

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la A Recherche Scientifique

UNIVERSITE MOULOU D MAMMERI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTROTECHNIQUE

Mémoire de Fin d'Etude
de MASTER ACADEMIQUE
Spécialité : Entraînements Electriques

Présenté par :
Cylia AMRANE

Thème

Modélisation par éléments finis d'un capteur
magnétostrictif utilisé dans le domaine biomédical

Mémoire soutenu publiquement le 30 mois 2015 devant le jury composé de :

| | |
|---|--------------|
| Mr Samy Hassani OULD OUALI M/C/B UMMTO | President |
| Mr Hassane MOHELLEBI Pr UMMTO | Promoteur |
| Mr Farid HOCINI M/C/B UMMTO | Examineur |
| Mme Ghania YOUSFI M/A/A UMMTO | Examinatrice |

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier en premier lieu le BON DIEU de m'avoir donné le courage et la patience pour faire ce travail.

Je tiens à remercier mon promoteur M^r H.MOHELLEBI professeur à l'université MOULOUD MAMMERI de Tizi Ouzou, de m'avoir proposé ce sujet, et m'avoir suivi de très près tout au long de mon travail, je tiens à lui exprimer ma profonde gratitude pour ses précieux conseils.

Je tiens à présenter mes remerciements pour tous les enseignants de la spécialité « Entraînements Electriques », pour leurs aides, leur patience, leur générosité, leur disponibilité et leurs encouragements.

Je remercie vivement le président et les membres de jury pour nous avoir honorés et acceptés d'examiner ce travail.

Je dédie ce modeste travail à :

Mes très chers parents.

Mes frères : Mohammed, Yacine, Sofiane et Zohir.

Mes sœurs : Hassina, Ouiza et Ilhame .

Ma nièce Zohra.

Mon neveu Hassane.

Mes amis.

Toutes les résidentes de l'appartement 8/c3 à la
résidence universitaire h2.

Résumé

Le travail réalisé dans le cadre de ce mémoire, consiste en la modélisation bidimensionnelle d'un dispositif MEMS en utilisant le logiciel MATLAB. L'étude concerne l'évaluation des performances d'un capteur magnétostrictif intervenant dans le domaine biomédical essentiellement pour l'imagerie médicale.

Nous avons effectué une modélisation par la méthode des éléments finis (2D) d'un capteur constitué de trois couches (Terfenol-D/PZT/Terfenol-D) en étudiant l'influence du déplacement sur les paramètres qu'on va récupérer tels que la capacité (C) au niveau de la couche piézoélectrique et la différence de potentiel (U) en fonction de la force appliquée sur cette couche.

Mots clés

Dispositif MEMS, Modélisation 2D, Méthode des éléments finis, Capteur magnétostrictif.

SOMMAIRE

| | |
|---|----|
| Introduction générale..... | 1 |
| CHAPITRE I : Généralités sur les microsystèmes | |
| I.1 Introduction..... | 3 |
| I.2 Historique..... | 3 |
| I.3 Définition des microsystèmes..... | 3 |
| I.4 Intérêt des microsystèmes..... | 4 |
| I.5 Domaine d'applications des microsystèmes..... | 4 |
| I.5.1 L'automobile | 4 |
| I.5.2 L'aérospatial..... | 6 |
| I.5.3 le domaine aérien..... | 6 |
| I.5.4 Le biomédical..... | 7 |
| I.5.4.1 Les systèmes de mesure pour le diagnostic..... | 7 |
| I.5.4.2 L'instrumentation de microchirurgie | 7 |
| I.5.4.3 Les systèmes actifs implantables | 7 |
| I.5.4.4 L'analyse biomédicale..... | 8 |
| I.5.5 Le domaine de télécommunication et de l'informatique..... | 10 |
| I.6 Technologies de fabrication des MEMS | 10 |
| I.6.1 Micro-usinage en surface..... | 10 |
| I.6.2 Micro-usinage en volume | 10 |
| I.7 Différents modes d'actionnement des microsystèmes..... | 11 |
| I.7.1 Actionnement électrostatique | 11 |
| I.7.1.1 Actionneur de type plaques parallèles | 12 |
| I.7.1.2 Actionnement en dispositif à peignes interdigités | 12 |
| I.7.2 Actionnement électromagnétique | 13 |
| I.7.3 Actionnement électrothermique | 15 |
| I.7.4 Actionnement piézoélectrique | 17 |
| I.7.5 Actionnement magnétostrictif | 18 |
| I.7.6 Actionnement à mémoire de forme | 19 |
| I.8 Matériaux pour la fabrication des MEMS | 20 |
| I.8.1 Silicium | 20 |
| I.8.2 Polymères | 21 |

| | |
|--|----|
| I.8.3 Métal..... | 21 |
| I.8.4 Les céramiques..... | 21 |
| I.9 Avantages et inconvénients des microsystèmes..... | 22 |
| I.10 Conclusion | 23 |
| CHAPITRE II : Les différents capteurs utilisés dans le domaine biomédical | |
| II .1 Introduction | 25 |
| II.2 Généralités sur les capteurs | 25 |
| II.2.1 Définition d'un capteur | 25 |
| II.2.2 Structure d'un capteur | 26 |
| II.2.2.1 Le corps d'épreuve | 26 |
| II.2.2.2 Transducteur | 26 |
| II.2.2.3 Le boîtier..... | 26 |
| II.2.2.4 L'électronique de conditionnement..... | 26 |
| II.2.3 Les types d'un capteur | 26 |
| II.2.3.1 Les capteurs actifs..... | 26 |
| II.2.3.2 Les capteurs passifs | 27 |
| II.2.3 Caractéristiques d'un capteur..... | 28 |
| II.2.4.1 Sensibilité..... | 28 |
| II.2.4.2 Linéarité..... | 29 |
| II.2.4.3 Étendue de mesure | 29 |
| II.2.4.4 Temps de réponse..... | 30 |
| II.2.4.5 Reproductibilité | 30 |
| II.2.4.6 Sélectivité | 30 |
| II .2.4.7 Précision | 30 |
| II .2.4.8 Fidélité | 30 |
| II.2.5 Erreurs de mesure | 31 |
| II.2.5.1 Erreur aléatoire | 31 |
| II.2.5.2 Erreur systématique..... | 31 |
| II.2.6 Grandeurs d'influence | 31 |
| II.2.7 Etalonnage du capteur..... | 32 |
| II.2.8 Choix d'un capteur | 32 |
| II.3 Les biocapteurs | 33 |

| | |
|--|----|
| II.3 .1 Historique..... | 33 |
| II.3.2 Définition | 33 |
| II.3.3 Description du biocapteur | 34 |
| II.3.3.1 Le transducteur | 34 |
| II.3.3.2 Le bio-récepteur | 34 |
| II.4 Applications médicales | 35 |
| II.4.1 Les capteurs biomédicaux | 35 |
| II.4.1.1 Les électrodes | 36 |
| II.4.1.2 Le capteur ultrasonique US | 36 |
| II.4.1.2.1 L'effet du Doppler | 37 |
| II.4.1.2.1.1 Différents modes Doppler | 38 |
| II.4.1.2.1.2 Transduction électromécanique | 40 |
| II.4.1.3 Capteurs inductifs | 40 |
| II.4.1.4 Capteur optique | 41 |
| II.4.2 Imagerie médicale | 41 |
| II.4.2.1 Quelques technologies d'imagerie médicale | 41 |
| II.5 Conclusion | 42 |

CHAPITRE III : Modèles mathématiques et numériques

| | |
|--|----|
| III.1 | |
| Introduction | 44 |
| III.2 Equations de Maxwell | 44 |
| III.2.1 Forme différentielle des équations de Maxwell | 44 |
| III.2.2 Forme intégrale des équations de Maxwell | 45 |
| III.3.1 Relations constitutives | 46 |
| III.3 Lois de comportement des milieux | 46 |
| III.3.2 La loi d'Ohm | 47 |
| III.4 L'équation de conservation de la charge électrique | 47 |
| III.5 Relations de passages | 48 |
| III.6 Conditions aux limites | 49 |
| III.6.1 Condition de Dirichlet | 49 |
| III.6.2 Condition de Newman | 49 |
| III.6.3 Condition mixte | 49 |
| III.6.4 Condition de périodicité et d'anti-périodicité | 50 |

| | |
|--|----|
| III.7 Hypothèses simplificatrices | 50 |
| III.8 Introduction des potentiels | 51 |
| III.8.1 Formulation utilisant le potentiel vecteur magnétique \vec{A} | 51 |
| III.8.1.1 Equations magnétodynamiques bidimensionnelle | 52 |
| III.8.1.2 Equations magnétostatiques bidimensionnelle | 52 |
| III.8.2 Formulation en termes de potentiel éclectique \vec{V} | 52 |
| III.9 Equations aux dérivées partielles | 53 |
| III.9.1 Equation de type elliptique | 53 |
| III.9.2 Equation de type parabolique | 53 |
| III.9.3 Equation de type hyperbolique | 54 |
| III.10 Méthodes de résolution et modèles numériques | 54 |
| III.10.1 La méthode analytique | 54 |
| III.10.2 Les méthodes numériques | 54 |
| III.10.2.1 Méthode des différences finies | 54 |
| III.10.2.1.1 Avantages de la méthode | 56 |
| III.10.2.1.2 Inconvénients de la méthode | 56 |
| III.10.2.2 Méthode des intégrales de frontières | 56 |
| III.10.2.2.1 Avantages de la méthode | 56 |
| III.10.2.2.2 Inconvénients de la méthode | 56 |
| III.10.2.3 Méthode des éléments finis | 57 |
| III.10.2.3.1 Formulation variationnelle | 57 |
| III.10.2.3.2 Formulation des résidus pondérés | 58 |
| III.10.2.3.3 La discrétisation | 59 |
| III.10.2.3.3.1 Eléments de références | 59 |
| III.10.2.3.3.2 Fonction d'interpolation :..... | 61 |
| III.10.2.3.3.2.1 Principe de l'état complet | 61 |
| III.10.2.3.3.2.2 Principe de compatibilité..... | 61 |
| III.10.2.3.4 Méthode de Galerkin | 63 |
| III.10.2.3.5 Formulation éléments finis des équations magnétostatiques 2D utilisant le potentiel vecteur | 63 |
| III.10.3 Méthodes de calcul des forces magnétiques | 64 |
| III.10.3.1 la force déduite du tenseur de Maxwell | 65 |
| III.10.3.2 Force déduite à partir des travaux virtuels | 65 |

| | |
|---|----|
| III.10.3.3 Force de Lorentz | 65 |
| III.10.3.4 Force déduite à partir de l'énergie magnétique totale..... | 65 |
| III.10.3.5 Force déduite à partir de la co-énergie magnétique..... | 66 |
| III.11 Conclusion | 66 |

CHAPITRE IV : Applications et résultats

| | |
|---|----|
| IV.1 Introduction | 68 |
| IV.2 Caractéristiques physiques et géométriques..... | 68 |
| IV.3 Domaine de résolution | 69 |
| IV.4 Maillage éléments finis | 70 |
| IV.5 Résultats | 72 |
| IV.6 Calcul de la capacité C et de la différence de potentiel U | 78 |
| IV.7 Conclusion | 84 |
| Conclusion générale | 85 |
| Bibliographie. | |

Introduction générale

Avec la mise au point des technologies de fabrication des circuits intégrés (CI) dans les années 1960, la faculté de fabriquer des objets micrométriques est apparue, en grand nombre et à faible coût. Par la suite, certains chercheurs ont envisagé d'utiliser ce mode de fabrication (dépôt de matière en film mince, photolithographie, gravure sèche ou humide, etc.) pour la conception de dispositifs dans le domaine de la mécanique, l'optique et de la fluide. Leurs objectifs étant d'obtenir, par rapport aux systèmes conventionnels, une réduction de volume une amélioration des performances, une diminution des coûts de fabrication, ainsi qu'un gain en fiabilité [1].

Les microsystèmes ou systèmes micro-électromécaniques se définissent comme des systèmes miniaturisés incorporant des capteurs et des actionneurs et des dispositifs de traitement de l'information. Leurs dimensions sont comprises entre quelques micromètres et quelque millimètre [1].

Les productions les plus connues sont les accéléromètres et les capteurs de pression, qui ont été exploités essentiellement dans des domaines industriels tels que l'automobile et l'aéronautique. Depuis ces dernières années, le domaine biomédical devient un secteur privilégié pour les microsystèmes. Il existe de très fortes demandes pour améliorer la qualité du diagnostic et des traitements [2].

Ce mémoire est ainsi organisé comme suit :

Le premier chapitre présente des généralités sur les microsystèmes, dont on a donné leur définition, leurs technologies de fabrications, leurs domaines d'utilisation, leurs différents modes d'actionnements, et on a décrit quelques matériaux utilisés pour la fabrication des microsystèmes.

Dans le deuxième chapitre, on a définit les capteurs en général, et on a représenté les biocapteurs après un bref historique. On a décrit quelques capteurs utilisés dans le domaine biomédical et quelques exemples d'applications.

Le troisième chapitre représente les différents modèles mathématiques et numériques, qui sont utilisés pour la modélisation du capteur qu'on a étudié.

Le dernier chapitre représente les applications des modèles présentés au chapitre précédent, sur le capteur que nous nous proposons d'étudier.

Chapitre I : Généralités sur les microsystemes

I.1 Introduction :

Les micros technologies sont un ensemble de techniques de fabrication qui permettent de réaliser des structures de l'ordre du micromètre. Parmi ces micros technologies on trouve les microsystemes [2].

I.2 Historique :

L'histoire des microsystemes commence par une conférence donnée par le professeur Feynman au CALTECH pour la réunion annuelle de l'American Physical Society en décembre 1959. Le titre de son allocution «There's Plenty of room at the Bottom », que l'on peut interpréter par : « Il y a plein d'espace en bas de l'échelle », Feynman voulait attirer l'attention sur l'intérêt de la miniaturisation non pas en terme de taille ou de volume mais sur le fait que la miniaturisation d'un système rend possible la multiplication des fonctions réalisées par ce système ou de la quantité d'informations stockées par ce dernier. C'est lui le premier qui parla de micromachines et qui comprit leur intérêt et les problèmes soulevés par la physique et la mécanique des petites dimensions [1].

Les MEMS ont été développés au début des années 1970 en tant que dérivés de la micro-électronique et leur première commercialisation remonte aux années 1980 avec des capteurs de pression sur silicium qui remplacèrent rapidement les technologies plus anciennes et constituent encore une part importante du marché des MEMS. Depuis lors les MEMS ont connu un important développement et restent encore en plein essor [1].

C'est un domaine de recherche relativement récent qui combine l'utilisation des techniques électroniques, informatiques, chimiques, mécaniques, optiques. Les MEMS sont le plus souvent à base de silicium, mais on utilise également d'autres matériaux suivant l'adéquation de leurs propriétés physiques à certaines applications, comme les métaux, les matériaux piézoélectriques, divers polymères...etc.

Face au développement de ce domaine, on a vu apparaître des termes dérivés pour désigner des MEMS spécialisés :

- Dans le domaine optique on utilise le terme MOEMS (Micro Opto-Electro-Mechanical Systems) ou Optical MEMS ;
- Dans le domaine biologique on utilise bio-MEMS.

On notera aussi un nouveau terme, NEMS (Nano Electro Mechanical Systems), Nano-systèmes en français, désignant des structures semblables aux MEMS mais de taille sub-micrométrique.

I.3 Définition des microsystemes :

Le terme système micro-électro-mécanique est la version française de l'acronyme Anglais MEMS (Micro-Electro-Méchanical Systems), est un microsysteme comprenant un ou plusieurs éléments mécaniques, utilisant l'électricité comme source d'énergie, en vue de réaliser une fonction de capteur ou d'actionneur, avec au moins une structure présentant des

dimensions micrométriques, la fonction du système étant en partie assurée par la forme de cette structure [1].

Les MEMS sont composés de mécanismes mécaniques (résonateurs, poutres, micromoteurs, etc.) réalisés sur silicium à l'échelle micrométrique. Ces différents éléments mécaniques sont mis en mouvement (actionnés) grâce aux forces générées par des transducteurs électromécaniques. Ceux-ci sont alimentés par des tensions produites avec des circuits électroniques avoisinants. Les transducteurs électromécaniques jouent alors le rôle de l'interface entre les domaines mécanique et électrique. Les transducteurs électrostatiques ou capacitifs y sont utilisés le plus souvent, bien que l'on puisse rencontrer des interfaces électromécaniques basées sur des phénomènes magnétiques et thermomécaniques [1]

Issus de la technologie de la micro-électronique, les MEMS font appel pour leur fabrication aux micro-technologies, qui permettent une production à grande échelle. Ils sont utilisés dans des domaines aussi variés que l'automobile, l'aéronautique, la médecine, la biologie, les télécommunications, ainsi que dans certaines applications « de tous les jours » telles que certains vidéoprojecteurs, téléviseurs haute-définition ou coussins gonflables de sécurité pour automobiles (Airbags) [1][2].

I.4 Intérêt des microsystèmes :

L'intérêt d'utilisation des MEMS réside principalement dans leurs poids, leur taille, et le coût. S'ajoute à cela le fait que ces systèmes sont multifonctionnels avec des fonctions de mesure, de traitement de signal, de mémorisation, de communication et d'actionnement. Il comporte une capacité de calcul (processeur) qui peut embarquer des logiciels donnant une 'certaine intelligence' à l'ensemble [1][3].

I.5 Domaine d'applications des microsystèmes :

Les applications microsystèmes se trouvent dans tous les domaines qui demandent une forte réduction des coûts, des dimensions, du poids et une augmentation de la fiabilité et des performances. Les domaines les plus importants que l'on peut citer sont les suivants :

I.5.1 L'automobile :

Le secteur automobile est l'un des plus grands domaines d'applications des microsystèmes, ces applications automobiles profitent des avantages de ce dernier en termes de coût et d'intégration mais également en termes de taille et d'encombrement et de leur possibilité d'être interrogés à distance (cas des capteurs de pressions dans les roues avec communication radiofréquence) [4].

La figure ci-dessous montre les différentes possibilités d'applications microsystèmes dans l'automobile :

-**La sécurité** : déclencheurs d'airbags avec les accéléromètres et les détecteurs d'occupation des sièges, les capteurs de pression télé-interrogés dans les pneus et les systèmes optiques intelligents.

-**Les suspensions actives** : avec l'intégration dans les essieux de centrales inertielles et les inclinomètres.

-**Les systèmes d'anti-patinage** : avec l'emploi de gyroscopes.

-**La pollution** : avec les capteurs de gaz (CO , CO_2 ...) dans les échappements.

La propulsion : avec différents capteurs tels que les capteurs de pression, de température, de flux...etc.

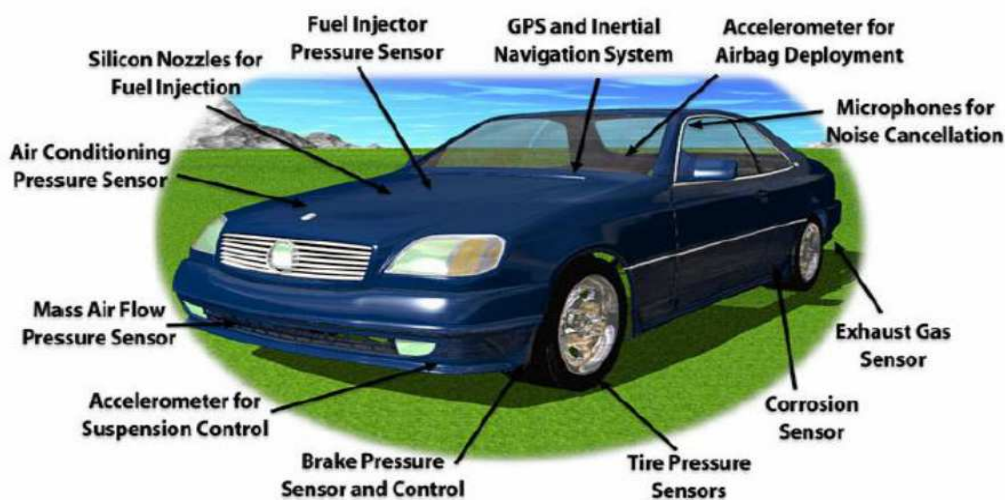


Figure I.1 : Application automobile des microsystèmes.

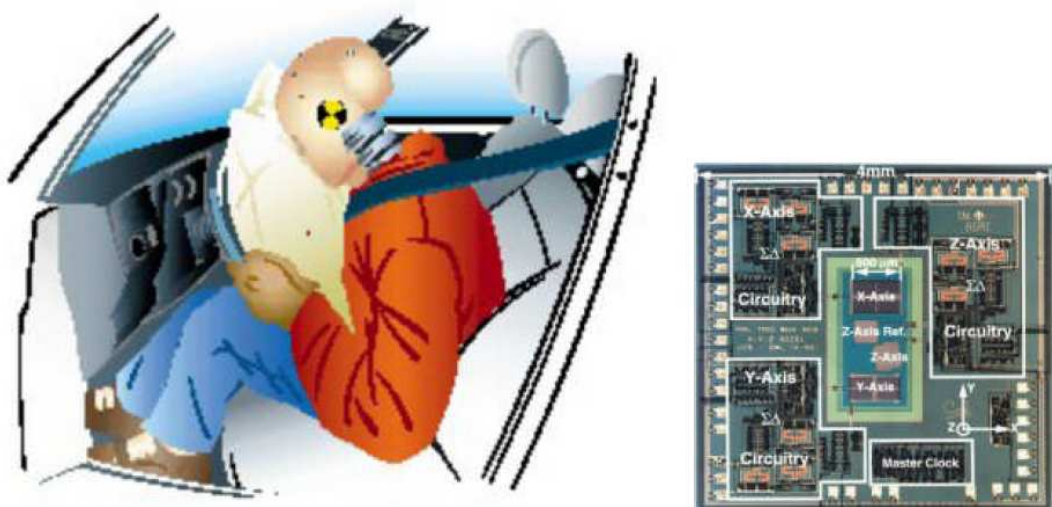


Figure I.2 : Accéléromètre pour coussins gonflants (airbags).

I.5.2 L'aérospatial :

Les microsystemes ont beaucoup d'applications envisageables dans l'aérospatial, car les aspects de miniaturisation et de fiabilité sont très importants dans les satellites.

Dans un satellite, un microsysteme devra résister à des radiations importantes présentes dans l'espace, pour que son fonctionnement ne soit pas perturbé [1].

La figure ci-dessous montre les applications microsystemes dans les microsattelites, qui sont listées comme suit :

- Mesure inertielle** : accéléromètre, gyroscope...
- Stabilisation** : capteurs de terre, capteurs d'étoiles (star-tracker).
- Propulsion** : micro-propulseurs (micro-thruster).
- Optique** : matrices de micro-miroirs.
- Détection infrarouge** : thermopiles, bolomètres...

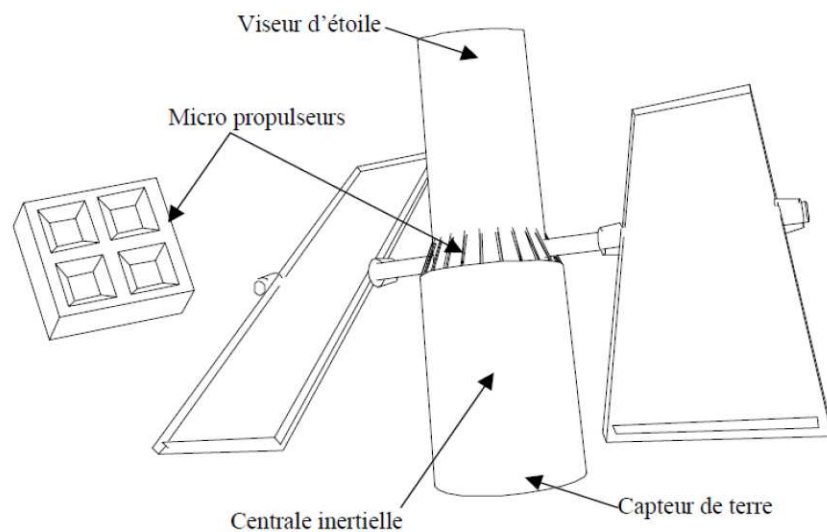


Figure I.3 : Application des microsystemes dans les satellites.

I.5.3 le domaine aérien :

Au niveau de ce domaine le remplacement de certains systèmes de mesure peut amener des améliorations au niveau encombrement et coût, mais les applications les plus intéressantes sont les réseaux de capteurs distribués (smart materials). En profitant des très petites dimensions des microsystemes, il est possible d'installer dans les ailes des avions un réseau des capteurs qui fourniront une mesure de la pression, des contraintes dans les matériaux, ou de la température en divers points [1].

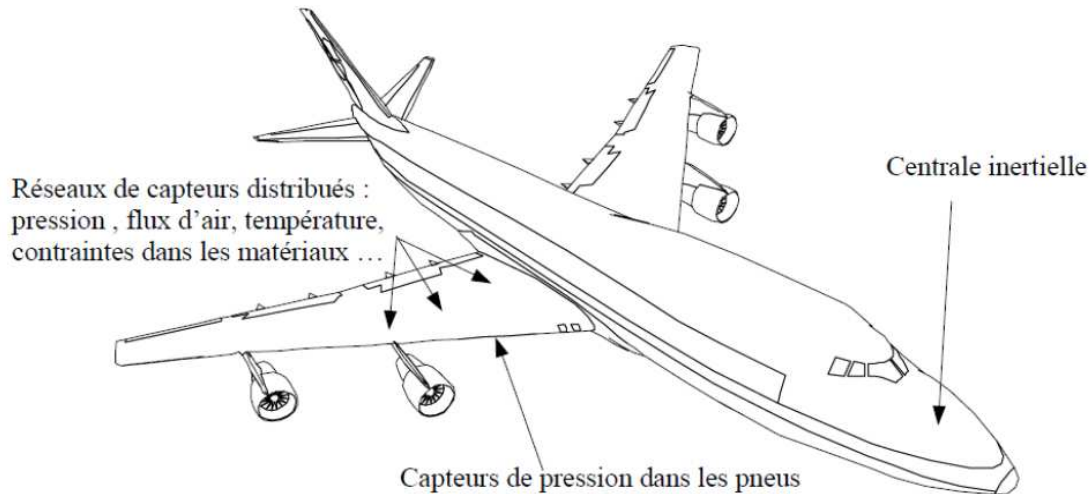


Figure I.4 : Applications des microsystèmes dans l'avionique.

I.5.4 Le biomédical :

Le biomédical est l'un des domaines où l'intérêt des microsystèmes est maximal, du fait de la biocompatibilité du silicium et de la taille des microsystèmes. Il est envisageable de créer des systèmes de capteurs et d'actionneurs qui seraient implantés à l'intérieur du corps humain et éventuellement interrogés à distance [2]. Les applications envisagées sont de quatre types :

I.5.4.1 Les systèmes de mesure pour le diagnostic :

- pilules intelligentes

I.5.4.2 L'instrumentation de microchirurgie :

- micro scalpels et micro-pinces
- endoscopie et imagerie

I.5.4.3 Les systèmes actifs implantables :

- les systèmes de contrôle de paramètres tels que le flux sanguin, le PH des fluides gastriques ou la pression artérielle, dispositifs qui peuvent être couplés à des systèmes d'injection automatique de médicaments,

- les systèmes de génération de stimuli nerveux destinés à recréer le mouvement des jambes ou des bras chez les handicapés,

- les pacemakers qui intègrent des accéléromètres qui permettent d'asservir les battements cardiaques à l'activité physique supposée du patient,

- rétines artificielles, prothèses auditives [2][4].

I.5.4.4 L'analyse biomédicale :**• Les bio-puces :**

Les bio-puces sont des microsystèmes qui servent à une analyse biologique à haut débit. Le concept des puces a été émergé à partir des procédures de miniaturisation qui ont commencées avec la microélectronique [5].

La conception et la validation d'une bio-puce comporte trois étapes : la première est l'étape d'immobilisation des biomolécules sur un support bien défini et qui doit répondre aux exigences de la chimie de fixation et de la méthode utilisée pour l'analyse des interactions biomoléculaires. Le deuxième est l'étape de validation de la puce avec des modèles connus. Et la troisième est une étape qui consiste à la détermination de la performance de la puce vis-à-vis de la nature des échantillons à analyser et la possibilité de réutilisation d'une même puce [5].

★ Puces à ADN :

Ce sont des systèmes destinés à effectuer en parallèle des milliers d'analyses génétiques sur un échantillon à volume réduit. Le principe est d'utiliser un ensemble de sondes nucléiques organisé en matrice sur une puce de petite dimension. Les sondes accrochées au substrat vont réagir avec l'échantillon à analyser en hybridant les brins d'ADN complémentaires et donc en les retenant fixe sur le substrat [2].

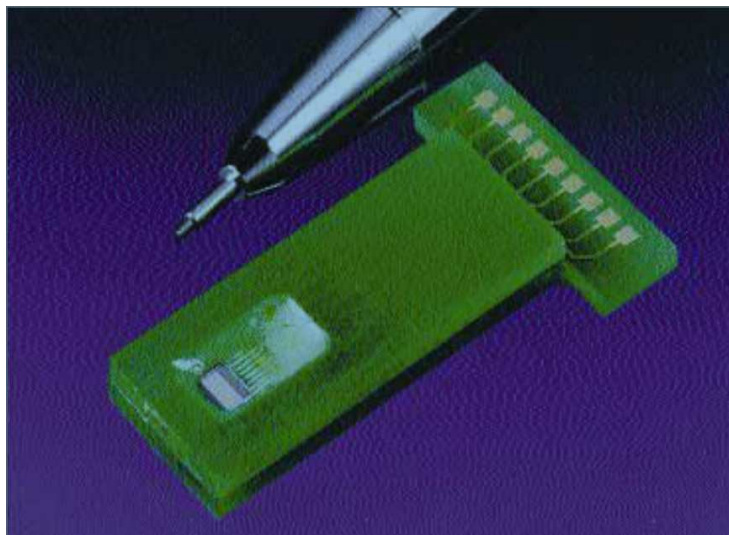


Figure I.5: Puce à ADN.

