

UNIVERSITÉ PARIS-SUD

ÉCOLE DOCTORALE : SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE  
L'INFORMATION, DES TÉLÉCOMMUNICATIONS ET DES SYSTÈMES

*DISCIPLINE : PHYSIQUE*

## THÈSE DE DOCTORAT

soutenue le 9 juillet 2013

par

**Martin DETERRE**

### TOWARD AN ENERGY HARVESTER FOR LEADLESS PACEMAKERS

**Composition du jury :**

M. Skandar BASROUR

M. Tarik BOUROUINA

M. Adrien BADEL

M. Alan MATHEWSON

M. Jean-Jacques CHAILLOUT

M. Renzo DAL MOLIN

M. Bertrand BOUTAUD

M. Élie LEFEUVRE

Professeur, *Univ. Joseph Fourier*

Professeur, *ESIEE, Univ. Paris-Est*

Maître de conférences, *Univ. de Savoie*

Professeur, *Tyndall National Institute*

Chef de projet, *CEA-LETI*

Directeur Recherche Avancée, *Sorin*

Manager, *Sorin*

Professeur, *Univ. Paris-Sud*

*Rapporteur*

*Rapporteur*

*Examineur*

*Examineur*

*Examineur*

*Invité*

*Invité*

*Directeur de thèse*





---

# VERS UN RÉCUPÉRATEUR D'ÉNERGIE POUR STIMULATEUR INTRACARDIAQUE

## *Résumé substantiel*

Le progrès continu en microfabrication et biotechnologie repousse sans cesse les limites de la miniaturisation, en particulier dans le domaine des dispositifs médicaux implantables et notamment celui des stimulateurs cardiaques. À ce jour, ces derniers sont implantés à côté du cœur et sont rattachés à des sondes intraveineuses dont les extrémités sont fixées à l'intérieur des cavités cardiaques et délivrent des impulsions électriques contractant le myocarde. Récemment, le processus de miniaturisation a atteint le seuil permettant de faire rentrer tous les composants d'un stimulateur dans une petite capsule pouvant être implantée dans le cœur par voie intraveineuse, fixée à l'endocarde et stimulant directement le muscle cardiaque sans sondes, comme montré en Fig. 1. De tels stimulateurs réduisent encore l'invasivité des implants cardiaques, notamment à travers l'absence de sondes, fournissent un meilleur confort pour le patient, et enfin facilitent la procédure d'implantation, réduisant ainsi les risques et les coûts opératoires.

Cependant, ces nouveaux types de stimulateurs présentent des nouveaux défis. Premièrement, ces implants doivent être parfaitement fixés au myocarde. Contrairement à des sondes classiques, une libération involontaire d'un dispositif sans sonde dans une cavité cardiaque provoque des conséquences désastreuses, voire fatales, pour le patient. De plus, une procédure de remplacement d'un implant sans sonde serait extrêmement délicate, car la fixation doit donc être solide, et un petit dispositif s'agitant continuellement dans une cavité cardiaque est difficile à récupérer. Il apparaît clairement le besoin d'un dispositif sans sonde qui n'a pas besoin d'être remplacé. C'est pourquoi, l'alimentation énergétique d'un stimulateur sans sonde devrait préférablement être une source d'énergie perpétuelle plutôt qu'une pile traditionnelle à longévité limitée. Plusieurs concepts adressant ce besoin sont présentés. La première possibilité est une transmission d'énergie sans fil : un émetteur externe non-implanté peut transmettre de l'énergie régulièrement à un récepteur situé dans l'implant, par exemple en utilisant des principes inductifs, par voie ultra-sonore, ou par liaison optique. Cependant, une solution plus préférable consiste à embarquer un récupérateur

STIMULATEUR CARDIAQUE ACTUEL

STIMULATEUR CARDIAQUE SANS  
SONDE

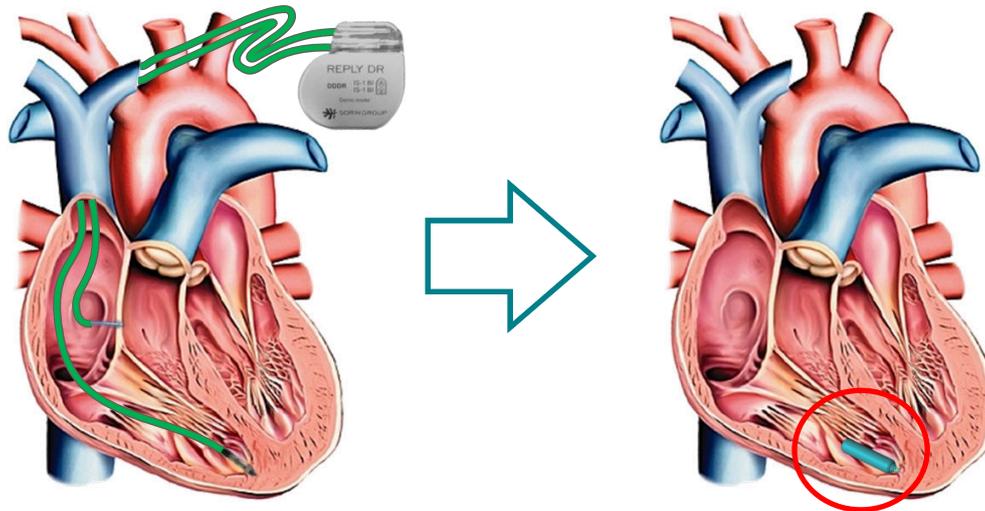


Figure 1: Stimulateur actuel comparé au stimulateur sans sonde envisagé.

d'énergie qui convertit une partie de l'abondante énergie présente dans l'environnement cardiaque en électricité. Cette configuration rend possible un stimulateur sans sonde de type *implant and forget* (pour *implanter et oublier*), qui fonctionnerait théoriquement indéfiniment et affranchirait le patient d'opérations de maintenance régulières. Les perspectives d'un tel système sont particulièrement prometteuses pour les zones où l'accès aux installations médicales est difficile, par exemple dans de nombreux pays en développement. Cette considération motive le travail présenté dans ce rapport sur le développement de solutions de récupération d'énergie pour stimulateur sans sonde. Pour référence, un tableau récapitulatif des sources d'énergies envisageables est présenté en tableau 3.

