 3 : elles sont équipées d'un noyau de Permalloy sur toute leur longueur.
Ces premières caractérisations ont porté sur des micro-actionneurs intégrés dans le packaging de test en aluminium, présenté précédemment.

3.2.1.1 Protocole de mesures

Les mesures ont été effectuées par interférométrie laser à l'aide d'un vibromètre Polytec OVF-505, dont le spot laser a été centré au centre des membranes des micro-actionneurs étudiés. Un analyseur de réseau Agilent SR785 a été utilisé pour générer le signal d'actionnement ; ce modèle permet des mesures spectrales débutant à quelques hertz, et est de ce fait particulièrement adapté pour ces études vibratoires.
Le signal d'actionnement est alors amplifié par un amplificateur Brüel & Kjær destiné à des applications audio, qui alimente les bobines d'actionnement des micro-actionneurs ; celui-ci dispose d'une réponse fréquentielle stable sur sa plage de fonctionnement, et est équipé d'une sonde de courant permettant d'avoir accès au courant instantané délivré par l'amplificateur. Cette sonde est connectée au canal 1 de l'analyseur de réseau.
La sortie du vibromètre, dont la tension est proportionnelle à la position de la membrane, est connectée au canal 2 de l'analyseur. Le schéma du banc de caractérisation est représenté sur la Figure 3.7. L'analyseur de réseau permet ainsi d'obtenir le spectre d'actionnement des micro-actionneurs à courant constant.

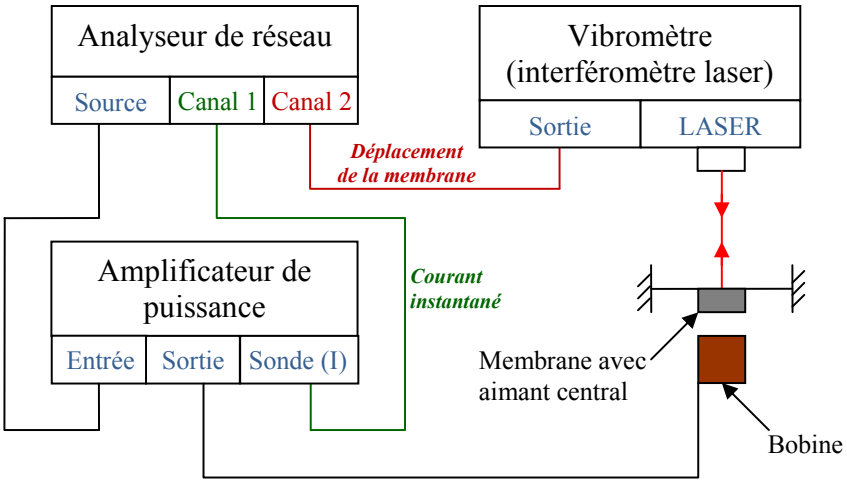


Figure 3.7 – Schéma du dispositif de mesures vibratoires destiné à caractériser dynamiquement les membranes

3.2.1.2 Comportement fréquentiel

Le banc de caractérisation précédemment décrit a permis la caractérisation fréquentielle des micro-actionneurs à base de membranes PDMS. Les premières mesures vibrométriques ont été réalisées sur la bande de fréquence 5-1500 Hz, afin de vérifier si les micro-actionneurs vérifiaient bien le modèle du second ordre proposé dans le Chapitre 2. Le montage des micro-actionneurs a été réalisé afin de garantir une distance d'actionnement égale à 400 µm (la distance d'actionnement minimale servant de référence). La Figure 3.8 présente la réponse fréquentielle d'un micro-actionneur entre 5 et 1500 Hz, pour des courants d'actionnement de 400 et 800 mA RMS. La fréquence de résonance en flexion de la membrane caractérisée est d'environ 670 Hz, ce qui est suffisant pour permettre une réponse fréquentielle régulière en-dessous de la fréquence maximale d'actionnement figurant dans le cahier des charges. Cependant, l'usage de signaux impulsionnels ou de formes d'ondes autres que sinusoïdales peut nécessiter une bande passante supérieure, couvrant ainsi leurs premières harmoniques.

Les amplitudes de vibration à la résonance atteignent respectivement 85 et 138 µm pour ces deux valeurs de courant. Ces deux courbes suivent bien un modèle mécanique du second ordre ; cependant, la courbe de flexion obtenue à 800 mA RMS comporte un pic secondaire aux environs de 320 Hz, qui peut traduire la présence d'un mode de torsion à cette fréquence, causé par exemple par un mauvais alignement entre la bobine d'actionnement et la membrane. Ce phénomène peut aussi signifier la présence d'une sous-résonance liée à des phénomènes non linéaires.

Les amplitudes de vibration à la résonance ne sont pas linéaires : le PDMS peut en être la cause, sa déformation étant assez limitée. Les amplitudes de déflexion en quasi-statique sont similaires aux déplacements obtenus lors de l'application d'une force statique, et atteignent respectivement 21 et45 µm d'amplitude. Cela permet d'obtenir le facteur de qualité des micro-actionneurs, qui se situe autour de 4.

Des mesures vibrométriques complémentaires ont été réalisées sur la plage de fonctionnement des micro-actionneurs pour les applications tactiles, limitée à quelques centaines de hertz. La Figure 3.9 présente la réponse fréquentielle d'un micro-actionneur entre 5 Hz et 350 Hz, pour différents courants d'actionnement allant de 100 mA à 800 mA RMS. La distance d'actionnement a été conservée à 400 µm. Ce graphe confirme la régularité de l'actionnement magnétostatique sur la plage de fréquence étudiée ; seules les mesures effectuées au-delà de 400 mA RMS font apparaître une irrégularité d'actionnement autour de 320 Hz, due à des modes de torsion décelables dans le cas de grands déplacements. Les déflexions en quasi-statique atteignent ainsi 45 à 50 µm d'amplitude jusqu'à 250 Hz ; les irrégularités autour de 320 Hz entraînent une augmentation des déflexions de l'ordre de 20 à 25% supérieure à la déflexion mesurée sur la bande fréquentielle fixée dans le cahier des charges.

Il apparaît aussi une sous-résonance à 330 Hz. La réponse à cette fréquence, approximativement égale à la moitié de la fréquence de résonance de la membrane, n'est plus proportionnelle au courant électrique.

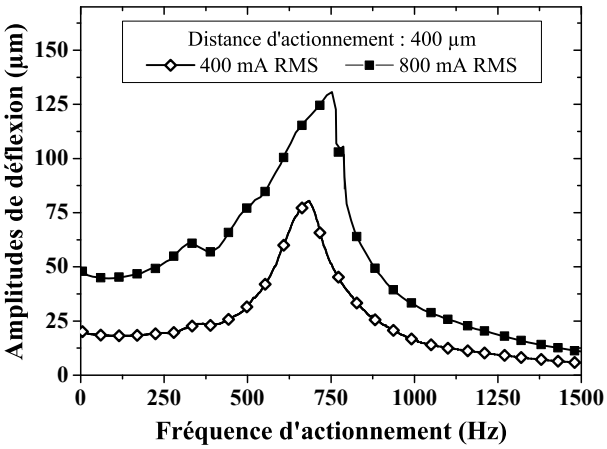


Figure 3.8 – Comportement fréquentiel des micro-actionneurs pour des courants d'actionnement de 400 et 800 mA RMS

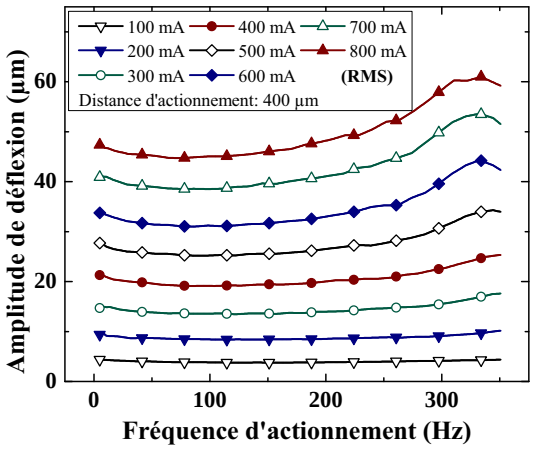


Figure 3.9 – Régularité de l'actionnement sur la bande DC-350 Hz

3.2.1.3 Effet de la distance d'actionnement

La caractérisation du système d'actionnement magnétostatique mis en œuvre dans les micro-actionneurs tactiles étudiés a permis de déterminer l'efficacité du dispositif magnétostatique en fonction de la distance d'actionnement. Cela a permis de vérifier l'efficacité du système d'actionnement et de valider les résultats théoriques et les simulations par éléments finis présentés dans le Chapitre 2.
Comme définie précédemment, la distance d'actionnement est comptée à partir de la plus petite distance permettant d'obtenir un actionnement non entravé par la trop grande proximité de l'aimant et de la bobine. Les mesures de déplacement par vibrométrie ont été effectuées pour des distances d'actionnement allant de 300 µm à 1 mm, la conception du packaging ne permettant pas d'obtenir des distances plus faibles, le courant d'actionnement a été fixé à 400 mA RMS pour ces mesures.

La Figure 3.10 présente l'évolution de l'amplitude de déflexion des micro-actionneurs en fonction de la distance d'actionnement, pour des fréquences de fonctionnement de 5, 100, 200 et 300 Hz. Les plus grands déplacements ont été mesurés à 22 µm en moyenne, amplitude obtenue pour une distance d'actionnement de 300 µm. Une distance de 600 µm conduit à une diminution de l'efficacité d'actionnement de l'ordre de 30% ; lorsque la distance d'actionnement atteint 800 µm, l'actionnement magnétostatique ne permet plus que des déplacements diminués de moitié. Cela illustre la nécessité de procéder à un ajustement fin de la distance d'actionnement lors du montage du réseau de micro-actionneurs.
Dans les caractérisations suivantes, la distance d'actionnement de référence a été fixée à 400 µm. L'efficacité du système d'actionnement est quasi-maximale à cette distance ; de plus, elle est mieux adaptée aux mesures sensorielles effectuées par la suite : les risques de blocage des membranes dû aux forces d'attraction entre les aimants et les éléments ferromagnétiques insérés dans les bobines sont ainsi fortement diminués.

Il est possible d'accéder aux forces d'actionnement générées par les micro-actionneurs à partir du comportement fréquentiel des micro-actionneurs et des amplitudes de déflexion en quasi-statique. Les micro-actionneurs respectant un modèle mécanique du second ordre, leur fréquence de résonance f peut être reliée à la raideur k et la masse de leur membrane m. Connaissant l'amplitude δ des déplacements en quasistatique, il est ainsi possible de déterminer

la force F générée par le système d'actionnement magnétostatique :

$$f = \frac{1}{2\pi} \cdot \sqrt{\frac{k}{m}} \text{ et } F = k \cdot \delta \tag{3.1}$$

La masse présente au centre des membranes est de 3.73 mg, et la fréquence de résonance des micro-actionneurs est de 670 Hz. La raideur des membranes PDMS constituant ces micro-actionneurs est donc d'environ 66 N/m. Les déplacements étant d'environ 48 µm en quasistatique à 800 mA RMS, les forces générées pour ce courant d'actionnement atteignent environ 3.5 mN.

La force d'actionnement en statique peut ainsi être déterminée et comparée aux résultats théoriques. La Figure 3.11 compare la force magnétostatique déterminée par F.E.M. et la force déterminée à partir de la corrélation du comportement fréquentiel des micro-actionneurs avec un modèle mécanique du second ordre. La corrélation entre les données simulées par F.E.M. et les données issues de la caractérisation des micro-actionneurs est relativement bonne ; la force magnétostatique générée par les micro-actionneurs est surestimée pour les faibles distances d'actionnement (30% à 300 µm), et sous-estimée pour les plus grandes distances (12% à 1 mm de distance).

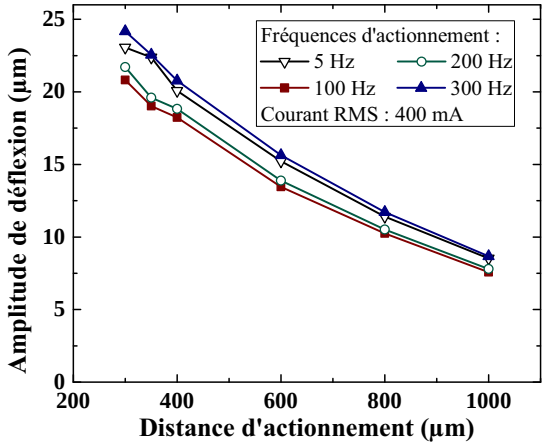


Figure 3.10 – Effet de la distance d'actionnement sur les amplitudes de vibration des micro-actionneurs

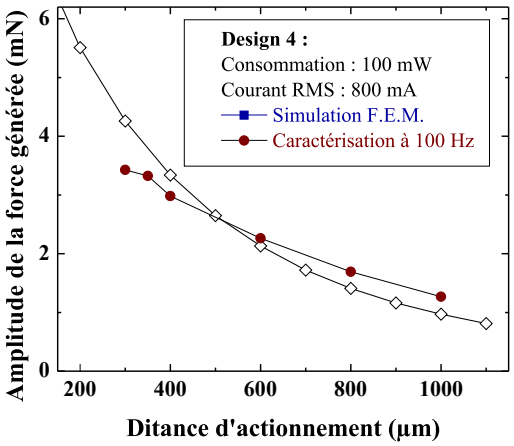


Figure 3.11 – Effet de la distance d'actionnement sur les amplitudes de vibration des micro-actionneurs

3.2.1.4 Linéarité de l'actionnement

La caractérisation des micro-actionneurs par interférométrie laser a permis de vérifier leur linéarité vis à vis du courant d'actionnement, auparavant établie par les résultats théoriques et les simulations par éléments finis. Les mesures de déflexion ont été réalisées sur la plage de fréquences utilisable pour la stimulation tactile : de l'actionnement quasi-statique jusqu'à 350 Hz. Les courants d'actionnement en continu ont été limités à 800 mA RMS ; cette valeur de courant correspond à une consommation électrique de 100 mW au niveau de la bobine d'actionnement. L'amplitude de déflexion des micro-actionneurs a été mesurée pour des courants sinusoïdaux dont l'amplitude s'étendait entre 100 et 800 mA RMS. La Figure 3.12 présente l'évolution des amplitudes de déflexion en fonction du courant d'actionnement, mesurées aux fréquences suivantes : 5, 100, 200 et 300 Hz. La linéarité des micro-actionneurs est vérifiée à chacune de ces fréquences, avec cependant des amplitudes de déflexion 20% plus importantes à 300 Hz : ceci est notamment dû à la proximité de la fréquence de résonance. Les micro-actionneurs sont capables de générer des amplitudes de déplacement de l'ordre de 60 µm/A RMS sur toute la bande passante nécessaire à la génération de stimuli tactiles. Il est alors possible d'obtenir des amplitudes de vibration de l'ordre de 50 µm pour un courant d'actionnement de 800 mA RMS ; ce courant correspond à la puissance maximale de fonctionnement de la bobine. Cependant, l'utilisation de signaux impulsionnels et d'un matériau élastomérique adapté permettront d'obtenir des forces et amplitudes plus importantes.

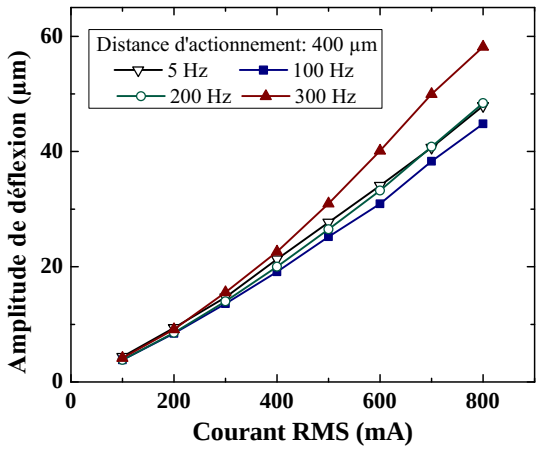


Figure 3.12 – Linéarité des amplitudes de déplacement en fonction du courant d'actionnement, pour plusieurs fréquences de fonctionnement

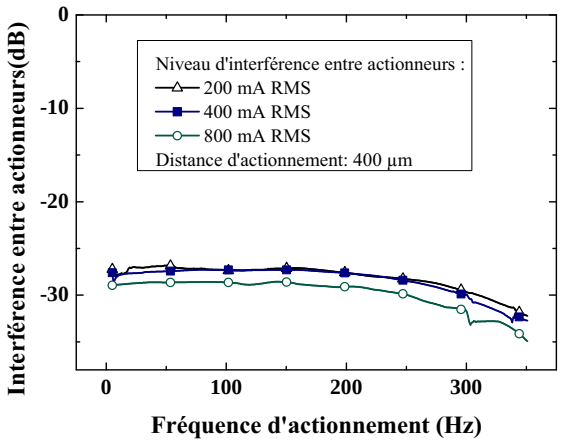


Figure 3.13 – Niveaux d'interférence entre deux micro-actionneurs voisins, mesurés pour différents courants d'actionnement

3.2.1.5 Effets de crosstalk

La conception de réseaux de micro-actionneurs magnétiques nécessite de prendre en compte l'influence du système d'actionnement d'un micro-actionneur sur ses voisins. Ce phénomène d'interférences entre micro-actionneurs peut avoir deux causes : d'une part, le système d'actionnement magnétique en lui-même – une bobine de commande entraînant le déplacement d'une membrane voisine – ou provenir de vibrations parasites causées par la propagation des ondes mécaniques dans le film élastomérique ; le premier phénomène étant largement prépondérant.

La diaphonie – ou crosstalk – doit être limitée afin de garantir un meilleur affichage spatial des stimuli. Cependant, certains stimulateurs tactiles sont équipés de filtres passe-bas, afin de filtrer spatialement les stimuli appliqués sur les doigts de l'utilisateur. Ceux-ci sont plus utiles dans le cas des afficheurs de formes, pour lesquels des déplacements de l'ordre de plusieurs centaines de micromètres sont fournis.

Des mesures vibratoires ont ainsi été réalisées, au cours desquelles le vibromètre était focalisé sur la membrane d'un micro-actionneur servant de référence. Les vibrations de la membrane ont été collectées lorsque celle-ci était actionnée par sa propre bobine d'actionnement, puis par la bobine d'un micro-actionneur voisin. L'effet de crosstalk peut alors être exprimé comme étant le rapport entre l'amplitude de vibration causée par un actionnement *indirect* (la bobine d'un micro-actionneur voisin) et celle obtenue par un actionnement *direct* (la bobine du micro-actionneur étudié).La Figure 3.13 présente ainsi les niveaux d'interférence entre micro-actionneurs en fonction du courant d'actionnement (200, 400 ou 800 mA RMS). Les vibrations parasites sont limitées à -25/-30 dB : il y a donc une quasi-absence de diaphonie entre les micro-actionneurs, chaque transducteur étant seulement commandé par son propre système d'actionnement.

3.2.1.6 Application d'une charge mécanique

Des essais préliminaires aux tests de perception tactiles ont été menés afin de déterminer l'influence d'une charge mécanique reposant sur les micro-actionneurs. Ces tests ont simulé la présence d'un doigt reposant sur la surface de stimulation. Les dispositifs tactiles développés n'étant pas destinés à l'affichage de formes, la pression exercée par l'utilisateur sur la surface d'actionnement est habituellement faible, et peut être considérée comme étant de l'ordre de

quelques centaines de mN. L'expérience en question consiste à charger la surface de stimulation à l'aide d'un plateau de PDMS, dont l'élasticité est proche de celle du doigt, surmonté de poids représentant une charge équivalente à 200 et 500 mN. Tous les micro-actionneurs sont alors actionnés de manière identique, à l'aide d'un signal rectangulaire de basse fréquence (10 Hz). Le faisceau laser du vibromètre est alors focalisé sur ces poids, afin de mesurer les vibrations résiduelles. La Figure 3.14 résume le protocole de caractérisation des micro-actionneurs en charge. Les amplitudes de vibration en fonction du courant d'actionnement et de la charge mécanique sont présentées dans la Figure 3.15. Le réseau de micro-actionneurs est ainsi capable de déplacer verticalement ces charges : pour des courants de 500 mA RMS, les déplacements atteignent des amplitudes de 8 µm pour la charge de 200 mN, et de 5 µm pour 500 mN.

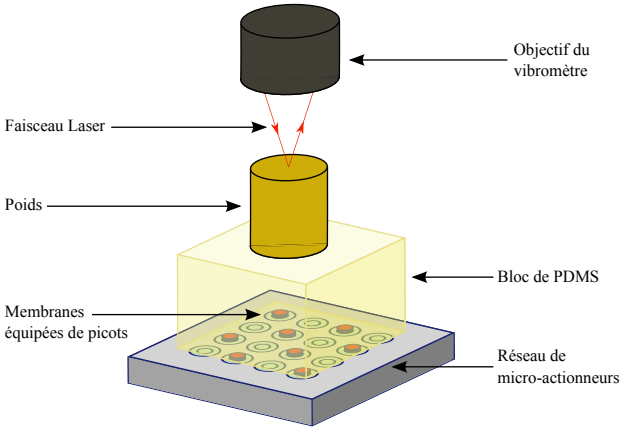


Figure 3.14 – Conditions de test des micro-actionneurs soumis à une charge mécanique

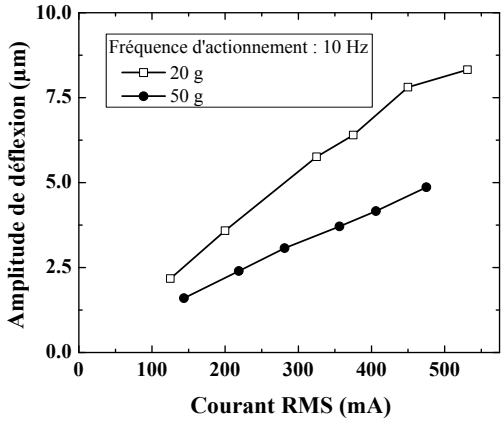


Figure 3.15 – Mesure du déplacement résiduel quand une charge est appliquée sur la surface de stimulation

3.2.2 Conclusions sur l'emploi du PDMS pour la réalisation de membranes élastomériques

Les caractérisations mécaniques menées sur le PDMS ont été l'occasion de vérifier si la faible résistance mécanique du PDMS classique n'était pas préjudiciable pour la réalisation de micro-systèmes générant de grandes forces et amplitudes de déplacement. Si les mesures mécaniques présentées précédemment n'ont pas contribué à l'endommagement des membranes élastomériques en PDMS, il faut tout de même prendre en compte le fait qu'ils n'étaient pas soumis à de fortes sollicitations mécaniques. L'utilisation du dispositif entraîne l'application de la pression due aux éventuels mouvements du doigt de l'utilisateur.

L'usage d'impulsions pour la commande des micro-actionneurs, afin d'accroître les forces instantanées fournies par les actionneurs tactiles, est limité par le fait que le PDMS a une moindre résistance à la traction, en comparaison avec le VPDMS. L'usage de ce dernier revêt donc un grand intérêt pour la réalisation de micro-actionneurs plus résistants à l'usage, mais aussi plus performants.

3.2.3 Caractérisation de micro-actionneurs tactiles basés sur le nouvel élastomère (VPDMS)

Les propriétés mécaniques du VPDMS, supérieures à celles du PDMS classique, ont permis d'atteindre de meilleures performances d'actionnement en termes de déplacements. La structure des micro-actionneurs réalisés en VPDMS étant plus résistante, ceux-ci se prêtent mieux aux conditions d'utilisation des interfaces de stimulation tactile. L'introduction du VPDMS dans ces structures MEMS a été présentée au cours de la Conférence Eurosensors de 2009 [85].

3.2.3.1 Protocole de mesures

La caractérisation des micro-actionnneurs basés sur le VPDMS a été réalisée à l'aide d'un interféromètre laser spécialement adapté à l'étude des petites structures et des MEMS, le Polytec MSA500. Cet interféromètre permet de scanner toute une surface et d'en restituer le comportement temporellement. Le signal d'excitation généré par le vibromètre est librement paramétrable parmi une liste de signaux de référence (sweeps, sinusoïdes, etc.), et il est aussi possible de définir des signaux personnalisés que le vibromètre se chargera d'analyser, ou d'utiliser une source d'excitation externe ; l'usage d'un trigger permettra alors de synchroniser le vibromètre sur la source d'excitation des micro-actionneurs.
Les tests suivants feront principalement intervenir des sweeps pour l'analyse fréquentielle des membranes, ainsi que des signaux sinusoïdaux émis continûment pour les études de linéarité de l'actionnement. Enfin, les tests impulsionnels seront réalisés à l'aide d'un générateur externe, dont le trigger commandera le vibromètre.

Dans tous les cas, ce signal d'excitation subit une amplification de puissance, réalisée à l'aide d'un amplificateur audio Brüel & kjær. La sonde de courant dont dispose cet amplificateur permet le contrôle sur oscilloscope de l'intensité du courant parcourant les bobines d'excitation

des micro-actionneurs. La stabilité du gain en courant de l'amplificateur a ainsi été validée sur la bande passante 50 Hz – 10 kHz.
Le MSA500 peut acquérir soit les déplacements, soit les vitesses de déplacement des zones scannées ; les mesures en déplacement étant impossibles en basse fréquence (en-deçà de 30 kHz), toutes les mesures auront lieu en acquisition de vitesse. Les informations de déplacement seront récupérées par traitement des signaux enregistrés en mode vitesse.

La Figure 3.16 représente l'organisation du banc de mesures nécessaire lors des caractérisations basées sur des signaux internes – générés par le vibromètre. Le banc de mesures vibrométriques est visible sur la Figure 3.17.

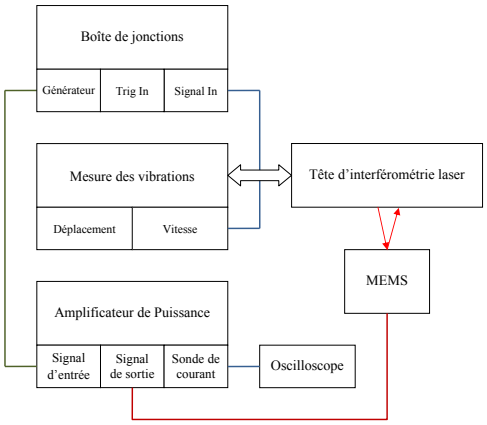


Figure 3.16 – Organisation du banc de mesures pour les signaux générés de manière interne (sweeps et sinusoïdes)

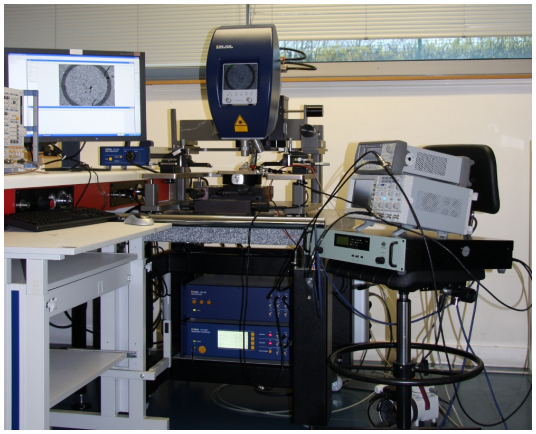


Figure 3.17 – Banc de mesures vibrométriques

3.2.3.2 Étude du comportement mécanique des membranes élastomériques

Dans le chapitre précédent, le comportement des membranes élastomériques a été décrit mécaniquement à l'aide des outils de calcul de la mécanique des plaques. Une étude expérimentale peut alors être réalisée pour confronter les résultats obtenus par caractérisation aux résultats théoriques énoncés précédemment. Les procédés de fabrication et de montage des membranes autorisent la modulation de deux paramètres : l'épaisseur de la membrane élastomérique d'une part – jouant sur la raideur des membranes – et le nombre d'aimants – changeant la masse supportée par la membrane, et donc son comportement fréquentiel.

Des membranes élastomériques en VPDMS ont été microfabriquées en deux épaisseurs différentes : celles-ci ont été mesurées à 54 µm et 114 µm à l'aide d'un profilomètre mécanique. Elles ont été équipées de 1 à 4 aimants de 1 mm de diamètre et de 500 µm d'épaisseur, et soumises à un actionnement magnétostatique à l'aide d'une bobine placée à distance identique des aimants. La caractérisation mécanique a eu lieu au vibromètre, et a fait usage de signaux de commande de type *sweep*. Les principaux relevés effectués sur chacune des caractéritiques fréquentielles ainsi obtenues ont concerné :

- Les amplitudes de vibration en statique et à la résonance en flexion, ainsi que les valeurs des résonances
- Les fréquences de résonance en flexion et en torsion
- La bande de fréquence à -3 dB autour de la résonance en flexion

Dans le cas où le comportement fréquentiel est bien conforme à un modèle mécanique du second ordre, il est alors possible de déterminer la raideur en flexion des membranes, ainsi que le facteur de qualité et la force générée par le système d'actionnement. Le mode de torsion peut aussi être étudié en calculant le ratio entre les fréquences de résonance en torsion et en flexion.

La Figure 3.18 présente les relevés des fréquences de résonance et de torsion effectués pour un courant de 100 mA RMS, en fonction du nombre d'aimants fixés au centre des membranes élastomériques en VPDMS. Les fréquences de résonance mesurées sont cependant différentes des valeurs obtenues théoriquement. Pour un aimant, la résonance en flexion a lieu à 1950 et 1280 Hz pour des épaisseurs respectives de 114 et 54 µm. Les mesures des fréquences de résonance en torsion permettent cependant de retrouver les ratios torsion/fréquence $\chi_{t/f}$ présentés au chapitre précédent.
La Figure 3.19 montre l'évolution de $\chi_{t/f}$ en fonction du nombre d'aimants, pour chacune des deux épaisseurs, et compare ce paramètre à sa valeur théorique. Les valeurs expérimentales vérifient bien la théorie. La résonance de torsion n'a pas été décelable dans le comportement fréquentiel des membranes élastomériques : celle-ci devant se produire après la résonance en flexion, elle se situe en-dehors de la bande passante des membranes élastomériques.

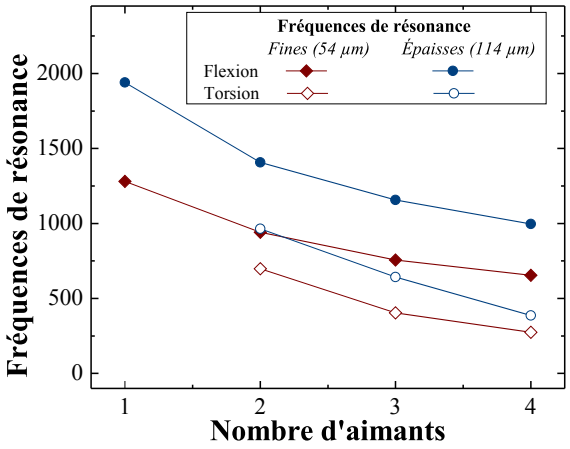


Figure 3.18 – Fréquences de résonance en flexion et en torsion obtenues par la caractérisation des membranes en VPDMS

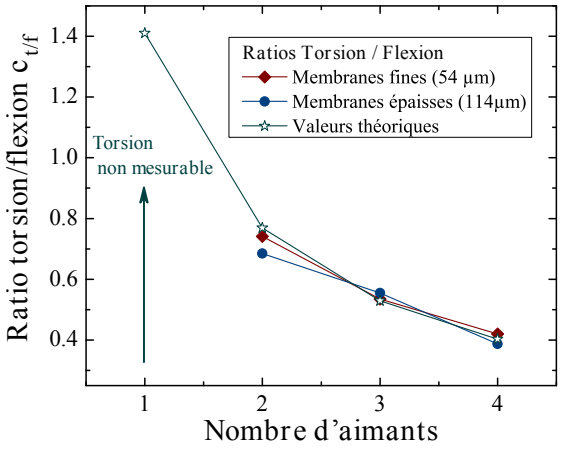


Figure 3.19 – Comparaison des ratios Torsion/Flexion $\chi_{t/f}$ théoriques et expérimentaux

Il faut noter que les fréquences de résonance en flexion obtenues pour les deux épaisseurs de membranes sont relativement peu éloignées, alors que le ratio de leurs épaisseurs est de l'ordre de 2. La fréquence de résonance évoluant en fonction de $\sqrt{(k)}$, donc en fonction de $e^{3/2}$, k et e étant la raideur et l'épaisseur de la membrane élastomérique, les membranes épaisses devraient avoir une fréquence de résonance en flexion trois fois supérieure à celle des membranes fines. Le reste du modèle mécanique étant conservé, on peut en déduire que les différences de comportement dynamique entre la théorie et les mesures expérimentales proviennent des propriétés mécaniques des élastomères déposés en couches minces. Ce phénomène pourrait s'expliquer par le fait que les chaînes élastomériques ne se combinent pas de la même manière dans les couches minces, lors de la réticulation de l'élastomère.

3.2.3.3 Homogénéité des micro-actionneurs

a. Homogénéité du comportement fréquentiel

Le comportement dynamique de l'ensemble des micro-transducteurs a tout d'abord été analysé afin de comparer leurs fréquences de résonance respectives. La masse m de chacune des membranes étant quasi-identique, les variations de la fréquence de résonance f trahissent principalement des différences dans la raideur k des membranes constituant les micro-actionneurs :

$$f = 2 \cdot \pi \cdot \omega = 2 \cdot \pi \cdot \sqrt{\frac{k}{m}} \tag{3.2}$$

La Figure 3.20 montre le spectre d'actionnement du micro-transducteur B2, dont la fréquence de résonance f_{rs} est de 1260 Hz et le facteur de qualité Q est environ égal à 7 lorsqu'il est déterminé par la formule $Q = f_{rs}/\Delta f$. L'amplitude des vibrations fournies par ce micro-transducteur est de 5 µm environ en quasi-statique, et atteint 29 µm à la résonance. Le facteur de qualité peut aussi être exprimé comme étant le rapport entre l'amplitude à la résonance et l'amplitude en statique dans le cas d'un modèle du second ordre. Cette seconde méthode de calcul donne $Q \approx 6$.

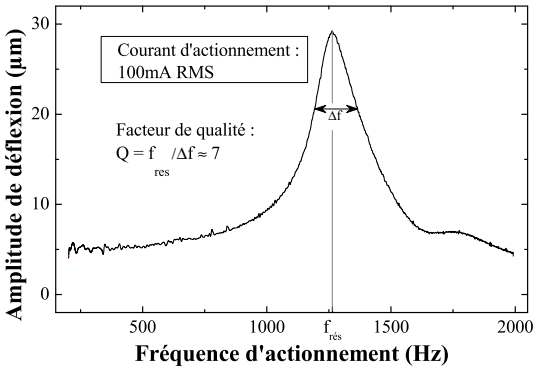


Figure 3.20 – Réponse fréquentielle d'un micro-actionneur (200 – 1500 Hz)

La Figure 3.21 présente l'homogénéité des fréquences de résonance en flexion de l'ensemble des micro-transducteurs constituant le dispositif de stimulation tactile. Les fréquences de résonance sont situées autour de 1350 Hz, avec des écarts de plus ou moins 15% sur l'ensemble des micro-actionneurs. il est alors possible de déterminer la raideur des membranes composant les micro-actionneurs, la masse présente au centre de chaque membrane étant connue et valant environ 3.3 mg : $k = m \cdot \omega^2$. La Figure 3.22 présente la raideur de l'ensemble des membranes élastomériques déterminée par cette méthode.