★ Puces à protéines :

Ce type de bio-puce permet la détection et l'analyse rapide et multiparamétrique des protéines. Elles ont un grand intérêt dans de nombreux domaines, mais leur développement a été freiné par la complexité et l'hétérogénéité des protéines : le défi consiste à immobiliser ce type de

molécules sur un support tout en conservant leur intégrité et leur fonctionnalité [5].

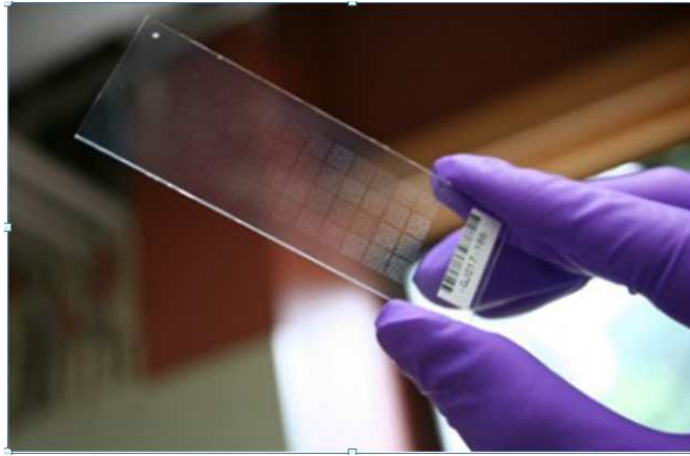


Figure I.6: La puce à protéines.

- **La biométrie :**

La biométrie est la science de l'identification du corps humain en fonction des caractéristiques qui lui sont propres. Ce peut être les empreintes digitales, la morphologie du visage, les couleurs et les formes de la rétine de l'iris [2].

La figure ci-dessous, résume les applications potentielles des microsystèmes dans le corps humain [4].

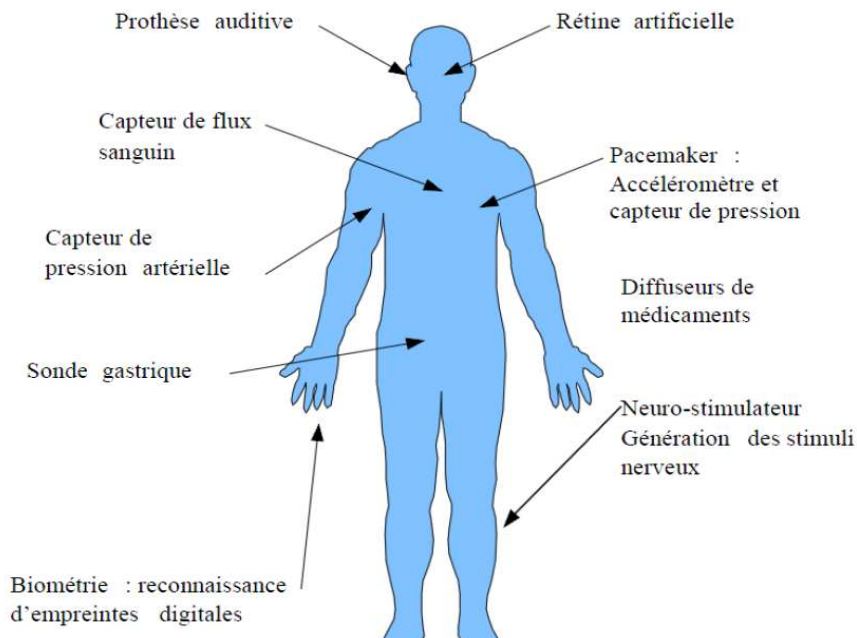


Figure I.7: Applications des microsystèmes dans le corps humain.

I.5.5 Le domaine de télécommunication et de l'informatique :

Ce domaine utilise aussi des produits issus des microsystemes. Parmi ces derniers on trouve les deux produits les plus utilisés, les têtes d'imprimantes et les têtes de lecture des disques. On peut citer également, les MEMS RF qui représentent les axes de recherches des télécommunications. Les MEMS RF visent l'intégration de composants discrets tels que les oscillateurs, les filtres, les inductances ou les relais [2].

I.6 Technologies de fabrication des MEMS :

Les technologies de fabrication des microsystemes sont dérivées de celles de fabrication de la microélectronique. Dans cette partie nous nous intéresserons aux deux technologies les plus courantes à savoir le micro-usinage en surface et le micro-usinage en volume [1].

I.6.1 Micro-usinage en surface :

Les procédés de cette technique ont été élaborés à partir des techniques de dépôt en couche mince de la microélectronique en fabriquant des microstructures suspendus. La possibilité de fabriquer des éléments mécaniques en trois dimensions est l'un des aspects intéressants de cette technologie. Donc il est possible de créer des systèmes mécaniques complexes comprenant des moteurs, rotatifs ou linéaires, des chaînes de transmission du mouvement comme des engrenages, des bielles et des paliers [1].

La figure ci-dessous montre différents éléments permettant de construire des systèmes mécaniques complexes. (a) représente une charnière faite avec deux niveaux de poly-silicium et permettant de créer une liaison pivot, (b) montre les dents d'engrenage qui ne sont pas engrenées, (c) représente un ressort rotatif.

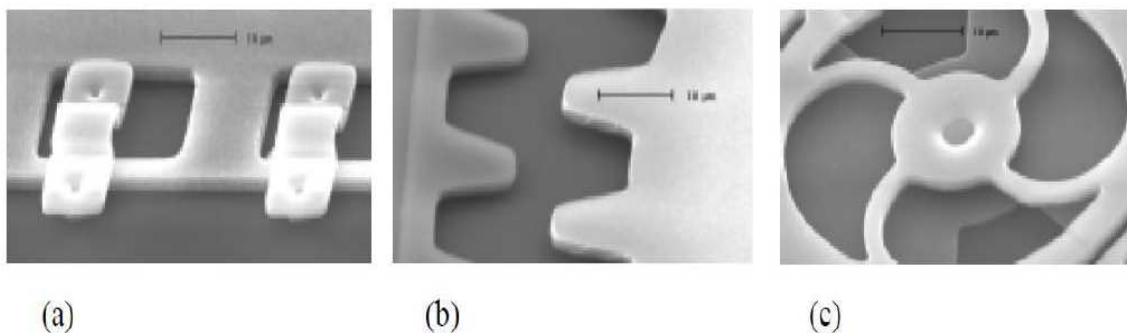


Figure I.8: Photos d'éléments micromécaniques fabriqués par micro-usinage de surface (a) Charnière, (b) dents d'engrenage, (c) ressort rotatif.

I.6.2 Micro-usinage en volume :

Le micro-usinage en volume permet l'obtention des structures dont l'épaisseur est de plusieurs centaines de micromètres à un millimètre. Son principe est basé sur l'attaque

chimique des substrats qui fait apparaître des plans bien déterminés, ce qui permet d'obtenir des formes définies avec une grande précision dans l'épaisseur du substrat [1].

Il existe aussi d'autres technologies de micro-fabrication, on y trouve essentiellement les microsystemes sur SOI (silicium on insulator qui veut dire silicium sur isolant) et le procédé LIGA, qui est une technologie d'origine allemande (Lithographie Galvanoforming Abformung).

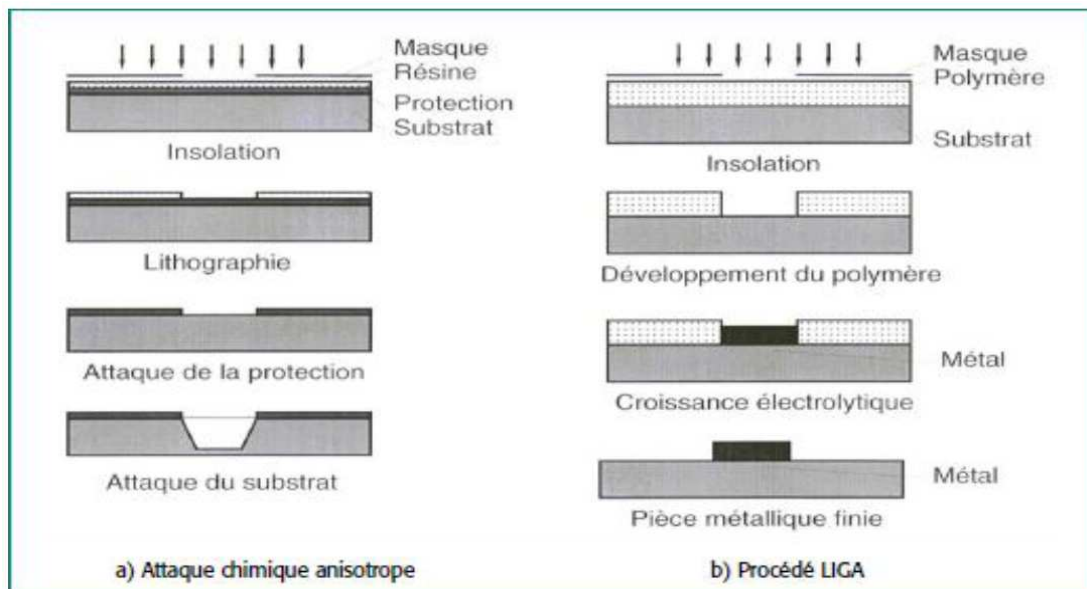


Figure I.9: Les technologies de micro-usinage de volume.

I.7 Différents modes d'actionnement des microsystemes :

Les différents modes d'actionnement utilisables dans cette technologie sont considérables, on y trouve principalement l'actionnement électrostatique, électrothermique, électromagnétique, magnétostrictif, piézoélectrique, et actionnement à mémoire de forme [1].

I.7.1 Actionnement électrostatique :

La miniaturisation des machines repose très largement sur la mise en œuvre des technologies dérivées de la fabrication collective des circuits intégrés. A l'échelle micrométrique les forces électrostatiques dominent les forces électromagnétiques alors qu'elles étaient insignifiantes à l'échelle des machines macroscopiques [1].

L'actionnement électrostatique est l'un des modes d'actionnement les plus utilisés dans les microsystemes pour sa simplicité d'utilisation. Lorsqu'on applique une tension entre deux électrodes, celles-ci se trouvent sous une influence capacitive occasionnant une attraction électrostatique. Dans les champs électrostatiques, les charges apparaissent et disparaissent rapidement, ce qui permet d'obtenir des temps de fonctionnement très courts [1].

Cette force électrostatique peut s'exprimer de deux manières ; actionneur de type « plaques parallèles » et actionneur en un dispositif en « peignes interdigités ».

I.7.1.1 Actionneur de type plaques parallèles :

Pour ce type d'actionnement, la force électrostatique générée est inversement proportionnelle au carré de la distance séparant les électrodes. Ce qui requiert, pour éviter l'emploi des tensions d'actionnement trop importantes, l'utilisation de faibles distances de séparation. Lorsque la tension est suffisamment importante (tension d'effondrement), la force d'attraction l'emporte sur la force de rappel de la structure. On se trouve, à ce moment, dans un état instable [7].

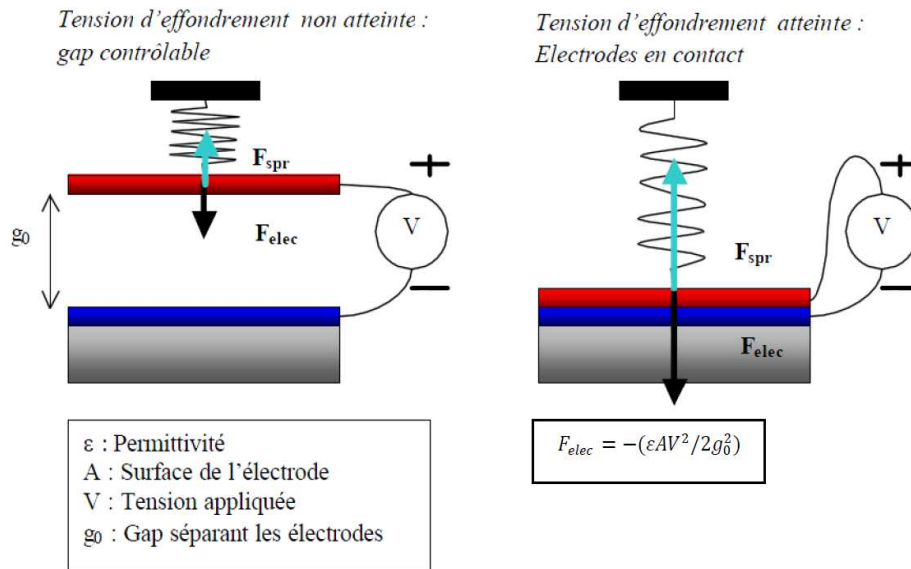


Figure I.10: Schéma de fonctionnement d'un actionneur électrostatique de type plaques parallèles.

I.7.1.2 Actionnement en dispositif à peignes interdigités :

Pour ce type d'actionnement, la force électrostatique générée est directement proportionnelle au nombre de dents, elle est également inversement proportionnelle à l'espacement entre les dents du peigne. Lorsqu'on applique une différence de potentiel entre les deux électrodes, l'électrode mobile se déplace latéralement par rapport à l'électrode fixe. La force d'un actionneur à peignes interdigités reste constante à mesure que l'électrode mobile se déplace. Pour obtenir une force importante et à cause des limites technologiques et géométriques (épaisseur des matériaux déposés et profondeur des entrefers) ce type d'actionneur nécessite l'utilisation d'un nombre de doigts important. Il est cependant le mieux adapté pour des déplacements dans le plan [7].

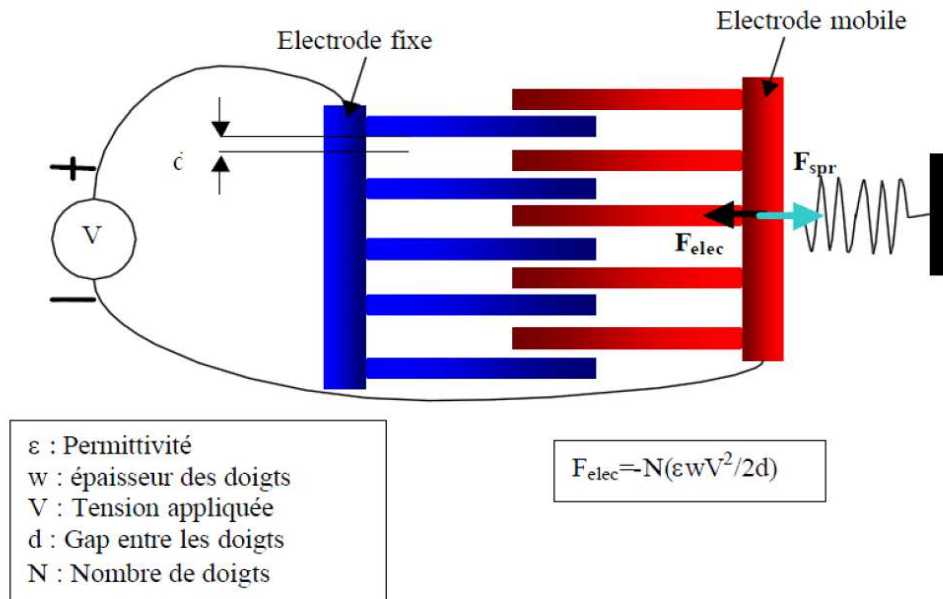


Figure I.11: schéma de fonctionnement d'un actionneur électrostatique à peigne interdigité.

I.7.2 Actionnement électromagnétique :

Les micromoteurs électromagnétiques ont des caractéristiques motrices performantes. Par conséquent, ils auront un rôle important à jouer dans la motorisation des micromachines. Les lois d'échelle ne sont malheureusement pas favorables à une miniaturisation extrême des moteurs électromagnétiques. Les forces magnétiques diminuent rapidement lorsque la densité de courant par unité de surface est maintenue constante dans les bobinages. Cependant la chaleur produite par effet joule s'évacue très rapidement dans des composants de petit volume. L'intensification des densités de courants permet de compenser jusqu'à une certaine dimension, les effets d'échelle défavorable aux forces électromagnétiques. Mais celle-ci s'accompagne généralement d'une chute de rendement consécutive à l'augmentation des pertes résistive dans les enroulements [7].

Les petits électroaimants génèrent difficilement des champs magnétiques par conséquent l'utilisation d'un aimant permanent augmente considérablement le champ magnétique et la force utile généré par l'actionneur [7].

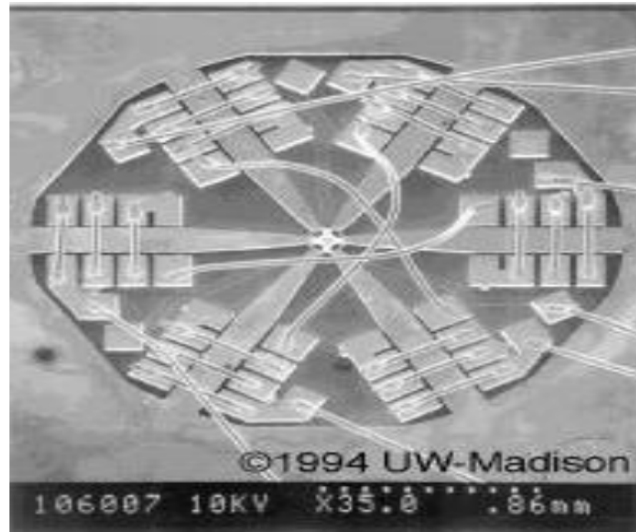


Figure I.12: Micromoteur électromagnétique.

Une des techniques d'actionnement repose sur la génération d'un champ magnétique continu B , créé par un aimant agissant sur un conducteur parcouru par un courant électrique. De cette interaction résulte la force de Laplace permettant la flexion donc la déformation d'une poutre. Par exemple :

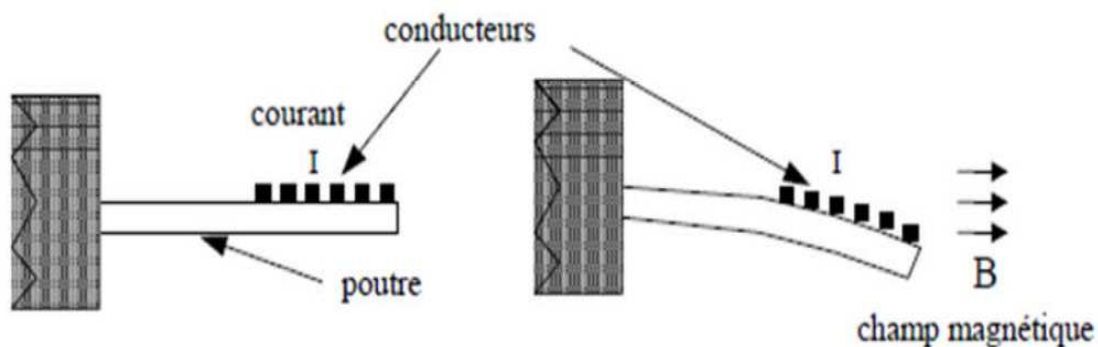


Figure I.13: Principe de l'actionnement électromagnétique.

La conception de micro-bobine ou de micro-inducteurs performants est l'un des principaux axes de recherche pour les micro-actionneurs magnétique. Ce genre d'actionnement est utilisé dans beaucoup d'applications telles que les transducteurs et les actionneurs. En particulier, l'utilisation des dispositifs, fonctionnant à base de cet actionnement, est nécessaire dans des convertisseurs miniaturisés DC/DC intégrés dans les systèmes d'alimentations en énergie dans les communications, les applications militaires et aérospatiales [7].

La figure (I.12) montre des micro-inducteurs micro-fabriqués par des technologies appropriées.

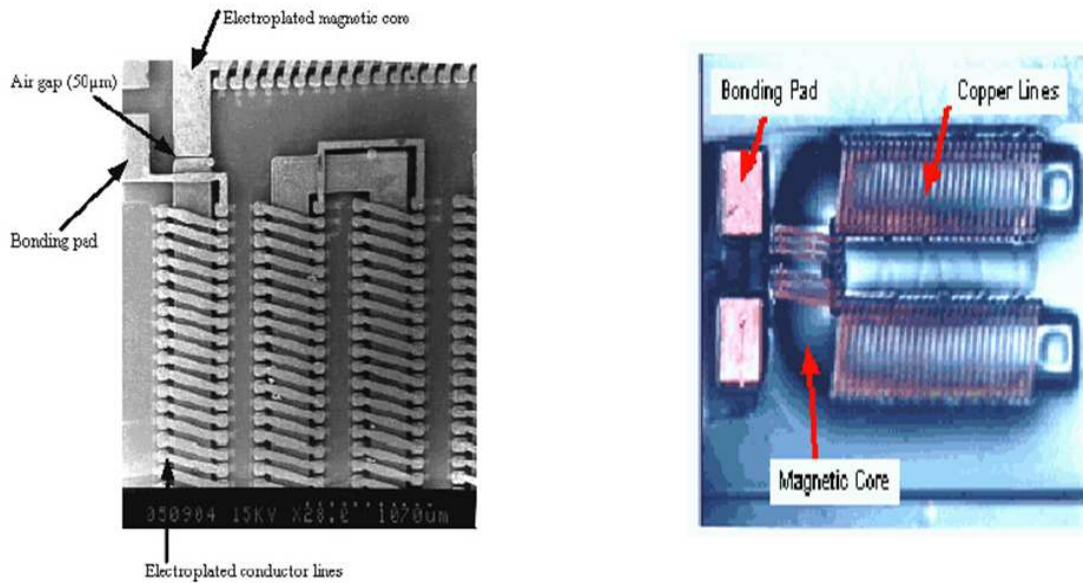


Figure I.14: Micro-inducteurs électromagnétiques.

I.7.3 Actionnement électrothermique :

L'actionnement électrothermique est également très employé dans le domaine des microsystemes. Il permet de générer des forces importantes, de l'ordre de milli-newton, ce qui rend son utilisation intéressante dans le cas de grands déplacements. Selon le principe de la dilatation thermique des matériaux, lorsqu'un matériau est chauffé et qu'il n'a pas moyen de dissiper la chaleur facilement, les atomes de la couche deviennent excités, provoquant ainsi la dilatation de la couche. Un matériau de volume V ; sous une variation de température ΔT , verra son volume augmenter d'une quantité $\alpha V \Delta T$, où α correspond au coefficient de dilatation thermique. Par le biais d'une source de chaleur contrôlable, l'actionnement électrothermique met à profit le changement de volume d'un matériau pour générer des déplacements [7].

Ce type d'actionnement est assez utilisé dans deux configurations différentes essentiellement. La première configuration est le bilame thermique. Il est formé de deux couches de matériaux dont le coefficient d'expansion thermique est différent. Chauffés à la même température, l'un des matériaux s'allongera plus que l'autre, ce qui entraînera une flexion (Figure I.13) de la structure. Il trouve de multiples applications telles que le positionnement de micro-miroirs, l'actionnement de micro-membranes, ou la réalisation de micromoteurs [1].

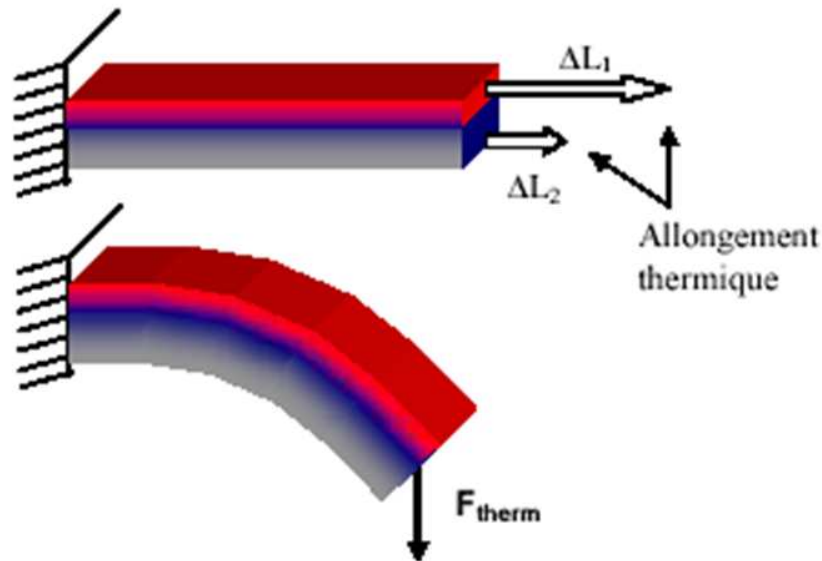


Figure I.15: Schéma de fonctionnement d'un actionneur thermique de type bilame.

La deuxième configuration est le micro-actionneur thermique travaillant dans son plan. Plusieurs procédés existent. La plupart sont basés sur la génération d'un gradient de température suite au passage d'un courant. En effet, une modification géométrique de la structure (Figure I.14.a) ou un changement de la résistivité du matériau (Figure I.14.b) provoque, par une variation de la résistance électrique, un gradient de température. Ce gradient a pour conséquence la génération d'un mouvement latéral provoqué par la différence de dilatation thermique entre le côté « chaud » et le côté « froid » [1]. D'autres mécanismes utilisent une forme géométrique particulière (généralement en « V »), non pas pour changer la valeur de la résistance électrique, mais pour amplifier la déformation produite par dilatation thermique (Figure I.14.c).

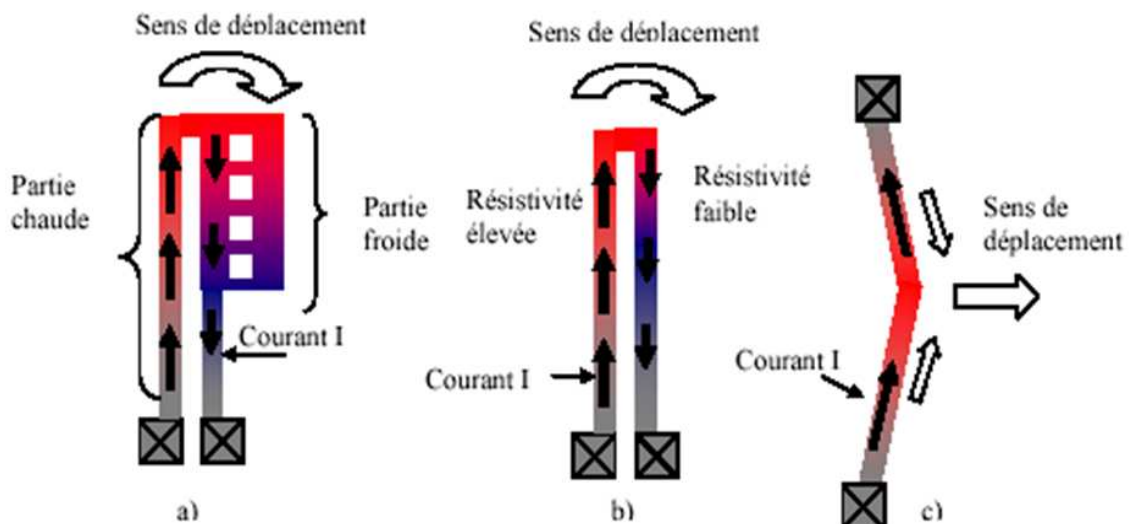


Figure I.16: Différents mécanismes de micro-actionneurs électrothermiques.

Les actionneurs électrothermiques trouvent un essor considérable dans la réalisation des microsystèmes intervenant dans le domaine de télécommunication, où 80% des micro-

relais ou micro-commutateurs sont à action électrothermique. Les figures ci-dessous donnent des exemples de micro-relais électrothermiques [1].

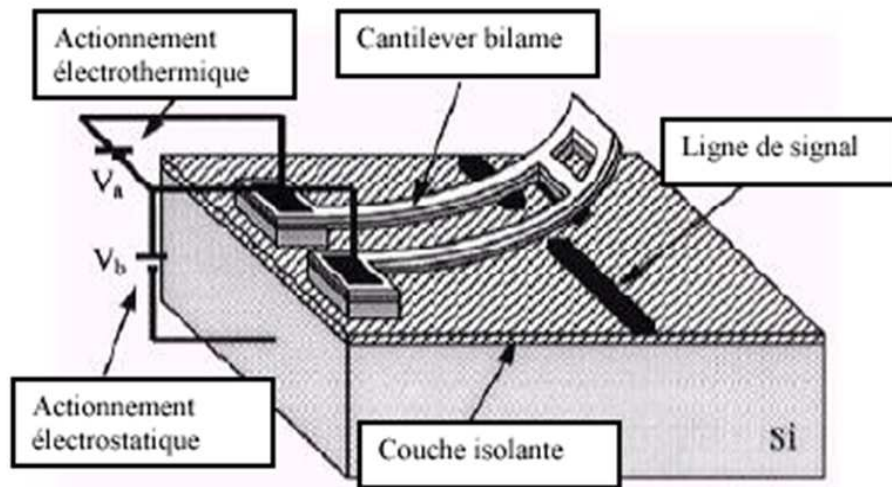


Figure I.17: Micro-relais à actionnement électrothermique avec un déplacement hors plan.

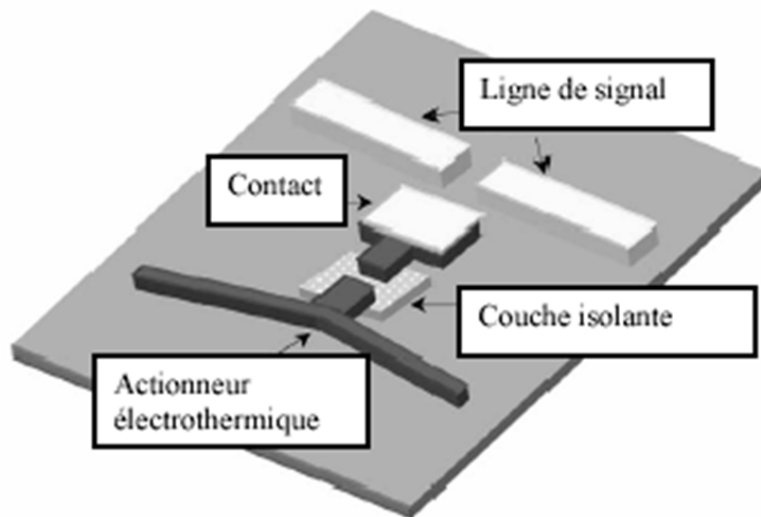


Figure I.18 : Micro-relais à actionnement électrothermique avec un déplacement dans le plan.