Les récupérateurs d'énergie inertiels, qui convertissent le mouvement mécanique (vibrations) en électricité via un système masse-ressort, sont légion dans la littérature scientifique. Ce type de récupérateur peut être adapté à l'application du stimulateur sans sonde, car il est montré que suffisamment d'énergie peut être extraite des vibrations du cœur aux alentours de 20 Hz. Dans le cadre du projet HBS (pour *Heart Beat Scavenger*) coordonné par Sorin, cette technique est actuellement en cours d'investigation par des experts du domaine au CEA-LETI et au laboratoire TIMA de l'UJF à Grenoble. Ces travaux devraient mener prochainement à la présentation de premiers prototypes. Bien que ces systèmes envisagés devraient remplir les critères d'un stimulateur sans sonde, notamment en termes de taille et de puissance, ils présentent deux inconvénients spécifiques. Premièrement, les récupérateurs inertiels peuvent difficilement être miniaturisés : en effet, réduire la taille du dispositif, et du même coup la masse d'épreuve, impacte directement la puissance en sortie. De plus, cela ajoute des contraintes extrêmement sévères sur le ressort, dont la flexibilité doit être accrue, malgré la réduction du volume, pour garder une fréquence de résonance basse. Deuxièmement, l'amplitude et la fréquence des vibrations du cœur sont extrêmement variables et dépendent largement du patient, de son activité, et du site d'implantation. Garder une puissance en sortie stable à partir de ces excitations très variables est un réel défi pour les récupérateurs d'énergie inertiels qui fonctionnent de manière résonante.

Cette thèse se propose d'explorer les possibilités alternatives de récupération d'énergie dans l'environnement cardiaque. Comme le cœur est un organe très particulier qui développe une grande quantité d'énergie (d'une dizaine de Watts en ordre de grandeur), il y a intuitivement un grand potentiel énergétique pour un système spécifiquement conçu pour cet environnement. Dans ce but, la première tâche consiste à effectuer un travail exploratoire pour conceptualiser et quantifier toutes les sources potentielles d'énergie mécanique dans le cœur. Plus spécifiquement, les mouvements cardiaques, les contractions du myocarde, les forces fluidiques du sang, et les efforts de pression sanguine ont été considérés, selon le diagramme décrivant les comportements mécaniques successifs du cœur présenté en Fig. 2.

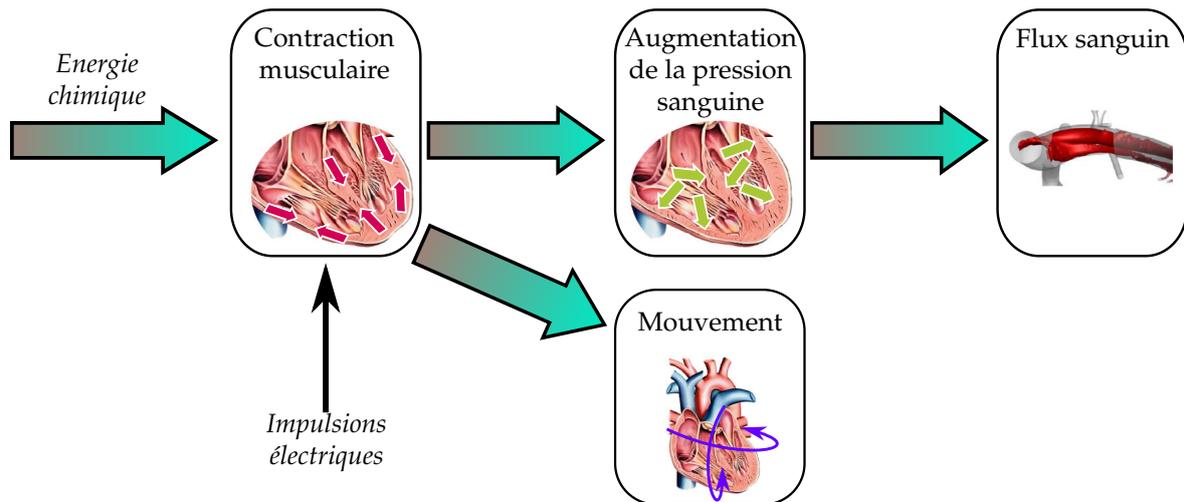


Figure 2: Comportements mécaniques successifs du cœur lors d'une contraction.

La récupération des forces fluidiques du sang a été écartée car des calculs préliminaires ont montré que l'énergie pouvant être extraite à partir de ces efforts est insuffisante dans la zone de l'implant. En effet, bien que les flux sanguins soient puissants à la sortie des cavités au niveau des valves (comme dans l'aorte par exemple qui concentre le flux sanguin), l'intérieur des cavités cardiaques, qui est la cible d'implantation des stimulateurs sans sonde, n'est affectée que par des effets fluidiques plus secondaires (flux laminaire et/ou des turbulences relativement peu puissantes). D'un autre côté, les contractions du muscle cardiaque sont beaucoup plus puissantes, car elles représentent la source primaire d'énergie mécanique dans le cœur. Cependant, la récupération d'une partie de ces efforts nécessite d'avoir un implant fixé à plusieurs endroits dans le muscle. Un tel système serait dans la pratique quasiment impossible à implanter convenablement dans une cavité cardiaque par voie intraveineuse et avec un cathéter. Cette solution est donc également écartée pour une version endocardique de stimulateur sans sonde. Cependant, cette technique pourrait se révéler intéressante à poursuivre dans le cadre d'une solution épicaudique.

Une autre source d'énergie, prometteuse en termes de densité de puissance, et particulièrement adaptée aux implants intracardiaques, repose sur les variations de pression sanguine. En effet, comme le rôle du cœur dans le corps est par nature celui d'une pompe, la majeure partie de l'énergie consommée par le cœur a pour but d'augmenter la pression sanguine dans les diverses chambres, avec suffisamment de puissance pour pouvoir irriguer la totalité du corps. Par conséquent, la pression sanguine concentre d'importants efforts mé-

caniques qu'un récupérateur d'énergie adapté pourrait tenter d'exploiter. De plus, les forces de pressions sanguine ont l'avantage considérable d'être prévisibles et stables. En effet, les variations de pressions ne s'éloignent pas d'une certaine plage de valeurs, comme le montrent les mesures dans le système artériel lors d'examen médicaux routiniers. Malgré le fait que des fluctuations anormales peuvent apparaître chez des patients souffrant d'hypo- ou d'hypertension, la variabilité de cette quantité est moins importante que toutes les autres sources d'énergie mentionnées. En outre, les efforts de pressions sont des efforts statiques et donc indépendants du site d'implantation dans une cavité donnée. Ainsi, avec un tel système, la localisation d'un implant sans sonde est libre et peut être choisie, à la manière de sondes traditionnelles, selon les meilleures performances de stimulation. Enfin, la fréquence de variation de la pression sanguine dans le cœur a l'avantage intrinsèque d'être toujours égale à la fréquence cardiaque. En effet, une partie significative de l'énergie consommée par l'implant étant proportionnelle au rythme cardiaque (notamment due à la stimulation), le fait de générer une énergie constante par cycle cardiaque est un avantage de poids.

