



Transmission d'énergie sans fil pour les implants biomédicaux

Mémoire

Hicham Jouaicha

Maîtrise en génie électrique - avec mémoire
Maître ès sciences (M. Sc.)

Québec, Canada

Résumé

Au cours des dernières années, le progrès des dispositifs électroniques implantables alimentés par des technologies sans fil a évolué continuellement et le besoin d'une alimentation sans fil et durable devient nécessaire pour le développement de ces appareils. La transmission d'énergie sans fil est l'une des technologies clés ayant été utilisée dernièrement pour alimenter les implants biomédicaux. Elle a été en effet l'objet des recherches scientifiques pour le traitement des maladies chroniques. La recherche en neuroscience est l'une des applications où le transfert d'énergie sans fil a amélioré la performance des implants neuronaux et a participé à la réduction de la taille, la complexité et à la consommation d'énergie de ces dispositifs. Ces implants ne peuvent pas utiliser de grosses batteries en raison de l'espace limité et pour éviter le risque associé à la chirurgie invasive pouvant également changer les résultats des expériences.

Cette thèse présente le développement d'un système de transmission d'énergie sans fil par couplage inductif pour l'alimentation d'une interface d'enregistrement neuronal. Le système réalisé évite d'utiliser des grosses batteries ou câbles pour fournir l'énergie à ces interfaces et augmente la durée de vie des batteries implantables afin d'effectuer des opérations électrophysiologiques sur les animaux vivants à long terme. Cette base aidera les médecins et neuroscientifiques à suivre le comportement de ces animaux en mouvement libre et pendant une longue période de temps et en toute sécurité. La plateforme sans fil développée utilise une cage énergétique afin d'effectuer ces opérations et dans le but de distribuer la puissance dans plusieurs positions en fonction des déplacements et les mouvements effectués par des animaux des tests à l'intérieur de la cage. Le travail réalisé dans ce mémoire fournit de nouvelles stratégies pour la conception optimale des systèmes d'alimentations sans fil avec des améliorations et de forts résultats expérimentaux. Il comprend en outre le développement de quatre systèmes. Tout d'abord, l'architecture de chaque système sera présentée d'une manière ingénieuse. Par la suite, les performances du système pour des tests expérimentaux seront expliqués. Les résultats de ces tests seront bien sûr interprétés tout en comparant avec des systèmes existants. Une validation de ces résultats sera finalement effectuée avec des animaux vivants pour tester la fonctionnalité de la plateforme dans un cadre réel

Abstract

In recent years, the progress of implantable electronic devices powered by wireless technologies has evolved continuously and the need for wireless and sustainable power becomes necessary for the development of these devices. The transmission of energy without wire is one of the key technologies used lately to power biomedical implants and which has been the subject of scientific research for the treatment of several diseases such as chronic diseases. Research in neuroscience is indeed one of the applications where wireless energy transfer has improved the performance of neural implants and participated in reducing the size, complexity, and power consumption of these devices. Since these implants cannot use large batteries due to the limited space of these implants and to avoid the risk associated with the surgery, the change of the folds which can also change the results of experiment.

In this thesis, a wireless energy transmission system by inductive coupling is presented, this system is used to power a neural interface. Which has made it possible to avoid the use of large batteries or cables to provide energy to these interfaces and which has increase the lifespan of implantable batteries in order to perform electrophysiological operations on living animals and in the long term, this will help physicians and neuroscientists to follow the behavior of these animals in free movement and during a long period of time and in complete safety. The developed wireless platform uses an energy cage to perform these operations and to distribute the power in several positions according to the displacements and the movements carried out by the animals of the tests inside the cage. The work carried out in this thesis provides new strategies for the optimal design of wireless power systems, with innovations and strong experimental results. It also includes the development of four systems with innovations. Firstly, the architecture of each system will be genuinely presented. Furthermore, the performance of the system for testing of the experimental will be explained. The results of these tests will be indeed interpreted in comparison with existing systems. A validation of these results will be finally performed with live animals to test the functionality of the platform in a real setting.

Table des matières

Résumé	ii
Abstract	iii
Table des matières	iv
Liste des tableaux	vi
Liste des figures	vii
Remerciements	x
Introduction	1
Chapitre 1 Revue de littérature	7
1.1. Les systèmes d'enregistrement neuronal classiques	7
1.2. Consommation d'énergie	8
1.3. Durée de vie de la batterie	8
1.3.1. Les phases de charge des batteries de lithium.....	9
1.4. Les types de transmission d'énergie sans fil des IMD.....	10
1.4.1. Les systèmes WPT RF-radiatifs.....	11
1.4.2. Les systèmes WPT non-radiatifs	11
1.5. WPT par couplage inductif pour les IMD.....	12
1.6. Méthodologies et paramètres optimaux de conception de la liaison inductive.....	14
1.6.1. Choix des diamètres en fonction de la distance	14
1.6.2. Estimation des paramètres de circuit équivalent d'une bobine.....	15
1.6.3. Calcul de l'inductance en fonction de la forme géométrique	16
1.6.4. Choix de la fréquence optimale	17
1.7. Maximisation des performances des systèmes de transfert d'énergie sans fil.....	18
1.7.1. Puissance délivrée à la charge maximale.....	20
1.8. Récupération d'énergie sans fil.....	21
1.9. Transfert d'énergie sans fil en mouvement libre	23
Chapitre 2 Conception d'un système de transmission d'énergie sans fil de haute efficacité avec une distribution homogène de puissance	27
2.1. Présentation du système.....	27
2.2. Circuit transmetteur d'énergie	29
2.3. Résultats des tests expérimentaux.....	33
2.3.1. Mesures de performance et analyse des résultats.....	34
2.3.2. L'efficacité de puissance de transmission (PTE) du système	37
2.3.3. Comparaison de la performance du système avec les systèmes existants	39

Chapitre 3	Conception d'un système pour le chargement sans fil des batteries implantées pour les animaux qui se déplacent en mouvement libre	41
3.1.	Présentation du système	41
3.2.	Description du bloc diagramme du système	43
3.3.	Le système de réception d'énergie.....	44
3.3.1.	Architecture interne et principe de fonctionnement du circuit	45
3.4.	Processus de conception pour maximiser la performance	46
3.4.1.	L'efficacité de puissance de transmission (PTE) du système	48
3.5.	Résultats des tests expérimentaux.....	49
3.5.1.	Résultats avec le Convertisseur Boost TLV61220	49
3.5.2.	Résultats avec Le circuit Buck TPS54560.....	53
3.5.3.	Résultats des tests expérimentaux avec le LDO TPS7A470.....	57
3.6.	Conclusion	58
Chapitre 4	Amélioration du système de récupération d'énergie pour s'adapter au désalignement	59
4.1.	Récupérateur d'énergie avec une bobine inclinée à 45°	59
4.2.	Test in Vivo	60
4.3.	Récupérateur d'énergie avec une bobine Split.....	63
4.3.1	Résultats des tests expérimentaux.....	64
Conclusion et les travaux futurs		66
Bibliographie		69
Annexe A		77
Annexe B		78

Liste des tableaux

2.1	Comparaison de la FOM du système par rapport aux systèmes existants.....	40
3.1	Paramètres géométriques des bobines de réception utilisés	55
3.2	Performances du circuit TPS4056 en fonction de la distance et la géométrie	56
3.3	Performances du circuit TPS7A470 en fonction de la distance et la géométrie.....	58
4.1	Paramètres géométriques des deux bobines Split utilisées dans cette amélioration.....	63

Liste des figures

1.1	Exemples des interfaces alimentées par batterie, (a) un système Commercial de TBSI [55]-[57], (b) un système de plexon montré dans [62]	8
1.2	les différentes sources d'énergie sans fil pour l'alimentation des IMD	10
1.3	Schéma qui montre la classification des systèmes WPT électromagnétique	11
1.4	WPT avec couplage inductif pour Alimenter un stimulateur cardiaque [35]	12
1.5	WPT avec bobine flexible pour l'optogénétique in vivo développé dans [36]	12
1.6	Schéma d'une liaison inductive avec deux bobines spécifiées par les diamètres et la distance.....	14
1.7	démonstrations des paramètres d'une bobine carrée et son model équivalent	15
1.8	Schéma d'une liaison de transmission avec deux bobines	18
1.9	Schéma d'une liaison de transmission avec trois bobines	18
1.10	Schéma d'une liaison de transmission avec quatre bobines	18
1.11	Carte de développement d'un convertisseur Boost commercial TLV61220 [69].	22
1.12	Carte de développement d'un convertisseur Buck commercial [68].	22
1.13	Le récupérateur d'énergie et chargeur de batterie LTC4120 [70].	23
1.14	Une cage énergétique commerciale réalisé par TBSI et montrée dans [56]-[57].	23
1.15	Une cage d'énergie avec cavité résonnante montrée dans [58].	24
1.16	Une cage énergétique intelligente pour suivre les mouvements, développée dans [59].	24
1.17	Une cage d'énergie avec des Bobines enroulées développé dans [60].	25
1.18	Une cage énergétique avec un récepteur adapté au désalignement montré dans [17].....	25
2.1	Bloc diagramme du système de transmission d'énergie proposé	28
2.2	Présentation des bobines émettrices et réceptrices du système	28
2.3	Une image du circuit transmetteur d'énergie sans fil réalisé	29
2.4	PCB du circuit transmetteur d'énergie sans fil.....	32
2.5	Schéma électrique en 3D de l'amplificateur de puissance	32
2.6	Signal de sortie de transmetteur d'énergie sans fil mesuré aux bornes de la bobine émettrice L1i.....	33
2.7	Signaux en régime transitoire mesurés expérimentalement, avec VTX la tension de sortie du transmetteur et VRX la tension mesurée aux bornes de la bobine L3.....	33
2.8	Distribution de la puissance délivrée par ce système pour une résistance de charge de 24	

ohms et en fonction de la distance et les coordonnées X et Y qui montrent la position du récepteur.	35
2.9 Distribution de la puissance délivrée par ce système pour une résistance de charge de 50 ohms et en fonction de la distance et les coordonnées X et Y qui montrent la position du récepteur	36
2.10 Distribution de l'efficacité de puissance de transmission du système en %, avec une charge de 24 ohms et pour d=1 cm.....	38
2.11 Distribution de l'efficacité de puissance de transmission du système en %, avec une charge de 24 ohms et pour une distance de transmission de 2.5 Cm	38
2.12 Distribution de l'efficacité de puissance de transmission du système en %, pour une charge de 24 ohms et pour une distance de transmission de 5 Cm	39
3.1 la plateforme de transmission sans fil incluant la cage d'énergie et le prototype implantable	42
3.2 Schéma du bloc diagramme de système	42
3.3 l'implémentation premier prototype de récupération d'énergie et la bobine réceptrice avec la batterie de l'interface neuronale	44
3.4 le schéma du circuit de récupération d'énergie proposé.....	45
3.5 Organigramme pour la description de processus de conception d'un lien de transmission optimal.....	47
3.6 le schéma du circuit de récupération d'énergie avec le TLV61220	49
3.7 la variation de la puissance fournit par le circuit TLV61220 en fonction des cordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=1cm.....	50
3.8 la variation du courant de sortie du circuit TLV61220 en fonction des cordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=1cm.	51
3.9 la variation de la puissance fournit par le circuit TLV61220 en fonction des cordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=2.5cm.	51
3.10 la variation du courant de sortie du circuit TLV61220 en fonction des cordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=2.5cm.	52
3.11 la variation du courant de sortie du circuit TLV61220 en fonction des cordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=2.5cm.	52
3.12 la variation du courant de sortie du circuit TLV61220 en fonction des cordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=5cm.	53

3.13	le schéma du circuit de récupération d'énergie avec le TPS54560	53
3.14	Carte de développement du circuit TPS54560 [68].	54
3.15	Photos des différentes bobines RX réalisées.	55
4.1	Implémentation du nouveau système de réception d'énergie avec la bobine inclinée à 45°.	60
4.2	Présentation de l'installation de la plateforme pour le test in vivo.	62
4.3	Démonstration du problème de désalignement avec un angle de 90°.	62
4.4	Le nouveau système de réception d'énergie, avec une bobine split et le nouveau PCB du circuit utilisé pour charger la batterie avec l'énergie sans fil.	63
4.5	PCB du circuit de récupération d'énergie avec les connecteurs.	64
4.6	Vue 3D du PCB de récupération d'énergie avec les connecteurs.	64
4.7	La variation de PDL pour un angle de 45° pour les distances 2.5 cm et 3 cm	65
4.8	La variation de PDL pour un angle de 0° pour les distances 2.5 cm et 3 cm	65
4.9	La variation de PDL pour un angle de 90° pour les distances 2.5 cm et 3 cm	65

Remerciements

Je tiens à remercier Dr Benoit Gosselin, mon superviseur de recherche et professeur titulaire au département de génie électrique et de génie informatique, de m'avoir reçu à l'Université de Laval. Non seulement pour son encadrement de très haut niveau, son suivi, ses précieux conseils et orientations, mais également pour sa disponibilité et son dévouement. Grâce à ses encouragements et son support, j'ai pu participer à divers projets innovants durant ma maîtrise. Il a été un véritable honneur de travailler sous sa supervision dans le cadre mon projet.

Je souhaite également remercier les membres de mon équipe pour leur aide, leur soutien, leur accueil chaleureux et leur convivialité durant mon parcours. Je tiens, en outre, remercier spécialement Gabriel Gagnon pour son suivi, sa collaboration ainsi que son aide précieuse au niveau de la pratique et de la théorie de haut niveau dans ce projet. J'exprime également ma gratitude envers Hadi Hayati Konimi pour son support dans les tests effectués en laboratoire et Vahid Khojasteh pour sa participation. Un remerciement spécial à Mousa Karimi pour sa collaboration dans la publication effectuée.

Il est de même primordial d'exprimer ma gratitude envers les membres de ma famille et davantage à mon père. Que ce soit avec leurs encouragements et leur support tout au long de mon cheminement universitaire à l'Université de Laval.

Introduction

Mise en contexte

Les implants biomédicaux sont utilisés pour soutenir, remplacer ou améliorer un mal-fonctionnement de la structure biologique du corps. Ils ont d'ailleurs connu un grand développement dans ces dernières années, permettant ainsi d'améliorer le niveau de vie des patients [1]. Les dispositifs neuronaux sont parmi les implants biomédicaux les plus avancés, cependant l'alimentation de ces appareils reste un défi majeur. Par exemple, lors d'expériences sur des animaux vivants, la plupart de ces interfaces ont été alimentées par des câbles transcutanés pour fournir de l'énergie à celles-ci [2]. En revanche, le problème trouve son origine lorsque les animaux rongent et tirent sur les câbles et perturbent l'expérience. De surcroît à cette anicroche, les câbles peuvent modifier le comportement de l'animal car ils ont un sentiment de liberté limité. Nécessitant certes la participation d'un opérateur humain à forte intensité pour objectif d'assurer un flux continu et régulier des tests, imposant un obstacle à la conduite des expériences à long terme [3]. D'autres interfaces, alimentées par des batteries implantables, ont notamment été développées dernièrement comme alternative aux câbles. Néanmoins, elles demeurent limitées en raison de l'impossibilité des piles à s'alimenter pour une longue durée [4]. De plus, afin d'augmenter la longévité de ces expériences, il est nécessaire que l'animal porte une grande charge utile de batterie. Or, si la batterie utilisée est trop grande, son poids et sa taille peuvent interférer avec le comportement de l'animal. Ce résultat n'est point souhaitable au cours de ces expériences, où l'on utilise de petits animaux comme les souris. De cette manière, un compromis doit être fait entre la taille et le poids du circuit implantable et la taille de l'animal utilisé [5]-[6]. Si la batterie en question est trop petite, la durée de l'expérience sera très courte et l'interface ne sera pas compatible avec les applications à forte puissance. Elle doit également être changée fréquemment, devenant un facteur de stress chronique pour l'animal et aura un impact sur la qualité et la répétabilité des résultats expérimentaux. Le second compromis en vigueur est la taille et le poids du circuit implantable et la durée ininterrompue des expériences [6]. Maintes techniques de transmission d'énergie sans fil ont été utilisées comme des sources d'alimentation externe, permettant l'augmentation de la durabilité des expériences et de surmonter la capacité limitée des batteries et d'éviter les risques d'infection chirurgicale [7]. Un grand nombre de sources d'énergie sans fil pourrait être utilisé telle que l'énergie sans fil par couplage inductif, d'autres par couplage capacitif et l'énergie photovoltaïque [8].

Contribution de ce mémoire

Le transfert d'énergie sans fil par couplage inductif (WPT) est une source d'énergie très efficace et appropriée pour la recharge de biocapteurs et dispositifs électroniques implantables. Celui-ci a été largement utilisé au cours des dernières années en raison du faible coût, de sa haute efficacité, sa fiabilité et la capacité à fournir une puissance suffisante pour alimenter les IMD. Éliminant ainsi en toute sécurité le besoin de fils transdermiques ou percutanés [9]. Les systèmes WPT permettent d'alimenter les implants, soit directement ou soit via une batterie rechargeable implantée [10]. Ainsi, il est possible d'exploiter les liaisons inductives pour la transmission des données en parallèle avec la transmission d'énergie [11]. Dans certaines études expérimentales sur les petits animaux, les techniques de transmission d'énergie par couplage inductif permettent d'étudier leur comportement en mouvement libre et pour une longue durée. Ces méthodes-ci offrent donc une flexibilité en termes de la taille et du rendement [12]-[13]. Il est également cohérent de noter que des cages énergétiques ont été développées afin d'aider les chercheurs et les médecins à effectuer des opérations électrophysiologiques sur ces animaux pour une longue période du temps et d'une façon ininterrompue et en mouvement libre [14]. Plusieurs cages d'énergie ont été développées dans la littérature scientifique et très peu sont destinées à la commercialisation, avec différents mécanismes et méthodes de conception.

Je présente dans ce mémoire des techniques pour le développement des systèmes de transmission d'énergie sans fil pour les applications biomédicales. L'objectif étant d'alimenter ces dispositifs et d'augmenter l'efficacité de puissance de transmission et la puissance délivrée aux IMD. Le système principal est basé, en effet, sur la transmission d'énergie sans fil dans la cage pour charger la batterie d'une interface d'enregistrement neuronale, ayant été développée par des chercheurs du laboratoire des systèmes biomédicaux de l'Université de Laval. Une grande partie des tests expérimentaux ont été effectués avant que nous ayons fait la conception d'un prototype final.

La plateforme sans fil a été utilisée dans un test in vivo sur une souris, pour étudier son comportement en mouvement libre et pour une longue durée de temps. Cette expérience a été effectuée dans le centre de recherche sur le cerveau CERVO de l'Université de Laval. Elle a pour but de tester la fonctionnalité de cette plateforme sans fil.

Des systèmes de transmission et de récupération d'énergie ont été développés, les récupérateurs d'énergie réalisés dans cette recherche sont légers et petits et sont assez

compact pour être utilisés dans les tests sur les animaux vivants comme les souris, le premier système qui a été réalisé a un poids de 3.9g avec la bobine réceptrice, le deuxième système a été fabriqué sur un FR4 très mince avec une dimension de 1 cm² et un poids de 0.9 g, tandis que son poids avec une bobine réceptrice inclinée à 45° est de 2.8 g,

Un troisième système de réception d'énergie a été développé avec une bobine de réception 3D qui a été divisée sur 3 angles (0°, 45° et 90°), cette technique est une bonne amélioration pour résoudre le problème de désalignement angulaire qui peut intervenir dans les tests in vivo, d'autre part dans ce dernier système, au lieu d'utiliser deux PCB on a intégré dans un seul PCB le circuit de récupération d'énergie et les connecteurs qui sont utilisés pour faire la connexion entre l'interface neuronale et l'implant.

D'ailleurs présentés dans ce mémoire. Ce cadre de recherche m'a donné en effet l'opportunité de faire une contribution dans une publication scientifique sous la direction du Professeur Benoit Gosselin, cette publication est présentée dans l'article suivant :

— M. Karimi, **H. Jouaicha**, F. Lellouche, P. -A. Bouchard, M. Sawan and B. Gosselin, "A 6.78-MHz Robust WPT System with Inductive Link Bandwidth Extended for cm-Sized Implantable Medical Devices," 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Montreal, QC, Canada

Méthodologie et organisation

Le contenu de ce mémoire est organisé de la façon suivante :

Le chapitre 1 présente une revue de littérature scientifique afin d'étudier les systèmes d'alimentation sans fil des IMD. Cette dernière introduira les règles et méthodologies de conceptions optimales de la liaison de transmission d'énergie par couplage inductif dans les applications biomédicales, les différents mécanismes et topologies de systèmes de cages énergétiques existantes utilisées dans les expériences électrophysiologiques in vivo.

Le chapitre deux est la première phase de conception de ce projet dans laquelle sera présentée la conception, la réalisation d'un transmetteur d'énergie sans fil de haute efficacité énergétique et les résultats des tests expérimentaux dans une liaison de transmission d'énergie sans fil avec trois bobines. Au cours de la conclusion de ce chapitre, une comparaison détaillée sera entreprise entre la performance de ce système avec des systèmes similaires déjà

réalisés et publiés.

L'objet du troisième chapitre présente le développement d'une cage d'énergie à base d'un résonateur hybride dans le but d'effectuer des expériences électrophysiologiques sur les animaux vivants pour une longue durée et d'une façon ininterrompue. Une présentation technique sera expliquée, une démonstration des circuits utilisés ainsi que les paramètres géométriques des bobines de transmission et de réception utilisées dans ce système. Une analyse des résultats des tests qui ont été effectués avec plusieurs récupérateurs d'énergie et une présentation du prototype final de récupération d'énergie étant développée pour charger les batteries implantées des IMD avec l'énergie sans fil seront présentés.

Le chapitre quatre porte sur l'amélioration et le développement du récepteur d'énergie réalisés dans le chapitre précédent. L'objectif de cette rectification est de réduire la taille et le poids de ce système et d'en faire une conception permettant la récupération de l'énergie en fonction des mouvements. Le sens d'orientation de la tête de la souris à l'intérieur de la cage, en présence du désalignement angulaire et deux circuits de récupération d'énergie seront également développés dans cette partie avec deux mécanismes pour la compensation des désalignements. La validation du fonctionnement a été, en outre, effectuée avec un test in vivo sur une souris de laboratoire.

Une conclusion sera tenue comme chapitre final ainsi qu'une discussion sur la pertinence de ce système, travaux prochains et améliorations à ajouter pour développer cette étude

Défis de réalisation

L'un des aspects les plus importants pour la conception d'un système WPT pour les IMD est d'augmenter la puissance délivrée à la charge (PDL), l'efficacité de puissance de transmission (PTE) et minimiser la consommation d'énergie. De sorte que la PDL varie en fonction de plusieurs facteurs comme la taille du récepteur et la distance de transmission [15]. En ce qui concerne les liaisons de transmission par couplage inductif, la quantité de puissance est liée à la géométrie de la bobine, une bobine plus grande peut de cette manière transmettre ou récupérer plus de puissance [16].

Dans cette recherche, la taille et le poids du récepteur sont très limités afin que la souris ne ressente pas un stress portant du poids supplémentaire. Ce facteur peut d'ailleurs changer les résultats des études électrophysiologiques parce qu'elle ne sera pas capable de se déplacer facilement. Il paraît donc évident qu'on ne peut utiliser une bobine réceptrice d'une grande

taille ou une grosse batterie dans cette recherche. Par contre, l'utilisation d'une bobine réceptrice de plus petite taille que la bobine du transmetteur va diminuer l'efficacité de transmission en raison du facteur de couplage K . Étant faible en raison du couplage maximum, cette situation-ci est réalisable seulement si la bobine émettrice et la bobine réceptrice ont la même taille. Cela permettrait d'augmenter la PTE avec une bobine RX plus petite, étant désormais possible d'augmenter la fréquence de la porteuse.

Cependant, il est important de prendre en considération les risques sanitaires en raison de l'absorption de l'énergie par le corps. Il faut ainsi choisir une fréquence dans la gamme des fréquences recommandées pour les IMD. Un facteur additionnel qu'il faut respecter dans cette étude est la distance de transmission qui devient très courte si le couplage mutuel entre le primaire et le récepteur est faible.

Afin d'augmenter la distance, il est possible d'ajouter des bobines comme des répéteurs entre le transmetteur et le récepteur. Il faut cependant prendre en compte les limites de la taille et du poids. Le dernier aspect concerne les tests électrophysiologiques in vivo. Il est primordial de considérer les mouvements effectués par l'animal à l'intérieur de la cage, provoquant constamment des désalignements entre l'émetteur de puissance (Tx) et le récepteur (Rx). Dans cette mesure, il est nécessaire de faire une conception d'un récepteur qui récupère l'énergie dans des angles différents et en fonction du sens d'orientation de la tête de l'animal.

.

Le calendrier du travail

Le développement de ce système est passé par plusieurs phases depuis l'été 2019, le calendrier suivant va décrire les étapes de réalisation en fonction du temps :

— Mai-juillet 2019 : Revue de littérature

Début du projet avec une revue de littérature scientifique sur la transmission d'énergie sans fil dans les applications biomédicales et les systèmes des cages énergétiques. Cette revue de littérature m'a grandement aidé dans la rédaction de ce mémoire.

— Juillet-Aout 2019 : Conception du transmetteur d'énergie

Début de la phase de réalisation pratique par la conception du premier circuit de transmetteur d'énergie après la simulation logicielle. Commencement des premiers essais de conception des bobines en fonction des paramètres géométriques et d'adaptation avec l'utilisation de

l'analyseur du réseau vectoriel.

— **Septembre-Décembre 2019 : Développement du système de cage d'énergie**

Fabrication de la carte du circuit transmetteur d'énergie, implémentation avec la cage, conception des bobines de réception et réalisation des premiers tests expérimentaux et mesures en régime des transitoires des signaux, la mesure de la puissance de transmission, l'efficacité du transmetteur et la PDL du récepteur en fonction de la charge du système.

— **Janvier-Aout 2020 : Conception des récupérateurs d'énergie sans fil**

Mesures dans le plan de la cage dans des positions divergentes du récepteur et avec différentes distances de séparation. Interprétation 3D des résultats de l'efficacité de puissance de transmission et la puissance délivrée à la charge en Matlab et début des tests avec les récupérateurs d'énergie et les chargeurs de batterie sans fil. Écriture d'un bilan de tests expérimentaux de la variation de la puissance et de l'efficacité en fonction des paramètres géométriques et les circuits récupérations d'énergies. La comparaison des résultats et le choix d'un prototype final en fonction des critères recommandés pour ce projet a été également de mise.

— **Aout-décembre 2020 : Amélioration du chargeur de batterie sans fil et le test in vivo**

Préparation du prototype choisi pour qu'il soit adapté aux tests in vivo, miniaturisation du prototype et réduction du poids. Par la suite, j'ai fait la fabrication de deux systèmes à améliorer : un système avec une implémentation pour la compensation de désalignement à 45° et un deuxième système de récupération d'énergie dans tous les angles de désalignement avec l'intégration des connecteurs de l'interface neuronale et de l'implant sur le même PCB. La fabrication de ce prototype a été de plus entreprise faisant suite à la dernière phase étant le test des performances du système et l'interprétation des résultats

Chapitre 1

Revue de littérature

Cette section présente une revue de littérature sur les systèmes de transmission d'énergie sans fil pour les implants biomédicaux. Une analyse sera tout d'abord faite avec différentes techniques, règles et paramètres optimaux. Les défis de conception des liaisons de transfert par couplage inductif seront ainsi la continuation de même que la présentation des limitations des systèmes des IMD classiques et des systèmes de transfert d'énergie. Ceux-ci développés comme solution pour les animaux vivants se déplaçant librement.

1.1. Les systèmes d'enregistrement neuronal classiques

L'un des principaux objectifs de ce projet est d'alimenter une interface neuronale implantée, interface pouvant fournir une surveillance en temps réel des animaux éveillés. Tel que mentionné précédemment dans l'introduction, les systèmes IMD classiques utilisent des fils transcutanés pour alimenter les circuits actifs afin d'effectuer des expériences de neurophysiologie sur les rongeurs de laboratoire [17][18]. Les câbles peuvent, en effet, modifier le comportement de l'animal car ils ont un sentiment de liberté limité [18]. Comme alternative aux câbles, divers dispositifs d'enregistrement neuronal ont été développés avec différents niveaux de complexité, alimentés par des batteries, dont certains sont même des versions commerciales [19].