I.7.4 Actionnement piézoélectrique :

Le principe de ce type d'actionnement est basé sur l'effet piézoélectrique, qui peut être, soit un effet direct, soit un effet inverse.

L'effet piézoélectrique direct traduit l'aptitude de quelques matériaux à se polariser sous l'application d'une contrainte mécanique, la charge électrique apparaissant à leur surface étant proportionnelle à la contrainte exercée. Ce phénomène est réversible, c'est-à-dire qu'il est possible d'obtenir pour ces mêmes matériaux des déformations lorsqu'on les soumet à un champ électrique : c'est l'effet inverse. L'actionnement piézoélectrique a un rendement élevé, car la majorité de l'énergie électrique appliquée est directement transformée en énergie mécanique [1].

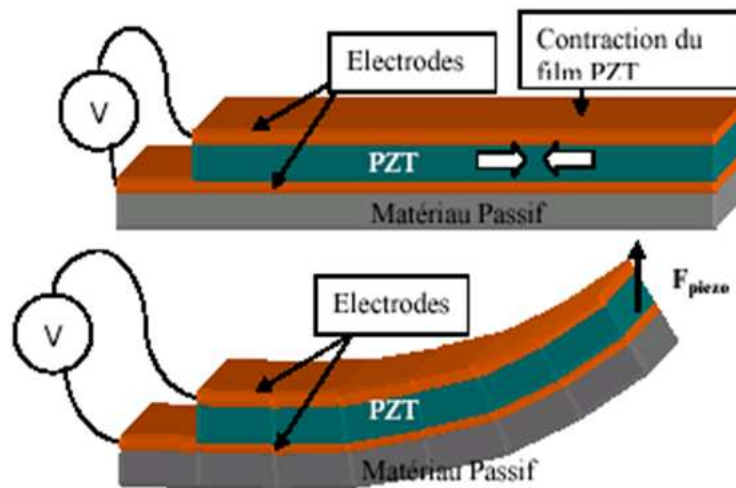


Figure I.19: Schéma de fonctionnement d'un actionneur piézoélectrique.

Les avantages de l'actionnement piézoélectrique sont l'aptitude des forces générées, sa faible interaction avec d'autres composants électroniques et le temps de réaction généralement court (de l'ordre de quelques microsecondes). Cependant ce mode d'actionnement est encore peu développé et reste compatible avec les procédés de fabrication de l'électronique classique [1].

I.7.5 Actionnement magnétostrictif :

La magnétostriction est le second mécanisme d'origine magnétique employé dans les microsystèmes. Elle est définie par le changement de dimension d'un matériau magnétique sous l'effet d'un champ magnétique. Une magnétostriction négative est la contraction du matériau dans la direction du champ magnétique et son expansion dans la direction perpendiculaire. En effet, les matériaux magnétostrictifs possèdent des domaines magnétiques orientés aléatoirement [7].

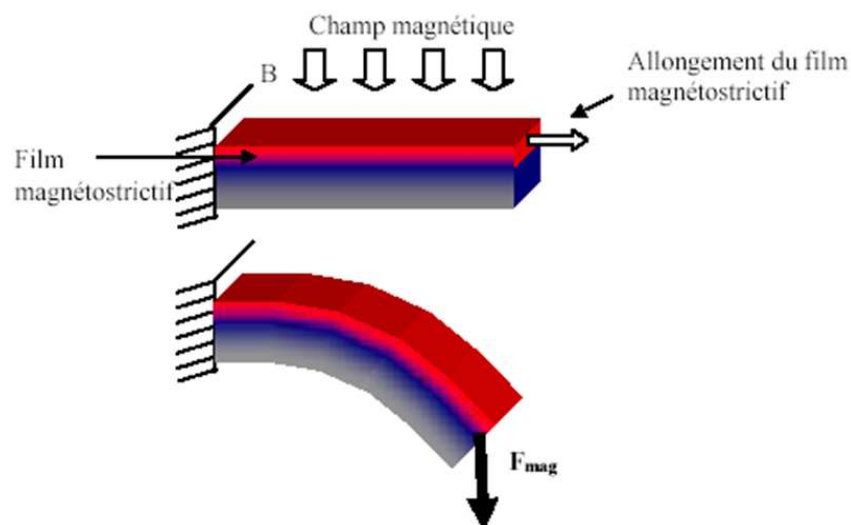


Figure I.20: Principe de fonctionnement d'un actionneur magnétostrictif.

L'actionnement magnétique dans le domaine des microsystemes est, en général, nettement moins employé que les autres moyens d'actionnement. Ceci à cause de la complexité de fabrication, d'utilisation et d'intégration de ce type d'actionneur. L'actionnement magnétique permet néanmoins de produire des forces considérables de l'ordre de la dizaine de milli-Newton [7].

I.7.6 Actionnement à mémoire de forme :

Les alliages à mémoire de forme (AMF) désignent une classe de matériaux qui, après déformation permanente à basse température retrouvent leur forme initiale non déformée par chauffage. Cette propriété est désignée par le terme « effet mémoire de forme ». C'est lors d'un retour contrarié à sa forme initiale, par chauffage, que l'AMF est capable de générer un travail mécanique et donc d'entraîner une charge. C'est cet effet de transduction thermomécanique que l'on exploite lorsqu'on utilise un AMF en tant qu'actionneur [8].

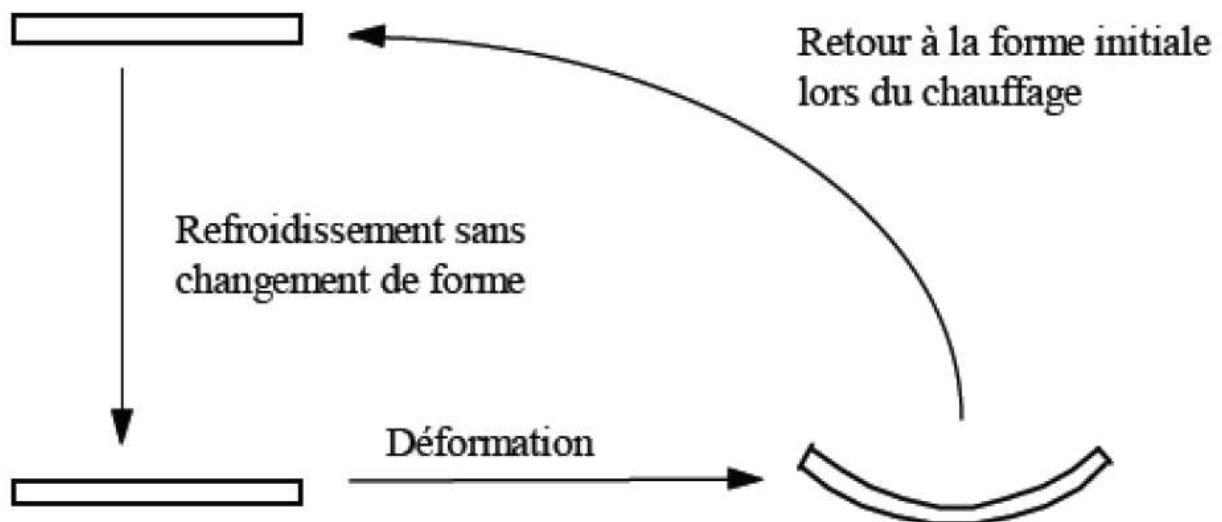


Figure I.21: Déformation d'un AMF.

Les alliages à mémoire de forme (AMF) sont de plus en plus utilisés dans des domaines variés. Leur utilisation comme mode d'actionnement pour les microsystemes présente des avantages tels qu'une grande déformation, une force de recouvrement importante et une excellente densité d'énergie. De plus, les faibles fréquences d'actionnement obtenues peuvent être adaptées à la réalisation de micro-pinces et d'appareils dentaires destinées à des applications médicales [8].

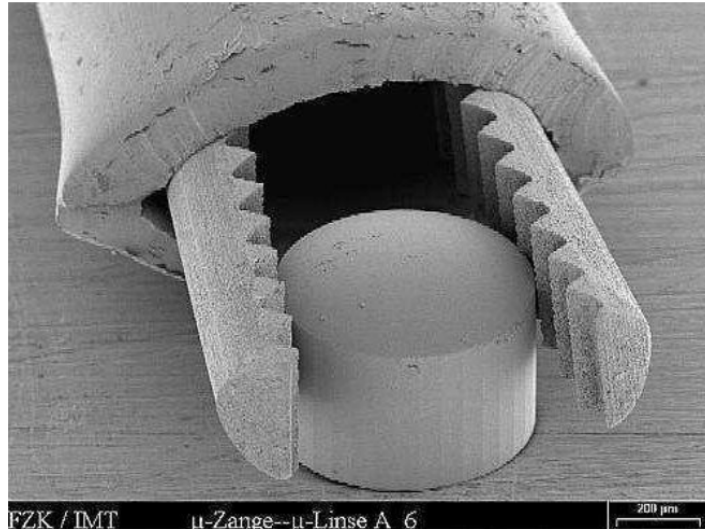


Figure I.22: Micro-pince neurochirurgicale.

I.8 Matériaux pour la fabrication des MEMS :

I.8.1 Silicium :

Le silicium est le matériau utilisé pour créer des circuits intégrés les plus utilisés dans l'électronique. Les économies d'échelle, la disponibilité des matériaux de haute qualité à bas prix et la capacité d'incorporer la fonctionnalité électronique font du silicium un matériau attrayant pour un large éventail d'applications MEMS. Le silicium a également des avantages significatifs engendrés par ses propriétés matérielles. Sous la forme de monocristaux, le silicium est un matériau de Hooke presque parfait, ce qui signifie que, quand il est fléchi il ne subit pratiquement pas d'hystérésis et par conséquent pratiquement aucune dissipation d'énergie. De plus ce mouvement est répétable, ce qui rend également le silicium très fiable car il souffre très peu de fatigue et peut avoir des durées de vie de l'ordre de plusieurs milliards de cycles sans rupture [9].



Figure I.23: Le lingot du silicium.

I.8.2 Polymères :

Bien que l'industrie électronique fournisse une économie d'échelle pour l'industrie du silicium, le silicium cristallin est encore un matériau complexe et relativement coûteux à produire. Les polymères d'autre part peuvent être produits en grandes quantités, avec une grande variété de caractéristiques des matériaux. Les dispositifs MEMS peuvent être fabriqués à partir de polymères par des procédés tels que le moulage par injection, le gaufrage ou la stéréo-lithographie et sont particulièrement bien adaptés à des applications microfluidiques tels que des cartouches d'analyse de sang jetables [10].

I.8.3 Métal :

Les métaux peuvent également être utilisés pour créer des éléments de MEMS. Bien que les métaux ne jouissent pas de tous les avantages mécaniques du silicium, ils peuvent présenter, dans les limites d'utilisation des MEMS, un degré de fiabilité très élevé. Les métaux peuvent être appliqués par électrodéposition, par vaporisation sous vide ou par pulvérisation cathodique. Les métaux couramment utilisés comprennent l'or, le nickel, l'aluminium, le cuivre, le chrome, le titane, le tungstène, le platine et l'argent [9].

I.8.4 Les céramiques :

Un matériau céramique est solide à température ambiante et n'est ni métallique, ni organique. Les objets en céramique sont réalisés par solidification à haute température d'une pâte humide plastique, ou agglutination par chauffage d'une poudre sèche préalablement comprimée, sans passer par une phase liquide ; par extension, on désigne sous le terme "céramique" les objets eux-mêmes ainsi fabriqués [10]. Ils sont des matériaux à base d'oxydes, de carbures, de nitrures, etc.

L'oxyde d'aluminium est un matériau céramique intéressant pour ses propriétés intrinsèques de dureté, d'inertie chimique, de stabilité à haute température, d'isolation électrique et thermique. Son utilisation en tant que revêtement de pièces métalliques permet de leur conférer des propriétés d'usage intéressantes (résistance à l'usure et aux agressions chimiques, isolation thermique et électrique) pour les applications à fortes sollicitations des industries mécanique, aéronautique et médicale [9][10].

De plus, ce matériau en films de $0,2\ \mu\text{m}$ à $1\ \mu\text{m}$, déposé à basse température ($300\ ^\circ\text{C}$), présente des propriétés très bien adaptées à son utilisation comme diélectrique dans les composants MEMS.

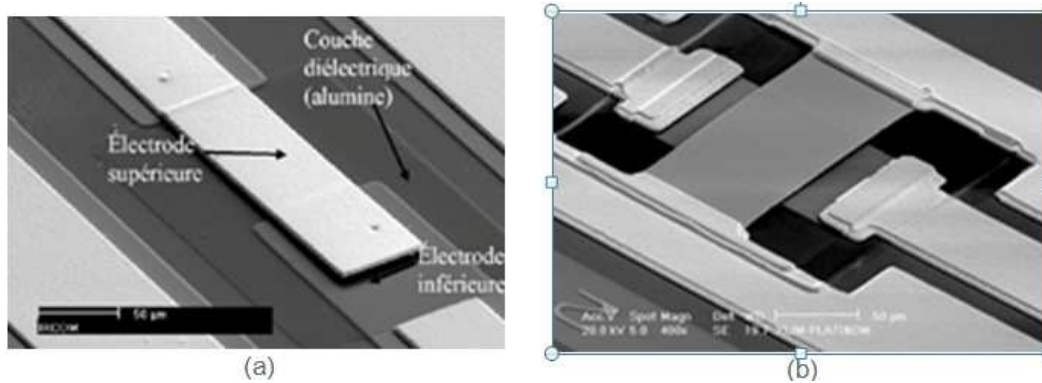


Figure I.24 : Composants MEMS RF réalisés par XLIM : commutateurs de type cantilever (a) et de type pont (b), utilisant les propriétés diélectriques d'une couche mince d'alumine PECVD

I.9 Avantages et inconvénients des microsystemes :

Les microsystemes offrent potentiellement des applications dans des domaines très variés. Cependant ils ne s'imposeront à terme que dans les domaines où leurs caractéristiques sont de réels avantages [4], qui sont :

➤ Les petites dimensions :

- Les dimensions à l'échelle du micro impliquent des avantages en termes :
- D'encombrement
- De sensibilité
- De fiabilité mécanique (fréquence de résonance mécanique très élevée)
- De possibilité de multiplier le nombre d'éléments pour des mesures distribuées
- De consommation

➤ La fabrication collective :

- La possibilité de fabrication en très grande quantité
- Amélioration des performances

➤ L'intégration avec les circuits intégrés :

- La possibilité d'adjoindre des fonctions de traitement du signal et de commande d'actionneur, ce que l'on appelle les capteurs intelligents (smart sensors)
- L'amélioration de la sensibilité de certains capteurs grâce à la réduction des liaisons toujours source de bruit.

Malgré cela, il existe également des domaines dans lesquels les microsystemes ont des inconvénients :

- L'inaccessibilité du système de mesure pour le contrôle et la réparation.
- La fiabilité à long terme.
- Le packaging et l'encapsulation.

I.10 Conclusion :

Dans ce premier chapitre nous avons présenté un aperçu sur l'univers des microsystemes électromécaniques (MEMS). Après, un bref historique, nous avons décrit les technologies les plus courantes des MEMS et les solutions apportées par les microsystemes dans des divers domaines d'applications comme la télécommunication, le biomédicale...etc. et on a décrit les différents modes d'actionnement utilisés dans les microsystemes.

Chapitre II : Les différents capteurs utilisés dans le domaine biomédical

II .1 Introduction :

Dans un grand nombre de domaine, il est nécessaire d'avoir accès à une grandeur physique. Cette connaissance permet de connaître l'état physique d'un système et de pouvoir prendre des décisions qui peuvent être automatiques c'est à dire prise par un ordinateur ou prise par un opérateur humain via une interface Homme-machine. Dans les deux cas, l'état physique du système doit être connu sous la forme d'une grandeur électrique : tension ou courant car les systèmes de traitement n'utilisent que ces grandeurs. L'opération qui permet de transformer une grandeur physique en une grandeur électrique est réalisée par un capteur [11].

II.2 Généralités sur les capteurs :

II.2.1 Définition d'un capteur :

Un capteur est un dispositif électronique capable de transformer une grandeur physique, chimique, biologique... (mesurande) en une grandeur électrique, généralement une tension ou un courant [11].

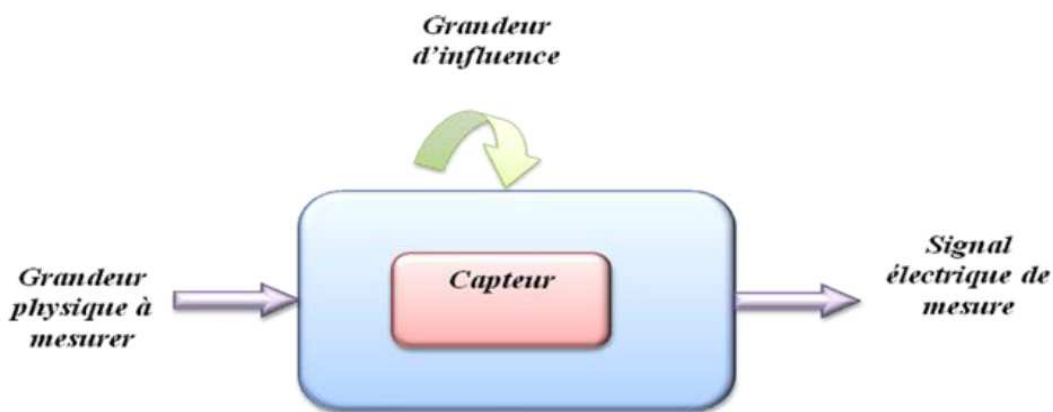


Figure II.1 : Principe d'un capteur.

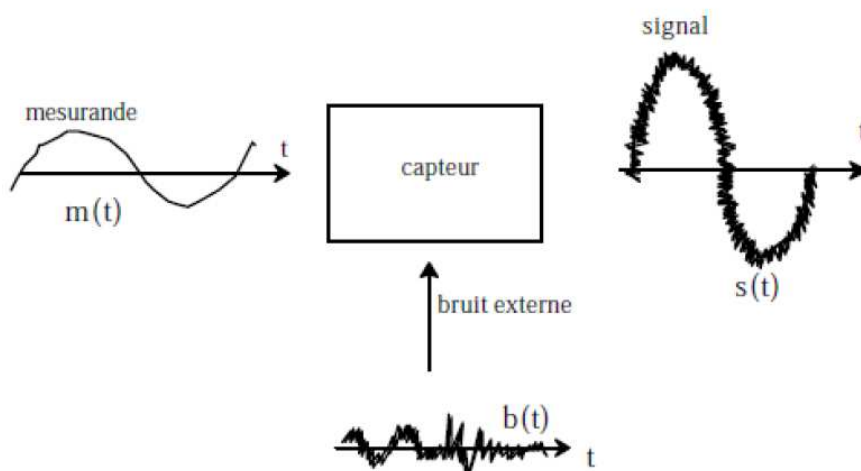


Figure II.2 : Schéma synoptique du rôle d'un capteur.

II.2.2 Structure d'un capteur :

Les différentes parties constitutives d'un capteur sont décrites dans la figure (II.2).

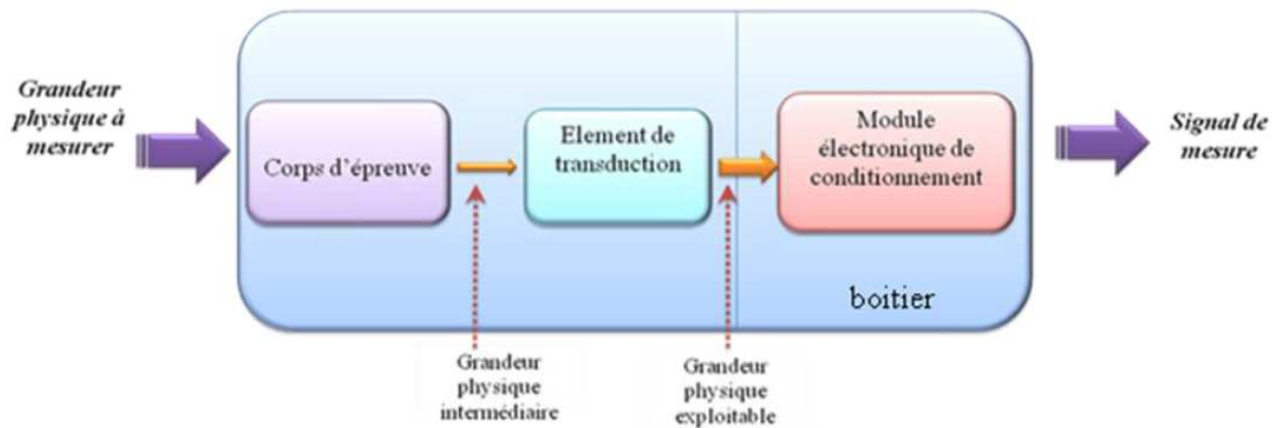


Figure II.3 : Structure d'un capteur.

II.2.2.1 Le corps d'épreuve

Le corps d'épreuve est un élément sensible qui réagit à la grandeur à mesurer. Il a pour rôle de transformer la grandeur à mesurer en une autre grandeur physique dite mesurable [11].

II.2.2.2 Transducteur

Le transducteur est un élément sensible lié au corps d'épreuve. Il traduit les réactions du corps d'épreuve en une grandeur électrique constituant le signal de sortie [11].

II.2.2.3 Le boîtier

Le boîtier est un élément mécanique de protection, de maintien et de fixation du capteur [11].

II.2.2.4 L'électronique de conditionnement

C'est un dispositif qui convertit le signal de sortie du capteur en un signal de mesure standard. Il fait le lien entre le capteur et le système de contrôle commande. Il a pour rôle d'amplifier et de faire le traitement du signal électrique [11].

II.2.3 Les types d'un capteur :

Suivant l'origine du signal électrique de sortie, on peut classer les capteurs en deux types :

II.2.3.1 Les capteurs actifs :

Un capteur actif est un capteur pour lequel la grandeur de sortie est une tension ou un courant électrique, cette grandeur est directement utilisable par l'instrumentation de mesure, donc il fonctionne en générateur, dont une partie de l'énergie physique prélevée sur le mesurande est transformée directement en énergie électrique qui constitue le signal de sortie. Ce signal est un courant, une tension ou une quantité d'électricité [11][12].

Généralement, un capteur actif est un système de mesure qui nécessite une source d'énergie embarquée, la plupart du temps assurée par une batterie, et ce pour la réalisation de la phase de traitement au cours de laquelle le signal est filtré (nettoyé), amplifié et converti dans un format compatible et exploitable. Dans ce cas, le capteur doit non seulement mesurer des propriétés physiques mais doit également effectuer des tâches additionnelles au travers de circuits de traitement et de communication intégrés. Ce type de capteur est surtout utilisé pour assurer des mesures continues en temps réel. Dans ce cas, la sortie du capteur est équivalente à un générateur. C'est un dipôle actif qui peut être du type courant, tension ou charge [12].

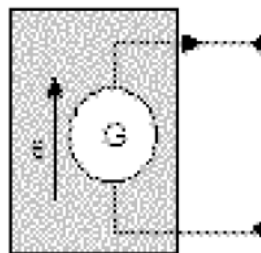


Figure II.4 : Capteur actif.

Les principes physiques mis en jeu sont présentés ci-dessous (tableau II.1) :

| Grandeur Physique à mesurer | Effet utilisé | Grandeur de sortie |
|------------------------------|-----------------------------|--------------------|
| Température | Thermoélectricité | Tension |
| Température | Pyroélectricité | Charge |
| Flux de rayonnement optique | photoémission | courant |
| Flux de rayonnement optique | Effet photovoltaïque | Tension |
| Flux de rayonnement optique | Effet photoélectrique | Tension |
| Force ou pression | Piézoélectrique | Charge |
| Accélération ou vitesse | Induction électromagnétique | Tension |
| Position (aimant) ou courant | Effet Hall | tension |

Tableau I.1 : Exemples de capteurs actifs.

II.2.3.2 Les capteurs passifs :

Un capteur passif est un capteur qui ne fournit pas d'énergie. Sa grandeur électrique de sortie est généralement une impédance qui varie avec la grandeur à mesurer. Afin de pouvoir obtenir un signal utilisable, ce type de dispositif nécessite la mise en œuvre d'un conditionneur qui transforme ces variations en une différence de potentiel ou un courant. Ce type de capteur est utilisé dans des applications spécifiques (surveillance environnementale, des instruments de suivis spatial et aéronautique, des applications liées à la santé) qui nécessitent des unités de mesure miniatures, passives, de grande précision et fiables [11]. Les capteurs dont le signal électrique délivré est une variation d'impédance sont dits passifs car ils nécessitent une source d'énergie électrique pour que l'on puisse lire la sortie, figure

(II.5). Dans ce cas le capteur se comporte en sortie comme un dipôle passif qui peut être résistif, capacitif ou inductif.

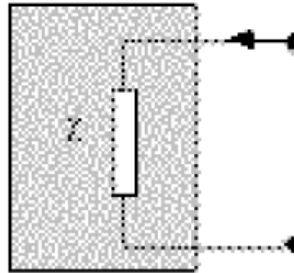


Figure II.5 : Capteur passif.

Le tableau (II.2) résume, en fonction du mesurande, les matériaux et les effets utilisés pour réaliser la mesure.

| Grandeur physique à mesurer | Caractéristique sensible | Matériaux utilisés |
|-----------------------------|--------------------------|-------------------------------------|
| température | résistivité | |
| Très basse température | Constante diélectrique | Métaux : platine, Nickel, cuivre... |
| Flux de rayonnement optique | Résistivité | Semi-conducteur |
| Déformation | Résistivité | Alliage de Nickel, silicium dopé |
| Déformation | Perméabilité magnétique | Alliage ferromagnétique |
| Position | Résistivité | Matériaux magnéto résistant |
| humidité | Résistivité | Chlorure de lithium |

Tableau II.2 : Exemples de capteurs passifs.

II.2.3 Caractéristiques d'un capteur

Les caractéristiques d'un capteur constituent les liens effectifs entre le capteur et la grandeur qu'il mesure [11].

II.2.4.1 Sensibilité

La sensibilité (S) est une caractéristique importante pour l'exploitation et l'interprétation des mesures. Elle est définie comme étant la variation du signal de sortie (g) par rapport à la variation du mesurande (m) [11].

$$S = \frac{\Delta g}{\Delta m} \tag{II.1}$$

Si la caractéristique du capteur est linéaire, la sensibilité est une constante. Cependant, dans le cas général, la caractéristique qui donne la sortie en fonction du mesurande n'est pas

linéaire, la sensibilité d'un capteur n'est pas une constante. Elle n'est valable alors qu'autour d'un point de repos [11].

Une autre caractéristique importante de la sensibilité est la fréquence du mesurande. Si le mesurande est constant ou que sa variation au cours du temps est très lente, le capteur fonctionne dans un domaine statique. En revanche, si la fréquence du mesurande augmente alors la sensibilité peut varier. Le capteur est alors dans un régime dynamique [11].

II.2.4.2 Linéarité

Est la zone dans laquelle la sensibilité du capteur est indépendante de la valeur de la mesurande, cette zone peut être définie à partir de la définition d'une droite obtenant au mieux la caractéristique réelle du capteur, par exemple par la méthode des moindres carrés, on définit à partir de cette droite l'écart de linéarité qui exprime en % l'écart maximal entre la courbe réelle et la droite approchant la courbe [11][12].

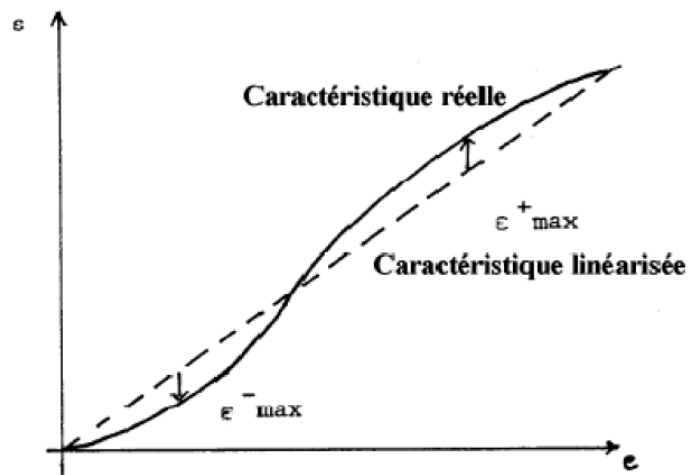


Figure II.6 : Exemple de linéarisation de caractéristiques.

II.2.4.3 Étendue de mesure :

L'étendue de mesure est la différence entre la limite supérieure et la limite inférieure de la grandeur mesurable par un capteur. Lorsque le capteur fournit une valeur de la grandeur entre 0 et le maximum, ce maximum est appelé « Pleine Echelle », sous-entendu « de mesure ». Cette étendue de mesure est notée PE. Elle est toujours à l'intérieur du domaine de non-détérioration qui est lui-même inférieur au seuil destruction [12].

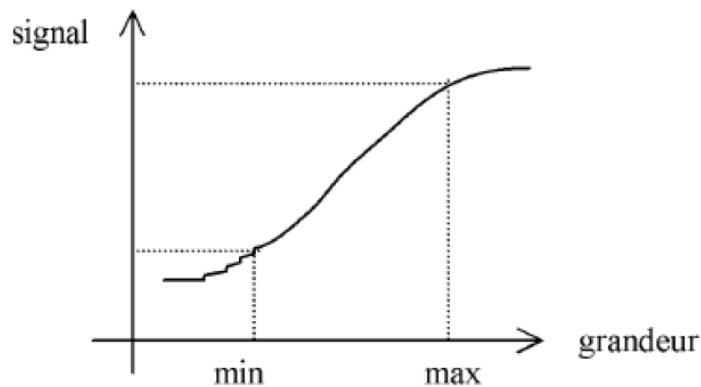


Figure II.6 : Étendue de mesure d'un capteur.