D'après les analyses aux premier ordre des sources d'énergie potentielles, récapitulées dans le tableau 2, un récupérateur d'énergie exploitant les variations de pression a donc été choisi. Bien que la densité d'énergie apportée par cette technique semble importante, cette dernière soulève des risques spécifiques devant d'abord être relevés pour la suite de l'étude. Le principal challenge réside dans l'élaboration d'un boîtier de l'implant qui soit flexible pour permettre la transmission des efforts de pression sanguine à un transducteur mécano-électrique interne. En effet, le boîtier doit considérablement se déformer pour récolter autant d'énergie mécanique que possible des efforts de pression. Pour des raisons de simplicité et de facilité de fabrication, la partie flexible du boîtier est située au bout de l'implant cylindrique de 6 mm de diamètre. Amplifier la flexibilité est particulièrement difficile car le boîtier doit également être parfaitement hermétique sur une durée de plusieurs décennies. En effet, un éventuel transfert d'espèces chimiques de l'environnement sanguin corrosif vers les composants, notamment électroniques, à l'intérieur du stimulateur, n'est pas admissible. Comme les métaux offrent des performances bien plus grandes en termes d'herméticité comparativement à d'autres matériaux plus flexibles tels que des polymères, un boîtier métallique est indispensable. La nature intrinsèquement rigide des métaux nous oblige à les structurer de manière complexe pour atteindre la souplesse demandée. Pour résoudre ce problème, des diaphragmes pleins et ondulés ont dans un premier temps été étudiés. Bien que ces éléments occupent un faible volume, des analyses théoriques et numériques montrent que leur flexibilité ne peut que difficilement atteindre le niveau souhaité. En effet, ces diaphragmes ne peuvent pas se déformer significativement sous l'effet des efforts de pression à moins de réduire leur épaisseur au niveau critique de quelques micromètres. Une solution préférable est le développement d'un boîtier en forme de soufflet selon la Fig. 3. En effet, la structure en soufflet permet grâce à de nombreuses ondulations d'augmenter la flexibilité du boîtier de manière considérable. Il a été montré par simulations numériques et prototypes expérimentaux que des soufflets de 10  $\mu\text{m}$  d'épaisseur placés au bout d'une capsule de 6 mm de diamètre pouvaient fournir une rigidité de seulement quelques centaines de Newtons par mètre. Cette configuration correspond à plusieurs centaines de microjoules d'énergie par cycle cardiaque qui peuvent être exploités dans le ventricule gauche, et environ dix fois moins dans le ventricule droit, d'après les résultats présentés en Fig. 5. Des prototypes de ces soufflets ultra-fins ont été fabriqués par une technique particulière d'électro-déposition et de gravure sélective, d'une part par un industriel, et d'autre part à l'IEF, dont

l'un est présenté en Fig. 4. La flexibilité, manipulabilité, et la capacité d'industrialisation qui ont été montrées par ces prototypes permettent d'être considérablement plus confiant quant à la pertinence du concept de récupération des variations de pression sanguine proposé. De plus, l'herméticité à court-terme des prototypes de soufflets a été testée avec succès.

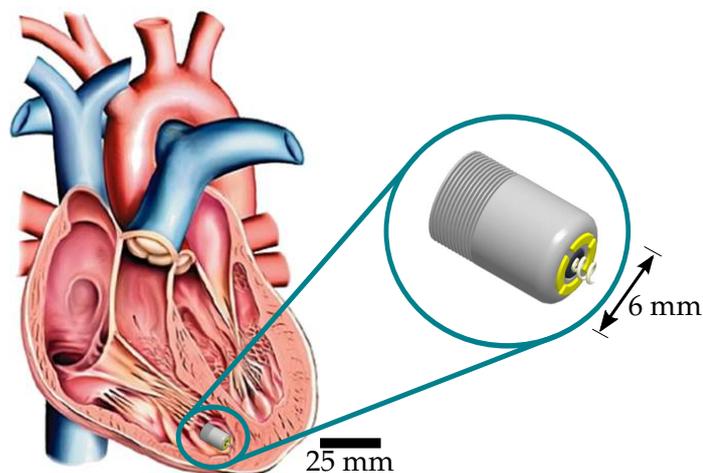


Figure 3: Stimulateur cardiaque sans sonde proposé dont le boîtier est fait d'un soufflet déformable récupérant l'énergie de pression sanguine.

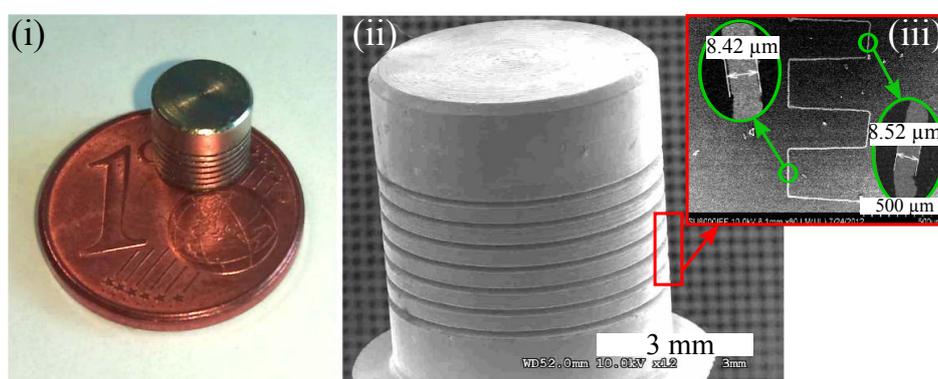


Figure 4: Prototype de soufflet électrodéposé fabriqué à l'IEF et utilisé comme boîtier flexible : photographie (i), et micrographies électroniques à balayage (ii), (iii), montrant une coupe du soufflet.