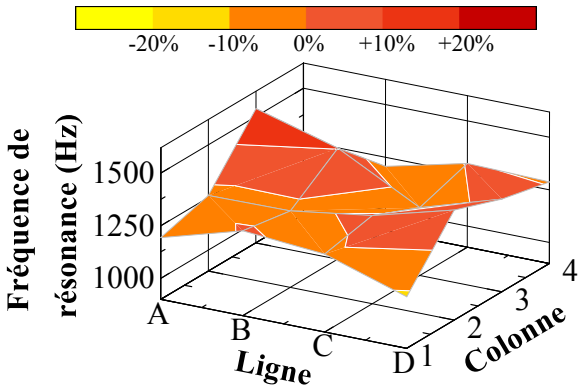


Figure 3.21 – Homogénéité des fréquences de résonance en flexion

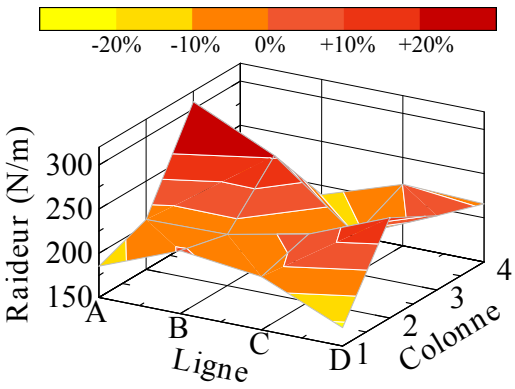


Figure 3.22 – Homogénéité de la raideur des membranes des micro-transducteurs

La raideur moyenne des membranes est située autour de 220 µm, mais elles présentent des disparités de raideur assez importantes, de l'ordre de plus ou moins 30%. Cette inhomogénéité peut s'expliquer par le fait que la raideur est proportionnelle au cube de l'épaisseur de la membrane, dans les modèles théoriques de déformation des plaques. De telles variations de raideur pourraient s'expliquer par une variation de l'épaisseur des membranes de l'ordre de plus ou moins 10%.
Dans le Chapitre 2, les comparaisons entre des membranes d'épaisseurs différentes montraient que la loi précédente ne s'appliquait pas parfaitement au cas des matériaux élastomériques : la raideur des membranes en VPDMS se révélait approximativement proportionnelle à leur épaisseur. D'autres paramètres peuvent cependant modifier la raideur ou la fréquence de résonance calculées précédemment. Les conditions de la gravure profonde de la structure des membranes, ainsi que leur libération, peuvent venir modifier la géométrie de celles-ci. Les conditions de collage des aimants peuvent aussi venir modifier la masse sismique et la raideur des membranes.

b. Homogénéité en termes de déplacements

Les amplitudes de déplacement ont été mesurées, en quasi-statique et à la résonance, pour chacun des micro-actionneurs du dispositif tactile. La Figure 3.23 présente les déplacements obtenus à la fréquence de 200 Hz, correspondant à la plage d'actionnement quasi-statique. Ces amplitudes sont homogènes, variant de -12% à +15% autour de leur moyenne. Les amplitudes de vibration s'étendent ainsi entre 4.6 et 6.0 µm , pour une moyenne se situant à 5.4 µm pour l'ensemble des micro-actionneurs. Des mesures similaires ont eu lieu à la fréquence de résonance de chacun des micro-actionneurs du dispositif. Les amplitudes de déflexion atteignent entre 21 et 33 µm selon les micro-actionneurs, représentant une variation de l'ordre de ± 20% sur l'ensemble des micro-actionneurs. L'homogénéité est ainsi un peu moins bonne à la résonance. Ces mesures comparatives effectuées sur l'ensemble des micro-actionneurs permettent de vérifier la qualité du montage des micro-actionneurs. Il est ainsi possible de déterminer la force d'actionnement magnétostatique F de chacun d'entre eux, à partir de leurs déplacements en quasi-statique δ et de leur raideur k : $F = k \cdot \delta$. La Figure 3.25 représente les forces d'actionnement magnétostatiques fournies par l'ensemble des micro-actionneurs.

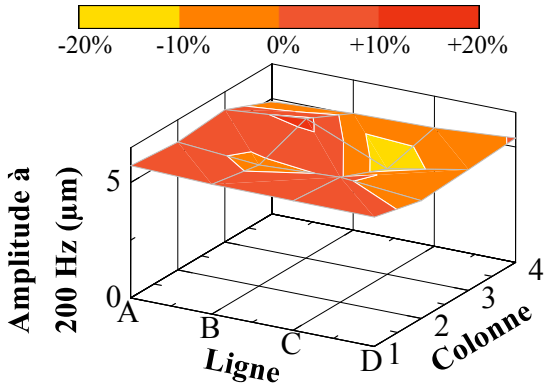


Figure 3.23 – Homogénéité des amplitudes de déplacement à 200 Hz

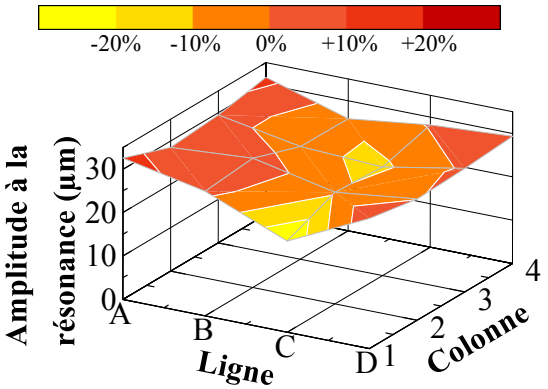


Figure 3.24 – Homogénéité des amplitudes de déplacement à la résonance

c. Homogénéité des forces d'actionnement

La connaissance de la raideur et de l'amplitude de déflexion de chaque membrane de micro-actionneur permet d'établir une cartographie des forces magnétostatiques générées par ceux-ci. La Figure 3.25 présente cette cartographie de l'amplitude des forces d'actionnement du réseau de micro-actionneurs, pour un courant de 100 mA RMS. L'homogénéité de l'actionnement est globalement bonne. Le calcul des forces d'actionnement des micro-actionneurs A3 et B3 est faussé de par leur comportement fréquentiel qui les distingue des autres micro-actionneurs. Si l'on exclut A3 et B3, la force moyenne générée par les micro-actionneurs atteint 1.11 mN ; l'homogénéité de l'actionnement est alors bonne, avec plus ou moins 20% de variation de forces autour de la moyenne. Les forces générées par A3 et B3 sont surestimées, car leur fréquence de résonance élevée résulte d'une anomalie vibratoire sur la partie haute de leur spectre : ils sont plus sujets aux modes de torsion que les autres micro-actionneurs.

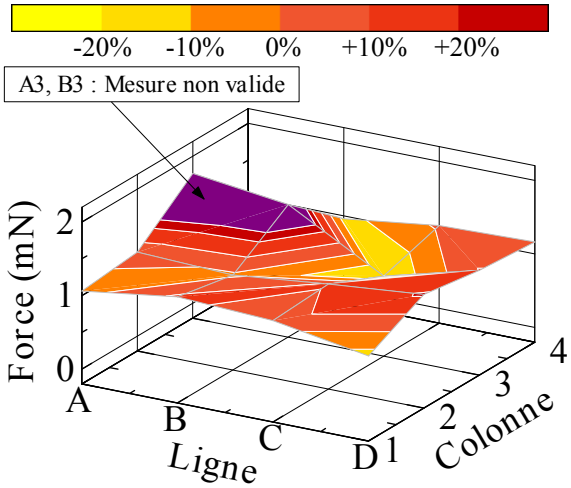


Figure 3.25 – Homogénéité des forces d'actionnement magnétostatique des micro-actionneurs

3.2.3.4 Linéarité des déplacements et forces générés par les micro-actionneurs

Le fonctionnement des micro-actionneurs a été caractérisé en fonction du courant d'actionnement, afin de vérifier le comportement linéaire du système d'actionnement et des membranes élastomériques en VPDMS. La Figure 3.26 présente l'amplitude de déflexion du micro-actionneur B2 en fonction du courant d'actionnement, pour une fréquence d'excitation de 200 Hz. Le micro-actionneur atteint des amplitudes de déplacement d'environ 21 et 55 µm pour des courants respectivement de 400 et 800 mA RMS. L'amplitude de déflexion évalue de manière globalement linéaire avec le courant d'actionnement, mais s'en écarte légèrement dans le cas de plus grands déplacements. Cela est dû aux modèles de déformations de membranes, qui se limitent habituellement aux petites déformations, au comportement non linéaire de la Loi de Hooke des élastomères, et à l'éventuelle non linéarité de l'actionnement magnétostatique.
Bien que l'actionnement magnétostatique soit régi par des lois linéaires, des phénomènes de saturation peuvent apparaître dans les matériaux magnétiques tels que le Permalloy ou les aimants. Les champs magnétiques produits par spires des bobines ne peuvent pas atteindre des valeurs suffisantes pour saturer les noyaux de Permalloy ou les aimants d'actionnement.

La distance entre la bobine et l'aimant n'est cependant pas constante lors de l'actionnement, de par les déflexions importantes des membranes. La force d'interaction entre la bobine et l'aimant n'est donc pas la même sur une période de signal d'actionnement.
Si l'on admet que la force d'actionnement à l'origine de ces déplacements suit une loi linéaire, il est possible de faire une régression sur les premiers points de la caractéristique déplacement - courant, afin de déterminer l'évolution de la force magnétostatique en fonction du courant. La régression sera appliquée à partir des mesures effectuées à des courants inférieurs ou égaux à 400 mA. La connaissance de la raideur de la membrane permettra ainsi d'accéder à la force magnétostatique générée par le micro-actionneur en fonction du courant d'actionnement.
La raideur des membranes a précédemment été obtenue par la caractérisation des membranes à la résonance ; cette mesure ayant été faite à un faible courant d'actionnement (100 mA RMS), on peut considérer leur fonctionnement quasi-linéaire. La raideur de la membrane étudiée est donc estimée à 208 N/m. L'évolution de la force d'actionnement magnétostatique estimée en fonction du courant d'actionnement est alors rapportée sur la Figure 3.26.

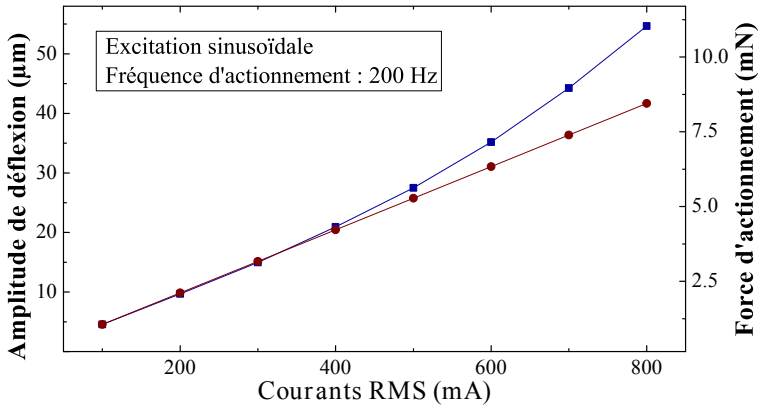


Figure 3.26 – Amplitudes de déflexion mesurées pour divers courants d'actionnement

3.2.3.5 Comportement impulsionnel

L'abandon du PDMS classique (Sylgard 184) pour l'élastomère VPDMS a permis d'améliorer fortement la résistance mécanique des membranes composant les micro-actionneurs. La bien plus grande résistance en traction de ce dernier autorise ainsi de plus grandes amplitudes de déflexion, ainsi que l'actionnement impulsionnel. L'intérêt d'un actionnement de type impulsionnel réside dans le fait que de plus grandes forces instantanées peuvent être produites pour une courte durée, tout en conservant un faible niveau de consommation électrique. Des caractérisations ont ainsi été réalisées à partir de signaux sinusoïdaux impulsionnels, à la fréquence de 200 Hz puis à la résonance. Les courants instantanés ont été limités à 4 A au cours de ces tests. Un tel courant peut paraître élevé ; des bobines réalisées avec un fil de cuivre de diamètre moitié moindre autoriseraient quatre fois plus de spires pour le même encombrement, et permettraient de diviser par quatre les courants d'excitation sans nuire à l'efficacité des micro-actionneurs. Les tests ont été menés avec des bobines réalisées à partir de fil de cuivre de diamètre standard (160 µm), car elles se révèlent plus robustes dans leur manipulation.

Les tests ont d'abord été effectués avec des signaux pulsés sinusoïdaux dont la fréquence a été fixée à 200 Hz. La durée des impulsions a été fixée à 1, 2, 4 ou 8 périodes, correspondant respectivement à 5, 10 ou 15 ms. Les courants instantanés suivants ont été utilisés : 500 mA, puis de 1 à 4 A par pas de 1 A. La Figure 3.27 présente les réponses mécaniques à des impulsions sinusoïdales longues d'une seule période. Les déplacements négatifs, c'est-à-dire orientés vers le bas, sont limités à environ 75 µm ; ceci est dû au contact de l'aimant avec la bobine, la distance entre les deux ayant été maintenue à 100 µm par leur insertion dans le packaging. La diffé-

rence de 25 µm entre ces deux positions peut s'expliquer par la force d'attraction magnétique entre l'aimant et le noyau de la bobine. La déflexion du micro-actionneur reste sensiblement sinusoïdale jusqu'à 2 A de courant instantané ; le contact entre la bobine et l'aimant apparaît à partir d'un courant crête de 3 A. À partir de ce même courant d'actionnement, des vibrations parasites apparaissent pour les déplacements positifs de la membrane ; leur fréquence, autour de 1250 Hz, correspond à la fréquence de résonance de la membrane. Ils occasionnent une légère diminution de leur déflexion maximale, qui atteint 145 µm pour un courant crête de 4 A. Un tel courant d'actionnement correspond à la génération de forces instantanées d'environ 32 mN. La fin de la réponse impulsionnelle s'accompagne toujours d'une sinusoïde amortie, à la fréquence de résonance. Les membranes ayant été caractérisées impulsionnellement n'ont été victimes ni de destruction mécanique, ni de dégradation de leurs performances, malgré les importantes déformations subies par le VPDMS durant les tests impulsionnels. Cela confirme la supériorité du VPDMS face au PDMS classique : les microsystèmes basés sur ce matériau élastomérique font preuve d'une meilleure résistance mécanique, ce qui leur confère un gros avantage en termes de durée de vie et d'applications industrielles.

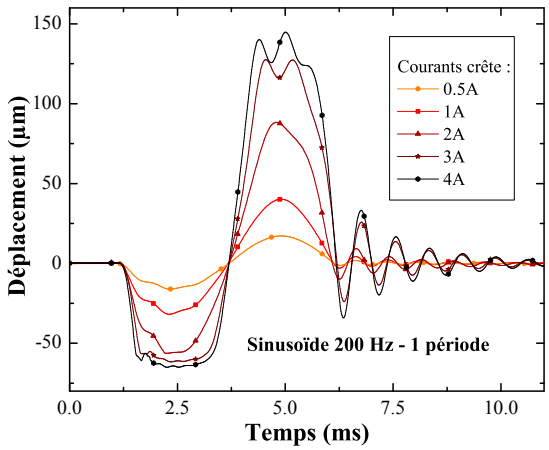


Figure 3.27 – Réponse impulsionnelle d'un micro-actionneur soumis à une brève excitation sinusoïdale à 200 Hz (1 périodes)

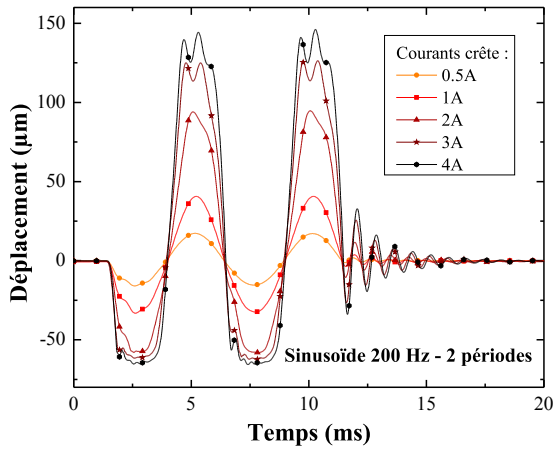


Figure 3.28 – Réponse impulsionnelle d'un micro-actionneur soumis à une brève excitation sinusoïdale à 200 Hz (2 périodes)

Des mesures similaires ont été menées avec des impulsions plus longues, correspondant à 2, 4 ou 8 périodes du signal sinusoïdal. Les Figures 3.28 et 3.29 présentent respectivement les réponses vibratoires à des excitations de 2 et 4 périodes de signal. Les réponses mécaniques sont similaires à la précédente ; il n'y a pas augmentation de l'amplitude des vibrations avec le nombre de périodes d'actionnement.

La Figure 3.30 montre l'évolution du déplacement maximal des micro-actionneurs en fonction du courant d'actionnement et du nombre de périodes d'excitation. La linéarité de l'actionnement est maintenue jusqu'à 2 A crête. Au-delà, les déplacements sont limités par l'apparition de résonances parasites.

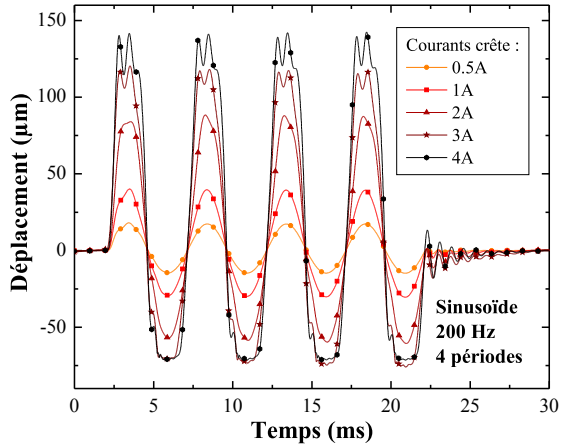


Figure 3.29 – Réponse impulsionnelle d'un micro-actionneur soumis à une brève excitation sinusoïdale à 200 Hz (4 périodes)

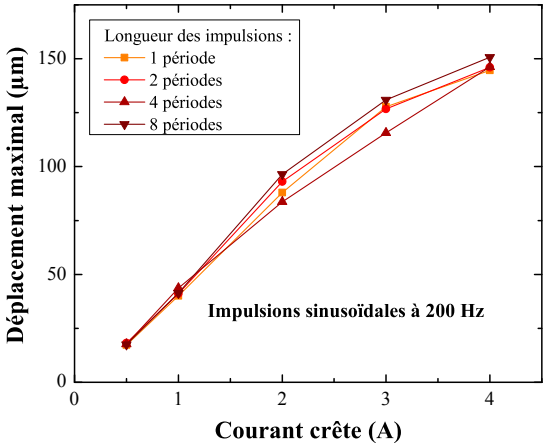


Figure 3.30 – Déplacement maximal en fonction du courant, pour une commande impulsionnelle sinusoïdale à 200 Hz

La réponse mécanique des micro-actionneurs à une impulsion sinusoïdale à la résonance a aussi été étudiée. Le nombre de périodes d'excitation a été conservé : 1, 2, 4 et 8 périodes de sinusoïdes à 1260 Hz. La Figure 3.31 représente la réponse mécanique du micro-transducteur B2 à une excitation de longueur égale à une période, pour des courants crête allant de 500 mA à 4 A.

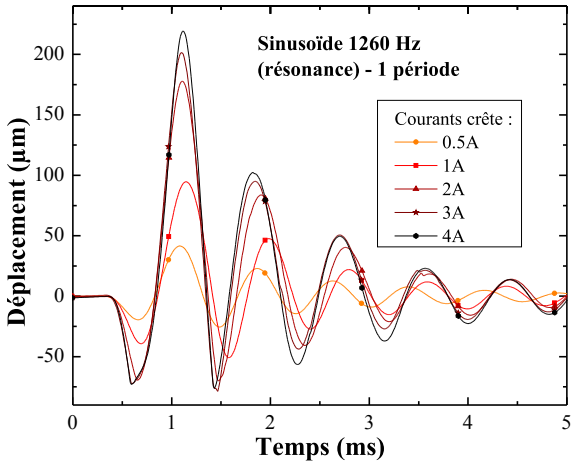


Figure 3.31 – Réponse impulsionnelle d'un micro-actionneur soumis à une brève excitation à sa fréquence de résonance

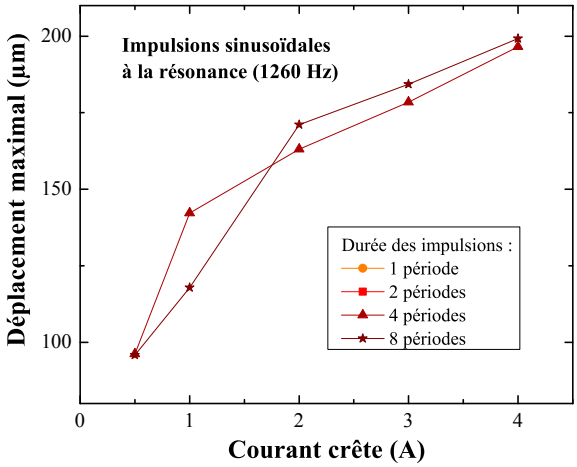


Figure 3.32 – Déplacement maximal engendré par une commande impulsionnelle à la résonance, en fonction du courant

La réponse reste approximativement sinusoïdale jusqu'à 2 A crête ; au-delà, des oscillations parasites viennent dégrader la réponse mécanique et diminuer la déflexion de la membrane. La fin de la réponse mécanique à cette excitation à la résonance est marquée par des oscillations amorties significativement plus importantes que lors des excitations à 200 Hz.

L'amplitude du déplacement crête augmente graduellement lorsque la durée de l'excitation augmente, jusqu'à avoisiner les 200 µm pour les excitations de longueur égale à 8 périodes de sinusoïde. La Figure 3.32 montre l'évolution du déplacement maximal du micro-actionneur B2 lorsque celui-ci est soumis à une commande impulsionnelle à la résonance, de longueur et d'intensité variables. La linéarité des réponses impulsionnelles en fonction du courant n'est plus assurée à la résonance.

3.3 Conception de l'électronique de commande

3.3.1 Amplification de puissance

Les réseaux de micro-actionneurs précédemment réalisés doivent pouvoir être alimentés sur des plages de fréquences allant de quelques hertz à quelques centaines de hertz. Afin de restituer correctement des formes d'ondes plus complexes que des sinusoïdes, il peut être intéressant de fixer une bande de fréquences de quelques kilohertz, correspondant approximativement aux fréquences de l'audible ; les amplificateurs audio du commerce conviennent donc du point de vue de la bande fréquentielle restituable. Cependant, la plupart des amplificateurs audio sont adaptés à des charges de l'ordre de quelques ohms, par exemple 3 ou 4 Ω. Les bobines présentées précédemment ont des résistances de l'ordre de 0.2 à 0.3 Ω. Deux possibilités s'offrent alors : soit la mise en place d'un amplificateur équivalent capable de délivrer des signaux d'actionnement sur des charges très faibles, soit l'utilisation de bobines enroulées avec du fil de cuivre de plus petite section.

La première possibilité consiste à brancher n amplificateurs en parallèle afin que la charge visible par chaque amplificateur soit n fois supérieure à la charge constituée par la bobine d'actionnement. Ce procédé est particulièrement lourd et multiplie le nombre de composants nécessaires à la réalisation de l'électronique de commande.

La seconde solution est la plus viable : l'utilisation d'un fil de cuivre de diamètre moitié moindre (de l'ordre de 70 µm) conduit à un nombre de tours quatre fois supérieur et à une résistance 16 fois supérieure. Il est alors possible de se rapprocher des charges nominales des amplificateurs audio du commerce.

L'électronique de commande de ces interfaces tactiles est alors proche des circuits présents dans les baladeurs et autres dispositifs portatifs. Les amplificateurs audio de classe D sont particulièrement bien adaptés à ces applications, en raison de leurs rendements très élevés (supérieurs à 90%). Les amplficateurs audio de la gamme SSM d'Analog Devices[82] conviennent ainsi aux critères de fréquences et de charge, à l'image du SSM2335 (mono). La puissance maximale délivrable par ces amplificateurs est de 3 W, ce qui autorise l'actionnement impulsionnel de puissance.

Ces composants étant de type "Wafer Level", leur taille est très réduite ; en contrepartie, leur intégration dans des circuits imprimés nécessitent des équipements spécifiques. Une carte d'évaluation a donc été utilisée (Fig. 3.33) pour les tests préliminaires.

Figure 3.33 – Carte d'évaluation de l'amplificateur audio SSM2335 d'Analog Devices

3.3.2 Commande des micro-actionneurs

La partie commande peut être construite sur la base de composants numériques programmables, tels que les FPGA (Field-Programmable Gate Arrays). Ces circuits logiques sont programmables et reconfigurables, ce qui les rend particulièrement adaptés aux phases de développement et de tests. Les contrôleurs PIC de la société Microchip sont une alternative aux FPGA, mais ils présentent l'inconvénient de ne pas être reconfigurables une fois programmés. La carte FPGA ayant été choisie comporte une puce Xilinx Spartan-3, est de taille réduite (89x51 mm) et se connecte aux ordinateurs par liaison USB. La XEM3001 est commercialisée par OpalKelly [83] (Fig. 3.34).

Les signaux de commande générés par une telle carte FPGA étant numériques, il est nécessaire de faire appel à des convertisseurs numérique-analogique (CNA, ou DAC). Le CNA 10 bits TI 6574 de Texas Instruments peut ainsi gérer quatre voies, et a été choisi pour la conception de l'alimentation multivoies. Il peut être commandé via un bus I2C (Inter-Integrated Circuits).

Figure 3.34 – Carte FPGA XEM3001 destinée à la génération des signaux de commande

3.3.3 Architecture globale de l'électronique de commande

L'électronique de commande des micro-actionneurs est ainsi composée de différents niveaux :

- Un circuit logique programmable pour la génération de signaux de commande numériques ;
- Des convertisseurs DAC chargés de la génération des signaux de commande analogiques ;
- Des amplificateurs de puissance permettant de délivrer un courant d'actionnement sur chaque bobine.

La Figure 3.35 présente un schéma fonctionnel d'une électronique de commande intégrée nécessaire au fonctionnement du réseau de micro-actionneurs.

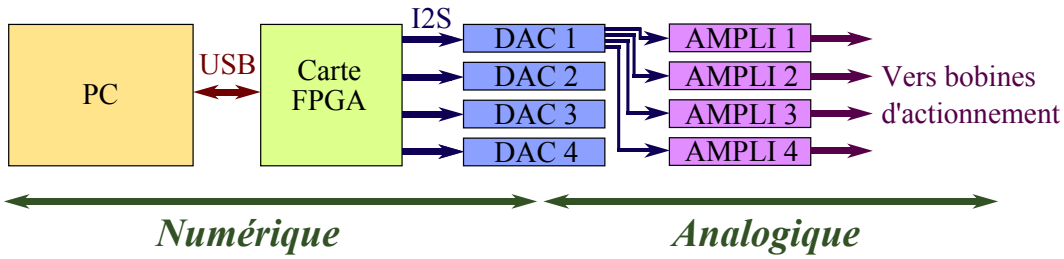


Figure 3.35 – Schéma de fonctionnement d'une électronique de commande adaptée au réseau de micro-actionneurs (bobines 70 µm)

3.4 Caractérisation sensorielle des réseaux d'actionneurs tactiles

3.4.1 Localisation spatiale des stimuli tactiles

Les réseaux de micro-actionneurs présentés dans ce rapport présentent une résolution d'affichage de 2 mm leur permettant de retranscrire des sensations tactiles définies spatialement, et dont les résultats ont été présentés dans la revue IEEE Transactions on Haptics [86] et lors de la Conférence Eurohaptics de 2010 [87]. Il est nécessaire de vérifier si les sensations tactiles affichées par ces dispositifs peuvent être discriminées spatialement. Des tests de localisation spatiale ont donc été menés afin de confirmer l'efficacité des dispositifs. L'échantillon de participants était composé de sept hommes, âgés entre 24 et 40 ans. Chaque participant devait positionner l'index de sa main gauche ou de sa main droite (selon sa préférence) de manière à ce que la pulpe de ce doigt soit centrée sur la zone d'affichage tactile. Lors de chaque test sensoriel, seuls 4 micro-actionneurs sur les 16 composant le dispositif tactile sont actionnés, dans l'un des quatre quadrants de l'afficheur. Le participant devait alors déterminer quelle zone de l'afficheur était active. La Figure 3.36 présente les quatre zones d'actionnement utilisées au cours de ce test. Différents signaux d'actionnement ont été utilisés pour ces essais sensoriels : trois signaux sinusoïdaux dont les fréquences étaient respectivement de 5, 50 et 250 Hz, ainsi qu'un signal de type burst. Ce quatrième signal d'actionnement consistait en un burst sinusoïdal de fréquence 250 Hz et de durée 20 ms, et dont la période de répétition de 200 ms correspondait à un battement de 5 Hz et à un rapport cyclique de 10%. Les courants d'actionnement étaient fixés à 400 mA RMS pour les sigaux sinusoïdaux continus ; l'amplitude du signal de type burst a été conservée au même niveau que les trois autres signaux (soit 670 mA), correspondant ainsi à une plus faible consommation électrique due au rapport cyclique utilisé. Chacun des participants a été questionné sur tous les types de signaux, à l'occasion d'une série de 12 tests de localisation spatiale par type de signal.

Le Tableau 3.2 présente les résultats de ces essais de localisation spatiale. Il indique le nombre de tests sensoriels (sur un total de 12) réussis par chaque participant pour chaque type de signal d'actionnement. La dernière ligne du tableau indique le pourcentage de réussite de chaque participant, tandis que la dernière colonne précise le pourcentage d'efficacité de chacun des signaux d'actionnement. Les tests de discrimination spatiale ont ainsi été réussis à 86% sur

Tableau 3.2 – Résultats des tests de localisation spatiale des stimuli tactiles

Participants	1	2	3	4	5	6	7	Tous
5 Hz	12	11	11	11	9	9	12	89%
50 Hz	12	11	12	12	11	11	12	96%
250 Hz	9	10	11	11	9	10	9	82%
Burst	12	8	11	10	7	6	9	75%
Tous	94%	83%	94%	92%	75%	75%	88%	86%

l'ensemble des essais sensoriels ayant été menés. Tous les participants n'avaient pas les mêmes capacités de discrimination spatiale, mais il faut aussi prendre en compte le fait que ces essais sensoriels ont été réalisés avec un niveau d'actionnement volontairement limité à 400mA RMS. Les taux de réussite des participants varient ainsi de 75% à 94%. Des disparités sont aussi apparues entre les types de stimuli tactiles : l'efficacité des bursts n'est que de 75%, alors que les signaux continus ont une efficacité située entre 82 et 96%. Il faut cependant rappeler que les bursts ont la même amplitude que les autres types de signaux, et ne fournissent une excitation que 10% du temps. Les signaux sinusoïdaux à 250 Hz ainsi que les bursts (dont les cycles sinusoïdaux sont aussi à 250 Hz) permettent une moindre discrimination spatiale ; ce résultat est en accord avec la Littérature, les mécanorécepteurs les plus sensibles à haute fréquence étant aussi ceux pourvus des plus faibles résolutions spatiales.

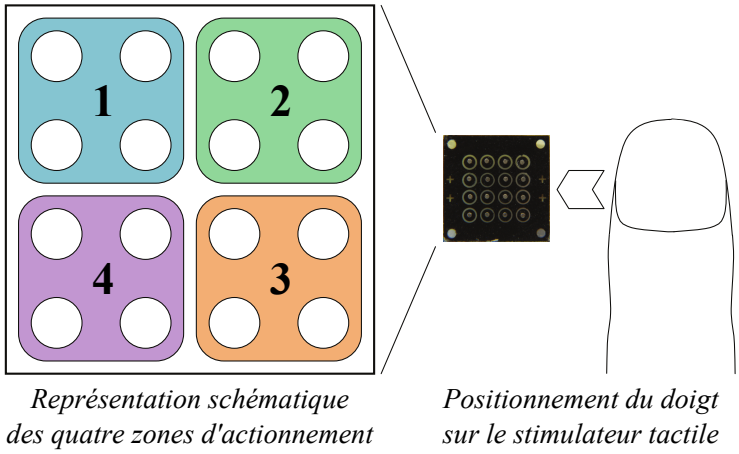


Figure 3.36 – Test de perception : quatre zones d'actionnement sont définies ; les participants doivent indiquer quelle zone est activée lors de chaque test

3.4.2 Introduction de temps de repos

Les sensations tactiles fournies par les dispositifs vibro-tactiles ont tendance à être évanescentes ; une fatigue intervient habituellement suite à une excitation prolongée des mécanorécepteurs. Il est donc souvent plus utile de faire appel à des motifs ou icônes tactiles discontinus dans le temps, que de stimuler la peau de l'utilisateur en permanence. Cette stratégie permet ainsi d'augmenter l'efficacité de la stimulation tactile, tout en réduisant la consommation électrique des micro-actionneurs – ceux-ci n'étant plus actionnés en permanence.

Des temps de repos ont ainsi été périodiquement introduits entre des motifs sinusoïdaux afin d'éviter cet affaiblissement des sensations tactiles au cours du temps. Sur la Figure 3.37, la courbe (a) représente une onde sinusoïdale continue, tandis que (b) est constituée d'un signal sinusoïdal de même amplitude et fréquence, mais entrecoupé de temps de repos représentant un ratio de 20%. La période de répétition des motifs sinusoïdaux a été fixée à 1 s ; la durée des temps de repos, exprimée en pourcentage de la période de répétition du signal, a été paramétrée à 20, 40 et 60% durant ces tests ; l'efficacité de ces temps de repos a été comparée aux résultats obtenus en l'absence de temps de repos. Un seul micro-actionneur a été activé pour cette séance de mesures ; son courant d'actionnement a été limité à 400 mA RMS, et sa fréquence a été réglée à 10, 100 et 250 Hz. L'actionnement a donc été fixé à un niveau assez bas lors de cette expérience.

Le Tableau 3.3 présente les résultats de cette étude, menée sur 6 participants. Les durées indiquées représentent les durées moyennes de sensation des stimuli tactiles avant leur disparition. En l'absence de temps de repos, le stimuli tactile fourni par le micro-actionneur disparaît entre 7 et 20 s après son introduction ; les signaux de fréquences plus élevées semblent perdre plus vite en efficacité que les signaux à 5 Hz. L'introduction de temps de repos à 20% a permis de maintenir les sensations tactiles sur des durées comprises entre 28 et 50 s en moyenne, les signaux à 5 Hz se démarquant toujours par leur plus grande persistance. L'augmentation des temps de repos réduit encore le problème de disparition d'évanouïssement des sensations tactiles avec le temps. Les sensations tactiles persistent au-delà d'une minute pour les temps de repos de 60%, et ceci quelle que soit la fréquence de stimulation.

Tableau 3.3 – Influence des temps de repos sur la durabilité des stimuli tactiles sinusoïdaux – durées moyennes pour un courant d'actionnement de 400 mA, avant disparition de la sensation tactile

Fréquence du signal	10 Hz	100 Hz	250 Hz
Sans temps de repos	20 s	7 s	9 s
Temps de repos = 20%	50 s	30 s	28 s
Temps de repos = 40%	> 1 min	> 1 min	45 s
Temps de repos = 60%	> 1 min	> 1 min	> 1 min

3.4.3 Utilisation d'impulsions non sinusoïdales et effet du rapport cyclique

Les stratégies de commande des micro-actionneurs peuvent être basées sur des signaux non sinusoïdaux. Les signaux peuvent être définis de manière à mettre en mouvement les actionneurs uniquement en direction du doigt. Un signal rectangulaire peut ainsi être utilisé afin de ne commander le micro-actionneur que dans le sens "sortant". Il est aussi possible de jouer sur le rapport cyclique afin de diminuer la consommation électrique des micro-actionneurs. Un courant d'actionnement rectangulaire de rapport cyclique α, dont l'état bas est fixé à zéro et l'état haut à I_0, aura un courant RMS égal à $\sqrt{\alpha} \cdot I_0$. Sa consommation électrique moyenne sera donc égale à $\alpha \cdot I_0^2/R$, où R représente la résistance de la bobine d'actionnement. Il est donc intéressant de vérifier si l'efficacité de la stimulation tactile est conservée lors de la diminution du rapport cyclique des signaux rectangulaires. sur la Figure 3.37, le signal (c) représente ainsi un signal rectangulaire classique, avec un rapport cyclique de 50%, dans lequel sont insérés des temps de repos. Le signal (d) a une construction voisine, mais présente un rapport cyclique de 15%. Ces signaux, dont la construction est plus facile à partir de circuits numériques programmables de type FPGA, ont cependant un inconvénient par rapport aux signaux sinusoïdaux : leur mauvaise pureté spectrale. Des signaux impulsionnels trop courts ont une densité spectrale trop importante au-delà des fréquences de coupure des mécanorécepteurs.