Comme le montre la figure 1.1, certains de ces dispositifs peuvent supporter à la fois la stimulation et l'enregistrement neuronal. De cette manière, il est nécessaire de prendre en considération la consommation d'énergie de ces interfaces qui peuvent affecter la taille et la durabilité de l'expérience [20]. La plupart de ces interfaces sont alimentées avec des batteries Li-ion de 3.7V, mais avec des capacités différentes. Cette décision de capacité de batterie dépend de la consommation et du besoin énergétique de l'interface, étant le défi majeur et presque le problème dominant de cette recherche. La consommation et le besoin énergétique sont dépendants de l'application et du type de IMD utilisé et peuvent être affectés par les autres facteurs telles que la taille et la durabilité.



FIGURE 1.1– Exemples des interfaces alimentées par batterie, (a) un système Commercial de TBSI [55]-[57], (b) un système de plexon montré dans [62]

1.2. Consommation d'énergie

Le niveau de puissance requis et la consommation d'énergie des IMD varient de μW à mW . Par exemple, les stimulateurs cardiaques et le pacemaker nécessitent un ordre de puissance de $10 \mu\text{W} - 1 \text{mW}$ [21]. Tandis que la pompe d'insuline a besoin d'une puissance entre 10mW et 50mW [22] ainsi qu'une puissance de 10mW à 100mW est nécessaire pour les implants cochléaires. Étant donné que dans cette recherche le IMD est un implant pour l'enregistrement neuronal, il est clair que la consommation d'énergie augmente en fonction du nombre de canaux d'enregistrement. D'ailleurs, des batteries de lithium ont été utilisées comme source d'alimentation pour les appareils médicaux implantables en raison de la densité d'énergie élevée par rapport au condensateur de stockage ou bien les supercondensateurs qui se déchargent rapidement [23].

La première pile au lithium implantée utilisée pour alimenter un pacemaker a été conçue par un scientifique italien en 1972. Avec l'avènement des batteries au lithium, la longévité d'un stimulateur cardiaque implanté a été étendue à 10 ans. Grâce à cet avancement technologique, plus de cinq millions de personnes ont bénéficié jusqu'ici [24]. Les batteries Li-ion sont rechargeables plusieurs fois, leur durée de vie plus longue, leur sécurité ultra élevée et leur fiabilité imbattable dans des conditions de fonctionnement difficile du corps humain [23].

1.3. Durée de vie de la batterie

La batterie souffre du processus de vieillissement, dégradant de la sorte leur performance. Elle peut être utilisée pour une durée plus longtemps que sa durée de vie spécifiée. Le nombre de cycle ou la durée de vie peuvent être calculés avant que la capacité utilisable

ou actuelle ne tombe à 80 % de la capacité maximale initiale ou origine [25]. Ce taux, considéré comme capacité minimale nécessaire pour fournir une durée d'exécution suffisante à l'appareil qu'il est censé d'alimenter.

1.3.1. Les phases de charge des batteries de lithium

Avant de se charger complètement, la batterie de lithium passe à travers trois phases afin d'atteindre la tension maximale qu'elle peut supporter. Pour une batterie de lithium de 3.7V, la tension maximale de charge est 4.2 V alors qu'une tension minimale de 3V est nécessaire pour la phase d'entretien si la batterie profondément déchargée (la tension est inférieure à 3 V). Pendant cette phase, la batterie commence à se charger avec une petite quantité de courant, chargée généralement à 0.1*capacité nominale de la batterie (en mAh), un courant de charge élevé conduit à une durée de charge courte [26]-[27]. Cette durée peut être calculée par le rapport :

$$Durée\ de\ charge = \frac{Capacité\ maximale\ de\ la\ batterie\ (mAh)}{courant\ de\ charge\ (mA)} \quad (1.1)$$

Par exemple, pour une batterie qui a une capacité nominale de 40 mAh, nous avons besoin d'un courant de 40 mA pour réussir à charger la batterie dans une heure et 80 mA pour une durée de 30 minutes. Cependant, pendant la phase d'entretien, un courant de charge supérieur à 0.1*C peut être dangereux en raison de l'impédance interne élevée de la batterie pour les tensions au-dessus de 3,0 V.

La batterie peut donc commencer à se charger avec des courants élevés, mais dans la deuxième phase, celle de courant constant, lorsque la tension de la batterie approche de 4.2V, le courant de charge diminue progressivement jusqu'à un seuil est atteint qui est généralement d'environ 2% de la capacité nominale de la batterie, cette région permet de compenser les chutes internes de la batterie. La phase finale est celle de fin de charge. La particularité de cette région est qu'une fois que la batterie atteint la tension maximale 4.2V, le courant de charge atteint le seuil de coupure et le circuit chargeur de batterie entre dans la région de fin de charge pour protéger la batterie contre la surcharge et augmenter sa durée de vie.[27]-[28].

1.4. Les types de transmission d'énergie sans fil des IMD

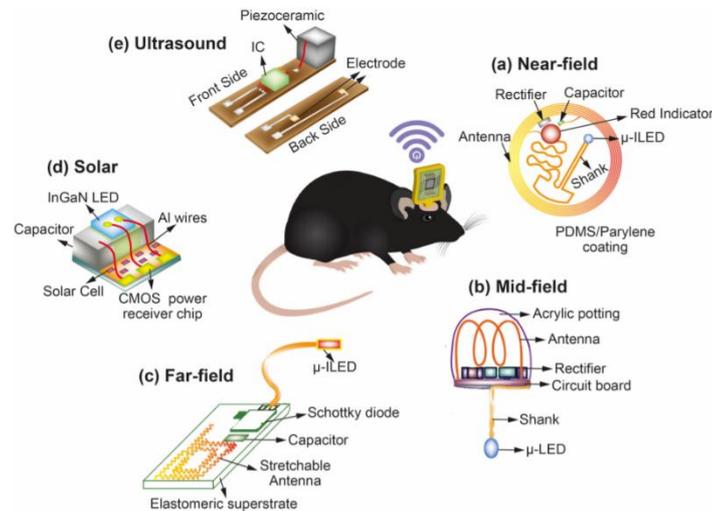


FIGURE 1.2– les différentes sources d'énergie sans fil pour l'alimentation des IMD présentées dans [29]

Il est suggéré d'utiliser des sources et des techniques de transfert d'énergie sans fil pour fournir une alimentation sans fil continue aux IMD. Il est à noter que WPT est une technologie qui transfère l'énergie électrique d'une source ou d'une borne d'alimentation à un appareil récepteur sans passer par un conducteur. Plusieurs technologies de transfert d'énergie ont été utilisées pour le développement des IMD : l'énergie ultrasonique, photovoltaïque et l'électromagnétique (EM). Ces sources d'énergie permettent aux IMD de fonctionner d'une façon autonome [29]-[30], chaque source a des limites, mais elles ont une exigence commune : assurer une alimentation sans fil suffisante au circuit implantable avec une efficacité de transfert élevée (PTE) sans avoir dépassé la limite du taux d'absorption spécifique (SAR). Il est essentiel de prendre en compte les risques sanitaires associés lors de la conception d'un système de transmission d'énergie sans fil pour des applications biomédicales. Les champs électromagnétiques, frappant le corps, pourraient conduire à une puissance dissipée dans le tissu et à son tour à une augmentation de la température [31].

La pertinence du choix de la fréquence est majeure pour éviter ces risques sanitaires causés par l'exposition du corps à des niveaux de rayonnement très élevés [32]. L'augmentation de la fréquence augmente le risque d'exposition dangereuse du personnel aux rayonnements électromagnétiques prenant source de l'effet thermique résultant sur l'échauffement des tissus biologiques [31]. Les systèmes de WPT électromagnétiques peuvent être classés en deux catégories : les systèmes radiatifs tels que les circuits micro-ondes, et le laser et les systèmes non radiatifs comme les liaisons de transmission inductif et capacitifs [33].

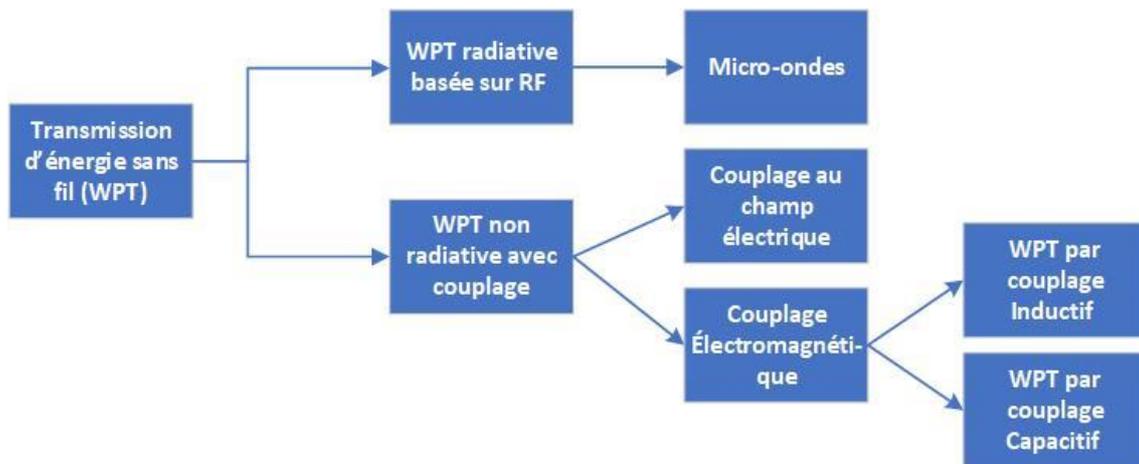


FIGURE 1.3– Schéma qui montre la classification des systèmes WPT électromagnétiques

1.4.1. Les systèmes WPT RF-radiatifs

Le WPT radiatif est une technique de transmission sans fil en champ lointain, étant utilisée pour la transmission de puissance des distances plus longues, des dizaines de kilomètres par exemple. L'approche radiative utilise des ondes électromagnétiques (EM) pour transmettre l'énergie sans fil. La plupart des systèmes radiatifs utilisent généralement des antennes à gain élevé pour transmettre la puissance par des ondes radio comme les micro-ondes et les radiofréquences. Cette technologie peut atteindre des rendements élevés et peut fonctionner à des fréquences plus élevées comme MHz et GHz pour les ondes radio et même THz pour les ondes lumineuses de longue distance de transmission et des niveaux de puissance élevée [33]-[34]. Le principal inconvénient des techniques radiatives est la directivité car les ondes radio et la transmission optique nécessitent une antenne émettrice ou un laser émetteur destiné directement à la réception [34].

1.4.2. Les systèmes WPT non-radiatifs

Parmi les systèmes WPT non radiatifs le plus utilisés dans la transmission d'énergie sans fil pour les IMD, nous y trouvons les systèmes WPT par couplage capacitif et d'autres par couplage inductif. Ces systèmes ont une distance limitée par rapport aux systèmes radiatifs, peuvent fonctionner sur des fréquences de KHz à Mhz et peuvent transférer jusqu'à des kilowatts de puissance dans une plage de millimètres à centimètres. Cette perspective de la matière repose sur le couplage de champ magnétique pour obtenir un transfert d'énergie sans fil et constitue une solution efficace pour l'alimentation des implants en raison du moindre échauffement et de l'absorption d'énergie dans les tissus biologiques [33].

1.5. WPT par couplage inductif pour les IMD

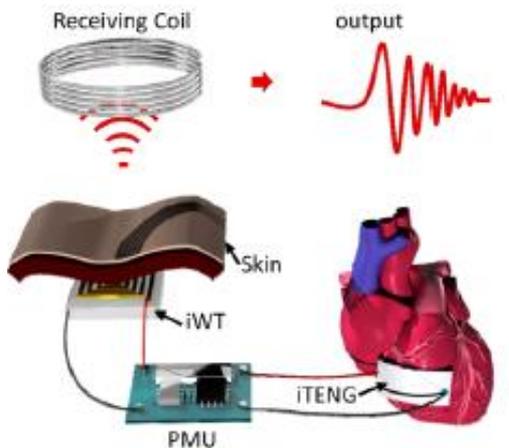


FIGURE 1.4– WPT avec couplage inductif pour alimenter un stimulateur cardiaque [35]

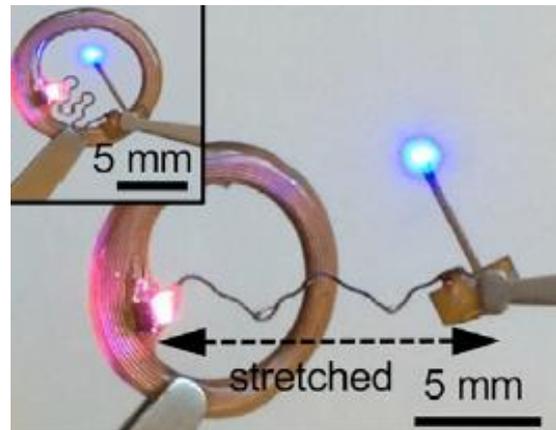


FIGURE 1.5– WPT avec bobine flexible pour l'optogénétique in vivo développé dans [36]

Au cours des dernières années, plusieurs IMD ont été développés avec une source d'énergie sans fil par couplage inductif tout comme les implants cardiaques et les systèmes de stimulation optique. Cette façon peut offrir une efficacité de puissance de transmission élevée (PTE) à ces systèmes. Un stimulateur cardiaque, représenté sur la figure 1.4, a été notamment développé [35] afin de récupérer une énergie sans fil par couplage inductif pour charger une pile. Ce stimulateur est, en réalité, un instrument de traitement électronique implanté dans le corps, qui envoie des impulsions électriques d'énergie fournies par les batteries à travers un générateur d'impulsions. La durée de vie de la batterie implantée est de huit à quatre ans. La transmission d'énergie sans fil pour ce système permet au stimulateur cardiaque d'éviter les interventions chirurgicales qui nuisent au corps pour le contrôle ou le remplacement des piles pouvant causer des dommages secondaires [35].

D'ailleurs [36], un système optoélectronique sans fil a été développé, démontré à la figure 1.5, dans le but d'effectuer une expérience optogénétique in vivo sur un animal du laboratoire. Ce système ingénieux consiste à injecter la lumière dans les cellules du cerveau d'une souris pour comprendre et étudier son comportement en mouvement libre. Une liaison de transmission par couplage inductif a ainsi été utilisée afin d'alimenter le système avec une bobine de réception flexible et très mince réalisée sur une substrat de polymères avec un diamètre extérieur de 9.8 mm et un poids total de 30 mg pour être implanté facilement [36].

La transmission d'énergie sans fil par couplage inductif (WPT) est une technique très intéressante dans le but de fournir une alimentation sans fil et à distance aux dispositifs

médicaux implantables (IMD). Les transmissions par couplage inductif et capacitif sont des méthodes courantes pour le transfert d'énergie sans fil vers les IMD. Le couplage capacitif est certes durable dans des applications de niveau kW et a moins d'interférences électromagnétiques grâce à sa taille réduite. En revanche, le couplage inductif a été le plus fréquemment utilisé et a reçu une attention significative en tant que source d'alimentation alternative pour les dispositifs médicaux implantables. En raison des diverses charges, plusieurs plages de puissance de fonctionnement ont la possibilité d'éliminer l'utilisation de fils volumineux pour les IMD, charger leurs batteries, augmenter leur longévité et réduire leur taille et risques [37]. Les systèmes WPT fournissent une énergie aux IMD soit directement soit via une batterie rechargeable implantée [12].

Les liaisons de transmission par couplage inductif sont principalement utilisées pour la transmission d'énergie aux neurostimulateurs et les IMD neuronales. Ayant facilement la capacité de pénétrer à travers les tissus si le dispositif est implanté dans le corps sans avoir une grande perte d'énergie surtout aux basses fréquences [38], les systèmes WPT par couplage inductif peuvent être divisés en deux côtés : une partie d'émission TX et une partie de réception RX. Le développement d'une liaison inductive est basé sur l'application, généralement pour les dispositifs implantables avec une liaison de deux bobines, la puissance est couplée inductivement entre une bobine primaire située à l'extérieur du corps et une bobine réceptrice implantée. Regardant plus en profondeur la partie extérieure de la bobine primaire, elle est commandée par un amplificateur de puissance.

La plupart des recherches utilisent un amplificateur de classe E, permettant de fournir un courant élevé afin de commander la bobine de transmission. D'autres circuits peuvent être de même utilisés tout comme la classe D, mais l'amplificateur de puissance classe E est l'un des circuits transmetteurs d'énergie les plus efficaces avec de faibles pertes de puissance lorsqu'il est réglé dans des conditions optimales. Il peut être, en outre, utilisé pour des fréquences allant de centaines de kHz à plusieurs MHz [39].

La taille de la bobine implantée est comprise entre plusieurs millimètres à quelques centimètres. Lorsque la fréquence augmente, la longueur d'onde électromagnétique devient plus proportionnelle à la dimension de la bobine et à l'espace entre les bobines [40]. Une efficacité raisonnable pour le transfert de puissance, l'insensibilité aux désalignements et la biocompatibilité sont nécessaires pour une liaison inductive robuste dans le contexte d'implants médicaux. Cependant parfois, le tissu biologique crée également des problèmes importants pour la propagation des champs électromagnétiques et dilue le champ électrique,

affectant ainsi l'efficacité de la liaison inductive [41]

1.6. Méthodologies et paramètres optimaux de conception de la liaison inductive

1.6.1. Choix des diamètres en fonction de la distance

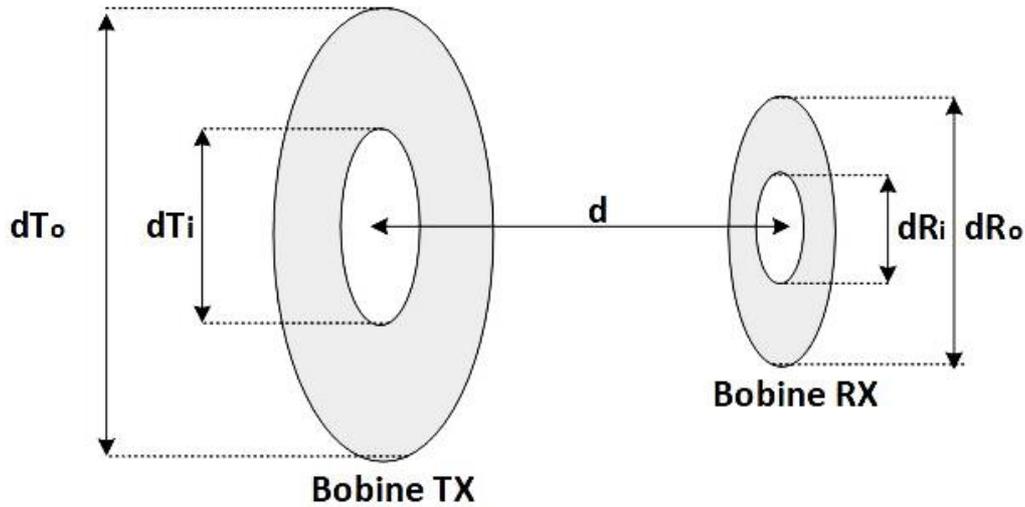


FIGURE 1.6– Schéma d'une liaison inductive avec deux bobines spécifiées par les diamètres et la distance

Les tailles des bobines de l'émetteur et du récepteur ainsi que la distance de séparation sont les paramètres critiques dans la conception des systèmes de transmission d'énergie sans fil efficaces. Les applications biomédicales placent une limite supérieure sur le diamètre extérieur de la bobine de réception dR_o , implantée dans le corps, ayant une limite inférieure sur la distance (d) entre la bobine TX et RX puisque la bobine d'émission est située à l'extérieur du corps [42]. Dans le but de maximiser l'efficacité, il faut maximiser le facteur de couplage K , facteur variant en fonction de la distance de séparation entre l'émetteur et le récepteur.

On peut déterminer le diamètre extérieur des bobines TX et RX en fonction des paramètres géométriques des bobines en utilisant l'équation (1.4) démontrée dans [44]-[45].

$$d_o = 2nw + (2n - 1) S + d_i \quad (1.2)$$

La courte distance de transmission est l'une des limites d'utilisation de bobines dans les applications médicales où il existe des dimensions optimales à respecter dans la conception des bobines pour avoir un meilleur WPT. Si la distance augmente, le facteur de couplage diminue et le ratio d/dR_o augmente, réduisant ainsi l'efficacité de puissance de transmission

(PTE). Dans le cas où la bobine émettrice et la bobine réceptrice ont la même taille, le couplage maximum est réalisable, bien qu'en pratique, la bobine implantée est nettement plus petite que la bobine émettrice. Si le diamètre de la bobine réceptrice est réduit, il doit être plus proche de la bobine émettrice pour recevoir plus de densité de flux. Par conséquent, le diamètre de la bobine de l'émetteur doit être proche de celui du récepteur afin d'obtenir une efficacité de transfert de puissance maximale.

1.6.2. Estimation des paramètres de circuit équivalent d'une bobine

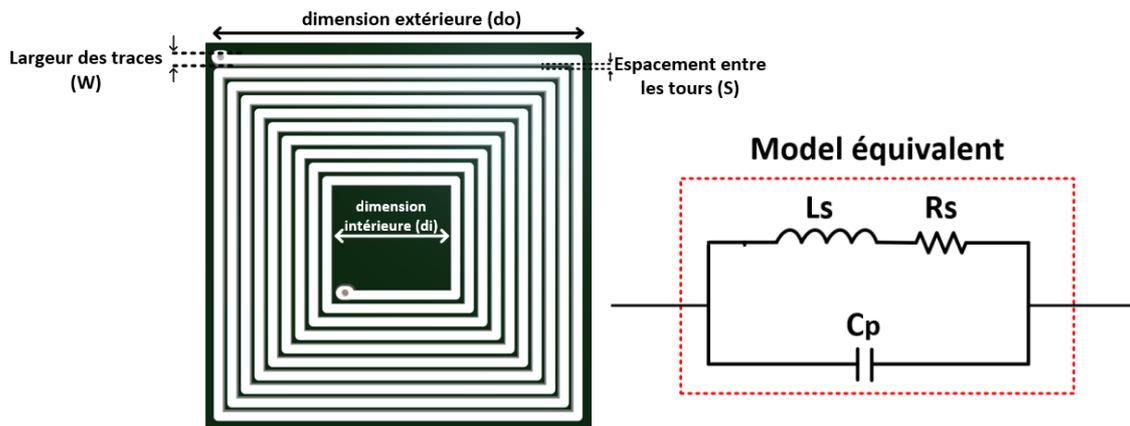


FIGURE 1.7– démonstration des paramètres d'une bobine carrée et son model équivalent

Les bobines TX et RX illustrées à la figure 1.6 peuvent être représentées de manière équivalente par un circuit RLC illustré à la figure 1.7, l'impédance totale d'une bobine peut être écrite comme :

$$Z_T = (j\omega L_s + R_s) \parallel \frac{1}{j\omega C_p} \quad (1.3)$$

L'objectif de ce modèle est de déterminer les paramètres d'une bobine comme l'inductance L et le facteur de qualité Q, Chaque bobine d'une liaison de transmission sans fil a un facteur de qualité, ce facteur affecte l'efficacité énergétique et il est lié à la résistance parasite de la bobine, En se basant sur le model équivalent de la figure 1.7, chaque bobine peut être modélisée par une self inductance (L_{eff}) et une résistance série effective (ESR) qui peuvent être calculées par les deux expressions suivantes [51] :

$$ESR = \frac{R_s}{(1 - \omega L_s C_p)^2} \quad (1.4)$$

$$L_{eff} = \frac{L_s}{(1 - \omega L_s C_p)^2} \quad (1.5)$$

$$Q = \frac{\omega \cdot L_{eff}}{ESR} = \frac{\omega L_s}{(1 - \omega L_s C_p)^2} \times \frac{(1 - \omega L_s C_p)^2}{R_s} = \frac{\omega \cdot L_s}{R_s}$$

La valeur de la résistance affecte directement le facteur de qualité, pour évaluer la résistance parasite totale, nous avons besoin de calculer la longueur totale de la spirale l_c , et la résistivité du matériau conducteur ρ_c et son épaisseur t_c [43].

$$l_c = 4 \cdot n \cdot d_0 - 4 \cdot n \cdot w - (2n + 1)^2 (s + w) \quad (1.6)$$

$$R_{DC} = \rho_c \frac{l_c}{\omega \cdot t_c} \quad (1.7)$$

1.6.3. Calcul de l'inductance en fonction de la forme géométrique

La procédure de calcul d'inductance analytique est bien décrite dans la littérature, pour estimer la valeur de l'inductance L, il faut tout d'abord définir la forme géométrique de la bobine, l'expression analytique pour le calcul de l'inductance n'est pas la même pour toutes les formes géométriques, dans cette partie on va essayer de détailler comment on peut estimer la valeur de L pour les formes circulaires et carrées que nous avons utilisé dans ce projet de recherche en fonction des dimensions et le nombre de tours.

Pour une bobine circulaire, l'inductance L peut être calculer en utilisant l'expression suivante [45] :

$$L_{circulaire} = \frac{\mu_0 n^2 d_{avr}}{2} \left[\ln \left(\frac{2.46}{\phi} \right) + 0.2 \phi^2 \right] \quad (1.8)$$

Pour une bobine carrée, L est calculée par l'expression suivante démontrée dans [45]-[46] :

$$L_{carrée} = \frac{1.27 \mu_0 n^2 d_{avr}}{2} \left[\ln \left(\frac{2.07}{\phi} \right) + 0.18 \phi + 0.13 \phi^2 \right] \quad (1.9)$$

D'après ces deux équations, n c'est le nombre de tours optimal, d_{avr} est le diamètre moyen, μ_0 c'est la perméabilité et ϕ le rapport cyclique, ϕ est un paramètre qui domine le facteur de qualité ainsi que l'efficacité de la transmission, il passe de 0 lorsque tous les tours sont concentrées sur le périmètre, c'est le cas des bobines de filament à 1 lorsque les tours en spirale jusqu'au centre de la bobine [45].

$$d_{avr} = \frac{d_0 + d_i}{2} \quad (1.10)$$

$$\phi = \frac{d_0 - d_i}{d_0 + d_i} \quad (1.11)$$

1.6.4. Choix de la fréquence optimale

La grande majorité des études liées aux liaisons inductives utilisent des fréquences inférieures à 20 MHz pour éviter l'échauffement des tissus causé par l'absorption de puissance dans les tissus. Une fréquence porteuse de 13,56 MHz a été choisie comme tel dans cette recherche et elle est considérée comme l'une des fréquences porteuses les plus couramment utilisées pour les applications médicales en raison de la moindre absorption d'énergie. Il existe d'autres bandes de fréquence comme les fréquences 6.78 Mhz et 27 Mhz, mais ces deux précédentes souffrent de plusieurs limites dans le domaine médical. La fréquence 6.78 Mhz n'est pas recommandée pour les IMD de petite taille (mm) car avec la réduction de la taille, il faut augmenter la fréquence pour augmenter la PTE. Cependant, la fréquence 27 Mhz peut causer des absorptions d'énergie dans le corps, donc avec une fréquence plus élevée, il est possible de réduire la taille de la bobine réceptrice et par conséquent, il est plus aisé de réduire la taille de l'implant. Il faut tout de même souligner que lorsque nous allons augmenter le risque sanitaire résultant par l'absorption d'énergie, aussi pour augmenter l'efficacité de transmission, il faut ajuster le transmetteur et le récepteur d'énergie sur la même fréquence de résonance.

La quantité utilisée pour mesurer l'énergie absorbée dans un corps lorsqu'il est exposé à un champ électromagnétique de radiofréquence (RF) est appelée le taux d'absorption spécifique ou SAR, pouvant être aussi définie comme étant la puissance absorbée par masse du tissu et détenteur des unités de watts par kilogramme (W / kg) ou milliwatts par gramme (mW / g). L'institut national américain de normalisation (ANSI) a spécifié qu'une d'énergie radiofréquence pouvant être absorbée en toute sécurité pour l'être humain à un niveau SAR de 1,6 W / kg ainsi que le Fédéral Communications Commission (FCC) régule le temps et la quantité d'exposition des ondes électromagnétiques aux tissus humains à différentes fréquences [47].