Le soufflet proposé est couplé à un transducteur interne qui convertit l'énergie mécanique transmise en électricité. Une description des flux énergétiques passant de la pression sanguine à l'alimentation électrique du stimulateur est présentée en Fig. 6. Parmi les trois principes de transduction classiques (électrostatique, piézoélectrique et électromagnétique), détaillés en tableau 3, seuls les deux premiers sont considérés car les systèmes électromagnétiques peuvent difficilement être rendus compatibles avec l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

En premier lieu, l'option de transduction électrostatique a été étudiée. Le principe de fonctionnement est le suivant : un condensateur voit sa capacité varier sous l'effet de forces

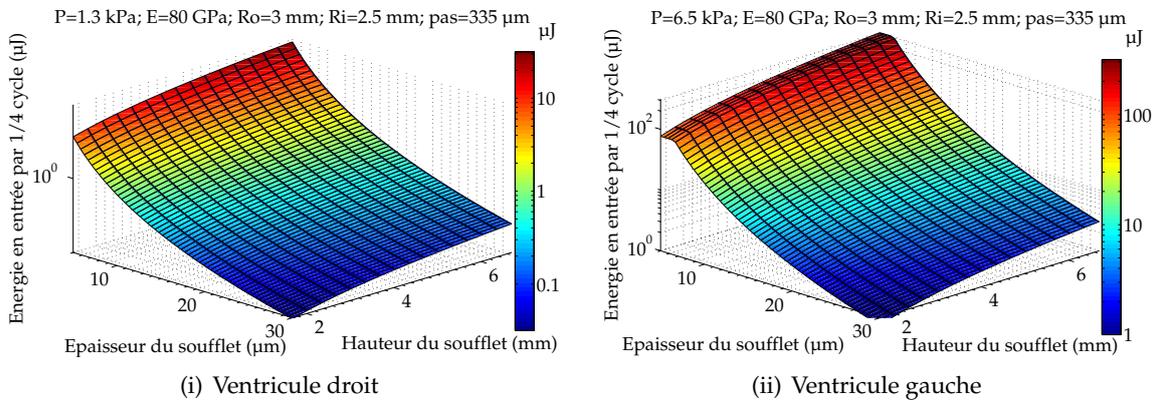


Figure 5: Énergie mécanique maximum autorisée par le soufflet à entrer le récupérateur, par quart de cycle cardiaque.

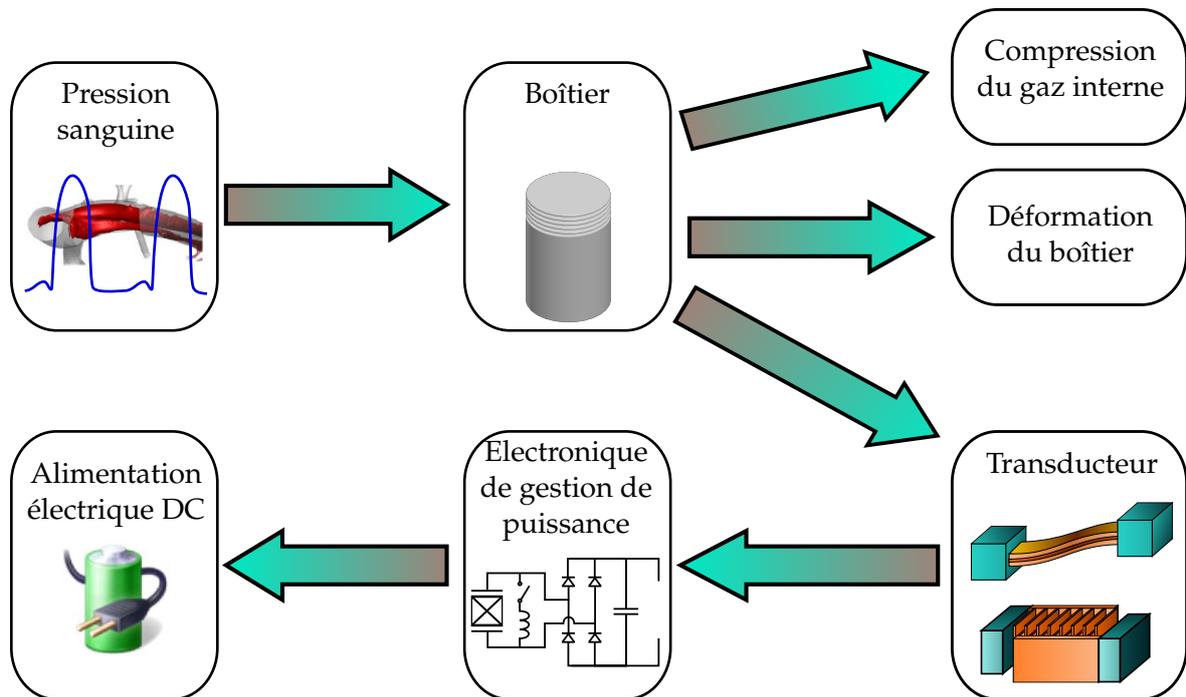


Figure 6: Diagramme des flux énergétiques lors de la récupération des efforts de pression sanguine.

mécaniques, qui dans le cas considéré proviennent des forces de pressions transmises par le soufflet. Quand le condensateur est correctement chargé à haute capacité, et déchargé à basse capacité, les efforts mécaniques fournissent un travail pour séparer les deux structures du condensateur, et l'énergie associée est directement convertie en énergie électrique à ses bornes. Dans le but de maximiser l'énergie extraite, la tension sous laquelle les opérations de charge et de décharge ont lieu doit être la plus grande possible. Il en est de même avec la variation de la capacité. Pour augmenter cette dernière, une structure novatrice tridimensionnelle à chevauchement hors-plan est proposée (Fig. 7). Elle comprend de nombreuses couches empilées de peignes inter-digités, ce qui maximise la variation totale de capacité dans les contraintes de volume cylindriques du stimulateur sans sonde. De nombreux paramètres déterminent la géométrie de la structure, tels que la longueur des doigts, leur largeur, l'entrefer, la hauteur des couches, l'espace entre deux couches, et le nombre de couches. Une analyse poussée de l'influence de chacun de ces paramètres est exposée, et une procédure de conception pour une structure optimisée en respectant les contraintes de fabrication est présentée. Deux processus de fabrication sont proposés : une approche par gravure profonde de plaquettes empilées, et une approche par électro-déposition structurée couche à couche (cette dernière est détaillée en Fig. 8). Ces deux techniques donnent des résultats théoriques similaires, mais elles présentent chacune des défis différents : la complexité de l'approche par plaquettes empilées réside dans les procédés de gravure à grand rapport d'aspect et dans l'alignement précis de plusieurs plaquettes, alors que les défis technologiques de l'approche par électro-déposition couche-à-couche relèvent en revanche des étapes de déposition et de planarisation. Quelques cas de structures réalisables adaptées à chacun de ces procédés sont investigués plus en détails. Des performances énergétiques allant jusqu'à quelques dizaines de micro-joules par cycle dans le ventricule gauche et quelques micro-joules par cycle dans le ventricule droit sont attendues pour un dispositif ayant un volume de  $30 \text{ mm}^3$  (voir Fig. 9). Pour prédire la puissance réelle en sortie, le rendement de l'électronique de gestion associée, fonctionnant sous plusieurs dizaines de Volts, doit être pris en compte. Une des structures étudiée (montrée en Fig. 10) est actuellement en cours de fabrication, en utilisant l'approche par électro-déposition couche-à-couche.