L'expérience suivante a été menée sur les participants : un micro-actionneur est commandé par un signal rectangulaire faisant figurer des temps de repos occupant 40% du signal, et dont la période de répétition est fixée à 1 s. Trois fréquences d'actionnement ont été employées pour ces essais : 10, 100 et 200 Hz ; ces motifs rectangulaires ont été testés pour quatre valeurs de rapport cyclique : 10, 20, 35 et 50 Hz. Pour chacun des signaux, caractérisé par sa fréquence et son rap-

port cyclique, la puissance moyenne du micro-actionneur a été progressivement augmentée afin d'atteindre le seuil de perception des participants. La Figure 3.38 représente la consommation électrique au seuil de perception en fonction du rapport cyclique et de la fréquence des motifs rectangulaires. Les valeurs ont été moyennées sur l'ensemble des participants.

La puissance électrique seuil s'est révélée quasi-constante en fonction du rapport cyclique. Cela signifie que l'augmentation de l'amplitude des impulsions, ainsi que la diminution de la largeur des impulsions, toutes deux consécutives à la diminution du rapport cyclique à puissance constante, n'ont pas d'incidence sur les seuils de détection. Ceux-ci sont ainsi liés à l'énergie contenue dans chacune des impulsions, qui s'exprime comme le produit de leur amplitude et de leur durée.

La puissance consommée au seuil de détection est de l'ordre de 45 mW à 10 Hz et à 200 Hz. Elle est cependant plus élevée à 100 Hz, aux alentours de 100 mW. Cela représente un courant d'actionnement 50% plus élevé. Des tests complémentaires sont nécessaires afin d'obtenir des courbes d'équisensibilité en fonction de la fréquence d'actionnement et du rapport cyclique. Des tests préliminaires semblent indiquer une augmentation des sensations tactiles à puissance constante, lorsque l'on abaisse le rapport cyclique.

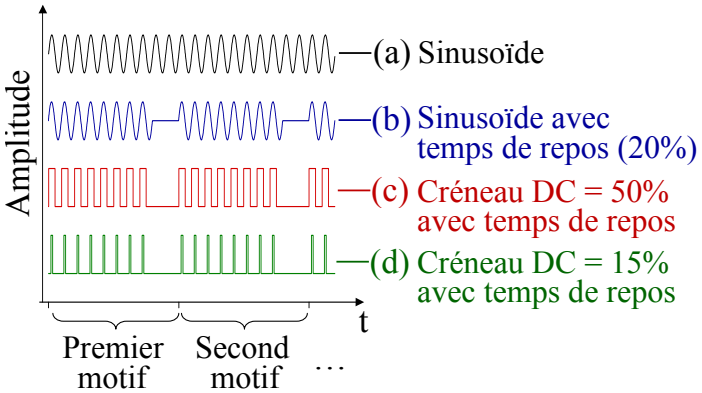


Figure 3.37 – Signaux de contrôle présentant des temps de repos et divers rapports cycliques

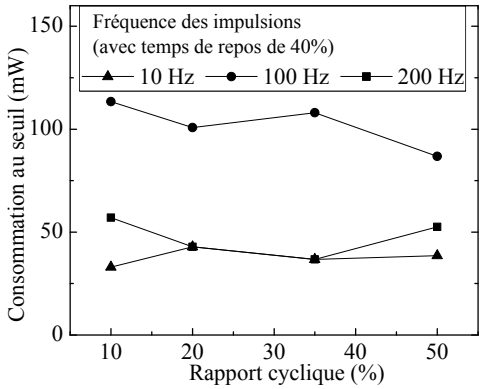


Figure 3.38 – Consommations électriques minimales mesurées aux seuils de perception, en fonction du rapport cyclique

3.5 Conclusion

Ce chapitre a décrit l'élaboration des réseaux de micro-actionneurs tactiles, suite à leur conception et modélisation précédemment abordées. La fabrication de ces micro-actionneurs hybrides s'appuie à la fois sur les procédés de microfabrication, et sur les techniques de fabrication conventionnelles. Le procédé de microfabrication des membranes élastomériques a été explicité ; l'accent a aussi été mis sur la nécessite de prévoir des packagings adaptés lors de la réalisation des micro-actionneurs hybrides. La conception et le montage des packagings de test utilisés au cours de cette thèse ont ainsi été exposés.
Dans le cadre de la caractérisation de micro-actionneurs tactiles, doivent être réalisés à la fois des caractérisations mécaniques résumant les capacités des micro-actionneurs à générer forces et déplacements, et des essais sensoriels mettant en avant les capacités des micro-actionneurs à remplir leurs objectifs quant à la stimulation tactile.

Les caractérisations mécaniques ont tout d'abord visé à vérifier le comportement des micro-actionneurs en termes de fréquences de résonance et de déplacements quasi-statiques. L'étude du comportement fréquentiel a ainsi permis de remonter aux paramètres clés régissant le comportement des micro-actionneurs, en statique et en dynamique : leur raideur, leur facteur de qualité, et la force d'excitation générée par le système d'actionnement. L'homogénéité des micro-actionneurs formant la surface de stimulation tactile a ainsi pu être vérifiée. Celle-ci est correcte, malgré les imperfections de l'assemblage des micro-actionneurs. L'usage d'un matériau élastomérique particulièrement résistant a de plus ouvert la voie à l'étude de l'actionnement impulsionnel. Des forces instantanées jusqu'à cinq fois supérieures à l'actionnement sinusoïdal continu ont ainsi pu être atteintes, sans que les membranes élastomériques ne subissent d'endommagement à l'issue de la totalité des caractérisations effectuées. Les déplacements ont ainsi atteint des amplitudes avoisinant 200 µm, ce qui est particulièrement impressionnant eu égard à la géométrie des structures mises en mouvement.

Des tests sensoriels ont alors eu lieu afin de s'enquérir des capacités de stimulation tactile présentées par ces surfaces actives. Les premiers essais ont permis de valider la qualité de la spatialisation des stimuli sur le réseau de micro-actionneurs. Un taux d'efficacité de 84% a ainsi été atteint, alors même que le courant d'actionnement n'était égal qu'à la moitié de sa

valeur maximale, et qu'aucune optimisation des signaux de commande n'avait été introduite. Face aux problèmes de disparition des stimuli tactiles inhérents à la stimulation vibrotactile, une stratégie de contrôle a été mise en place, tirant profit de l'introduction de temps de repos dans les signaux d'excitation. Les micro-actionneurs permettant mécaniquement l'usage d'un actionnement impulsionnel, une étude portant sur l'efficacité de l'actionnement en fonction du rapport cyclique a ensuite été menée. Elle a montré que la puissance nécessaire à l'obtention d'un stimuli tactile dépendait peu du rapport cyclique du signal d'excitation.
Les résultats obtenus avec ces réseaux de micro-actionneurs hybrides encouragent à l'exploration des possibilités offertes par les micro-actionneurs intégrés en termes de facilité de montage et de fabrication en série. Ceci fera l'objet du chapitre suivant.

4. Élaboration de micro-actionneurs magnétostatiques MEMS

4.1 Introduction

Les micro-actionneurs hybrides présentés au cours des chapitres précédents permettent de générer de grandes forces et d'importants déplacements, tout en conservant un encombrement limité. Cependant, les micro-actionneurs hybrides ont aussi des inconvénients. Il est ainsi nécessaire de faire appel à plus de compétences et de moyens technologiques (procédés de microfabrication et techniques conventionnelles), et l'assemblage des micro-actionneurs nécessite l'emploi de packagings précisément étudiés. Il peut alors être bénéfique de faire converger toutes les étapes de fabrication des microsystèmes magnétiques vers les techniques de microfabrication.

Ce chapitre présente la conception, la réalisation et la caractérisation de micro-bobines d'actionnement par électrodéposition de cuivre et leur intégration dans des microsystèmes intégrés. les microsystèmes magnétostatiques ainsi élaborés ne comportent plus qu'un seul élément issu de techniques de fabrication conventionnelles : les aimants.

Enfin, une nouvelle technique d'actionnement magnétostatique sera proposée : l'actionnement thermomagnétique, qui consiste à tirer profit des transitions magnétiques des matériaux ferromagnétiques autour de leur température de Curie. Les éléments ferromagnétiques résistifs ainsi élaborés pourraient permettre la réalisation de mécanismes d'actionnement monostables ou bistables.

4.2 Généralités sur l'intégration de systèmes d'actionnement magnétiques

4.2.1 Des procédés de microfabrication adaptés

Les systèmes d'actionnement magnétiques sont très couramment rencontrés dans les transducteurs aux échelles mésoscopiques. ils sont alors majoritairement conçus afin de générer des forces basées sur l'interaction magnétostatique. Leur conception nécessite la réalisation de circuits électriques (éléments inductifs tels que les bobines) et de circuits magnétiques, basés sur des matériaux magnétiques doux (ferromagnétiques) ou durs (aimants). Afin de maintenir l'efficacité de ces systèmes d'actionnement, ils doivent présenter une bonne « densité » dans leur structure ; le taux de remplissage des bobines doit être le plus élevé possible afin d'optimiser l'efficacité de ce type d'actionnement relativement à son volume.

Les techniques de microfabrication les plus courantes sont issues de la micro et nano-électronique. Elles sont donc majoritairement de type surfacique, et ne permettent généralement pas d'obtenir des structures à haut rapport d'aspect, particulièrement appropriées pour les structures d'actionnement magnétique.

L'intégration de telles structures d'actionnement dans les microsystèmes nécessite donc de faire appel à des techniques de microfabrication plus spécifiques. La gravure profonde du silicium, précédemment présentée pour la réalisation de micro-membranes élastomériques, peut à nouveau être utilisée afin de définir des motifs tels que les vias ou les spires des bobines. Les techniques de dépôt les plus courantes, telles que la pulvérisation cathodique ou l'évaporation, sont aussi remplacées par des procédés plus appropriés. L'électrodéposition constitue la technique la plus usitée pour le dépôt de matériaux adaptés aux circuits électriques ou magnétiques sur des épaisseurs supérieures à quelques micromètres [88].

Les dépôts électrolytiques peuvent avoir deux finalités. Ils peuvent tout d'abord constituer les motifs souhaités à la surface du substrat. Une autre utilisation possible de l'électrodéposition est mise en œuvre dans le procédé LIGA (*Röntgenlithographie, Galvanoformung, Abformung* : lithographie aux rayons X, galvanisation et formage). Cette technique de microfabrication prévoit la réalisation de moules par électrodéposition, puis leur utilisation pour la réalisation de microstructures polymériques, le plus souvent par moulage.

L'apport des procédés électrochimiques pour les microsystèmes ne se résume cependant pas à l'électrodéposition [96]. Des techniques de micro-usinage électrochimique ont vu le jour, basées sur une électro-érosion localisée à la surface du substrat. L'usage de signaux impulsionnels permet alors d'atteindre une précision de gravure de l'ordre du micromètre [97]. Les techniques de gravure électrochimique peuvent aussi être mises en œuvre pour la production de silicium macroporeux [98]. Il faut noter l'existence d'un autre procédé permettant de déposer des couches épaisses de matériau conducteur : Huang et al. [99, 100] ont ainsi procédé au dépôt supersonique de nanoparticules d'argent, qui rend possible la création de structures conductrices suite à leur agglomération.

4.2.2 Exemples de micro-bobines et d'applications

L'intégration de bobines dans les microsystèmes est souvent complexe. Les techniques de fabrication de bobines par enroulement de spires ont parfois été transposées aux échelles micrométriques à l'aide de machines de wire-bonding : des micro-bobines ont été formées par enroulement de fils d'or de 25 µm de diamètre autour de plots de résine SU-8 définis par photolithographie [101]. Cette technique est l'une des seules permettant d'intégrer des bobines disposant d'un grand rapport d'aspect dans les microsystèmes.
La majorité des bobines utilisées dans les microsystèmes sont donc des micro-bobines planaires, réalisées par électrodépostion de cuivre. Woytasik et al. a ainsi proposé de telles bobines planaires pouvant être élaborées sur divers substrats, rigides (silicium) ou souples (Kapton) [102, 103].

Des micro-bobines ont aussi été électrodéposées à l'intérieur d'un moule de silicium, sur toute l'épaisseur d'un substrat [104] ; une libération des micro-bobines a eu lieu en fin de microfabrication, par attaque du silicium. Cela permet la réalisation de bobines de très faible résistance. Ce design de bobines convient parfaitement à la réalisation de micro-actionneurs magnétostatiques. Ce chapitre reprendra un tel design en le complétant d'un circuit magnétique en Permalloy. L'électrodéposition de ce dernier matériau à des fins d'intégration dans les microsystèmes magnétiques est aussi bien documentée dans la Littérature [105].
De telles bobines, présentant une très faible résistance électrique tout en étant incluse dans un moule de silicium, relativement bon conducteur thermique, pourraient viser des applications

autres que l'actionnement magnétique : la génération de forts champs magnétiques pulsés [106] ou l'excitation de matériaux magnétostrictifs [107].
L'intégration de micro-bobines d'actionnement dans des MEMS nécessite soit l'emploi de matériaux magnétiques doux, soit l'emploi d'aimants permanents interagissant avec ces dernières, afin de générer des forces magnétostatiques. Des micro-actionneurs magnétiques basés sur la mise en mouvement d'éléments ferromagnétiques ont été élaborés, tels que les micro-relais magnétiques proposés par Taylor et al [108]. Les aimants permanents permettent cependant la génération de plus grandes forces.

Les techniques de dépôt de matériaux magnétiques durs sont assez limitées, et les techniques de dépôt classiques permettent rarement de dépasser quelques micromètres [109] ; l'électrodéposition permet d'atteindre quelques dizaines de micromètres d'épaisseur, ainsi que le dépôt laser pulsé (PLD, Pulsed Laser Deposition). Ces matériaux magnétiques durs nécessitent souvent des recuits afin d'obtenir les propriétés magnétiques souhaitées. Wang et al. [110] a proposé un design de pompe à impédance pouvant être actionnée magnétostatiquement à l'aide de bobines et d'aimants électrodéposés.
Au-delà des bobines planaires, d'autres géométries de bobines ont été microfabriquées ; Ahn et Allen [111] ont ainsi élaboré des micro-actionneurs basés sur des bobines générant des champs magnétiques dans le plan ; le flux magnétique circulant dans un circuit ferromagnétique permettait l'actionnement d'une poutre en NiFe.

Il est cependant possible d'intégrer des aimants permanents disponibles commercialement au sein de microsystèmes. Cette technique a été mise à profit pour la réalisation de certains microsystèmes actionnés magnétostatiquement, pour la réalisation de micro-haut-parleurs par exemple [112]. Certains microsystèmes se limitent à l'emploi de circuits magnétiques doux ; cependant, l'efficacité de ces systèmes d'actionnement est moindre. Des micro-switchs RF actionnés magnétostatiquement ont ainsi été proposés par Dimitrakopoulos et al. [113] ; ils étaient composés d'un électro-aimant et d'un circuit magnétique pouvant alternativement s'ouvrir ou se fermer. Wang et Arnold [114] ont aussi développé des micro-actionneurs équipés d'aimants massifs en NdFeB ; leurs deux designs d'actionneurs sont basés soit sur la force de Lorentz, soit sur la force magnétostatique générée par un gradient de champ magnétique.

4.3 Conception et Réalisation de micro-bobines intégrées

4.3.1 Établissement de géométries de bobines

Les avantages de l'intégration des bobines d'actionnement dans les microsystèmes sont nombreux. Les techniques de microfabrication permettent la fabrication de dispositifs en série, sur le même substrat : les bobines microfabriquées peuvent donc devenir avantageuses en termes de prix. L'assemblage des actionneurs intégrés est aussi facilité, aucun support n'étant nécessaire pour positionner les bobines d'actionnement. L'alignement des bobines sur les aimants est à la fois plus aisé et plus précis : l'ajustement des substrats, comportant respectivement les bobines d'actionnement et les membranes équipées d'aimants, peut être affiné par l'usage des techniques d'alignement optique usuellement employées pour les insolations lithographiques. Il est aussi possible d'ajuster plus précisément la distance d'actionnement entre la bobine et les aimants. Enfin, les connexions électriques des bobines peuvent être réalisées sur le substrat, ce qui limite encore les opérations de montage des micro-actionneurs.
Delinchant et al. a mis en œuvre une procédure d'analyse paramétrique permettant l'optimisation de l'interaction bobine–aimant [115]. Les dimensions optimales des aimants étaient ainsi calculées relativement à la distance bobine–aimant et à la force fixée dans le cahier des charges des micro-actionneurs. Dans le cadre des travaux présentés dans ce document, la distance d'actionnement est fixe (100 µm), de même que la taille des aimants : 1 mm de diamètre et 500 µm d'épaisseur pour des bobines dont le diamètre maximal est fixé à 2 mm. Plusieurs épaisseurs de bobines seront alors comparées.
Des travaux de thèse se sont déjà focalisés sur la modélisation des actionneurs magnétiques [116, 117], à l'aide de logiciels spécifiques. Les modélisations suivantes vont au contraire s'intéresser aux résultats pouvant être obtenus avec des logiciels de simulation par éléments finis généralistes, tels que Comsol Multiphysics. Le bon niveau de corrélation entre la simulation et la caractérisation des micro-actionneurs hybrides présentés précédemment motive ce choix.

4.3.1.1 Dimensions des enroulements

Les diamètres externes de bobines ont été définis pour divers usages. Les bobines destinées à la réalisation de surfaces actives ont été dimensionnées pour obtenir un pas de 1.25 mm et 2 mm, correspondant respectivement à des densités surfaciques de 64 et 25 micro-actionneurs

par cm^2. Des bobines de plus grand diamètre – 4 mm – ont aussi été étudiées pour d'autres applications : microvalves magnétiques ou micro-haut-parleurs par exemple. Les diamètres internes des bobines ont été établis en proportion afin de définir, de manière optionnelle, un noyau en Permalloy. Les diamètres de ces noyaux sont ainsi égaux à 250, 400 et 800 µm pour les bobines de 1.25, 2 et 4 mm respectivement.
L'épaisseur des bobines dépendra des procédés de microfabrication utilisés. Deux grands types de bobines seront réalisés. Le premier type consiste en l'électrodéposition de spires de faible rapport d'aspect à la surface du substrat. L'épaisseur de Cuivre envisagée est de l'ordre de quelques dizaines de micromètres. Les connexions électriques seront effectuées soit par bonding à leur surface (Type 1a), soit par l'intermédiaire de vias en face arrière des substrats (Type 1b). Dans le premier cas, une gravure du Silicium en face arrière sera nécessaire afin de rapprocher l'aimant de la bobine, sans être gêné par les bondings. Dans le second cas, l'aimant se situera du côté de la face avant.

Le second type de bobines sera réalisé sur la base d'une électrodéposition profonde dans un moule de Silicium défini sur toute l'épaisseur du substrat (Type 2). Trois épaisseurs de substrats pourront être exploitées : 150, 275 et 375 µm. Les connexions électriques seront effectuées par bonding sur la face arrière des substrats. L'augmentation de l'épaisseur des bobines permet d'augmenter la section des enroulements, et donc de diminuer la résistance des bobines. À puissance électrique égale, il est ainsi possible d'utiliser un courant d'actionnement plus important. Ceci est particulièrement utile dans le cas d'une commande impulsionnelle. La Figure 4.1 représente des schémas de coupe de ces deux configurations.

Ces deux types de bobines partagent la même largeur de spires, fixée à 30 µm, ainsi que le même espacement entre spires, égal à leur largeur. Les enroulements de ces bobines ont donc un taux de remplissage sur Cuivre de 50%. Il est possible de réaliser des spires plus fines et plus resserrées, notamment pour les bobines de type 1. Cependant, les bobines de type 2 nécessitent une structure de Silicium suffisamment rigide pour permettre son remplissage par électrodéposition. Les largeurs et espacements des spires ont été choisis identiques pour les deux géométries de bobines, afin de comparer plus aisément leurs performances. Le Tableau 4.1 reprend les principales caractéristiques dimensionnelles des spires à électrodéposer.

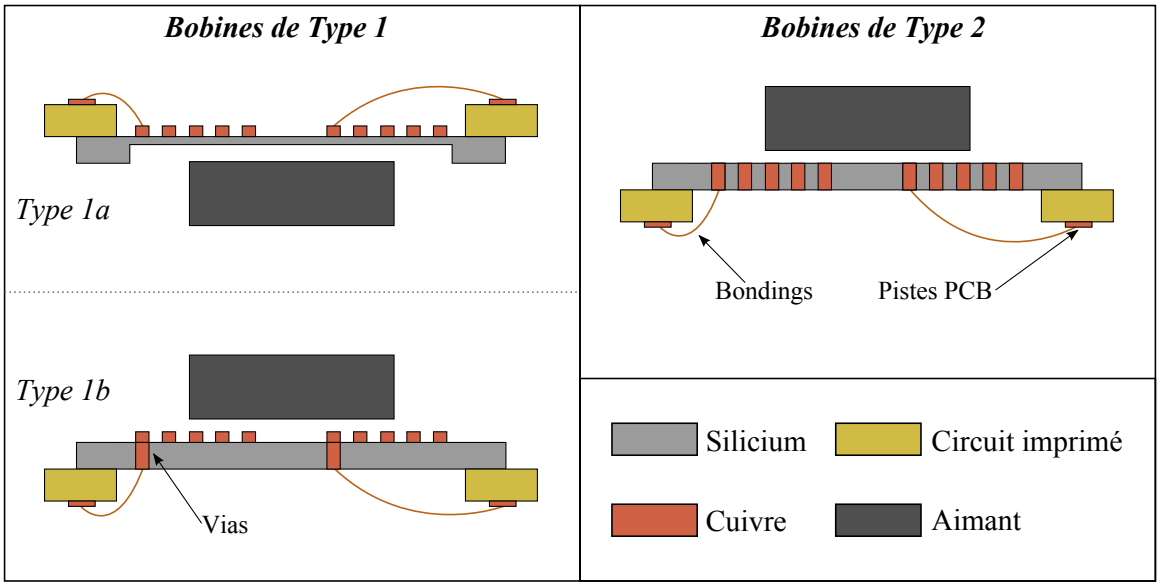


Figure 4.1 – Géométrie des différentes configurations de bobines électrodéposées

Tableau 4.1 – Dimensions latérales caractéristiques des bobines intégrées

Taille de la bobine	**1.25 mm**		**2 mm**		**4 mm**	
Parois latérales	0	X	0	X	0	X
Diamètre du noyau (µm)	200		400		800	
Diamètre première spire (µm)	460		630		1075	
Diamètre dernière spire (µm)	1060	940	1830	1590	3595	3235
Nombre de spires	6	5	11	9	15	13
Diamètre paroi latérale (µm)	1130		1850		3710	
Épaisseur paroi latérale (µm)	40		50		80	

4.3.1.2 Ajout d'éléments ferromagnétiques

Divers éléments ferromagnétiques peuvent être employés afin de canaliser le champ magnétique produit par les bobines. Cela permet d'améliorer le circuit magnétique constitué par la bobine et l'aimant d'actionnement, en venant confiner les lignes de champ au moyen d'éléments ferromagnétiques. Les bobines de Type 1a – les plus basiques – ne seront pas équipées d'éléments ferromagnétiques, car l'ajout de tels éléments est peu compatible avec cette configuration. Les bobines de type 1b et de Type 2 seront quant à elles équipées d'éléments ferromagnétiques listés ci-dessous.

a. Noyaux de Permalloy

En premier lieu, le noyau central permet de guider verticalement le flux magnétique, notamment dans le cas de bobines épaisses : les bobines conventionnelles qui en sont équipées peuvent tirer profit de toutes les spires les constituant, y compris celles figurant à l'opposé de l'aimant d'actionnement. Les bobines étudiées dans cette partie sont principalement planaires ; les épaisseurs de dépôt électrolytique envisagées sont limitées à quelques centaines de micromètres au maximum, leurs rapports d'aspects sont ainsi faibles. Cependant, il restera possible de combiner plusieurs étages de spires par flip-chip afin d'obtenir des bobines de plus grands rapports d'aspect.

b. Plateau inférieur

Les diamètres externes des bobines étant cinq fois supérieurs à leurs diamètres internes, le champ magnétique fourni par les spires extérieures nécessite d'être confiné vers le centre des bobines ; un plateau circulaire de Permalloy disposé en-dessous des spires peut ainsi permettre un meilleur confinement du champ. Son épaisseur sera fixée à 25 µm. Pour les bobines de type 1b, ce plateau sera électrodéposé sur la face arrière du substrat. Pour les bobines de type 2, le plateau sera positionné à une distance égale à 25 µm des spires.

c. Parois latérales

La fermeture du circuit magnétique pourra être améliorée à l'aide d'un cerclage de Permalloy sur la paroi latérale extérieure des bobines. Sa largeur est fonction du diamètre des bobines : 40, 50 et 80 µm pour les bobines de 1.25, 2 et 4 mm de diamètre.

Ces trois éléments ferromagnétiques pourront être combinés. Les circuit magnétiques des bobines ont été identifiés sous la forme suivante Xn : La lettre X annonce la présence (D) ou l'absence du disque de Permalloy sur le pôle inférieur des bobines, ou son absence (N). Enfin, le chiffre n informe sur la présence d'un noyau ferromagnétique (1), d'un noyau et de parois latérales (2), ou d'une absence de ces éléments (0). Les bobines D2 sont donc des bobines équipées d'un plateau inférieur de Permalloy, ainsi que d'un noyau et de parois latérales ferromagnétiques. La Figure 4.2 représente les différentes combinaisons possibles d'éléments ferromagnétiques pour les bobines de Types 1b et 2.

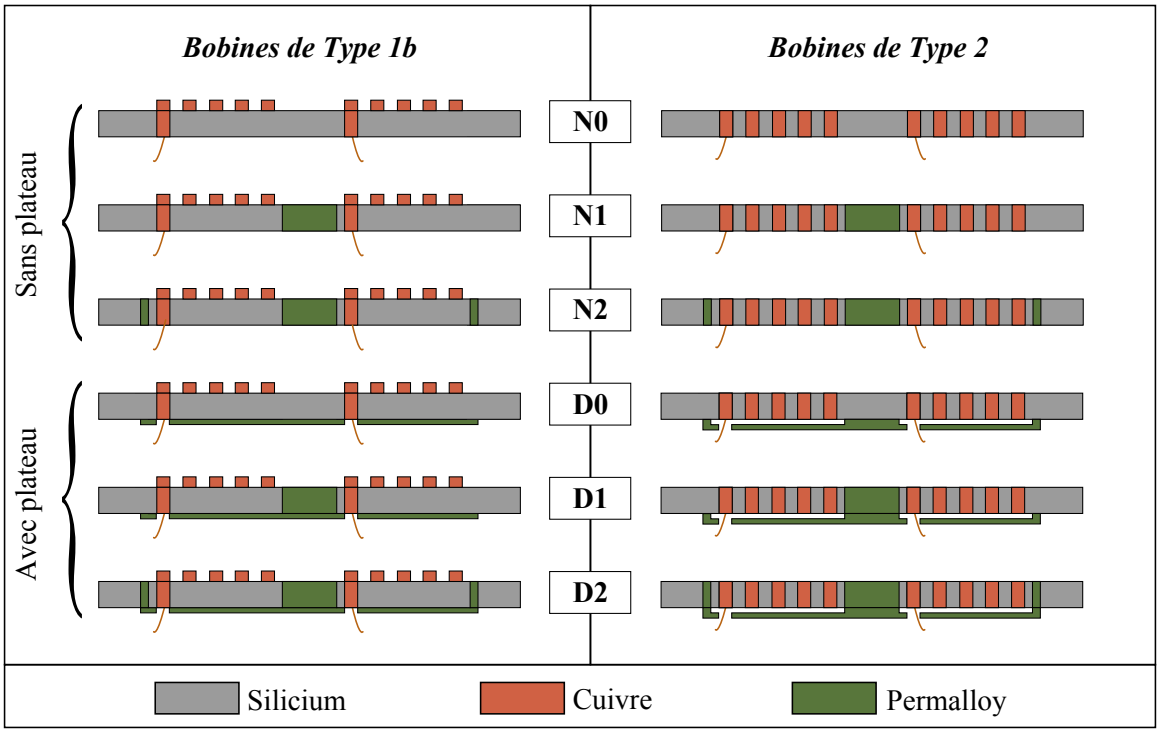


Figure 4.2 – Les différentes combinaisons d'éléments ferromagnétiques étudiées par F.E.M.

4.3.2 Simulations de bobines intégrées par la Méthode des Éléments Finis

4.3.2.1 Méthodologie des simulations par F.E.M.

Des simulations par éléments finis ont été effectuées afin de comparer l'efficacité des diverses configurations de bobines présentées précédemment. Elles ont été effectuées à l'aide du module magnétostatique de Comsol Multiphysics v3.4, en 2D axisymétrique. L'épaisseur des bobines de Type 1 a été fixée à 10, 20 et 30 µm. Les bobines de Type 2 sont bien plus épaisses, de par le procédé d'électrodéposition mis en œuvre. Cette électrodéposition est suivie d'une étape d'amincissement et polissage destinée à ôter toute surépaisseur de Cuivre électrodéposée en-dehors du moule de Silicium et pouvant engendrer des courts-circuits entre spires. L'épaisseur des bobines a ainsi été fixée à l'épaisseur des substrats, moins 25 µm correspondant à l'épaisseur enlevée lors de l'amincissement et du polissage du substrat. Les épaisseurs des bobines comparées dans Comsol sont donc de 125, 250 et 350 µm.

La puissance électrique consommée, maintenue constante pour chaque géométrie, a été fixée à 100 mW pour les bobines de 2 mm. Le courant d'actionnement correspondant à cette puissance

est déterminé en fonction de l'épaisseur de la bobine considérée. La conductivité du Cuivre utilisée pour ce calcul est considérée constante quelque soit l'épaisseur des spires ; elle est choisie égale à la conductivité électrique du Cuivre massif, des tests préliminaires montrant que la conductivité du Cuivre électrodéposé est du même ordre que celle du matériau massif pour de telles épaisseurs.

4.3.2.2 Résultats des simulations

La Figure 4.3 représente la force magnétostatique fournie par les bobines de Type 1 et de Type 2, en fonction des différentes configurations d'éléments ferromagnétiques. Les forces générées s'étendent entre 1.42 mN (bobines de 10 µm d'épaisseur, configuration N0 : absence d'éléments ferromagnétiques) et 10.7 mN (bobines de 350 µm d'épaisseur, configuration D2 : noyau, parois latérales et plateau inférieur).

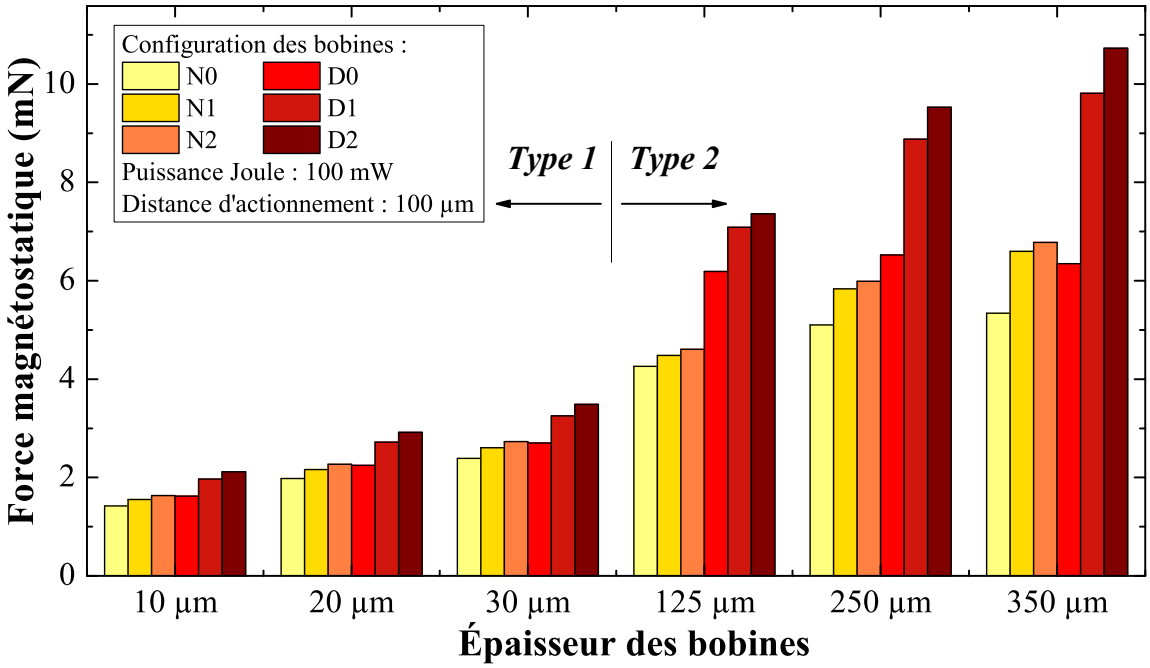


Figure 4.3 – Forces magnétostatiques générées par les bobines de Types 1 et 2, pour différentes combinaisons d'éléments ferromagnétiques ; simulations par F.E.M.

4.3.2.3 Relation entre épaisseur et force magnétostatique générée

La force magnétostatique générée par des bobines équipées des mêmes éléments ferromagnétiques augmente en fonction de l'épaisseur des spires. À puissance constante, et si l'on considérait les bobines comme planaires, la force générée devrait être inversement proportionnelle

à la racine carrée de leur résistance, donc proportionnelle à la racine carrée de leur épaisseur. L'ajout d'éléments ferromagnétiques augmente grandement les forces pouvant être générées par ces bobines ; cependant, il faut tenir compte du fait que ces éléments ferromagnétiques sont à l'origine d'une force d'attraction permanente vis à vis de l'aimant d'actionnement. Les bobines de Type 1 comme de Type 2 tirent profit des éléments ferromagnétiques, notamment le noyau et le plateau inférieur. La Figure 4.4 représente l'évolution des forces générées en fonction de l'épaisseur des bobines, pour chaque combinaison d'éléments ferromagnétiques, en échelle logarithmique. La linéarité de ces courbes est très bonne pour les faibles épaisseurs (bobines de Type 1), ce qui démontre l'intérêt d'augmenter l'épaisseur des bobines. Les bobines plus épaisses (Type 2) ne permettent pas d'augmenter les performances des bobines autant que ne le prédit la théorie : ces bobines sont trop épaisses pour que l'hypothèse de leur planarité soit vérifiée. C'est notamment le cas pour les configurations ne comportant pas de noyau ferromagnétique (N0 et D0), dont le rôle est de "cumuler" le champ magnétique produit sur toute la hauteur des bobines.