II.2.4.4 Temps de réponse :

La rapidité est caractérisée par le temps que met le capteur à réagir à une variation brusque du mesurande. Cependant la valeur finale étant le plus souvent atteinte de manière asymptotique, elle correspond au temps nécessaire pour que le capteur délivre une certaine portion α de la pleine amplitude du signal. Le temps de réponse noté t_α est tel que α vaut généralement 90%.

La connaissance du temps de réponse d'un capteur est un élément essentiel lors de la réalisation de mesures [12].

II.2.4.5 Reproductibilité :

Ce paramètre est probablement le plus important, tant pour les capteurs physiques que chimiques. C'est l'aptitude d'un capteur à donner, dans des conditions définies, des réponses très voisines lors de la mesure répétée d'une même valeur du mesurande. Pour une fabrication de capteurs, on définit la reproductibilité d'un capteur à l'autre [12].

II.2.4.6 Sélectivité

Un capteur est dit sélectif, si la variation du signal de sortie est due uniquement à la seule grandeur (physique, chimique, biologique...) qu'on veut mesurer [12].

II.2.4.7 Précision :

C'est la qualité qui caractérise l'aptitude d'un capteur à donner des indications proches de la valeur vraie de la grandeur mesurée, Cela permet d'évaluer l'influence du capteur sur la mesure. On la définit non seulement vis à vis du capteur mais aussi vis à vis de l'environnement d'utilisation du capteur [12].

II.2.4.8 Fidélité :

La fidélité d'un capteur est sa propriété à redonner des valeurs très proches lorsque, après avoir varié, la grandeur reprend sa valeur initiale. Ce qui se traduit par des résultats groupés autour de leur valeur moyenne. L'écart type dont l'importance reflète la dispersion des résultats est souvent considéré comme l'erreur de fidélité : Il permet ainsi une appréciation quantitative de la fidélité. La valeur la plus probable, telle qu'elle résulte d'un ensemble de

mesures, peut être connue avec une faible marge d'incertitude tout en étant assez éloignée de la valeur vraie [12].

II.2.5 Erreurs de mesure :

La réalisation d'un mesurage consiste à comparer la grandeur à mesurer avec une grandeur de référence. Dans le cas des capteurs, cette comparaison est effectuée par le capteur et éventuellement le conditionneur qui permet de le mettre en œuvre. Cette comparaison comporte des incertitudes dues aux grandeurs d'influence, à un mauvais étalonnage de la référence, en somme un ensemble de dégradation de l'information par le capteur et la chaîne de mesure. Il n'est donc pas possible d'accéder à la valeur vraie d'un mesurande à part ceux des étalons puisqu'ils sont considérés comme parfaitement connus par convention. La différence entre la vraie valeur et la valeur délivrée par la chaîne de mesure constitue une erreur. Par nature cette erreur est une inconnue, sa grandeur ne peut être estimée. Ainsi un mesurande n'est connu que dans un intervalle d'incertitude [11].

II.2.5.1 Erreur aléatoire :

Elle inclut les causes d'erreur dues aux :

- seuil de mesure (plus petite valeur mesurable),
- résolution (plus petite variation mesurable),
- hystérésis,
- parasites,
- influences du milieu sur le capteur : Par exemple celles provoquées par les variations de température sur un capteur de pression.

Lors de mesures répétées nous obtenons généralement une dispersion des résultats ; si les erreurs de mesure sont aléatoires un traitement statistique permet de connaître la valeur la plus probable de la grandeur mesurée et de fixer les limites de l'incertitude [11].

II.2.5.2 Erreur systématique

L'erreur systématique se superpose aux erreurs aléatoires. Elle est provoquée par un mauvais réglage ou un mauvais étalonnage. Elle peut être également induite par la présence du capteur qui modifie la valeur du mesurande. Elle devient importante dans le cas où les instruments sont mal utilisés [11].

II.2.6 Grandeurs d'influence :

Les grandeurs d'influence sont les paramètres qui influent sur le signal de sortie du capteur. On retrouve les grandeurs de type mécanique (variations de pression, les forces qui provoquent des déformations...) ou thermique (variation de température qui engendre la dilatation des corps et la modification des propriétés électriques tels que le changement de conductibilité et de caractéristiques diélectriques) mais aussi des grandeurs électriques

(paramètres électriques, tels que courant, tension, fréquence, des circuits d'alimentation du capteur) [12].

II.2.7 Etalonnage du capteur

Etalonner un capteur consiste à déterminer la relation entre les valeurs du mesurande et la grandeur électrique de sortie en fonction des paramètres additionnels. Les paramètres additionnels permettent la mise en oeuvre du mesurage, il s'agit des grandeurs d'influence et des composants de la chaîne de mesure. Cet étalonnage est soit graphique ou algébrique. Dans le cas graphique, il conduit à l'obtention d'une courbe d'étalonnage [11][12].

Dans de nombreux cas, il n'est pas possible de déterminer l'influence des paramètres additionnels. Le capteur est considéré comme insensible aux grandeurs d'influence. Ce type d'étalonnage est désigné comme étalonnage simple. Un étalonnage simple direct ou absolu consiste à soumettre le capteur à une grandeur parfaitement déterminée nommée étalon. Cet étalon peut être :

- primaire lorsqu'il est désigné ou largement reconnu comme présentant les plus hautes qualités métrologiques et dont la valeur est établie sans se référer à d'autres étalons de la même grandeur.
- de référence s'il est disponible en un lieu donné ou dans une organisation donnée, dont dérivent les mesurages qui y sont faits.
- de transfert s'il est utilisé comme intermédiaire pour comparer entre eux des étalons.
- de travail s'il est utilisé couramment pour étalonner ou contrôler des appareils de mesure.

II.2.8 Choix d'un capteur :

Tous les capteurs dont les fonctionnements ont été décrits précédemment présentent deux parties distinctes. Une première partie qui a pour rôle de détecter un événement et une deuxième partie qui a pour rôle de traduire l'événement en un signal compréhensible d'une manière ou d'une autre par une partie affichage (analogique ou numérique) [12]. Pour choisir correctement un capteur, il faudra définir tout d'abord :

- le type d'événement à détecter,
- la nature de l'événement,
- La grandeur de l'événement,
- l'environnement de l'événement.

En fonction de ces paramètres on pourra effectuer un ou plusieurs choix pour un type de détection. D'autres éléments peuvent permettre de cibler précisément le capteur à utiliser :

- ses performances,
- son encombrement,
- sa fiabilité,
- son prix...

II.3 Les biocapteurs :

II.3.1 Historique:

Vers 1950, Leland Clark a commencé le développement du premier capteur pour la mesure de la concentration d'oxygène dissout dans le sang. Sa collaboration avec Lyon en 1962, a permis la mise au point de ce biocapteur associant une membrane enzymatique renfermant la glucose oxydase et une électrode à oxygène en vue de l'adapter à la mesure de la concentration en glucose dans le sang. Cinq années plus tard, Updike et Hickson ont élaborés une électrode enzymatique permettant de doser le glucose dans des solutions biologiques. A la fin des années 70 (1969), George Guilbault a créé un dispositif pour doser l'urée dans le sang et l'urine [12].

Depuis ces premières ébauches, les biocapteurs ne cessent de susciter l'intérêt des chercheurs et deviennent de plus en plus employés dans des domaines très variés. Citons par exemple l'industrie agroalimentaire, pharmaceutique ou pétrochimique, ou bien encore le domaine biomédical, l'environnement, l'agriculture [11].

II.3.2 Définition :

Un biocapteur est un outil ou système analytique conçu pour transformer une réponse biologique en un signal électrique. Ce dispositif est basé sur l'accouplement spatial direct d'un composé biologiquement actif immobilisé, appelé "bio-récepteur" ou "élément de reconnaissance biologique", avec un transducteur qui agit en tant que détecteur et un amplificateur électronique. Le biocapteur emploie les systèmes biologiques à différents niveaux d'intégration pour identifier spécifiquement la substance à déterminer. La première étape de cette interaction est la formation d'un complexe spécifique de la substance active immobilisée [11].

La figure (II.7) représente le principe de fonctionnement d'un biocapteur permettant d'obtenir, à partir de l'espèce à détecter dans l'échantillon, toute information utile à son évaluation.

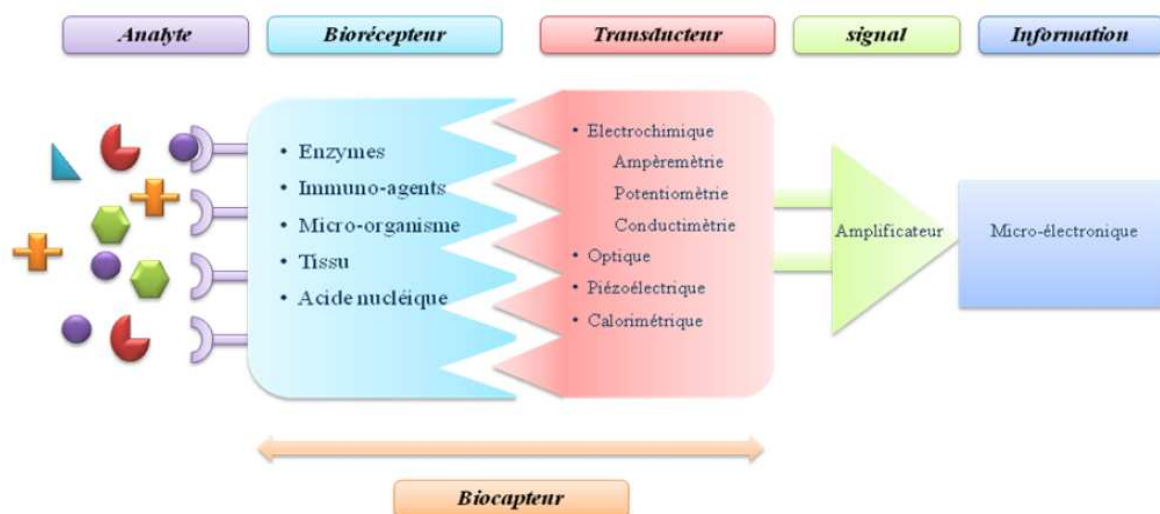


Figure II.7 : Schéma de principe d'un biocapteur.

II.3.3 Description du biocapteur :

II.3.3.1 Le transducteur :

Le transducteur représente l'élément physique du biocapteur. Il sert à exploiter la modification biochimique issue d'une interaction entre une analyse et le bio-récepteur pour la transformer en signal électrique. Suivant le type de modification biochimique, on choisira le type de transducteur approprié pour exploiter au mieux l'effet créé par le bio-récepteur en présence de l'espèce cible et obtenir un signal sensible, facilement exploitable et avec un minimum de bruit de fond. Un faible bruit de fond au niveau du transducteur assurera un seuil de détection plus bas et améliorera les performances du biocapteur [11].

II.3.3.2 Le bio-récepteur :

Le bio-récepteur constitue le premier maillon du biocapteur. Il permet l'identification de l'espèce à détecter grâce à son site particulièrement sélectif. Le bio-récepteur assure ainsi la reconnaissance moléculaire, associée ou non à la transformation de l'espèce à mesurer. Cette modification, très localisée, de l'espèce présente dans l'échantillon, se fait généralement par l'intermédiaire d'une molécule active (par exemple : enzyme, anticorps, ADN, cellule entière, micro-organisme) immobilisée qui transforme ce substrat en un produit détectable par le transducteur [11].

Dans un biocapteur, le bio-récepteur offre une spécificité et une sensibilité élevée pour un groupe particulier d'analyse, ainsi qu'une réponse rapide. Plusieurs types de bio-récepteurs ont été utilisés comme moyen de reconnaissances moléculaires pour le développement de biocapteurs. (Parmi ces bio-récepteurs on cite par exemple les biocapteurs à enzymes qui utilisent généralement des enzymes spécifiques pour la capture et la génération catalytique d'un produit qui est alors directement mesuré grâce à une large gamme de transducteurs (électrochimiques, optiques, thermiques, acoustiques...). Ce type de biocapteurs a été souvent utilisé pour la quantification de contaminants tels que les pesticides, herbicides ou antibiotiques.... Le bio-récepteur microorganisme est utilisé comme biocapteur pour la synthèse pharmaceutique, le traitement des eaux usées et l'industrie alimentaire [12].

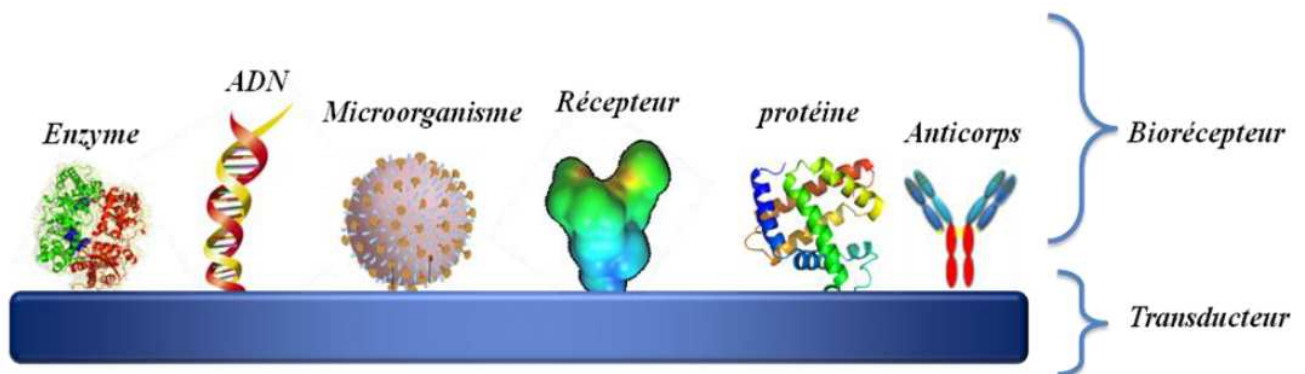


Figure II.8 : Représentation schématique des différents bio-récepteurs.

II.4 Applications médicales :

Dans le domaine de la médecine, les capteurs peuvent être utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain. Ceux-ci pouvant être implantés sur la peau pour faciliter le diagnostic de maladies par la mesure continue de paramètres tel que : la tension artérielle, les battements du cœur, la fonction respiratoire, etc [12].

II.4.1 Les capteurs biomédicaux :

Les capteurs biomédicaux sont des capteurs destinés à mesurer les signaux physiologiques générés par des organismes vivants et en particulier par les êtres humains. Le rôle joué par les capteurs biomédicaux est l'un des aspects techniques que l'on rencontre au cours du dialogue patient-machine, en effet toute transformation biologique doit, pour être exploitée, se présenter sous la forme de signaux compréhensibles, enregistrables et mesurable en valeurs normalisées [12].

On peut classer les capteurs médicaux selon leurs grandeurs physiques :

- Electrique : capteur ECG (électrodes)
- Mécanique : capteur de vélocité pariétale (ultrasons)
- Optique : capteur de saturation d'O₂ du sang (photo transistor)
- Pression : capteur de respiration (inductif)

Le capteur est certainement l'élément le plus important dans une chaîne de mesure et d'enregistrement. De ses qualités dépend la valeur de l'information médicale dans sa finalité et technique dans sa réalisation. Puisque ces capteurs sont généralement appliqués au corps du patient, ils doivent donc obéir aux différentes contraintes suivantes :

- Très haute sensibilité.
- Supportant la stérilisation.
- Possibilité d'usage unique.
- Bio- compatibilité.
- Résistance aux agressions du corps humain.
- Provocation d'un minimum de perturbation du signal physiologique mesuré.
- Fiabilité et stabilité de leurs caractéristiques.
- Haute sécurité.

On distingue généralement deux types de capteurs biomédicaux : les capteurs invasifs et les capteurs non invasifs, Les capteurs invasifs sont implantés en partie ou en totalité à l'intérieur du corps humain, Ces capteurs délivrent des mesures de bonne qualité (très peu bruitées) parce qu'ils sont placés très près de la source des signaux qu'ils mesurent. A l'inverse, les capteurs non invasifs sont placés à l'extérieur du corps humain. Cependant, les mesures qu'ils génèrent sont plus bruitées que celles des capteurs invasifs parce qu'ils sont plus éloignés que ces derniers de la source des signaux qu'ils mesurent [12].

II.4.1.1 Les électrodes :

Les êtres vivants sont communément le siège de phénomènes électriques intimement liés aux activités vitales, dont ils sont un des aspects les plus révélateurs. Ces phénomènes électro-physiologiques sont mis en évidence à l'aide de capteurs (électrode) appliqués en surface ou introduit dans la profondeur des tissus [12].

C'est un convertisseur de courant ionique en courant électrique. Son fonctionnement s'explique par les principes d'électrochimie qui énoncent que tout conducteur métallique **M** plongé dans une solution du même métal est le siège d'une réaction chimique qui s'équilibre pour un potentiel **E** entre l'électrode et la solution [12].

La chaîne de mesure peut engendrer un courant qui traversera l'électrode et changera donc le potentiel de mesure. Ce courant dit de « polarisation » doit être minimisé afin d'assurer une mesure précise et la sécurité du patient. L'électrode Ag/AgCl qui répond à cette exigence est la plus utilisée. Les électrodes de surface sont de simples plaques métalliques reliées à la peau du patient par une pâte électrolytique (gel conducteur). Pour réduire les artefacts du mouvement, une isolation mécanique a été collée à sa périphérie [12].

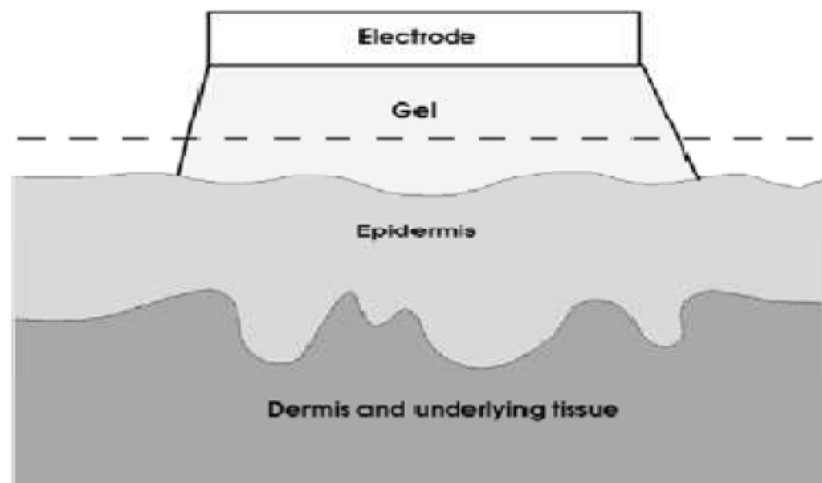


Figure II.9 : Electrodes de surface.

II.4.1.2 Le capteur ultrasonique US :

Son principe de fonctionnement repose comme son nom l'indique sur l'utilisation des ultrasons. Ce sont des vibrations mécaniques de la matière qui se propagent dans tout support matériel (solide, liquide ou gaz) présentant une certaine élasticité [12]. Ils correspondent à des fréquences oscillatoires supérieures à 20 kHz (seuil de perception de l'oreille humaine)...

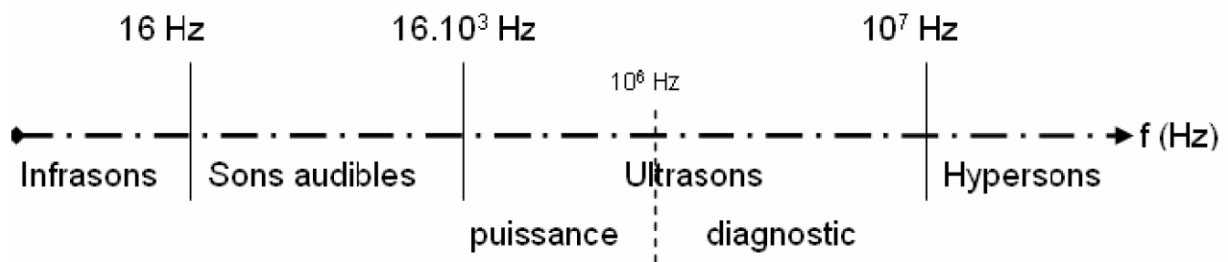


Figure II.10 : Domaines de fréquence des sons.

Le succès des ultrasons dans le domaine médical doit beaucoup au faible coût des appareils ultrason-graphiques, au caractère non invasif de ce rayonnement à faible intensité et également à la simplicité de cette technique. Elle consiste à interroger un milieu à l'aide d'une impulsion ultrasonore et à enregistrer les échos générés par des inhomogénéités. En médecine celles-ci peuvent être des organes, des échantillons biologiques en général. Le signal rétrodiffusé est ensuite soumis à un traitement simple dans lequel son enveloppe par exemple est extraite [12].

L'extraction de ces informations latentes est un vaste domaine de recherche qui comprend par exemple: la détection d'écoulement, la rhéo-graphie pariétale et se révèle particulièrement efficace dans le diagnostic des maladies cardio-vasculaires [12].

II.4.1.2.1 L'effet du Doppler :

L'application médicale de l'effet doppler, découvert en 1843 par Johann Christian Doppler. Elle n'est réalisée que vers les années 1960, avec l'utilisation d'ondes ultrasonores [12].

L'effet Doppler repose sur l'émission d'ultrasons qui sont des vibrations mécaniques comparables aux sons audibles mais de fréquence plus élevée. Émis par une source, rencontre une cible fixe, la fréquence réfléchi par cette cible est identique à la fréquence émise. Quand la cible se déplace, la fréquence réfléchi est différente de la fréquence émise. Cette différence (ΔF) entre la fréquence d'émission (F_e) et la fréquence de réception (F_r) s'appelle la fréquence doppler. ΔF est exprimée en Hertz (Hz). Elle est située dans un spectre audible [12].

Ainsi, l'effet doppler permet de déceler le mouvement des hématies dans un vaisseau sanguin. La fréquence doppler s'exprime par la relation suivante :

$$\Delta F = F_r - F_e = \frac{2VF_e \cos \theta}{c} \quad (\text{II. 2})$$

Avec :

F_r : Fréquence de réception de la sonde ;

V : Vitesse des éléments figurés dans le vaisseau ;

C : Vitesse moyenne des ultrasons dans le corps humain (1 540 m/s) ;

θ : Angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ultrasonore ;

F_e : Fréquence d'émission de la sonde.

La fréquence d'émission de la sonde est en général comprise entre 2 et 10 MHz. Le choix de la fréquence d'émission résulte d'un compromis entre l'atténuation de l'onde ultrasonore (fonction de la fréquence et de la profondeur de l'examen) et le pouvoir de rétrodiffusion des organes qui croît avec la fréquence [12].

L'angle θ est un paramètre capital. En effet, si $(\cos \theta) = 0$, ΔF est nulle. Pour un angle de 90° entre le vaisseau et le faisceau ultrasonore, on n'obtient aucun signal doppler. Pour un angle de 0° , faisceau ultrasonore parfaitement dans l'axe du vaisseau, l'effet doppler est maximal [12].

Pour un fluide connu (C connu) et un dispositif émetteur-récepteur connu (θ connu) on obtient directement la vitesse V en mesurant le glissement fréquentiel ΔF :

$$V = \frac{C \cdot \Delta F}{2 \cdot F_e \cos \theta} \quad (\text{II.3})$$

La fréquence Doppler est proportionnelle à la vitesse du flux sanguin. L'effet Doppler permet donc de mesurer la vitesse d'écoulement si l'on connaît l'angle de tir Doppler (C et F_e connues). Aux fréquences Doppler élevées correspond des vitesses rapides, et inversement, les fréquences basses traduisent l'existence de vitesses lentes [12].

II.4.1.2.1.1 Différents modes Doppler :

❖ Doppler continu :

Il utilise une émission continue d'ultrasons avec une sonde à deux cristaux, l'un émetteur, l'autre récepteur, Figure (II.11). Il a un inconvénient majeur : il n'y a pas de repérage en profondeur possible, c'est-à-dire l'absence de localisation spatiale du signal. La variation de fréquence du faisceau incident résulte de la sommation de tous les flux rencontrés sur le trajet du faisceau ultrasonore [12].

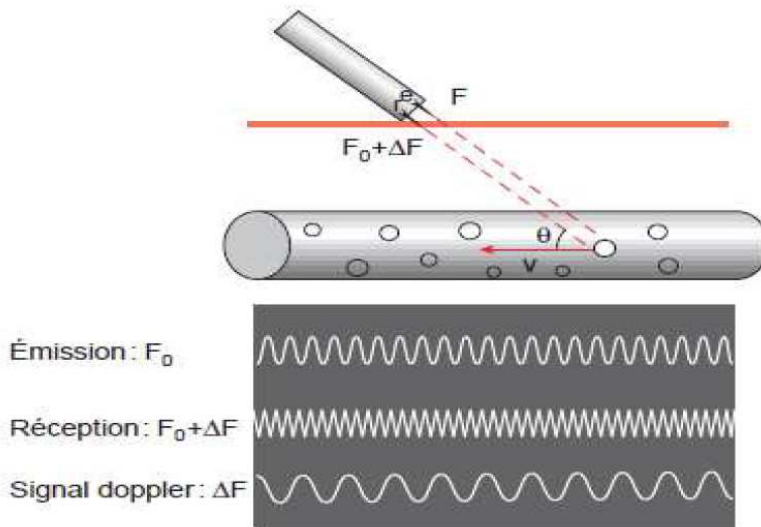


Figure II.11 : Schéma d'un doppler continu.

Ainsi, deux structures voisines peuvent être échantillonnées ensemble et ne peuvent donc être distinguées. Il y a donc ambiguïté en profondeur. En revanche, il donne l'avantage de ne pas limiter la vitesse mesurable. Il n'y a pas d'ambiguïté en vitesse. De plus, le doppler continu est très sensible pour détecter les flux lents, l'excellente qualité des spectres fournis par cette technique est liée à la réception continue du signal [12].

❖ **Doppler pulsé :**

Il est constitué d'une sonde qui, alternativement, émet un faisceau ultrasonore et reçoit le faisceau réfléchi, figure(II.12).

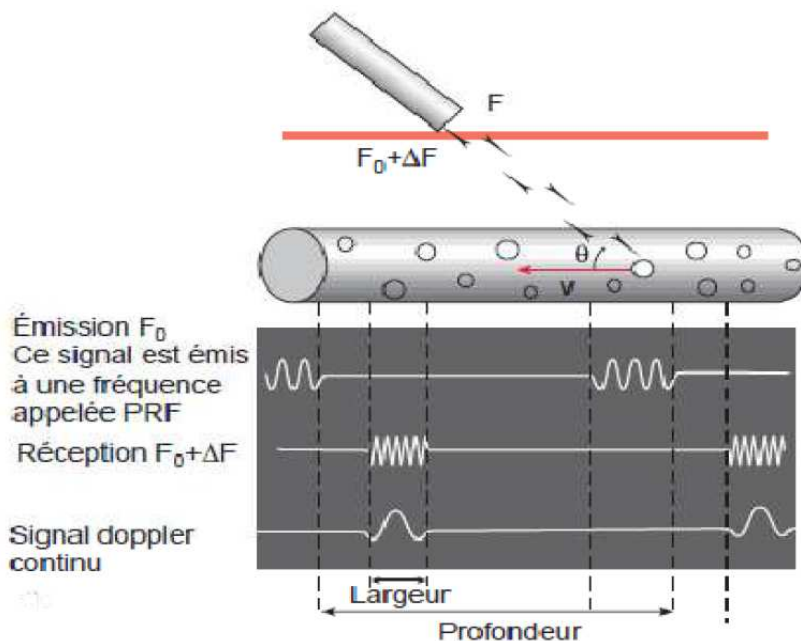


Figure II.12 : Schéma d'un doppler pulsé. L'émission spectrale du signal F0 est discontinue et inversement proportionnelle à la profondeur. Le nombre de signaux émis par seconde est la PRF.

Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition (PRF [pulse répétition frequency]) :

$$PRF = \frac{c}{2d} \quad (\text{II.4})$$

Avec :

d : profondeur du vaisseau, (2d pour l'aller retour des US).

La PRF détermine la profondeur du champ d'exploration, car il faut attendre le retour de tous les échos avant d'émettre une nouvelle impulsion. Les échos venant des zones les plus profondes fixent ainsi l'intervalle de temps à respecter avant un nouveau tir. La PRF détermine également la sensibilité aux flux. Une PRF basse est nécessaire pour explorer en profondeur et détecter des flux lents [12].

Une PRF élevée est nécessaire pour bien analyser les flux rapides (évitant l'aliasing sur lequel nous reviendrons). On peut augmenter la PRF également si on analyse les régions superficielles [12].

Entre deux impulsions, le signal réfléchi est analysé pendant une durée très courte appelée « fenêtre d'écoute ». Le délai entre la fin de l'impulsion et le début de la fenêtre d'écoute (P) permet de déterminer la profondeur du volume d'échantillonnage. L'intérêt du doppler pulsé par rapport au doppler continu est de pouvoir bénéficier de la résolution spatiale et de focaliser l'examen sur un vaisseau à analyser [12].

II.4.1.2.1.2 Transduction électromécanique :

Pour émettre et recevoir l'onde ultrasonore, on utilise des "transducteurs" (appelés aussi "traducteurs" ou "palpeurs"). A l'émission, le transducteur génère une onde ultrasonore par effet piézoélectrique. A la réception de l'onde, le transducteur convertit l'énergie mécanique perturbée en signal électrique [12].

La production d'ultrasons se fait principalement par la transformation d'oscillations électriques en vibrations mécaniques. Différentes méthodes de transformation de l'énergie électrique en énergie mécanique peuvent être utilisées, telle la magnétostriktion ou la magnéto-induction. Cependant, le phénomène physique le plus utilisé est la piézoélectricité, qui est un phénomène propre à certains matériaux anisotropes [12].