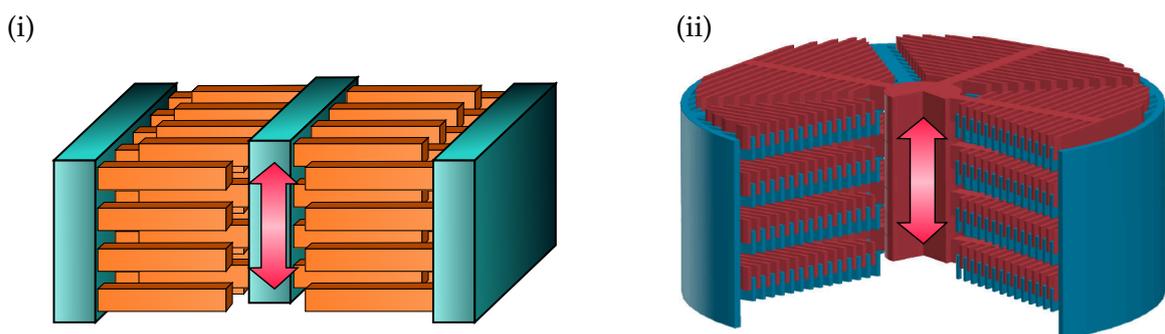


Figure 7: Principe de la structure électrostatique multicouche à chevauchement hors-plan (i) et structure proposée adaptée à la géométrie cylindrique de l'implant (ii).

Une méthode de transduction par voie piézoélectrique a également été étudiée, et promet de simplifier la fabrication ainsi que l'électronique de gestion d'énergie. Les inconvénients de la transduction piézoélectrique par rapport à son homologue électrostatique sont prin-

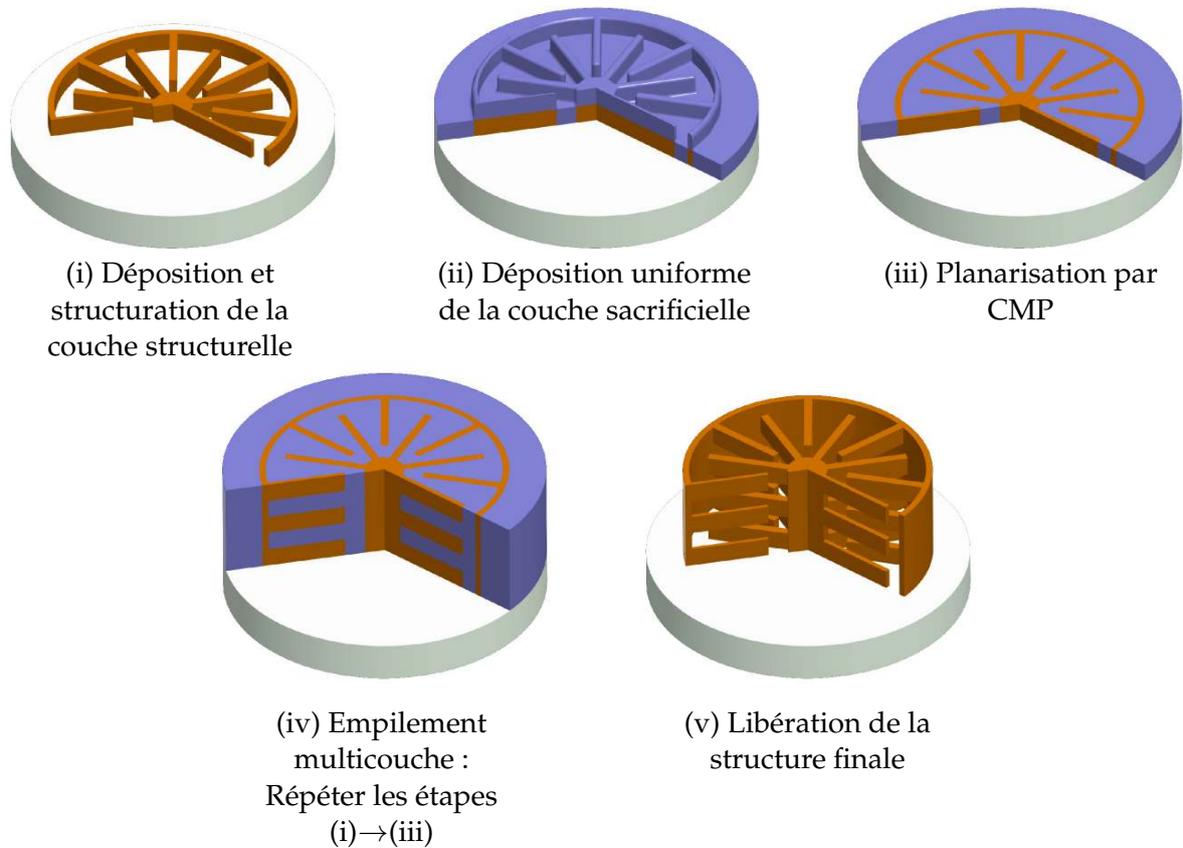
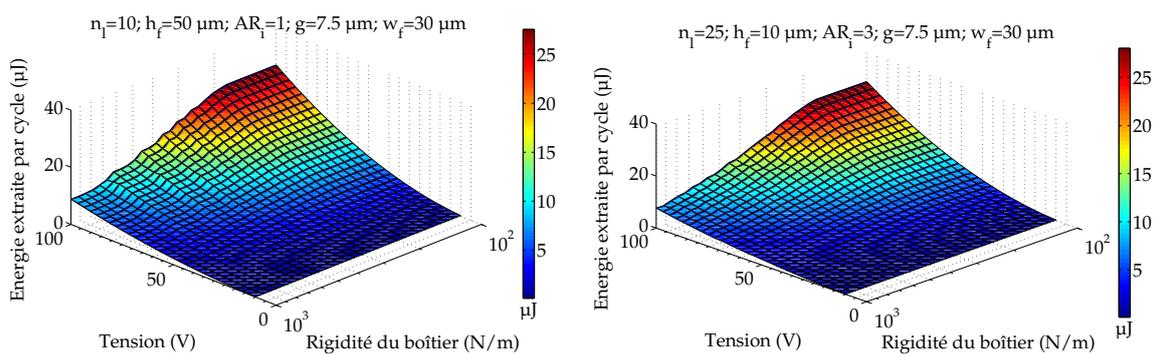


Figure 8: Procédé de fabrication en couche-à-couche de la structure électrostatique tri-dimensionnelle proposée par étapes de structuration et d'électro-déposition successives.



(i) Exemple de structure fabriquée par empilement de plaquettes

(ii) Exemple de structure fabriquée par l'empilement successif de couches électrodéposées

Figure 9: Énergie électrique récupérée par le transducteur électrostatique en un cycle cardiaque.