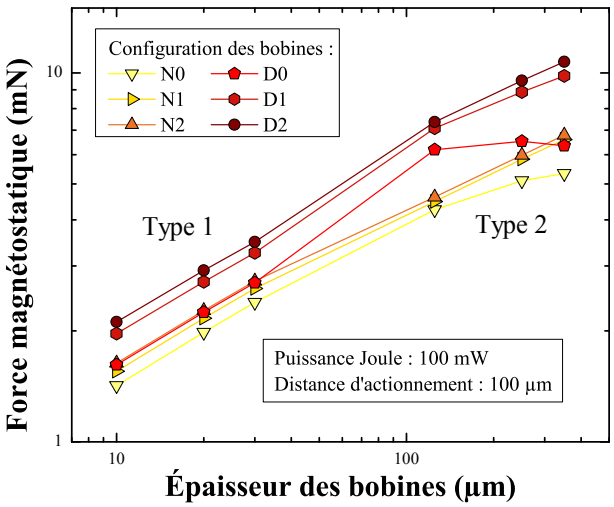


Figure 4.4 – Effet de l'épaisseur des bobines sur leur efficacité d'actionnement en fonction des combinaisons d'éléments ferromagnétiques intégrés

L'épaisseur maximale des bobines de Type 1 simulées est de 30 µm. Une consommation de 100 mW leur permet de générer des forces allant de 2.39 mN, en l'absence de tout élément ferromagnétique (N0), à 3.48 mN, dans le cas d'une bobine comportant l'ensemble des éléments ferromagnétiques présentés dans ce chapitre : noyau, parois latérales et plateau inférieur. La Figure 4.5 présente les forces générées par les bobines de Type 1. L'épaisseur des bobines de Type 2 est de 350 µm au maximum. Les forces générées pour une même consommation

éléctrique atteignent 5.34 mN pour les bobines les plus simples (N0), et 10.7 mN pour les bobines comportant le circuit magnétique le plus complexe (D2). Les bobines de Type 2 permettent donc l'obtention de forces d'actionnement deux à trois fois supérieures aux bobines de Type 1, pour des circuits magnétiques de complexité équivalente (Fig. 4.6). Il faut aussi noter que les bobines de Type 2 les plus simples (configuration ferromagnétique N0) permettent d'atteindre des forces sensiblement égales aux bobines de Type 1 les plus complexes (configuration D2).

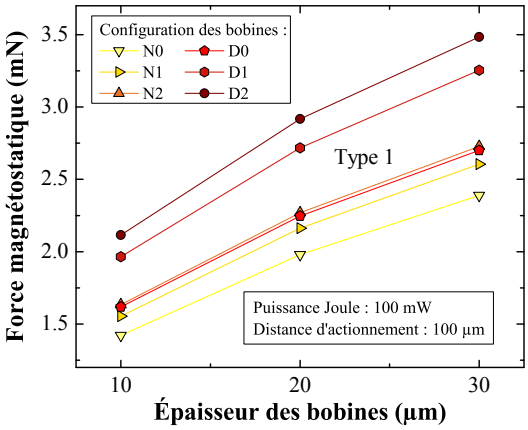


Figure 4.5 – Forces magnétostatiques générées par les bobines de Type 1

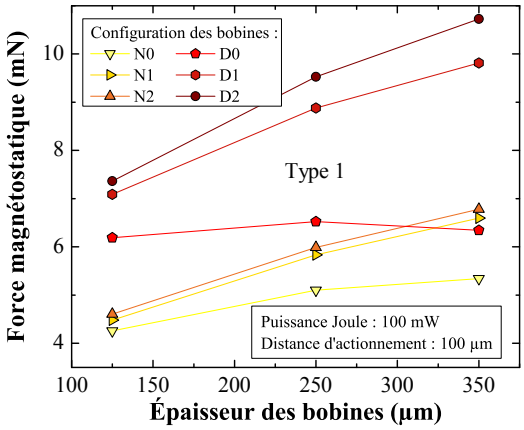


Figure 4.6 – Forces magnétostatiques générées par les bobines de Type 2

a. Efficacité du plateau inférieur ferromagnétique

La présence d'un plateau de Permalloy s'est montrée bénéfique dans toutes les configurations. En l'absence de tout autre élément ferromagnétique (configurations N0 et D0), la présence d'un plateau augmente de 13% les forces générées par les bobines de Type 1 ; les forces générées par les bobines de Type 2 augmentent de 45% pour les plus fines (125 µm), et seulement de 19% pour les plus épaisses (350 µm). Le plateau ne permet alors pas un guidage du champ magnétique suffisant pour les plus grosses épaisseurs de bobines. L'efficacité du plateau est médiocre dans le cas des bobines de Type 1 à cause de la distance entre les spires et le plateau, qui sera imposée par leur procédé de microfabrication. Dans le cas de bobines équipées d'un noyau ferromagnétique (configurations N1 et D1), l'ajout d'un plateau permet l'obtention de forces environ 26% plus importantes pour les bobines de Type 1 ; les bobines de Type 2 voient leur efficacité augmenter de 49% (épaisseur 350 µm) à 58% (épaisseur 125 µm). Le guidage horizontal du champ magnétique permis par le plateau de Permalloy est ainsi plus efficace lorsqu'il est combiné au guidage vertical réalisé par le noyau ferromagnétique. Enfin, dans le cas de bobines équipées de noyaux et de parois latérales ferromagnétiques, les forces magnétostatiques

connaissent une augmentation d'environ 29% pour les bobines de Type 1, et d'environ 59% pour les bobines de Type 2. La configuration optimale est alors atteinte, permettant l'obtention de forces magnétostatiques dépassant la dizaine de millinewtons pour une puissance dissipée de 100 mW.

b. Effets du noyau et des parois latérales en Permalloy

Pour les bobines non équipées de plateaux inférieurs en Permalloy, la présence d'un noyau permet d'augmenter les forces générées par les bobines de Type 1 d'environ 9%. Les bobines de Type 2, plus épaisses, bénéficient encore plus d'un noyau ferromagnétique, avec des gains allant de 5% pour les bobines de 125 µm d'épaisseur, à 24%, pour les bobines de plus grande épaisseur (350 µm). En présence d'un plateau inférieur de Permalloy, les gains sont encore plus importants : les forces augmentent de 21% pour les bobines de Type 1, et sont majorées de 15 à 55% pour les bobines de Type 2. Cela confirme l'intérêt d'un tel circuit magnétique, chargé de concentrer le champ magnétique au niveau de l'aimant d'actionnement. Les parois latérales sont quant à elles moins efficaces que les noyaux ferromagnétiques : elles permettent seulement l'obtention de forces légèrement plus élevées. Les bobines de Type 1 gagnent respectivement 5 et 7% en l'absence ou en la présence de plateau. Les bobines de Type 2 obtiennent des forces environ 3% plus élevées en l'absence de plateau, et entre 4 et 9% lorsqu'un plateau est présent.

4.4 Électrodéposition du Cuivre et du Nickel-Fer

4.4.1 Principe et mise en place du banc d'électrodéposition par voltammétrie

L'électrodéposition des matériaux utiles à la réalisation de microsystèmes magnétiques nécessite un banc électrochimique permettant de contrôler précisément les paramètres intervenant le plus dans la qualité des matériaux électrodéposés. Outre la composition des bains d'électrodéposition, figurent l'amplitude (et éventuellement la forme d'onde) du courant, l'agitation, la température du bain, et la distance inter-électrodes.
Le banc d'électrodéposition devait permettre l'électrodéposition sur de petits échantillons : substrats de 2 pouces de diamètre ou morceaux de substrats. De petits volumes de solution ont donc été utilisés. Le bécher contenant le bain électrochimique d'une contenance de 2 litres, est placé sur un agitateur magnétique muni d'une plaque chauffante. Les bancs d'électrodéposition les plus basiques sont équipés d'un générateur de courant placé entre la cathode, formée par l'échantillon à électrodéposer, et l'anode. L'anode peut être soit inerte (en Platine par exemple), soit consistuée du matériau à électrodéposer.
Le banc d'électrodéposition mis en place dans le cadre de cette thèse se base sur la voltammétrie, aussi appelée voltampèremétrie ; cette technique permet d'observer l'évolution du courant résultant de la réduction ou de l'oxydation d'un échantillon lors de l'application d'une différence de potentiel entre l'échantillon et une électrode de référence. Il est aussi possible de procéder de manière inverse, en imposant le courant et en observant la différence de potentiel par rapport à l'électrode de référence : cela constitue la configuration la plus adaptée à l'électrodéposition.

La présence d'une électrode supplémentaire est nécessaire afin de permettre la circulation d'un courant électrique via le bain d'électrodéposition. La voltammétrie nécessite alors trois électrodes :

- L'électrode de travail, où se produit l'opération d'oxydation ou de réduction étudiée. Dans le cas d'une électrodéposition, elle est constituée de l'échantillon, à la surface duquel a lieu la réduction des cations métalliques présents dans la solution électrolytique.
- L'électrode de référence, dont le potentiel est constant. Le potentiel de l'électrode de travail sera mesuré relativement à cette électrode. Le banc d'électrodéposition décrit dans

ce chapitre fait appel à une électrode au chlorure d'argent saturée.

– L'électrode auxiliaire: elle permet le passage du courant dans la pile électrochimique. Une électrode de forme grillagée de 12 cm de côté a été réalisée en titane platiné. Cela permet de couvrir une large surface en comparaison d'une électrode pleine, tout en améliorant la qualité de l'agitation. Les électrodes en titane platiné présentent enfin l'avantage d'être moins onéreuses.

Le choix du potentiostat permettant la réalisation de telles expériences électrochimiques par voltammétrie s'est porté sur le Voltalab 40 (PGZ-301) (Fig. 4.7) de Radiometer Analytical [119]. Il est pilotable par ordinateur, et autorise la réalisation d'un grand nombre d'expériences électrochimiques, en voltammétrie potentiométrique (potentiel imposé, courant mesuré) ou galvanique (courant imposé, potentiel mesuré). Cela permet de fournir des courants alternatifs ou des rampes de courant, par exemple. Un schéma de principe est proposé dans la Figure 4.8.

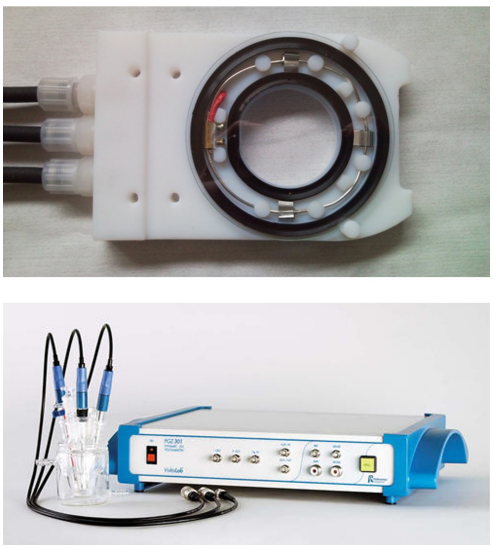


Figure 4.7 – Potentiostat et porte-substrat choisis pour l'électrodéposition par voltammétrie

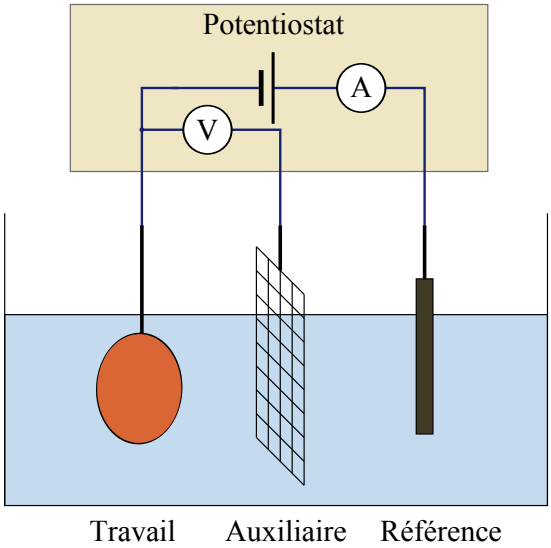


Figure 4.8 – Représentation d'un banc de voltammétrie équipé de ses trois électrodes

Enfin, le banc d'électrodéposition a été équipé d'un porte-substrat adapté aux échantillons de 2 pouces de diamètre. Ce porte-substrat maintient l'échantillon par un système de vide et assure le contact électrique au niveau du substrat à électrodéposer (Fig. 4.7). La Figure 4.9 présente une vue d'ensemble du banc d'électrodéposition.

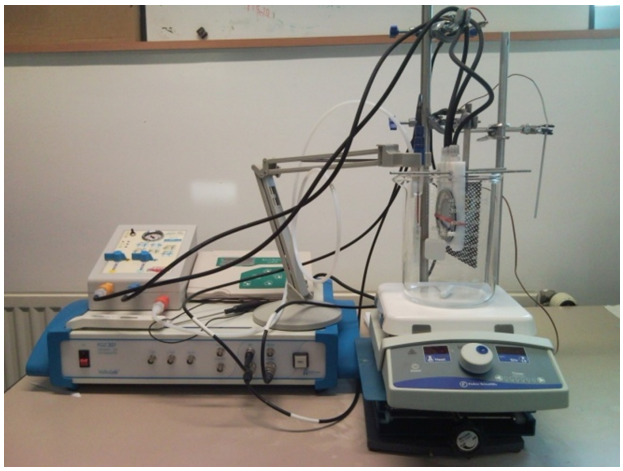


Figure 4.9 – Vue d'ensemble du banc d'électrodéposition

4.4.2 Sélection et préparation des bains d'électrodéposition

4.4.2.1 Bain électrolytique de Cuivre

Les électrodépositions de cuivre sont désormais répandues dans l'industrie de la micro et nano-électronique ; de nombreux procédés d'électrodéposition ont été développés au cours de la dernière décennie, en particulier pour la réalisation des interconnexions dans les microprocesseurs [118]. Les excellentes propriétés conductrices du cuivre – à la fois électriques et thermiques – prennent le pas sur les problèmes technologiques engendrés par l'utilisation de ce métal, qui a la réputation d'être un polluant pour les procédés de micro-électronique.

Le procédé le plus connu a été initié par IBM pour la réalisation d'interconnections et de vias. Ce procédé, dénommé Damascene [120], consiste à réaliser des électrodépositions pleine plaque sur un substrat présentant des vias ou tranchées. L'électrodéposition doit alors être superconforme, afin que le dépôt soit plus rapide dans les motifs en creux qu'à la surface du substrat. À l'issue de l'électrodéposition, un polissage par planarisation physico-chimique (CMP, chemical-physical planarization) est réalisé afin d'éliminer le métal électrodéposé à la surface du substrat. Des vias de section inférieure au μm^2 ont déjà été présentés dans la Littérature

[121] ; cependant, leur rapport d'aspect était faible, leur profondeur étant de 1 µm.

De nombreux travaux se sont penchés sur le choix des additifs pour le procédé Damascene. Le Polyéthylène-Glycol a souvent été utilisé dans ce procédé. Il permet d'éviter le dépôt électrolytique en surface du substrat en se fixant à sa surface. Cela permet de réduire la vitesse de croissance à la surface du substrat : les tranchées se remplissent plus rapidement. L'usage de cet additif présente cepentant des inconvénients : des molécules de PEG peuvent rester emprisonnées dans le cuivre déposé, et des protubérances de cuivre peuvent apparaître localement. la présence d'ions chlorure permet cependant de limiter ce dernier problème [122].

Le bis 3-sulfopropyl disulfide, ou SPS, est un composé organique dont l'action sur les dépôts électrolytiques de cuivre a été évaluée à plusieurs reprises [123, 124]. D'après Kondo et al., le SPS permet d'éviter la présence de molécules de Polyéthylène-glycol dans le matériau électrodéposé en accélérant le dépôt dans les tranchées. La structure du cuivre déposé est aussi raffinée, le diamètre des grains étant réduit à 100 nm [123].
Enfin, le nivellement du cuivre électrodéposé peut être possible lors de l'utilisation des trois additifs précédents, assortis d'un quatrième adjuvant, le Janus Green B [125] : c'est le système PEG-SPS-JGB-Cl^-. Park et al. a aussi décrit un procédé d'électrodéposition dans des tranchées de silicium permettant d'éviter les excroissances apparaissant habituellement en bordure de motifs [126], à l'aide d'un film de résine déposé à la surface du substrat.

Des systèmes d'additifs proches du précédent ont été développés, en fonction des propriétés souhaitées pour le matériau déposé ; le système PEI-PEG-Cl^--SPS est ainsi utilisé par Kim [124] afin de limiter les excroissances observées au niveau des tranchées lors des dépôts superconformes de type Damascene.

D'autres additifs ont aussi été étudiés ; Natter et al. a étudié le rôle de l'acide citrique et de divers paramètres d'électrodéposition [127], comme la température ou le pH dans le cadre de dépôts pulsés de cuivre nanocristallin. L'influence de la température pour ce bain électrochimique a aussi été notée : plus la température de dépôt est basse, plus la taille des grains diminue. Ces dépôts électrolytiques nanocristallins peuvent ainsi être réalisés à température ambiante. Les faibles pH ont aussi conduit à la diminution de la taille des grains, atteingnant

8 nm pour un pH de 1.5.

D'autres paramètres ont fait l'objet d'études quant à leur influence sur la qualité des dépôts électrolytiques de cuivre. Matsushima [128] a ainsi étudié l'influence d'un champ magnétique constant sur la texturation des dépôts de cuivre : certaines conditions de dépôt entraînent une nette diminution d'amas dendritiques à la surface des échantillons. Enfin, les aspects théoriques de l'électrodéposition sont aussi étudiés afin de comprendre les mécanismes de formation des aspérités à la surface des dépôts électrochimiques [129].

Le bain d'électrodéposition utilisé au LEMAC a ainsi été basé sur les travaux précédents, en particulier ceux de Kondo et al [123]. Le cuivre devait pouvoir être électrodéposé en surface du substrat comme dans des tranchées. Cependant, la criticité des dépôts électrolytiques en profondeur était supérieure aux dépôts en surface des substrats. Le système PEG-SPS-JGB-Cl^-, dont l'utilisation pour le procédé Damascene est documenté dans les articles de Kelly et al. [125], a ainsi été sélectionné pour l'électrodéposition de motifs dans des tranchées de Silicium. Le bain utilisé par Kondo [123] a ainsi été préparé. Sa composition est reprise dans le Tableau 4.2.

Tableau 4.2 – Composition du bain électrolytique de Cuivre

Composé	**Formule**	**Concentration**	**Précisions**
Sulfate de Cuivre	$CuSO_4$	0.6 mol/L	
Acide Sulfurique	H_2SO_4	1.85 mol/L	Régulateur pH
Polyéthylène-Glycol 7000	$C_{2n+2}H_{4n+6}O_{n+2}$	400mg/L	Additif
Chlorure de Sodium	NaCl	100mg/L	Additif
Janus Green B	$C_{30}H_{31}ClN_6$	10 mg/L	Additif
SPS		1 mg/L	Additif

4.4.2.2 Bain électrolytique de Nickel-Fer

L'électrodéposition d'alliages binaires voire ternaires est plus complexe : les vitesses de dépôt des différentes espèces composant l'alliage ne sont généralement pas proportionnelles à leurs concentrations respectives dans le bain d'électrodéposition. Usuellement, les métaux les plus nobles vis à vis de leur potentiel rédox se déposent plus rapidement. Ce n'est cependant pas le cas du système Nickel-Fer. Le nickel se déposant en effet bien moins vite que le fer, les

concentrations de ces deux espèces dans le bain électrochimique sont adaptées en fonction des proportions souhaitées dans le matériau électrodéposé. Les bains électrolytiques pour le dépôt de Permalloy sont des solutions aqueuses de sels de nickel et de fer, principalement sous forme de sulfates, chlorure ou sulfamate [130, 131, 132].
De nombreux additifs peuvent être présents dans les bains d'électrodéposition de NiFe. Kim et al. se sont intéressés au rôle de la saccharine [133], un adjuvant commun à un grand nombre de bains électrolytiques présentés dans la Littérature. Cet additif tend à rendre les surfaces électrodéposées plus brillantes, avec des grains de taille nanométrique.

L'électrodéposition de Nickel-Fer a aussi été réalisée à l'aide de courants pulsés alternativement positifs et négatifs ; d'après les résultats de Yeh et al. [134], la taille des grains diminue à mesure que la densité de courant augmente. Cependant, peu d'évolutions sont visibles au-delà de 40 mA/cm^2, la taille des grains se stabilisant autour de 10–15 nm. Giro et al. [135] ont aussi utilisé les dépôts pulsés pour la réalisation de pièces micromécaniques en NiFe. Lors de dépôts en continu, la composition du matériau a été étudiée en fonction de l'épaisseur déposée, mettant en évidence la baisse du titre en fer lorsque l'épaisseur du dépôt augmente. Au contraire, l'utilisation de courants pulsés permet de maintenir constantes les proportions de nickel et de fer au cours du dépôt. Leith et Schwartz se sont aussi intéressés à l'électrodéposition de motifs épais pour composants MEMS [136], et plus particulièrement à la distribution de courant lors de l'électrodéposition. Les espaces entre motifs à électrodéposer accueillent ainsi des régions supplémentaires destinées à équilibrer la distribution de courant sur le substrat. Ces conditions de dépôt permettent l'obtention de couches d'épaisseurs et de composition homogènes, malgré l'usage de grandes densités de courant (jusqu'à 100 mA/cm^2).

Enfin, l'application d'un champ magnétique lors de l'électrodéposition a aussi fait l'objet d'une étude par Ispas et al [137]. Des forces de Lorentz sont ainsi créées lorsqu'un champ magnétique est appliqué perpendiculairement au champ électrique lié au processus d'électrodéposition. Cela permet de réduire la présence de bulles de dihydrogène formées à la surface du dépôt de NiFe. Celui-ci est ainsi plus homogène, et la formation de pores est évitée.
Myung [138] a réalisé une étude portant sur le contrôle en temps réel des électrodépositions de NiFe : la chronocoulométrie et la microgravimétrie électrochimique à balance à quartz ont été utilisés afin de contrôler l'évolution de la concentration en nickel et en fer avec le temps.

L'influence du potentiel électrochimique sur la composition du matériau déposé a aussi été évaluée ; cependant, ce paramètre a moins d'influence sur la composition du NiFe déposé, que la composition du bain. Enfin, d'autres alliages ferromagnétiques voisins du Permalloy ont été déposés par électrodéposition. Un alliage de Cobalt-Nickel-Fer a été électrodéposé par Rasmussen [132] et al. Le CoNiFe déposé avait un champ de saturation plus élevé que le Permalloy (1.7 T contre 1.1 T) ; son champ coercitif H_c était en revanche moins bon (510 A/m contre 10 A/m). Ce même matériau a été électrodéposé sous forme de microtubes par Atalay et al [139].

Pour les électrodépositions de Permalloy développées dans cette thèse, les proportions de nickel et de fer visées sont respectivement de 80% et 20% en massique (79% et 21% en molaire). En accord avec la Littérature, le ratio entre les concentrations de Nickel et de Fer dans le bain d'électrodéposition a été fixé à environ 25, alors qu'il n'est que de 4 dans le matériau déposé. Le bain électrolytique utilisé par Rasmussen [132] a ainsi été reproduit. L'apport de nickel s'est fait par l'intermédiaire de sulfate de nickel à 200 g/L (et minoritairement, de chlorure de nickel) dissout dans le l'eau déionisée. Le fer a été ajouté dans la solution sous la forme de sulfate de fer à 8 g/L.

Le pH de la solution a été fixé à 3 à l'aide d'acide borique. Deux additifs ont alors été utilisés dans ce bain électrochimique : la saccharine et le dodécylsulfate de sodium. Le premier additif permet d'obtenir un meilleur état de surface et confère plus de brillance aux dépôts, alors que le second est un puissant surfactant. Le Tableau 4.3 reprend la composition du bain électrolytique utilisé.

Tableau 4.3 – Composition du bain électrolytique de Permalloy

Composé	**Formule**	**Concentration**	**Précisions**
Sulfate de Nickel	$NiSO_4$	200g/L	
Sulfate de Fer	$FeSO_4$	8 g/L	
Chlorure de Nickel	$NiCl_2$	5 g/L	
Acide Borique	H_3BO_3	25 g/L	pH $\approx$ 3
Saccharine	$C_7H_5NO_3S$	2 g/L	Additif
Dodécylsulfate de Sodium	$C_{12}H_{25}NaO_4S$	0.1 g/L	Additif

4.4.3 Optimisation des dépôts de NiFe

Les dépôts électrolytiques d'alliages de Nickel et de Fer ont fait l'objet d'une optimisation portant sur les principaux paramètres entrant en jeu dans le procédé d'électrodéposition : la densité surfacique de courant, la distance inter-électrodes et l'agitation du bain électrolytique. Cette optimisation s'est limitée à l'utilisation de courants constants, fixés à 10, 20 ou 40 mA/cm^2. Ces densités de courants sont des valeurs souvent présentes dans la Littérature. La distance séparant l'électrode de travail de l'électrode auxiliaire a aussi été prise en compte ; deux distances sont ainsi comparées au cours de cette phase d'optimisation : 2 cm et 3 cm. Enfin, l'agitation par barreau magnétique a été fixée à 450 ou 550 rpm.
D'autres paramètres peuvent cependant rentrer en jeu pour l'électrodéposition de NiFe. La température a été fixée à 30°C. La forme d'onde peut aussi influer sur la qualité des dépôts par électrodéposition, avec l'utilisation d'un courant pulsé, alternativement responsable d'un dépôt métallique et de son érosion.

Les trois paramètres dont l'influence a été déterminée (densité de courant, distance, agitation) sont en partie liés : la distance influe ainsi sur le niveau d'agitation de la solution d'électrodéposition. Il a ainsi été choisi de tester chacune des combinaisons de ces trois paramètres. Un plan expérimental exhaustif a ainsi été préféré, le nombre de paramètres étant assez limité et comprenant peu de variation. Cela a conduit à la réalisation de 12 expériences d'électrodéposition.

Les électrodépositions ont eu lieu sur des substrats de Silicium sur lesquels une couche de croissance a été déposée par pulvérisation cathodique. La couche de croissance est composée de 20 nm de chrome (couche d'accroche) et de 100 nm d'or. Les motifs électrodéposés sont formés de quatre pastilles de 8 mm de diamètre ; elles ont une géométrie similaire aux pastilles de nickel servant à la calibration du magnétomètre à échantillon vibrant, qui sera utilisé par la suite pour caractériser magnétiquement les échantillons électrodéposés. La surface totale électrodéposée est de 2 cm^2. L'épaisseur visée lors de l'électrodéposition a été maintenue constante, à 4 µm environ.

La Loi de Faraday a été utilisée, en tenant compte du rendement η de 70% couramment observé pour ce type d'électrodéposition :

$$m = \eta \cdot \frac{Q}{F} \cdot \frac{M}{z} \tag{4.1}$$

Où m représente la masse électrodéposée, Q la charge électrique ayant transité dans la pile, et $F = 96485$ C/mol la constante de Faraday. La masse molaire moyenne est notée M, et la valence z. En tenant compte de la densité ρ du matériau électrodéposé, et en notant J la densité surfacique de courant à appliquer à l'échantillon et t la durée de l'électrodéposition, l'épaisseur e du matériau électrodéposé peut s'exprimer à l'aide de la formule suivante :

$$e = \eta \cdot \frac{J \cdot t}{F} \cdot \frac{M}{\rho \cdot z} \tag{4.2}$$

Le Tableau 4.4 reprend les différents paramètres d'électrodéposition : la partie gauche du tableau recense les paramètres fixés pour la phase d'optimisation, et la partie droite précise les paramètres sélectionnés pour cette étude paramétrique.

Tableau 4.4 – Électrodéposition de NiFe : étude paramétrique

Paramètres fixes	**Valeur**	**Paramètres variables**	**Valeurs**
Température	30°C	Densité de courant	10, 20 ou 40 mA/cm^2
Forme d'onde du courant	DC	Distance électrodes	2 ou 3 cm
Surface d'électrodéposition	2 cm^2	Agitation	450 ou 550 rpm

La composition des pastilles électrodéposées a été mesurée par spectrométrie : l'analyse dispersive en énergie (EDX, Energy Eispersive X-ray spectrometry) a renseigné sur les proportions de nickel, de fer et d'oxygène de chacun des échantillons. Le Tableau 4.5 présente la composition des différents dépôts électrolytiques réalisés lors de la phase d'optimisation. Les titres massiques en oxygène sont relativement limités, de l'ordre de 1.4% en moyenne. Les proportions de nickel et de fer sont variables, le titre en fer de ces alliages allant de 21% à 33.5% en fonction des paramètres.

Tableau 4.5 – Composition des alliages électrodéposés de Nicker-Fer déterminées par EDX

Courant	10 mA/cm^2				20 mA/cm^2				40 mA/cm^2			
Agitation	450 rpm		550 rpm		450 rpm		550 rpm		450 rpm		550 rpm	
Distance	2 cm	3 cm	2 cm	3 cm	2 cm	3 cm	2 cm	3 cm	2 cm	3 cm	2 cm	3 cm
% masse Ni	74.3	77.3	70.6	71.8	67.3	66.7	66.1	69.8	67.4	65.7	69.6	65.0
% masse Fe	24.4	21.2	27.2	27.0	31.5	31.9	32.4	28.6	31.2	33.0	28.9	33.5
% masse O	1.26	1.49	2.13	1.24	1.23	1.46	1.49	1.53	1.33	1.34	1.49	1.52

L'influence des divers paramètres sur la composition des alliages peut alors être étudiée, en se focalisant sur les proportions relatives de nickel et de fer. La Figure 4.10 présente l'évolution de la proportion en nickel des alliages précédemment électrodéposés en fonction de la densité surfacique de courant. Le pourcentage massique en fer augmente globalement avec la densité de courant. Si l'on vise les proportions habituelles du Permalloy, les dépôts les plus proches de cet alliage sont obtenus pour un courant de 10mA/cm^2, une distance de 3 cm et une agitation de 450 rpm. La Figure 4.11 montre l'influence des paramètres d'agitation et de distance sur le titre massique en fer de l'alliage électrodéposé. Pour une densité de courant de 10 mA/cm^2, la teneur en fer augmente lorsque l'agitation augmente.

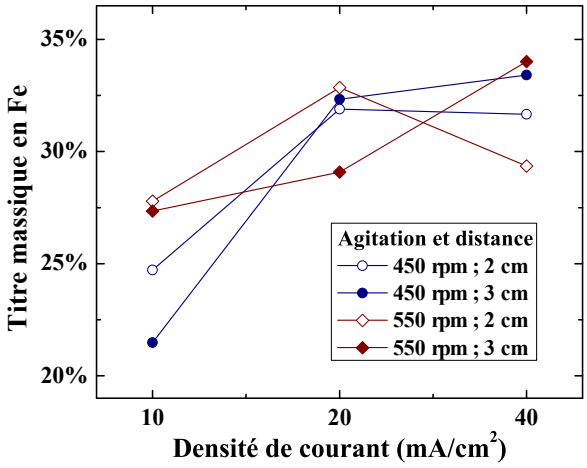


Figure 4.10 – Proportion en Fer en fonction de la densité de courant

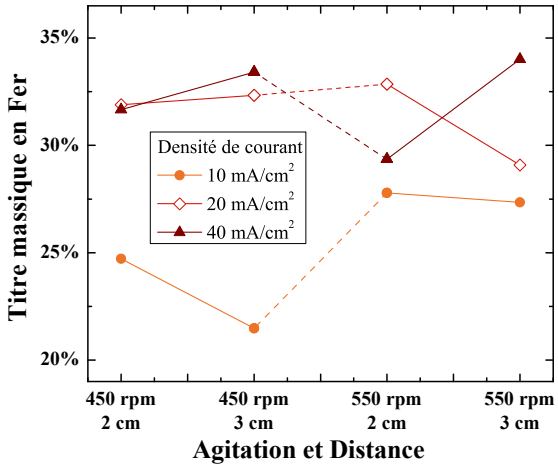


Figure 4.11 – Proportion de Fer pour divers paramètres d'agitation et de distance

La planéité des électrodépositions a aussi été vérifiée : les dépôts à faible courant sont relativement plans, les bords de motifs présentant environ 20% d'épaisseur supplémentaire. L'usage de courants plus élevés conduit à une incurvation plus marquée des motifs électrodéposés.

La Figure 4.12 représente le VSM (Vibrating Sample Magnetometer) utilisé pour caractériser magnétiquement les échantillons de matériaux magnétiques. Il est notamment possible de tracer la courbe d'hystérésis du matériau caractérisé. Les échantillons électrodéposés ont été clivés afin de dissocier les quatre pastilles figurant sur chacun d'entre eux. Chaque échantillon à caractériser est monté sur une cannule de verre permettant la mise en vibration de l'échantillon au centre de l'électro-aimant. La Figure 4.13 montre la préparation des échantillons en vue de leur caractérisation magnétique. Un champ magnétique variant entre -1000 et 1000 Oe a été appliqué, les bobines de détection relevant le moment magnétique de l'échantillon soumis à ce

champ.

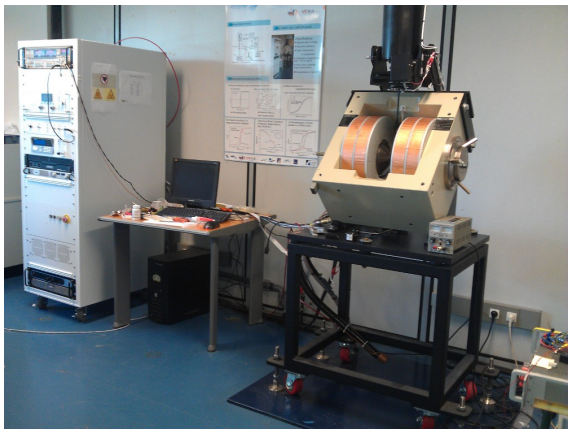


Figure 4.12 – Magnétomètre à échantillon vibrant (VSM) utilisé pour la caractérisation du NiFe

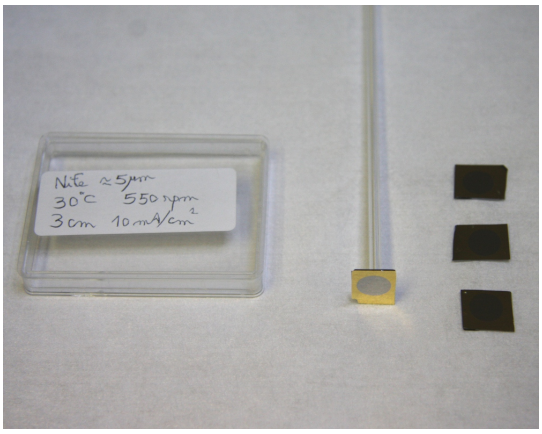


Figure 4.13 – Préparation des pastilles de NiFe pour leur caractérisation au VSM

Les Figures 4.14, 4.15, 4.16 et 4.17 présentent les courbes d'hystérésis des quatre échantillons électrodéposés avec une densité de courant de 10 mA/cm^2. Les quatre échantillons ont une saturation de l'ordre de 10000 G, soit 1 Tesla. L'échantillon présentant la meilleure perméabilité relative a été obtenu pour une distance de 3 cm et une agitation de 450 rpm ; μ_r atteint alors environ 2500. C'est aussi l'échantillon pour lequel les proportions de nickel et de fer sont les plus proches du permalloy : leurs titres massiques (en excluant l'oxygène) sont proches de 79 et 21% respectivement. Les champs coercitifs obtenus pour ces quatre échantillons sont aussi très faibles, de l'ordre de 0.2 à 0.6 Oe. Le Tableau 4.6 compare les principales propriétés magnétiques de ces quatre échantillons.