La conversion piézo-électrique, basée sur la déformation de certains matériaux lorsqu'ils sont soumis à un champ électrique, et réciproquement le changement de leur polarisation sous l'action de contraintes mécaniques [12].

II.4.1.3 Capteurs inductifs :

La variation du flux d'induction magnétique dans un circuit électrique induit une tension électrique. Les capteurs inductifs produisent à l'extrémité de leur tête de détection un champ magnétique oscillant. Ce champ est généré par un matériau ferromagnétique, lorsqu'il

est soumis à l'excitation électrique. Lorsqu'un objet métallique pénètre dans ce champ, il y a perturbation de ce champ puis atténuation du champ oscillant. Cette variation est exploitée par un amplificateur qui délivre un signal de sortie, de nature électrique [12].

II.4.1.4 Capteur optique :

Un capteur optique est un dispositif capable de détecter l'intensité ou la longueur d'onde des photons. Il se compose d'un émetteur de lumière associé à un récepteur. La détection d'un objet se fait par coupure ou variation d'un faisceau lumineux. La mesure (grandeur de sortie) des capteurs optiques est généralement un courant. C'est à partir des variations de ce courant en fonction de différents paramètres que l'on définit les performances du capteur. Le signal est amplifié pour être exploité par la partie commande [12].

II.4.2 Imagerie médicale :

L'imagerie médicale est un élément essentiel à la recherche clinique, l'étude des maladies et la mise au point de nouveaux traitements. Il existe de nombreuses techniques d'imagerie complémentaires qui recouvre à une grande variété de technologies développées grâce à l'exploitation des grandes découvertes de la physique du 20^{ème} siècle :

- Les ondes radio et rayons X
- La radioactivité de certains éléments
- Les champs magnétiques.

II.4.2.1 Quelques technologies d'imagerie médicale :

❖ La radiographie :

Elle repose sur l'utilisation des rayons X qui ont la propriété de traverser les tissus de manière plus ou moins importante selon leur densité. Ainsi, une source émettrice de rayon X est placée devant le corps à radiographier et un détecteur est placé à l'arrière du corps. Les photons émis vont traverser le corps en étant plus ou moins absorbés par les tissus rencontrés sur leur chemin. Cela permet de différencier les os des muscles sur le cliché final [13].

❖ L'échographie ultrasonore :

Est une modalité d'imagerie médicale qui repose sur l'exposition de tissus à des ondes ultrasonores et sur la réception de leur écho. L'échographe se compose d'un écran et d'une sonde émettrice et réceptrice des ondes (appelée transducteur). Soumises à un courant électrique, les micro-céramiques à la surface de la sonde vibrent et émettent des ondes ultrasonores. Ces ondes traversent les tissus et y font écho différemment selon leur densité : plus un tissu est dense, plus l'écho est important. Les ondes reviennent au niveau de la sonde, font vibrer les céramiques qui induisent un courant électrique traité par informatique [13]. Ainsi, lors d'une échographie réalisée dans le cas d'un suivi de grossesse, il est possible de différencier le squelette du fœtus, de ses organes, du liquide amniotique...

❖ La magnétoencéphalographie :

Est une technologie d'imagerie « passive » du cerveau, tout comme l'électroencéphalographie, car elle repose sur la captation du champ magnétique résultant de l'activité du cerveau. La circulation de l'influx nerveux le long des neurones équivaut à la circulation d'un signal électrique le long d'un fil conducteur, ici les axones. Un courant électrique induit un champ magnétique perpendiculaire au sens de sa circulation. C'est ce très faible champ magnétique, plus d'un million de fois plus faible que le champ magnétique terrestre, qui va être mesuré grâce à des capteurs appelés SQUID (Superconducting QUantum Interference Device). Appliquant le principe inverse, un champ magnétique induit un courant dans une bobine, ce courant est ensuite analysé pour visualiser les zones d'activité du cerveau [13].

❖ L'imagerie par résonance magnétique :

Elle repose sur les propriétés magnétiques des molécules d'eau qui composent à plus de 80% le corps humain. Les molécules d'eau, plus précisément ses atomes d'hydrogène, possèdent un "moment magnétique", ou spin, qui agit comme un aimant. L'appareil IRM consiste à créer un champ magnétique puissant (B_0) grâce à une bobine. Le patient est placé au centre de ce champ magnétique, et toutes les molécules d'eau présentes dans le corps vont s'orienter suivant B_0 . Une antenne placée sur la partie du corps étudiée (ici la tête) va permettre d'émettre et de réceptionner certaines fréquences. A l'émission, la fréquence induite va faire basculer les molécules dans un plan perpendiculaire à B_0 . Lorsque l'antenne arrête d'émettre, les molécules reviennent à leur position d'origine en émettant à leur tour une fréquence captée par l'antenne. Celle-ci est ensuite traitée comme un signal électrique et analysée par des logiciels. Le signal diffère selon que les tissus observés contiennent plus ou moins d'eau [13].

II.5 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté, d'abord des généralités sur les capteurs, ensuite nous avons défini les biocapteurs, et leur description, en donnant des exemples de capteurs utilisés dans le domaine de la santé.

Chapitre III : Modèles numérique et méthodes de résolution

III.1 Introduction :

La description d'un problème physique est souvent réalisée à l'aide d'un modèle mathématique c'est-à-dire sur la base d'une mise en équation. Ce modèle résulte d'un certain nombre d'hypothèses simplificatrices. Dans le cas des problèmes électromagnétiques, on utilise les équations de Maxwell associées à des lois de comportement.

Une fois, le modèle mathématique obtenu, il faut être capable de l'exploiter, c'est-à-dire de calculer les différentes grandeurs physiques. En électromagnétisme, comme nous l'avons signalé précédemment, les équations de bases décrivant les grandeurs électriques et magnétiques sont constituées par les équations de Maxwell et des lois de comportement. La résolution directe de ce système, comprenant des équations différentielles, n'est généralement pas possible. On a recours à des méthodes numériques telles que la méthode des éléments finis, pour approcher mieux à la solution exacte du modèle mathématique [15][14].

III.2 Equations de Maxwell :

Jusqu'au milieu du 19^{ème} siècle, Electricité et Magnetisme formaient deux theories distinctes et differencées de la physique. C'est le savant James Clerk Maxwell [1831_1879] qui eut l'intuition, que tous les phénomènes électriques et magnétiques devaient être liés entre eux. Il entreprit un ambitieux travail de synthèse, dont le but était de formuler sous une forme mathématique unifiée l'ensemble de tous les phénomènes électriques et magnétiques.

Ces équations montrent notamment qu'en régime stationnaire, les champs électrique et magnétique sont indépendants l'un de l'autre. Alors qu'ils ne sont pas en régime variable.

Les équations de Maxwell spécifient que toute variation spatiale ou temporelle d'un champ électromagnétique en un point de l'espace entraîne ou est due à l'existence d'un autre champ au même point. Ces équations sont donc valables dans n'importe quel système d'axes.

Elles peuvent être formulées sous forme différentielle ou intégrale [16].

III.2.1 Forme différentielle des équations de Maxwell :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho \quad (\text{II-1})$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (\text{II-2})$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \quad (\text{II-3})$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \vec{j} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (\text{II-4})$$

Où :

\vec{H} : est le champ magnétique [A/m]

\vec{E} : est le champ électrique [V/m]

\vec{D} : est l'induction électrique [C/m^2]

\vec{B} : est l'induction magnétique [T]

\vec{j} : est la densité de courant [A/m^2]

ρ : est la densité de charges électriques [C/m^3]

$\frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$: exprime la densité de courant de déplacement

III.2.2 Forme intégrale des équations de Maxwell :

- La première équation de Maxwell traduit le théorème de Gauss qui relie le flux total du vecteur \vec{D} , sortant d'une surface fermée à la charge totale contenue à l'intérieur du volume s'appuyant sur cette surface [17].

$$\iint \vec{D} \cdot \vec{ds} = \iiint \rho \cdot dv \quad (\text{II-5})$$

dv : Élément de volume [m^3]

ρ : La densité de charge volumique [C/m^3]

ds : Élément de surface [m^2]

- La deuxième équation de Maxwell traduit la loi de l'induction de Faraday qui relie la f.e.m induite au taux de variation du flux magnétique.

$$\int \vec{E} \cdot \vec{dl} = -\frac{\partial}{\partial t} (\iint \vec{B} \cdot \vec{ds}) \quad (\text{II-6})$$

Avec :

$$\Phi = \iint \vec{B} \cdot \vec{ds} \quad (\text{II-7})$$

D'où :

$$\int \vec{E} \cdot \vec{dl} = -\frac{\partial \Phi}{\partial t} \quad (\text{II-8})$$

Avec :

$$-\frac{\partial \Phi}{\partial t} = e \quad (\text{II-9})$$

Alors on peut écrire :

$$\int \vec{E} \cdot \vec{dl} = e \quad (\text{II-10})$$

Φ : Flux magnétique traversant la section s

dl : Élément de longueur [m]

e : Différence de potentiel

- La troisième équation de Maxwell concerne la conservation du flux magnétique, elle est donnée par :

$$\iint \vec{B} \cdot d\vec{s} = 0 \quad (\text{II-11})$$

- La quatrième équation de Maxwell, appelée aussi loi de Maxwell-Ampère, considère que la circulation du champ magnétique le long d'un contour fermé est égale à la somme des courants enlacés par la courbe

$$\int \vec{H} \cdot d\vec{l} = \iint \left[J + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right] \cdot d\vec{s} \quad (\text{II-12})$$

Ou bien :

$$\int \vec{H} \cdot d\vec{l} = \sum_{i=1}^n I_i \quad (\text{II-13})$$

I_i : Courant i contenu à l'intérieur de contour fermé.

III.3 Lois de comportement des milieux :

III.3.1 Relations constitutives :

Les deux types de champs de vecteurs sont liés par les relations constitutives, décrivant les caractéristiques des matériaux. Les propriétés de la matière où se développent ces champs interviennent sous la forme de relation entre le champ magnétique B et l'induction magnétique H , à travers la perméabilité magnétique μ . Et entre l'induction électrique D et le champ électrique E , à travers la permittivité électrique ε [18].

$$\vec{D} = \varepsilon \cdot \vec{E} \quad (\text{II-14})$$

$$\vec{B} = \mu \cdot \vec{H} \quad (\text{II-15})$$

$$\text{Avec : } \varepsilon = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \quad (\text{II-16})$$

Ou ε_0 est la permittivité électrique du vide $\varepsilon_0 = \frac{1}{36\pi} \cdot 10^{-9} [F/m]$

ε_r est la permittivité relative du milieu.

ε est la permittivité absolue donnée en $[F/m]$.

$$\varepsilon_r = \begin{cases} \text{Constante (cas linéaire)} \\ \varepsilon_r(E) \text{ (cas non linéaire)} \\ \varepsilon_r(|E|) \text{ (Tenseur)} \end{cases}$$

$$\text{Et } \mu = \mu_0 \cdot \mu_r \quad (\text{II-17})$$

μ_0 est la perméabilité magnétique du vide : $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} [H/m]$.

μ_r est la perméabilité magnétique relative du milieu.

μ est la perméabilité magnétique absolue exprimée en $[H/m]$.

$$\mu_r = \begin{cases} \text{Constante (cas linéaire)} \\ \mu_r(H) \text{ (cas non linéaire)} \\ \mu_r(|B|) \text{ (Tenseur)} \end{cases}$$

III.3.2 La loi d'Ohm :

Elle lie le champ électrique \vec{E} à la densité de courant électrique dans un milieu donné, à travers la conductivité σ , cette loi est donnée par la relation suivante :

$$\vec{J}_c = \sigma \vec{E} \quad (\text{II-18})$$

Dans un milieu statique avec courant de source, l'équation (II-18) devienne :

$$\vec{J}_c = \sigma \vec{E} + \vec{J}_s \quad (\text{II-19})$$

Dans un milieu en mouvement :

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} + \sigma(\vec{v} \wedge \vec{B}) + \vec{J}_s \quad (\text{II-20})$$

Avec :

$$\vec{J} = \vec{J}_{ind} + \vec{J}_s \quad (\text{II-21})$$

Et :

σ : est la conductivité électrique $[\Omega \cdot m]$.

\vec{J}_s : est la densité de courant source donnée en $[A/m^2]$.

\vec{J}_{ind} : est la densité des courants induits exprimée en $[A/m^2]$.

\vec{E} : est le champ électrique induit.

\vec{v} : est vitesse de déplacement du milieu en mouvement $[s \cdot m^{-1}]$.

Le terme $\sigma \vec{E}$ exprime le courant résultant du champ électrique, et le terme $\sigma(\vec{v} \wedge \vec{B})$ représente le courant induit résultant du mouvement.

III.4 L'équation de conservation de la charge électrique :

L'équation de conservation de la charge électrique appelée aussi équation de continuité, elle donnée par :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (\text{II-22})$$

Avec :

\vec{J} : Densité de courant $[A/m^2]$.

ρ : Densité de la charge volumique $[C/m^3]$.

III.5 Relations de passages :

Les relations de passages sont obtenues par l'intégration des équations de Maxwell entre deux points voisins situés de part et d'autre de la surface séparant les deux milieux (1) et (2) [19]. Elles s'énoncent comme suit :

❖ Conservation de la composante tangentielle du champ électrique :

$$(\vec{E}_1 - \vec{E}_2) \wedge \vec{n} = 0 \quad (\text{II-23})$$

\vec{n} : Vecteur normal à la surface de séparation entre les deux milieux (1) et (2).

\vec{E}_1 : La composante tangentielle du champ électrique dans le milieu (1).

\vec{E}_2 : La composante tangentielle du champ électrique dans le milieu (2).

❖ Conservation de la composante normale de l'induction magnétique :

$$(\vec{B}_1 - \vec{B}_2) \cdot \vec{n} = 0 \quad (\text{II-24})$$

\vec{B}_1 : La composante normale de l'induction magnétique dans le milieu (1).

\vec{B}_2 : La composante normale de l'induction magnétique dans le milieu (2).

❖ Conservation de la composante normale de la densité de courant :

$$(\vec{J}_1 - \vec{J}_2) \cdot \vec{n} = 0 \quad (\text{II-25})$$

\vec{J}_1 : La composante normale de la densité de courant dans le milieu (1).

\vec{J}_2 : La composante normale de la densité de courant dans le milieu (2).

❖ Discontinuité de la composante normale de l'induction électrique si les courants surfaciques existent :

$$(\vec{D}_1 - \vec{D}_2) \cdot \vec{n} = \rho_s \quad (\text{II-26})$$

ρ_s : Densité de charges électriques portées par la surface de séparation.

\vec{D}_1 : La composante normale du déplacement électrique dans le milieu (1).

\vec{D}_2 : La composante normale du déplacement électrique dans le milieu (2).

- ❖ Discontinuité de la composante tangentielle du champ magnétique si les courants surfaciques existent :

$$(\vec{H}_1 - \vec{H}_2) \wedge \vec{n} = \vec{K} \quad (\text{II-27})$$

\vec{K} : Densité de courant porté par la surface de séparation.

\vec{H}_1 : La composante tangentielle de l'induction magnétique dans le milieu (1).

\vec{H}_2 : La composante tangentielle de l'induction magnétique dans le milieu (2).

III.6 Conditions aux limites :

La résolution du système composé des équations de Maxwell et des lois de comportement admet une infinité de solutions. Par conséquent, pour assurer l'unicité de la solution, des conditions aux limites du domaine sont imposées [20].

Quatre types de conditions aux limites sont envisageables :

III.6.1 Condition de Dirichlet :

Cette condition nous renseigne sur la valeur de l'inconnue sur la frontière extérieure du domaine d'étude.

$$U|_r = g_0 \quad (\text{II-28})$$

U : Inconnue du problème de résolution.

g_0 : Constante.

III.6.2 Condition de Newman :

Elle est appliquée sur la frontière lorsque la valeur de la grandeur calculée n'est pas connue à la frontière du domaine de résolution.

$$\frac{\partial U}{\partial n} |_r = g \quad (\text{II-29})$$

g : Constante.

III.6.3 Condition mixte :

C'est la combinaison des deux types précédents, elle s'exprime de la façon suivante :

$$aU + b \frac{\partial U}{\partial n} = c \quad (\text{II-30})$$

a, b et c sont des constantes.

III.6.4 Condition de périodicité et d'anti-périodicité :

Ces conditions permettent de prendre en considération la périodicité (l'anti-périodicité) du phénomène physique mis en jeu, dites aussi condition cyclique ou anticyclique.

$$U|_r = KU|_{\Gamma+d\Gamma} \quad (\text{II-31})$$

Avec :

$d\Gamma$: Période spatiale (suivant le contour Γ).

Si $K=1$ \longrightarrow condition cyclique.

Si $K=-1$ \longrightarrow condition anticyclique.

III.7 Hypothèses simplificatrices :

- Les structures étudiées peuvent être caractérisées par les mêmes propriétés diélectriques que celle du vide d'autre part, les fréquences mises en jeu sont relativement faibles [16]. Dans ces conditions, les courants de déplacement peuvent être négligés $\frac{\partial \vec{D}}{\partial t} = 0$.
- Le terme \vec{J} regroupe l'ensemble des densités de courants. Ces courants peuvent être induits \vec{J}_{ind} ou imposés \vec{J}_s (courant de source).
- La densité volumique de charge est considérée nulle.

En tenant compte des hypothèses ainsi formulées, les équations de Maxwell à considérer sont :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = 0 \quad (\text{II-32})$$

$$\vec{\nabla} \wedge \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (\text{II-33})$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \quad (\text{II-34})$$

$$\vec{\nabla} \wedge \vec{H} = \vec{J} \quad (\text{II-35})$$

Avec :

$$\vec{B} = \mu \cdot \vec{H} \quad (\text{II-36})$$

$$\vec{J} = \vec{J}_s + \vec{J}_{ind} \quad (\text{II-37})$$

$$\vec{J}_{ind} = \sigma \vec{E} + \sigma(\vec{v} \wedge \vec{B}) \quad (\text{II-38})$$

III.8 Introduction des potentiels :

La résolution des équations de Maxwell et des lois de comportement associées peut être obtenue en considérant les champs comme inconnues. Il est préférable d'exprimer les champs magnétique et électrique en fonction de potentiel qui peuvent être scalaire ou vectoriel.

III.8.1 Formulation utilisant le potentiel vecteur magnétique \vec{A} :

Le système d'équations formulé précédemment se prête mal à une résolution numérique et contient beaucoup d'inconnues, pour cela, l'utilisation du potentiel vecteur magnétique \vec{A} et du potentiel électrique scalaire V permet de réduire le nombre d'inconnues.

A partir de l'équation (II-34) : $\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0$

Il existe un potentiel vecteur magnétique \vec{A} tel que :

$$\vec{B} = \vec{\nabla} \wedge \vec{A} \quad (\text{II-39})$$

La combinaison de (II-33) et (II-39) conduit à :

$$\vec{\nabla} = \left[\vec{E} + \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \right] = 0 \quad (\text{II-40})$$

On a :

$$\vec{B} = \mu_0 [\vec{H} + \vec{M}] \quad (\text{II-41})$$

Avec:

\vec{M} : représente l'aimantation.

De l'équation (II-40) on déduit qu'il existe un potentiel électrique scalaire V tel que :

$$\vec{E} + \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} = -\vec{\nabla} V \quad (\text{II-42})$$

D'où :

$$\vec{E} = -\vec{\nabla} V - \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \quad (\text{II-43})$$

De l'équation (II-41) on obtient :

$$\vec{H} = \frac{\vec{B}}{\mu_0} - \vec{M} \quad (\text{II-44})$$

La densité de courant s'exprimera alors :

$$\vec{J} = \sigma \left[-\vec{\nabla} V \wedge \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \right] \quad (\text{II-45})$$

La combinaison des équations (II-35), (II-44) et (II-45) donne la relation suivante :

$$\vec{\nabla} \wedge \left[\frac{1}{\mu_0} \vec{\nabla} \wedge \vec{A} \right] + \sigma \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} = -\sigma \cdot \vec{\nabla} \vec{V} + \vec{\nabla} \wedge \vec{M} \quad (\text{II-46})$$

L'équation (II-46) représente l'équation de la magnétodynamique en terme de potentiel vecteur magnétique.

III.8.1.1 Equations magnétodynamiques bidimensionnelle :

L'approche bidimensionnelle permet d'avoir de grandes simplifications. Dans ce cas, le potentiel vecteur magnétique ne comporte qu'une seule composante perpendiculaire au plan d'étude, prise comme étant la direction \vec{Oz} en coordonnées cartésiennes.

L'équation (II-46) s'exprimera comme suit :

$$\frac{\partial}{\partial x} \left[v \frac{\partial A_z}{\partial x} \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[v \frac{\partial A_z}{\partial y} \right] - \sigma \frac{\partial A_z}{\partial t} = -J_{sz} - \left[\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right] \quad (\text{II-47})$$

Avec :

$$v = \frac{1}{\mu} \quad : \text{réductivité magnétique.}$$

M_x, M_y : Sont respectivement l'aimantation selon les directions \vec{Ox} et \vec{Oy} .

En régime harmonique :

$$\frac{\partial}{\partial x} \left[v \frac{\partial A_z}{\partial x} \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[v \frac{\partial A_z}{\partial y} \right] - j\sigma\omega A_z = -J_{sz} - \left[\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right] \quad (\text{II-48})$$

III.8.1.2 Equations magnétostatiques bidimensionnelle :

En coordonnées cartésiennes :

$$\frac{\partial}{\partial x} \left[v \frac{\partial A_z}{\partial x} \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[v \frac{\partial A_z}{\partial y} \right] = -J_{sz} \quad (\text{II-49})$$

Avec :

$$\vec{A}(0,0, A_z), \vec{J}(0,0, J_{sz}).$$

III.8.2 Formulation en termes de potentiel électique \vec{V} :

Dans le cas statique les équations de Maxwell deviennent :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho \quad (\text{II-50})$$

$$\vec{\nabla} \wedge \vec{E} = 0 \quad (\text{II-51})$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \quad (\text{II-52})$$

$$\vec{\nabla} \wedge \vec{H} = \vec{j} \quad (\text{II-53})$$

$$\vec{\nabla} \wedge \vec{E} = 0 \implies \exists \vec{V} / \vec{E} = -\vec{\nabla} V \quad (\text{II-54})$$

Et :

$$\vec{D} = \varepsilon \cdot \vec{E} \quad (\text{II-55})$$

De l'équation (II-50) et l'équation (II-55) on obtient :

$$\vec{\nabla}[\varepsilon(-\vec{\nabla} V)] = \rho \quad (\text{II-56})$$

L'équation (II-56) représente l'équation électrostatique non linéaire en terme potentiel électrique scalaire \vec{V} .

Dans le cas linéaire, on aura :

$$\Delta V = -\frac{\rho}{\varepsilon_0} \quad (\text{II-57})$$

C'est l'équation linéaire de Poisson.

III.9 Equations aux dérivées partielles :

Une équation aux dérivées partielles (EDP) est une équation dont les solutions sont les fonctions inconnues vérifiant certaines conditions concernant leurs dérivées partielles. C'est une équation mathématique contenant en plus de la variable dépendante, des variables indépendantes.

Les équations aux dérivées partielles régissant la plupart des phénomènes physiques sont de trois types :

III.9.1 Equation de type elliptique :

Elle traite les problèmes stationnaires indépendants du temps ($\frac{d}{dt}=0$), l'équation est représentée en coordonnées cartésiennes sous la forme suivante :

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} = 0 \quad (\text{II-58})$$

$\phi(x, y, z)$: est la fonction inconnue du problème.

III.9.2 Equation de type parabolique :

Ce type d'équation est lié à l'étude des régimes transitoires, en coordonnées cartésiennes l'équation est représentée comme suit :

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} - \frac{\partial \phi}{\partial t} = 0 \quad (\text{II-59})$$

III.9.3 Equation de type hyperbolique :

Ce type d'équation traite les phénomènes de propagation d'onde, elle est sous la forme suivante (en coordonnées cartésiennes) :

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} - \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} = 0 \quad (\text{II-60})$$

III.10 Méthodes de résolution et modèles numériques :

La représentation du comportement d'un phénomène est faite de manière générale, par un système d'équations différentielles aux dérivées partielles ou les grandeurs physiques dépendent de la position spatiale et du temps. La résolution de ce système d'équations demande en général des méthodes de résolution, ces dernières peuvent être classées en deux catégories :

- Les méthodes numériques.
- Les méthodes analytiques.

L'association de ces deux catégories donne naissance à d'autres méthodes de résolution, dites semi-analytiques et méthodes mixtes.

III.10.1 La méthode analytique :

Elle permet de connaître les performances du phénomène à étudier à partir des paramètres d'entrées, et elle peut fournir rapidement un résultat [21].

La méthode analytique nécessite une connaissance experte du dispositif étudié, les résultats obtenus par cette méthode sont souvent moins précis que ceux fournis par la méthode numérique.

III.10.2 Les méthodes numériques :

L'utilisation des méthodes analytiques demeure limitée pour les géométries complexes ainsi que les propriétés non-linéaires du phénomène mis en jeu [22].

On cherche donc des méthodes permettant d'approcher le comportement du système, la notion d'approximation est inhérent aux méthodes numériques de résolution d'un problème. Parmi ces méthodes on peut citer :

- La méthode des différences finies.
- La méthode des éléments finis.
- La méthode des intégrales de frontières.

III.10.2.1 Méthode des différences finies :

Cette méthode consiste à transformer l'opérateur différentiel en un opérateur aux différences où chaque dérivée est approchée par une différence de valeurs de l'inconnue, à déterminer en un certain nombre de points du domaine de résolution.

Elle est utilisée pour la résolution des équations différentielles, en particulier celles aux dérivées partielles concernant les problèmes de champs électromagnétiques [1].

Soit le réseau carré suivant :

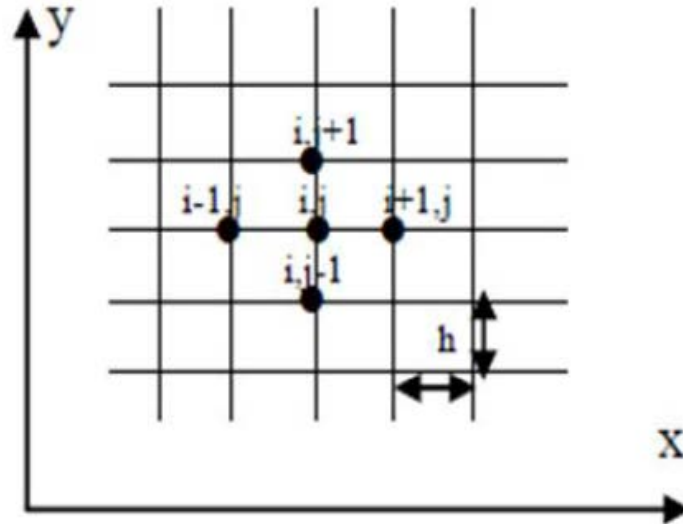


Figure III.1 maillage type différences finis.

L'approximation des dérivées aux points (i,j) , s'exprime par :

$$\left(\frac{\partial A}{\partial x}\right)_{i,j} = \frac{A_{i+1,j} - A_{i-1,j}}{2h} \quad (\text{III.61})$$

$$\left(\frac{\partial A}{\partial y}\right)_{i,j} = \frac{A_{i,j+1} - A_{i,j-1}}{2h} \quad (\text{III.62})$$

Alors on obtient :

$$\left(\frac{\partial^2 A}{\partial x^2}\right)_{i,j} = \frac{A_{i+1,j} + A_{i-1,j} - 2A_{i,j}}{h^2} \quad (\text{III.63})$$

$$\left(\frac{\partial^2 A}{\partial y^2}\right)_{i,j} = \frac{A_{i,j+1} + A_{i,j-1} - 2A_{i,j}}{h^2} \quad (\text{III.63})$$

Ainsi, le Laplacien discrétisé s'écrit comme suit :

$$(\Delta A)_{i,j} = \left[\frac{\partial^2 A}{\partial x^2}\right]_{i,j} + \left[\frac{\partial^2 A}{\partial y^2}\right]_{i,j} \quad (\text{III.64})$$

D'où :

$$(\Delta A)_{i,j} = \frac{1}{h^2} [A_{i+1,j} + A_{i-1,j} + A_{i,j+1} + A_{i,j-1} - 4A_{i,j}] \quad (\text{III.65})$$

Cette formule est connue étant « la formule à cinq points ». Des expressions plus précises peuvent être obtenues en plus de termes dans le développement en série mais elles augmentent aussi en complexité.

En écrivant cette formule pour les différents nœuds du domaine. On aboutit au système matriciel suivant :

$$[M][A] = [S]$$

Avec :

$[M]$: Matrice inversible.

$[A]$: Matrice des inconnues.

$[S]$: Matrice source.

La résolution de ce système algébrique nous donne la distribution de l'inconnue dans le domaine d'étude.

III.10.2.1.1 Avantages de la méthode :

- Mise en œuvre relativement simple.
- Prise en considération des non-linéarités.
- Considération des géométries complexes.

III.10.2.1.2 Inconvénients de la méthode :

- Taille des systèmes algébriques importante.
- Temps de résolution relativement important.
- Précision des calculs très coûteuse.

III.10.2.2 Méthode des intégrales de frontières :

La méthode des intégrales de frontières permet de déterminer les grandeurs inconnues sur la frontière du domaine. Elle ne s'applique que dans le cas où le milieu considéré est linéaire [1].

Cette méthode trouve son champ d'application lorsque les fréquences de travail sont très importantes car la profondeur de pénétration du champ devient très faible vis-à-vis des autres dimensions géométriques du dispositif à étudier, et une discrétisation en éléments finis fera aboutir à des difficultés insurmontables à cause du grand nombre d'éléments nécessaires à cette discrétisation [1].

III.10.2.2.1 Avantages de la méthode :

- Prise en compte des domaines infinis.
- Temps de calcul relativement réduit.
- Taille des systèmes algébriques réduite.