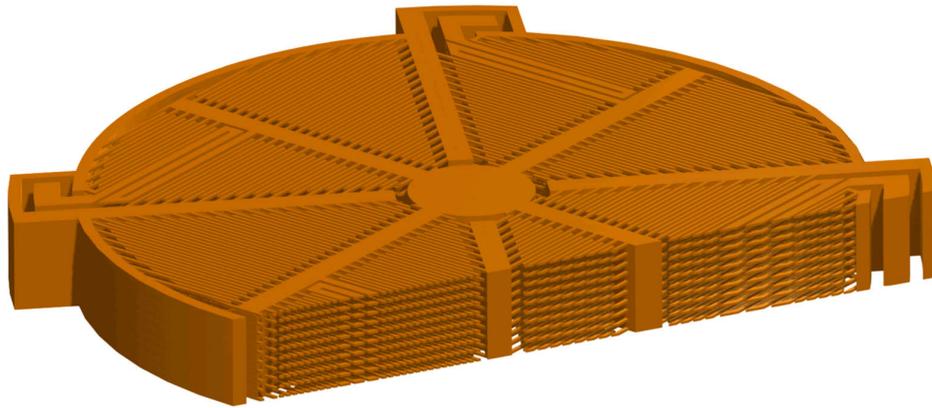


Figure 10: Vue tri-dimensionnelle réalisée en CAO de la structure électrostatique actuellement en fabrication, représentant à la fois les doigts électrostatiques, leur support, et les suspensions de la structure.

cipalement le fait qu'une large partie de l'énergie est stockée sous forme élastique et ne peut être convertie, la limitation des libertés de conception, et enfin les contraintes mécaniques élevées mais nécessaires qui impactent la fiabilité. Le défi principal de la conception d'un transducteur piézoélectrique consiste à optimiser à la fois la flexibilité du dispositif afin de récolter autant d'énergie mécanique que possible, tout en augmentant le rendement de conversion de cette énergie mécanique en énergie électrique. En outre, la tension générée et la contrainte mécanique doivent naturellement être cantonnées respectivement aux limites du système électronique et aux limites de fatigue. En considérant la géométrie disponible ainsi que les contraintes imposées par le couplage mécanique avec le boîtier, les structures standards de type poutre piézoélectrique sont premièrement écartées. Il est proposé de structurer le transducteur en forme de spirales, avec un nombre et une longueur de bras variés (Fig. 16). Cette configuration permet en effet d'augmenter très largement la flexibilité du transducteur et autorise une course de plusieurs centaines de micromètres. Une conséquence importante de la forme spiralée concerne la distribution complexe de taux de déformation due aux effets mécaniques combinant torsion et flexion lors de l'actionnement. Ces effets induisent de nombreux changements de polarité du potentiel électrique généré à la surface du transducteur (illustrés en Fig. 11). C'est pourquoi un agencement complexe d'électrodes doit être défini à la surface de la spirale afin de se préserver du phénomène de recombinaison de charges qui annuleraient l'énergie générée. L'influence des différents paramètres géométriques définissant la spirale considérée a été étudié par simulation numérique, particulièrement en ce qui concerne le nombre de bras de la spirale et le nombre de révolutions par bras autour du centre. Il apparaît qu'un compromis doit être trouvé entre une grande flexibilité (donc énergie en entrée), les déplacements engendrés, et l'énergie finale en sortie (donnée par le rendement de conversion). En résumé, bien qu'un transducteur plus flexible se traduit souvent par une transduction moins efficace, il extrait plus d'énergie dû au fait qu'il récolte plus d'énergie mécanique. De plus, multiplier le nombre de bras s'avère plus efficace que les allonger, car cela réduit les pertes en tension et le nombre de changements de polarité, comme illustré en Fig. 12.

Afin de valider les résultats de l'étude numérique, plusieurs prototypes (en Fig. 13) ont

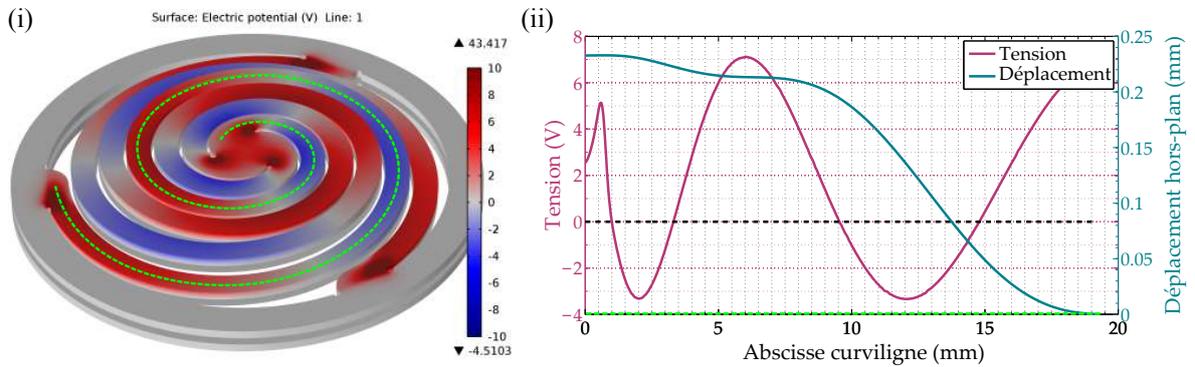


Figure 11: Simulation par éléments finis du potentiel électrique créé sur une spirale piézoélectrique actionnée par une force en son centre (i), et graphique du déplacement hors plan et de la tension créée sur la courbe (traçée en vert) au centre et à la surface de l'un des bras (ii). La couche centrale (substrat) est reliée à la terre.