Tableau 4.6 – Comparaison des caractéristiques magnétiques des échantillons de NiFe électrodéposés à 10 mA/cm^2

Distance	2 cm		3 cm	
Agitation	450 rpm	550 rpm	450 rpm	550 rpm
Champ de saturation (T)	0.99	1.16	1.12	1.19
Perméabilité relative	1640	1300	2500	1770
Champ coercitif (Oe)	0.31	0.61	0.19	0.34

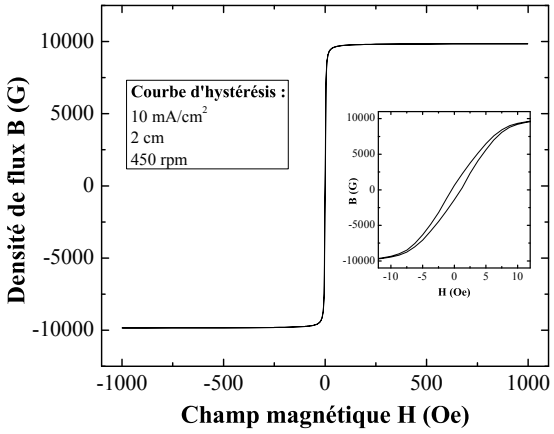


Figure 4.14 – Courbe d'hystérésis pour les paramètres suivants : 10 mA/cm², 2 cm, 450 rpm

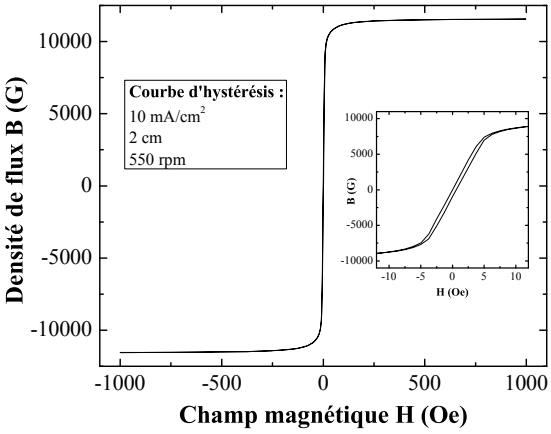


Figure 4.15 – Courbe d'hystérésis pour les paramètres suivants : 10 mA/cm², 2 cm, 550 rpm

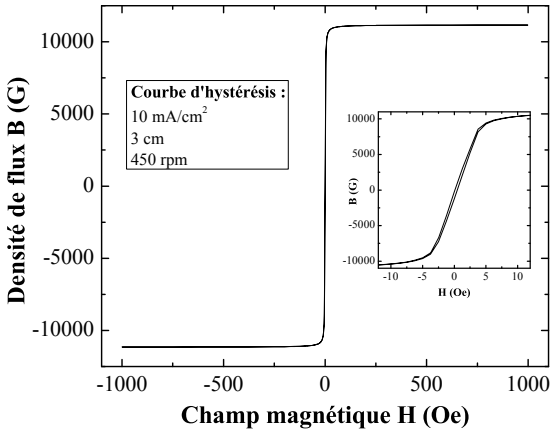


Figure 4.16 – Courbe d'hystérésis pour les paramètres suivants : 10 mA/cm², 3 cm, 450 rpm

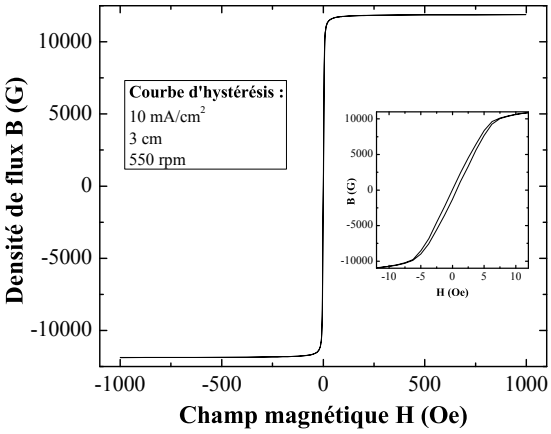


Figure 4.17 – Courbe d'hystérésis pour les paramètres suivants : 10 mA/cm², 3 cm, 550 rpm

4.5 Microfabrication des bobines d'actionnement

4.5.1 Élaboration des masques

Une série de masques a été définie pour la réalisation des bobines de Type 1 et de Type 2. Ils font figurer les trois tailles de bobines d'actionnement : 1.25, 2 et 4 mm. Les bobines de 1.25 et 2 mm sont réparties de manière à pouvoir se superposer aux réseaux de membranes élastomériques correspondantes. Les principaux masques utilisés pour la réalisation de ces dispositifs sont les suivants :

- Masque 1 : vias carrés de 100x100 μm^2. Négatif ;
- Masque 2 : spires des bobines. Positif ;
- Masque 3 : noyaux des bobines, et éventuellement parois latérales. Positif ;
- Masque 4 : plateaux inférieurs en NiFe. Positif ;
- Masque 5 : pistes d'alimentation des bobines. Négatif ;
- Masque 6 : marques de clivage. Négatif.

La Figure 4.18 présente la superposition des quatre principaux masques destinés à la réalisation de bobines microfabriquées par électrodéposition. Les masques destinés aux électrodépositions figurent en vert pour les vias (masque 1), et en jaune pour les spires (masque 2). Les motifs correspondant aux éléments ferromagnétiques électrodéposés sont colorés en rouge (noyau et parois latérales, masque 3) et en bleu (plateau inférieur, masque 4).

Les Figures 4.19 et 4.20 représentent ces masques, destinés respectivement à l'électrodéposition de Cuivre et de NiFe, en pleine échelle. Le pas du quadrillage est de 1 mm sur ces figures. Les masques de moindre importance (masques 5 et 6) sont représentés Figure 4.21.

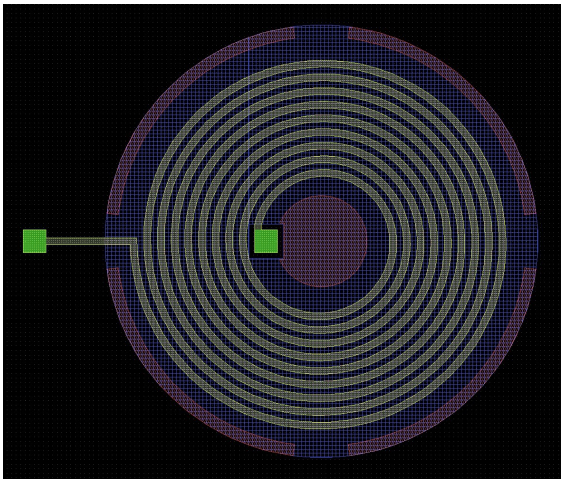


Figure 4.18 – Superposition des différents masques de microfabrication pour une bobine de 2 mm de diamètre

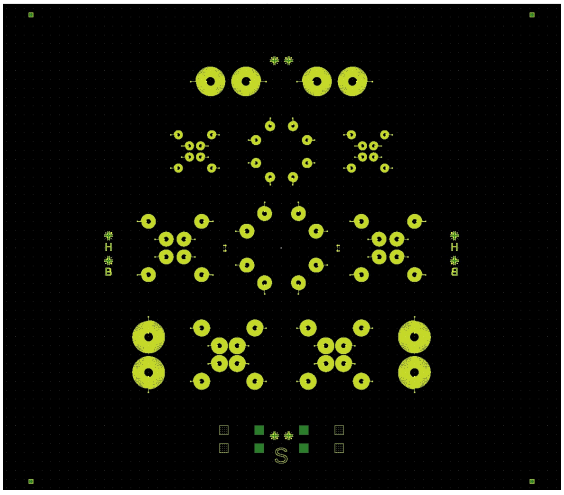


Figure 4.19 – Masques de microfabrication correspondant aux principales étapes d'électrodéposition du Cuivre : vias et spires

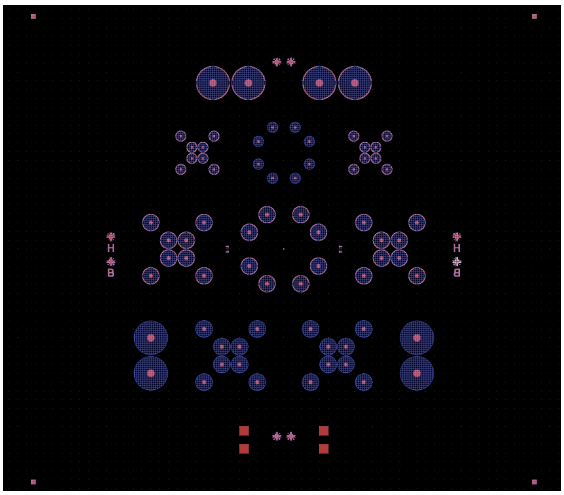


Figure 4.20 – Masques de microfabrication pour électrodéposition de NiFe : noyaux, parois latérales et plateaux inférieurs

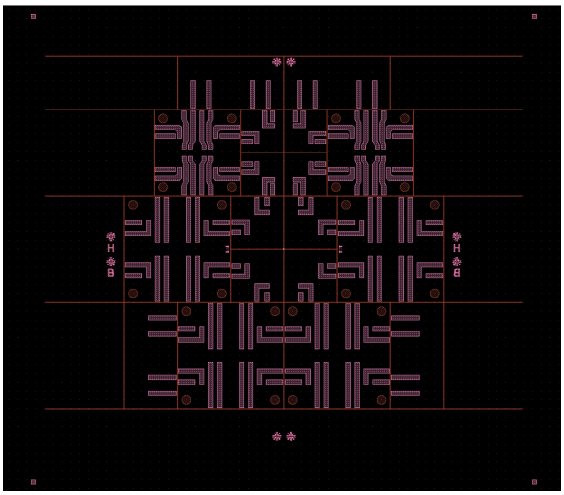


Figure 4.21 – Autres masques de microfabrication : pistes d'alimentation et marques de clivage

4.5.2 Bobines de Type 1

4.5.2.1 Bobines de Type 1a

Ces bobines électrodéposées sont les plus aisées à produire. Leur réalisation est effectuée sur des substrats de silicium polis double face de 250 µm d'épaisseur. Une couche de croissance est déposée sur la face avant du substrat ; elle se compose d'une bicouche Ti/Au (Figure 4.22, a.); les épaisseurs de ces deux couches sont respectivement de 30 et 100 nm. Une lithographie permet alors de définir un moule de résine (Fig. 4.22, b.) dans lequel aura lieu l'électrodéposition des spires de Cuivre (masque 2). Des photorésines positives sont utilisées dans ce but : la résine AZ9260, permettant d'atteindre des épaisseurs typiques de 10 µm, et la résine AZ40XT, qui autorise des enductions de résine atteignant 40 µm en une seule couche. Cette dernière résine a été spécialement conçue pour les techniques d'électrodéposition, et sera utilisée de manière préférentielle : elle permet notamment de produire des moules plus profonds pour l'électrodéposition des spires.

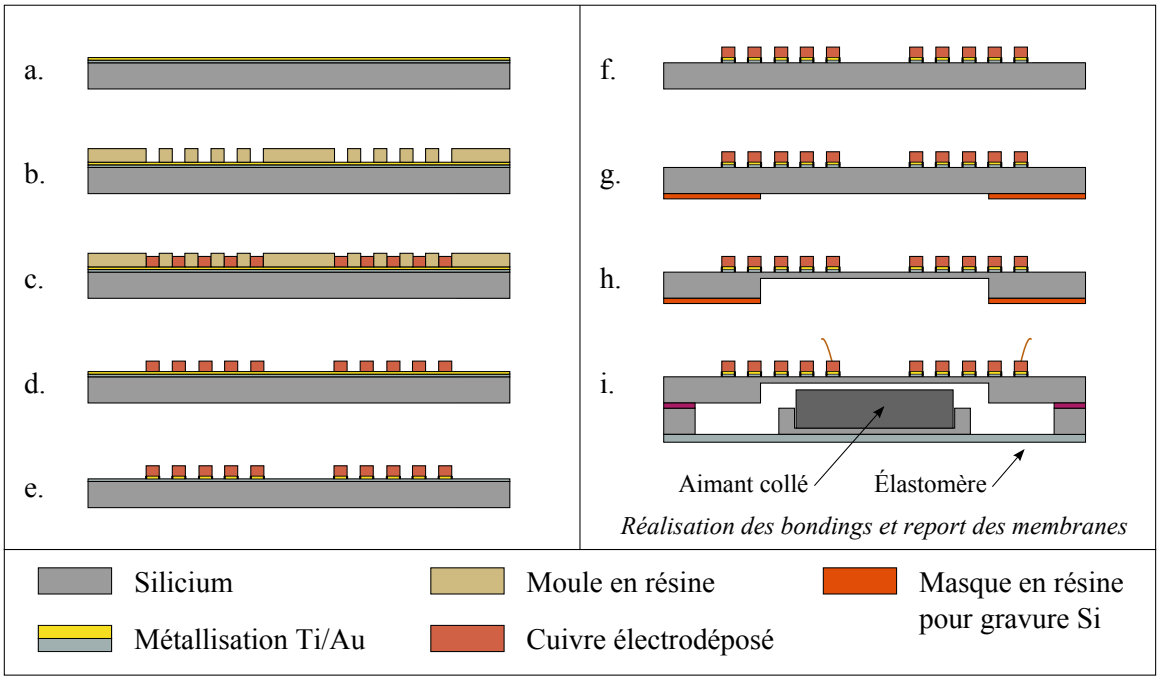


Figure 4.22 – Procédé de microfabrication des bobines intégrées de Type 1a : Couche de croissance Ti/Au (a.) ; Moule de résine pour électrodéposition (b.) ; Électrodéposition de cuivre (c.) ; Élimination résine (d.) ; gravure de l'or (e.) et du titane (f.) ; Masque de gravure Si (g.) ; gravure STS du silicium (h.) ; montage final (i.)

L'électrodéposition du Cuivre est réalisée à densité de courant constante, fixée à 5 mA/cm^2 ou à 10 mA/cm^2. Les vitesses de dépôt électrolytique sont alors de l'ordre de 5 à 10 µm/h, selon la Loi de l'électrodéposition de Faraday (Fig. 4.22, c.). Le moule de résine est ensuite dissout dans de l'acétone et de l'alcool isopropylique. La couche de croissance électrolytique est alors encore présente sur l'intégralité du substrat (Fig. 4.22, d.). La gravure humide de l'or est majoritairement basée sur des solutions acqueuses d'iodure de potassium (KI) et de diiode (I_2) [140]. Cette gravure humide détériorant aussi le Cuivre en l'oxydant fortement, elle ne peut être utilisée.

La méthode de gravure la plus adaptée est alors l'usinage ionique à l'Argon (Fig. 4.22, e.). Le bâti Plassys MU350 a été utilisé dans ce but. Les paramètres de gravure sont : puissance 500 W, pression d'argon 2.2x10^{-2} mbar. Cette technique permet de graver la totalité des matériaux, mais à des taux de gravure variables. La vitesse de gravure de l'or figure parmi les plus élevées, atteignant 40 nm/min, tandis que celle du cuivre est presque deux fois moindre, autour de 25 nm/min. Ce procédé n'est ainsi pas sélectif, mais les épaisseurs de cuivre électrodéposé sont telles qu'il ne nuit pas à la réalisation de motifs électrodéposés épais. Cette solution a en outre l'avantage de ne pas endommager l'état surface du cuivre électrodéposé. La gravure du Titane est alors effectuée dans un bain d'acide fluorhydrique (HF) à 2.5%. Cette dernière étape permet de récupérer des bobines électrodéposées en surface du substrat (Fig. 4.22, f.).

Ce type de bobines a l'inconvénient de nécessiter des bondings sur la face avant du substrat. L'actionnement ne peut donc pas être effectué vers le haut, car le déplacement de l'aimant pourrait endommager les fils utilisés pour le bonding. En l'absence de vias permettant l'alimentation des bobines par la face opposée, il est alors nécessaire de placer les membranes et leurs aimants d'actionnement en face arrière. Afin d'améliorer l'efficacité de l'actionnement, une gravure anisotrope du silicium est effectuée en face arrière du substrat ; elle définit des ouvertures permettant aux aimants de se positionner au plus près des spires de cuivre. Une lithographie est utilisée afin de définir les motifs de gravure en face arrière, à l'aide de la résine AZ9260 (Fig. 4.22, g.). La gravure du Silicum est effectuée suivant le procédé Bosch, à l'aide d'un bâti STS (Fig. 4.22, h.).

Le montage du micro-actionneur est alors effectué : une membrane élastomérique équipée de son aimant d'actionnement est reportée sur la bobine microfabriquée, et les opérations de bonding sont effectuées au niveau des contacts électriques des bobines (Fig. 4.22, i.).

La Figure 4.23 est une visualisation des spires effectuée au microscope optique. Les Fi-

gures 4.24 et 4.25 sont des visualisations au MEB d'une bobine de Type 1a de 2 mm de diamètre, respectivement en vue de dessus et de profil. La Figure 4.26 permet de visualiser un détail des spires électrodéposées.

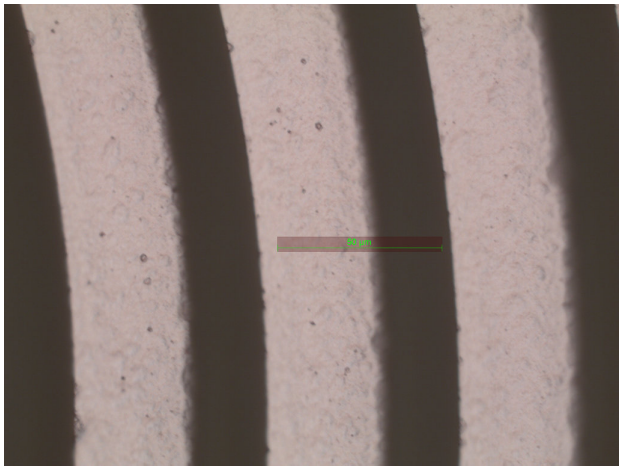


Figure 4.23 – Bobines électrodéposées de Type 1a

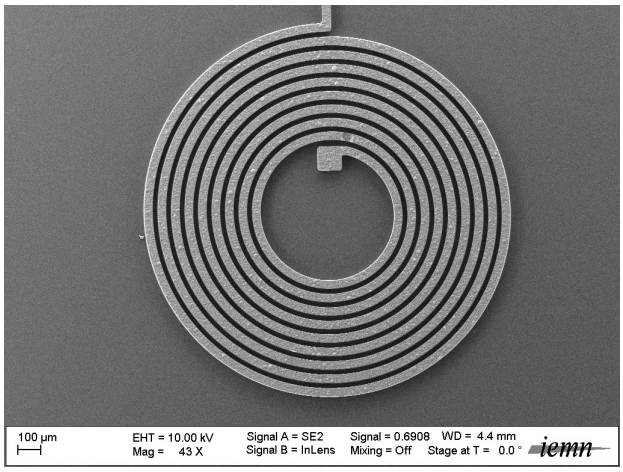


Figure 4.24 – Bobine de Type 1a visualisée au MEB - diamètre 2 mm, vue de dessus

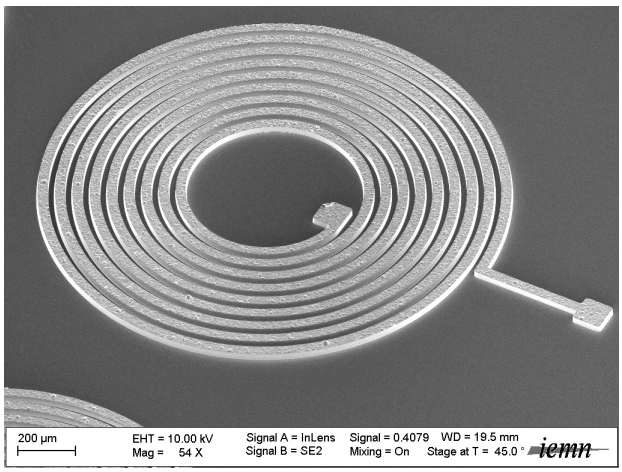


Figure 4.25 – Bobine de Type 1a visualisée au MEB - diamètre 2 mm, vue de profil

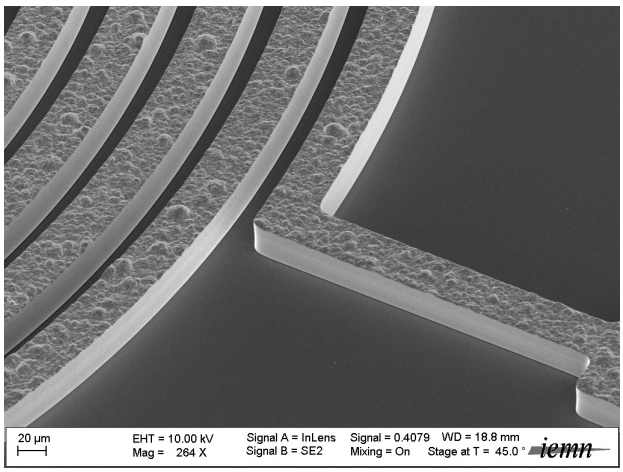


Figure 4.26 – Bobine de Type 1a visualisée au MEB - diamètre 2 mm, détail de profil

4.5.2.2 Bobines de Type 1b

Les bobines de Type 1b sont une amélioration des bobines 1a : elles sont réalisées sur des substrats de silicium équipés de vias électrodéposés, leur permettant d'être alimentées par la

face arrière des substrats. Cela évite la gravure de cavités dans le substrat, car l'aimant d'actionnement peut désormais se positionner du côté de la face avant. La distance d'actionnement est aussi réduite. La Figure 4.27 présente les principales étapes de microfabrication de ces bobines.

Une couche de croissance conductrice est d'abord déposée en face avant du substrat. Ce dépôt formera une membrane métallique servant de base à la croissance par électrodéposition des différents motifs traversants, depuis la face arrière : les noyaux et parois latérales en Permalloy d'une part, et les vias en cuivre d'autre part. Cette même couche métallique permettra la croissance des spires de cuivre sur la face avant du substrat. Cette tri-couche de Chrome-Or-Chrome est réalisée par pulvérisation cathodique. La première couche mince de chrome est épaisse de 50 nm et garantit l'adhérence de la couche d'or, sur laquelle aura lieu par la suite la croissance du cuivre. Elle protège aussi cette couche de l'oxydation pouvant être engendrée par l'exposition de l'or aux plasmas O_2. L'épaisseur de la couche d'or est fixée à 1 µm, afin de garantir la rigidité de la couche de croissance par électrodéposition. Enfin, 50 nm de chrome sont à nouveau déposés par pulvérisation. Cette tri-couche est complétée par une enduction de résine, afin d'accroître sa résistance mécanique : la SU-8 2035 est alors employée, car particulièrement résistante aux solvants. L'épaisseur de résine est fixée à 20 µm. De plus, cette couche de résine assure l'isolation électrique de la face avant du substrat, afin de la protéger lors des immersions de l'échantillon dans les bains d'électrodéposition. La SU-8 a l'avantage de ne pas être endommagée par les solvants usuellement mis en œuvre (acétone et isopropanol). Cela permet sa conservation durant tout le procédé de fabrication (Fig. 4.27, a.).

Une première lithographie en face arrière permet de réaliser un masque physique correspondant aux motifs des noyaux et parois latérales en Permalloy. Ce masque permet de graver le substrat sur toute son épaisseur, à l'aide du procédé de gravure Bosch du Silicium. Le masque de gravure est constitué de 10 µm de résine positive AZ9260 (Fig. 4.27, b. et c.). La gravure des motifs de chrome visibles après la gravure traversante du Silicium est ensuite réalisée par voie humide, à l'aide d'une solution de gravure commerciale. l'échantillon est alors préparé pour l'électrodéposition des motifs de Permalloy (Fig. 4.27, d.).

L'électrodéposition du Permalloy est réalisée pour une densité de courant de 20 mA/cm^2. Le remplissage des motifs de Permalloy sur toute l'épaisseur du substrat dure environ 10 heures pour des substrats de 275 µm. À l'issue de cette phase d'électrodéposition, un éventuel amincissement et polissage de la face avant du substrat peut être effectué, dans le cas où le Nickel-Fer se serait déposé en surépaisseur (Fig. 4.27, e.).

Les vias sont ensuite gravés en face arrière sur toute l'épaisseur du substrat, à l'aide du procédé de gravure Bosch du Silicium. Le masque utilisé pour cette gravure est constitué de 20 µm de résine SU-8 2035. La gravure du chrome visible au fond des ouvertures du Silicium est réalisée par voie humide : l'échantillon est alors préparé pour l'électrodéposition (Fig. 4.27, f.).

L'électrodéposition du Cuivre dans les vias est un procédé long, étant donné la profondeur des motifs à remplir. La densité surfacique de courant, fixée habituellement à 10 ou 20 mA/cm^2, est alors augmentée à 40 mA/cm^2. Cela représente alors environ 6 heures de dépôt pour une épaisseur de substrat de 275 µm. Ce procédé peut éventuellement être accéléré par l'utilisation de densités de courant encore plus élevées. À l'issue de cette électrodéposition, des excroissances peuvent apparaître sur les bords des vias. Une phase d'amincissement et de polissage de la face arrière du substrat doit alors être mise en œuvre (Fig. 4.27, g.).

À l'issue de ce procédé d'amincissement et de polissage, la réalisation des plateaux de Nickel-Fer peut être réalisée en face arrière. Une couche de croissance métallique est réalisée par pulvérisation sur la face arrière du substrat : elle est constituée d'une bicouche de chrome (50 nm, couche d'adhérence) et d'or (100 nm, couche de croissance). Un moule de résine AZ NLOF 2070 de 15 µm d'épaisseur est alors réalisé sur cette couche de croissance (Fig. 4.27, h.). L'électrodéposition du Permalloy est alors réalisée dans ce moule (Fig. 4.27, i.).

Une couche de résine AZ2070 est déposée en face arrière afin de protéger le plateau de NiFe. Le substrat est nettoyé de couche protectrice de SU-8 par gravure RIE, à l'aide d'un plasma CF_4 / O_2. La couche mince de chrome sous-jacente est alors gravée par voie humide, afin d'atteindre la couche d'or ayant servi précédemment de couche de croissance électrolytique pour les vias. Un moule en résine AZ 40XT de 40 µm d'épaisseur est alors réalisé pour l'électrodéposition des spires (Fig. 4.27, j.).

L'électrodéposition de cuivre est effectuée dans le moule précédemment réalisé : l'épaisseur de cuivre déposé peut aller jusqu'à 30 µm (Fig. 4.27, k.). Le moule de résine, ainsi que la résine de protection en face arrière, sont alors retirés à l'acétone et à l'isopropanol (Fig. 4.27, l.).

Enfin, le film de Cr/Au ayant servi de couche de croissance au plateau de NiFe en face arrière est gravé à l'usineur ionique, libérant les contacts électriques extérieurs aux bobines (Fig. 4.27, m.).

Le montage des micro-actionneurs peut avoir lieu. Les bondings sont alors réalisés afin d'alimenter les bobines (Fig. 4.27, n.).

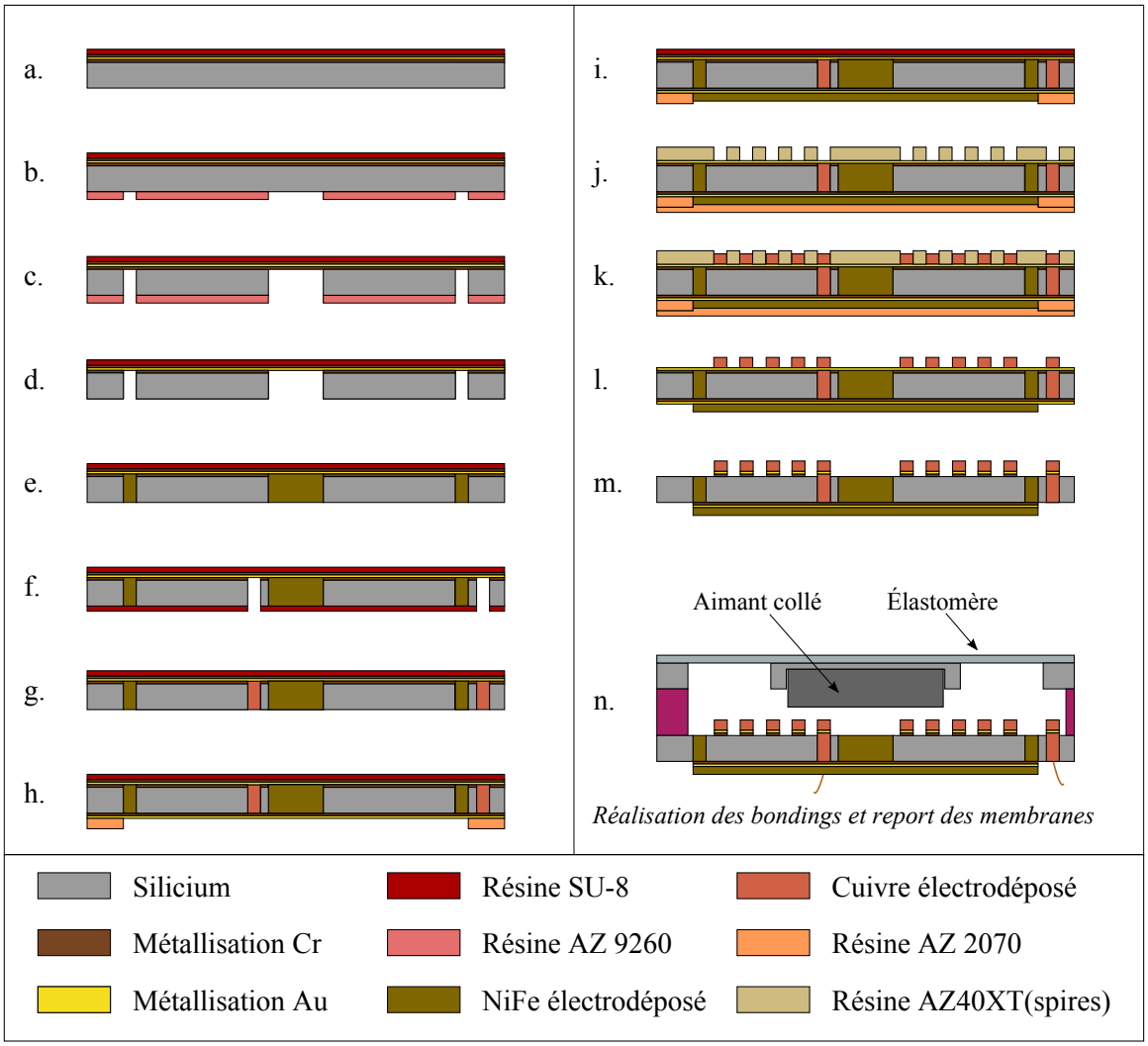


Figure 4.27 – Procédé de microfabrication des bobines intégrées de Type 1b

Des bobines de Type 1b ont été réalisées selon une variante du procédé décrit ci-dessus : les éléments ferromagnétiques n'ont pas été réalisés par électrodéposition. La Figure 4.28 présente la face avant du substrat, sur laquelle les spires ont été électrodéposées. Les vias électrodéposés sont visibles en faces avant et arrière sur la Figure 4.29.

Enfin, les Figures 4.30 et 4.31 sont issues de la visualisation au MEB de ces bobines équipées de vias.

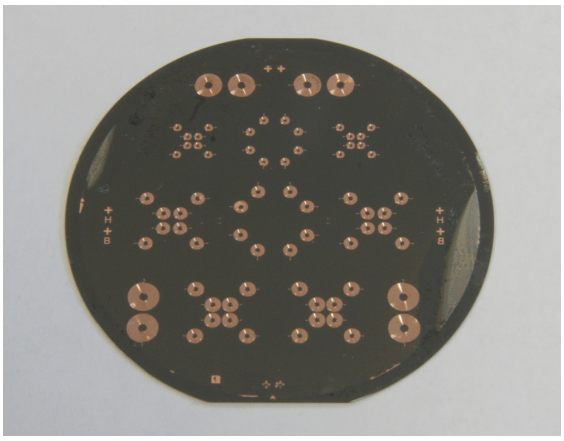


Figure 4.28 – Bobines électrodéposées en surface

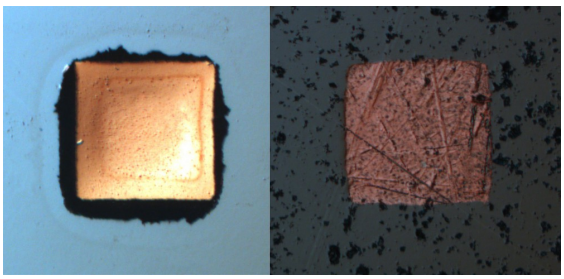


Figure 4.29 – Électrodéposition des vias ; Gauche : face arrière avec membrane d'or ; Droite : face avant sur cuivre (poli)

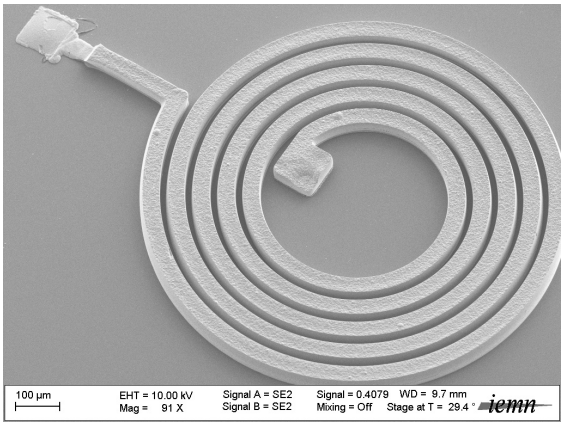


Figure 4.30 – Bobine de Type 1b visualisée au MEB - diamètre 1.25 mm, vue de profil

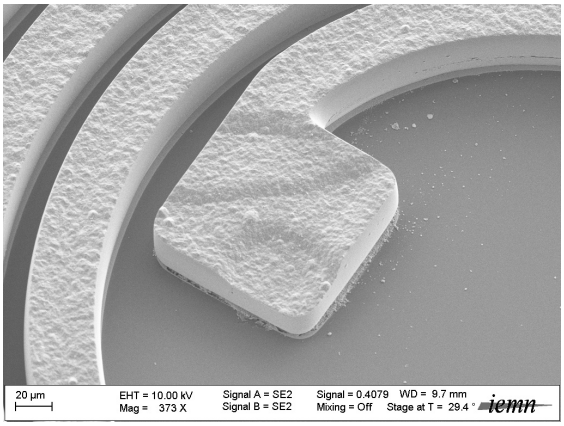


Figure 4.31 – Bobine de Type 1b visualisée au MEB - diamètre 125 mm, détail de profil

4.5.2.3 Bobines de Type 2

Le procédé de fabrication des bobines de Type 2 se rapproche de celui des bobines de Type 1b : l'électrodéposition des spires a lieu de manière similaire à celle des vias. Les prises de contact électrique peuvent alors s'effectuer en face arrière du substrat.

4.6 Montage et caractérisation de micro-actionneurs à bobines intégrées

4.6.1 Montage des micro-actionneurs

Le montage des micro-actionneurs nécessite de positionner les bobines électrodéposées, dont l'élaboration a été précédemment décrite, vis à vis de membranes élastomériques similaires à celles utilisées pour les micro-actionneurs hybrides. Les premiers montages ont mis en œuvre les bobines de Type 1a. L'assemblage des deux substrats – supportant respectivement les bobines et les membranes – a été réalisé par l'intermédiaire d'un espaceur d'environ 150 µm. Cela permet de régler le positionnement de l'aimant relativement à la bobine d'actionnement, afin de minimiser la distance d'actionnement tout en autorisant un débattement suffisant lors de l'actionnement des membranes. La Figure 4.28 présente le substrat sur lequel les spires ont été électrodéposées ; la face opposée dispose alors de fosses permettant d'approcher au plus près les aimants d'actionnement.