Le SAR est principalement mesuré pour les fréquences comprises entre 100 kHz et 6 GHz [48]. Les tissus du corps humain sont principalement constitués de cellules contenant de l'eau, absorbant l'énergie des champs et la convertit en chaleur. Cette chaleur-ci pourrait endommager les cellules du tissu ou de l'organe, pouvant être déterminé par le calcul du ratio du produit de l'intensité du champ électrique $E(V/m)$, la conductivité du tissu σ (S / m) et la masse volumique ρ (kg / m³) comme il est montré dans l'équation 2.7 tel que mentionné [47]-[48]

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \quad (1.12)$$

1.7. Maximisation des performances des systèmes de transfert d'énergie sans fil

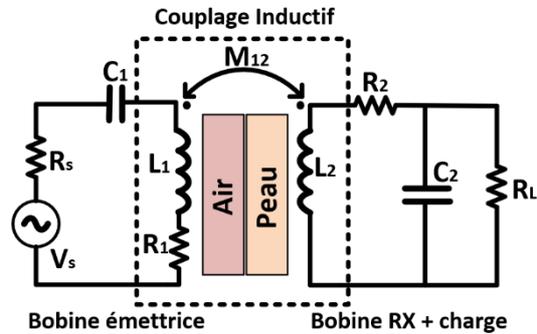


FIGURE 1.8– Schéma d'une liaison de transmission avec deux bobines

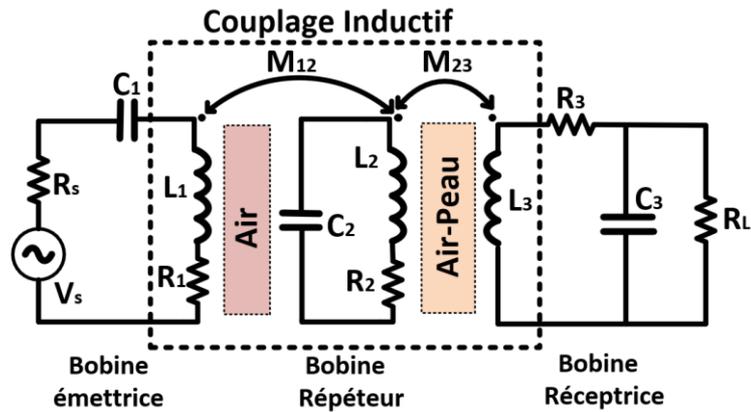


FIGURE 1.9– Schéma d'une liaison de transmission avec trois bobines

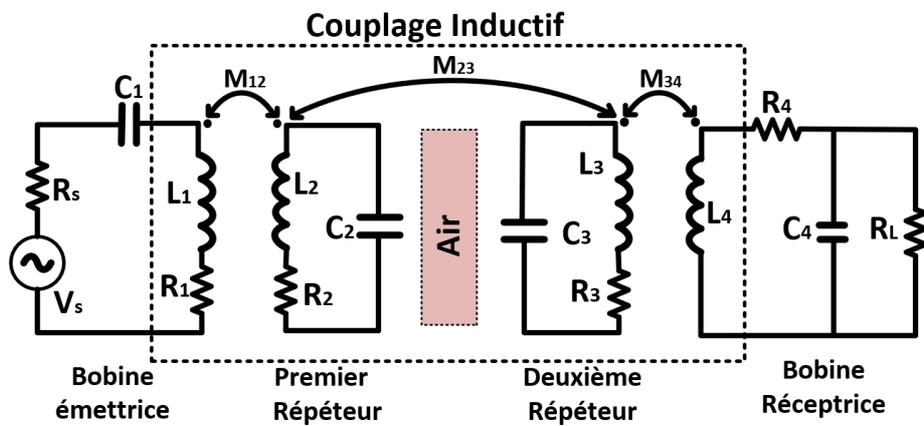


FIGURE 1.10– Schéma d'une liaison de transmission avec quatre bobines

La figure 1.8 représente une liaison inductive de puissance à deux bobines : une bobine primaire comme émetteur de puissance et une bobine secondaire comme récepteur de puissance. L_1 et R_1 sont l'inductance et la résistance série équivalente de la bobine émettrice respectivement, L_2 et R_2 sont l'inductance équivalente et la résistance interne de la bobine réceptrice, respectivement, R_L représente la résistance de charge du système, C_1 et C_2 sont les condensateurs résonants connectés avec la bobine émettrice et la bobine de réception respectivement, le transfert avec deux bobines est optimal pour les distances courtes. Grâce à ce système, l'expression analytique de l'efficacité est montrée dans l'équation (1.13) étant développée dans [37] en fonction du facteur de couplage et l'inductance mutuelle, $K_{12} = M_{12}/\sqrt{L_1 L_2}$ et M_{12} l'inductance mutuelle du lien de transfert avec deux bobines, ainsi que $Q_1 = \omega L_1/R_1$ et $Q_2 = \omega L_2/R_2$ sont les facteurs de qualité des bobines émettrices et réceptrices respectivement [37]-[40].

$$PTE_{2-bobines} = \frac{K_{12}^2 Q_1 Q_2}{1 + K_{12}^2 Q_1 Q_2} \quad (1.13)$$

Le coefficient de couplage K_{12} , entre les bobines d'émetteur (Tx) et de récepteur (Rx) est le facteur principal afin de déterminer la quantité de puissance fournie au récepteur. Tout changement de k_{12} peut bouleverser radicalement la puissance reçue. Les désalignements et les variations de distance entre les bobines, du fait de leurs mouvements relatifs, sont les principales causes de variation de K_{12} . Les changements de puissance reçue peuvent entraîner de grandes variations de tension à travers la bobine Rx, En plus de la géométrie, la distance et l'alignement la PTE dépendent fortement de la fréquence d'opération de TX et RX, pour la liaison inductive des IMD, souvent des capacités parasites de l'environnement tissulaire affectant le lien inductif et pouvant dégrader considérablement le PTE [49] et surtout lorsque le facteur Q est élevé.

Les liaisons à deux bobines constituent un choix optimal pour les liens de transmission de puissance de courte distance, alors que des bobines supplémentaires peuvent être utilisées entre les bobines d'émission et de réception comme répéteurs afin d'augmenter le facteur de couplage et étendre la distance de transmission. Une liaison sans fil à trois bobines, montrée dans la figure 1.9, a été réalisée dans [50] et optimisée sur une fréquence de résonance 13.56 Mhz, la liaison inductive à trois bobines atteint une distance de transmission plus longue que la liaison inductive à deux bobines. D'autre part, une liaison inductive à quatre bobines est développée aussi dans [50] pour une longue distance de transmission. Tandis que pour les liaisons sans fil avec quatre bobines, l'efficacité énergétique maximale d'une telle liaison est située à des distances de séparation de plusieurs cm de la bobine d'émission. Les équations

1.14 et 1.15 représentent les expressions analytiques pour calculer le PTE d'une transmission d'énergie avec trois et quatre bobines démontrées dans [50]-[40].

$$PTE_3 = \frac{K_{12}^2 Q_1 Q_2}{1 + K_{12}^2 Q_1 Q_2} \frac{K_{23}^2 Q_2 Q_3}{2} \quad (1.14)$$

D'après [50], il est clair que pour calculer l'efficacité totale avec des bobines multiples, il est mieux de diviser le lien par des liaisons avec deux bobines. Ainsi, le PTE total sera le produit de toutes les efficacités, pour la transmission avec trois bobines. L'efficacité totale est le produit de l'efficacité n_{12} , calculée déjà dans l'équation (1.13) et l'efficacité n_{23} de la liaison L₂-L₃, avec K_{12} et K_{23} sont les facteurs de couplage entre L₁-L₂ et L₂-L₃ respectivement, et pour la transmission avec quatre bobines, la méthode utilisée pour calculer l'efficacité totale peut être simplement multiplié le produit de trois efficacités, $PTE_4 = n_{12} \times n_{23} \times n_{34}$, simplifiée dans l'équation (1.15) et démontrée dans [50]-[51].

$$PTE_4 = \frac{(K_{12}^2 Q_1 Q_2)(K_{23}^2 Q_2 Q_3)(K_{34}^2 Q_3 Q_{4L})}{[(1 + K_{12}^2 Q_1 Q_2) \cdot (1 + K_{34}^2 Q_3 Q_{4L}) + K_{23}^2 Q_2 Q_3] \cdot [1 + K_{23}^2 Q_2 Q_3 + K_{34}^2 Q_3 Q_{4L}]} \frac{Q_{4L}}{Q_L} \quad (1.15)$$

1.7.1. Puissance délivrée à la charge maximale

La puissance délivrée à la charge ou bien le PDL est la puissance reçue dans la bobine réceptrice ou bien la puissance mesurée à l'entrée de l'implant. Il est possible de calculer la PDL maximale par la mesure du courant RMS, mais il est toutefois possible de calculer la PDL avec les paramètres géométriques des bobines du lien de transmission. Prenons par exemple la liaison inductive avec deux bobines RX et TX et avec une charge R_L . La PDL maximale est le produit du courant et tension mesurée au récepteur $I_{RX} \times V_{RX}$ étant équivalent au rapport $V_{RX}^2 / 2 R_L$ et pouvant être calculée aussi avec les facteurs de couplage et de qualité en utilisant l'équation suivante démontrée dans [50].

$$PDL = \frac{V_s^2}{2R_2} \frac{K_{12}^2 Q_1 Q_{2L}}{(1 + K_{12}^2 Q_1 Q_{2L})^2} \frac{Q_{2L}}{Q_L} \quad (1.16)$$

V_s c'est la tension de sortie du transmetteur d'énergie ou bien la tension de commande de la bobine primaire et Q_1 et Q_2 sont les facteurs de qualité de L_1 et L_2 , respectivement, avec $Q_{2L} = Q_2 Q_L / (Q_2 + Q_L)$, avec Q_L représente le facteur de qualité de charge qui peut être calculer

par $Q_L = R_L / \omega L_2$ [50].

1.8. Récupération d'énergie sans fil

Les circuits de récupération d'énergie jouent un rôle très important dans le développement des dispositifs électroniques implantables et ils permettent de réduire la taille des IMD et d'améliorer leurs performances. Diverses technologies ont été développées avec des caractéristiques différentes. L'un des objectifs de cette recherche, c'est de choisir un circuit performant pour alimenter le circuit implantable car la liaison de transmission d'énergie ne peut pas alimenter l'implant directement ou charger sa batterie.

Il est toujours nécessaire d'utiliser des circuits de récupération et de gestion d'énergies pour faire une conversion du régime alternatif au régime continu. La première étape de la conversion AC-DC c'est le redressement. Souvent les récupérateurs d'énergie sans fil par couplage inductif utilisent un redressement double alternance pour éliminer la partie négative du signal récupéré et minimiser les délais des ondulations. Après la conversion AC-DC, des circuits de gestion d'alimentation et de chargement des batteries peuvent être utilisés pour régler la tension redressée à un niveau compatible avec le niveau nécessaire pour alimenter l'implant.

Plusieurs circuits ont été utilisés avec des différentes efficacités. Chaque structure de convertisseur AC-DC convient à une certaine application en fonction des spécifications telles que la tension d'entrée, l'efficacité de conversion de puissance, la fréquence de fonctionnement, la capacité de puissance délivrée et la taille de l'IMD. Dans certaines applications, un rendement élevé est extrêmement difficile à obtenir étant donné que la puissance d'entrée est très faible et le rapport de conversion de tension est très élevé, pour cette raison, tout le potentiel et les pertes y compris la consommation des circuits de récupération d'énergie doivent être minimisés. Des convertisseurs Boost peuvent être utilisés car ils sont capables de délivrer une tension plus grande que la tension d'entrée, comme le système réalisé dans [52]-[53] et le circuit commercial de Texas instrument montré dans la figure 1.11.

Cependant si la tension redressée est élevée il est possible d'utiliser soit des régulateurs linéaires ou des circuits convertisseurs Buck comme le circuit Buck TPS4056 montré dans la figure 1.12, les circuits Buck sont plus efficaces ils peuvent supporter des courants élevés

mais la plupart de ces circuits ont une taille très grande qui peut ajouter un espace et un poids supplémentaire pour l'implant, il est possible de combiner entre le Buck et le Boost dans un seul circuit comme le système montré dans [54].

Cependant ils existent d'autres circuits qui sont capables de faire la conversion AC-DC et le chargement de batterie au même temps, mais ces circuits ont quelques limitations comme le type d'énergie récupérée et la fréquence de fonctionnement, parmi eux on trouve les circuits BQ51050B de Texas instrument [55] et le LTC4120 qui est montré dans la figure 1.13 qui sont dédiés pour les applications RF avec une puissance maximale de sortie de 5W ces deux circuits peuvent supporter plus de courant mais leurs plage de fréquence de fonctionnement est limitée à quelques Mhz.

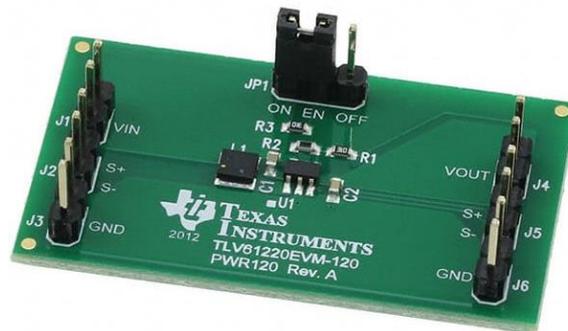


FIGURE 1.11– Carte de développement d'un convertisseur Boost commercial TLV61220[69].



FIGURE 1.12– Carte de développement d'un convertisseur Buck commercial [68].



FIGURE 1.13– Le récupérateur d’énergie et chargeur de batterie LTC4120 [70].

1.9. Transfert d’énergie sans fil en mouvement libre

Dans les recherches scientifiques en neuroscience, l’objectif c’est d’étudier le comportement neuronal en toute liberté et sécurité, dans les expériences sur les animaux vivants, les chercheurs et les neuroscientifiques ne peuvent pas bénéficier des avantages dans leurs études si les animaux sont attachés à des câbles, l’électrophysiologie in vivo est une solution parfaite à ces problèmes, avec laquelle les animaux se comportent librement et peuvent se déplacer sans aucun sensation d’attache et en toute sécurité. Les systèmes de cage d’énergie sans fil sont largement utilisés dans les études précliniques sur les petits animaux comme les rongeurs qui permettent d’effectuer des expériences électrophysiologiques ininterrompues pour une longue période du temps et qui ont éliminé aussi l’utilisation des grosses batteries [11][13].

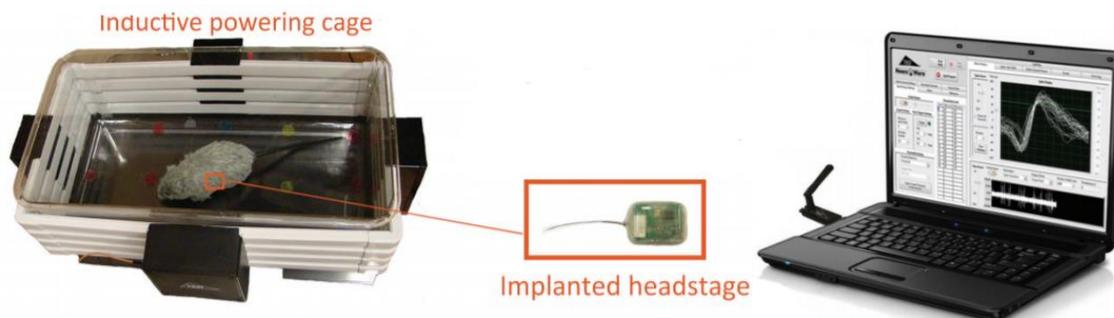


FIGURE 1.14– Une cage énergétique commerciale réalisée par TBSI et montrée dans [56]-[57]

De nombreuses plateformes sont disponibles pour développer les systèmes de transmission d'énergie avec la cage et parmi eux des prototypes commerciaux comme des systèmes développés par TBSI qui sont représentés dans la figures 1.14 montré dans [56] et [57], Un autre système qui utilise un émetteur d'énergie RF externe pour alimenter le circuit implantable comme la cage qui est montré dans la figure 1.15 développé dans [58], les signaux de la porteuse sont dans la gamme de GHz qui permettent de réduire la taille de la bobine RX, le système utilise une petite cavité résonnante pour transmettre l'énergie sans fil, la puissance fournie au petit IMD dépend de la taille physique de l'animal, une bobine réceptrice est utilisée pour récupérer l'énergie à l'intérieur de la cage et pour alimenter l'ensemble du système d'implant, et en raison du mouvement dynamique de la souris, la puissance RF reçue peut varier considérablement en fonction de la position de la souris et de l'angle d'inclinaison par rapport à la bobine RF externe [58].

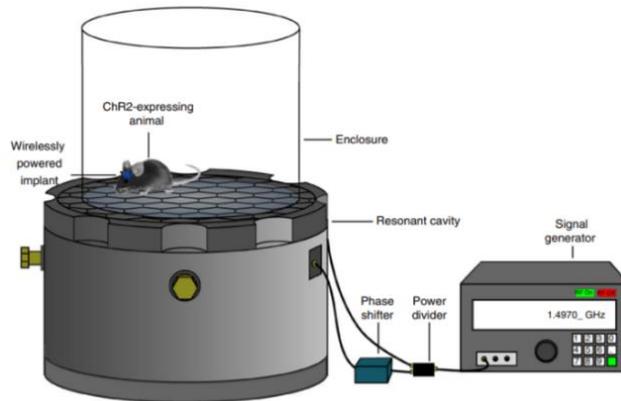


FIGURE 1.15– une cage d'énergie avec cavité résonnante montrée dans [58]

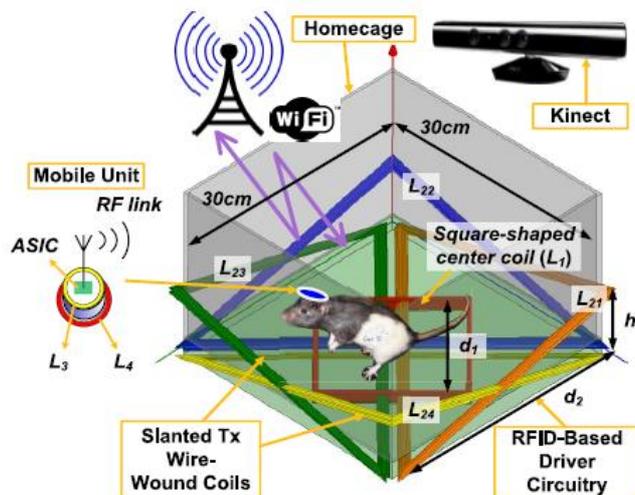


FIGURE 1.16– Une cage énergétique intelligente pour suivre les mouvements développés dans [59]

En mouvement libre, la séparation entre le primaire et le récepteur est très variable, si une seule bobine émettrice est utilisée il devient très difficile d'atteindre une haute efficacité de transmission, pour améliorer la robustesse de cage d'énergie inductive, d'autres techniques de conception des systèmes WPT qui prend en charge une PDL homogène en utilisant un résonateur de transmission avec des bobines enroulées et qui sont inclinées autour de la cage, comme le système réalisé dans [60] montré dans la figure 1.17 qui a ajouté un résonateur de transmission TX hybride, et la liaison inductive se compose de quatre bobines enroulées autour de la cage [60], les feuilles de cuivre permettent d'obtenir un facteur de qualité Q mieux que le fil, dans ce système la cage est équipée d'un amplificateur de puissance qui entraîne une bobine primaire L_1 et qui génère un signal de porteuse électromagnétique d'une fréquence de 13.56 Mhz [60].

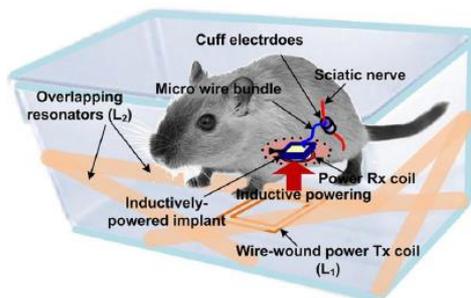


FIGURE 1.17– une cage d'énergie avec des bobines enroulées développée dans [60]

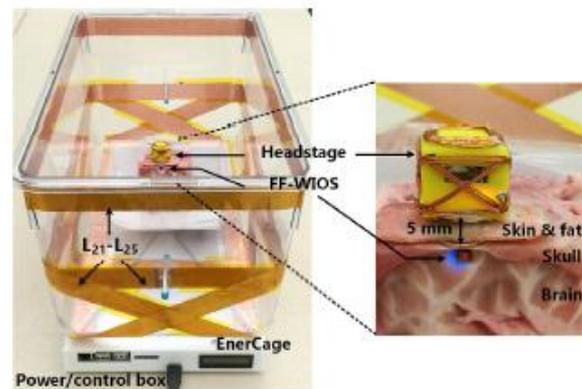


FIGURE 1.18– une cage énergétique avec un récepteur adapté au désalignement montré dans [17]

Un autre système est présenté dans [17] montré dans la figure 1.18, cette cage utilise la même technique des enroulements avec les feuilles de cuivre autour de la cage, tandis que le répéteur TX est constitué d'un lien inductif de 5 bobines émettrices, le système présenté dans cet article utilise deux fréquences porteuses 13.56 Mhz et 60 Mhz en raison de la taille de l'implant, dont lequel la cage d'énergie est maintenue sur une première fréquence de 13,56 MHz pour transmettre la puissance à un récepteur qui est porté par l'animal via un lien de 4 bobines, ensuite une autre liaison inductive est réglée sur une fréquence de 60 MHz pour transmettre la puissance depuis le récepteur vers un petit circuit implantable, l'efficacité de puissance de transmission maximale (PTE) fournie par ce système est de 22.7% tandis que la puissance délivrée à la charge est de 122 mW pour une distance maximale de 7 Cm [17], un mécanisme très important est employé pour la conception des bobines réceptrices dans ce système pour la récupération d'énergie sans fil en présence du désalignement entre le

transmetteur et le récepteur, cette technique permet de récupérer l'énergie sans fil dans des différents angles en fonction du sens d'orientation de la tête de l'animal à l'intérieur de la cage.

Dans [12], un système avec des multiples cages d'énergie fonctionnant en parallèle a été développé, cette technologie permet aux chercheurs de mener plusieurs expériences simultanément et permet d'avoir plusieurs avantages comme la réduction du temps ainsi il permet d'augmenter la qualité et la validité statistique des résultats et le volume de données qui peuvent être collectées pendant les expériences, chaque cage de ce système est constituée de 5 bobines TX utilisées comme des répéteurs hybrides contrôlés par un amplificateur de puissance classe E qui est ajusté sur une fréquence de résonance 13.56 Mhz avec un couplage mutuel élevé entre les bobines TX, [12].

Dans [61] un système est équipé d'un transmetteur commercial avec une basse fréquence de transfert (120 kHz) est utilisé pour alimenter un récepteur enroulé avec une bobine RX réalisée par le cuivre et la ferrite pour maximiser la récupération de flux électromagnétique dans le récepteur, le choix de la fréquence de fonctionnement basse dans ce système c'est pour augmenter le niveau de puissance transférable et avec la moindre absorption d'énergie [61].

D'autres structures ont été développées avec des techniques différentes comme les systèmes réalisés dans [11] et [16] qui ont utilisés des bobines superposées pour transmettre l'énergie sans fil, dans [11] une chambre énergétique a été développée et elle est constituée de deux résonateurs de transmission avec une efficacité maximale de 59% et une puissance fournie par ce système de 100 mW, la distance de transmission idéale pour cette chambre est de 4 cm en raison des deux résonateurs utilisés, avec un seul résonateur l'efficacité maximale est de 69% et une PDL de 120 mW [11].

Chapitre 2

Conception d'un système de transmission d'énergie sans fil de haute efficacité avec une distribution homogène de puissance

Ce chapitre se focalise sur le développement d'une liaison de transmission d'énergie sans fil par couplage inductif sans résonateur de transmission pour tester la performance d'un circuit transmetteur d'énergie qui a été développé et qui est spécialement conçu pour alimenter les dispositifs électroniques implantables, ce système constitue la première phase de réalisation de ce projet et il va être utilisé pour commander la cage d'énergie, la conception optimale de ce système va améliorer la performance de la cage.

2.1. Présentation du système

La figure.2.1 montre le bloc diagramme du système de transmission sans fil proposé qui se compose d'un circuit de transmetteur d'énergie, une bobine primaire L_{1i} , un répéteur L_2 et une bobine réceptrice L_3 qui est connectée à une résistance de charge R_L , le circuit transmetteur d'énergie réalisé est montré dans la figure 2.3, ce circuit est un amplificateur de puissance classe E qui amplifie le signal d'entrée à un certain niveau de puissance pour transmettre l'énergie sans fil par couplage inductif via une bobine émettrice, l'efficacité énergétique et le transfert de puissance optimal sont l'un des facteurs clés dans la conception d'un transmetteur d'énergie idéal, ce circuit est utilisé pour fournir un courant élevé pour commander la bobine émettrice qui est montrée dans la figure 2.2 avec des faibles pertes de puissance lorsqu'il est réglé dans des conditions optimales, et peut être utilisé à des fréquences

allant des centaines kHz à des MHz, en général cette technique d'amplification est couramment utilisée dans la transmission de puissance sans fil pour les applications biomédicales et bio télémétriques [63], car elle est très efficace et sa plage de fréquence entre la gamme des fréquences recommandées pour les dispositifs électroniques implantables (IMD).