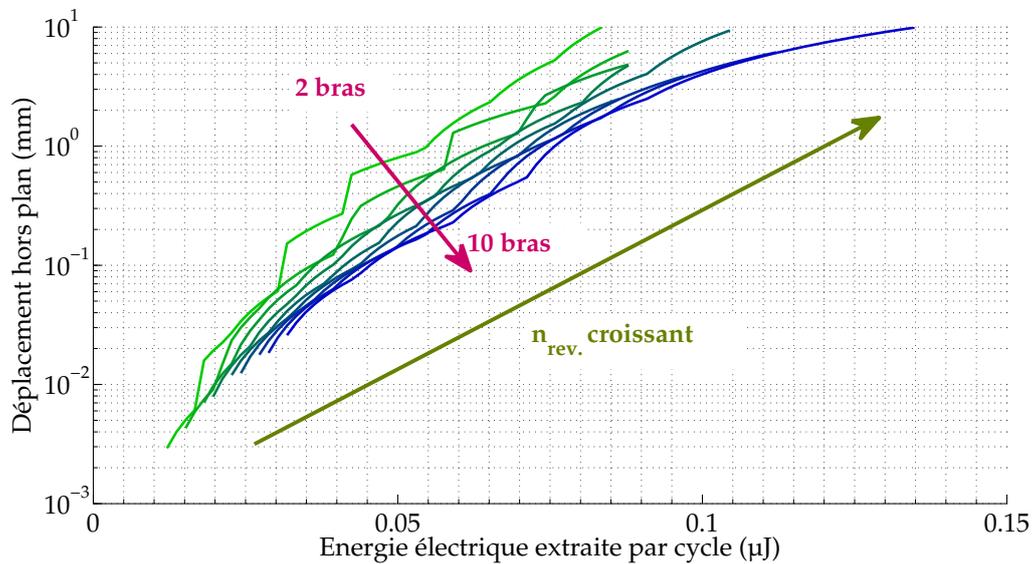


Figure 12: Déplacement du centre de la spirale pour un nombre de bras et un nombre de révolution par bras donné, en fonction de l'énergie extraite en sortie (résultats issus de simulation numérique).

---

été fabriqués dans un empilement bimorphe standard de PZT et laiton par micro-usinage au laser femto-seconde. La caractérisation expérimentale de ces prototypes a dégagé une concordance relativement bonne avec les résultats issus de simulation, après calage des propriétés des matériaux. Une énergie de plusieurs dizaines de nano-joules par cycle a été obtenue à partir des dispositifs fabriqués, en utilisant une connexion à une simple charge électrique. Bien que cette énergie soit encore trop faible pour alimenter un stimulateur sans sonde, la densité d'énergie par cycle atteint la valeur acceptable de  $3 \mu\text{J}/\text{cm}^3/\text{cycle}$ , le volume occupé par chacune des spirales piézoélectriques étant petit (voir Fig. 14). De plus, plusieurs améliorations peuvent être implémentées de façon simple, comme la suppression des plots de connections des premiers prototypes, l'empilement mécanique en série de plusieurs spirales, et plus important encore, l'adaptation d'un circuit électrique de gestion de l'énergie, qui peut augmenter l'énergie générée d'un facteur d'au moins deux et pouvant aller jusque dix selon le rendement (voir Fig. 15).

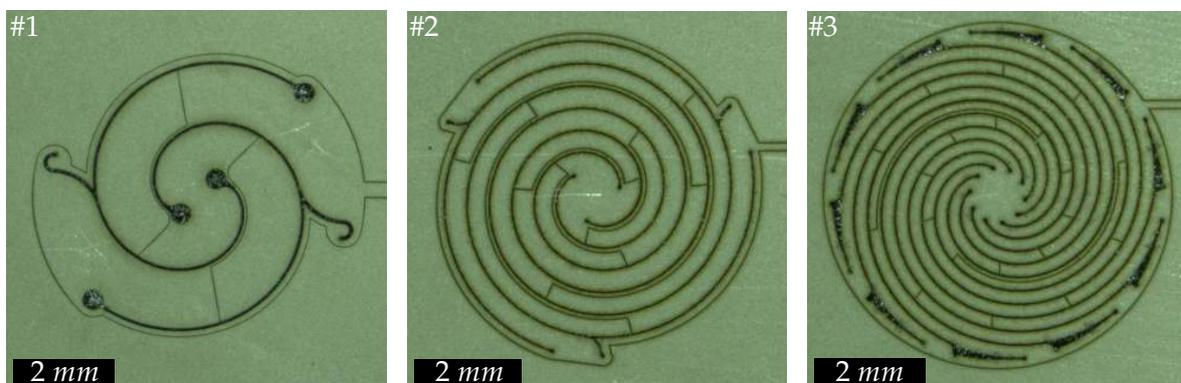


Figure 13: Image issue de microscopie optique de trois prototypes différents de spirales piézoélectriques micro-usinées et de leurs structure d'électrodes spécifiques.

Cependant, il a été conclu à partir de l'étude de ces spirales que de meilleurs transducteurs piézoélectriques pouvaient être conçus pour donner une énergie en sortie plus importante. En effet, les deux conclusions notables qui ont été tirées sont les suivantes : d'une part, trop d'énergie est perdue sous forme de torsion qui ne peut être transduite avec la configuration proposée, et d'autre part les nombreux changements de polarité pénalisent la puissance en sortie. Des améliorations et de nouvelles structures sont actuellement analysées à travers des études numériques, et le processus de leur fabrication a été lancé. Bien que ces derniers développements n'ont pu être incorporés dans ce mémoire pour des raisons de protection intellectuelle en cours, il est prétendu que l'énergie de sortie pourrait être multipliée par un facteur dix par rapport au concept de spirales, ce qui avec une électronique appropriée rend la technologie piézoélectrique compétitive face à la solution électrostatique.

---

Il reste néanmoins de nombreux éléments à valider en vue de la commercialisation et de l'industrialisation du récupérateur d'énergie proposé avant son implémentation dans un stimulateur sans sonde rendu complètement autonome.

- Comme tout dispositif en contact permanent avec des tissus biologiques, le boîtier proposé peut être affecté par un phénomène d'endothélisation (croissance de fibrose).

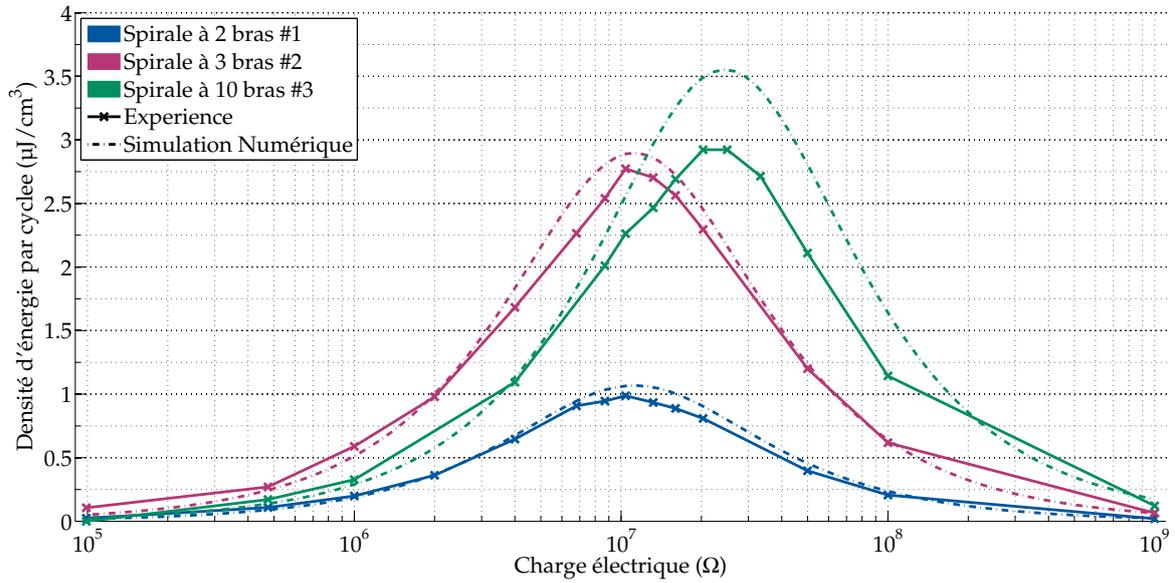


Figure 14: Énergie électrique récupérée expérimentalement comparée aux prévisions issues de simulation numérique, pour une force sinusoïdale d'amplitude 180 mN.