Afin de procéder aux caractérisations mécaniques des micro-actionneurs intégrés, un montage sur circuit imprimé a eu lieu. Les connexions entre le circuit imprimé de test et les contacts électriques des bobines électrodéposées ont été réalisées par bonding (soudure par thermocompression). La Figure 4.32 présente le packaging de test. Les fils d'or utilisés pour le bonding des connexions électriques des bobines d'actionnement sont visibles sur la Figure 4.33.

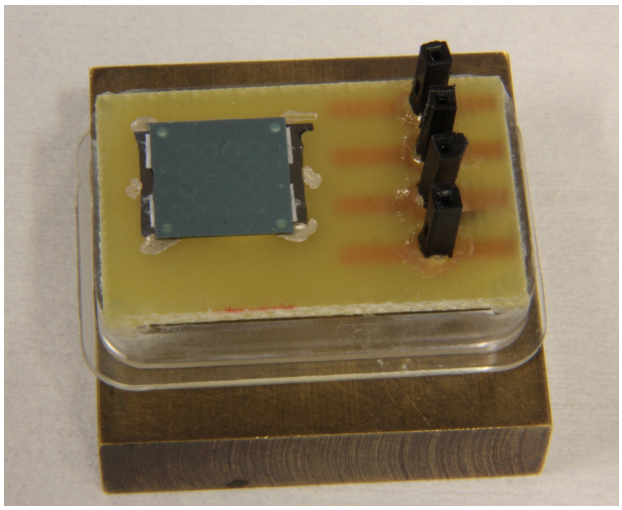


Figure 4.32 – Montage réalisé pour le test des micro-actionneurs à bobines intégrées

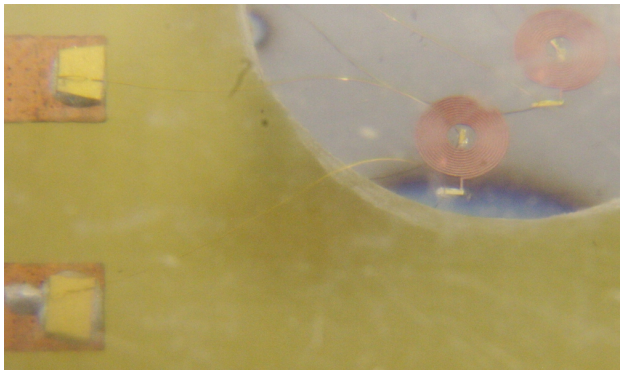


Figure 4.33 – Connexion par bonding des bobines de Type 1a

4.6.2 Caractérisation électrique des bobines intégrées

Les bobines électrodéposées ont tout d'abord été caractérisées électriquement afin de déterminer leur résistance et leur inductance. Les bobines électrodéposées présentent théoriquement de très faibles résistances électriques. Les bobines de 2 mm de diamètre présentant 11 spires électrodéposées en surface, d'épaisseur 30 µm, ont une résistance théorique de 0.79 Ω, en se basant sur la conductivité électrique du cuivre massif (59.6 S/m). L'effet de peau va occasionner une augmentation de la résistance des spires à haute fréquence. L'épaisseur de peau δ est donnée par la formule suivante :

$$\delta = \sqrt{\frac{2 \cdot \rho}{\omega \cdot \mu}} \tag{4.3}$$

Où ρ représente la résistivité électrique du matériau conducteur, μ sa perméabilité et ω la pulsation du signal sinusoïdal. Les bobines électrodéposées ont donc une résistance quasi-constante tant que δ reste supérieure à 15 µm : cela fixe la limite de fréquence au-delà de laquelle les bobines voient leur résistance radicalement augmenter, qui est ici d'environ 19 MHz.

La mesure de l'inductance a été réalisée à l'aide d'un analyseur d'impédance Agilent 4294A, équipé de la sonde Agilent 42941A. La plage de fréquences étudiée est située entre 40 Hz et 110 MHz, correspondant aux limitations de l'appareillage. Les mesures ont été menées par l'intermédiaire de bondings, ce qui occasionne des pertes résistives supplémentaires. La mesure de l'impédance n'est donc pas optimale pour la détermination de la résistance électrique des bobines. Cependant, cela permet d'observer la limitation en fréquence due à l'effet de peau apparaissant dans la bobine, mais aussi dans ses fils d'alimentation et bondings. Les Figures 4.34 et 4.35 présentent respectivement l'inductance et la résistance d'une bobine planaire de 2 mm en fonction de la fréquence. L'inductance des bobines de 2 mm est d'environ 500 nH. Lorsque la bobine est assemblée dans un micro-actionneur, on peut noter que la courbe d'inductance est perturbée au voisinage de la fréquence de résonance du micro-actionneur. Cela peut constituer une méthode pour contrôler le comportement fréquentiel de tels actionneurs.

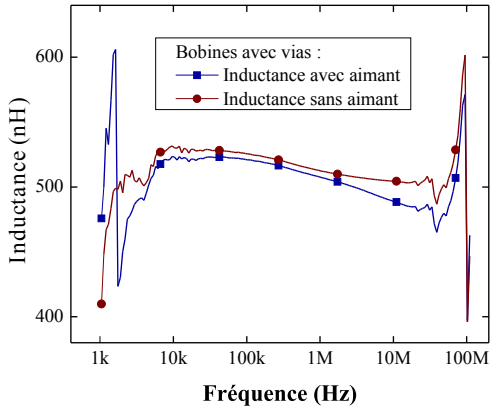


Figure 4.34 – Inductance d'une bobine planaire de 2 mm en fonction de la fréquence

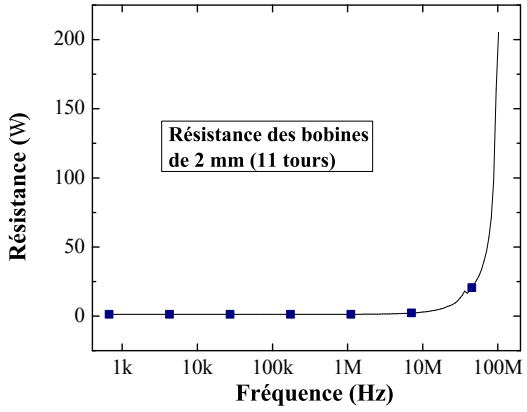


Figure 4.35 – Résistance d'une bobine planaire de 2 mm en fonction de la fréquence

Une mesure plus précise de la résistivité du cuivre électrodéposé a été effectuée sur les bobines par mesure sous pointes. Pour une épaisseur de dépôt de 30 µm environ, la résistance d'une bobine de 2 mm présentant 11 tours a été mesurée à 1.2 Ω. La conductivité du cuivre électrodéposé est ainsi de l'ordre de 40×10^6 S/m, soit 65% de la valeur théorique, ce qui constitue une valeur très acceptable. La Figure 4.36 présente la caractéristique intensité–tension de la bobine d'actionnement, dont on peut vérifier la linéarité. De même que précédemment, la résistance mesureée tient compte des câbles ainsi que des bondings.

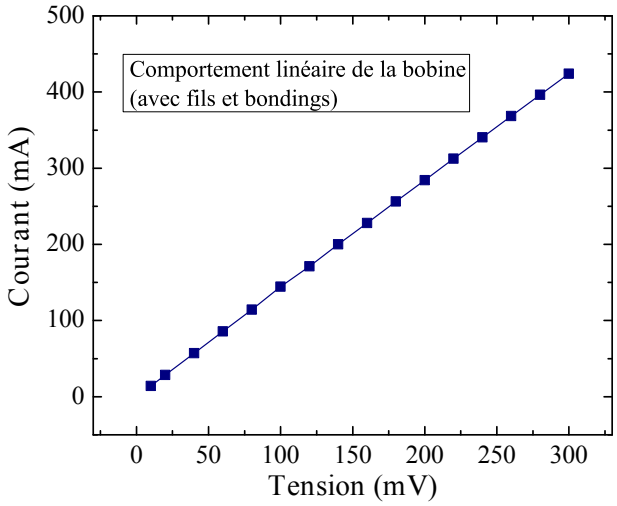


Figure 4.36 – Caractéristique intensité–tension d'une micro-bobine intégrée

4.6.3 Caractérisation mécanique des micro-actionneurs

Les micro-actionneurs à base de bobines électrodéposées ont été caractérisés de manière similaire aux micro-actionneurs hybrides présentés dans les chapitres précédents. La mesure de la déflexion a pu être effectuée par vibrométrie laser. Les premières mesures ont été réalisées à l'aide d'un signal sweep entre 100 Hz et 3 kHz, afin de déterminer le comportement fréquentiel des micro-actionneurs. La Figure 4.37 présente la réponse fréquentielle d'un micro-actionneur basé sur une bobine de 2 mm de diamètre et munie de vias lui permettant d'être alimentée en face arrière du substrat. La distance d'actionnement entre la bobine et l'aimant a été réglée à environ 100 µm. Les mesures ont été effectuées pour des courants d'actionnement dont l'amplitude a été fixée à 100 mA, puis 200 mA. Les déflexions ont été mesurées à 2.0 µm en quasi-statique pour un courant de 200 mA d'amplitude, et ont atteint 13.8 µm à la fréquence de résonance, autour de 1550 Hz. Cela permet de déterminer le facteur de qualité de l'actionnement : $Q \approx 7$. La masse présente au centre de chaque membrane étant connue (3.7 mg), leur raideur peut être déterminée à 350 N/m. La force générée par le système d'actionnement à base de bobines électrodéposées est ainsi évaluée à 0.70 mN pour un courant d'actionnement de 200 mA en amplitude (25 mW). Cela correspond à des forces de 1.4 mN pour une consommation de 100 mW.

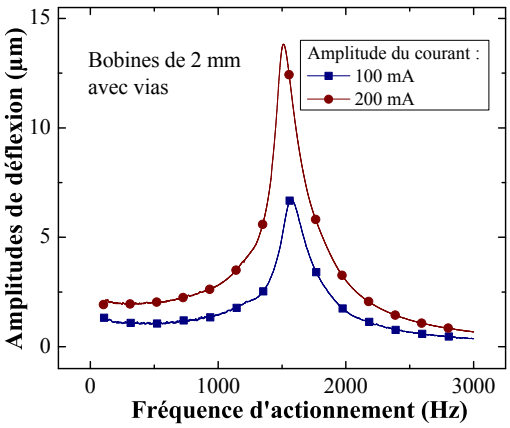


Figure 4.37 – Comportement fréquentiel d'un micro-actionneur basé sur une bobine de 2 mm équipée de vias

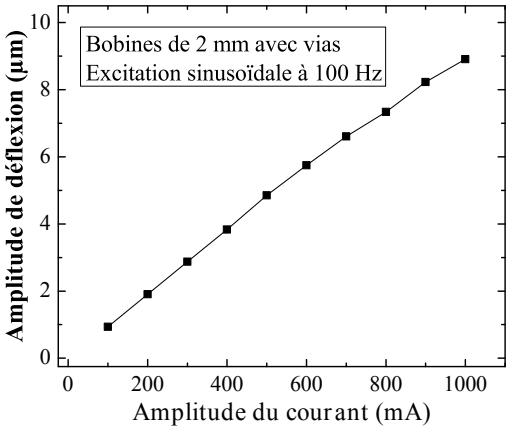


Figure 4.38 – Évolution des amplitudes en fonction du courant pour un actionneur basé sur une bobine de 2 mm équipée de vias

Des mesures en courant ont alors été effectuées afin de vérifier la linéarité de l'actionnement en fonction du courant. La Figure 4.38 présente l'évolution de la déflexion du micro-actionneur précédent avec l'amplitude du courant ; cette évolution est assez linéaire, et permet d'atteindre 9 µm pour un courant d'amplitude 1 A. . La force d'actionnement correspondant à ce courant

est donc d'environ 3.2 mN. D'après les simulations par F.E.M., les bobines de cette géométrie devraient pouvoir générer une force de 4.8 mN pour une amplitude de courant de 1 A et une distance d'actionnement de 100 µm. L'efficacité de l'actionnement est donc d'environ 67%.
L'écart entre ces résultats théoriques et expérimentaux peut provenir de la distance d'actionnement fixée lors de l'assemblage du micro-actionneur.

4.6.4 Conclusion sur les micro-actionneurs intégrés

Des bobines de Type 1a et 1b (sans NiFe) ont été réalisées par électrodéposition de cuivre. Elles ont pu être intégrées dans des micro-actionneurs équipés d'une membrane élastomérique en VPDMS. Les forces générées par ces micro-actionneurs sont cohérentes avec les résultats de simulation par FEM : 1.4 mN pour 100 mW. Les forces obtenues par les bobines de Type 1b pourront être améliorées avec l'intégration d'éléments ferromagnétiques.
Les bobines de Type 2 n'ont pas encore été réalisées ; la faisabilité des bobines de Type 2 sans NiFe est cependant validée. Des forces magnétostatiques de l'ordre de 4 mN pour 100 mW sont alors envisageables.

4.7 Prototypes de micro-actionneurs thermomagnétiques

Un nouveau concept de micro-actionneur magnétostatique est proposé dans cette partie. Contrairement aux micro-actionneurs magnétostatiques précédemment exposés, ces micro-actionneurs ne comportent pas d'élément inductif, mais tirent profit de la force magnétostatique existant entre aimants permanents et matériaux ferromagnétiques. Cette force statique peu alors être modulée thermiquement : les matériaux ferromagnétiques retrouvant un comportement paramagnétique au-delà de leur température de Curie, il est possible de faire osciller des éléments ferromagnétiques autour de leur température de Curie afin de réguler la force d'attraction existant entre ceux-ci et des aimants permanents.

4.7.1 Principe d'actionnement

Les matériaux ferromagnétiques voient leur perméabilité μ chuter au-delà d'une température critique, appelée température de Curie (T_c). ils deviennent alors paramagnétiques, avec une susceptibilité magnétique $\chi = \mu - 1$ tendant vers zéro. La Loi de Curie-Weiss [141] décrit la décroissance de la susceptibilité χ avec la température T dans ce domaine paramagnétique:

$$\chi = \frac{C}{T - T_c} \tag{4.4}$$

Où C représente une constante propre au matériau.

L'actionnement thermomagnétique consiste alors à faire varier la température d'un élément ferromagnétique en NiFe au voisinage d'un aimant permanent. L'alternance des régimes ferromagnétique et paramagnétique du NiFe, de part et d'autre de la température de Curie T_c, conduit alors à la création d'une force magnétostatique intermittente. Cet actionnement, de type monostable, peut devenir bistable ou multistable par combinaison de plusieurs éléments ferromagnétiques chauffants (Fig. 4.39). La réalisation de micro-moteurs rotatifs ou linéaires fonctionnant en mode pas-à-pas est alors possible ; de tels moteurs auraient l'avantage de proposer des forces ou couples statiques élevés, résultant de l'attraction entre les éléments ferromagnétiques et les aimants permanents les constituant.

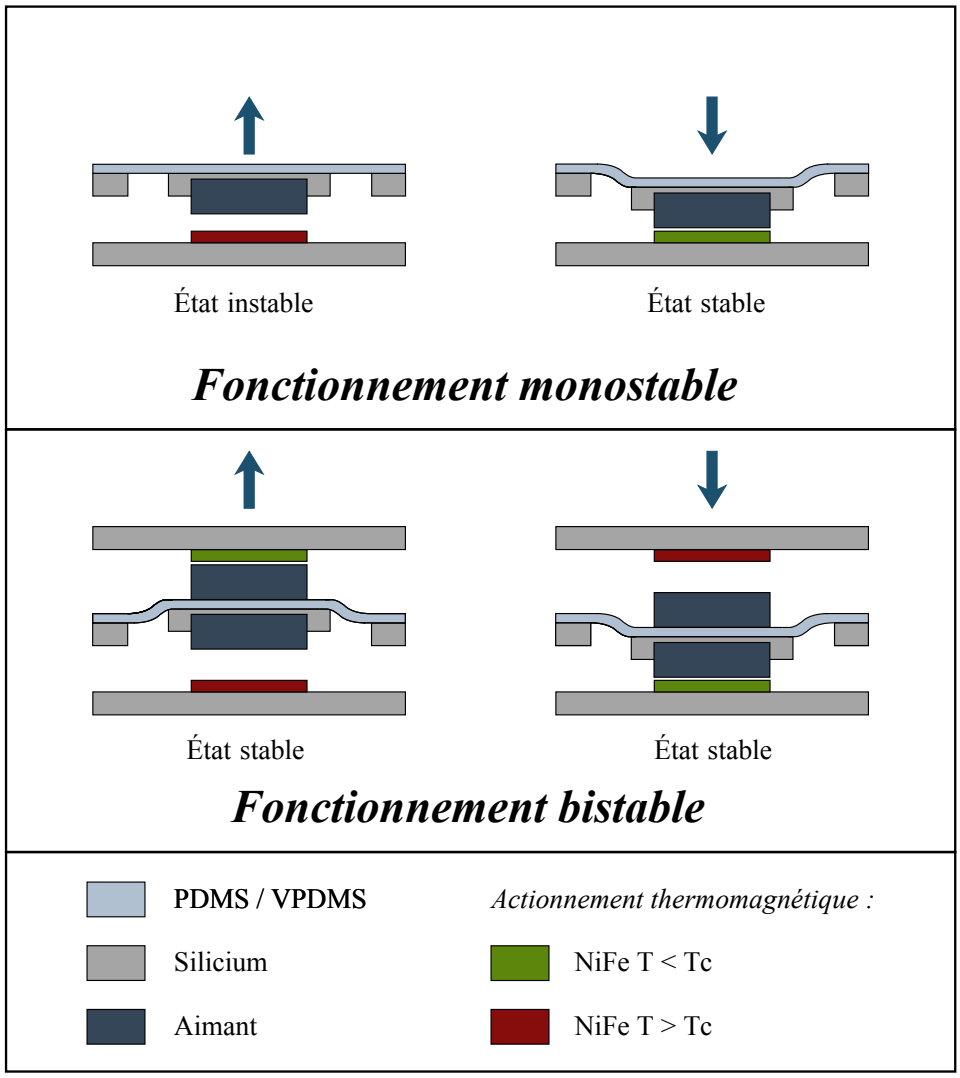


Figure 4.39 – Principe de fonctionnement des micro-actionneurs thermomagnétiques monostables et bistables

Le prototype exposé dans le cadre de cette thèse se présente sous la forme d'un serpentin résistif en Nickel-Fer, électrodéposé sur une structure isolante en dioxyde de silicium. Une structure flexible supportant un aimant est alors placée en vis à vis. Dans ce design, la montée en température est provoquée par effet Joule, tandis que le refroidissement se produit majoritairement par conduction. La conductivité électrique du NiFe étant dépendante de la température, il est aussi possible de contrôler la température à laquelle est porté le serpentin ferromagnétique [142].

Afin de limiter la consommation de tels actionneurs et leur endommagement thermique, il convient de choisir un matériau ferromagnétique présentant une température de Curie suffi-

samment basse. L'Invar, alliage de $Ni_{36}Fe_{64}$, est un matériau ferromagnétique possédant une température de Curie relativement basse (environ 235°C) [143, 144] ; bien que ses propriétés ferromagnétiques soient inférieures aux alliages plus riches en Nickel [145], il constitue un matériau de choix pour la réalisation de micro-actionneurs thermomagnétiques. Les premiers prototypes d'éléments ferromagnétiques chauffants ont été réalisés avec le même bain d'électrodéposition que pour le Permalloy, afin de valider le concept de l'actionnement ferromagnétique.
L'isolation thermique des serpentins résistifs a été améliorée afin de faciliter leur montée en température. Les résistors de NiFe sont ainsi réalisés sur une structure suspendue en dioxyde de silicium, leur assurant une meilleure isolation thermique vis à vis du substrat. Ces ponts de dioxyde de silicium seront libérés par une gravure isotrope du silicium au XeF_2. La Figure 4.40 montre, de manière schématique, la strucure obtenue après gravure isotrope du silicium.

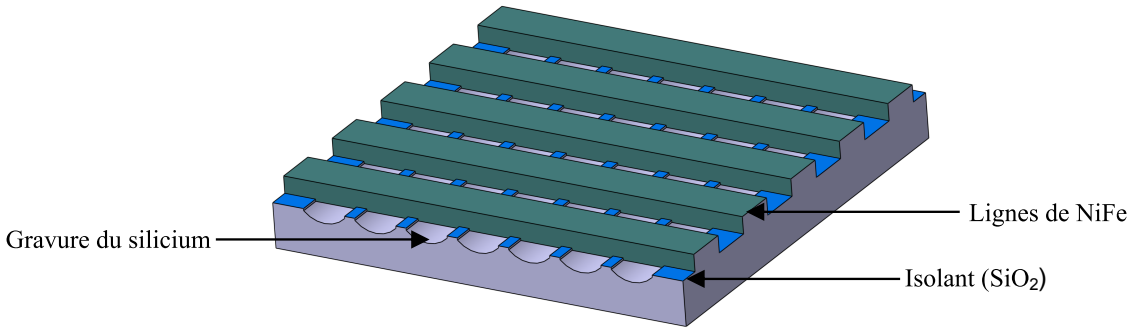


Figure 4.40 – Représentation schématique des éléments ferromagnétiques chauffants

4.7.2 Analyse théorique

Ces serpentins feromagnétiques chauffants ont fait l'objet de prévisions théoriques afin de déterminer les temps de montée et de descente de la température. Ces calculs fournissent ainsi la fréquence maximale théorique de fonctionnement d'un actionneur monostable basé sur ce design.
Les serpentins considérés s'étendent sur une surface carrée de 500 µm de côté ; la largeur du filament est fixée à 5 µm , tout comme la distance inter-filaments. L'épaisseur du filament est de 2 µm. L'influence des couches de Cr/Au sur le comportement thermique des filaments a été négligée.
Gorria et al. a étudié le comportement ferromagnétique du NiFe en fonction de la température. Lorsque le NiFe se rapproche des proportions de l'Invar (teneur massique en fer de 65%), sa

température de Curie est d'environ 235°C. Les Figures 4.41 et 4.42, extraites de l'aricle de Gorria [143], présentent l'aimantation de l'Invar en fonction de la température, lorsque des champs magnétiques de respectivement 300 Oe et 6 kOe lui sont appliqués. L'état du matériau soumis à un champ magnétique élevé évolue fortement entre 400 et 500 K : l'Invar reste ferromagnétique à 400 K, bien que disposant d'une aimantation moitié moindre qu'à température ambiante. À 500 K, l'aimantation de l'Invar devient particulièrement faible, le matériau est ainsi dans un état paramagnétique. Lorsque l'Invar est soumis à un champ magnétique moins intense (300 Oe), la transition entre les états ferromagnétique et paramagnétique est encore plus brutale.

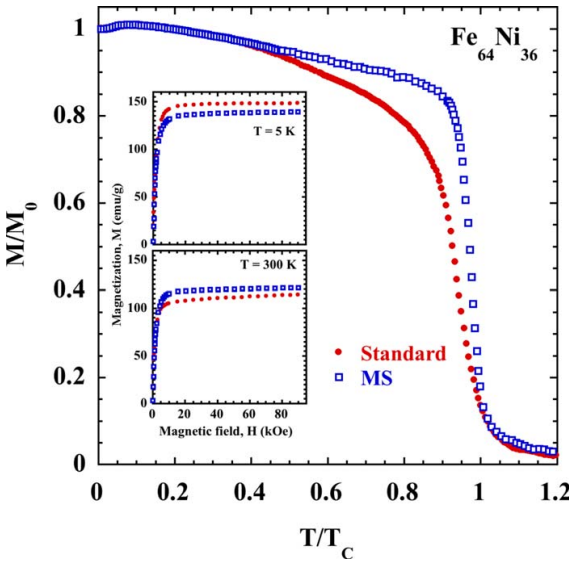


Figure 4.41 – Évolution de l'aimantation de l'Invar en fonction de la température, pour un champ de magnétique de 300 Oe [143]

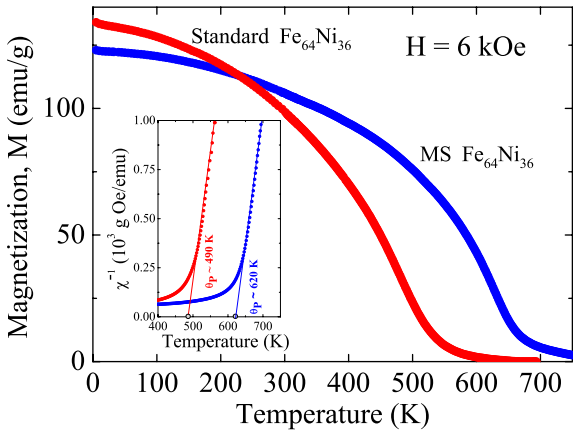


Figure 4.42 – Évolution de l'aimantation de l'Invar en fonction de la température, pour un champ de magnétique de 6 kOe [143]

En régime permanent, on peut ainsi considérer que la température du serpentin doit osciller sur une plage de 100 K au voisinage de sa température de Curie T_c afin de permettre un actionnement alternatif. La capacité thermique massique de l'Invar est de $C_v = 480$ J.kg^{-1}.K^{-1}. Il est ainsi possible de connaître la quantité de chaleur Q à apporter au filament de NiFe, si on le considère parfaitement isolé du substrat, à l'aide de la formule suivante :

$$Q = m \cdot C_v \cdot \Delta T \tag{4.5}$$

Où m représente la masse du serpentin, évaluée à 4 µg. La quantité de chaleur nécessaire est alors égale à $Q = 200$ µJ. Cette approximation ne tient compte d'aucune déperdition de cha-

leur, alors que le refroidissement du serpentin en est dépendant.
Si l'on considère la dissipation thermique se produisant vers le substrat, la quantité d'énergie thermique devant être fournie au serpentin doit être revue à la hausse. Une quantité de chaleur doublée, $Q = 400$ µJ, permettrait ainsi d'obtenir des temps de montée et de descente de température équivalents dans un système correctement dimensionné sur le plan thermique.
Si l'on considère une consommation de 400 mW, la fréquence maximale d'actionnement pourrait atteindre 1 kHz en théorie. Cette fréquence peut paraître faible ; cependant, un tel design d'actionneurs thermomagnétiques se prête particulièrement à la réduction d'échelle. L'utilisation de serpentins ferromagnétiques dont les dimensions latérales sont réduites d'un facteur k conduirait à des fréquences de fonctionnement maximales multipliées par k^2.
Des prévisions peuvent aussi être effectuées au niveau électrique. D'après Burkey [142], la résistivité de l'Invar passe de 12 mΩ.m à température ambiante, à seulement 6 mΩ.m à 300°C. La variation de résistance du filament de NiFe permettrait de remonter à sa température, facilitant ainsi la commande thermique de ces actionneurs. La résistance théorique des filaments passe ainsi de 300 kΩ à 150 kΩ entre 300 et 600 K. Si l'on tient compte de la couche de croissance Cr/Au ayant permis le dépôt électrolytique du serpentin, la résistance du filament chute à environ 10 kΩ. Un courant de 10 mA suffit alors pour augmenter la température du serpentin de NiFe lors d'un actionnement à 1 kHz.
Ces calculs théoriques fournissent une estimation des fréquences de fonctionnement d'un micro-actionneur monostable basé sur ces serpentins de NiFe. Les performances réelles peuvent cependant être différentes, le modèle simplifié ci-dessus ne prenant pas en compte les échanges thermiques conduisant au refroidissement des serpentins ferromagnétiques.
Enfin, les actionneurs basés sur ces éléments ferromagnétiques chauffants ne sont pas obligatoirement destinés à un mode de fonctionnement continu. En fonction de leur design, ils ont la capacité à fonctionner en régimes monostable, bistable ou multistable.

4.7.3 Masques pour photolithographie

Les serpentins de NiFe se présentent sous la forme de carrés de 500 µm ou 1 mm de côté ; pour chacune des deux dimensions, deux largeurs de pistes ont été définies : 5 µm et 10 µm. Trois masques de photolithographie ont été définis ; ils sont visibles sur la Figure 4.43. Les trois masques ont été définis négatifs :

- Masque 1 (en vert) : il est utilisé pour définir des ouvertures dans le film mince de dioxyde de silicium, afin de procéder à des gravures au XeF_2.
- Masque 2 (en rouge) : il représente les pistes conductrices des éléments ferromagnétiques (serpentins + alimentation) ;
- Masque 3 (en jaune) : il correspond au serpentin de NiFe à électrodéposer ;

Enfin, la Figure 4.44 représente un ensemble de quatre éléments ferromagnétiques chauffants : il est destiné à vérifier les possibilités de déplacement d'un plateau aimanté d'un élément à l'autre.

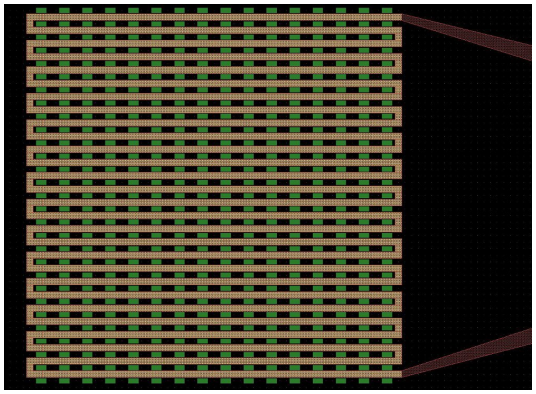


Figure 4.43 – Masques de photolithographie pour la réalisation de serpentins résistifs en NiFe

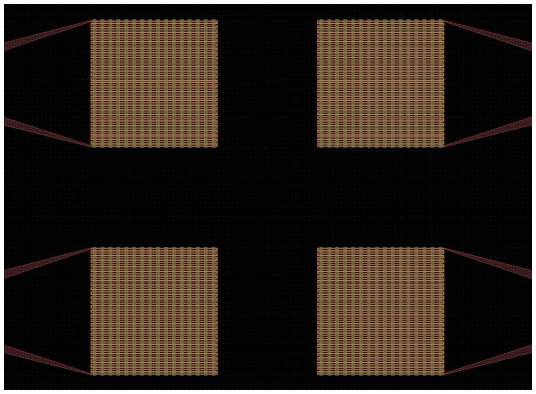


Figure 4.44 – Masques de photolithographie présentant un réseau de 2x2 serpentins en NiFe

4.7.4 Procédé de microfabrication

Les principales étapes de microfabrication pour la réalisation de ces serpentins thermomagnétiques sont listées ci-dessous, et sont représentées schématiquement Figure 4.45.

1. Une couche de dioxyde de silicium de 500 nm est déposée par LPCVD sur le substrat de silicium. Elle constituera la structure isolante supportant le serpentin de NiFe.
2. Une couche de résine négative AZ NLOF 2020 est déposée par spincoating avec les paramètres suivants : vitesse 2000 rpm, accélération 1000 rpm/s, durée 20 s. Après un recuit à 110°C pendant une minute, le substrat est insolé à travers le Masque 1 afin de définir les ouvertures dans le SiO_2 (exposition : 31 mJ/cm^2). Un second recuit (110°C, 1 min) est effectué avant révélation dans le développeur AZ 326 pendant 30 s (Fig. 4.45, a.).
3. Le SiO_2 est gravé par procédé plasma au CHF_3 / CF_4, avec les paramètres suivants : 180 W, 100 mTorr, 20 sccm pour chaque gaz. L'échantillon est alors nettoyé à l'acétone

et à l'isopropanol.

4. Une couche de Cr/Au (30/300nm) est déposée par pulvérisation sur le substrat. Un film de résine positive AZ 1518 est enduit à la tournette avec les paramètres suivants : vitesse 2500 rpm, accélération 3500 rpm/s, durée 12 s. Après un recuit à 110°C pendant une minute, le substrat est insolé à travers le Masque 2 afin de définir les pistes électriques (exposition : 32 mJ/cm^2). Un second recuit (110°C, 1 min) est effectué avant révélation dans le développeur AZ 726 pendant 30 s.
5. Une attaque Or est menée dans une solution de KI/I_2, avec rinçages répétés à l'eau déionisée afin de limiter la surgravure. Le chrome sous-jacent est alors gravé dans une solution commerciale. Le substrat est alors nettoyé à l'acétone et à l'isopropanol, afin d'enlever la résine résiduelle (Fig. 4.45, b.).
6. Une seconde métallisation Cr/Au est effectuée par-dessus la précédente par pulvérisation cathodique. Son rôle est d'améliorer l'homogénéité du dépôt électrolytique, en constituant une couche conductrice présente sur tout le substrat. Elle est de faible épaisseur : 10 nm de chrome et 50 nm d'or.
7. Un film de résine négative AZ NLOF 2020 est déposé par spincoating avec les mêmes paramètres que précédemment. L'insolation a lieu à travers le Masque 3, permettant de définir le moule pour l'électrodéposition des filaments résistifs de NiFe. Si l'épaisseur du serpentin de NiFe excède 3 µm, il est possible d'utiliser la résine AZ NLOF 2070, plus épaisse (Fig. 4.45, c.).
8. L'électrodéposition de NiFe est réalisée dans le moule de résine précédemment défini, afin d'obtenir un serpentin de quelques micromètres d'épaisseur. La résine servant de moule est alors enlevée par nettoyage acétone / isopropanol (Fig. 4.45, d.).
9. La gravure de la couche conductrice Cr/Au (seconde métallisation) est alors effectuée à l'usineur ionique (Argon, 500 W), sous incidence normale (Fig. 4.45, e.).
10. Le silicium est enfin gravé au XeF_2 à travers les ouvertures pratiquées dans le SiO_2, par cycles de 15 s, jusqu'à complète libération des ponts supportant les filaments de NiFe (Fig. 4.45, f.).
11. Une couche de nitrure de silicium SiN peut alors être déposée sur le substrat afin de garantir une meilleure isolation des filaments de NiFe, tout en protégeant ces motifs de l'oxydation.

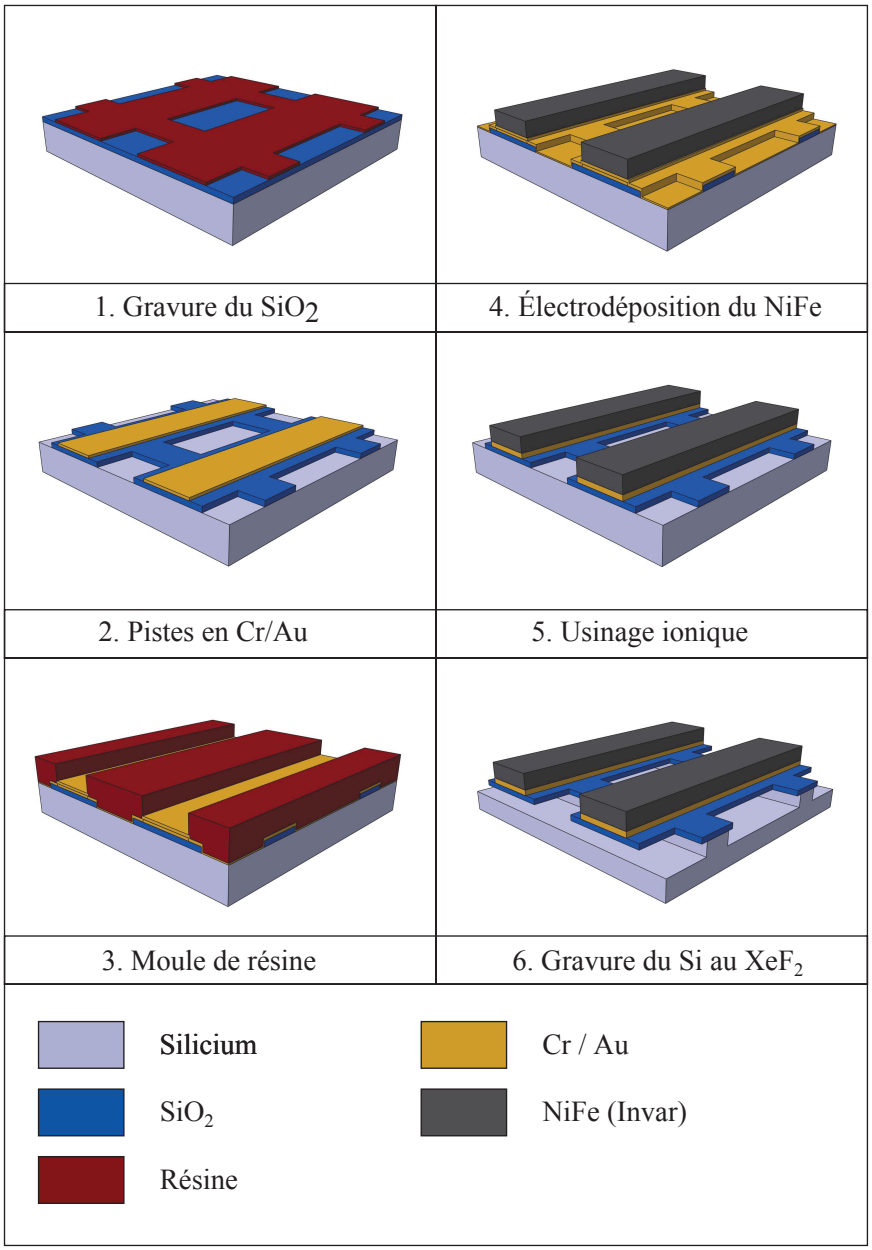


Figure 4.45 – Procédé de microfabrication des éléments ferromagnétiques chauffants

La Figure 4.46 présente les serpentins de NiFe vus de dessus au microscope optique. Les zones foncées correspondent aux ouvertures réalisées dans le silicium par gravure isotrope au XeF_2. La Figure 4.47 propose l'observation d'un serpentin de NiFe couvrant une surface de 500 µm de côté.