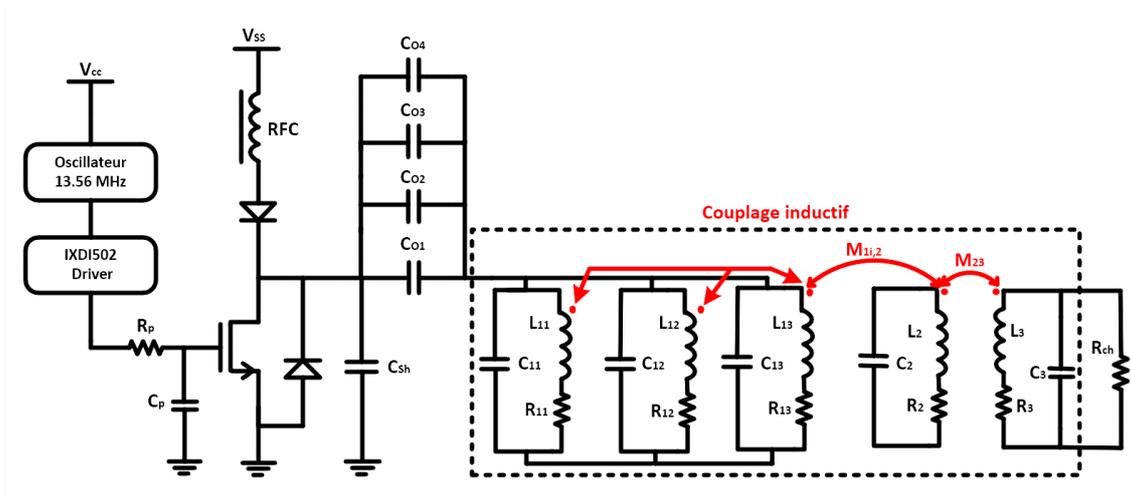


FIGURE 2.1 – Bloc diagramme du système de transmission d'énergie proposé

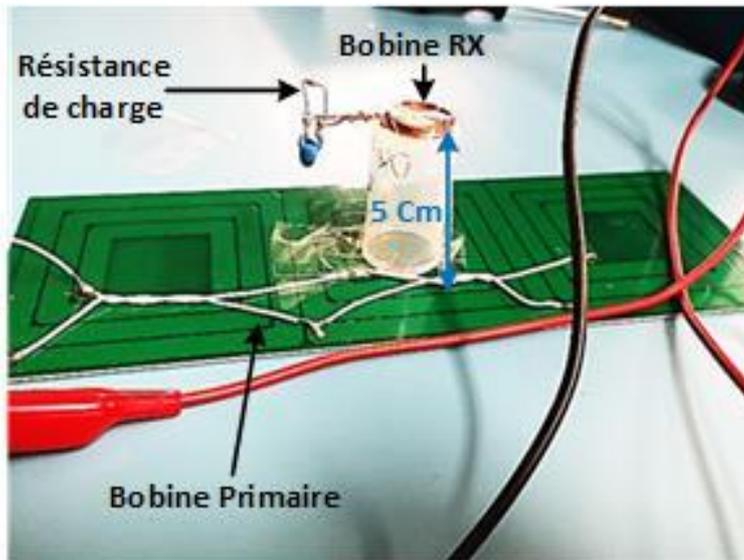


FIGURE 2.2 – Présentation des bobines émettrices et réceptrices du système

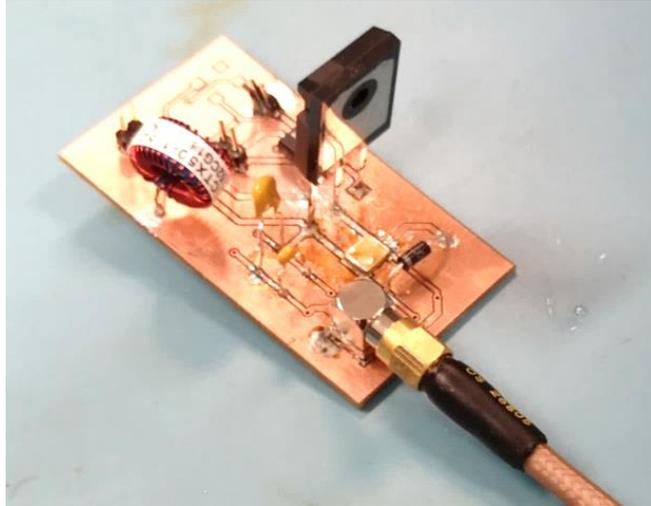


FIGURE 2.3 – une image du circuit transmetteur d'énergie sans fil réalisé

2.2. Circuit transmetteur d'énergie

la compagnie IXYS corporation qui est choisi comme un interrupteur à grande vitesse, ce type de transistor est dédié aux applications RF de haute puissance et efficacité et parmi ces caractéristiques c'est la faible résistance interne et sa capacité à supporter un courant maximal de 10 A et une tension de 1kV, mais le problème de ce circuit c'est le signal de commande de la grille qui doit avoir un courant élevé et une impulsion d'horloge avec des temps de montée et de descente rapide, pour commander ce transistor un circuit intégré IXDI502 gâte driver a été choisi pour effectuer une modulation de largeur d'impulsion (PWM) avec des temps de montée et de descente inférieurs à 10 ns, ce générateur d'impulsions prend le signal d'entrée reçu d'un oscillateur ou d'un générateur de fonction et le converti en une forme d'onde de commutation plus élevée avec une fréquence de 13.56 Mhz et une tension différentielle de 20 V pour contrôler la grille du transistor, le IXDI502 impose à l'amplificateur de basculer entre deux états d'activation ou désactivation avec un rapport cyclique de 50 %.

l'amplificateur de puissance classe E fournit l'énergie aux bobines de transmission qui sont composées d'une bobine primaire et le premier répéteur L_2 , La bobine primaire comprend 3 bobines (L_{11} , L_{12} et L_{13}) imprimées sur FR4 vert, chaque bobine est de forme carrée et les trois bobines L_{1i} sont connectées en parallèle entre eux, la bobine primaire reçoit un signal de commande de l'amplificateur de puissance et elle est couplée inductivement avec le premier

répéteur L_2 , un condensateur a été connecté en parallèle avec chaque bobine pour régler le système sur une fréquence de porteuse de 13.56 Mhz, la bobine L_2 est utilisée pour augmenter la distance de transmission et elle est couplée inductivement avec la bobine réceptrice L_3 qui est connectée à une charge réelle pour mesurer le courant et la PDL dans le récepteur, chaque bobine carrée de la bobine primaire à une dimension de $9 \times 9 \text{ cm}^2$ et la dimension totale du primaire est de $27 \times 9 \text{ cm}^2$, les bobines L_2 et L_3 sont des bobines filaires de forme circulaires conçues avec le fil de cuivre AWG20 avec des diamètres extérieurs 2 cm et 1 cm successivement.

D'après le schéma du circuit de transmission d'énergie montré dans la figure.2.1, le circuit de résonance $L_{1i}C_o$ formé par la bobine de l'émetteur et la capacité C_o est connecté en parallèle avec un condensateur de dérivation C_{sh} , ce circuit est commandé par le transistor qui produit un courant constant à partir d'une source d'alimentation continue.

La capacité de dérivation de drain C_{sh} garantit qu'au moment où l'interrupteur est désactivé, lorsque le transistor est bloqué, l'inductance RFC agit comme une source de courant continu chargeant le réseau résonnant et créant une tension transitoire aux bornes du commutateur en bloquant les signaux RF allant au commutateur, lorsque l'interrupteur est dans l'état d'activation, le courant circule à travers l'interrupteur et court-circuite le condensateur de shunt C_{sh} , [64].

Le réglage du réseau de charge d'amplificateur de puissance classe E est sensible aux variations de la résistance de charge R_L avec les résistances parasites de la bobine réceptrice, les variations de résistance de charge affectent le courant tiré de l'amplificateur et modifient les performances du circuit transmetteur d'énergie, une charge plus élevée augmente la consommation d'énergie ce qui permet de réduire l'efficacité de transmission, donc il est nécessaire de régler le transmetteur en fonction de la charge du système et sa consommation d'énergie.

Pour calculer ces paramètres on commence par la définition de la fréquence de fonctionnement car c'est en fonction de cette fréquence qu'on peut déterminer les valeurs optimales des paramètres de l'amplificateur de puissance classe E, la fréquence de fonctionnement se situe entre deux fréquences f_{o1} et f_{o2} , lorsque l'interrupteur est fermé le transistor est passant, la capacité de dérivation de drain est court-circuitée ainsi que le circuit $L_{1i} C_o$ résonne à une fréquence plus petite que la fréquence de la porteuse.

$$f_{o1} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{1i} C_o}} \quad (2.1)$$

Lorsque l'interrupteur est ouvert, C_{sh} est connecté à la série $L_{1i} C_O$ changeant sa fréquence de résonance en f_{O2}

$$f_{O2} = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_{1i} \frac{C_O C_{sh}}{C_O + C_{sh}}}} \quad (2.2)$$

Un autre élément important pour assurer un fonctionnement efficace de transmetteur de puissance, c'est la tension de drain qui oscillera jusqu'à trois fois de sa tension d'alimentation V_{SS} , il est préférable que la tension d'alimentation du drain soit inférieure à un tiers de la tension de claquage et supérieure à la tension de polarisation de la grille pour ne pas endommager le transistor, il faut déterminer la valeur de la puissance délivrée à la charge PDL souhaitée ainsi que la valeur de la résistance de charge afin de calculer la tension d'alimentation maximale V_{SS} qui permet d'atteindre cette puissance [65].

$$V_{SS} = \sqrt{\frac{R_{charge} \times PDL \times (\pi^2 + 4)}{8}} \quad (2.3)$$

$$R_L = \frac{8}{(\pi^2 + 4)} \times \frac{V_{SS}^2}{PDL} \quad (2.4)$$

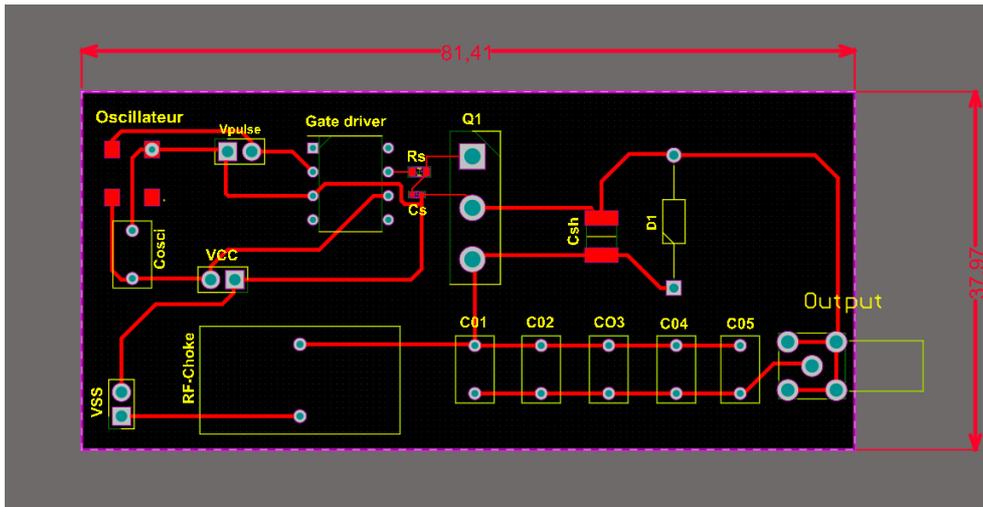


FIGURE 2.4 – PCB du circuit transmetteur d'énergie sans fil

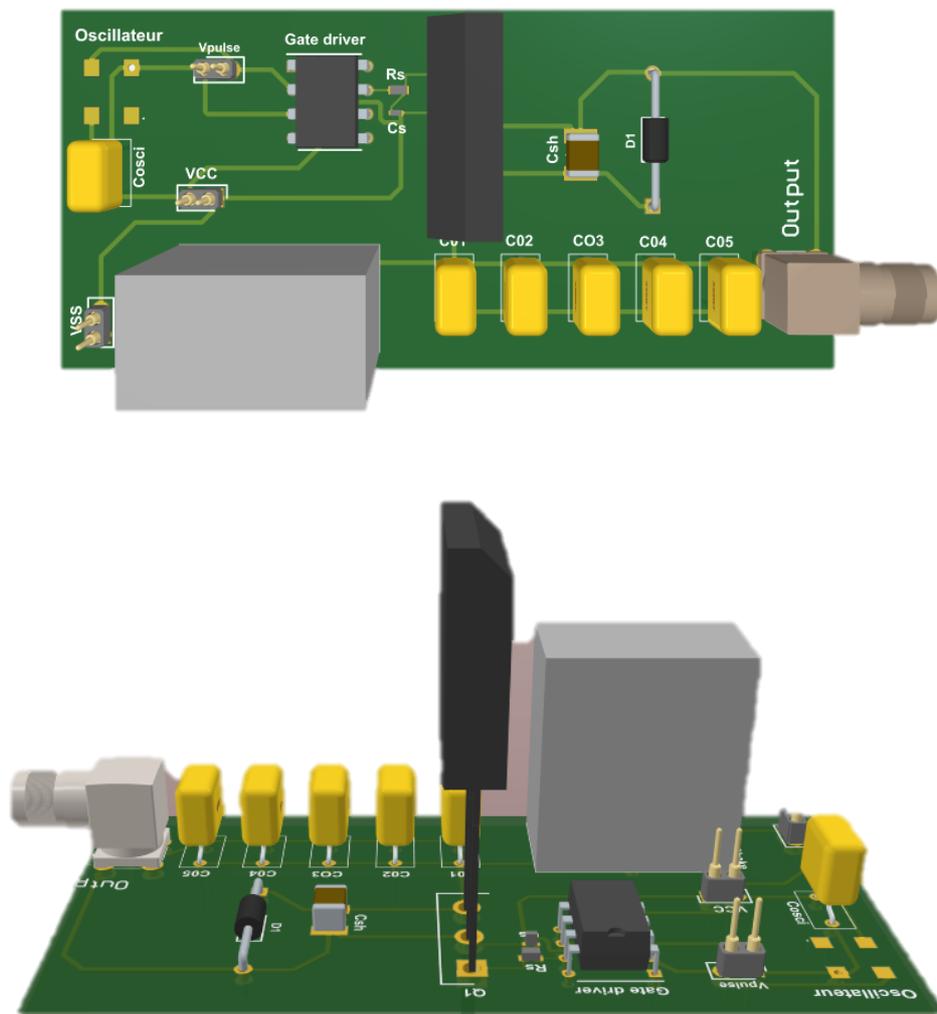


FIGURE 2.5 – Schéma électrique en 3D de l'amplificateur de puissance

2.3. Résultats des tests expérimentaux

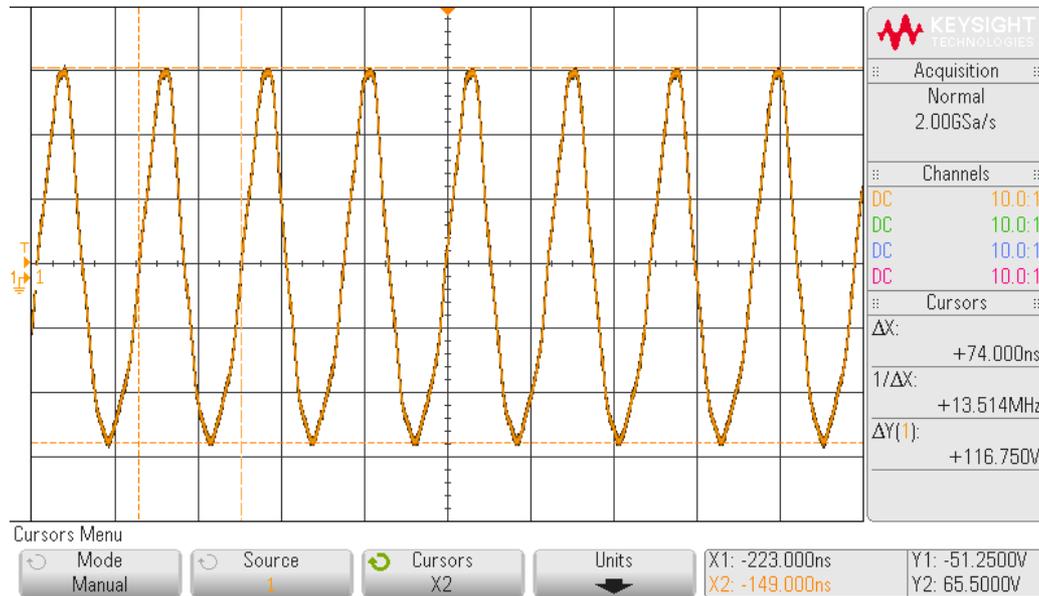


FIGURE 2.6 – Signal de sortie de transmetteur d'énergie sans fil mesuré aux bornes de la bobine émettrice L_{1i}

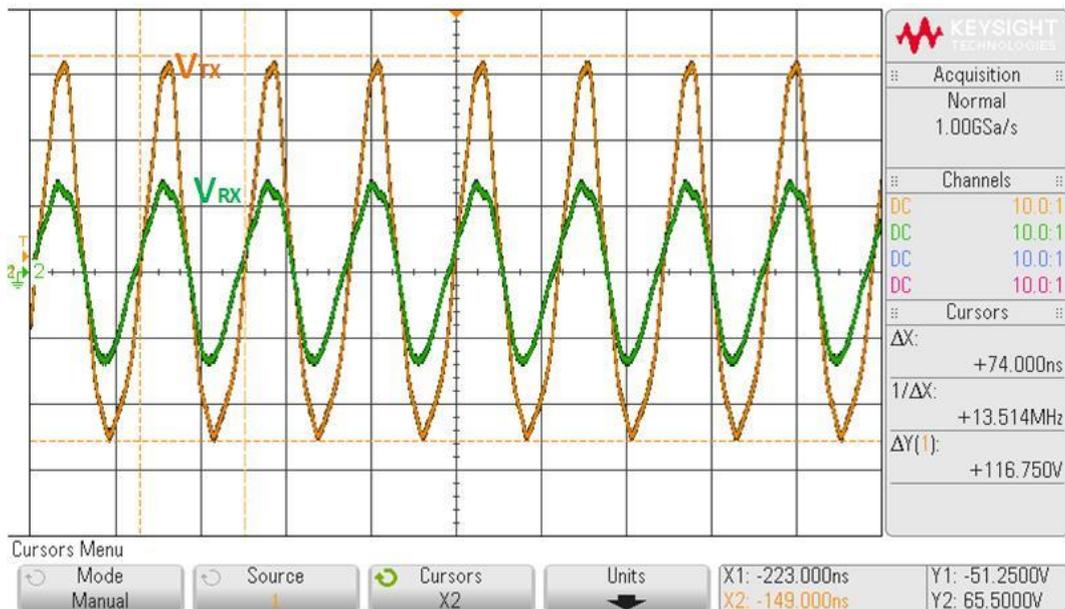


FIGURE 2.7 – Signaux en régime transitoire mesurés expérimentalement, avec V_{TX} la tension de sortie du transmetteur et V_{RX} la tension mesurée aux bornes de la bobine L_3

2.3.1. Mesures de performance et analyse des résultats

Les figures 2.5 et 2.6 montrent les résultats de premier test expérimental qui a été effectué pour déterminer les performances du circuit transmetteur d'énergie réalisé, les formes d'onde visualisées représentent les signaux et les tensions mesurés en régime transitoire, ces tensions permettent de calculer l'efficacité de puissance de transmission (PTE) et la puissance délivrée à la charge (PDL), V_{TX} représente le signal de sortie du transmetteur d'énergie mesuré aux bornes de la bobine émettrice L_{1i} et comme il est montré dans la figure 3.5 V_{TX} c'est un signal sinusoïdal d'une tension différentielle de 116V, et V_{RX} c'est la tension récupérée par la bobine réceptrice avec une résistance de charge de 24 ohms pour mesurer la PDL réelle délivrée par le système.

La tension V_{RX} varie en fonction de la valeur de la charge utilisée, la distance de transmission et la position de la bobine réceptrice sur le primaire, dans cet étude nous avons testé la performance du système avec deux charges résistives de 24 ohms et 50 ohms et pour une distance de transmission entre la bobine primaire et la réceptrice de 1 cm à 5 cm, une tension différentielle de 25 V maximale a été mesurée aux bornes de la bobine réceptrice pour une distance de 1 cm et avec la charge de 24 ohms, tandis que pour la charge de 50 ohms la tension maximale mesurée avec les mêmes conditions est de 17.8V, ces tensions seront utilisées par la suite pour calculer les courants rms afin de mesurer la puissance délivrée à la charge (PDL).

Les deux expressions suivantes sont utilisées pour calculer la PDL délivrée par ce système, où I_{RX} et V_{RX} sont le courant rms et la tension crête qui sont mesurés aux bornes de la résistance de charge R_L .

$$PDL = I_{RX} \times V_{RX} \quad (2.5)$$

$$PDL = \frac{V_{RX}^2}{2R_L} \quad (2.6)$$

Les graphes 3D tracés en Matlab représentent les résultats de la PDL mesurée avec ce système en utilisant la bobine L_2 qui est ajoutée comme un répéteur et la bobine réceptrice L_3 , ces graphes montrent la variation et la distribution de la puissance non réglée récupérée par la bobine de réception L_3 en fonction de la distance de séparation et la résistance de charge R_L , d'après ces tests on a trouvé que la PDL varie en fonction de la charge du système, pour une résistance de charge de 24 ohms une puissance maximale de 2.89 W a été mesurée aux bornes de la bobine L_3 avec une distance de séparation de 1 cm entre le primaire L_{1i} et L_3 , pour une distance de 5 cm et avec la même charge la PDL mesurée est de 870 mW, cependant un deuxième test a été effectué avec une charge de 50 ohms, d'après les résultats de ce test une

PDL maximale de 1.58 W a été mesurée pour une distance de 1Cm, la PDL minimale à une valeur de 250 mW pour d=5 cm.

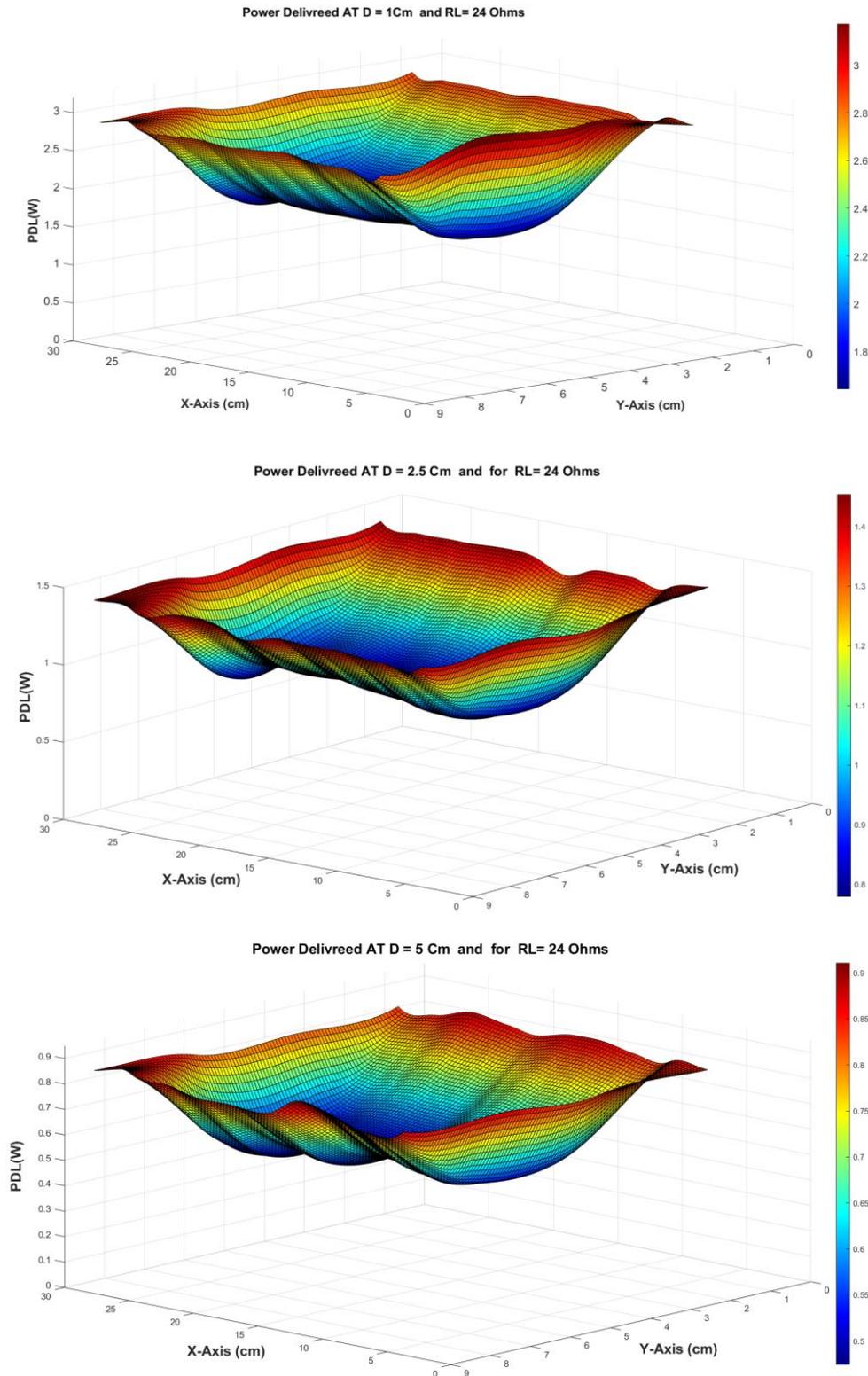


FIGURE 2.8 – Distribution de la puissance délivrée par ce système pour une résistance de charge de 24 ohms et en fonction de la distance et les coordonnées X et Y qui montrent la position du récepteur.

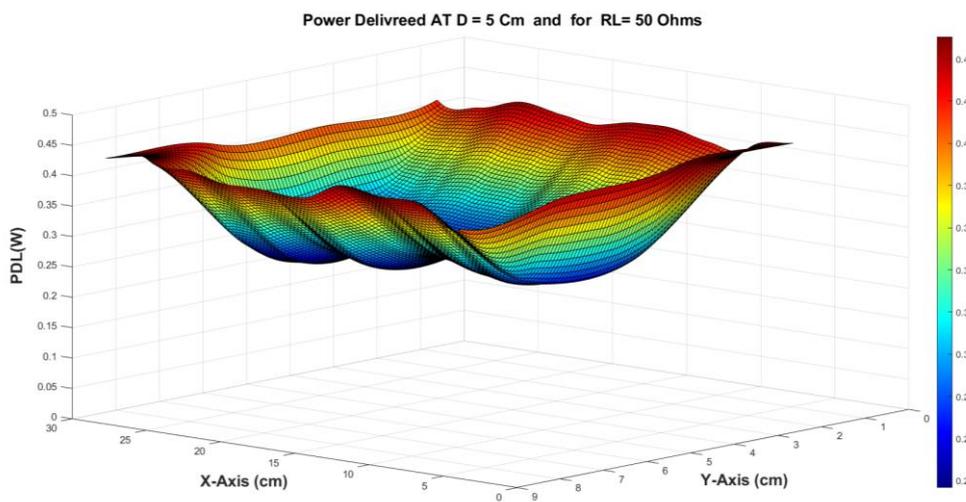
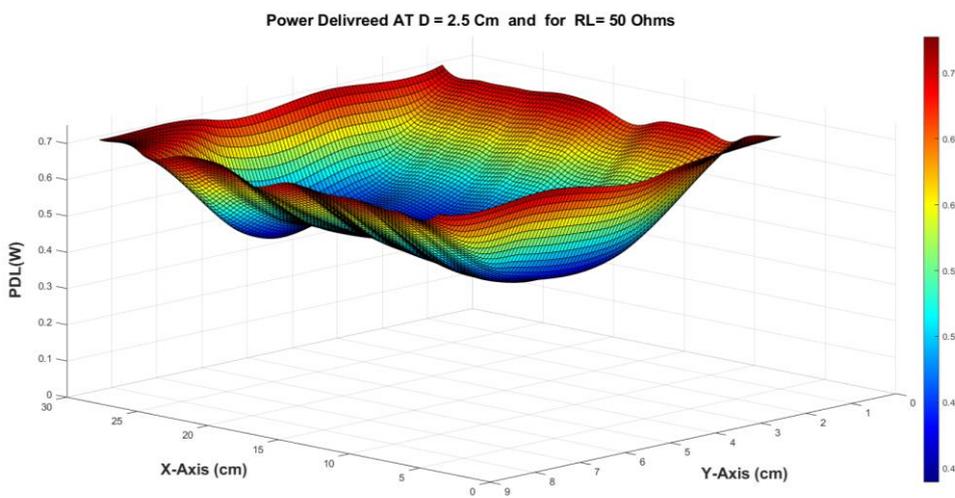
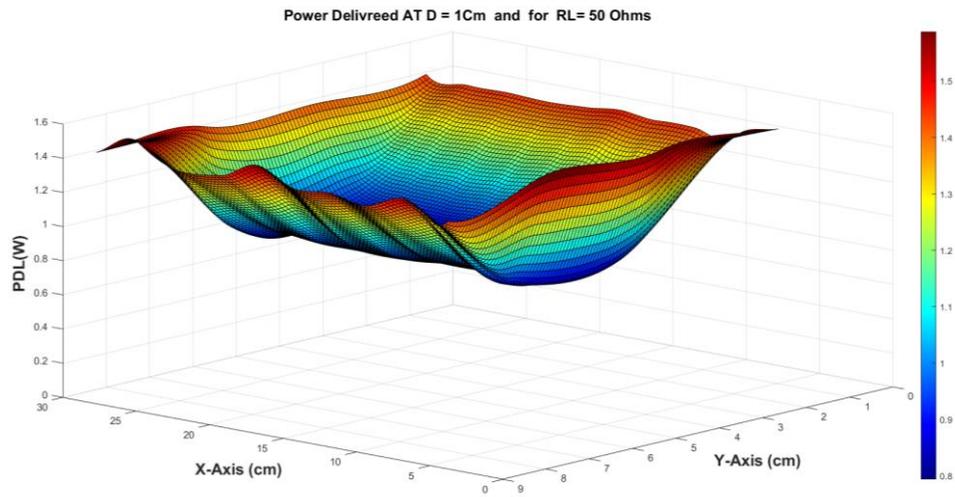


FIGURE 2.9 – Distribution de la puissance délivrée par ce système pour une résistance de charge de 50 ohms et en fonction de la distance et les coordonnées X et Y qui montrent la position du récepteur.