III.10.2.2.2 Inconvénients de la méthode :

- Ne résout que les problèmes linéaires.
- Le système algébrique obtenu n'est pas symétrique.

III.10.2.3 Méthode des éléments finis :

Le principe de l'analyse en éléments finis est de rechercher une solution approchée de la solution exacte de la distribution d'une grandeur physique sur un domaine régi par un système d'équations aux dérivées partielles. Pour cela le domaine est divisé en sous-domaines que l'on appelle éléments, les éléments sont des ensembles de points appelés nœuds qui contiennent une représentation mathématique des échanges d'énergies et une fonction d'interpolation du champ à l'intérieur de l'élément et entre ses nœuds. Le champ global calculé est alors déterminé par un nombre fini de valeurs du champ sur les nœuds, les inconnues en chacun des nœuds sont appelées variables nodales [23].

Une analyse éléments finis comporte les étapes suivantes :

- Choix du domaine d'étude.
- Discrétisation (maillage) du domaine en éléments et en nœuds.
- Calcul des matrices et des vecteurs associés à chaque élément.
- Assemblage des matrices et des vecteurs de chaque élément pour construire le système d'équations global.
- Introduction des conditions aux limites et des charges dans le système d'équation global.
- Résolution du système d'équations algébrique obtenu.

La méthode des éléments finis a été introduite en électromagnétique par M.V.K.Chari et P.P. Sylvester vers 1970, depuis elle a connue un développement considérable. Basée sur une formulation intégrale du problème aux dérivées partielles et de leurs conditions aux limites. Cette formulation peut être de type variationnelle ou résidus pondérés.

III.10.2.3.1 Formulation variationnelle :

Elle nécessite au préalable la connaissance de la fonctionnelle d'énergie du système à étudié. Cette fonctionnelle est déterminée à partir du principe de l'action Hamiltonienne qui stipule l'existence d'une fonctionnelle de type intégrale définie par [1] :

$$F(A) = \int L. d\Omega \quad (\text{III.66})$$

Ω : Domaine de résolution.

L : Est la fonction de Lagrange déduite de la différence entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle du système.

Dans le cas d'un phénomène magnétostatique, la fonction L est donnée sous la forme suivante :

$$L = \int_0^B v. B. dB - JA \quad (\text{III.67})$$

La fonctionnelle d'énergie devient alors :

$$F(A) = \int \left[\int_0^B v. B. dB - JA \right]. d\Omega \quad (\text{III.68})$$

Avec :

L : Fonction de Lagrange.

A : potentiel vecteur magnétique [T.m].

J : densité de courant [A/m^2].

v : réductivité magnétique [H/m]⁻¹.

B : induction magnétique [T].

La résolution du problème variationnel régi par la fonctionnelle d'énergie F(A) revient à minimiser cette même fonctionnelle, sa minimisation est effectuée par le principe de Rayleigh-Ritz qui s'énonce comme suit :

$$\frac{\partial F(A)}{\partial A_i} = 0$$

Et $i=1, 2, 3, \dots, n$.

Ou bien :

$$\frac{\partial F(A)}{\partial A_1} = \frac{\partial F(A)}{\partial A_2} = \frac{\partial F(A)}{\partial A_3} = \dots = \frac{\partial F(A)}{\partial A_n} = 0 \quad (\text{III.69})$$

Avec :

n : nombres de nœuds du domaine de résolution.

A_i : Inconnue au nœud i du domaine.

III.10.2.3.2 Formulation des résidus pondérés :

Le principe de la formulation des résidus pondérés est de choisir des fonctions de projection qui minimisent l'intégrale du résidu de l'approximation exprimé comme suit :

$$\int R \cdot \phi_i \cdot d\Omega = 0 \quad (\text{III.70})$$

Avec :

$$R=L(A)-F \quad (\text{III.71})$$

Et :

R : est le résidu de l'approximation.

L(A) : operateur différentiel.

F : fonction définie sur le domaine d'étude Ω .

A : est l'inconnu du problème.

ϕ_i : est la fonction de projection ou de pondération.

Les valeurs de A qui permettent d'annuler l'intégrale, sont solution du système algébrique obtenu.

Le choix des fonctions de pondération ou de projection, conduit à plusieurs méthodes. Nous pouvons citer :

- La méthode de collocation par point.
- La méthode des moindres carrés.
- La méthode de Galerkin.

Dans notre travail, nous nous intéresserons à la méthode projective de Galerkin, qui s'applique indépendamment de la connaissance, au préalable de la fonctionnelle d'énergie du système à étudier. Elle permet également d'obtenir un système algébrique symétrique, par contre la méthode variationnelle nécessite la détermination de la fonctionnelle d'énergies du système, ce qui n'est toujours pas facile à réaliser.

III.10.2.3.3 La discrétisation :

Le domaine de résolution est discrétisé en sous-domaine, ces derniers dans l'analyse en éléments finis ont les briques élémentaires dont le maillage va représenter le système géométrique à simuler.

Les éléments sont des primitives géométriques comportant plusieurs nœuds.

L'approximation de l'inconnu se fait en chaque élément par des fonctions d'interpolation, qui se déterminent en fonction des valeurs de l'inconnu aux nœuds de cet élément, c'est ce qu'on définit par l'interpolation nodale [24].

III.10.2.3.3.1 Eléments de références :

Le maillage consiste à discrétiser le domaine d'étude, qui peut être à une, deux ou trois dimensions, en un ensemble d'éléments finis de forme simple, ces éléments peuvent être des segments, des triangles, des carrés, des cubes, des quadrilatères...etc.

a-Eléments à une dimension 1D :

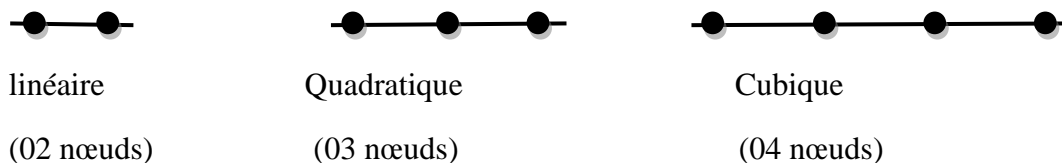
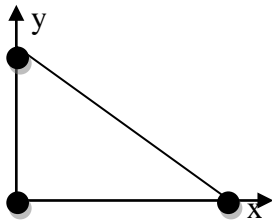


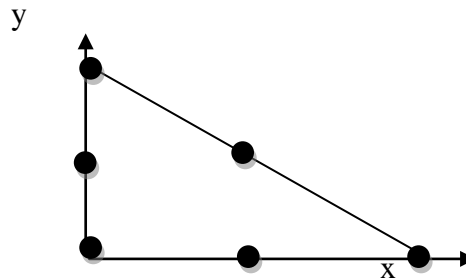
Figure III-2 : Différents éléments 1D

b-Éléments à deux dimensions 2D :

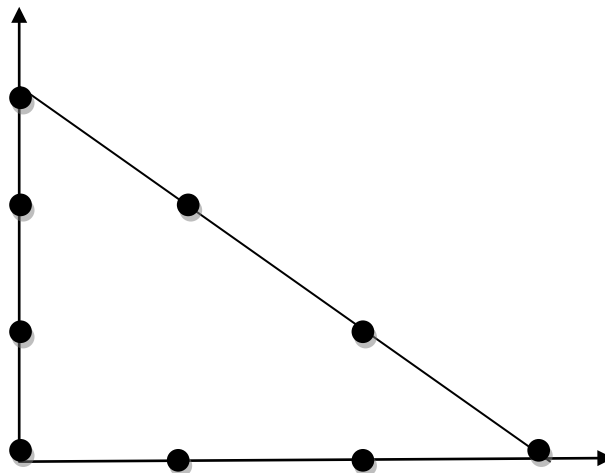
➤ **Éléments triangulaires :**



linéaire (03 nœuds)



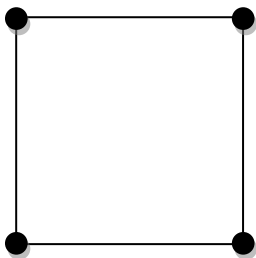
Quadratique (06 nœuds)



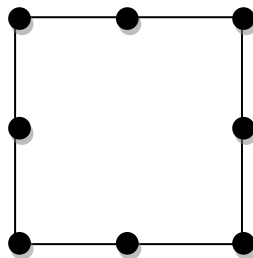
Cubique (09 nœuds)

Figure III-3 : Différents éléments 2D triangulaires

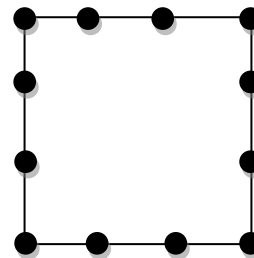
➤ **Éléments carrés :**



Linéaire
(04 nœuds)



Quadratique
(08 nœuds)



Cubique
(12 nœuds)

Figure III-4 : Différents éléments 2D carrés

c-Éléments à trois dimensions 3D :

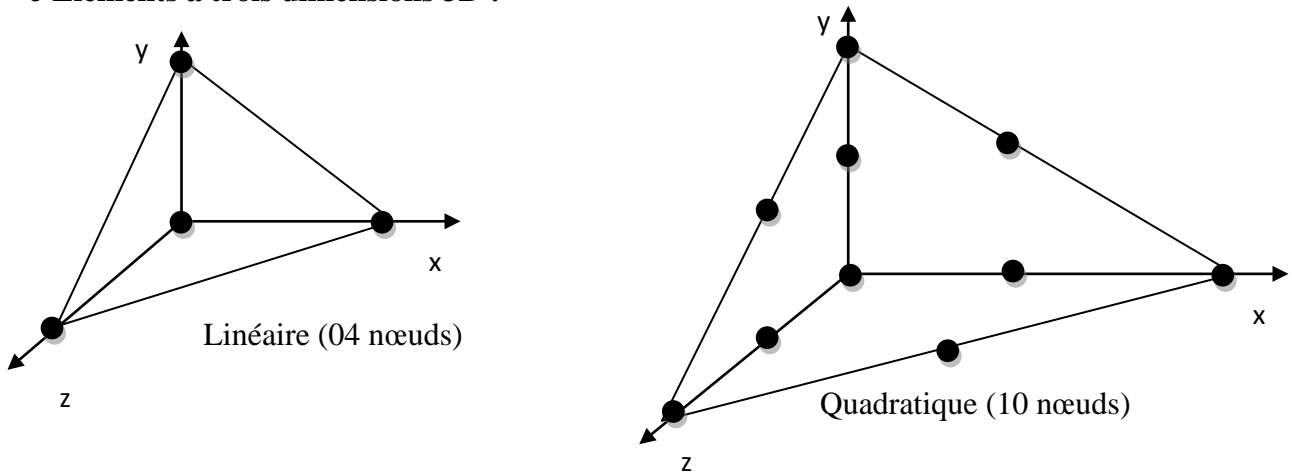


Figure III-5 : Différents éléments 3D

III.10.2.3.3.2 Fonction d'interpolation :

Les fonctions d'interpolation sont obtenues à partir du triangle de PASCAL, donné ci-dessus :

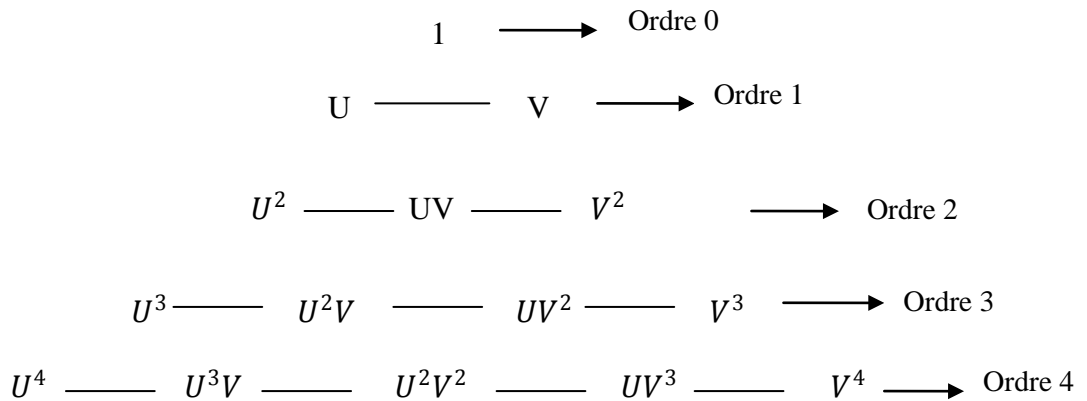


Figure III.5 : Tringle de PASCAL.

La construction de ces fonctions doit vérifier les conditions suivantes :

- Principe de l'état complet.
- Principe de compatibilité.

III.10.2.3.3.2.1 Principe de l'état complet :

- la fonction doit contenir un terme constant.
- le nombre de termes de la fonction doit être égal au nombre de nœuds de l'élément.

III.10.2.3.3.2.2 Principe de compatibilité

La fonction doit être contenue (c'est-à-dire la première dérivée existe). On peut citer un exemple d'une fonction d'interpolation :

$$A(U, V) = a + bU + cV + dUV + eU^2 + fV^2 \quad (\text{III.72})$$

La base polynomiale sera alors :

$$[1 \ U \ V \ UV \ U^2 \ V^2] = \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \\ d \\ e \\ f \end{pmatrix}$$

C'est la fonction d'approximation sur un élément.

La fonction d'une fonction approchée $U^e(x)$ est différente sur chaque élément par la méthode d'approximation nodale.

Avec :

e : est l'indice relatif à l'élément étudié.

Donc la fonction d'approximation aura la forme suivante :

$$U(x) = [\phi_1 \ \phi_2 \ \dots \ \phi_n] \begin{bmatrix} U_1 \\ U_2 \\ \vdots \\ U_n \end{bmatrix}$$

Avec :

$U(x)$: est la fonction d'approximation.

$\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$: sont les fonctions de forme de l'élément.

U_1, U_2, \dots, U_n : sont les variables associées aux nœuds du domaine.

III.10.2.3.4 Méthode de Galerkin :

Cette méthode consiste à choisir des fonctions de pondération identiques aux fonctions de forme. On utilise cette méthode dans les problèmes magnétostatique et magnétodynamique avec l'existence d'une source du courant, formulé en terme potentiel vecteur \vec{A} .

III.10.2.3.5 Formulation éléments finis des équations magnétostatiques 2D utilisant le potentiel vecteur :

Dans un système de coordonnées cartésiennes, l'équation magnétostatique intégrant l'aimantation est donnée par l'expression suivante :

$$-\left[\frac{\partial}{\partial x} \left[v \frac{\partial A_z}{\partial x} \right] - \frac{\partial}{\partial y} \left[v \frac{\partial A_z}{\partial y} \right] \right] = J_{sz} + \left[\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right] \quad (\text{III.73})$$

Avec :

J_{sz} : Densité de courant source suivant la direction \vec{Oz}

M_x, M_y : Sont respectivement l'aimantation selon les directions \vec{Ox} et \vec{Oy} .

En appliquant la méthode de Galerkin, la formulation intégrale de l'équation (III.73) s'écrit comme suit :

$$\iint \left\{ \alpha_i \left[-\frac{\partial}{\partial x} \left(v \frac{\partial A_z}{\partial x} \right) - \frac{\partial}{\partial y} \left(v \frac{\partial A_z}{\partial y} \right) \right] \right\} d\Omega = \iint \left\{ \alpha_i \left[J_{sz} \left(\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right) \right] \right\} d\Omega \quad (\text{III.74})$$

$d\Omega = dx dy$: Domaine de résolution.

α_i : Fonctions de projection.

L'application du théorème de Green à l'expression (III.74) nous permet d'écrire :

$$\begin{aligned} \iint v \left[\frac{\partial \alpha_i}{\partial x} \frac{\partial A_z}{\partial x} + \frac{\partial \alpha_i}{\partial y} \frac{\partial A_z}{\partial y} \right] d\Omega - \int v \cdot \alpha_i \frac{\partial A_z}{\partial n} d\Gamma \\ = \iint \alpha_i J_{sz} d\Omega + \iint \alpha_i \left[\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right] d\Omega \end{aligned} \quad (\text{III.75})$$

n : est le vecteur unitaire au point considéré de la frontière.

Dans le cas des conditions aux limites de type Dirichlet ou Newman homogène, le terme sur la frontière est nul $\frac{\partial A}{\partial n} = 0$. Ce qui nous permet d'écrire l'équation (III.75) sous la forme :

$$\iint v \left[\frac{\partial \alpha_i}{\partial x} \frac{\partial A_z}{\partial x} + \frac{\partial \alpha_i}{\partial y} \frac{\partial A_z}{\partial y} \right] d\Omega = \iint \alpha_i J_{sz} d\Omega + \iint \alpha_i \left[\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right] d\Omega \quad (\text{III.76})$$

Sachant que A est discrétisé sous la forme $A_z = \sum_{j=1}^N \alpha_j A_j$ on aboutit à :

$$\sum_{j=1}^N \left[\iint v \left[\frac{\partial \alpha_i}{\partial x} \frac{\partial \alpha_j}{\partial x} + \frac{\partial \alpha_i}{\partial y} \frac{\partial \alpha_j}{\partial y} \right] d\Omega \right] A_j = \iint \alpha_i J_{sz} d\Omega + \iint \alpha_i \left[\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right] d\Omega \quad (\text{III.77})$$

Où :

i, j : entiers naturels variant de 1 à N .

N : nombre de nœuds du domaine.

α_j : Fonction de forme associée au nœud j du domaine.

A_j : Inconnue au nœud j du domaine.

De l'équation (III.77) on aura :

$$\sum_{j=1}^N \left[\iint v \overrightarrow{\nabla \alpha_i} \cdot \overrightarrow{\nabla \alpha_j} d\Omega \right] A_j = \iint \alpha_i J_{sz} d\Omega + \iint \alpha_i \left[\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right] d\Omega \quad (\text{III.78})$$

L'écriture (III.78) pour tous les nœuds du domaine, nous conduit au système matriciel suivant :

$$[M][A] = \{F\} + \{G\}$$

Avec :

$$M_{ij} = \iint v \overrightarrow{\nabla \alpha_i} \cdot \overrightarrow{\nabla \alpha_j} d\Omega \quad (\text{III.79})$$

$$F_i = \iint \alpha_i J_{sz} d\Omega \quad (\text{III.80})$$

$$G_i = \iint \alpha_i \left[\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_x}{\partial y} \right] d\Omega \quad (\text{III.81})$$

$[A]$: Vecteur des inconnues du domaine d'étude.

III.10.3 Méthodes de calcul des forces magnétiques :

Les efforts magnétiques exercés sur les parties mobiles constituent une grandeur importante pour l'étude du fonctionnement de ces structures. Pour déterminer ces efforts on utilise l'une de ces méthodes suivantes :

- Le tenseur de Maxwell.
- Les travaux virtuels.
- L'énergie et la co-énergie magnétique.
- La force de Lorentz.

III.10.3.1 la force déduite du tenseur de Maxwell :

La force électromagnétique obtenue en utilisant le tenseur de Maxwell est donnée par l'expression suivante [24] :

$$\vec{F} = \oint \left[(\vec{B}_n \cdot \vec{H}_t) \vec{t} + \frac{1}{2} \left(\frac{1}{2\mu_0} B_n^2 - \mu_0 H_t^2 \right) \vec{n} \right] ds \quad (\text{III.82})$$

\vec{B}_n : Composante normale de l'induction magnétique.

\vec{H}_t : La composante tangentielle du champ magnétique.

\vec{n} : est la normale extérieure à la surface d'intégration.

\vec{t} : Le vecteur tangent à la même surface.

S: la surface d'interaction contenant le milieu où la force doit être calculé.

III.10.3.2 Force déduite à partir des travaux virtuels :

L'expression de la force est donnée par [24] :

$$F = \frac{\partial}{\partial x} \sum \left(\int \left(\int_0^H B \cdot dH \right) \cdot dv \right) \quad (\text{III.83})$$

x est la coordonnée liée au déplacement.

La méthode des travaux virtuels à l'avantage de bien s'adapter à la méthode des éléments finis et de fournir une précision.

III.10.3.3 Force de Lorentz :

La force électromagnétique de Lorentz résulte de la coexistence d'une induction magnétique, résultante d'une source d'excitation, et d'une densité de courant induit dans un milieu conducteur [24].

L'expression de cette force est donnée par :

$$\vec{F} = \iiint \vec{j} \wedge \vec{B} \, dv \quad (\text{III.84})$$

Le terme $\vec{j} \wedge \vec{B}$ représente la densité de force magnétique qui souvent utilisée à la place de la force magnétique.

III.10.3.4 Force déduite à partir de l'énergie magnétique totale

La force magnétique dans ce cas est obtenue en calculant la dérivée de l'énergie magnétique par rapport au déplacement en maintenant le courant constant :

$$F_m = \frac{\partial}{\partial x} \left(\int \left(\int_0^B H \cdot dB \right) \cdot d\Omega \right) \quad (\text{III.85})$$

x est la relation spatiale de la coordonnée.

III.10.3.5 Force déduite à partir de la co-énergie magnétique

La dérivée de la co-énergie magnétique par rapport au déplacement, tout en maintenant le flux constant, fournit la force magnétique dont l'expression est la suivante :

$$F_{co} = \frac{\partial}{\partial x} \left(\int_{\Omega} \left(\int_0^H B \cdot dH \right) d\Omega \right) \quad (\text{III.86})$$

III.11 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les équations de Maxwell et les différentes formulations électromagnétiques qui résolvent les équations de la magnétodynamique en utilisant le potentiel vecteur magnétique et le potentiel scalaire magnétique.

Ensuite, nous avons passé à la présentation des différentes méthodes de résolutions des équations aux dérivées partielles ainsi que les divers moyens qui nous permettent de calculer la force électromagnétique.

Chapitre IV : Applications et Résultats

IV.1 Introduction :

Ce chapitre présente une modélisation multi-physique de magnétoélectrique (ME) en utilisant la méthode des éléments finis (FEM) dans les régimes harmoniques et transitoires. Ce modèle fournit un outil utile pour la conception de dispositifs de transducteur d'énergie basés sur des matériaux magnétoélectrique (ME).

Les recherches de micro systèmes embarqués autonomes par transmission d'énergie sans fil ou la récolte d'énergie attirent de plus en plus les chercheurs de la communauté scientifique internationale. Un but majeur est de concevoir des systèmes intégrés composés de capteurs sans fil tout en surmontant un inconvénient majeur qui est l'utilisation excessive de polluants, tels que les batteries, produites par le grand nombre de capteurs d'alimentation. Pour réduire cette utilisation excessive de polluants, chaque capteur sans fil doit être alimenté par des énergies vertes. Une solution serait d'obtenir simultanément la vibration mécanique et énergie Electromagnétique. Pour cela, il est possible d'utiliser des matériaux magnéto-électriques tels qu'ils sont représentés dans la figure (IV.1), qui combine les couches piézo-électriques et magnétostrictives.

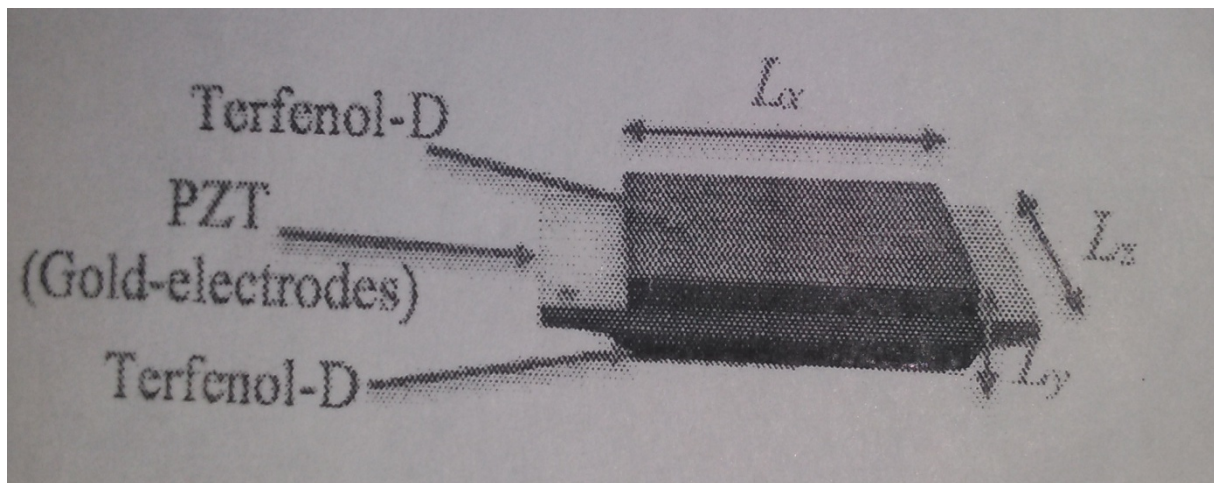


Figure IV.1 : Conception d'une tri-couche composée de matériaux (ME).

Ainsi, les matériaux magnétoélectriques (ME) sont des matériaux multifonctionnels ayant la particularité de pouvoir coupler mutuellement des propriétés ferroélectriques et ferromagnétiques. Contrairement au faible rendement de matériaux (ME) naturels, les matériaux (ME) artificiels peuvent, sous l'effet d'un champ magnétique exciteur dynamique, fournir de forts coefficients de couplage magnétoélectrique à température ambiante. Leurs performances suscitent depuis une décennie un intérêt croissant dans des dispositifs tels que les inductances variables, les mémoires magnétiques, les capteurs et les transducteurs d'énergies. Parmi les structures les plus étudiées, figure des matériaux composites polyphasés combinant des multicouches distinctes piézoélectriques et magnétostrictives.

IV.2 Caractéristiques physiques et géométriques :

Le dispositif étudié est une tri-couche Terfenol-D / PZT-5a / Terfenol-D ayant les dimensions suivantes :

$$L_x = 14 \text{ mm}$$

$$L_y = 3 \text{ mm} \quad (t_m = t_p = 1 \text{ mm})$$

L'excitation est un champ magnétique H appliqué à l'extérieur H_{ex} .

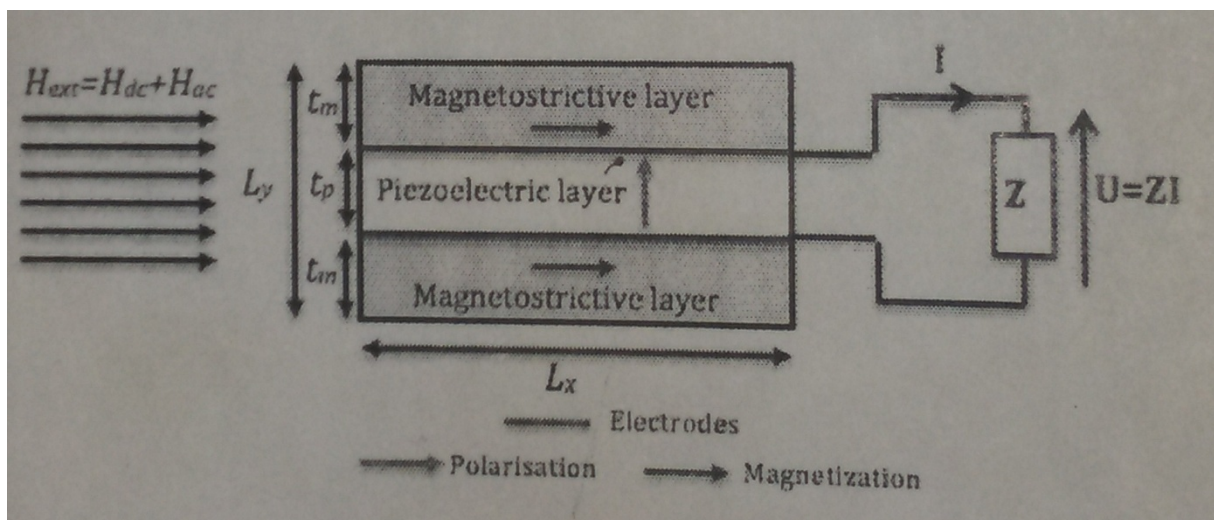


Figure IV.2 : Représentation d'une tri-couche avec une charge Z .

La figure (IV.2) représente un outil utile pour étudier le potentiel du modèle énergétique, qui tient compte des effets magnétiques et magnétostrictifs, ainsi que l'impact d'une charge électrique lorsque Z représente le circuit électrique de conditionnement de charge de la structure.

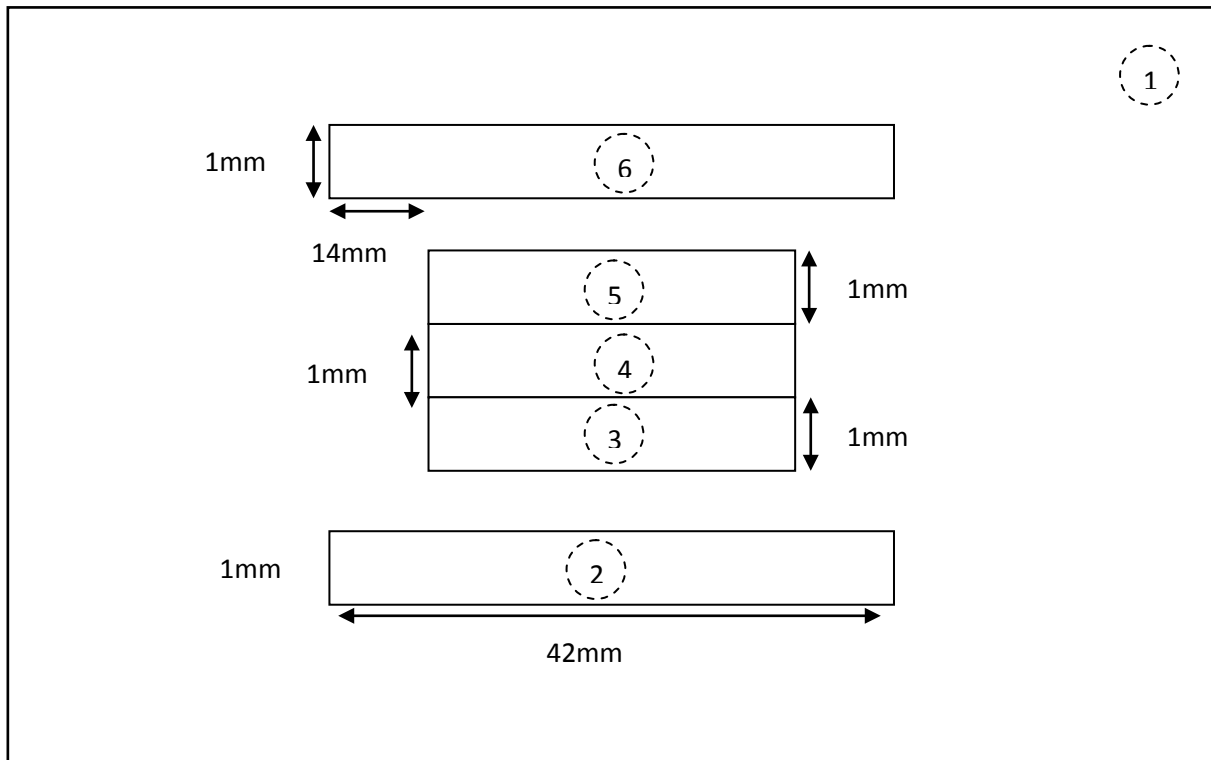


Figure IV.3 : Caractéristiques géométriques du dispositif d'étude.