Figure 4.46 – Serpentin de NiFe électrodéposé sur structure isolante en SiO_2

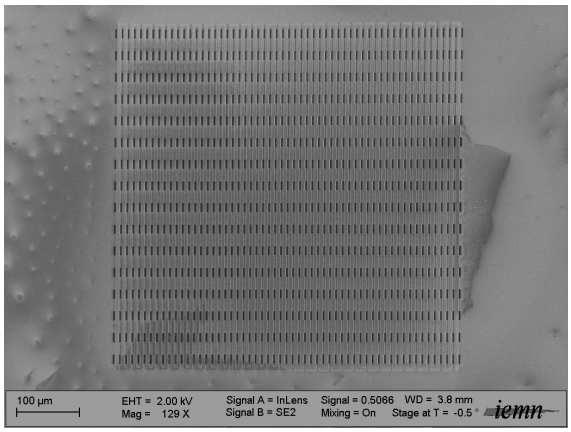


Figure 4.47 – Serpentin de NiFe visualisé au Microscope Électronique à Balayage

Enfin, les Figures 4.48 et 4.49 présentent la structure des ponts de dioxyde de silicium supportant les éléments résistifs en NiFe.

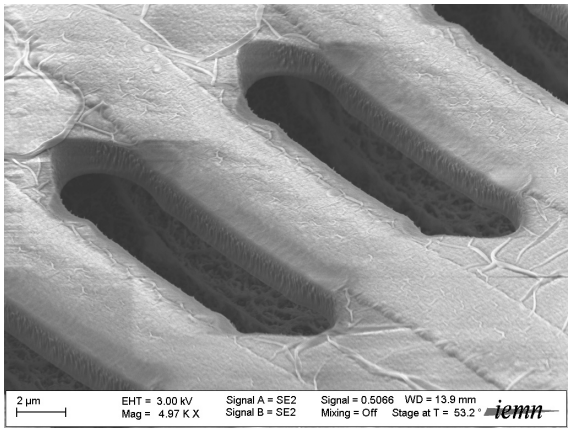


Figure 4.48 – Lignes de NiFe : gravure du silicium sous les ponts de SiO_2

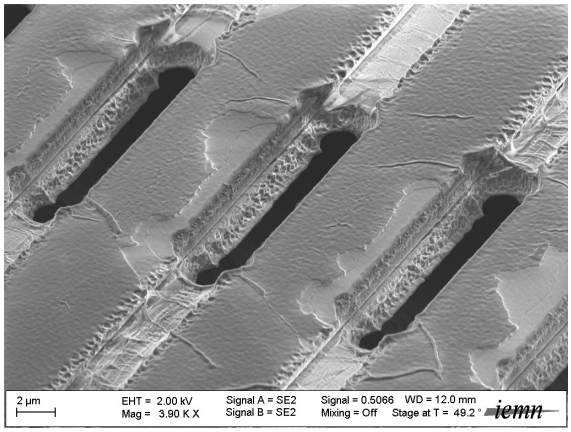


Figure 4.49 – Lignes de NiFe : isolation thermique en SiO_2

4.7.5 Conclusions sur l'actionnement thermomagnétique

Les premiers éléments résistifs en NiFe ont été microfabriqués suivant une structure oiginale, destinée à assurer la meilleure isolation thermique possible. Ces structures doivent cependant

faire appel à un alliage de NiFe bien plus riche en fer, à l'image de l'Invar, afin de réduire sa température de Curie.
Ces dispositifs n'ont pas encore été testés en température, et le comportement des filaments de NiFe à haute température doit être vérifié (oxydation, adhérence). Cependant, leur réalisation technologique illustre la faisabilité de tels actionneurs thermomagnétiques en termes de procédés de microfabrication. À l'issue des premières caractérisations thermiques de ces éléments chauffants, un travail d'optimisation de la commande devra être effectué afin de garantir le fonctionnement dynamique de ces micro-actionneurs.

Conclusion générale

Les microsystèmes électromécaniques ont à ce jour pénétré de nombreux marchés. Ils ont particulièrement émergé dans le domaine des capteurs, notamment mécaniques, tels que les accéléromètres et les capteurs de forces et de pression. Cette thèse a contribué à l'étude des microsystèmes destinés à la réalisation de surfaces actives utilisables pour la stimulation tactile. Malgré le fait que les interfaces tactiles existantes soient souvent limitées à des dispositifs de laboratoire, de nombreux travaux laissent entrevoir la possibilité d'un développement industriel des stimulateurs tactiles qu'ils présentent. La consultation de la Littérature spécialisée a permis d'appréhender les contraintes inhérentes à la réalisation de micro-actionneurs destinés à la stimulation tactile. L'actionnement tactile doit combiner de grandes forces et d'importants déplacements, sur une large plage de fréquences (DC à 1 kHz). De nombreuses contraintes portent en outre sur la consommation des actionneurs, tout comme leur encombrement réduit et leur résistance mécanique ; ces difficultés doivent être surmontées afin de s'assurer de la viabilité des micro-actionneurs tactiles. Le cahier des charges ainsi établi a permis de dégager les principales caractéristiques que ces micro-actionneurs devront respecter.

La solution proposée est basée sur un réseau de micro-membranes définies par microfabrication, et tirant profit de nouveaux matériaux élastomériques mécaniquement supérieurs au PDMS. La technique d'actionnement magnétostatique a été privilégiée, en premier lieu sous la forme d'éléments d'actionnement réalisés conventionnellement. Cette approche hybride permet de tirer profit des avantages des procédés de fabrication conventionnels tout comme des techniques de microfabrication ; ce concept est non seulement valable pour la réalisation de prototypes, mais peut aussi être étendu à une production en petite série.
Le matériau élastomérique introduit dans ces travaux a tout d'abord fait l'objet de caractérisations mécaniques afin de déterminer son comportement en charge. Son élongation à la rupture a ainsi été déterminée à 800%, soit quatre fois celle du PDMS conventionnel, ce qui assurera la résistance mécanique et la durée de vie des micro-actionneurs. Le comportement mécanique des membranes a ensuite été modélisé afin de privilégier la flexion des membranes et d'en limiter la torsion. La validité de ces modèles mécaniques a été contrôlée par des mesures vibratoires

effectuées sur des membranes de test.
La solution d'actionnement hybride a alors fait l'objet d'optimisations basées sur des simulations par éléments finis effectuées sous Comsol. Diverses configurations de bobines ont été utilisées dans le cadre de ces simulations. Le rôle du circuit magnétique encerclant la bobine d'actionnement a notamment été étudié. Le design final des micro-actionneurs a permis de définir leur encombrement et leurs performances théoriques : pour un pas du réseau de micro-actionneurs établi à 2 mm et une épaisseur de l'afficheur tactile estimée à 3 mm, les micro-actionneurs pourront fournir une force théorique de 9.6 mN pour une consommation de 100 mW, dans le cas d'un actionnement sinusoïdal continu.
La réalisation de ces micro-actionneurs a alors été menée, par l'utilisation conjointe des techniques de microfabrication et des techniques conventionnelles. Les membranes élastomériques ont été réalisées avec un élastomère commercial n'ayant auparavant jamais été utilisé en microfabrication. Ses propriétés mécaniques se sont révélées bien supérieures à celles du PDMS, avec une élongation à la rupture quatre fois supérieure à ce dernier. Le mécanisme d'actionnement (bobines et aimants) a été intégré à ces éléments microfabriqués afin d'obtenir une structure hybride, répondant aux besoins en termes de performances d'actionnement, mais aussi de simplicité structurelle. Un packaging adapté a permis l'assemblage des différents éléments composant ce réseau de micro-actionneurs, et a constitué une première étape en vue de l'intégration du dispositif dans un objet portatif.

Les micro-actionneurs ont alors été caractérisés mécaniquement, puis sensoriellement. Sur le plan mécanique, des mesures vibratoires par interférométrie laser ont été conduites. Sur le plan sensoriel, des expériences faisant entrer en jeu des participants ont permis de s'assurer de l'efficacité de la surface active ainsi constituée en matière de stimulation tactile.
Les premières caractérisations mécaniques ont été menées sur des membranes élastomériques en PDMS. Ce matériau a permis de caractériser quelques micro-actionneurs et de contrôler le bon fonctionnement du système d'actionnement magnétostatique, en fonction de la distance d'actionnement, du courant et de la fréquence. Les caractérisations suivantes ont eu lieu sur un dispositif plus évolué, basé sur l'utilisation du nouvel élastomère (Silastic S). Les caractérisations ont été menées sur l'intégralité des 16 micro-actionneurs du prototype de surface active. Cela a permis de dégager des informations sur l'homogénéité des performances des micro-actionneurs en termes de forces et de déplacement. Les forces obtenues pour une consommation de 100 mW au niveau de l'actionneur ont atteint 11 mN en amplitude en optimisant la

distance bobine-aimant. Ces mesures valident les résultats obtenus par simulation et confirment l'intérêt d'un actionnement hybride à ces échelles. L'actionnement pulsé a aussi été étudié, permettant d'atteindre des forces de 32 mN pour des courants instantanés de 4 A, tout en limitant la consommation électrique des actionneurs. Les déplacement générés atteignent alors près de 150 mN en amplitude, et jusqu'à 200 mN à la résonance.
Des tests sensoriels ont alors été menés afin de valider l'efficacité des réseaux de micro-actionneurs en matière de stimulation tactile. Les premiers essais ont porté sur le rendu spatial de l'interface tactile. Des stimuli tactiles restitués à diverses fréquences ont été localisés par les participants avec une efficacité de 84%. Cependant, un constat a été fait concernant la pérennité des sensations tactiles ressenties : leur évanescence constitue un problème récurrent en matière de stimulation tactile. Des temps de repos ont alors été volontairement introduits dans les signaux de commande ; ils ont permis la stabilisation des sensations tactiles, limitant fortement ce problème de fatigue sensorielle. Enfin, une étude de l'efficacité de la stimulation tactile produite par un actionnement impulsionnel a été menée. Les seuils de sensibilité, exprimés en consommation électrique moyenne, ont été mesurés à diverses fréquences d'actionnement et pour divers rapports cycliques. Il a été remarqué que les seuils de sensibilité sont quasi-indépendants du rapport cyclique.

La réalisation de micro-bobines d'actionnement intégrées a ensuite été abordée, l'objectif étant de fournir des micro-actionneurs magnétostatiques de puissance entièrement élaborés par microfabrication (à l'exception de l'aimant d'actionnement). Diverses configurations de bobines réalisables par électrodéposition ont alors été comparées afin de déterminer les meilleurs compromis entre l'efficacité d'actionnement et la complexité des procédés de microfabrication mis en œuvre. Ces bobines étaient soit réalisées en surface du substrat, soit sur toute l'épaisseur de celui-ci. La présence d'un circuit magnétique s'est révélée être particulièrement efficace pour ces dernières bobines, qui présentaient de plus grands rapports d'aspect. Des procédés de microfabrication innovants ont été définis afin de réaliser ces structures, et incluaient notamment la réalisation de vias pour déporter les contacts électriques des bobines. Des procédés basés sur l'électrodéposition de motifs à hauts rapports d'aspects ont été mis en place pour la réalisation d'électrodépositions dans des moules de silicium.
Un banc d'électrodéposition de cuivre et de permalloy a ainsi été mis en place afin de procéder à la réalisation de diverses configurations de bobines. Celles-ci ont fait l'objet de caractérisations électriques confirmant la bonne conductivité électrique du cuivre électrodéposé. Le compor-

tement linéaire de leur caractéristique intensité-tension a aussi été validé. Les micro-bobines ont alors été intégrées dans des micro-actionneurs membranaires afin de confirmer leurs performances en matière d'actionnement. Si l'efficacité de ces micro-bobines est moindre que celle des bobines conventionnelles précédemment utilisées dans les micro-actionneurs hybrides, celles-ci sont tout de même capables de générer des forces de 1.4 mN pour une consommation électrique de l'ordre de 100 mW. Des forces de 3.2 mN peuvent être atteintes en impulsionnel, pour un courant instantané de 1 A.

Une autre piste d'actionnement magnétique a été abordée dans le Chapitre 4 : l'actionnement thermomagnétique, qui repose sur la possibilité de changer le comportement d'une structure ferromagnétique en agissant sur sa température. Cette technique d'actionnement nécessite de faire varier la température d'un élément ferromagnétique résistif en Invar autour de sa température de Curie. Des protoypes d'éléments chauffants en NiFe ont été réalisés par électrodéposition sur une structure isolante en SiO_2. Ces derniers travaux ouvrent des perspectives quant à la réalisation de micro-actionneurs thermomagnétiques.

En conclusion, les micro-actionneurs développés au cours de cette thèse constituent une solution viable pour la réalisation de surfaces actives, notamment dans le cadre de la stimulation tactile. Les micro-actionneurs hybrides ont fait l'objet de tests sensoriels validant leur capacité à fournir des sensations tactiles précises et d'intensité suffisante. L'usage de matériaux élastomériques adaptés a permis l'utilisation d'un actionnement impulsionnel permettant d'atteindre des amplitudes de déplacement de l'ordre de 200 µm.

Les micro-actionneurs hybrides apportent encore les meilleures performances en termes de forces générées ; cependant, l'intégration des micro-bobines d'actionnement permet de considérablement réduire les étapes d'assemblage conventionnel ; ces micro-actionneurs intégrés pourront à terme présenter l'avantage d'être plus facilement intégrables que les modèles hybrides. De plus, si l'usage des micro-bobines s'est principalement limité à l'actionnement magnétostatique, celles-ci présentent aussi de nombreux intérêts en matière de génération de champs magnétiques de commande à l'échelle des microsystèmes.

Enfin, les développements proposés quant à l'actionnement thermomagnétique pourront servir de base à la réalisation de micro-actionneurs hors plan ou dans le plan, tels que des moteurs rotatifs ou linéaires. Ce procédé serait en outre particulièrement adapté à la réduction d'échelle.

Table des figures

1.1 Le système d'écriture Braille destiné aux malvoyants 16
1.2 Téléphone portable équipé d'un afficheur Braille 16
1.3 La manette de la console de jeu Nintendo Wii, équipée d'un retour vibrant 17
1.4 Exemple de téléphone portable équipé d'un écran tactile à retour haptique 17
1.5 Un exemple d'interface haptique : le Phantom de Sensable 17
1.6 Le Mediseus Surgical Drilling Simulator, Matériel de simulation médicale avec retour haptique . 17
1.7 Le QinetiQ Diver Reconnaissance System testé par un plongeur de la Royal Navy 18
1.8 Veste tactile TNO Tactile Torso Display (TTTD), destinée aux pilotes d'hélicoptères 18
1.9 Tests d'acuité tactile réalisés au Minnesota Laboratory for Low-Vision Research (Université du Minnesota 19
1.10 Afficheur tactile de laboratoire basé sur des poutres piézo-électriques vibrantes (Université d'Exeter) 19
1.11 Vues de coupe de la peau, représentant les différents réseaux de mécanorécepteurs 21
1.12 Tableau comparant les propriétés des différents mécanorécepteurs (Hale) 22
1.13 Un afficheur tactile basé sur la stimulation électrocutanée (Kajimoto) 27
1.14 Un afficheur tactile basé sur des actionneurs piézoélectriques, le STReSS 28
1.15 Afficheur tactile basé sur des faisceaux de poutres piézoélectriques actionnées verticalement (Kyung) 28
1.16 Surface tactile permettant de retranscrire la rugosité de matériaux, développée par l'IRCICA . . 29
1.17 Affichage tactile basé sur un plateau mobile contrôlé par Ondes Acoustiques de Surface (SAW), par Nara 29
1.18 Affichage tactile basé sur un plateau mobile contrôlé par actionnement électrostatique (Nagasawa) 30
1.19 Le Vital (CEA), un afficheur magnétostatique 31
1.20 Réseaux d'actionneurs magnétostatiques et commande de phase (Asamura) 31
1.21 Dispositif d'affichage de formes utilisé dans une sonde laparoscopique (Ottermo) 32
1.22 Dispositif d'affichage de formes basé sur des SMA (Ramiro) 33
1.23 Afficheur Braille à base de polymères électroactifs bistables (Niu) 33
1.24 Surface tactile sur substrat souple développé (Koo) 34
1.25 Dispositif tactile basé sur l'utilisation de fluides électrorhéologiques (Taylor) 34
1.26 Actionneurs tactiles pneumatiques developpés par Moy à Berkeley 35
1.27 Amplification hydraulique d'un dispositif d'actionneurs tactiles piézoélectriques (Ninomiya) . . . 35
1.28 Définition des fonctions du réseau de micro-actionneurs tactiles 42

2.1 Afficheur tactile à plateau mobile (Nagasawa) 46
2.2 Dispositif tactile destiné à l'affichage de la rugosité (Biet) 46
2.3 Schéma d'un dispositif de stimulation doté de picots (Summers) 47
2.4 Actionneurs non équipés de picots, sur le Vitale (CEA) 47
2.5 Réseau de tacteurs recouvert d'un filtre pass-bas (Wagner) 47
2.6 Comparaison des actionnements magnétostatiques et électrostatiques (Niarchos) 49
2.7 Classification des types d'actionnement MEMS et macroscopiques suivant les critères de déplacements et de fréquences (Bell) 50
2.8 Classification des types d'actionnement MEMS et macroscopiques suivant les critères de déplacements et de forces générés (Bell) 50
2.9 Schéma global d'un micro-actionneur MEMS pour l'affichage tactile 58
2.10 Schéma d'une membrane d'actionneur 58
2.11 Épaisseur du film d'élastomère en fonction de la vitesse angulaire lors de l'enduction à la tournette du VPDMS non dilué 66

2.12 Courbes de rupture du PDMS et du VPDMS . . . 67
2.13 Cycles de chargement du PDMS . . . 67
2.14 Cycles de chargement du VPDMS . . . 67
2.15 Gravure du VPDMS par DRIE (masque physique en nickel) . . . 70
2.16 Gravure du VPDMS par DRIE (masque de NiFe électrodéposé) . . . 70
2.17 Vitesse de gravure DRIE du VPDMS en fonction de la pression . . . 71
2.18 Vitesse de gravure plasma du VPDMS en fonction de la puissance . . . 71
2.19 Déformation d'une membrane annulaire soumise à une force exercée sur son ilôt rigide . . . 74
2.20 Déformation d'une membrane annulaire soumise à un moment exercé sur son ilôt rigide . . . 75
2.21 Efforts exercées sur la membrane annulaire . . . 76
2.22 Évolution du ratio torsion / flexion $\chi_{t/f}$ avec le nombre d'aimants . . . 81
2.23 Double structure membranaire . . . 81
2.24 Résonances en flexion et en torsion de membranes de 50 µm . . . 82
2.25 Résonances en flexion et en torsion de membranes de 100 µm . . . 82
2.26 Configurations d'actionnement magnétique utilisant diverses géométries de bobines . . . 84
2.27 Schéma de principe de l'actionnement magnétostatique . . . 85
2.28 Champ magnétique produit par une spire de courant . . . 87
2.29 Simulation par F.E.M. d'un système d'actionnement magnétostatique (modèle axisymétrique) . . . 87
2.30 Niveaux de maillage comparés pour les simulations magnétiques . . . 88
2.31 Convergence des résultats obtenus par F.E.M. en fonction du niveau de maillage . . . 89
2.32 Détermination par F.E.M. de la force générée par différents systèmes d'actionnement magnétostatiques en fonction de la distance d'actionnement . . . 89
2.33 Banc de caractérisation de forces magnétostatiques par jauge de contraintes . . . 90
2.34 Système d'actionnement bobine-aimant monté sur une jauge de contraintes . . . 90
2.35 Évolution de la force magnétostatique générée par les bobines de Designs 2, 4 et 6 ; comparaison des résultats théoriques et expérimentaux . . . 92
2.36 Linéarité de l'actionnement magnétostatique avec le courant d'alimentation de la bobine . . . 92

3.1 Masques de photolithographie utilisés pour la réalisation des membranes en PDMS . . . 97
3.2 Principales étapes de microfabrication des membranes élastomériques . . . 97
3.3 Observation MEB d'une membrane élastomérique . . . 100
3.4 Observation MEB d'une membrane élastomérique : détail . . . 100
3.5 Premier packaging de test en aluminium. *Gauche :* vue en éclaté sous Catia ; *centre :* packaging avant insertion des membranes élastomériques et des bobines ; *droite :* packaging dans lequel sont montés les réseaux de micro-membranes (équipées de picots) . . . 101
3.6 Second packaging en silicium, plus compact . . . 102
3.7 Schéma du dispositif de mesures vibratoires destiné à caractériser dynamiquement les membranes 104
3.8 Comportement fréquentiel des micro-actionneurs pour des courants d'actionnement de 400 et 800 mA RMS . . . 105
3.9 Régularité de l'actionnement sur la bande DC-350 Hz . . . 105
3.10 Effet de la distance d'actionnement sur les amplitudes de vibration des micro-actionneurs . . . 107
3.11 Effet de la distance d'actionnement sur les amplitudes de vibration des micro-actionneurs . . . 107
3.12 Linéarité des amplitudes de déplacement en fonction du courant d'actionnement, pour plusieurs fréquences de fonctionnement . . . 108
3.13 Niveaux d'interférence entre deux micro-actionneurs voisins, mesurés pour différents courants d'actionnement . . . 108
3.14 Conditions de test des micro-actionneurs soumis à une charge mécanique . . . 110
3.15 Mesure du déplacement résiduel quand une charge est appliquée sur la surface de stimulation . . . 110
3.16 Organisation du banc de mesures pour les signaux générés de manière interne (sweeps et sinusoïdes) 112
3.17 Banc de mesures vibrométriques . . . 112
3.18 Fréquences de résonance en flexion et en torsion obtenues par la caractérisation des membranes en VPDMS . . . 114
3.19 Comparaison des ratios Torsion/Flexion $\chi_{t/f}$ théoriques et expérimentaux . . . 114

3.20 Réponse fréquentielle d'un micro-actionneur (200 – 1500 Hz) 115
3.21 Homogénéité des fréquences de résonance en flexion 115
3.22 Homogénéité de la raideur des membranes des micro-transducteurs 115
3.23 Homogénéité des amplitudes de déplacement à 200 Hz 117
3.24 Homogénéité des amplitudes de déplacement à la résonance 117
3.25 Homogénéité des forces d'actionnement magnétostatique des micro-actionneurs 117
3.26 Amplitudes de déflexion mesurées pour divers courants d'actionnement 119
3.27 Réponse impulsionnelle d'un micro-actionneur soumis à une brève excitation sinusoïdale à 200 Hz (1 périodes) 120
3.28 Réponse impulsionnelle d'un micro-actionneur soumis à une brève excitation sinusoïdale à 200 Hz (2 périodes) 120
3.29 Réponse impulsionnelle d'un micro-actionneur soumis à une brève excitation sinusoïdale à 200 Hz (4 périodes) 121
3.30 Déplacement maximal en fonction du courant, pour une commande impulsionnelle sinusoïdale à 200 Hz 121
3.31 Réponse impulsionnelle d'un micro-actionneur soumis à une brève excitation à sa fréquence de résonance 122
3.32 Déplacement maximal engendré par une commande impulsionnelle à la résonance, en fonction du courant 122
3.33 Carte d'évaluation de l'amplificateur audio SSM2335 d'Analog Devices 124
3.34 Carte FPGA XEM3001 destinée à la génération des signaux de commande 124
3.35 Schéma de fonctionnement d'une électronique de commande adaptée au réseau de micro-actionneurs (bobines 70 µm) 125
3.36 Test de perception : quatre zones d'actionnement sont définies ; les participants doivent indiquer quelle zone est activée lors de chaque test 127
3.37 Signaux de contrôle présentant des temps de repos et divers rapports cycliques 130
3.38 Consommations électriques minimales mesurées aux seuils de perception, en fonction du rapport cyclique 130

4.1 Géométrie des différentes configurations de bobines électrodéposées 139
4.2 Les différentes combinaisons d'éléments ferromagnétiques étudiées par F.E.M. 141
4.3 Forces magnétostatiques générées par les bobines de Types 1 et 2, pour différentes combinaisons d'éléments ferromagnétiques ; simulations par F.E.M. 142
4.4 Effet de l'épaisseur des bobines sur leur efficacité d'actionnement en fonction des combinaisons d'éléments ferromagnétiques intégrés 143
4.5 Forces magnétostatiques générées par les bobines de Type 1 144
4.6 Forces magnétostatiques générées par les bobines de Type 2 144
4.7 Potentiostat et porte-substrat choisis pour l'électrodéposition par voltammétrie 147
4.8 Représentation d'un banc de voltammétrie équipé de ses trois électrodes 147
4.9 Vue d'ensemble du banc d'électrodéposition 148
4.10 Proportion en Fer en fonction de la densité de courant 155
4.11 Proportion de Fer pour divers paramètres d'agitation et de distance 155
4.12 Magnétomètre à échantillon vibrant (VSM) utilisé pour la caractérisation du NiFe 156
4.13 Préparation des pastilles de NiFe pour leur caractérisation au VSM 156
4.14 Courbe d'hystérésis pour les paramètres suivants : 10 mA/cm^2, 2 cm, 450 rpm 157
4.15 Courbe d'hystérésis pour les paramètres suivants : 10 mA/cm^2, 2 cm, 550 rpm 157
4.16 Courbe d'hystérésis pour les paramètres suivants : 10 mA/cm^2, 3 cm, 450 rpm 157
4.17 Courbe d'hystérésis pour les paramètres suivants : 10 mA/cm^2, 3 cm, 550 rpm 157
4.18 Superposition des différents masques de microfabrication pour une bobine de 2 mm de diamètre . 159
4.19 Masques de microfabrication correspondant aux principales étapes d'électrodéposition du Cuivre : vias et spires 159
4.20 Masques de microfabrication pour électrodéposition de NiFe : noyaux, parois latérales et plateaux inférieurs 159

4.21 Autres masques de microfabrication : pistes d'alimentation et marques de clivage 159
4.22 Procédé de microfabrication des bobines intégrées de Type 1a 160
4.23 Bobines électrodéposées de Type 1a 162
4.24 Bobine de Type 1a visualisée au MEB - diamètre 2 mm, vue de dessus 162
4.25 Bobine de Type 1a visualisée au MEB - diamètre 2 mm, vue de profil 162
4.26 Bobine de Type 1a visualisée au MEB - diamètre 2 mm, détail de profil 162
4.27 Procédé de microfabrication des bobines intégrées de Type 1b 165
4.28 Bobines électrodéposées en surface 166
4.29 Électrodéposition des vias ; Gauche : face arrière avec membrane d'or ; Droite : face avant sur cuivre (poli) 166
4.30 Bobine de Type 1b visualisée au MEB - diamètre 1.25 mm, vue de profil 166
4.31 Bobine de Type 1b visualisée au MEB - diamètre 125 mm, détail de profil 166
4.32 Montage réalisé pour le test des micro-actionneurs à bobines intégrées 167
4.33 Connexion par bonding des bobines de Type 1a 167
4.34 Inductance d'une bobine planaire de 2 mm en fonction de la fréquence 169
4.35 Résistance d'une bobine planaire de 2 mm en fonction de la fréquence 169
4.36 Caractéristique intensité–tension d'une micro-bobine intégrée 169
4.37 Comportement fréquentiel d'un micro-actionneur basé sur une bobine de 2 mm équipée de vias . 170
4.38 Évolution des amplitudes en fonction du courant pour un actionneur basé sur une bobine de 2 mm équipée de vias 170
4.39 Principe de fonctionnement des micro-actionneurs thermomagnétiques monostables et bistables . 173
4.40 Représentation schématique des éléments ferromagnétiques chauffants 174
4.41 Évolution de l'aimantation de l'Invar en fonction de la température, pour un champ de magnétique de 300 Oe 175
4.42 Évolution de l'aimantation de l'Invar en fonction de la température, pour un champ de magnétique de 6 kOe 175
4.43 Masques de photolithographie pour la réalisation de serpentins résistifs en NiFe 177
4.44 Masques de photolithographie présentant un réseau de 2x2 serpentins en NiFe 177
4.45 Procédé de microfabrication des éléments ferromagnétiques chauffants 179
4.46 Serpentin de NiFe électrodéposé sur structure isolante en SiO_2 180
4.47 Serpentin de NiFe visualisé au Microscope Électronique à Balayage 180
4.48 Lignes de NiFe : gravure du silicium sous les ponts de SiO_2 180
4.49 Lignes de NiFe : isolation thermique en SiO_2 180

Liste des tableaux

1.1 Caractéristiques des principaux dispositifs d'affichage tactile 37
1.2 Estimation des fonctionnalités à remplir 43

2.1 Paramètres géométriques majeurs des membranes élastomériques sur substrat de silicium 60
2.2 Comparaison des propriétés mécaniques des références Sylgard 184 et Silastic S, fournies par Dow Corning 64
2.3 Comparaison des propriétés mécaniques du PDMS et du VPDMS obtenues à partir des essais de traction 68
2.4 Valeurs théoriques de la raideur en flexion de diverses membranes élastomériques 80
2.5 Valeurs théoriques de la raideur en flexion de diverses membranes élastomériques 81
2.6 Comparaison des forces magnétostatiques générées par les différentes configurations de bobines ; données obtenues à l'aide de simulations par F.E.M. pour une consommation de 100 mW 90
2.7 Comparaison des forces magnétostatiques théoriques et expérimentales 91

3.1 Paramètres de process STS pour des gravures verticales 96
3.2 Résultats des tests de localisation spatiale des stimuli tactiles 127
3.3 Influence des temps de repos sur la durabilité des stimuli tactiles sinusoïdaux – durées moyennes pour un courant d'actionnement de 400 mA, avant disparition de la sensation tactile 129

4.1 Dimensions latérales caractéristiques des bobines intégrées 139
4.2 Composition du bain électrolytique de Cuivre 150
4.3 Composition du bain électrolytique de Permalloy 152
4.4 Électrodéposition de NiFe : étude paramétrique 154
4.5 Composition des alliages électrodéposés de Nicker-Fer déterminées par EDX 154
4.6 Comparaison des caractéristiques magnétiques des échantillons de NiFe électrodéposés à 10 mA/cm^2 156

Références bibliographiques

[1] J.B.F. van Erp, K.-U. Kyung, S. Kassner, J. Carter, S. Brewster, G. Weber and I. Andrew, "Setting the Standards for Haptic and Tactile Interactions: ISO's Work," in *Proc. Eurohaptics Conf.*, Amsterdam, Netherlands, Jul. 2010. ☞ p. 9

[2] Aldous Huxley, "Brave New World," 1932. ☞ p. 9

[3] J. Pasquero, "Survey on communication through touch," Center for Intelligent Machines-McGill University, Montreal, Canada, TR-CIM 06.04, Aug. 2006. ☞ p. 15, 24

[4] M. Hafez, "Tactile interfaces: technologies, applications and challenges," *The Visual Computer*, vol. 23, no. 4, pp. 267–272, Apr. 2007. ☞ p. 15, 24, 47

[5] J.B.F. van Erp et al.,"Tactile Displays for Orientation, Navigation and Communication in Air, Sea and Land Environments," RTO Technical Report, Editors: J. B. F. van Erp and B. P. Self, Research and Technoloy Organisation, North Atlantic Treaty Organisation, Aug. 2008. ☞ p. 15, 18

[6] http://fr.wikipedia.org/wiki/Braille, Photographie de Christophe Moustier. ☞ p. 16

[7] Samsung Touch Messenger, http://www.samsung.com, ☞ p. 16

[8] Téléphones à retour haptique, http://www.samsung.com, ☞ p. 16, 17

[9] Console Nintendo Wii, http://www.nintendo.com, ☞ p. 17

[10] Gamme Phantom de SensAble, http://www.sensable.com/products-haptics-devices.htm, ☞ p. 17

[11] Simulateurs médicaux Mediseus, http://www.mediseus.com, ☞ p. 17

[12] T. Dobbins and S. Samways, "The Use of Tactile Navigation Displays for the Reduction of Disorientation in Maritime Environments," in *Proc. NATO Symposium on Spatial Disorientation in Military Vehicles: Causes, Consequences and Cures*, La Coruña, Spain, 2002. ☞ p. 18

[13] QinetiQ Diver Reconnaissance System, http://www.qinetiq.com, ☞ p. 18

[14] Veste tactile TNO Tactile Torso Display (TTTD), http://www.tno.nl, ☞ p. 18

[15] I. R. Summers, C. M. Chanter, A. L. Southall, and A. C. Brady, "Results from a tactile array on the fingertip," in *Proc. Eurohaptics Conference*, Birmingham, Great Britain, July 2001, pp. 26–28. ☞ p. 19, 37, 47

[16] I. R. Summers and C. M. Chanter, "A broadband tactile array on the fingertip," *The J. of the Acoustical Soc. of America*, vol. 112, no. 5, pp. 2118–2126, Nov. 2002. ☞ p. 19, 47

[17] Université du Minnesota, http://vision.psych.umn.edu/groups/gellab, ☞ p. 19

[18] J. D. Greenspan and S. J. Bolanowski, "The psychophysics of tactile perception and its peripheral spsychological basis," in *PAin and Touch*, L. Kruger, Ed. Academic Press. ☞ p. 21

[19] K. O. Johnson, "The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors," *Current Opinion in Neurobiology*, vol. 11, no. 4, pp. 455–461, Aug. 2001. ☞ p. 21, 22, 23

[20] S. J. Biggs and M. A. Srinivasan, "System requirements - haptic interfaces," in *Handbook of Virtual Environments: Design, Implementation, and Applications*, K. M. Stanney, Ed. Lawrence Erlbaum Associates, 2002, vol. 2, ch. 5. ☞ p. 21

[21] K. S. Hale and K. M. Stanney, "Deriving haptic design guidelines from human physiological, psychophysical, and neurological foundations," *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol. 24, no. 2, pp. 33–39, Mar./Apr. 2004. ☞ p. 22, 23, 31, 42