2.3.2. L'efficacité de puissance de transmission (PTE) du système

Plusieurs méthodes permettent de calculer l'efficacité de la puissance de transmission de ce système, la première méthode consiste à utiliser les paramètres géométriques des bobines de la liaison de transmission inductive, si on prend en considération que L_{1i} c'est l'inductance équivalente des trois bobines parallèles qui constituent la bobine primaire le système devient donc comme une liaison de transmission avec 3 bobines, et comme nous avons vu dans la revue de littérature, l'efficacité totale peut être exprimé sous forme de produit des efficacité (PTE1, PTE2), L'efficacité de puissance de transmission théorique de l'ensemble du système peut être décrite par :

$$PTE_{Total} = PTE1 \times PTE2 = \frac{K_{12}^2 Q_1 Q_2}{1 + K_{12}^2 Q_1 Q_2} \frac{K_{23}^2 Q_2 Q_3}{2} \quad (2.7)$$

Avec PTE1 c'est l'efficacité de transmission entre la bobine primaire L_{1i} et le premier répéteur L_2 , et PTE2 c'est l'efficacité entre L_2 et L_3 , k_{12} et k_{23} sont les facteurs de couplage entre les liaisons $L_{1i} - L_2$ et $L_2 - L_3$ successivement, ainsi que $Q_1 = \omega L_1 / R_1$, $Q_2 = \omega L_2 / R_2$, $Q_3 = \omega L_3 / R_3$ sont les facteurs de qualité des bobines L_1 , L_2 et L_3 successivement [66],

Cependant on a utilisé une autre méthode pour calculer l'efficacité de transfert de ce système, qui est déterminée par le calcul du rapport de la puissance de sortie du système sur la puissance d'entrée, et elle peut être s'exprimée par l'équation suivante :

$$P_{TE} = \frac{P_{DL}}{V_{SS} \times I_{SS}} \times 100\% \quad (2.8)$$

Les résultats des mesures de l'efficacité de transmission sont montrés dans les graphes 3D de la figure 2.7 qui représentent la variation de PTE en fonction de la distance de transmission et avec une charge résistive de 24 ohms, d'après l'équation 2.8, la puissance d'entrée du système c'est la puissance appliquée à l'entrée de transmetteur d'énergie, avec $V_{SS} \times I_{SS}$ représente le produit du courant et tension mesurées aux bornes de l'inductance interne RFC, V_{SS} mesurée est une tension continue de 11V et le courant I_{SS} à une valeur de 375 mA, la PDL c'est la puissance mesurée dans la dernière section, la PTE maximale de ce système est montrée dans le premier graphe de la figure 2.9 avec une valeur de 76% qui est mesurée pour une distance de 1 Cm, l'efficacité varie aussi en fonction de la position, pour la même distance la PTE minimale dans une autre position est de 43%, le deuxième graphe montre les résultats des mesures de PTE pour une distance de 2.5 cm, l'efficacité maximale et minimale pour cette distance sont 35% et 20.4% successivement, donc la PTE varie presque avec un facteur

de 2 par rapport au premier test pour $D=1\text{Cm}$, le troisième graphe montre la PTE pour $d=5\text{ cm}$, dans ce cas la PTE maximale est de 20% et l'efficacité minimale qui a été mesurée est de 12%,

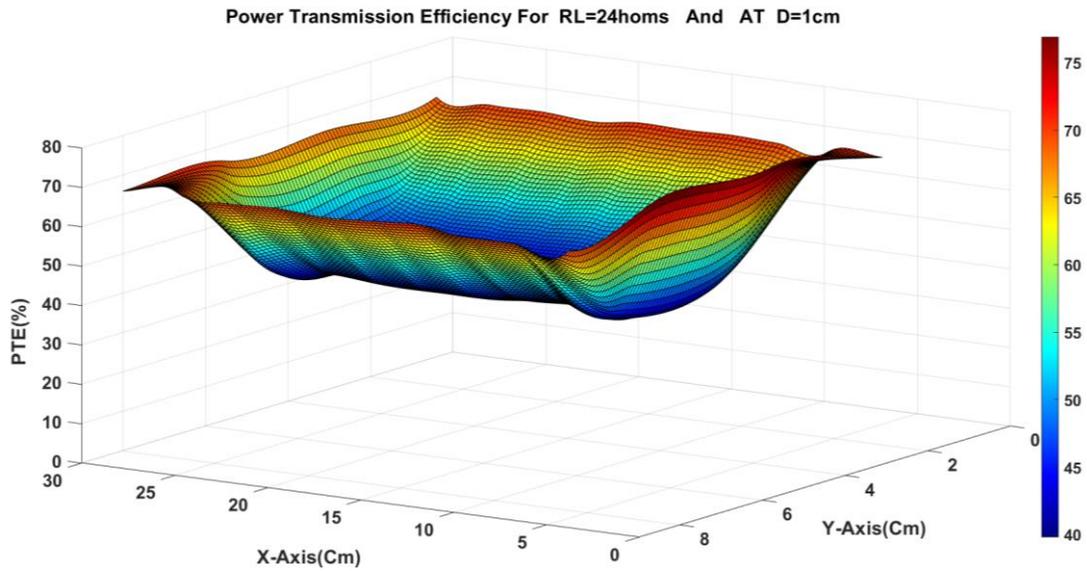


FIGURE 2.10 – Distribution de l'efficacité de puissance de transmission du système en %, avec une charge de 24 ohms et pour $d=1\text{ cm}$

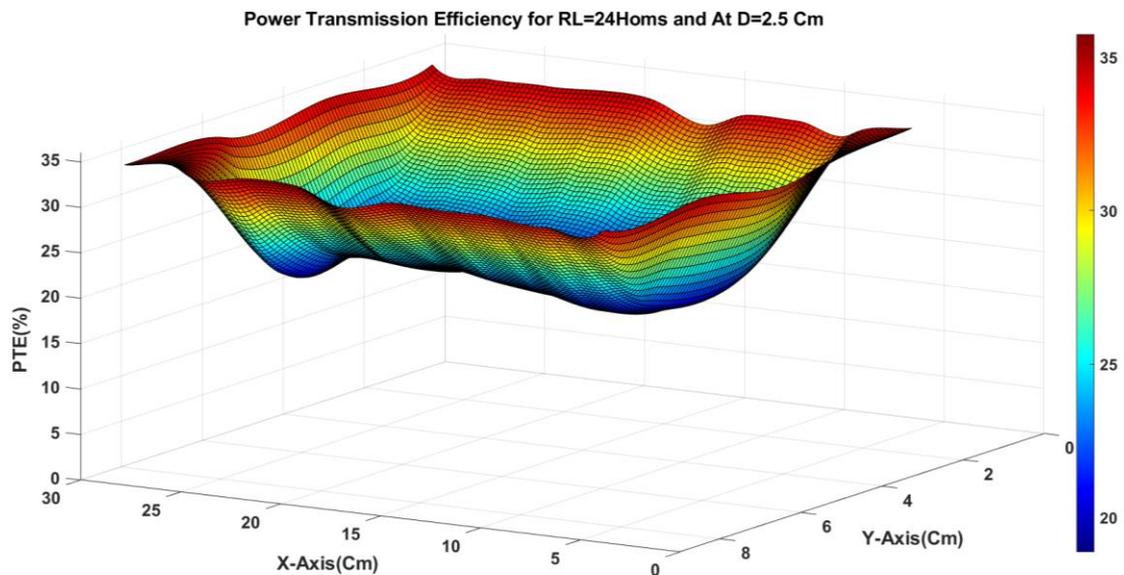


FIGURE 2.11 – Distribution de l'efficacité de puissance de transmission du système en %, avec une charge de 24 ohms et pour une distance de transmission de 2.5 Cm

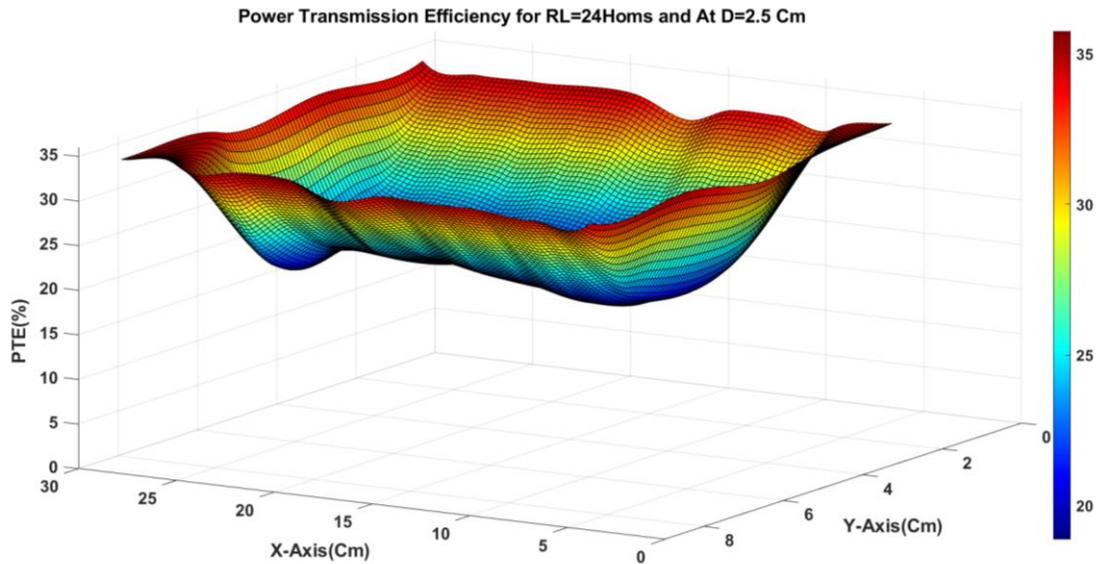


FIGURE 2.12 – Distribution de l’efficacité de puissance de transmission du système en %, pour une charge de 24 ohms et pour une distance de transmission de 5 Cm

2.3.3. Comparaison de la performance du système avec les systèmes existants

Après avoir mesurer la PDL et la PTE du système, on souhaite comparer la performance de ce système par rapport aux performances des systèmes existants, l’un des facteurs les plus couramment utilisés pour faire cette comparaison c’est la figure de mérite (FOM), le FOM n’a pas une expression définie, pour déterminer un FOM il faut tout d’abord définir les critères à comparer pour faire la comparaison des performances dans les mêmes conditions , dans ce cas nous avons utilisé la même expression du FOM utilisée dans [16] et [11] pour faire une comparaison avec leurs systèmes, le FOM dans ces systèmes est basé sur des indicateurs pertinents de la performance du lien inductif, comme la PTE et la PDL, ainsi que des paramètres géométriques, comme la distance entre les bobines RX et TX, et le diamètre de la bobine réceptrice, le FOM proposé est défini comme suit :

$$\text{FOM} = \frac{\text{PTE} \times \text{PDL} \times d}{d_{RX}} \quad (2.9)$$

Puisque le diamètre de la bobine réceptrice d_{RX} est fixé à 2.5 cm, la PTE et la PDL sont variables en fonction de la distance d , on va calculer notre FOM en fonction de performance

du système pour chaque distance afin de faire comparer le FOM de ce système avec les autres systèmes, les résultats sont montrés dans le tableau 2.1.

TABLE 2.1 –Comparaison de la FOM du système par rapport aux systèmes existants

Reference	d/dRX	PTE (%)	PDL (mW)	FOM
ce système	1/2.5	76	2890	87.8
ce système	2.5/2.5	35	1037	47.95
ce système	5/2.5	20	250	12.5
[35]	4/4.2	76	115	8.32
[35]	8/4.2	53	80	8.1
[35]	1/5.4	83	3870	59.69
[36]	5/4.2	69	129	9.85
[36]	15/4.2	59	100	21

Chapitre 3

Conception d'un système pour le chargement sans fil des batteries implantées pour les animaux qui se déplacent en mouvement libre

Ce chapitre présente le développement d'un système de transmission d'énergie sans fil dans une cage pour effectuer les expériences électrophysiologiques sur les animaux vivants pour une longue durée et d'une façon ininterrompue, un résonateur hybride a été ajouté basé sur des enroulements avec des feuilles de cuivre pour augmenter la puissance et l'efficacité de transfert nous avons vu dans la revue de littérature que les feuilles de cuivre permettent d'avoir un facteur de qualité plus élevé, un circuit de récupération d'énergie a été développé pour charger les batteries implantées avec l'énergie sans fil.

3.1. Présentation du système

Après la conception et le développement du système transmetteur d'énergie sans fil présenté dans le chapitre précédent, une deuxième version est développée dans ce chapitre qui est montrée dans la figure 3.1 et qui comprend une cage énergétique avec une transmission de puissance sans fil en utilisant une liaison inductive résonnante à 4 bobines, un système de récupération d'énergie et un chargeur de batterie de lithium, l'objectif de ce système c'est d'alimenter une interface neuronale qui a été développée par Gabriel Gagnon un professionnel de recherche dans le laboratoire des microsystèmes biomédicaux de l'université Laval pour faire des expériences sur des rongeurs en mouvement libre afin d'enregistrer les signaux neuronaux pour une longue période du temps.

La cage d'énergie est ajustée sur la même fréquence de la porteuse du transmetteur d'énergie réalisé pour augmenter l'efficacité de transmission, avec ce système la distance de transmission devienne plus longue, la puissance fournie par ce système est distribuée d'une façon homogène à l'intérieur de la cage pour alimenter l'interface en fonction du déplacement de l'animal et dans plusieurs positions, ce qui permet d'éviter le câblage transcutané qui peut faire un stress pour l'animal.

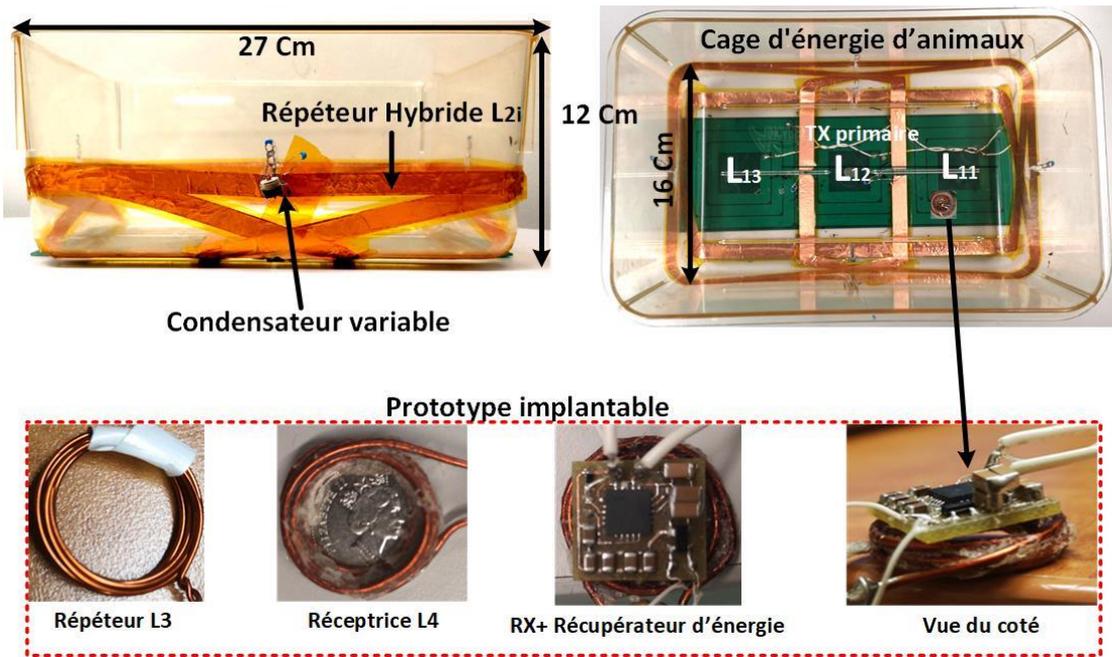


FIGURE 3.1 – la plateforme de transmission sans fil incluant la cage d'énergie et le prototype implantable

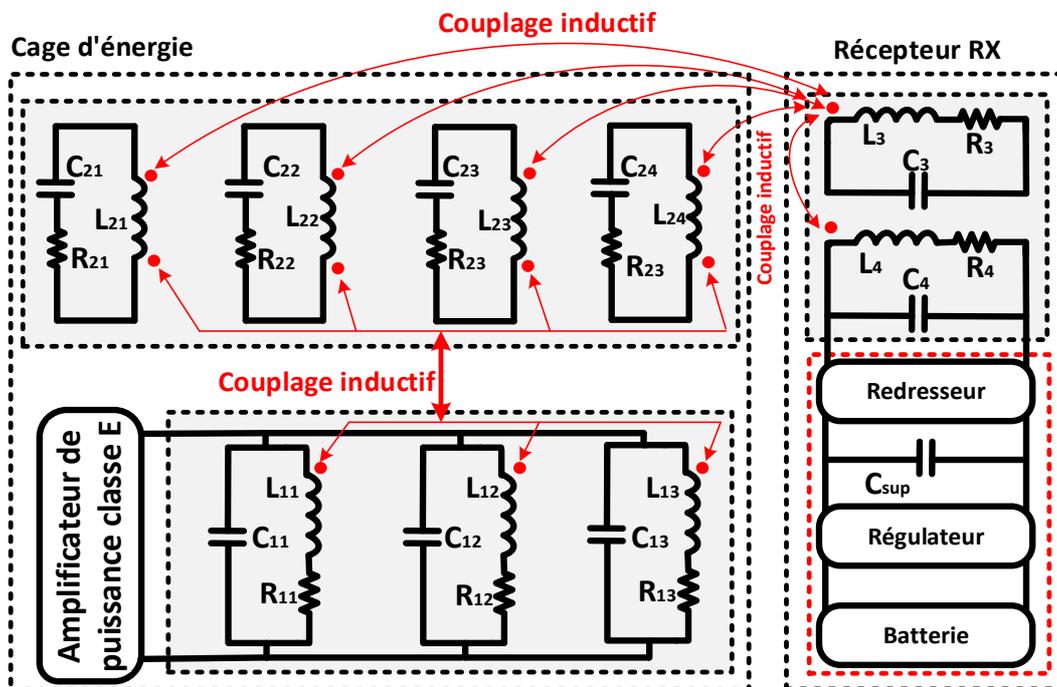


FIGURE 3.2– Schéma du bloc diagramme de système

3.2. Description du bloc diagramme du système

Le système montré dans les figures 3.1 et 3.2 est constitué de deux systèmes, un système transmetteur TX qui se compose d'un amplificateur de puissance classe E, une bobine primaire et un premier répéteur, l'amplificateur de puissance classe E fournit l'énergie aux bobines de transmission qui sont composées d'une bobine primaire et le premier répéteur hybride, La bobine primaire comprend 3 bobines (L_{11} L_{12} et L_{13}) imprimées sur FR4 vert, chaque bobine du primaire à une forme carrée et les trois bobines sont connectés en parallèle entre eux, le choix de la technique des bobines multiples au lieu d'une seule bobine c'est en raison de la taille du récepteur qui est très petit par rapport au transmetteur, nous avons vu dans la revue de littérature que pour obtenir une meilleure efficacité de puissance de transmission le diamètre de la bobine de l'émetteur doit être proche de celui du récepteur et si on utilise un primaire d'une seule bobine le diamètre sera très grand et le rapport d_{RX}/d_{TX} devient très faible ce qui va réduire la PTE du système.

La bobine primaire reçoit un signal de commande de l'amplificateur de puissance et elle est couplée inductivement avec le premier répéteur hybride pour délivrer une tension différentielle avec une fréquence de 13.56 Mhz, le répéteur hybride est un système de transmission de puissance résonant qui est utilisé pour avoir une distance de transfert plus longue et pour augmenter l'efficacité de transfert (PTE) ainsi que la puissance délivrée à la charge (PDL), ce répéteur est formé par 4 bobines (L_{21} , L_{22} , L_{23} et L_{24}) enroulées autour d'une cage qui a une taille de $16 \times 27 \text{ cm}^2$ avec une hauteur de 12 cm comme il est illustré dans la figure 3.1, chaque bobine du résonateur est séparée en deux segments réalisés à base des feuilles de cuivre d'une largeur de 13 mm et d'une épaisseur de 80 mm.

Les feuilles de cuivre permettent d'obtenir un facteur de qualité très élevé par rapport aux autres matériaux comme le fil et le PCB ce qui permet d'augmenter le facteur de couplage de ce système, un condensateur céramique est connecté en parallèle avec chaque bobine du réseau L_{2i} pour ajuster le répéteur sur la même fréquence de résonance du circuit émetteur, parfois des capacités parasites et la résistivité des fils ainsi que la précision des condensateurs affectent la fréquence d'opération, c'est pour cette raison qu'un condensateur variable est connecté avec la bobine L_{21} du répéteur pour compenser l'effet de ces éléments et pour régler avec précision la fréquence du système, cependant deux bobines filaires et circulaires sont conçues pour la réception d'énergie sans fil, un répéteur secondaire L_3 d'un diamètre extérieur de 1.8 Cm est réalisé avec un fil de cuivre AWG20 qui est couplé inductivement avec le transmetteur d'énergie et le répéteur de transmission TX1, et elle est couplée aussi avec la

bobine réceptrice L_4 qui a un diamètre extérieur de 1.2 cm , la réceptrice est connectée directement avec le PCB du récupérateur d'énergie.

3.3. Le système de réception d'énergie

Le premier circuit de récupération d'énergie sans fil qui a été développé est utilisé pour convertir la tension alternative reçue à son entrée en une tension de sortie continue et il règle cette tension à une valeur de 4.2V pour charger une batterie de lithium de 3.7V et d'une capacité maximale de 40 mAh, cette batterie est utilisée pour alimenter l'interface d'enregistrement neuronale, le PCB de récupération d'énergie a été placé sur la batterie et il est connecté avec la bobine de réception L_4 , comme il est montré dans la figure 3.3 qui montre l'implémentation et la connexion entre le récepteur d'énergie et la batterie implantée.

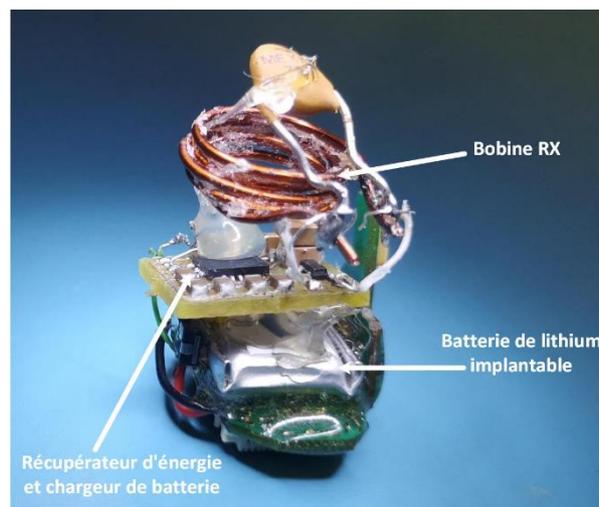


FIGURE 3.3– l'implémentation premier prototype de récupération d'énergie et La bobine réceptrice avec la batterie de l'interface neuronale

Le PCB du circuit de récupération d'énergie se compose d'un pont de diodes redresseur de tension PG-SOT143-4 d'infineon Technologies, un supercondensateur de $100\mu\text{F}$ utilisé pour le stockage d'énergie et un régulateur de tension linéaire RF-LDO TPS7A470 de Texas Instruments USA d'un boîtier SOT-23-5 avec une sortie réglable de 3 V à 35 V et un courant maximum de 1A, le pont de diodes permet de redresser le signal récupéré par la bobine réceptrice en éliminant les tensions négatives, et le condensateur de charge permet de réduire le temps d'ondulation et les oscillations du signal redressé, le TPS7A470 délivre une tension continue réglée à 4.2V pour charger la batterie de lithium de 3.7V, la durée de charge de cette batterie dépend de la valeur du courant de sortie du régulateur et l'énergie sans fil récupérée..

3.3.1. Architecture interne et principe de fonctionnement du circuit

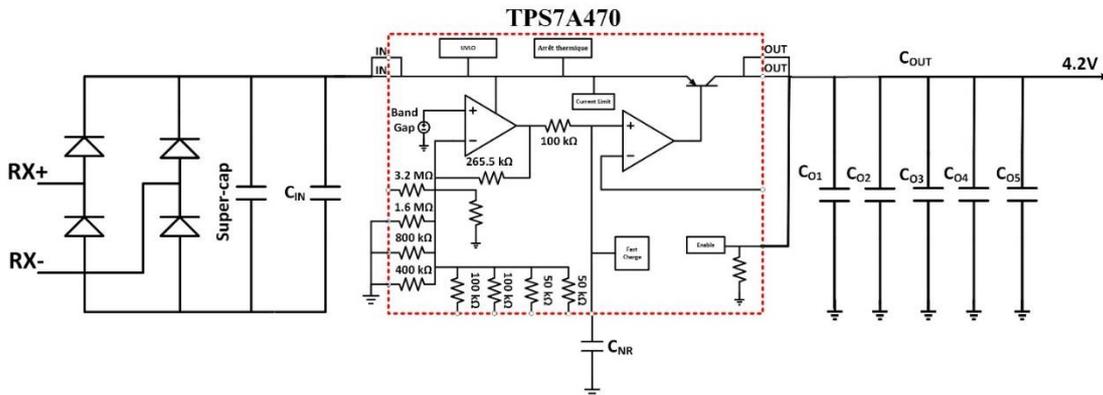


FIGURE 3.4– le schéma du circuit de récupération d'énergie proposé

Le TPS7A470 est spécialement conçu pour les applications où la minimisation du bruit est essentielle aux performances du système, c'est pour cela le condensateur CNR est utilisé pour réduire l'effet du bruit, CNR est connecté avec la broche NR du LDO et il forme un filtre RC avec une résistance interne de 100 K Ω pour filtrer le bruit ce qui va aider à éliminer l'effet des capacités parasites qui intervient lorsqu'on connecte ce circuit avec la bobine de réception, d'après son architecture interne [67].

Le TPS7A470 ne s'allume pas que lorsque les broches EN et UVLO sont au-dessus des seuils de tension respectif, le circuit UVLO c'est un circuit qui permet de déterminer les tensions d'entrée et de sortie seuils pour activer ou désactiver le circuit, si la tension VIN tombe sous la tension seuil, UVLO provoque également un arrêt du circuit TPS7A470, pour activer le circuit indépendamment de la logique d'entrée la broche EN doit être connectée directement avec la tension d'entrée VIN, cependant un circuit limiteur de courant interne (ICL) est utilisé pour protéger le régulateur contre les défauts de courant à charge élevée ou les courts-circuits, et pour régler la tension de sortie [67].

Le TPS7A470 dispose de deux modes pour régler la tension de sortie, un premier mode de fonctionnement en mode réglable, dans ce mode le TPS7A4701 a une plage de tension de sortie de 1.4 V à 34 V, en ajustant la tension nominale réglable avec deux résistances externes R1 et R2 peuvent être calculées pour toute tension de sortie dans la plage de fonctionnement, sachant que le courant dans la broche FB est typiquement 350 nA et la tension de référence interne $V_{REF} = 1.4 V$.

$$R_1 = \frac{V_{OUT} - V_{REF}}{I_{FB} + \frac{V_{REF}}{2}} \quad (3.1)$$

Le deuxième mode de fonctionnement c'est le mode de programmation de la tension de sortie ANY-OUT, qui est basé sur la connexion des broches 4 à 12 avec la masse pour programmer la tension de sortie régulée, si la broche est soit connectée à la masse c'est-à-dire que cette broche est activée et la tension de sortie programmable c'est la somme accumulée des tensions respectives affectées à chaque broche active avec la tension de référence interne V_{REF} , ce type de programmation de tension de sortie est défini dans l'équation suivante [67] :

$$V_{OUT} = V_{REF} + \sum \text{Tension du broche connecté a la masse} \quad (3.2)$$

3.4. Processus de conception pour maximiser la performance

Pour augmenter la PTE il faut maximiser le facteur de qualité Q pour avoir un facteur de couplage K élevé, les dimensions des bobines est aussi un facteur essentiel pour augmenter la PTE et la PDL, dans ce chapitre plusieurs bobines de réception avec des différentes géométries ont été réalisées et testées pour faire un bilan de la variation de puissance fournie en fonction des paramètres géométriques des bobines, les résultats seront représentés dans la partie expérimentale, nous avons commencé par des bobines circulaires avec des fils de cuivre d'un épaisseur différent pour tester le fil qui récupère plus de courant, cependant nous avons réalisé et fabriqué des bobines imprimées sur PCB de forme carrée pour faire la comparaison de la performance du système avec le PCB et le fil du cuivre.

L'organigramme de la figure 3.5 représente les étapes de conception d'une liaison inductive optimale, le processus de conception commence par la détermination des contraintes qui sont les valeurs de PDL et PTE souhaitées, ensuite et à travers ces contraintes il faut définir les paramètres géométriques optimales pour atteindre ces objectifs, le premier paramètre à déterminer c'est la taille qui est choisie en fonction des diamètres extérieurs et intérieurs, une grande taille et un nombre de tours élevé permettent de récupérer plus d'énergie, et le choix des diamètres d_o et d_i c'est en fonction de la distance de transmission et la charge du récepteur, ces caractéristiques seront converties en paramètres électriques comme l'inductance L, la résistivité interne R, le facteur de

couplage Q , qui sont nécessaire pour déterminer les performances du système comme la PDL et la PTE, et si ces performances ne sont pas satisfaisantes il est nécessaire de refaire déterminer les caractéristiques géométriques afin d'atteindre les performances souhaitées.