Les caractéristiques physiques des différentes régions (milieux) sont comme suit :

- L'air (région 1) :
 - Conductivité électrique : $\sigma_{air} = 0 [\Omega m]^{-1}$
 - Perméabilité magnétique : $\mu_{air} = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} [H/m]$
- Le cuivre (région 2 et région 6) : inducteurs.
 - Conductivité électrique : $\sigma_{air} = 5.9 \cdot 10^7 [\Omega m]^{-1}$
 - Perméabilité magnétique : $\mu_{air} = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} [H/m]$
- La plaque magnétostrictive (région 3 et région 5) :
 - Conductivité électrique : $\sigma_{air} = 0 [\Omega m]^{-1}$
 - Perméabilité magnétique : $\mu_{air} = \mu_r \mu_0 = 15 * 4\pi \cdot 10^{-7} [H/m]$
- La plaque piézoélectrique (région 4) :
 - Conductivité électrique : $\sigma_{air} = 10^2 [\Omega m]^{-1}$
 - Perméabilité magnétique : $\mu_{air} = \mu_r \mu_0 = 1 * 4\pi \cdot 10^{-7} [H/m]$

IV.3 Domaine de résolution :

Dans ce travail, les conditions aux limites appliquées sur les frontières du domaine d'étude (région 1) sont de type Dirichlet. Par contre, sur les deux frontières de la couche piézoélectrique (région 4) situées entre les plaques magnétostrictives, on a appliqué des conditions Newman. la figure (IV.2) nous montre le domaine de résolution et les conditions aux limites appliquées.

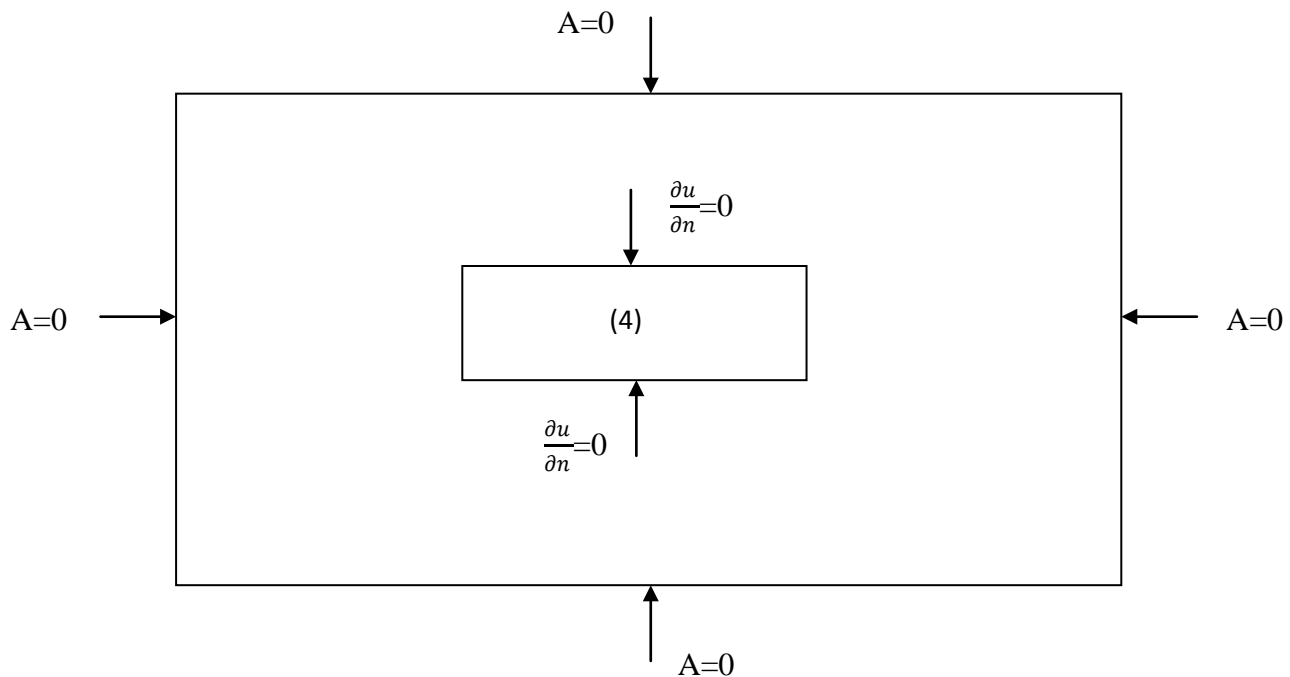


Figure IV.4 : Domaine de résolution et conditions aux limites.

IV.4 Maillage éléments finis :

Le maillage sera réactualisé à chaque pas de résolution de l'équation de la déformation de la plaque piézoélectrique. Ainsi, à chaque itération, la génération des nouvelles géométries se traduit au niveau du maillage, soit par un déplacement de nœuds soit par un remaillage. Pour notre travail la méthode utilisée pour la modification de la géométrie est la technique du remaillage. Les figures suivantes représentent respectivement, le maillage en état initial (pas de déformation), le maillage à $n=5$ et le maillage à la dernière itération $n=10$.

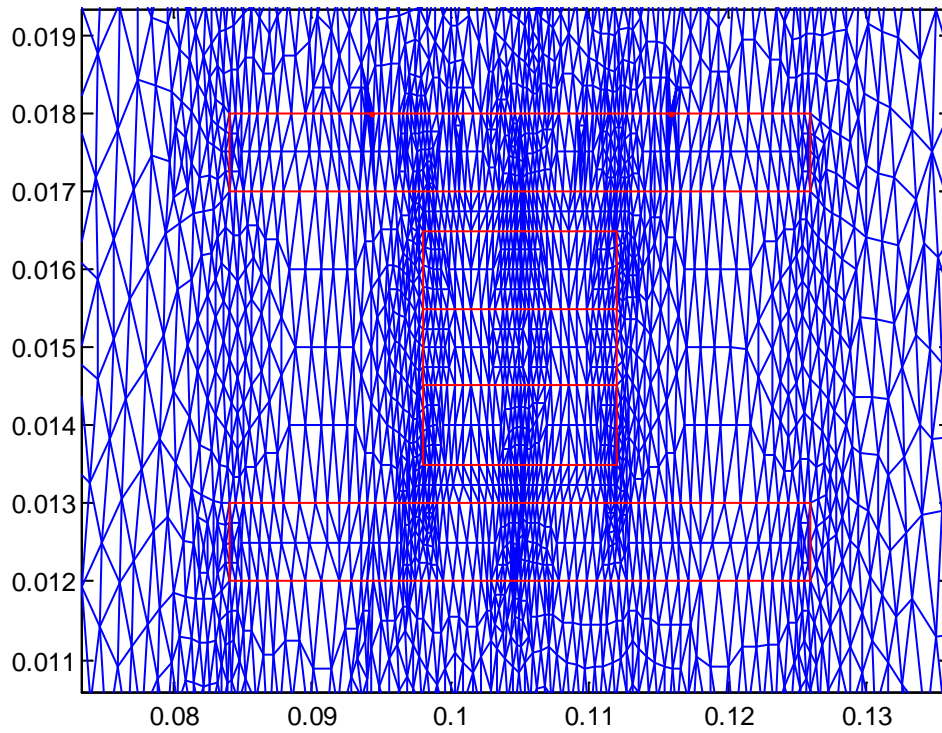


Figure IV.5 : maillage éléments finis (aucun de déplacement).

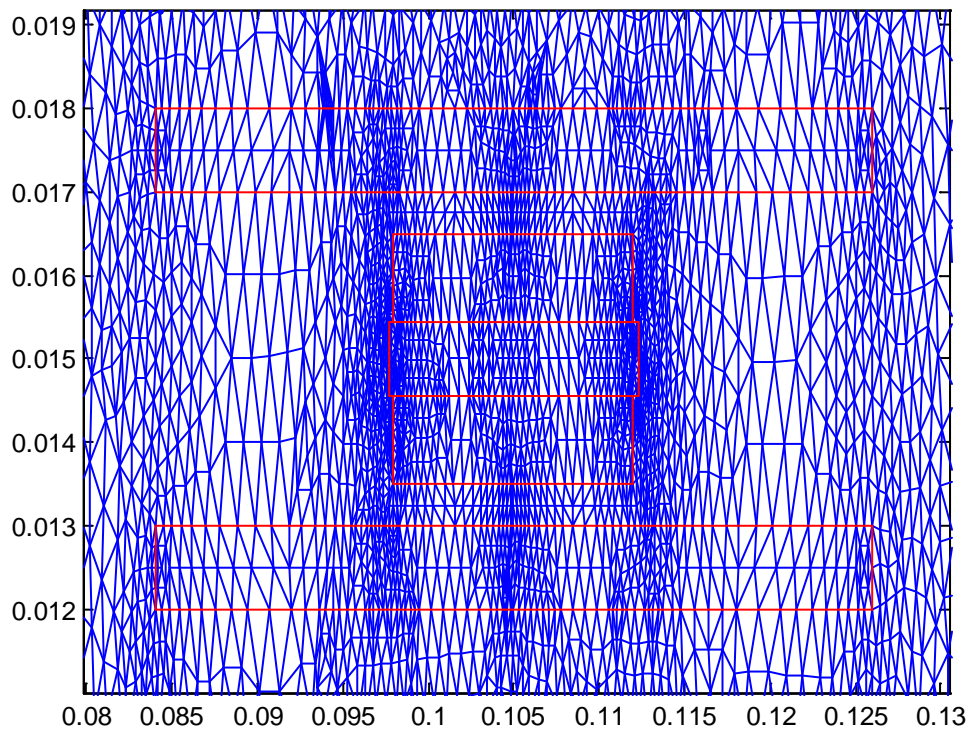


Figure IV.6 : Maillage par éléments finis pour $n=5$.

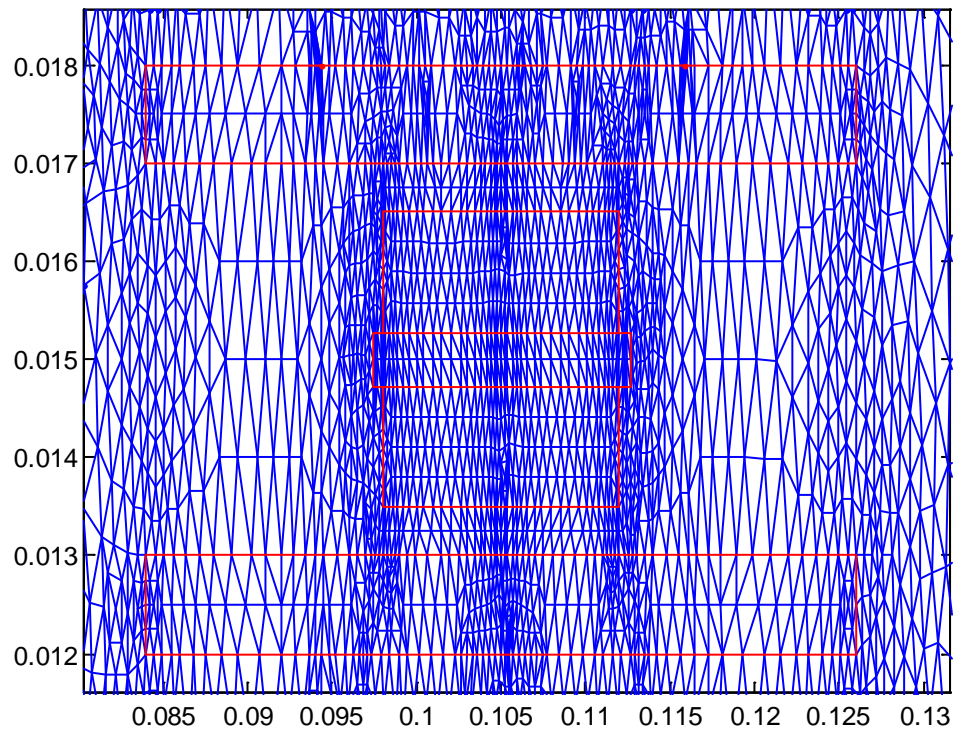


Figure IV.7 : Maillage éléments finis pour n=10.

IV.5 Résultats :

L'aimantation M est considérée constante pour tous les déplacements.

$M = 28 \cdot 10^3$ [A/m], et pour les itérations $n=3$, $n=5$ et $n=10$ on va obtenir les résultats suivants :

Avec :

n : représente les itérations

- Pour $n=3$:

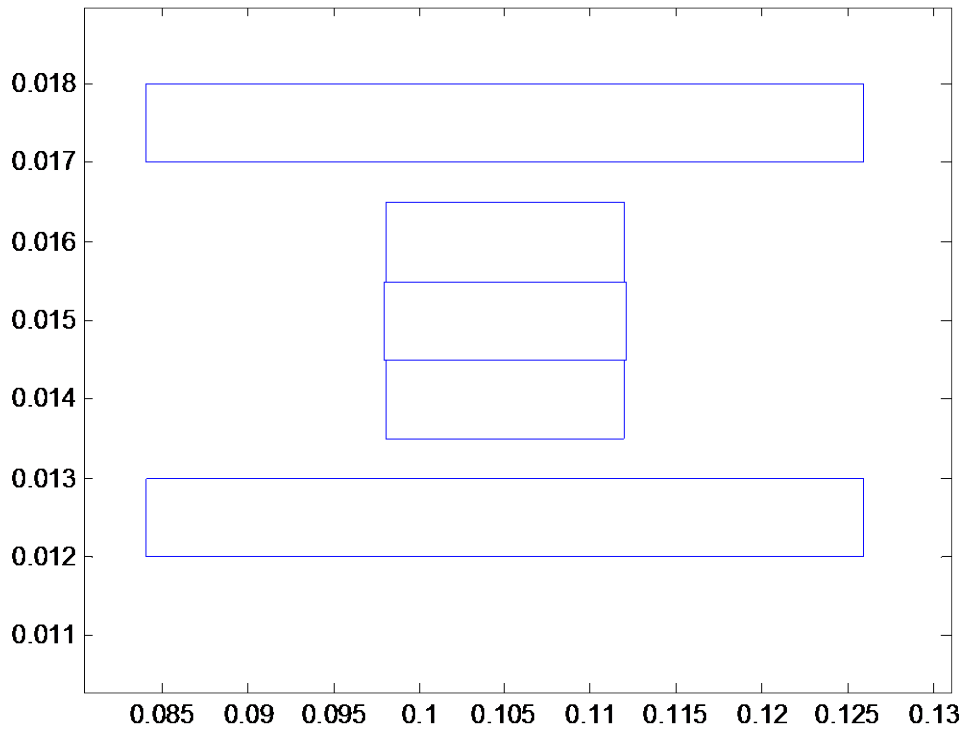


Figure IV.8 : Représentation de la géométrie.

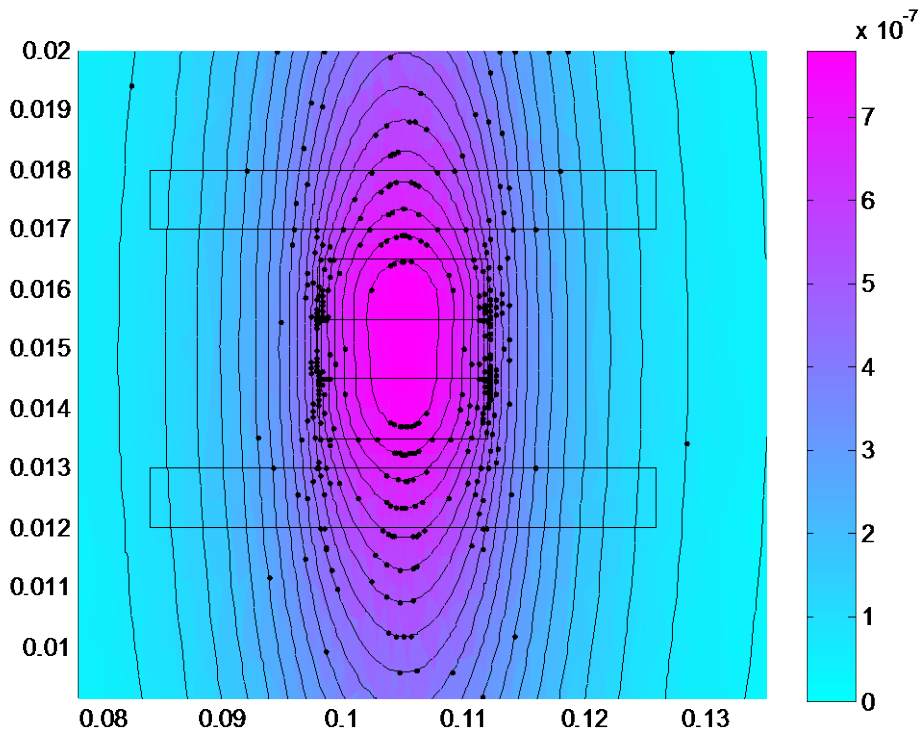


Figure IV.9: Répartition du potentiel vecteur magnétique A.

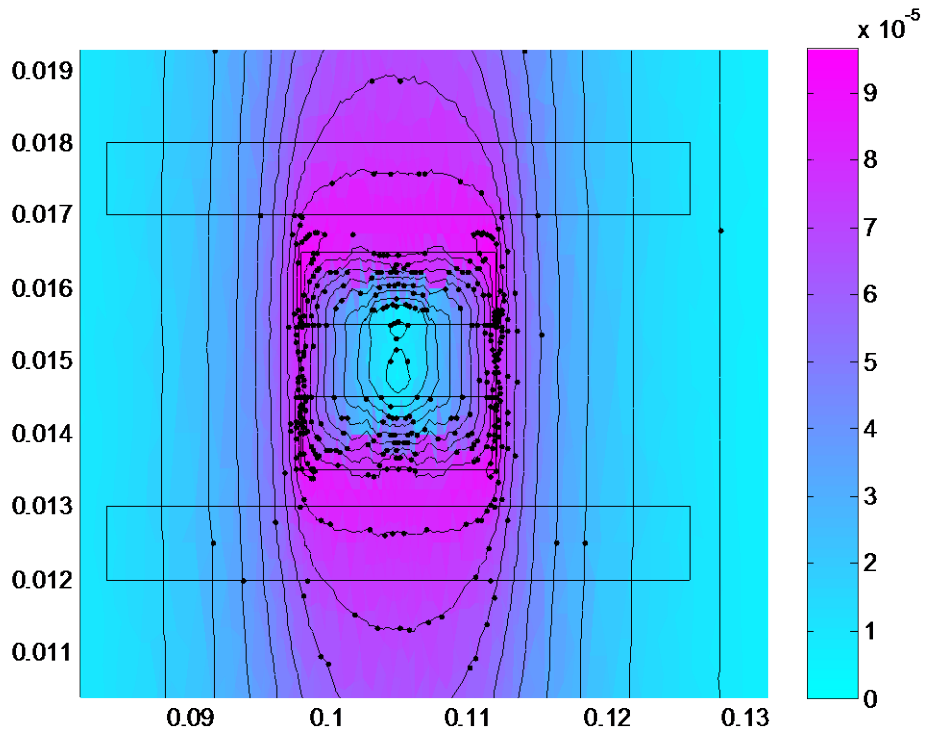


Figure IV.10: Répartition de l'induction magnétique B .

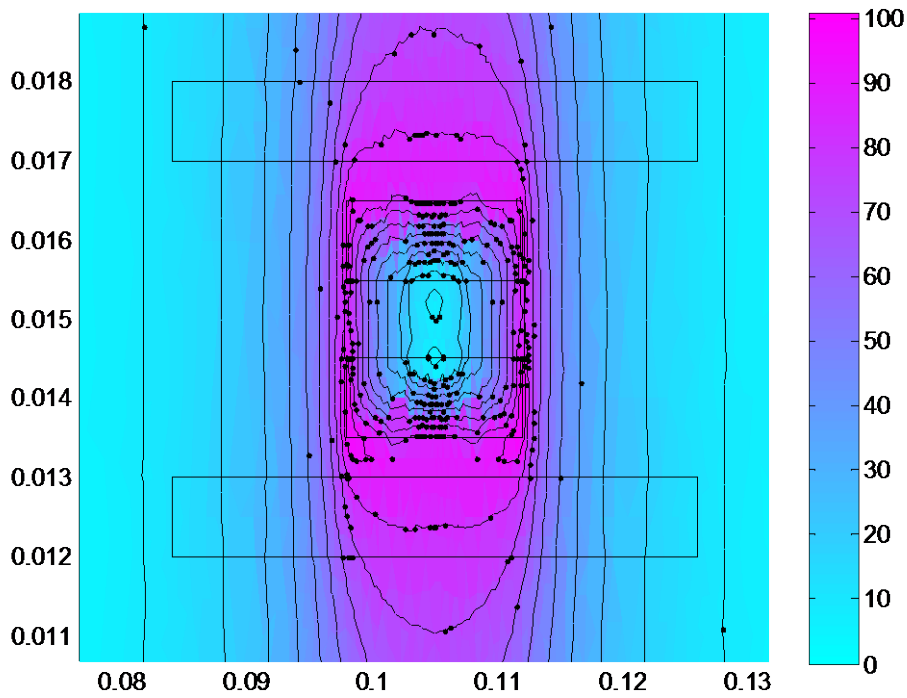


Figure IV.11: Répartition du champ magnétique H .

- Pour $n=5$:

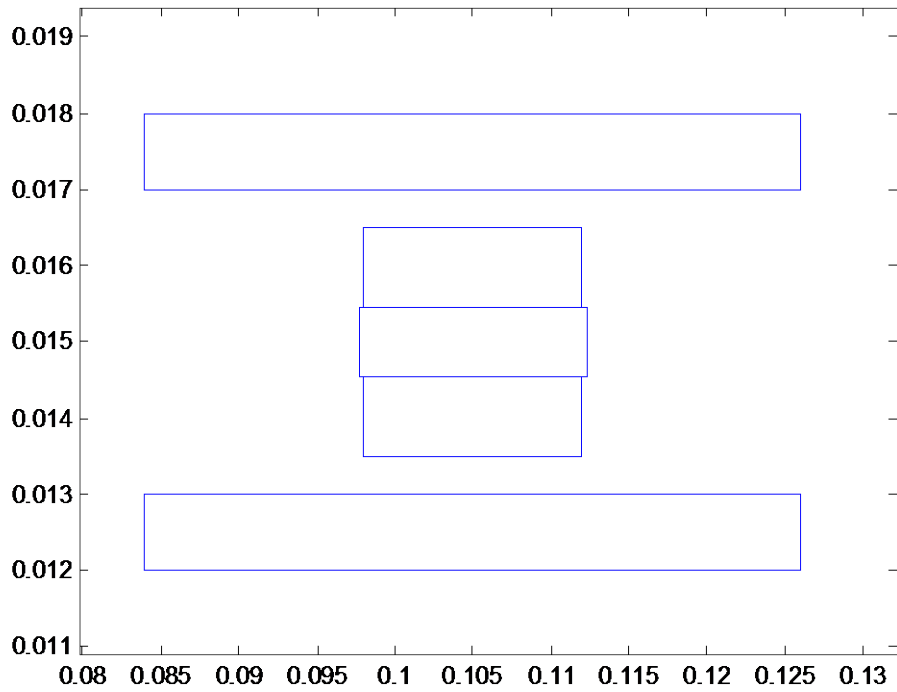


Figure IV.12: Représentation de la géométrie.

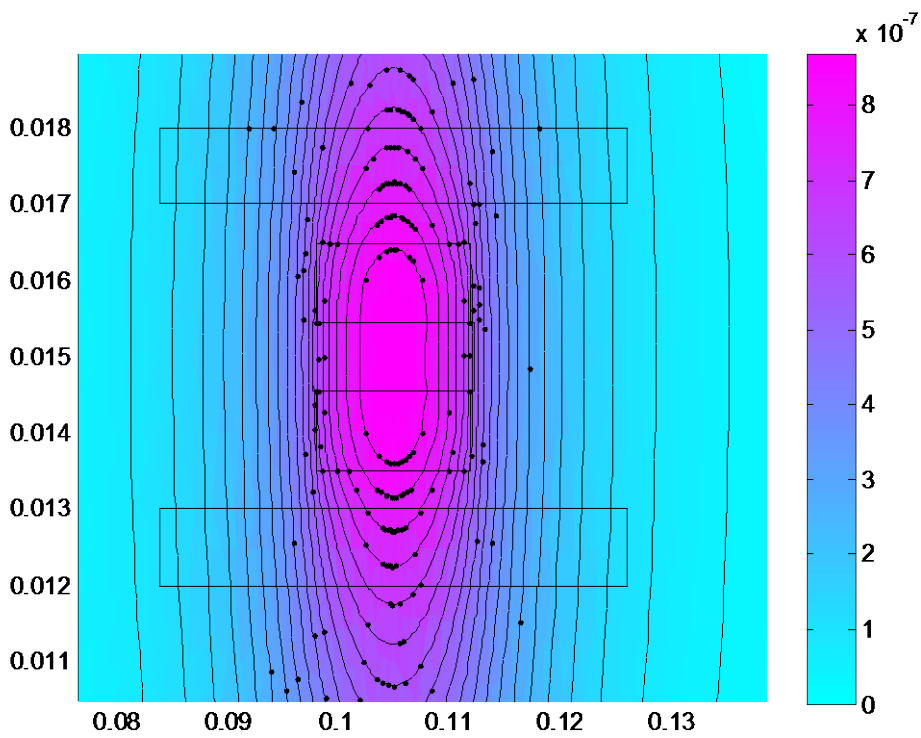


Figure IV.13: Répartition du potentiel vecteur magnétique A.

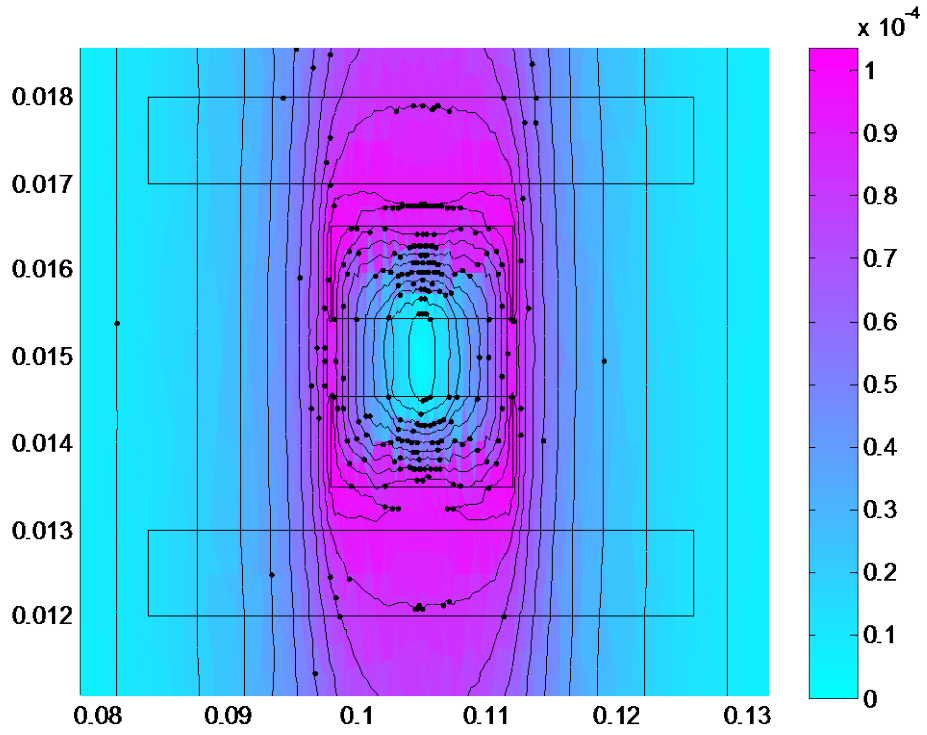


Figure IV.14 : Répartition de l'induction magnétique B.