[22] M. Benali-Khoudja, M. Hafez, J.-M. Alexandre, and A. Kheddar, "Tactile interfaces: a state-of-the-art survey," in *Proc. 35th International Symposium on Robotics*, 2004. ☞ p. 24

[23] V. G. Chouvardas, A. N. Miliou, and M. K. Hatalis, "Tactile displays: Overview and recent advances," *Displays*, vol. 29, no. 3, pp. 437–446, 2008. ☞ p. 24

[24] S. A. Brewster, S. A. Wall, L. M. Brown, and E. E. Hoggan, "Tactile Displays," in *Haptic and Audio Interaction Design*, A. Pirhonen and S. Brewster, Ed. Springer, 2008, ch. 4.4. ☞ p. 24

[25] H. Kajimoto, "Electro-tactile Display with Real-Time Impedance Feedback," in *Proc. Eurohaptics Conf.*, Amsterdam, Netherlands, Jul. 2010. ☞ p. 27

[26] V. Hayward and J. M. Cruz-Hernández, "Tactile display device using distributed lateral skin stretch," in *Proc. Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems Symp., ASME IMECE2000*, Orlando, FL, USA, Nov. 2000, pp. 1309–1314. ☞ p. 27, 28, 37

[27] J. Pasquero and V. Hayward, "STReSS: A practical tactile display system with one millimeter spatial resolution and 700 hz refresh rate," in *Proc. Eurohaptics Conf.*, Dublin, Ireland, Jul. 2003. ☞ p. 27

[28] K.-U. Kyung, M. Ahn, D.-S. Kwon and M. A. Srinivasan, "A Compact Broadband Tactile Display and Its Effectiveness in the Display of Tactile Form," in *Proc. First joint Eurohaptics Conf. and Symposium on Haptics Interfaces for Virt. Env. and Teleoperator Systems*, 2005. ☞ p. 28

[29] M. Biet, F. Giraud, and B. Semail, "Squeeze film effect for the design of an ultrasonic tactile plate," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 54, no. 12, Dec. 2007. ☞ p. 29, 46

[30] M. Biet, "Conception et contrôle d'actionneurs électro-actifs dédiés à la stimulation tactile," Thèse, Laboratoire d'Électrotechnique et d'Électronique de Puissance de Lille, déc. 2007 . ☞ p. 29

[31] T. Nara, M. Takasaki, T. Maeda; T. Higuchi, S. Ando, and S. Tachi, "Surface Acoustic Wave Tactile Display," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 21, no. 6, pp. 56–63, Nov./Dec. 2001. ☞ p. 29, 46

[32] S. Nagasawa and H. Yamamoto, "Electrostatic tactile display with thin film slider and its application to tactile telepresentation systems," *IEEE Trans. Visual. Comput. Graphics*, vol. 12, no. 2, pp. 168–177, Mar./Apr. 2006. ☞ p. 30, 46

[33] T. Fukuda, H. Morita, F. Arai, H. Ishihara, and H. Matsuura, "Micro resonator using electromagnetic actuator for tactile display," in *Proc. Int'l Symp. on Micromechatronics and Human Science*, Nagoya, Japan, 1997, pp. 143–148. ☞ p. 30

[34] M. Benali-Khoudja, M. Hafez, and A. Kheddar, "VITAL: An electromagnetic integrated tactile display," *Displays*, vol. 28, no. 3, pp. 133 – 144, Apr. 2007. ☞ p. 30, 31, 37, 42, 47

[35] N. Asamura, N. Tomori, and H. Shinoda, "A tactile feeling display based on selective stimulation to skin receptors," in *Proc. IEEE VRAIS '98: Virtual Reality Ann. Int'l Symp.*, Atlanta, GA, USA, 1998, p. 36. ☞ p. 31

[36] M. V. Ottermo, O. Stavdahl, and T. A. Johansen, "Design and performance of a prototype tactile shape display for minimally invasive surgery," *Haptics-E J.*, vol. 4, no. 4, Dec. 2008. ☞ p. 32, 37, 47

[37] C. R. Wagner, S. J. Lederman, and R. D. Howe, "Design and performance of a tactile shape display using RC servomotors," *Haptics-E J.*, vol. 3, Aug. 2004. ☞ p. 32, 37, 47

[38] D. A. Kontarinis, J. S. Son, W. Peine and R. D. Howe, "A tactile shape sensing and display system for teleoperated manipulation," in *Proc. of IEEE Int'l Conf. on Robotics and Automation*, pp. 641-646, 1995. ☞ p. 32, 37

[39] R. Velazquez, "Contribution à la Conception et à la Réalisation d'Interfaces Tactiles Portables pour les Déficients Visuels," thèse, Université de Paris 6, Juin 2006. ☞ p. 33, 37

[40] J. Citérin and A. Kheddar, "Electro-Active Polymer Actuators for Tactile Displays ," *The Sense of Touch and its Rendering: Progess in Haptics Research*, Springer Tracts in Advanced Robotics, Vol. 45, 2008. ☞ p. 33

[41] X. Niu, P. Brochu, B. Salazar and Q. Pei, "Refreshable Tactile Displays based on Bistable Electroactive Polymer," in *Proc. Electroactive Polymer Actuators and Devices, SPIE*, Vol.7976, 2011. ☞ p. 33, 37

[42] I. M. Koo, K. Jung, J. C. Koo J.-D. Nam, Y. K. Lee and H. R. Choi, "Development of Soft-Actuator-Based Wearable Tactile Display," IEEE Trans. on Robotics, Vol. 24, no. 3, pp. 549–558, Jun. 2008. ☞ p. 34, 37

[43] P. M. Taylor, A. Hosseini-Sianaki and C. J. Varley, "An electrorheological fluid-based tactile array for virtual environments," in *Proc. of IEEE Int'l Conf. on Robotics and Automation*, pp. 18-22, 1996. ☞ p. 34, 37

[44] A. Bicchi, E. P. Scilingo, N. Sgambelluri and D. De Rossi, "Haptic interfaces based on magnetorheological fluids," in *Proc. Eurohaptics Conf.*, pp. 6-11, 2002. ☞ p.34

[45] G. Moy, C. Wagner, and R. S. Fearing, "A compliant tactile display for teletaction," in *Proc. of IEEE Int'l Conf. on Robotics and Automation*, San Francisco, CA, USA, Apr. 2000, pp. 3409–3415. ☞ p.35, 37

[46] D. Caldwell, N. Tsagarakis, and C. Giesler, "An integrated tactile/shear feedback array for stimulation of finger mechanoreceptor," in *Proc. IEEE Int'l Conf. on Robotics and Automation*, Detroit, MI, USA, May 1999, pp. 287–292. ☞ p.35

[47] L. Yobas, M. A. Huff, F. J. Lisy, and D. M. Durand, "A Novel Bulk-Micromachined Electrostatic Microvalve with a Curved-Compliant Structure Applicable for a Pneumatic Tactile Display," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 10, no. 2, Jun. 2001. ☞ p.35

[48] T. Ninomiya, Y. Okayama, Y. Matsumoto, X. Arouette, K. Osawa and N. Miki, "MEMS-based hydraulic displacement amplification mechanism with completely encapsulated liquid," Sensors and Actuators A: Physical, Vol. 166, pp. 277-282, 2011. ☞ p.35, 37

[49] X. Arouette, Y. Matsumoto, T. Ninomiya, Y. Okayama and N. Miki, "Dynamic Characteristics of a Hydraulic Amplification Mechanism for Large Displacement Actuators Systems," Sensors, Vol. 10, pp. 2946–2956, 2010. ☞ p.35

[50] G. Paschew and A. Richter; "High-resolution tactile display operated by an integrated Smart Hydrogel actuator array," in *Proc. Electroactive Polymer Actuators and Devices, SPIE*, Vol.7642, 2010. ☞ p.36, 37

[51] I. Sarakoglou, N. Tsagarakis, and D. Caldwell, "A portable fingertip tactile feedback array - transmission system reliability and modelling," in *Proc. of the First Joint Eurohaptics Conf. and Symp. on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Pisa, Italy, Mar. 2005, pp. 547–548. ☞ p. 37

[52] K.-U. Kyung and J. Park, "A Motion-Based Handheld Haptic Interface," in *Proc. Eurohaptics Conf.*, Amsterdam, Netherlands, Jul. 2010. ☞ p.37

[53] B. T. Gleeson and W. R. Provancher, "Embedding TactileFeedback into Handheld Devices: An Aperture-Based Restraint for the Finger or Thumb," in *Proc. Eurohaptics Conf.*, Amsterdam, Netherlands, Jul. 2010. ☞ p.38

[54] C. A. Perez and C. Salinas, "Two point vibrotactile spatial resolution for a pulse burst stimulus: tangential versus perpendicular excitation," in *Proc. First Joint BMES / IEEE EMBS Conf.*, Atlanta, USA, 1999. ☞ p.38

[55] H. Oey and V. Mellert, "Vibration thresholds and equal vibration levels at the human fingertip and palm," in *5th International Congress on Acoustics*, 2004. ☞ p.40

[56] S. J. Biggs and M. A. Srinivasan, "Tangential Versus Normal Displacements of Skin: Relative Effectiveness for Producing Tactile Sensations," in *Proc. of 10th Symp. on Haptic Interfaces For Virtual Envir. & Teleoperator Systs.*, Orlando, USA, Mar. 2002, pp. 121–128. ☞ p.40

[57] P. Pernod, V. Preobrazhensky, A. Merlen, O. Ducloux, A. Talbi, L. Gimeno, R. Viard and N. Tiercelin, "MEMS magneto-mechanical microvalves (MMMS) for aerodynamic active flow control," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 2009. ☞ p.45, 57

[58] O. Ducloux, R. Viard, A. Talbi, L. Gimeno, Y. Deblock, P. Pernod, V. Preobrazhensky and A. Merlen, "A magnetically actuated, high momentum rate MEMS pulsed microjet for active flow control," *J. Microtech. Microeng.*, **19**, 11 (2009) 115031-1-7 (available online October 20, 2009; published November 2009). ☞ p. 45, 57

[59] D. Niarchos, "Magnetic MEMS: key issues and some applications," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 106, issues 1-3, pp. 166-173, Dec. 2003. ☞ p.48, 49, 53

[60] D.J. Bell, T.J. Lu, N.A. Fleck, and S.M. Spearing, "MEMS Actuators and Sensors: Observations on their Performance and Selection for Purpose," *Journal of Microelectromechanics and Microengineering*, Vol. 15, No. 7, pp. 153-164, 2005. ☞ p.49, 50

[61] D. Howe, "Magnetic Actuators," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 81, issues 1-3, pp. 268-274, Apr. 2000. ☞ p. 53

[62] O. Cugat, G. Reyne, J. Delamare, and H. Rostaing, "Novel magnetic micro-actuators and systems (MAGMAS) using permanent magnets," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 129, issues 1-2, pp.265-269, Jun. 2009. ☞ p. 53

[63] O. Cugat, J. Delamare, and G. Reyne, "Magnetic micro-actuators and systems (MAGMAS)," *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 39, Issue 6, pp. 3607-3612, 2003. ☞ p. 53

[64] H. J. Cho and C. H. Ahn, "Magnetic Microactuators - Techniques and Applications," in *MEMS/NEMS Handbook Techniques and Applications* C. T. Leondes, Ed. Springer, vol. 5, ch. 7, pp. 162-1654, 2007. ☞ p. 53

[65] T. O'Donnell, N. Wang, S. Kulkarni, R. Meere, F. M. F. Rhen, S. Roy, and S. C. O'Mathuna, "Electrodeposited anisotropic NiFe 45/55 thin films for high-frequency micro-inductor applications," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 2009. ☞ p. 55

[66] P. Pernod, V. Preobrazhensky, A. Merlen, O. Ducloux, A. Talbi, L. Gimeno, and N. Tiercelin, "MEMS for flow control: technological facilities and MMMS alternatives," in *IUTAM Bookseries*, J. F. Morrison *et al.*, Eds., vol. 7: "IUTAM Symp. on Flow control and MEMS" held at the Royal Geographical Society. Dordrecht, Netherlands, Sept. 19–22, 2006: Springer, 2008, pp. 15–24. ☞ p. 57

[67] L. Gimeno-Monge, "Composants MEMS pour l'aéronautique : application au contrôle actif d'écoulements," Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille 1, 2009. ☞ p. 57

[68] R.V.J. Viard, "Dispositifs fluidiques de contrôle actif d'écoulements à base de Microsystèmes Magnéto-Électro-Mécaniques (MMEMS) (Conception, réalisation, tests)," Thèse de l'École Centrale de Lille, 2010. ☞ p. 57

[69] Informations sur le Sylgard 184 (Datasheets et MSDS) disponibles sur le site de Dow Corning : http://www.dowcorning.com, ☞ p. 57, 63

[70] Groupe Statice, http://www.statice.com, ☞ p. 58

[71] S.R. Trout and G.D. Wooten, "Selection and Specification of Permanent Magnet Materials," in *Proc. Electrical Insulation Conference and Electrical Manufacturing & Coil Winding Technology Conference*, pp. 59-63, 2003. ☞ p. 60

[72] J. C. Lötters, W. Olthuis, P. H. Veltink, and P. Bergveld, "The mechanical properties of the rubber elastic polymer polydimethylsiloxane for sensor applications," *J. Microtech. Microeng.*, vol. 7, pp. 145-147, 1997. ☞ p. 61, 62, 68

[73] Informations sur le Silastic S (Datasheets et MSDS) disponibles sur le site de Dow Corning : http://www.dowcorning.com, ☞ p. 61, 63

[74] K.L. Lee, K.A. Fosser, and R.G. Nuzzo, "Fabrication of Stable Metallic Patterns Embedded in Poly(dimethylsiloxane) and Model Applications in Non-Planar Electronic and Lab-on-a-Chip Device Patterning," *Advanced Functional Materials*, Vol. 15, No. 4, pp. 557-566, 2005. ☞ p. 62

[75] S. Hage-Ali, N. Tiercelin, P. Coquet, R. Sauleau, V. Preobrazhensky, and P. Pernod, "A Millimeter-Wave Inflatable Frequency-Agile Elastomeric Antenna ," *IEEE antennas and Wireless Propagation Letters*, Vol. 9, pp. 1131-1134, 2010. ☞ p. 62

[76] X. Zhuang, D.-S. Lin, Ö. Oralkan, and B.T. Khuri-Yakub, "Fabrication of Flexible Transducer Arrays With Through-Wager Electrical Interconnects Based on Trench Refilling With PDMS," *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 17, No. 2, pp. 446-452, 2008. ☞ p. 62

[77] K. Norrman, A. Ghanbari-Siahkali, and N. B. Larsen, "6 Studies of spin-coated polymer films," in *Annu. Rep. Prog. Chem., Sect. C: Phys. Chem.*, no. 101, pp. 174 - 201, 2005. ☞ p. 65

[78] J. Garra, T. Long, J. Currie, T. Schneider, R. White, and M. Paranjape, "Dry etching of polydimethylsiloxane for microfluidic systems," *J. Vac. Sci. Technol. A*, vol. 20, no. 3, May/Jun 2002. ☞ p. 62, 69

[79] G. Bjørnsen , L. Henriksen, J. H. Ulvensøen, and J. Roots, "Plasma etching of different polydimethylsiloxane elastomers, effects from process parameters and elastomer composition," *Microelectronic engineering*, vol. 87, issue 1, pp. 67-71, Jan. 2010. ☞ p. 62, 69

[80] S. Timoshenko and S. Woinowsky-Krieger, "Theory of Plates and Shells," McGraw-Hill Book Co., 1959. ☞ p. 71

[81] Lethuillier, P., Guignoux, D., Souche, Y., Geoffroy, O., Segebarth, C., Pierre, J., Rossignol, M.F., Peuzin, J.C., Molho, M., Lacroix, C., Decorps, M., Laforest, J., Cyrot, M., Schlenker, M., Porteseil, J.L., du Trémolet de Lachesserie, E., Dienny, B., Rochette, P., Yonnet, J.P.: *Magnétisme, Tome II — Matériaux et applications.* Éditions EDP, 2000. ☞ p. 85

[82] Analog Devices, http://www.analog.com, ☞ p. 123

[83] Opal Kelly, http://www.opalkelly.com, ☞ p. 124

[84] J. Streque, A. Talbi, P. Pernod, and V. Preobrazhensky, "Electromagnetic actuation based on MEMS technology for tactile display," in *Proc. Eurohaptics Conf.*, Madrid, Spain, pp. 437–446, 2008. ☞ p. 103

[85] J. Streque, A. Talbi, R. Viard, P. Pernod and V. Preobrazhensky,"Elaboration and Test of High Energy Density Magnetic Micro-Actuators for Tactile Display Applications," in *Procedia Chemistry*, Vol. 1, no. 1, Proceedings of the Eurosensors XXIII Conference, Lausanne, Switzerland, pp. 694-697, 2009. ☞ p. 111

[86] J. Streque, A. Talbi, P. Pernod and V. Preobrazhensky, "New Magnetic Micro-Actuator Design Based on MEMS Elastomer and MEMS Technologies for Tactile Display," *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 3, Issue 2, pp. 88–97, 2010. ☞ p. 126

[87] J. Streque, A. Talbi, P. Pernod, and V. Preobrazhensky, "Control Strategies and Performance of a Magnetically Actuated Tactile Micro-Actuator Array," in *Proc. Eurohaptics Conf.*, Amsterdam, Netherlands, pp 385–391, 2010. ☞ p. 126

[88] W. Ruythooren, K. Attenborough, S. Beerten, P. Merken, J. Fransaer, E. Beyne, C. Van Hoof, J. De Boeck and J.P. Celis, "Electrodeposition for the synthesis of microsystems," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 10, pp.101-107, 2000. ☞ p. 134

[89] R. C. Huang and L. Anand, "Non-linear mechanical behavior of the elastomer polydimethylsiloxane (PDMS) used in the manufacture of microfluidic devices," *Innovation in Manufacturing Systems and Technology (IMST)*, Jan. 2005. ☞ p. 62

[90] K. Efimenko, W. E. Wallace, and J. Genzer, "Surface Modification of Sylgard-184 Poly(dimethyl siloxane) Networks by Ultraviolet and Ultraviolet/Ozone Treatment," *Journal of Colloid and Interface Science*, vol. 254, issue 2, pp. 306-315, oct. 2002. ☞ p. 62

[91] A. Mata, A. Fleischman, and S. Roy, "Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems," *Biomedical Microdevices*, vol. 7, no. 13, pp. 281-293, 2005. ☞ p. 62

[92] H. Hillborg, J. F. Ankner, U. W. Gedde, G. D. Smith, H. K. Yasuda, and K. Wikstrom, "Crosslinked polydimethylsiloxane exposed to oxygen plasma studied by neutron reflectometry and other surface specific techniques," *Polymer*, vol. 41, issue 18, pp. 6851-6863, Aug. 2000. ☞ p. 62

[93] V. Barbier, M. Tatoulian, H. Li, F. Arefi-Khonsari, A. Ajdari, and P. Tabeling, "Stable Modification of PDMS Surface Properties by Plasma Polymerization: Application to the Formation of Double Emulsions in Microfluidic Systems," *Langmuir*, vol. 22, no. 12, pp. 5230-5232, 2006. ☞ p. 62

[94] F. Schneider, J. Draheim, R. Kamberger, and U. Wallrabe, "Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for optical MEMS," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 151, pp. 95-99, 2009. ☞ p. 62

[95] J. D. Williams, R. Yang, and W. Wang, "Numerical simulation and test of a UV-LIGA-fabricated electromagnetic micro-relay for power applications," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 120, pp. 154-162, 2005. ☞ p. 161

[96] W. Ehrfeld, "Electrochemistry and microsystems," *Electrochimica Acta*, Vol. 48, pp.2857-2868, 2003. ☞ p. 135

[97] R. Schuster, V. Kirchner, P. Allongue and G. Ertl, "Electrochemical micromachining," *Science* Vol. 289, pp. 98-101, 2000. ☞ p. 135

[98] V. Lehmann, "Macroporous and mesoporous silicon – new materials for microfluidic and microreaction devices," in *Proc. of Third International Conference on Microreaction Technology*, Springer, 1999. ☞ p. 135

[99] C. Huang, W.T. Nichols, D.T. O'Brien, M.F. Becker, J.W. Keto, D. Kovar, "Supersonic jet deposition of silver nanoparticle aerosols: Correlations of impact conditions and film morphologies," *Journal of Applied Physics*, Vol. 101, Issue 6, 2007. ☞ p. 135

[100] C. Huang, M. Becker, J.W. Keto, D. Kovar, "Annealing of nanostructured silver films produced by supersonic deposition of nanoparticles," *Journal of Applied Physics*, Vol. 102, Issue 5, 2007. ☞ p. 135

[101] V. Badilita, K. Kratt, T. Burger, J.G. Korvink, and U. Wallrabe, "3D High Aspect Ratio, MEMS Integrated Micro-SDolenoids and Helmholtz Micro-Coils," in*Proc. Transducers*, pp. 1106-1109, 2009. ☞ p. 135

[102] M. Woytasik, J. Moulin, É. Martincic, A.-L. Coutrot, and É. Dufour-Gergam, "Copper planar microcoils applied to magnetic actuation," *Microsyst. Technol.*, Vol. 14, pp. 951-956, 2008. ☞ p. 135

[103] M. Woytasik, J.-P. Grandchamp, E. Dufour-Gergam, E. Martincic, J.-P. Gilles, S. Megherbi, V. Lavalley, and V. Mathet, "Fabrication of planar and three-dimensional microcoils on flexible substrates," *Microsyst. Technol.*, Vol. 12, pp. 973-978, 2006. ☞ p. 135

[104] Y.G. Jiang, T. Ono, and M. Esashi, "High aspect ratio spiral microcoils fabricated by a silicon lost molding technique," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 16, pp.1057-1061, 2006. ☞ p. 135

[105] M. Föhse and H.H. Gatzen, "Optimizing the Magnetic Properties of Electroplated Permalloy for Flux Guides in Micromotors," in *Proc. 7th Int'l Symp. on Magnetic Materials, processes and Devices*, 202nd Meeting of The Electrochem. Soc., pp. 125-136, 2002. ☞ p. 135

[106] M. Bonfim, "Micro bobines à champ pulsé : aplications aux champs forts et à la dynamique de renversement de l'aimantation à l'échelle de la nanoseconde par effet Kerr et Dichroïsme Circulaire Magnétique de rayons X," Thèse de l'Université Joseph Fourier - Grenoble 1, 2001. ☞ p. 136

[107] O. Cugat, "Micro-actionneurs électromagnétiques : MAGMAS," *Chap.10 : Micro-actionneurs magnétostrictifs*, Lavoisier, Ed. Hermes, 2002. ☞ p. 136

[108] W.P. Taylor, O. Brand, and M.G. Allen, "Fully Integrated Magnetically Actuated Micromachined Relays," *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 7, No. 2, pp. 181-191, 1998. ☞ p. 34, 136

[109] D.P. Arnold and N. Wang, "Permanent Magnets for MEMS," *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 18, No. 6, 2009. ☞ p. 136

[110] Y.-H. Wang, Y.-W. Tsai, C.-H. Tsai, C.-Y. Lee, and L.-M. Fu, "Design and Analysis of Impedance Pumps Utilizing Electromagnetic Actuation," *Sensors*, Vol. 10, pp.4040-4052, 2010. ☞ p. 136

[111] C.H. Ahn and M.G. Allen, "A Fully Integrated Surface Micromachined Magnetic Microactuator with a Multilevel Meander Magnetic Core,", *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 2, No. 1, pp. 15-22, 1993. ☞ p. 136

[112] S.-S. Je, N. Wang, H.C. Brown, D.P. Arnold, and J. Chae, "An Electromagnetically Actuated Microspeaker with Fully-Integrated Wax-bonded Nd-Fe-B Micromagnets for Hearing Aid Applications," in *Transducers*, pp.885-888, 2009. ☞ p. 136

[113] N. Dimitrakopoulos, R.E. Miles, and J. Corda, "Electromagnetically Actuated MEMS Microwave Switch," in *Proc. IEEE Int'l Conference on Industrial Technology*, pp.495-499, 2010. ☞ p. 136

[114] N. Wang and D.P. Arnold, "Batch-Fabricated Electrodynamic Microactuators With Integrated Micromagnets," *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 46, No. 6, 2010. ☞ p. 136

[115] B. Delinchant, G. Gruosso, and F. Wurtz, "Two Levels Modeling for the Optimization of Electromagnetic Actuators," *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. é45, No. 3, pp. 1724-1727. ☞ p. 137

[116] T.P. Do, "Simulation dynamique des actionneurs et capteurs électromagnétiques par réseaux de réluctances : modèles, méthodes et outils," Thèse de l'Institut Polytechnique de Grenoble - G2ELab, 2010. ☞ p. 137

[117] H.L. Rakotoarison, "Méthode et outil de génération automatique de modèle pour l'optimisation fortement contrainte des microsystèmes magnétiques," Thèse de l'Institut Polytechnique de Grenoble - G2ELab, 2007. ☞ p. 137

[118] Y. Liu, J. Wang, P. Kondos, C. Parks, P. Borgesen, D. W. Henderson, S. Bliznakov, E. J. Cotts, and N. Dimitrov,"Improving Copper Electrodeposition in the Microelectronics Industry," Improving Copper Electrodeposition in the Microelectronics Industry, in *Proc. 2008 Electronic Components and Technology Conf.*, pp.2105-2110, 2008. ☞ p.148

[119] Radiometer Analytical, http://www.radiometer-analytical.com, ☞ p.147

[120] P. M. Vereecken, R. A. Binstead, H. Deligianni, and P. C. Andricacos, "The chemistry of additives in damascene copper plating," *IBM J. Res. & Dev.*, Vol. 49, no. 1, pp.3-18, Jan. 2005. ☞ p.148

[121] D. Josell, B. Baker, C. Witt, D. Wheeler, T. P. Moffat, "Via Filling by Electrodeposition," *Journal of The Electrochemical Society*, Vol. 149, no. 12-C, pp.637-641, 2002. ☞ p.149

[122] L. Bonou, M. Eyraud, R. Denoyel, Y. Massiani, "Influence of additives on Cu electrodeposition mechanisms in acid solution: direct current study supported by non-electrochemical measurements," *Electrochimica Acta*, Vol. 47, pp.4139-4148, 2002. ☞ p.149

[123] K. Kondo, T. Matsumoto, and K. Watanabe, "Role of Additives for Copper Damascene Electrodeposition," *Journal of The Electrochemical Society*, Vol. 151, no. 4-C, pp.250-255, 2004. ☞ p.149, 150

[124] S.-K. Kim, D. Josell, and T. P. Moffat, Electrodeposition of Cu in the PEI-PEG-Cl-SPS Additive System – Reduction of Overfill Bump Formation During Superfilling, *Journal of The Electrochemical Society*, Vol. 153, no. 9-C, pp.616-622, 2006. ☞ p.149

[125] J. J. Kelly, C. Tian, and A. C. West, "Leveling and Microstructural Effects of Additives for Copper Electrodeposition," *Journal of The Electrochemical Society*, Vol. 146, no. 7, pp.2540-2545, 1999. ☞ p.149, 150

[126] S.-W; Park, D.G. Senesky, and A.P. Pisano, "Electrodeposition of Permallot in Deep Silicon Trenches without Edge-Overgrowth using Dry Film Photoresist," in *Proc. MEMS 2009*, pp.689-692, 2009. ☞ p.149

[127] H. Natter and R. Hempelmann, "Nanocrystalline Copper by Pulsed Electrodeposition: The Effects of Organic Additives, Bath Temperature, and pH," *J. Phys. Chem.*, Vol. 100, pp.19525-19532, 1996. ☞ p. 149

[128] H. Matsushima, A. Bund, W. Plieth, S. Kikuchi, Y. Fukunaka, "Copper electrodeposition in a magnetic field," *Electrochimica Acta*, Vol. 53, pp.161-166, 2007. ☞ p.150

[129] J. Buceta, J.M. Pastor, M.A. Rubio, F.J. de la Rubia, "Small scale properties of the stochastic stabilized Kuramoto-Sivashinsky equation," *Physica D*, vol. 113, pp. 166-171, 1998. ☞ p.150

[130] S. D. Leith, S. Ramli, and D. T. Schwartz, "Characterization of Ni_xFe_{1-x} ($0.10 < x < 0.95$) Electrodeposition from a Family of Sulfamate-Chloride Electrolytes," *Journal of The Electrochemical Society*, Vol. 146, no. 4, pp.1431-1435, 1999. ☞ p.151

[131] L. Nzoghe Mendome, "Surfaces Nanostructurées de Nickel Électrodéposé sur Divers Substrats de Dépôt : Étude de la Croissance d'Interface et des Caractéristiques Magnétiques," Thèse de l'université de Reims Champagne-Ardenne, 2007. ☞ p.151

[132] F. E. Rasmussen, J. T. Ravnkilde, P. T. Tang, O. Hansen, and S. Bouwstra, "Electroplating and characterization of cobalt-nickel-iron and nickel-iron for magnetic microsysterms applications," *Sensors and Actuators A*, Vol. 92, pp.242-248, 2001. ☞ p.151, 152

[133] S.-H. Kim, H.-J. Sohn, Y.-C. Joo, Y.-W. Kim, T.-H. Yim, and H.-Y. Lee, "Effect of saccharin addition on the microstructure of electrodeposited Fe-36 wt.% Ni alloy," *Surface & Coatings Technology*, Vol. 199, pp.43-48, 2005. ☞ p.151

[134] Y.-M. Yeh, C.-S. Chen, M.-H. Tsai, Y.-C. Shyng, S.-Y. Lee, and K.-L. Ou, "Effect of Pulse-Reverse Current on Microstructure and Properties of Electroformed Nickel-Iron Mold Insert," *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 44, no. 2, pp.1086-1090, 2005. ☞ p.151

[135] F. Giro, K. Bedner, C. Dhum, J. E. Hoffmann, S. P. Heussler, L. Jian, U. Kirsch, H. O. Moser, and M. Saumer, "Pulsed electrodeposition of high aspect-ratio NiFe assemblies and its influence on spatial alloy composition," *Microsyst. Technol.*, Vol. 14, pp. 1111–1115, 2008. ☞ p.151

[136] S. D. Leith and D. T. Schwartz, "High-Rate Through-Mold Electrodeposition of Thick (200 m) NiFe MEMS Components with Uniform Composition," Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 8, no. 4, pp.384-392, Dec. 1999. ☞ p.151

[137] A. Ispas, H. Matsushima, W. Plieth, and A. Bund, "Influence of a magnetic field on the electrodeposition of nickel-iron alloys," *Electrochimica Acta*, Vol. 52, pp.2785-2795, 2007. ☞ p. 151

[138] N. Myung, "A Study on the Electrodeposition of NiFe Alloy Thin Films Using Chronocoulometry and Electrochemical Quartz Crystal Microgravimetry," *Bull. Korean Chem. Soc.*, Vol. 22, No. 9, pp. 994–998, 2001. ☞ p. 151

[139] F.E. Atalay, H. Kaya, and S. Atalay, "Effect of pH on the magnetoimpedance properties of electrodeposited CoNiFe microtubes," *Physica B*, vol. 371, pp. 327-331, 2006. ☞ p. 152

[140] K.R. Williams, K. Gupta, and M. Wasilik, "Etch Rates for Micromachining Processing-Part II," *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 12, No. 6, pp. 761-778, 2003. ☞ p. 161

[141] N.A. Spaldin, "Magnetic Materials: Fundamentals and Applications," Cambridge University Press, 2nd Edition, 2010. 172

[142] J.K. Burkey and R. Poplawsky, "The Electrical Conductivity of NiFe Ferrites," *Journal of Applied Physics*, Vol. 39, pp. 5813-5814, 1968. ☞ p. 173, 176

[143] P. Gorria et al., "Stress-Induced large Curie temperature enhancement in $Fe_{64}Ni_{36}$ Invar alloy," *Physical Review B*, Vol. 80, No. 064421, 2009. ☞ p. 174, 175

[144] B. Gehrmann, "Nickel-iron alloys with special soft magnetic properties for specific applications," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 290-291, pp.1419-1422, 2005. ☞ p. 174

[145] G. Couderchon, "Temperature Behaviour of the Permeability of Some Commercial NiFe Alloys," *Journal de Physique*, Vol. 49, 1988. ☞ p. 174

Dispositifs d'Affichage de Sensations Tactiles à Base de Microsystèmes Électro-Mécaniques (MEMS) Magnétiques : Conception, Réalisation et Tests

RÉSUMÉ

Les dispositifs de stimulation tactile sont des systèmes destinés à fournir un retour sensoriel à leurs utilisateurs. Ils enrichissent les interfaces homme-machine dans les applications de réalité virtuelle ou augmentée. Ce mémoire traite de l'apport des microsystèmes électromécaniques (MEMS) actionnés magnétiquement à la réalisation d'interfaces de stimulation tactile facilement intégrables.

Un état de l'art des solutions d'actionnement mises en œuvre dans les dispositifs existants est proposé, ainsi qu'une définition des besoins pour les applications visées. Les solutions retenues sont basées sur l'actionnement magnétostatique.

Les premiers prototypes d'interfaces de stimulation tactile se présentent sous la forme d'un réseau de 4x4 actionneurs élastomériques hybrides avec un pas de 2 mm, combinant microfabrication et techniques de fabrication conventionnelles.

La conception et l'élaboration de ces micro-actionneurs est présentée en détail. L'actionnement impulsionnel permet d'atteindre des amplitudes de vibration importantes (jusqu'à 200 µm) et des forces élevées (32mN par actionneur). Des tests sensoriels confirment enfin leur efficacité.

Des micro-bobines ont aussi été développées afin de répondre aux besoins des micro-actionneurs magnétiques, ainsi qu'au cahier des charges des interfaces de stimulation tactile. Diverses configurations de micro-bobines adaptées à l'actionnement de puissance sont proposées et réalisées par électrodéposition. Des micro-actionneurs basés sur ces bobines intégrées ont alors été réalisés, puis caractérisés. L'utilité des bobines pour les micro-actionneurs de puissance est alors discutée face aux solutions d'actionnement hybride.

Mots-Clés :

- Micro-Actionneurs
- MEMS
- Micro-Transducteurs
- Magnétisme
- Micro-Bobines
- PDMS
- Électrodéposition
- Affichage Tactile

Tactile Display Devices Based on Magnetic Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS): Conception, Elaboration and Characterization

ABSTRACT

Tactile display devices are systems bound to provide a tactile feedback to their users. They improve human-machine interfaces in the fields of virtual or augmented reality. This report deals with the contribution of magnetically actuated micro-electro-mechanical systems (MEMS) to the elaboration of easily integrable tactile display devices.

A state of the art of actuation techniques used in existing devices is proposed, along with a requirements analysis for tactile applications. Magnetostatic actuation was considered for these needs.

First tactile display device prototypes are designed as a network of 4x4 hybrid elastomeric micro-actuators with a 2 mm pitch, and combined microfabrication and conventional fabrication techniques.

The conception and elaboration of these micro-actuators are detailed. High vibration amplitudes can be reached using pulse actuation (up to 200 µm), with instantaneous forces of 32 mN per actuator. Sensitive tests were also achieved in order to confirm their efficiency.

Micro-coils were also developed in order to fulfill the magnetic micro-actuators needs, and meet the requirements for tactile display devices. Various micro-coil configurations suitable for power actuation are proposed and elaborated by electrodeposition. Micro-actuators based on elastomeric membranes were fabricated and characterized. The contribution of these micro-coils for micro-actuation is discussed with regard to hybrid approaches.

Keywords :

- Micro-Actuators
- MEMS
- Micro-Transducers
- Magnetism
- Micro-Coils
- PDMS
- Electrodeposition
- Tactile Display