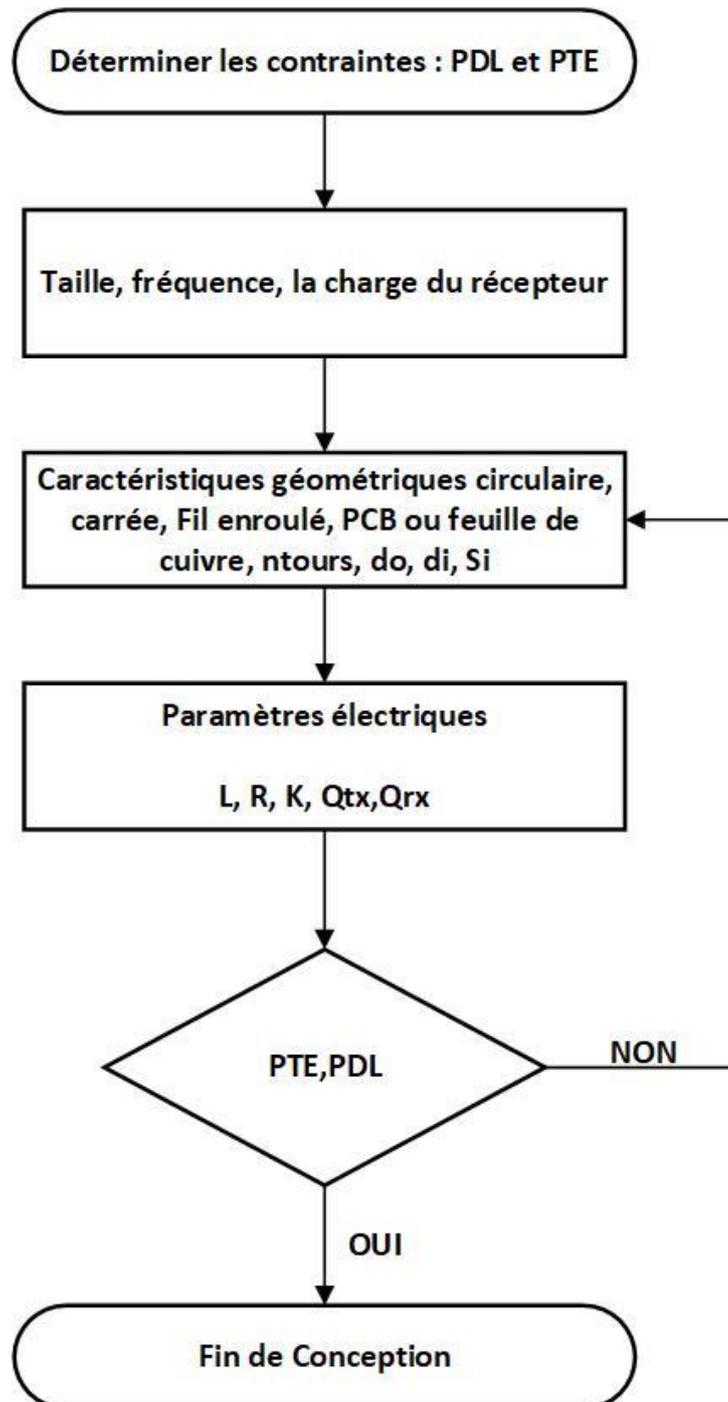


FIGURE 3.5– Organigramme pour la description de processus de conception d'un lien de transmission optimal

3.4.1. L'efficacité de puissance de transmission (PTE) du système

Dans cette réalisation nous avons suivi les étapes décrites dans la partie 1.6 du chapitre 1 pour estimer les paramètres des inductances, les résultats de mesure des paramètres décrites dans l'organigramme 3.5 seront montrés dans le tableau 3.1, ces essais ont été effectués avec un analyseur de réseaux vectoriel (VNA).

On peut aussi calculer l'efficacité de transmission théoriquement en fonction des paramètres et les caractéristiques des bobines comme le coupage magnétique entre les bobines et le facteur de qualité.

L'efficacité totale du système peut être exprimé sous forme de produit des efficacité (PTE1, PTE2 et PTE3). Donc la PTE totale théorique de l'ensemble du système peut être décrite par :

$$PTE_{Total} = PTE1 \times PTE2 \times PTE3 \quad (3.3).$$

Avec PTE1 c'est l'efficacité de transmission entre la bobine primaire L_{1i} et le premier répéteur L_{2i} , PTE2 c'est l'efficacité entre L_{2i} et L_3 , et PTE3 représente l'efficacité entre le deuxième répéteur L_3 et la bobine réceptrice L_4 .

$$PTE_{Total} = \frac{K_{12}^2 Q_1 Q_2}{1 + K_{12}^2 Q_1 Q_2} \times \frac{2K_{23}^2 Q_2 Q_3}{2 + K_{23}^2 Q_2 Q_3} \times K_{34}^2 Q_3 Q_4 \quad (3.4)$$

k_{12} c'est le facteur de couplage entre la bobine primaire L_1 et le répéteur hybride L_2 , k_{23} c'est le couplage mutuel entre les bobines L_2 et L_3 et k_{34} représente le couplage entre L_3 - L_4 , ainsi que $Q_1 = \omega L_1 / R_1$, $Q_2 = \omega L_2 / R_2$, $Q_3 = \omega L_3 / R_3$ et $Q_4 = \omega L_4 / R_4$ sont les facteurs de qualité des bobines L_1 , L_2 , L_3 et L_4 successivement [66],

3.5. Résultats des tests expérimentaux

Dans cette section on va présenter les résultats des tests que nous avons fait dans la partie expérimentale, l'objectif de ces tests c'est de faire une comparaison de l'efficacité de trois topologies des récupérateurs d'énergie en fonction des paramètres géométriques des bobines de réception avant que nous avons choisi le TPSA470 comme un prototype final, la première topologie qui a été testé c'est avec un convertisseur Boost, et dans la deuxième topologie on a utilisé un circuits convertisseur Buck et en dernier nous avons fait des tests avec un régulateur linéaire, plusieurs critères et facteurs ont été utilisés pour choisir le prototype final, parmi eux on trouve l'efficacité la taille, le poids, la consommation d'énergie, la plage de tension d'entrée et le courant maximum qu'il peut supporter.

3.5.1. Résultats avec le Convertisseur Boost TLV61220

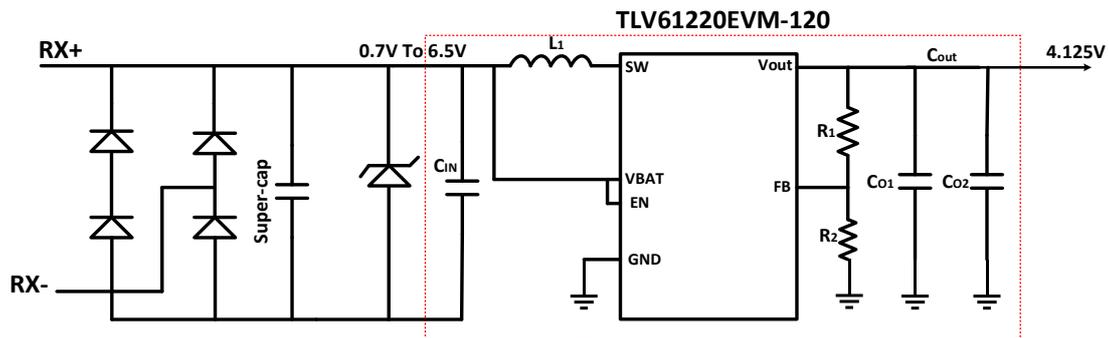


FIGURE 3.6– le schéma du circuit de récupération d'énergie avec le TLV61220

Le premier circuit qui a été testé c'est un convertisseur Boost TLV61220 de Texas instrument, la taille de ce circuit est compatible avec la taille recommandée pour les implants, mais l'efficacité est faible par rapport aux autres prototypes en raison de la tension d'entrée limitée et le courant maximum qu'il peut supporter, le circuit TLV61220 ne peut pas supporter plus qu'une tension continue de 6.5V à l'entrée et un courant de 200 mA tandis que la tension mesurée aux bornes du condensateur de charge est beaucoup plus que 6.5V et elle varie en fonction de la distance avec une tension maximale de 35V qui a été délivrée par le condensateur de charge dans certains coins dans la cage, donc pour protéger ce circuit nous étions obligés d'ajouter des diodes de zener pour stabiliser la tension d'entrée à un niveau qui ne dépasse pas la tension d'entrée maximale, cet approche n'est pas souhaitable en raison de

la consommation d'énergie car une grande perte d'énergie qui apparait lorsque on baisse la tension d'un niveau élevé à un niveau plus bas, les résultats des tests avec le circuit TLV61220 sont présentés dans les graphes 3D tracés en Matlab.

Ces graphes montrent la variation de la puissance délivrée et le courant de sortie du circuit TLV61220 en fonction de la distance de transmission, ces tests ont été effectués avec deux bobines filaires circulaires, un répéteur L_3 et une bobine réceptrice L_4 avec des diamètres extérieurs de 2.5 cm et 1.8 cm successivement, un courant maximum de 125 mA a été mesuré avec ce système de récupération d'énergie pour une distance de transmission de 1 cm et avec une charge de 50 ohms qui est équivalent à une puissance de 513 mW pour une tension continue de 4.125V, et pour une distance de 2.5 cm le système délivre une PDL maximale de 309 mW pour un courant de 75 mA, les deux dernier graphe montrent la variation du PDL et le courant de sortie du circuit pour $D=5\text{cm}$, un courant maximum de 39 mA a été mesuré dans ces conditions qui est équivalent d'une PDL de 160 mW.

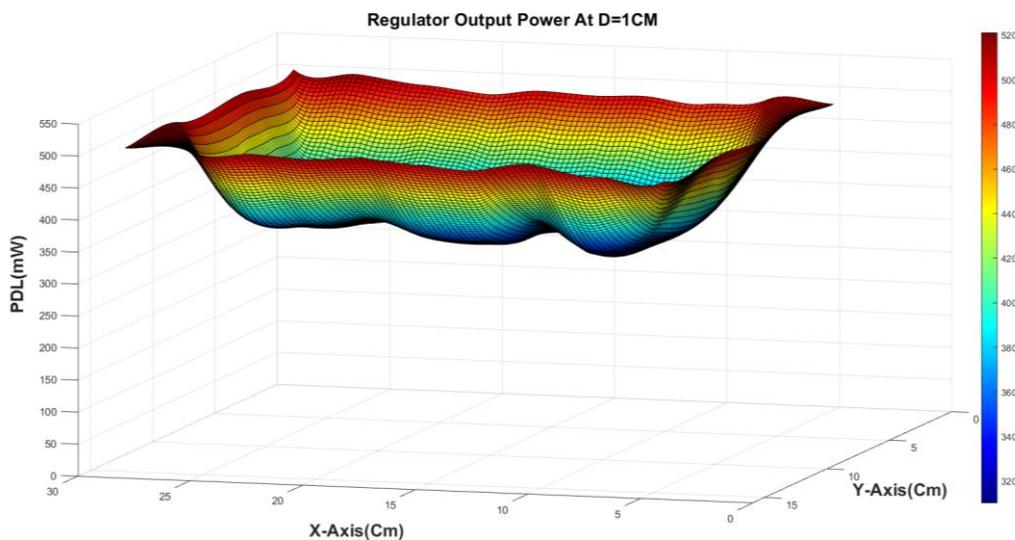


FIGURE 3.7– la variation de la puissance fournit par le circuit TLV61220 en fonction des cordonnées X et Y de la position du récepteur et pour $d=1\text{cm}$

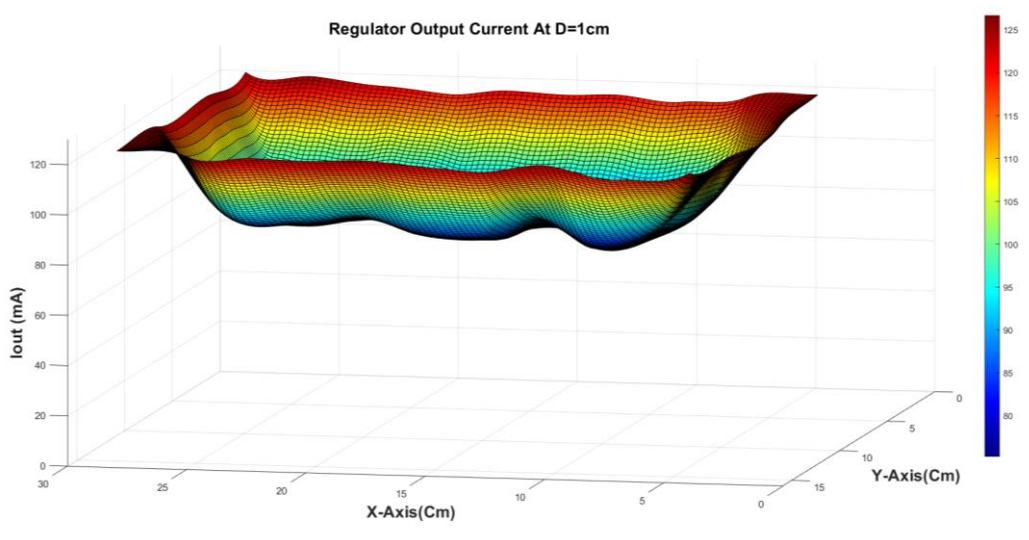


FIGURE 3.8– la variation du courant de sortie du circuit TLV61220 en fonction des coordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=1cm

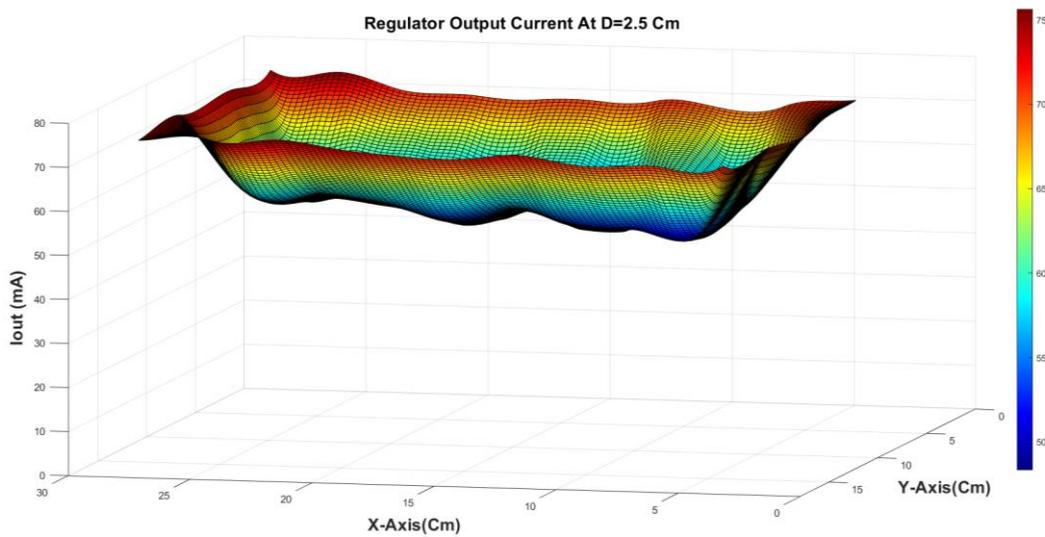


FIGURE 3.9– la variation de la puissance fournit par le circuit TLV61220 en fonction des coordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=2.5cm

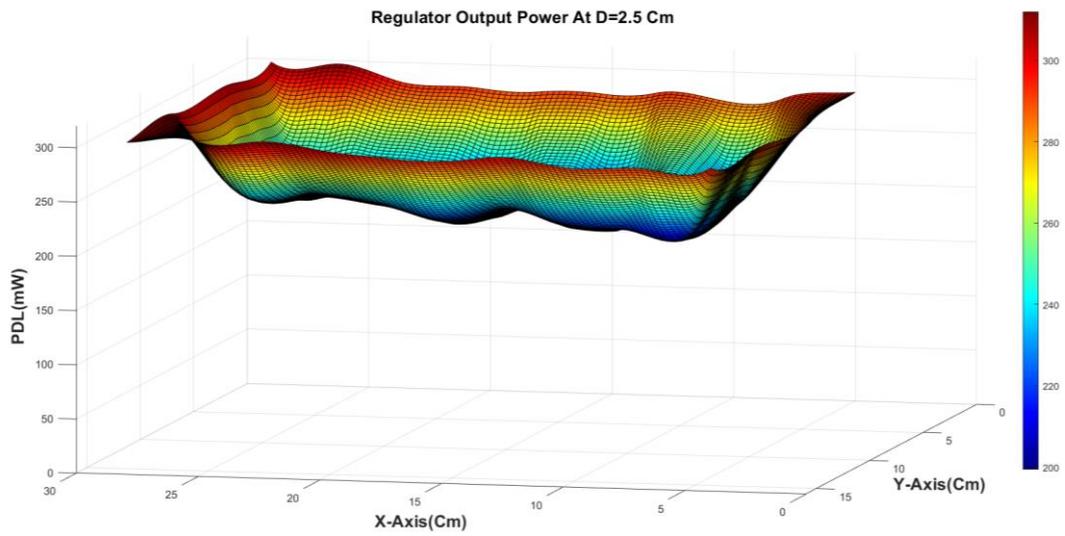


FIGURE 3.10– la variation du courant de sortie du circuit TLV61220 en fonction des coordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=2.5cm

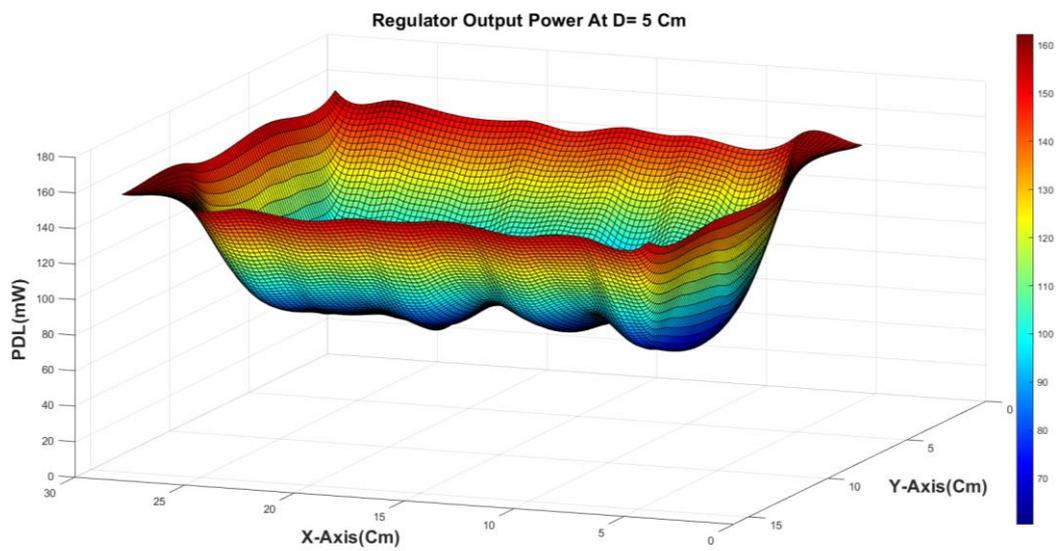


FIGURE 3.11– la variation de la puissance fournit par le circuit TLV61220 en fonction des coordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=2.5cm

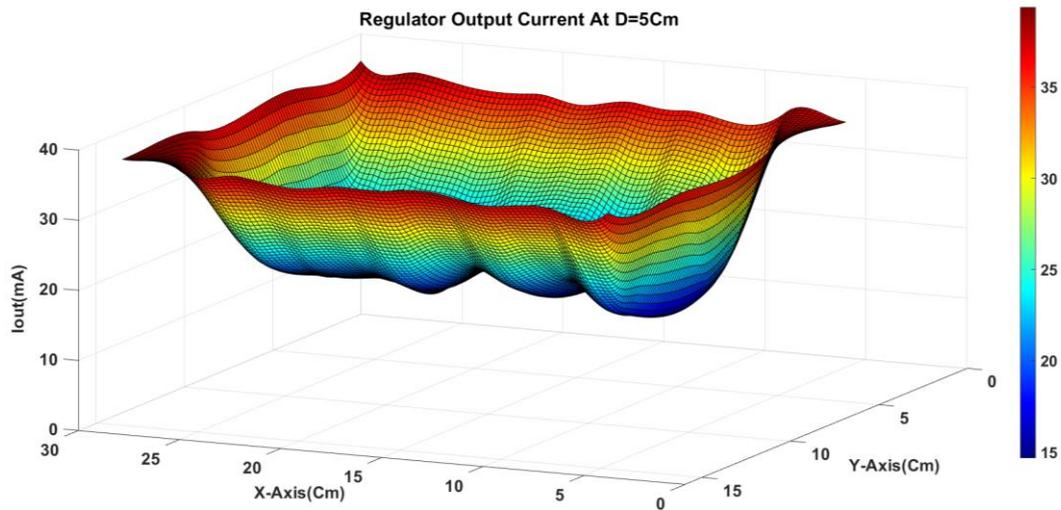


FIGURE 3.12– la variation du courant de sortie du circuit TLV61220 en fonction des coordonnées X et Y de la position du récepteur et pour d=5cm

3.5.2. Résultats avec Le circuit Buck TPS54560

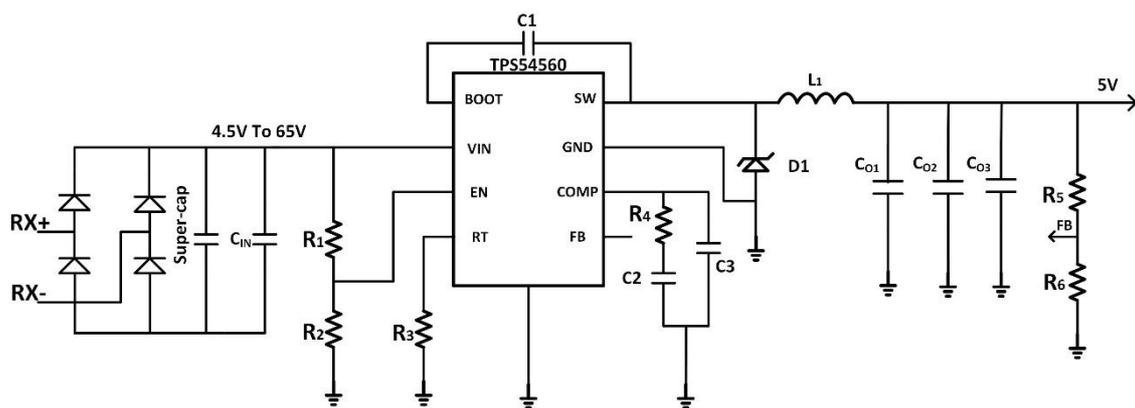


FIGURE 3.13– le schéma du circuit de récupération d'énergie avec le TPS54560

Après avoir testé le circuit convertisseur Boost et pour résoudre le problème de la plage de tension et le courant maximum limités de ce circuit, un convertisseur abaisseur TPS54560 de Texas instrument a été utilisé dans le deuxième test expérimental, le TPS54560 est capable

de supporter une tension d'entrée maximale de 65V et un courant de 5A [68], avec le Buck nous avons évité d'utiliser des diodes de stabilisation qui provoquent les pertes d'énergie, les convertisseurs Buck ont une efficacité très élevée lorsque la tension d'entrée est supérieure à la tension de sortie, ce qui a été validé avec ces tests et les résultats seront présentés dans le tableau 3.2, les tests ont été effectués avec le kit de développement TPS54560EVM pour avoir une idée sur les performances de circuit avant de faire la conception électronique d'une carte miniaturisée.



FIGURE 3.14– Carte de développement du circuit TPS54560 [68]

Cependant dans ces tests nous avons utilisé plusieurs bobines en tant que récepteur et répéteur avec des paramètres géométriques différents qui sont les bobines L_3 et L_4 montrées dans la figure 3.2 du bloc diagramme de ce système, nous avons mesuré la performance de ce récupérateur en fonction de la distance de transmission et la position du récepteur à l'intérieur de la cage, la tension de sortie de ce circuit est fixée à 5V, une résistance de charge de 50 ohms a été ajoutée à sa sortie pour mesurer le courant délivré par ce circuit afin de déterminer la PDL de ce système.

La variation du courant de sortie dépend de la distance de transmission et la taille de la bobine du répéteur et la réceptrice, les valeurs de courant et la PDL délivrée sont représentées dans le tableau 3.2, un gap entre le répéteur et le récepteur a été nécessaire pour ne pas bloquer le flux électromagnétique et pour éviter les courts circuits, la bobine de réception est connectée à un pont des diodes redresseur et un condensateur de charge de 100 μF pour convertir la tension alternative en tension continue et minimiser les ondulations, la tension de sortie de supercondensateur est appliquée à l'entrée du convertisseur TPS54560 qui délivre un courant de sortie en fonction de l'intensité de courant et la tension délivrés par ce condensateur de charge.

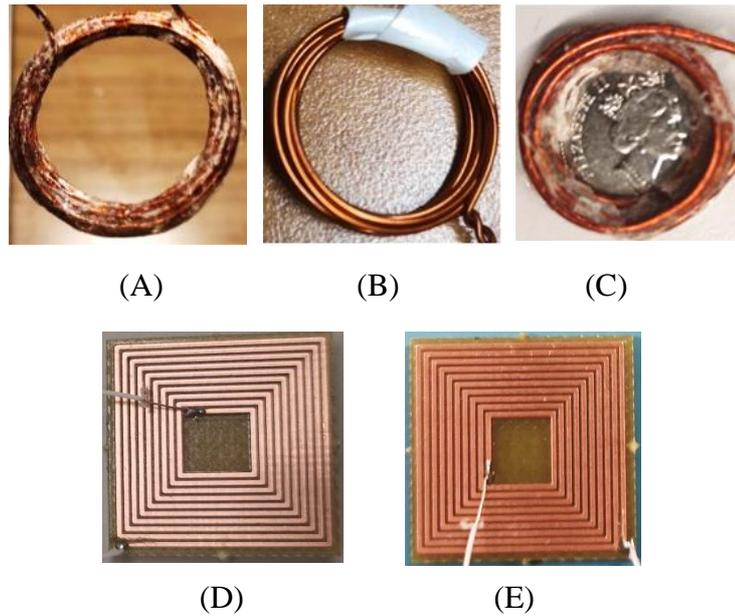


FIGURE 3.15– Photos des différentes bobines RX réalisées

La figure 3.15 montre les différentes bobines utilisées dans ces tests pour la réception d'énergie dans la cage et leurs paramètres géométriques seront représentées dans le tableau 3.1, dans chaque test nous avons utilisé une bobine comme un répéteur pour augmenter la distance de transmission et une autre bobine pour la réception d'énergie.

TABLE 3.1 – Paramètres géométriques des bobines de réception utilisées

Paramètres	L_A	L_B	L_c	L_D	L_E
Inductance (μH)	3.2	1.9	0.556	1.32	0.475
Capacité de résonance (ρF)	43	74	247	104	290
Type de bobine	AWG20	AWG20	AWG20	PCB	PCB
Diamètre intérieur d_i (cm)	2	1.6	0.9	0.68	0.3
Diamètre extérieur d_o (cm)	2.5	1.8	1.2	2	1
Espacement (S) en (mm)	-	-	-	0.254	0.254
Largeur des traces w en (mm)	1.5	1.5	1.5	0.5	0.35
Nombre de tours (n)	8	6	5	10	10

TABLE 3.2 –Performances du circuit TPS4056 en fonction de la distance et la géométrie

Configuration L3+L4	Distance (cm)	Courant (mA)	Tension de sortie (V)	Charge du système (Ω)	PDL (mW)
B+A	1	600	5	50	3000
D+E	1	193	5	50	965
B+C	1	339	5	50	1690
B+E	1	224	5	50	1120
B+A	2.5	325	5	50	1625
D+E	2.5	138	5	50	690
B+C	2.5	215	5	50	1070
B+E	2.5	135	5	50	675
B+A	5	180	5	50	900
D+E	5	79	5	50	395
B+C	5	147	5	50	735
B+E	5	84	5	50	420

D'après les résultats des tests expérimentaux avec le circuit Buck TPS4056, nous avons constaté que la puissance fournie par ce circuit varie en fonction de la taille et la géométrie des bobines de réception ainsi que la distance de transmission, le premier test (B+A) avec le TPS4056 a été effectué avec les mêmes bobines qui sont été utilisées dans les tests avec le circuit Boost TLV61220 pour être capable de comparer les résultats des deux circuits dans les mêmes conditions.