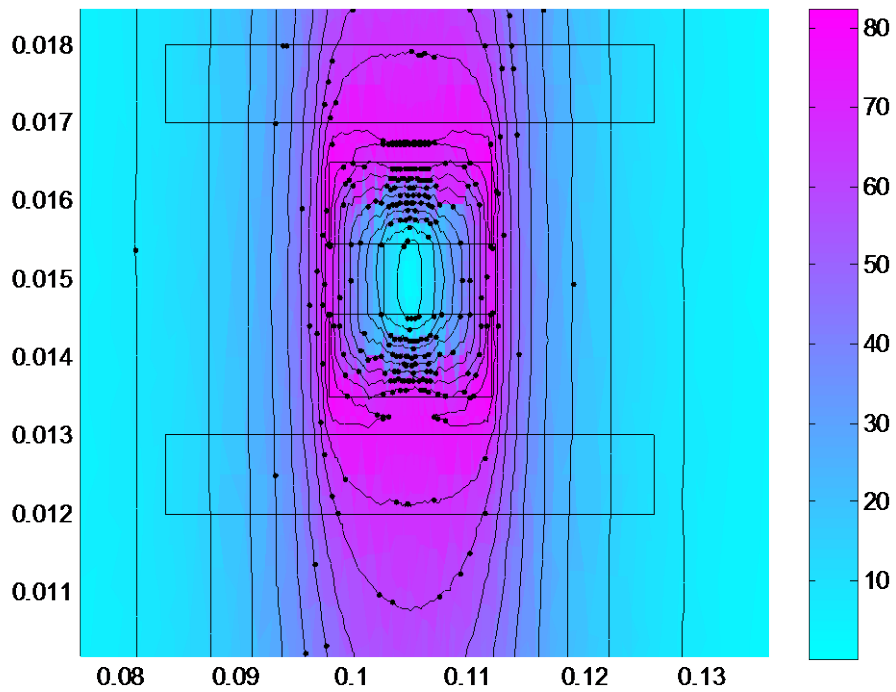


Figure IV.15: Répartition du champ magnétique H.

- Pour $n=10$:

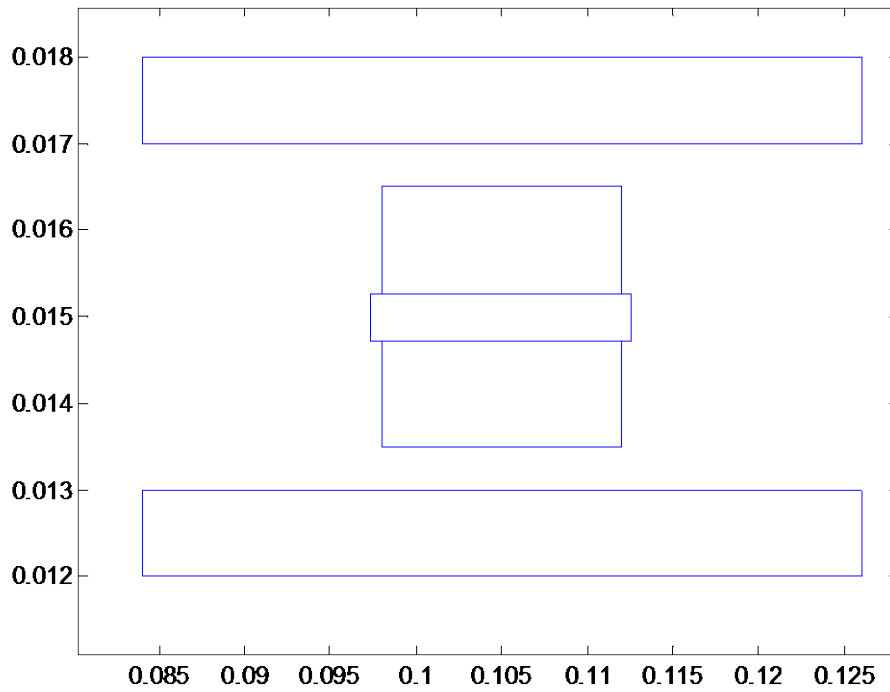


Figure IV.16: Représentation de la géométrie.

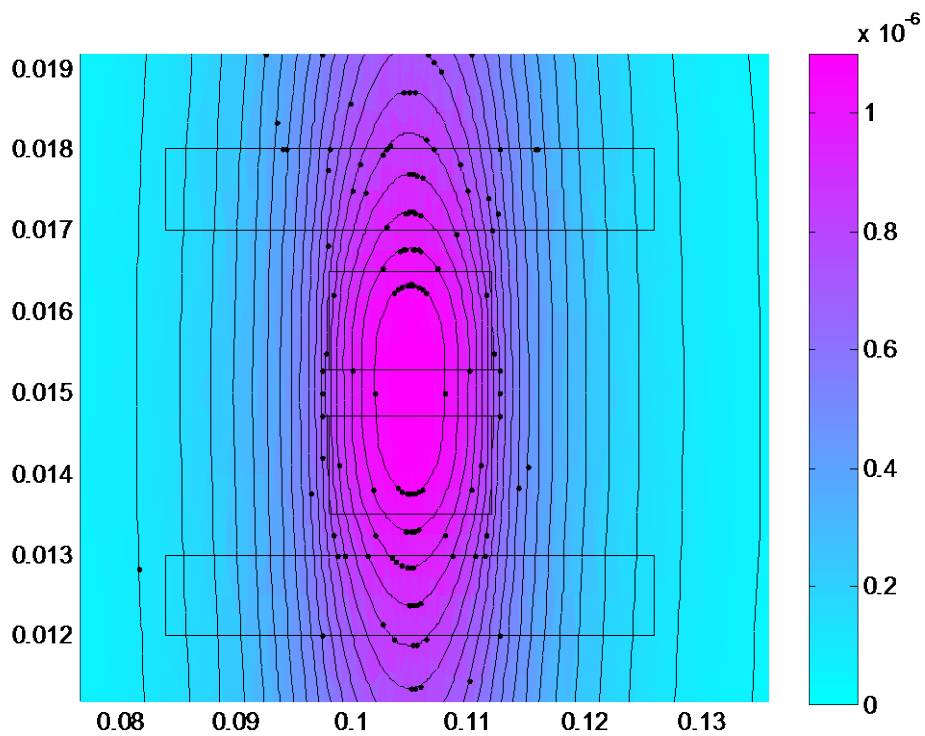


Figure IV.17: Répartition du potentiel vecteur magnétique A.

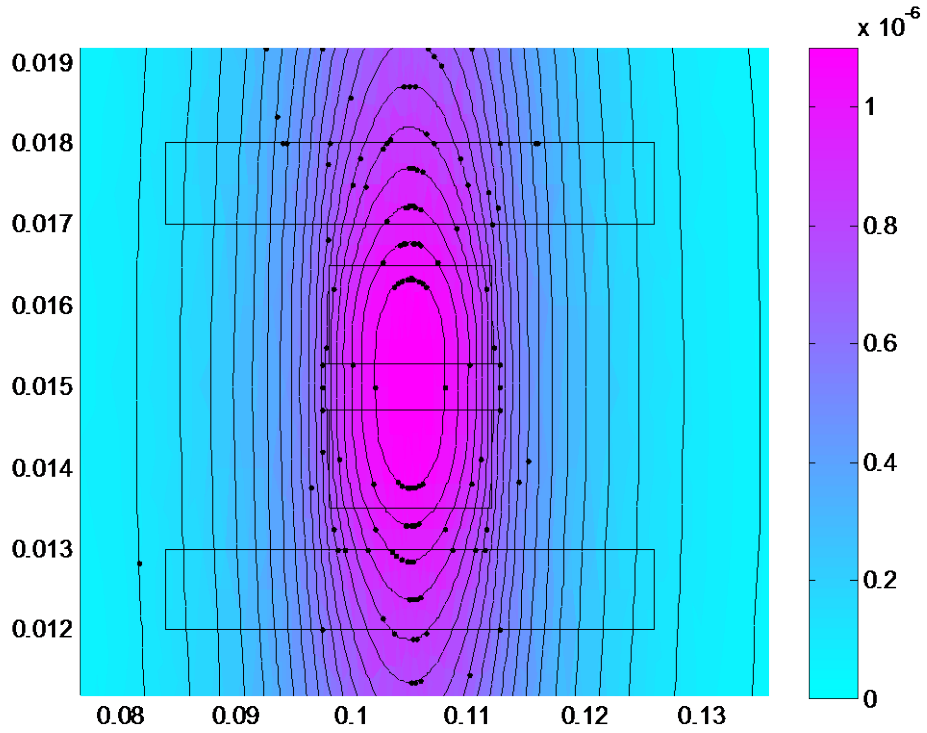


Figure IV.18: Répartition de l'induction magnétique B .

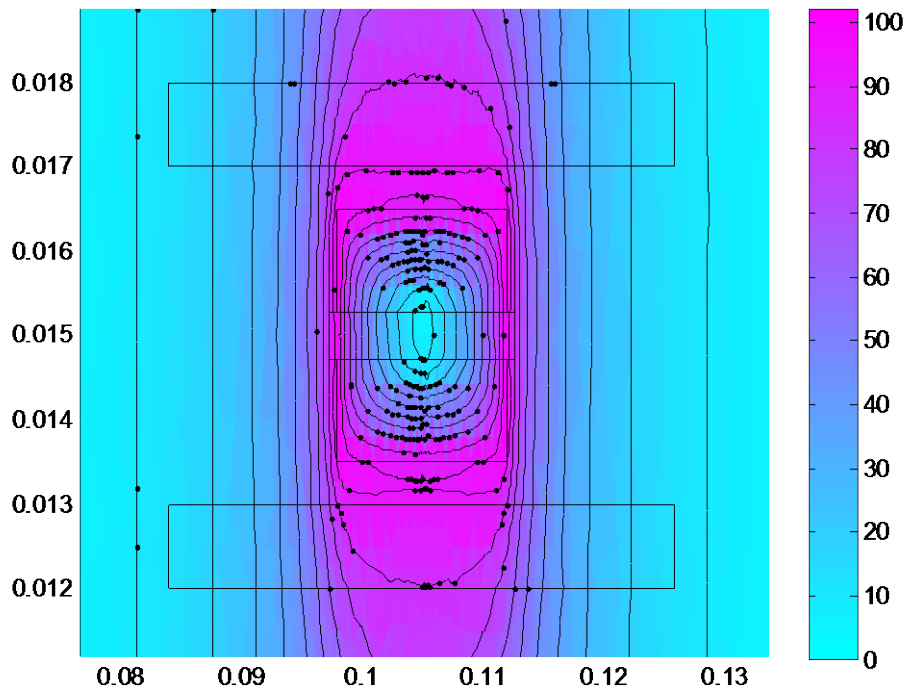


Figure IV.19: Répartition du champ magnétique H .

On obtient la figure de déformation suivante :

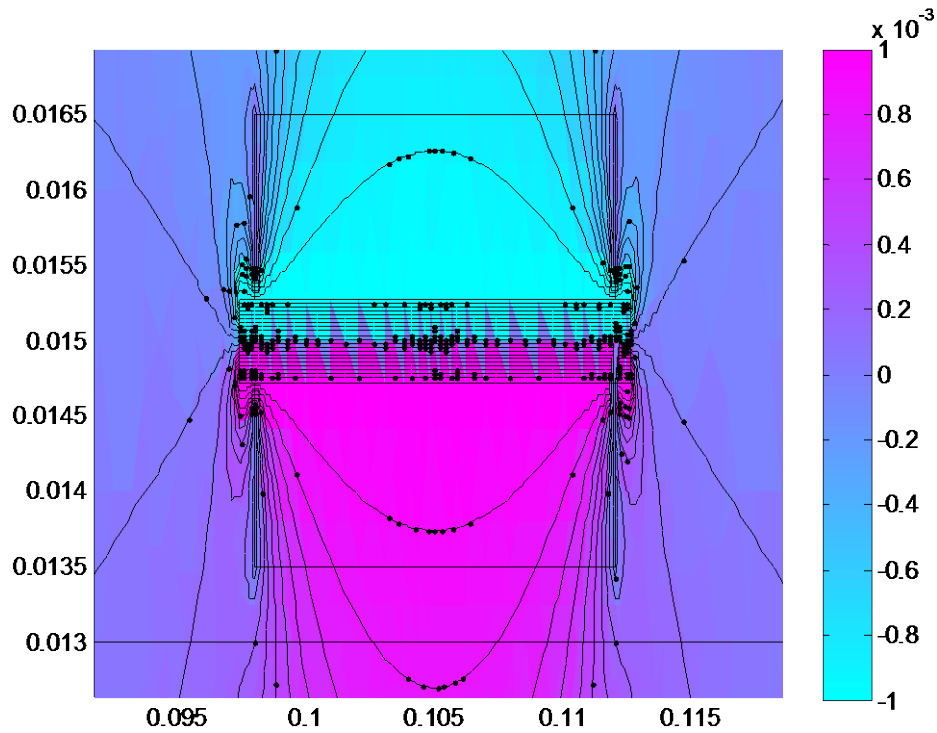


Figure IV.20 : représentation de la déformation.

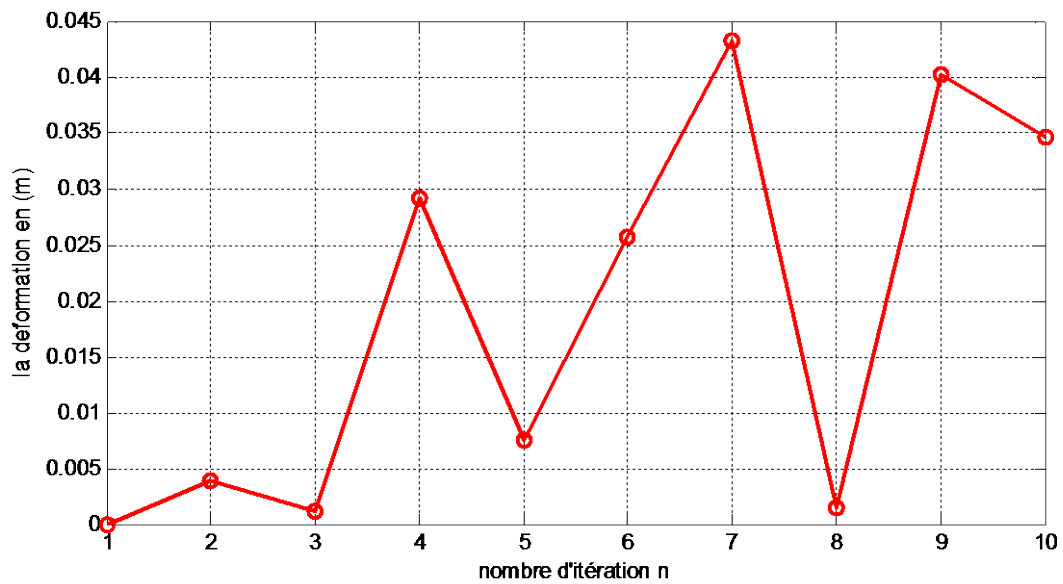


Figure IV.21 : l'allure de la déformation.

IV.6 Calcul de la capacité C et de la différence de potentiel U :

On a :

$$C = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r S}{l}$$

$$F = \frac{W_f - W_i}{dy_f - dy_i}$$

$$W = \frac{1}{2} C U^2$$

Avec :

$$\varepsilon_0 = \frac{1}{36\pi} 10^{-9} \text{ [C}^2 \text{Nm}^{-2}] \quad : \text{ Perméabilité du vide.}$$

$$\varepsilon_r = 100 \quad : \text{ Perméabilité relative du matériau piézoélectrique.}$$

$$S = 9.8 \cdot 10^{-5} \text{ [m}^2] \quad : \text{ Surface de la plaque piézoélectrique.}$$

C : la capacité en farads (F).

W : l'énergie électrique (j).

F : la force exercée sur la plaque piézoélectrique en newton (N).

l : la hauteur de la plaque piézoélectrique en (m).

DI : est le déplacement en (m).

À une force connue $F = \text{constante}$ et $dy_i = 0$, l'équation (IV.) peut s'écrire comme suit :

$$F = \frac{W}{DI}$$

D'où :

$$W = F \cdot DI$$

On remplace l'équation (IV.) dans l'équation (IV.), on obtient :

$$F \cdot DI = \frac{1}{2} C U^2$$

D'où :

$$U = \sqrt{\frac{2 \cdot DI \cdot F}{C}}$$

Avec :

$$DI_n = DI_{n-1} - 2 \cdot l_n$$

$$F = 2 \cdot 10^{-4} \text{ [N]}$$

Le tableau suivant nous montre les valeurs de U et C pour un nombre d'itérations n=10.

IV.6.1 Calcul de la capacité :

Sachant que la pas $dy=0.005 \cdot 10^{-3} \text{ [m]}$

| | | | | | | | | | | |
|---------------------------|------|------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| $l \cdot 10^{-3}$ (m) | 1 | 0.99 | 0.98 | 0.97 | 0.96 | 0.95 | 0.94 | 0.93 | 0.92 | 0.91 |
| $C \cdot 10^{-11}$ (F) | 9.66 | 9.77 | 9.88 | 9.97 | 10.07 | 10.18 | 10.29 | 10.39 | 10.51 | 10.63 |
| C/C_{\max} | 0.91 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1 |

Tableau IV.1: Les différentes valeurs de la capacité.

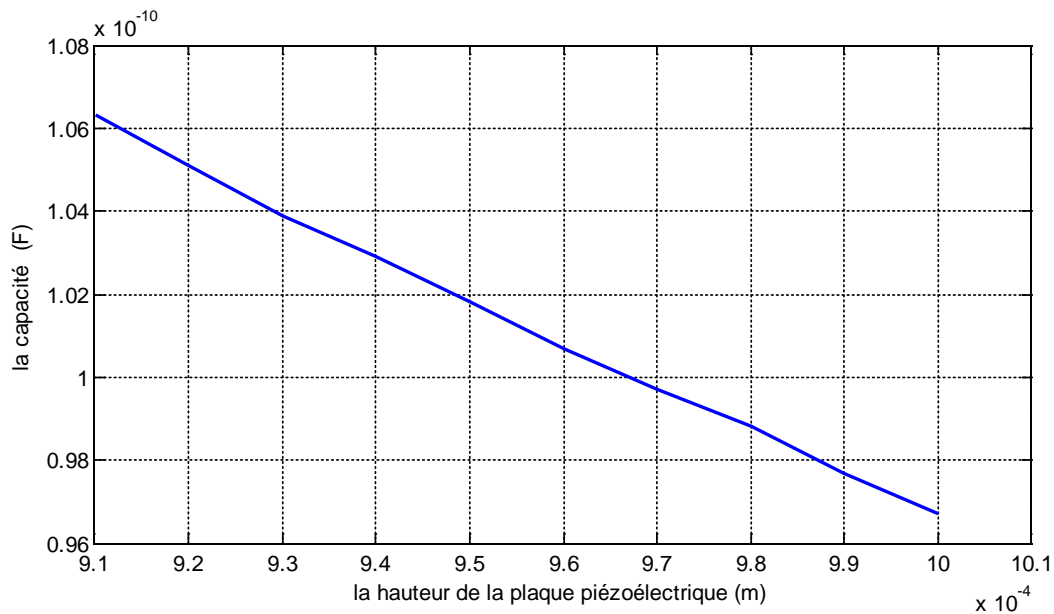


Figure IV.21: La capacité C en fonction de la hauteur de la plaque piézoélectrique l.

La figure (IV.19) nous montre que l'évolution de la valeur de la capacité est inversement proportionnelle à l'évolution du déplacement.

IV.6.2 Calcul de la différence de potentiel U :

| | | | | | | | | | | |
|---------------------------|---|-------|------|-------|------|-------|------|-------|------|-------|
| $DI \cdot 10^{-3}$ (m) | 0 | 0.005 | 0.01 | 0.015 | 0.02 | 0.035 | 0.03 | 0.035 | 0.04 | 0.045 |
| $l \cdot 10^{-3}$ (m) | 1 | 0.99 | 0.98 | 0.97 | 0.96 | 0.95 | 0.94 | 0.93 | 0.92 | 0.91 |
| $U \cdot 10^{-3}$ (V) | 0 | 0.45 | 0.63 | 0.78 | 0.9 | 1 | 1.1 | 1.2 | 1.23 | 1.3 |
| U/U_{\max} | 0 | 0.35 | 0.48 | 0.6 | 0.69 | 0.77 | 0.85 | 0.92 | 0.95 | 1 |

Tableau IV.2 : les différentes valeurs de la différence de potentiel U.

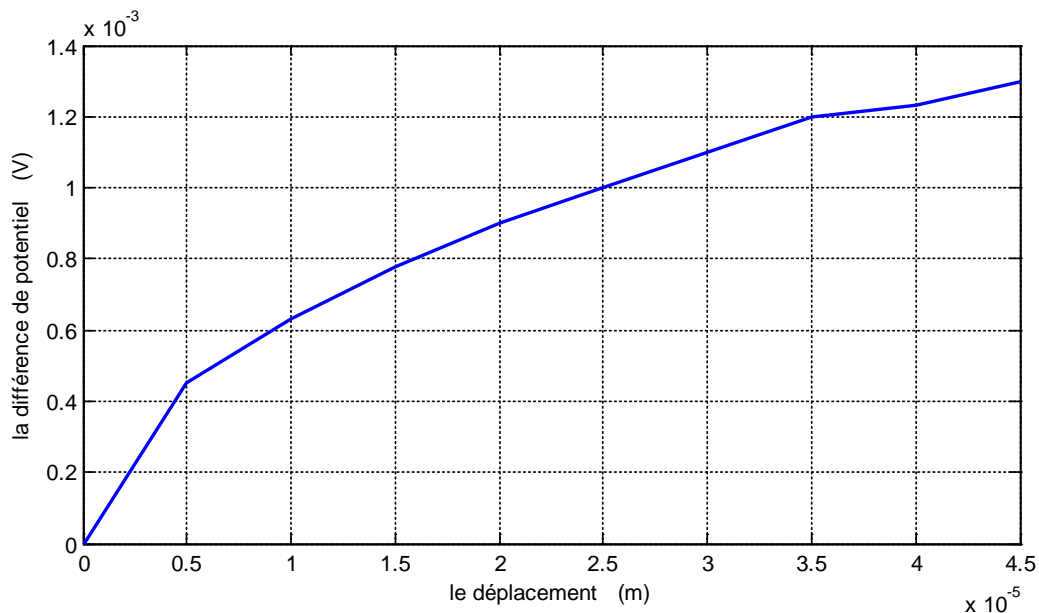


Figure IV.22: La différence de potentiel U en fonction du déplacement DI.

La figure (IV.20) représente l'allure de la différence de potentiel en fonction du déplacement, on remarque qu'à chaque augmentation de la valeur de (l) on récupère une différence de potentiel qui est supérieure à la précédente, donc y a une proportionnalité entre le déplacement d et la différence de potentiel U

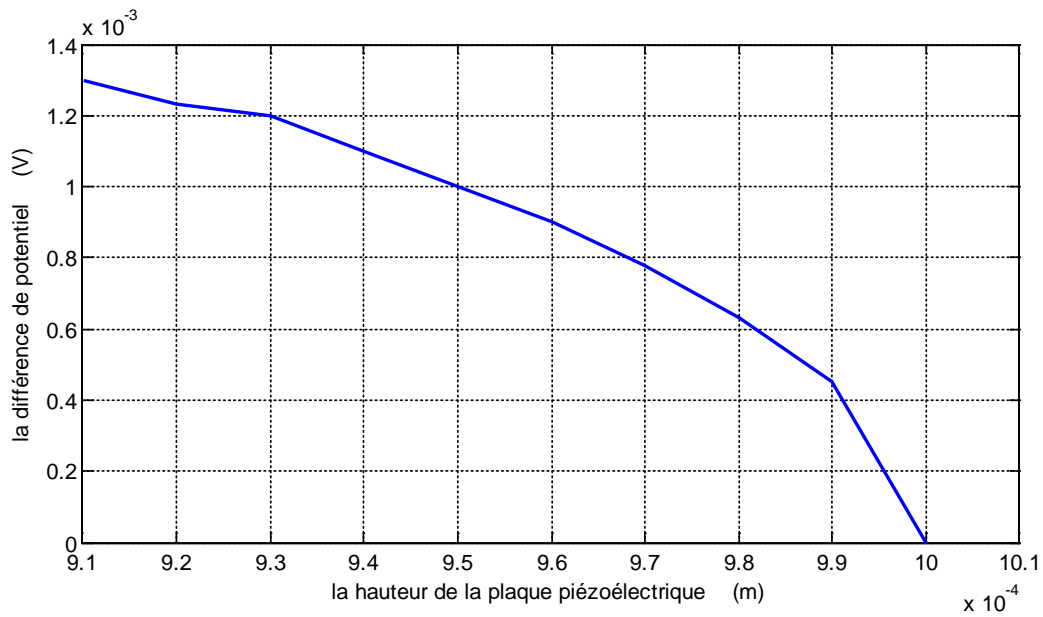


Figure IV.21 : La différence de potentiel U en fonction de la hauteur de la plaque piézoélectrique l .

IV.8 Conclusion :

Dans le processus de ce travail, on peut conclure que les déformations ont deux origines possibles : l'action d'une force extérieure, d'une part, et les propriétés des matériaux piézo-électriques d'autre part.

Dans ce chapitre, on a vu l'influence de la déformation sur les paramètres récupérés, par exemple la capacité (C) et la différence du potentiel (U).

Conclusion générale

Nous nous sommes intéressés, au cours de ce travail, à l'étude et au développement de modèles mathématiques et numériques des systèmes micro-électromécaniques. Le microsystème considéré dans cette étude constitue un capteur magnétostrictif intervenant dans le domaine biomédical essentiellement pour l'imagerie biomédicale.

La modélisation éléments finis est effectuée avec le logiciel MATLAB.

L'objectif de ce travail consiste à étudier l'évolution de la variation de la différence de potentiel U et de la capacité C en fonction de la déformation de la plaque piézoélectrique.

D'après les résultats obtenus, on a remarqué que la variation de la différence de potentiel est proportionnelle à la variation de la déformation.

Finalement on constate que l'augmentation de la déformation engendre une différence de potentiel importante.

Bibliographie

- [1] Hakim BENS Aidane 'Modélisation de systèmes micro-électromécaniques (MEMS) en régime dynamique par la méthode des éléments finis' Mémoire de Magister, Université de Tizi-Ouzou. Algérie 2006.
- [2] Rima HAMOUI 'Contribution à une plate forme d'aide à la conception de microsysteme' Thèse de Doctorat. Institut national des sciences appliquées de Lyon. France 2009.
- [3] Hikmat ACHKAR 'Modélisation et conception des micros commutateurs RF MEMS à actionneur électrostatique et/ou piézoélectrique'. Thèse de doctorat ? Université de Toulouse. France 2009 ;
- [4] Benoit Charlot 'Modélisation de fautes et conception en vue de texte structurel des microsystemes'. Thèse de doctorat. Institut national polytechnique de Grenoble. France 2001.
- [5] Boutheina Cherif ' Des puces à protéines/peptides pour des applications en recherche fondamentale et clinique'. Thèse de doctorat. Université Joseph Fourier-Grenoble I. France 2006.
- [6] Patrice Minotti, Antoine Ferreira 'Les micromachines'. Edition HERMES. Paris 1998.
- [7] François Conseil 'Simulation, conception et réalisation d'un commutateur en technologie microsysteme pour dispositifs logiques sécuritaires'. Thèse de doctorat. Université des sciences technologies de Lille. France 2004.
- [8] Agnès PESSIOT-BONVILAIN 'Etude et réalisation d'un micro-robot à pattes : structure mécanique et micro-actionnement'. Thèse de doctorat. Université de Franche-Comté. France 2002.
- [9] Adao DELEHELLE 'Etude d'un concept innovant d'actionneur électromécanique linéaire à effet magnétique et piézoélectrique en vue de l'application dans le domaine des commandes de vol'. thèse de doctorat. Institut national polytechnique de Toulouse. France 2008.
- [10] M. Gyimesi, I. Avdeev and D. Ostergaard 'Finite element simulation of micro-electromechanical system (MEMS) by strongly coupled electro-mechanical transducers'. IEEE, transaction on magnetic volume 40, N°2, 2004, pages 557-560.
- [11] Hafaid Imen ' Etudes physico-chimique de capteurs à base de nanomatériaux pour des applications biomédicales'. Thèse de doctorat. Lyon 2009.
- [12] Nasr Kaid Ali Moulhi 'exploration cardiovasculaire par étude Corrélatrice des activités électriques et Hémodynamiques cardiaques et l'activité Rhéologique pariétale'.mémoire de magister. Université de Tlemcen 2002.
- [13] Cyril Ravat 'Conception de multi-capteurs à courants de Foucault et inversion des signaux associés pour le contrôle non destructif '. Thèse de doctorat. Université de Paris sud 11.
- [14] B. Luc Quim et O. Pironneau, 'introduction au calcul scientifique', collections mathématiques appliquées pour la maitrise, Masson. Paris 1996.
- [15] O. C. Zienkiewicz et R. L. Taylor 'La méthode des éléments finis : Formulation de base et problemes lineaires'. Afnor. Paris 1991.
- [16] H. MOHELLEBI 'Modèle analytico-numérique de calcul des courants de Foucault dans des dispositifs axisymétriques'. Mémoire de Magister. Université de Tizi-Ouzou 1996.
- [17] Joseph Baixeras 'Les supraconducteur'. Science et technique de l'ingénieur, édition Eyrolles (CNRS) 1998.

- [18] N. Hulin et M. Hulin, Equations de Maxwell, ondes électromagnétiques, Tome3, édition Ediscienne. Paris 1996.
- [19] N. Amzallag, N. Picolli, Electromagnétisme, Tome3, Edition Ediscienne, Paris 1996.
- [20] J.C. Sabonnadière, J. L. Colomb 'Calcul des champs électromagnétiques'. Technique de l'ingénieur, D 3020, traité de génie électrique. 2003.
- [21] Matthew N. O. Sadiku 'Numerical technique in Electromagnetic'. Copyright C by CRC Press Inc, ISBN 0684936423265, 1992.
- [22] R. Albanese, G. Rubinacci 'Numerical procedures for the solution of non linear electromagnetic problems'. IEEE transaction on magnetic. Vol. 28, No.2 PP 1228-123. March 1992.
- [23] P. P. Silvester and R. L Ferrari 'Finite elements method for electrical engineers'. Cambridge university press. 2nd edition 1990. Reprinted 1991.
- [24] M. Gyimesi, I. Avdeev and D. Ostergaard 'Finite element simulation of micro-electromechanical system (MEMS) by strongly coupled electro-mechanical transducers'. IEEE, transaction on magnetic volume 40, N°2, 2004, pages 557-560.