Cependant dans ce premier test le répéteur L_3 et le récepteur L_4 sont deux bobines circulaires conçues avec le fil de cuivre AWG20, la bobine L_3 a été utilisée pour augmenter la distance de séparation entre l'émettrice L_{1i} qui est montée au-dessus de la cage et la bobine réceptrice L_4 , L_3 est réalisée avec un diamètre extérieur de 2.5 cm avec 8 tours et le diamètre extérieur de la bobine réceptrice est de 1.8 cm et elle est conçue avec le fil de cuivre AWG20 avec 6 tours et elle est connectée directement avec le circuit de récupération d'énergie qui se compose d'un redresseur, un supercondensateur de 100 μ F pour le stockage d'énergie et le circuit de conversion DC-DC TPS4056 qui règle la tension de sortie pour une tension de 5V.

Une PDL maximale de 3W a été mesurée dans le premier test avec ces deux bobines pour une distance de 1 cm avec un courant de sortie de 600 mA, et pour une distance de 2.5 cm le TPS4056 a délivré une puissance de 1.625W avec un courant maximum de 325 mA, donc avec les mêmes bobines L_3 et L_4 qui ont été utilisées dans le premier test avec le convertisseur Boost TLV61220 ont voit que le TPS4056 est très efficace par rapport au TLV61220 qui a délivré une PDL maximale de 513 mW dans ces conditions.

Un deuxième test expérimental (D+E) a été effectué cette fois avec deux bobines carrées imprimées sur PCB de deux couches, une bobine utilisée comme un répéteur L_3 est réalisée avec une dimension $2 \times 2 \text{ cm}^2$ et une largeur des traces de 0.5 mm qui est couplée inductivement avec une bobine de réception L_4 plus petite et qui a une dimension de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, avec cette configuration la PDL maximale mesurée est de 965 mW pour une distance de 1 cm et un courant de sortie de 193mA, et 690 mW pour une distance de 2.5 cm avec un courant de 138 mA, et une PDL de 395 mW pour 5 cm de séparation entre la bobine de l'émetteur et la réceptrice .

Dans le troisième test expérimental (B+C) nous avons essayé de démontrer la variation de la PDL en fonction du dimension des bobines, puisque dans le test 1 on a utilisé deux bobines circulaire réalisées avec le fil AWG20, on a essayé d'utiliser des bobines réalisées avec le même fil de cuivre mais avec une taille plus petite, on a utilisé une bobine filaire avec un diamètre de 1.8 cm comme un répéteur et une bobine réceptrice plus petite d'un diamètre de 1.2 cm, la PDL maximale qui a été mesurée pour $d=1\text{cm}$ est de 1.69 W, tandis que les puissances mesurées pour les distances 2.5 cm et 5 cm sont 1.075W et 735 mW successivement.

Cependant pour faire une comparaison entre la performance du système avec les bobines imprimées sur PCB et les autres réalisées avec le fil de cuivre nous avons fait le dernier test (B+D) avec une bobine circulaire comme un répéteur et une bobine réceptrice imprimée sur PCB, nous avons gardé la bobine réceptrice utilisée dans le test (D+E) mais on a remplacé le répéteur L_3 carrée qui a la dimension $2 \times 2 \text{ cm}^2$ par le répéteur utilisé dans le test (B+C), pour une distance de 1 cm une puissance de 1.12 W a été délivrée par le système et une PDL maximale de 675 mW a été mesurée pour une distance de 2.5 cm et 420 mW pour une distance de 5 cm.

3.5.3. Résultats des tests expérimentaux avec le LDO TPS7A470

Dans ce test nous avons essayé de mesurer la performance d'un récupérateur d'énergie avec un régulateur linéaire TPS7A470 qui est choisi comme un circuit final pour la conception du prototype de récupération d'énergie de ce projet, dans cette section on va montrer la performance de circuit et les critères que nous avons utilisé pour choisir ce circuit, les tests avec ce circuit ont été effectués avec les mêmes bobines de réception qui sont utilisées dans la partie expérimentale avec le circuit Buck pour être capable de comparer leurs performances dans les mêmes conditions, les résultats expérimentaux sont montrés dans le tableau 3.3, la sortie du TPS7A470 est ajustée à une tension 4.2 V, les tests ont été effectués à l'intérieur de

la cage avec une résistance de charge de 50 ohms qui a été ajoutée dans la sortie du TPS7A470 pour mesurer le courant et la PDL du système.

TABLE 3.3 – Performances du circuit TPS7A470 en fonction de la distance et la géométrie

Configuration L ₃ +L ₄	Distance (cm)	Courant (mA)	Tension de sortie (V)	Charge du système (Ω)	PDL (mW)
B+A	1	335	4.2	50	1400
D+E	1	72	4.2	50	302.4
B+C	1	127	4.2	50	533.4
B+E	1	105	4.2	50	441
B+A	2.5	208	4.2	50	873.6
D+E	2.5	46	4.2	50	193.2
B+C	2.5	93	4.2	50	390.6
B+E	2.5	77	4.2	50	323.4
B+A	5	115	4.2	50	483
D+E	5	39	4.2	50	163.8
B+C	5	67	4.2	50	281.4
B+E	5	54	4.2	50	226.8

3.6. Conclusion

Donc suite à ces tests expérimentaux et la comparaison entre les circuits de récupération d'énergie testés, nous avons constaté que le convertisseur abaisseur TPS4056 c'est le circuit le plus efficace, il a fourni une PDL maximale de 3 W, mais le problème de ce circuit c'est qu'il peut ne pas convenir aux implants biomédicaux en raison de la taille des composants utilisés par ce circuit, pour ce projet de recherche la taille maximale de l'implant est limitée pour une dimension de 1×1 cm² ce qui n'était possible pour nous de faire la conception d'un PCB du récupérateur d'énergie avec le TPS4056 pour la dimension demandée. Le circuit boost TLV61220 est très petit par rapport au TPS4056 mais l'efficacité est faible en raison de la tension d'entrée continue qui est limitée à 6.5V et le courant maximum qu'il peut supporter qui ne dépasse pas 200 mA, dans ce cas une grande perte d'énergie qui apparaît quand on a ajouté les diodes de zener à l'entrée pour protéger le convertisseur.

C'est pour cette raison que nous avons choisi le RF-LDO TPS7A470 comme un circuit final pour ce projet même si que ce circuit n'est pas le plus performant, mais sa taille est plus petite par rapport au circuit Buck TPS4056 et sa plage de tension d'entrée et sa performance sont très élevés par rapport un convertisseur Boost TLV61220, ainsi que nous avons constaté que les bobines filaires circulaires sont plus conductives que les autres imprimées sur PCB, et l'efficacité énergétique diminue considérablement avec l'augmentation de la distance et aussi avec la réduction de la taille.

Chapitre 4

Amélioration du système de récupération d'énergie pour s'adapter au désalignement

Ce chapitre se focalise sur l'amélioration et le développement du récepteur d'énergie réalisés dans le chapitre 3. L'objectif de cette rectification est de réduire la taille et le poids de ce système et d'en faire une conception permettant la récupération de l'énergie en fonction des mouvements. Le sens d'orientation de la tête de la souris à l'intérieur de la cage, en présence du désalignement angulaire et deux circuits de récupérations d'énergie seront également développés dans cette partie avec deux mécanismes pour la compensation des désalignements. La validation du fonctionnement a été, en outre, effectuée avec un test in vivo sur une souris de laboratoire.

4.1. Récupérateur d'énergie avec une bobine inclinée à 45°

Notre première amélioration consiste à réduire la taille et le poids du système de récupération d'énergie montré dans la figure 3.1 du chapitre 3, la première chose qu'on a fait pour minimiser le poids et la taille c'est d'utiliser une seule bobine réceptrice au lieu de deux bobines, on a essayé aussi de fabriquer un PCB de circuit de récupération d'énergie plus mince, la nouvelle bobine réceptrice a été fixée avec une autre stratégie pour compenser le désalignement angulaire qui intervient dans les tests in vivo causé par les mouvements effectués par l'animal.

Cette bobine a été fixée autour de l'interface neuronale avec un angle de 45° par rapport au transmetteur d'énergie qui est monté au-dessus de la cage, nous avons constaté que dans la plupart des cas la souris bouge et sa tête se trouve dans un angle de 45° par rapport au plan, donc avec ce système et lorsque la tête de la souris est fixée dans cet angle, le récepteur se trouve avec un désalignement de 0° par rapport au plan de la cage, la figure 4.1 montre le système développé implémenté autour de l'interface neuronale, plusieurs défis ont été vécus dans la phase de conception de ce système, parmi eux le compromis entre la taille et la puissance, la miniaturisation du prototype provoque constamment une diminution de la

puissance délivrée par ce système, et avec une seule bobine réceptrice la distance de transmission devienne plus courte, pour compenser ces problèmes nous avons essayé d'améliorer les qualités de la bobine de réception pour maximiser le couplage mutuel entre la bobine émettrice et la réceptrice, nous avons utilisé le fil de cuivre AW20 et pour augmenter la distance de transmission on a augmenté le diamètre extérieur de la réceptrice avec le minimum nombre de tours possible pour respecter les limites du poids du système qui peut causer un stress pour l'animal.

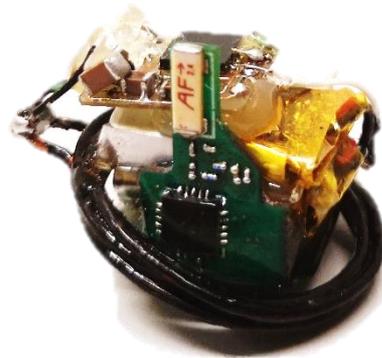


FIGURE 4.1– Implémentation du nouveau système de réception d'énergie avec la bobine inclinée à 45°

La bobine réceptrice réalisée est implémentée à l'aide du fil de cuivre AWG20 avec 5 tours et un diamètre extérieur de 1.9 cm, un condensateur céramique de 150 pF est connecté en parallèle avec cette bobine pour ajuster le récepteur sur une fréquence de 13.56 Mhz, aussi nous avons utilisé la vernie noire pour coller les spires de la bobine et minimiser l'espacement entre eux car elle est moins lourde, la bobine RX est fixée autour de l'interface neuronale avec un angle de 45°.

Avec cette technique nous avons minimisé la hauteur du système et on a évité aussi les blocages d'énergie et les courts-circuits qui peuvent intervenir si la bobine est montée sur la batterie, dans le premier système il était nécessaire parfois de laisser un gap entre la bobine réceptrice et le circuit, cependant le nouveau PCB du circuit de récupération est fabriqué sur un FR4 très mince avec une dimension de 1 cm² et un poids de 0.9 g, tandis que le poids de nouveau PCB avec la bobine est de 2.8 g, ce qui présente une bonne amélioration par rapport au premier système dont lequel le poids de la bobine avec le PCB est de 3.9 g.

4.2. Test in Vivo

Une expérience in vivo a été effectuée avec une souris de laboratoire pour tester les

performances du système réalisé dans un cadre réel en collaboration avec Gabriel Gagnon qui a réalisé l'interface neuronale, l'objectif de ce test, c'est d'étudier le comportement de la souris pour une longue période du temps et en mouvement libre, les figures 4.2 et 4.3 montrent la configuration et l'installation du système pour cet expérience qui comprend un amplificateur de puissance classe E, la bobine primaire, la cage d'énergie et une caméra d'enregistrement pour suivre le mouvement.

Le récepteur avec l'interface neuronale sont montés sur la tête de la souris et ils sont attachés à un implant qui est fixé avec la chirurgie qui a été effectuée au sein de centre de recherche Cervo de l'université Laval, une formation sur l'utilisation des animaux vivants dans les protocoles des recherche a été complétée afin que nous ayons l'occasion d'accéder au laboratoire de centre Cervo qui a fourni la souris utilisée dans cette expérience sous l'approbation de comité de protection des animaux (ACC) de l'université Laval pour assurer qu'on va utiliser la souris d'une manière responsable et respectueuse dans ce test .

Après l'installation du système, nous avons commencé à tester cette plateforme pour une durée d'une heure et demi, un courant maximal de 16 mA a été mesuré dans le centre de la cage pour l'angle de 45 °avec une distance de 3 cm ce qui est équivalent à une puissance de 67.2 mW fournie par le système de récupération d'énergie avec une tension de sortie continue de 4.2 V utilisée pour charger la batterie de lithium de 3.7V, le temps nécessaire pour charger cette batterie dans cette position et avec cet angle est peut être calculé par l'équation suivante :

$$Durée\ de\ charge = \frac{40\ mAh}{16\ mA} = 2.5\ h$$

Donc pour que la batterie soit complètement chargée avec ce courant elle a besoin de deux heures et demie afin d'atteindre sa capacité maximale, dans cette expérience nous avons réussi à délivrer une puissance pour les angles 0° et 45° dans plusieurs positions à l'intérieur de la cage mais nous avons eu un problème pour charger la batterie d'une façon continue avec cette implémentation, dans certains instants la bobine réceptrice a été trouvée avec un désalignement angulaire de 90° en raison des mouvements effectués par la souris pendant l'enregistrement, avec 90° de désalignement le courant récupéré par le système était trop faible ce qui a affecté la continuité de charge.

D'après cette expérience nous avons constaté que le sens de l'orientation de la tête de l'animal peut causer un désalignement angulaire de 0° à 90°, et si la bobine de réception n'est pas adaptée pour récupérer une puissance dans ces angles l'efficacité de puissance de

transmission va diminuer.

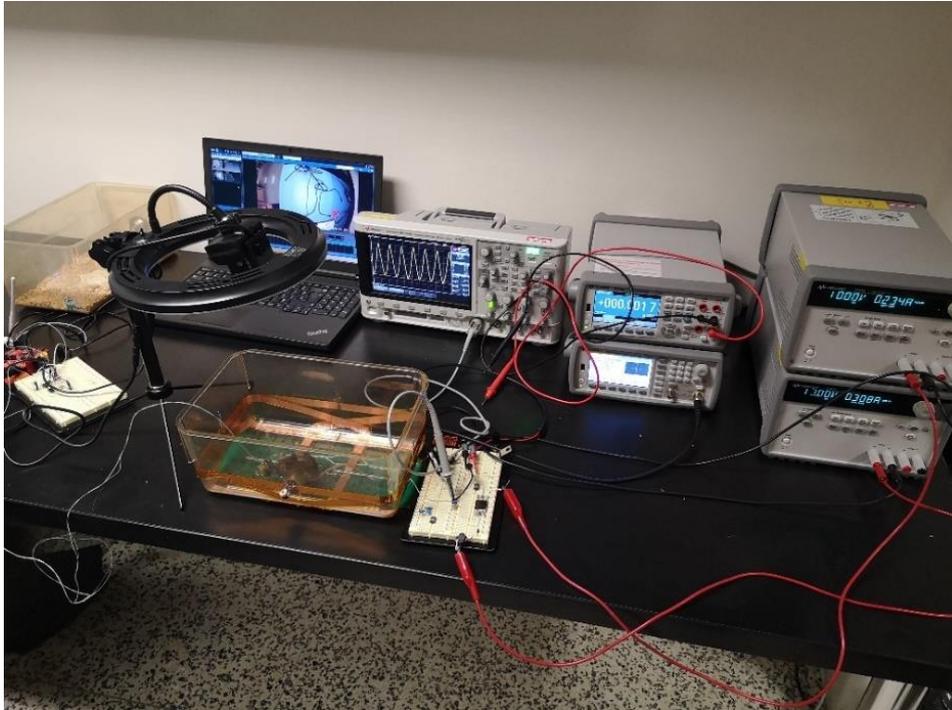


FIGURE 4.2– Présentation de l'installation de la plateforme pour le test in vivo

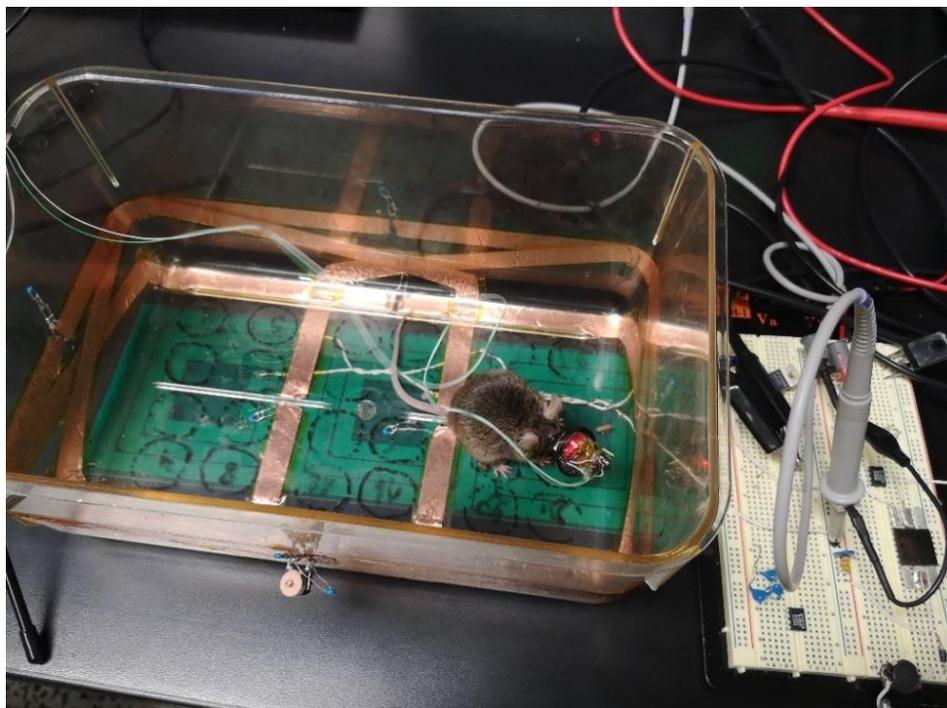


FIGURE 4.3– démonstration du problème de désalignement avec un angle de 90°

4.3. Récupérateur d'énergie avec une bobine Split

Après avoir complété le premier test in vivo, un nouveau système de récupération d'énergie a été développé pour résoudre le problème de réception d'énergie en présence du désalignement et de rendre le système capable de récupérer la puissance sans fil quel que soit le sens d'orientation de la tête de l'animal, dans ce nouveau système la bobine de réception a été divisée sur 3 angles (0° , 45° et 90°) comme il est montré dans la figure 4.4, et avec cette technique nous avons réussi à résoudre le problème de désalignement qui peut intervenir dans les tests, d'autre part au lieu d'utiliser deux PCB on a intégré dans un seul PCB le circuit de récupération d'énergie et les connecteurs qui sont utilisés pour faire la connexion entre l'interface neuronale et l'implant, ce qui a donné aussi plus d'espace pour fixer la bobine dans l'extrémité du système et on a évité de tourner la bobine autour d'un boîtier ou d'un tube, deux bobines ont été réalisées et testées dans la partie expérimentale en utilisant ce système, les deux bobines utilisent le même principe de division sur différents angles mais avec des caractéristiques différentes afin que nous ayons comparé leurs résultats pour choisir la bobine réceptrice la plus performante.

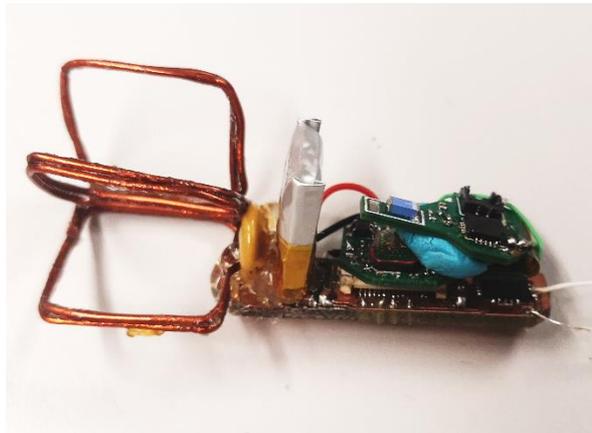


FIGURE 4.4– le nouveau système de réception d'énergie, avec une bobine split et Le nouveau PCB du circuit utilisé pour charger la batterie avec l'énergie sans fil

TABLE 4.1 – Paramètres géométriques des deux bobines Split utilisées dans cette amélioration

Paramètres	L_{split1}	L_{split2}
Inductance (μH)	0.694	0.8
Capacité de résonance (ρF)	198	172
Nombre de tours (N)	6	7
Diamètre intérieur d_i (cm)	1.61	1.47
Diamètre extérieur d_o (cm)	1.8	1.6
Type de cuivre	AWG20	AWG20

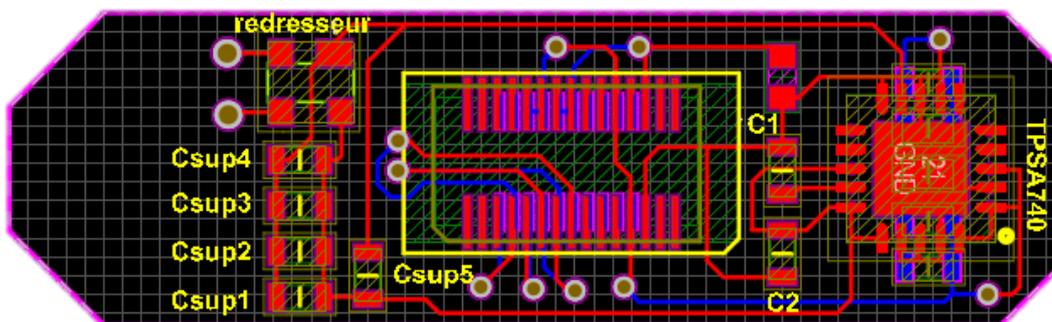


FIGURE 4.5– PCB du circuit de récupération d'énergie avec les connecteurs

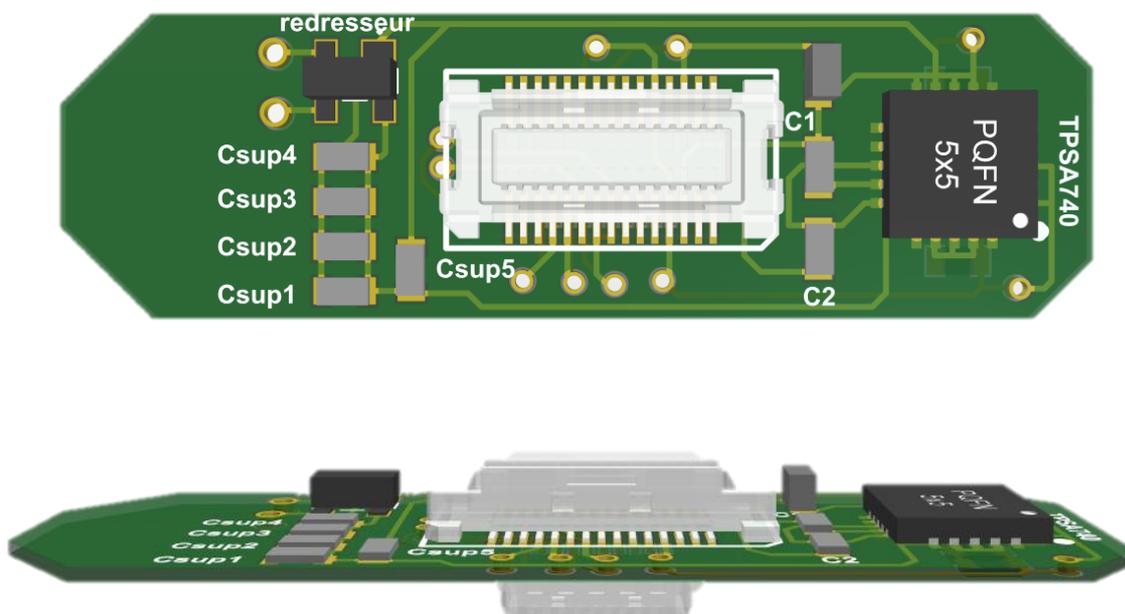


FIGURE 4.6– Vue 3D du PCB de récupération d'énergie avec les connecteurs

4.3.1 Résultats des tests expérimentaux

Pour mesurer la performance du nouveau système, des tests expérimentaux ont été effectués avec ce circuit dans plusieurs positions et avec différentes distances de transmission, pour chaque distance nous avons pris des mesures en fonction des angles (0° , 45° et 90°) pour tester la performance du système en présence de désalignement, d'après ces tests nous avons trouvé qu'avec ce système, le courant maximum est mesuré pour un angle de 45° , dans cet angle le récupérateur d'énergie a délivré un courant de 14 mA pour une distance de 2.5 cm et 11 mA pour une distance de 3 cm et 8.5 mA pour une distance de 4 cm, ces valeurs de courant

correspondent successivement à des puissances de 67.2 mW, 46.2 mW et 35.7 mW, pour un désalignement de 90° un courant maximum de 9 mA a été mesuré dans cet angle qui est équivalent a une PDL de 37.8 mW ce qui est mieux que l'ancien système avec lequel le courant a été trop faible dans cet angle, donc le nouveau circuit développé est capable de charger la batterie d'une façon continue ce qui permet d'augmenter sa durée de décharge et la durée de l'expérience électrophysiologique.

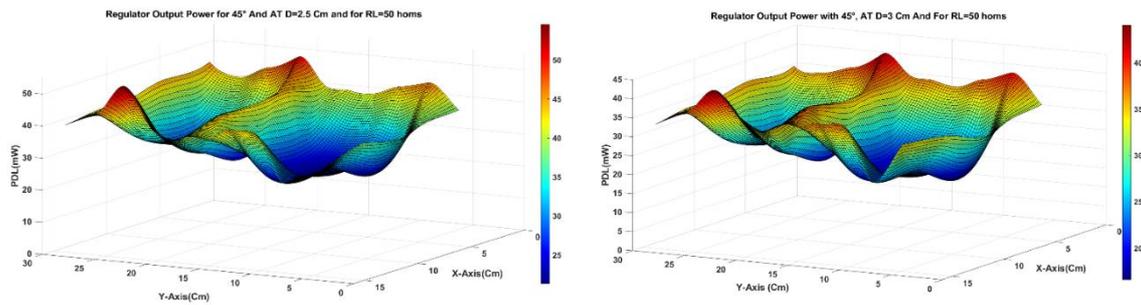


FIGURE 4.7– La variation de PDL pour un angle de 45° pour les distances 2.5 cm et 3 cm

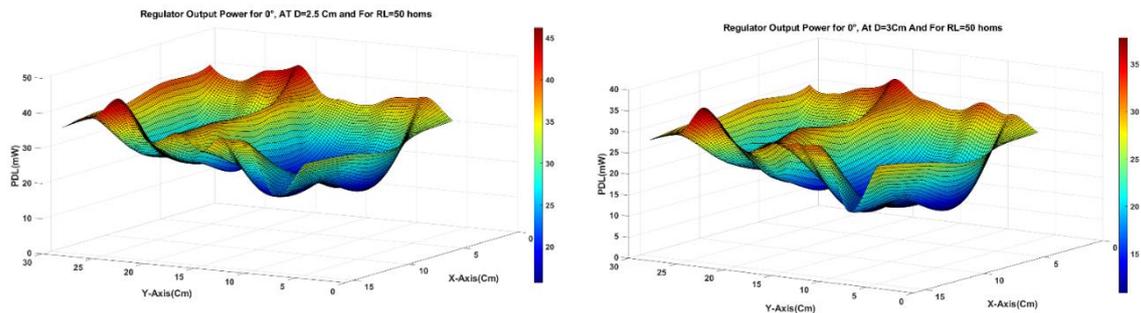


FIGURE 4.8– La variation de PDL pour un angle de 0° pour les distances 2.5 cm et 3 cm

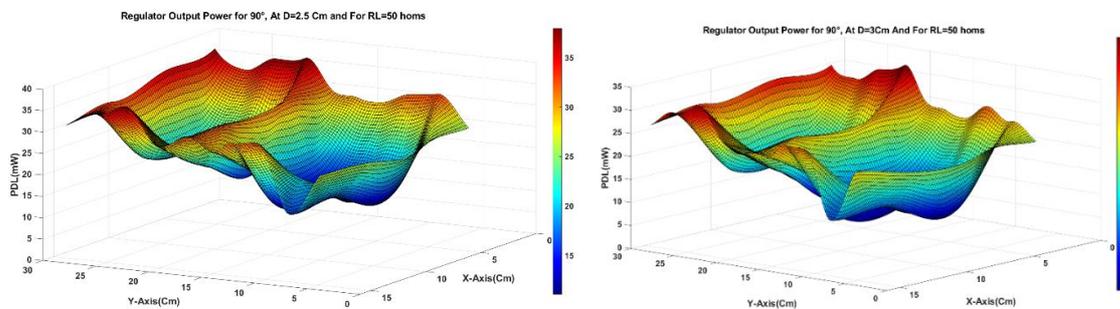


FIGURE 4.9– La variation de PDL pour un angle de 90° pour les distances 2.5 cm et 3 cm

Conclusion et les travaux futurs

Cette section est une discussion sur le projet et une conclusion sur les résultats obtenus avec les différents systèmes réalisés, ainsi que les futurs travaux qui peuvent être ajoutés pour améliorer ces systèmes.

Discussion

Le sujet majeur de ce mémoire était de concevoir des systèmes d'alimentation sans fil de haute performance pour les dispositifs médicaux implantables (IMD), ces dispositifs ont été créés pour fournir un traitement et une surveillance des informations physiologiques que ce soit pour l'être humain ou pour les animaux, le transfert d'énergie sans fil (WPT) joue un rôle clé dans le développement de ces dispositifs.

WPT par couplage inductif permet de réduire la taille, la complexité et la consommation de l'énergie électrique de ces IMD, ces travaux ont fourni des nouvelles stratégies pour la conception optimale des systèmes d'alimentation sans fil, des forts résultats expérimentaux ainsi que des validations dans un cadre réel avec les tests *in vivo* effectués, cette maîtrise comprenait également la conception de quatre systèmes de transfert et de récupération d'énergie sans fil pour alimenter les interfaces d'enregistrement neuronal afin d'effectuer un enregistrement ininterrompu et à long terme ce qui va aider les médecins et les neuroscientifiques à suivre le comportement des animaux et les neurones pendant une longue période qui peut être pour plusieurs jours consécutifs et en toute sécurité.

Dans cette maîtrise trois développements ont été réalisés, le premier développement c'est le circuit transmetteur d'énergie sans fil présenté dans le chapitre 2, ce circuit est très performant en terme de l'efficacité et la puissance fournie et grâce à ce circuit que les autres systèmes de récupération d'énergie et les chargeurs de batteries sans fil ont été développés et améliorés, le circuit a fourni une puissance de 5W dans sa sortie avec une tension différentielle de 116 V, une efficacité maximale de 75% et une puissance de 2.87W mesurée dans le récepteur.

Dans la transmission d'énergie il existe un compromis entre la puissance fournie et la fréquence de fonctionnement, l'augmentation de la fréquence provoque constamment une diminution de la puissance c'est ce qu'on a réussi à résoudre avec ce transmetteur d'énergie, on a eu une PDL élevée pour une fréquence de 13.56 Mhz, la plupart des systèmes biomédicaux existants que ce soit dans la revue scientifique ou dans l'industrie n'arrivent pas

à atteindre ces performances dans cette fréquence d'opération, et comme nous avons montré dans le chapitre 2 à travers la comparaison effectuée avec la performance des quelques systèmes similaires déjà publiés, le FOM calculé a montré que notre système est plus performant que les autres.

Dans le chapitre 3 un nouveau système pour le transfert et la récupération d'énergie dans la cage a été développé, une grande partie expérimentale a été effectuée durant cette maîtrise avec la cage et le système proposé, on a vu dans ce chapitre que le résonateur hybride il a augmenté la performance du système et la qualité de liaison de transmission sans fil, ce résonateur a été conçu avec des enroulements autour de la cage grâce à des feuilles de cuivre, ce type de matériau il a un facteur de qualité très élevé qui a augmenté le couplage mutuel entre la bobine primaire qui est montée au-dessus de la cage et les bobines réceptrices, on a montré aussi dans ce chapitre la partie des tests expérimentaux avec les récupérateurs d'énergie avec trois topologies et comment l'efficacité de transmission varie d'un circuit à un autre et en fonction des caractéristiques géométriques des bobines de lien de transmission.

D'après ces tests on a constaté que le circuit convertisseur Buck TPS4056 est le circuit le plus performant qui a fourni une PDL maximale de 3 W, mais les critères recommandés pour ce projet impliquent que la taille et le poids du récepteur doivent être le plus petit possible, et le diamètre de PCB du récupération d'énergie doit être compatible avec la taille du système d'enregistrement neuronal, ce qui a été très difficile à faire avec le circuit Buck en raison de la taille des composants utilisés dans cette technique de conversion, c'est ce qui nous ramené à utiliser le circuit TPS7A470, le choix de ce circuit a été en fonction de sa taille qui est très petite par rapport au Buck, et sa basse consommation d'énergie par rapport au circuit Boost, d'après les mesures des performances avec ce circuit on a réussi à avoir une PDL d'une valeur de 1.4W avec deux bobines dans la partie de réception d'énergie, ces résultats même s'ils sont moins que le Buck ils restent encore plus performant que plusieurs systèmes de réception d'énergie existants dans la revue scientifique.

Le chapitre 4 est une amélioration du système de réception d'énergie présenté dans le chapitre 3, l'objectif de ce chapitre était de préparer un prototype final pour les tests électrophysiologiques in vivo, dans ces tests la puissance fournie par le système est assez important mais la taille et le poids ont un facteur d'importance de plus, car le poids élevé peut causer un stress pour l'animal et peut changer la précision des signaux enregistrés, donc c'est pour ces raisons que nous avons essayé d'améliorer ces deux facteurs et de garder une efficacité de puissance de transmission (PTE) acceptable, deux grandes innovations ont été présentées dans ce chapitre, un nouveau système qui a été développé avec une bobine inclinée

à 45° pour compenser le désalignement angulaire qui peut intervenir dans le test in vivo et qui est causé par le mouvement de la souris et l'orientation de sa tête, le nouveau système a été implémenté avec une grande qualité que ce soit dans la conception ou dans la performance, car c'est très difficile qu'on puisse récupérer une énergie sans fil avec une seule bobine et sans utiliser des résonateurs, c'est ce qu'on a réussi de faire avec ce système, on a eu un courant de 16 mA avec cette implémentation pour une distance de 3 cm et avec un désalignement angulaire entre le transmetteur et le récepteur de 45°.

Le même chapitre présente le développement d'un nouveau système qui est conçu pour récupérer l'énergie sans fil dans tous les angles possibles à avoir avec l'orientation de la tête de la souris à l'intérieur de la cage, le système développé a été basé sur une bobine divisées 3 angles (0°, 45° et 90°), et en parallèle avec ce développement le nouveau PCB réalisé est une intégration de PCB de récupération d'énergie réalisé dans le chapitre 4 avec un PCB qui a été utilisé dans les tests in vivo qui contient des connecteurs pour faire la connexion entre l'interface neuronale et l'implant, ce qui nous a permis de gagner presque un gramme de plus avec ce système.

Travaux futurs

Le système présenté dans ce mémoire peut être exploité dans plusieurs projets de recherche dans le domaine biomédical, l'alimentation sans fil et durable a devenue nécessaire dans plusieurs traitement, le système a été utilisé dans ce projet pour la recherche en neuroscience mais il peut être amélioré pour traiter d'autres maladies chroniques en toute sécurité, au niveau technique, il est possible d'alimenter plusieurs dispositifs implantables avec ce système, ce qui signifie la possibilité de faire plusieurs tests électrophysiologiques en même et en parallèle, et il est tout fois possible de réduire la taille de l'implant et minimiser la masse avec l'augmentation de la fréquence de transmission, on peut exploiter une fréquence d'au moins 13.56 Mhz mais dans la bande des fréquences d'ISM qui sont recommandées pour les applications biomédicales, et en dernier il est possible d'ajouter des améliorations pour réaliser une cage d'énergie avec deux étages ou plus.

Bibliographie

- [1] S. B. Lee, B. Lee, M. Kiani, B. Mahmoudi, R. Gross and M. Ghovanloo, "An Inductively-Powered Wireless Neural Recording System With a Charge Sampling Analog Front-End," in IEEE Sensors Journal, vol. 16, no. 2, pp. 475-484, Jan.15, 2016,
- [2] R. Das, F. Moradi and H. Heidari, "Biointegrated and Wirelessly Powered Implantable Brain Devices: A Review," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 14, no. 2, pp. 343-358, April 2020,
- [3] G. Gagnon-Turcotte, Y. LeChasseur, C. Bories, Y. Messaddeq, Y. De Koninck and B. Gosselin, "A Wireless Headstage for Combined Optogenetics and Multichannel Electrophysiological Recording," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 11, no. 1, pp. 1-14, Feb. 2017,
- [4] G. Gagnon-Turcotte, Y. LeChasseur, C. Bories, Y. De Koninck and B. Gosselin, "A wireless optogenetic headstage with multichannel neural signal compression," 2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), Atlanta, GA, 2015,
- [5] R. E. Millard and R. K. Shepherd, "A fully implantable stimulator for use in small laboratory animals," J. Neuroscience Methods, vol. 166, pp. 168–177, Jul. 2007
- [6] B. Lee et al., "An Inductively-Powered Wireless Neural Recording and Stimulation System for Freely-Behaving Animals," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 13, no. 2, pp. 413-424, April 2019,
- [7] P. D. Mitcheson, "Energy harvesting for human wearable and implantable biosensors." in Proc. Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, jan 2010,
- [8] M. A. Hannan, S. Mutashar, S. A. Samad, and A. Hussain, "Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges." Biomedical engineering online, vol. 13, no. 1, p. 79, 2014.
- [9] X. Li, Y. Li, C. Tsui and W. Ki, "Wireless Power Transfer System With $\Sigma\Delta$ - Modulated Transmission Power and Fast Load Response for Implantable

Medical Devices," in IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, vol. 64, no. 3, pp. 279-283, March 2017,

[10] M. Karimi, H. Jouaicha, F. Lellouche, P. -A. Bouchard, M. Sawan and B. Gosselin, "A 6.78-MHz Robust WPT System with Inductive Link Bandwidth Extended for cm-Sized Implantable Medical Devices," 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Montreal, QC, Canada, 2020,

[11] S. A. Mirbozorgi, H. Bahrami, M. Sawan and B. Gosselin, "A Smart Cage With Uniform Wireless Power Distribution in 3D for Enabling Long-Term Experiments With Freely Moving Animals," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 10, no. 2, pp. 424-434, April 2016

[12] S. A. Mirbozorgi, Y. Jia, P. Zhang and M. Ghovanloo, "Toward a High-Throughput Wireless Smart Arena for Behavioral Experiments on Small Animals," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 67, no. 8, pp. 2359-2369, Aug. 2020,

[13] E. Maghsoudloo, G. Gagnon-Turcotte, Z. Rezaei and B. Gosselin, "A Smart Neuroscience Platform with Wireless Power Transmission for Simultaneous Optogenetics and Electrophysiological Recording," 2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), Florence, 2018,

[14] Y. Jia et al., "Position and Orientation Insensitive Wireless Power Transmission for EnerCage-Homecage System," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 64, no. 10, pp. 2439-2449, Oct. 2017, doi: 10.1109/TBME.2017.2691720.

[15] N. Soltani, M. S. Aliroteh, M. T. Salam, J. L. Perez Velazquez and R. Genov, "Low-Radiation Cellular Inductive Powering of Rodent Wireless Brain Interfaces: Methodology and Design Guide," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 10, no. 4, pp. 920-932, Aug. 2016

[16] S. A. Mirbozorgi, H. Bahrami, M. Sawan and B. Gosselin, "A Smart Multicoil Inductively Coupled Array for Wireless Power Transmission," in IEEE Transactions on Industrial Electronics, vol. 61, no. 11, pp. 6061-6070, Nov. 2014, doi: 10.1109/TIE.2014.2308138.

[17] Y. Jia, S. A. Mirbozorgi, P. Zhang, O. T. Inan, W. Li and M. Ghovanloo, "A Dual-

Band Wireless Power Transmission System for Evaluating mm-Sized Implants," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 13, no. 4, pp. 595-607, Aug. 2019, doi: 10.1109/TBCAS.2019.2915649.

[18] U. Jow, P. McMenemy, M. Kiani, J. R. Manns and M. Ghovanloo, "EnerCage: A Smart Experimental Arena With Scalable Architecture for Behavioral Experiments," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 61, no. 1, pp. 139-148, Jan. 2014,

[19] J. P. Donoghue, "Bridging the brain to the world: A perspective on neural interface systems," Neuron, vol. 60, no. 3, pp. 511–521, Nov. 2008.

[20] M. L. Kringelbach, N. Jenkinson, S. L. F. Owen, and T. Z. Aziz, "Translational principles of deep brain stimulation," Nature Rev. Neurosci., vol. 8, no. 8, pp. 623–635, Jun. 2007.

[21] https://www.researchgate.net/publication/333179152_A_Modified_Wireless_Power_Transfer_System_for_Medical_Implants

[22] Ben Amar A, Kouki AB, Cao H. Power Approaches for Implantable Medical Devices. Sensors (Basel). 2015;15(11):28889-28914. Published 2015 Nov 13. doi:10.3390/s151128889

[23] Huang, X., Wang, L., Wang, H., Zhang, B., Wang, X., Stening, R. Y. Z., Sheng, X., Yin, L., Materials Strategies and Device Architectures of Emerging Power Supply Devices for Implantable Bioelectronics. Small 2020, 16, 1902827. <https://doi.org/10.1002/sml.201902827>

[24] .F. Holmes, PRIMARY BATTERIES – NONAQUEOUS SYSTEMS | Lithium–Iodine-Polyvinylpyridine, Editor(s): Jürgen Garche, Encyclopedia of Electrochemical Power Sources, Elsevier, 2009, Pages 76-82, ISBN 9780444527455,

[25] Murnane, M. and A. Ghazel. "A Closer Look at State of Charge (SOC) and State of Health (SOH) Estimation Techniques for Batteries." (2017).

[26] B. D. Valle, C. T. Wentz and R. Sarpeshkar, "An ultra-compact and efficient Li-ion battery charger circuit for biomedical applications," *Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, Paris, 2010, pp. 1224-1227, doi: 10.1109/ISCAS.2010.5537287.

- [27] D. Nguyen, C. Dao, H. Nguyen-Van, L. Nguyen, S. Lee and L. Pham-Nguyen, "Li-ion battery charger circuit for biomedical devices," *2015 International Conference on Advanced Technologies for Communications (ATC)*, Ho Chi Minh City, 2015, pp. 362-365, doi: 10.1109/ATC.2015.7388352.
- [28] M. Ouremchi et al., "A Li-Ion Battery Charger for Bio-Medical Applications in 180nm CMOS Technology," *2019 4th International Conference on Smart and Sustainable Technologies (SpliTech)*, Split, Croatia, 2019, pp. 1-5, doi: 10.23919/SpliTech.2019.8783197.
- [29] R. Das, F. Moradi and H. Heidari, "Biointegrated and Wirelessly Powered Implantable Brain Devices: A Review," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 14, no. 2, pp. 343-358, April 2020, doi: 10.1109/TBCAS.2020.2966920.
- [30] M. A. Hannan, S. Mutashar, S. A. Samad, and A. Hussain, "Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges." *Biomedical engineering online*, vol. 13, no. 1, p. 79, 2014.
- [31] Y. Jia, S. A. Mirbozorgi, P. Zhang, O. T. Inan, W. Li and M. Ghovanloo, "A Dual-Band Wireless Power Transmission System for Evaluating mm-Sized Implants," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 13, no. 4, pp. 595-607, Aug. 2019, doi: 10.1109/TBCAS.2019.2915649.
- [32] Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges
Mahammad A Hannan¹ , Saad Mutashar^{1,2*}, Salina A Samad¹ and Aini Hussain¹
- [33] R. V. Taalla, M. S. Arefin, A. Kaynak and A. Z. Kouzani, "A Review on Miniaturized Ultrasonic Wireless Power Transfer to Implantable Medical Devices," in *IEEE Access*, vol. 7, pp. 2092-2106, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2886780.
- [34] H. Kim, H. Hirayama, S. Kim, K. J. Han, R. Zhang and J. Choi, "Review of Near-Field Wireless Power and Communication for Biomedical Applications," in *IEEE Access*, vol. 5, pp. 21264-21285, 2017, doi: 10.1109/ACCESS.2017.2757267.

- [35] Zheng, Q. et al. "In Vivo Self-Powered Wireless Cardiac Monitoring via Implantable Triboelectric Nanogenerator." *ACS nano* 10 7 (2016): 6510-8 .
- [36] Shin G, and All. "Flexible Near-Field Wireless Optoelectronics as Subdermal Implants for Broad Applications in Optogenetics". *Neuron*. 2017 Feb 8;93(3):509-521.e3. doi: 10.1016/j.neuron.2016.12.031. Epub 2017 Jan 26. PMID: 28132830; PMCID: PMC5377903.
- [37] A. Ibrahim and M. Kiani, "Inductive power transmission to millimeter-sized biomedical implants using printed spiral coils," *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Orlando, FL, 2016, pp. 4800-4803, doi: 10.1109/EMBC.2016.7591801.
- [38] R. R. Harrison et al., "Wireless neural recording with single low-power integrated circuit," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 17, no. 4, pp. 322–329, Aug. 2009
- [39] H. Liu, Q. Shao and X. Fang, "Modeling and Optimization of Class-E Amplifier at Subnominal Condition in a Wireless Power Transfer System for Biomedical Implants," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 11, no. 1, pp. 35-43, Feb. 2017, doi: 10.1109/TBCAS.2016.2538320.
- [40] H. S. Gougheri and M. Kiani, "Optimal frequency for powering millimeter-sized biomedical implants inside an inductively-powered homecage," *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Orlando, FL, 2016, pp. 4804-4807, doi: 10.1109/EMBC.2016.7591802
- [41] J. P. Chow, H. S. Chung, L. L. Chan, R. Shen and S. C. Tang, "Optimal Design and Experimental Assessment of a Wireless Power Transfer System for Home-Cage Monitoring," in *IEEE Transactions on Power Electronics*, vol. 34, no. 10, pp. 9779-9793, Oct. 2019, doi: 10.1109/TPEL.2019.2894182.
- [42] R. R. Harrison, "Designing Efficient Inductive Power Links for Implantable Devices," *2007 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, New Orleans, LA, 2007, pp. 2080-2083, doi: 10.1109/ISCAS.2007.378508.
- [43] U. Jow and M. Ghovanloo, "Modeling and Optimization of Printed Spiral Coils in Air, Saline, and Muscle Tissue Environments," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits*

and Systems, vol. 3, no. 5, pp. 339-347, Oct. 2009, doi: 10.1109/TBCAS.2009.2025366.

[44] U. Jow and M. Ghovanloo, "Design and Optimization of Printed Spiral Coils for Efficient Inductive Power Transmission," *2007 14th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems*, Marrakech, 2007, pp. 70-73, doi: 10.1109/ICECS.2007.4510933.

[45] S. S. Mohan, M. del Mar Hershenson, S. P. Boyd, and T. H. Lee, "Simple accurate expressions for planar spiral inductances," *IEEE Journal of solid-state circuits*, vol. 34, no. 10, pp. 1419–1424, 1999

[46] Li, Yi; Grabham, Neil; Torah, Russel; Tudor, John; Beeby, Steve. 2018. "Textile-Based Flexible Coils for Wireless Inductive Power Transmission." *Appl. Sci.* 8, no. 6: 912.

[47] Ieee standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 khz to 300 ghz. *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*, pages –.

[48] G. Lazzi, "Thermal effects of bioimplants," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 24, pp. 75-81, 2005.

[49] M. Schormans, V. Valente and A. Demosthenous, "Practical Inductive Link Design for Biomedical Wireless Power Transfer: A Tutorial," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 12, no. 5, pp. 1112-1130, Oct. 2018, doi: 10.1109/TBCAS.2018.2846020.

[50] M. Kiani, U. Jow and M. Ghovanloo, "Design and Optimization of a 3-Coil Inductive Link for Efficient Wireless Power Transmission," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 5, no. 6, pp. 579-591, Dec. 2011, doi: 10.1109/TBCAS.2011.2158431.

[51] A. K. RamRakhyani, S. Mirabbasi and M. Chiao, "Design and Optimization of Resonance-Based Efficient Wireless Power Delivery Systems for Biomedical Implants," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 5, no. 1, pp. 48-63, Feb. 2011, doi: 10.1109/TBCAS.2010.2072782.

- [52] S. Shin *et al.*, "A 13.56MHz time-interleaved resonant-voltage-mode wireless-power receiver with isolated resonator and quasi-resonant boost converter for implantable systems," *2018 IEEE International Solid - State Circuits Conference - (ISSCC)*, San Francisco, CA, 2018, pp. 154-156, doi: 10.1109/ISSCC.2018.8310230.
- [53] K. F. E. Lee, "A timing controlled AC-DC converter for biomedical implants," *2010 IEEE International Solid-State Circuits Conference - (ISSCC)*, San Francisco, CA, 2010, pp. 128-129, doi: 10.1109/ISSCC.2010.5434021.
- [54] G. C. Martins and W. A. Serdijn, "Adaptive buck-boost converter for RF energy harvesting and transfer in biomedical applications," *2016 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, Shanghai, 2016, pp. 332-335, doi: 10.1109/BioCAS.2016.7833799.
- [55] <https://www.ti.com/document-viewer/BQ51050B/datasheet>
- [56] <http://file.yizimg.com/528182/2018825-19254115.pdf>
- [57] https://s3.amazonaws.com/tbsi-assets/s3fs-public/2019-03/tbsi_w32_manual.pdf
- [58] Montgomery, Kate & Yeh, Alexander & Ho, John & Tsao, Vivien & Iyer, Shrivats & Grosenick, Logan & Ferenczi, Emily & Tanabe, Yuji & Deisseroth, Karl & Delp, Scott & Poon, Ada. (2015). Wirelessly powered, fully internal optogenetics for brain, spinal and peripheral circuits in mice. *Nature methods*. 12. 10.1038/nmeth.3536.
- [59] B. Lee, M. Kiani and M. Ghovanloo, "A Smart Wirelessly Powered Homecage for Long-Term High-Throughput Behavioral Experiments," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, no. 9, pp. 4905-4916, Sept. 2015, doi: 10.1109/JSEN.2015.2430859.
- [60] Lee, Byunghun & Koripalli, Mukhesh & Jia, Yaoyao & Acosta, Joshua & Eslampanah Sendi, Mohammad Sadegh & Choi, Yoonsu & Ghovanloo, Maysam. (2018). An Implantable Peripheral Nerve Recording and Stimulation System for Experiments on Freely Moving Animal Subjects. *Scientific Reports*. 8. 10.1038/s41598-018-24465-1.
- [61] Wentz CT, Bernstein JG, Monahan P, Guerra A, Rodriguez A, Boyden ES. A wirelessly powered and controlled device for optical neural control of freely-behaving

animals. J Neural Eng. 2011 Aug;8(4):046021. doi: 10.1088/1741-2560/8/4/046021. Epub 2011 Jun 23. PMID: 21701058; PMCID: PMC3151576.

[62] HELIOS wireless optogenetic system, Plexon. Available: <https://plexon.com/products/helioswireless-optogenetic-system/#helios-resources>

[63] H. Liu, Q. Shao and X. Fang, "Modeling and Optimization of Class-E Amplifier at Subnominal Condition in a Wireless Power Transfer System for Biomedical Implants," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 11, no. 1, pp. 35-43, Feb. 2017, doi: 10.1109/TBCAS.2016.2538320.

[64] N. O. Sokal, "Class-E switching-mode high-efficiency tuned RF/microwave power amplifier: improved design equations," 2000 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (Cat. No.00CH37017), Boston, MA, USA, 2000, pp. 779-782 vol.2, doi: 10.1109/MWSYM.2000.863297.

[65] Development Board EPC9083 Quick Start Guide

[66] P. Yeon, S. A. Mirbozorgi and M. Ghovanloo, "Optimal design of a 3-coil inductive link for millimeter-sized biomedical implants," 2016 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), Shanghai, 2016, pp. 396-399, doi: 10.1109/BioCAS.2016.7833815.

[67] <https://www.ti.com/document-viewer/TPS7A47-Q1/datasheetspecifications>

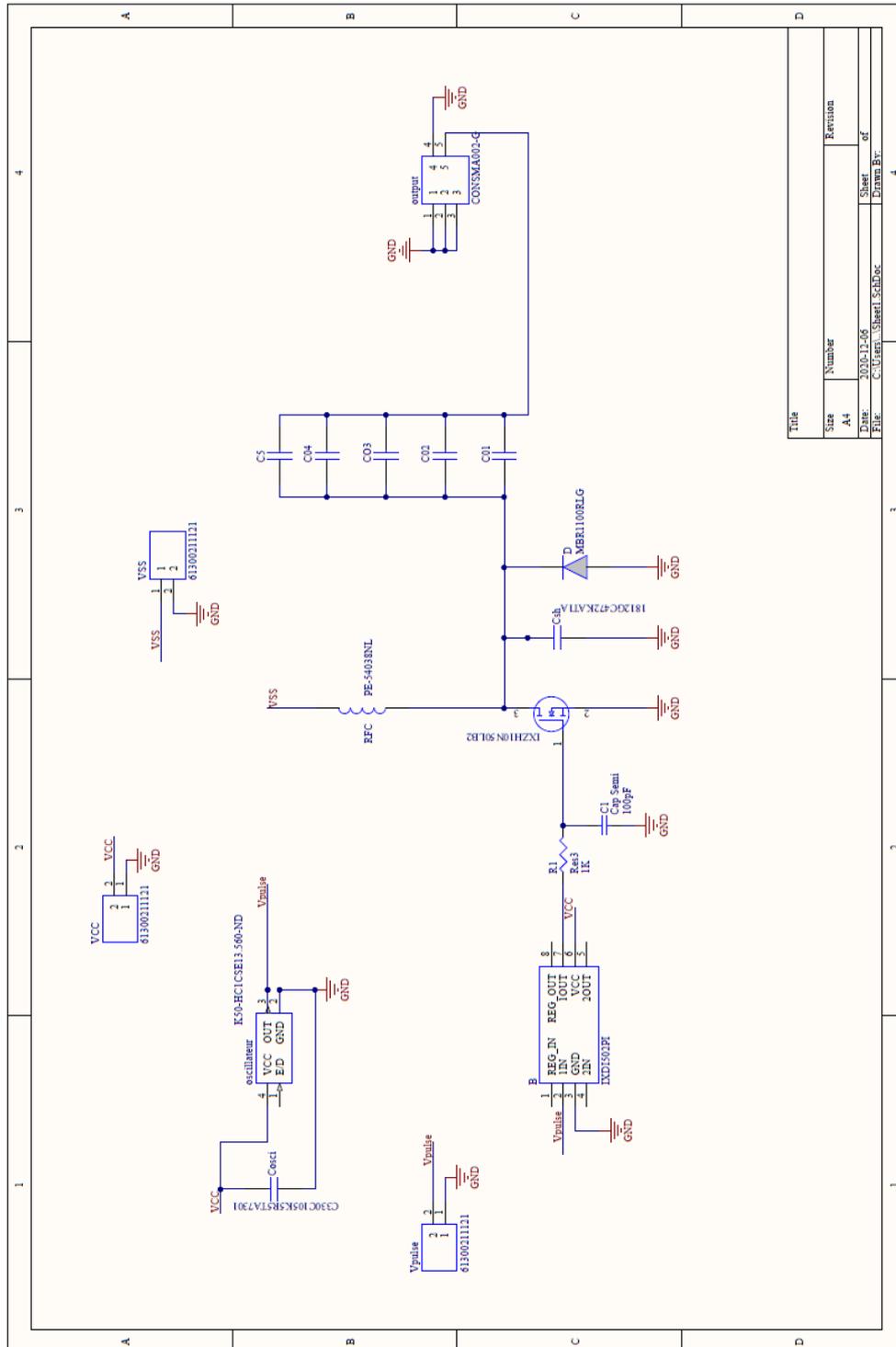
[68] https://www.ti.com/lit/ug/slvs863/slvs863.pdf?ts=1607294472037&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.fr%252F

[69] <https://media.digikey.com/Photos/Texas%20Instr%20Photos/TLV61220EVM-120.JPG>

[70] <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ltc4120-4120-4.2.pdf>

Annexe A

Schémas électriques du transmetteur d'énergie



Annexe B

Schémas électriques du circuit récupérateur d'énergie