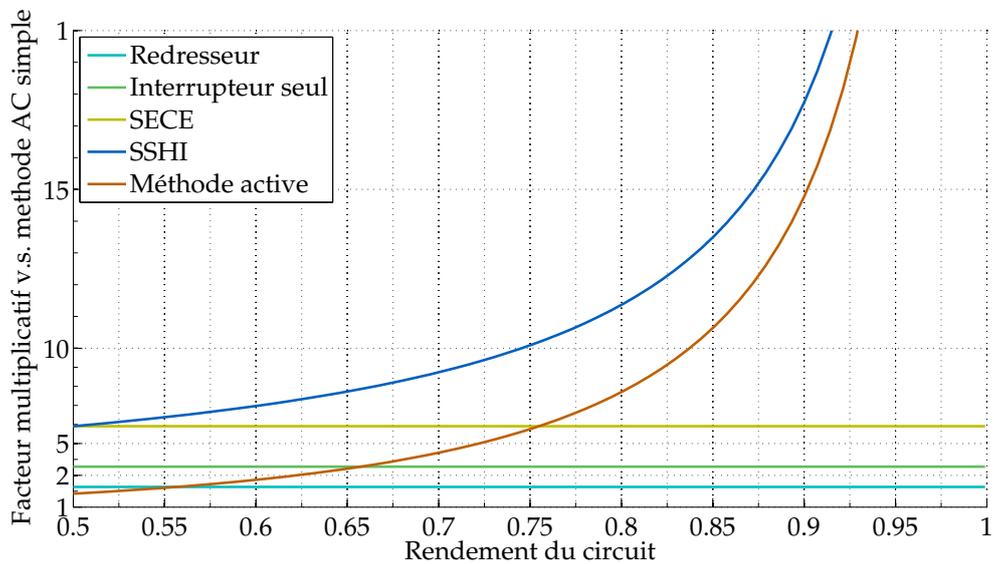


Figure 15: Facteur multiplicatif de puissance de différents circuits électroniques associés au récupérateur piézoélectrique, par rapport à la technique d'une simple charge alternative.

---

L'impact d'un tel phénomène sur la flexibilité du boîtier pourrait induire de sérieuses conséquences sur les performances du dispositif. C'est pourquoi cet effet doit être étudié et des contre-mesures appropriées prises, probablement à travers un revêtement spécifique.

- Le niveau de pression cardiaque est affecté par les changements de pression atmosphérique, notamment induits par l'altitude ou le vol en avion. Comme le concept de récupérateur peut ne pas supporter une sollicitation aussi importante, il peut être pertinent de bloquer le fonctionnement du récupérateur lors de ces conditions défavorables temporaires, et de basculer l'alimentation électrique de l'implant sur une petite batterie tampon durant cette période. Une telle configuration *hybride* où le récupérateur d'énergie est associé à une petite batterie permet de surcroît d'augmenter très largement la sécurité du système, et par la même l'acceptabilité de l'innovation proposée.
- Le boîtier proposé en forme de soufflet est actuellement fabriqué en nickel, qui est un matériau irritant pour 20 % de la population et non biocompatible. Ainsi, ce soufflet devrait soit être fabriqué dans un autre métal qui lui serait biocompatible (titane, palladium, nitinol, etc...), soit être revêtu de manière appropriée par une fine couche de matériau biocompatible. De plus, l'herméticité et la fiabilité mécanique de ces soufflets fabriqués par cette méthode novatrice d'électro-déposition doivent encore être qualifiée, pour au moins une décennie d'implantation sous excitation permanente.
- Le transducteur électrostatique doit encore passer certaines étapes de développement avant d'arriver à un prototype fonctionnel. Premièrement, le procédé de fabrication doit encore être validé (l'approche par électro-déposition couche-à-couche est actuellement en cours de développement à l'IEF), et le circuit électronique associé de gestion de l'énergie, gérant notamment les opérations de charges et de décharges sous plusieurs dizaines de Volts tout en limitant les pertes sous le niveau du microwatt, n'est pour l'instant pas abordé.
- La validation du transducteur piézoélectriques aux performances attendues n'est également pas encore finalisée, car les premiers prototypes spiralés fournissent une énergie pour l'instant insuffisante. Cependant, de nouveaux prototypes prometteurs sont en cours de développement et fabrication. De plus, un facteur d'amélioration très important devrait venir du développement de circuits électroniques adaptés, implémentant par exemple des techniques semi-passives ou actives afin de démultiplier la puissance en sortie.
- De surcroît, le niveau de contraintes mécaniques pouvant être toléré et la fiabilité mécanique résultante du transducteur piézoélectrique proposé restent encore à étudier. De plus amples caractérisations et tests de fatigue et de vieillissement doivent être effectués afin de premièrement déterminer la zone de fiabilité mécanique du matériau, de vérifier ensuite que la structure proposée reste dans cette zone, et enfin de qualifier la fiabilité des dispositifs proposés par des tests accélérés.
- Enfin, dernier élément mais non des moindres, le choix de la cavité cardiaque est critique pour les performances du récupérateur proposé, car cinq fois plus de pression

est présente dans le cœur gauche que dans le cœur droit. En réalité, la taille envisagée (capsule de 6 mm de diamètre et 10 à 15 mm de long) est probablement trop grande pour une implantation dans le ventricule gauche, et la puissance en sortie est sans doute trop faible pour une implantation dans le ventricule droit. Si ces craintes sont confirmées, une alternative prometteuse serait de situer le soufflet non pas en bout de capsule, mais sur ses flancs, ce qui augmenterait notablement la surface effective d'application de la pression et donc de l'énergie finale.

En prenant en compte les développements proposés, et en supposant que les risques soulevés peuvent être atténués jusqu'à un niveau acceptable, ce mémoire affirme que le dispositif de récupération d'énergie proposé (vue d'ensemble montrée en Fig. 16) délivre suffisamment d'énergie pour alimenter la nouvelle génération de stimulateurs cardiaques sans sonde.

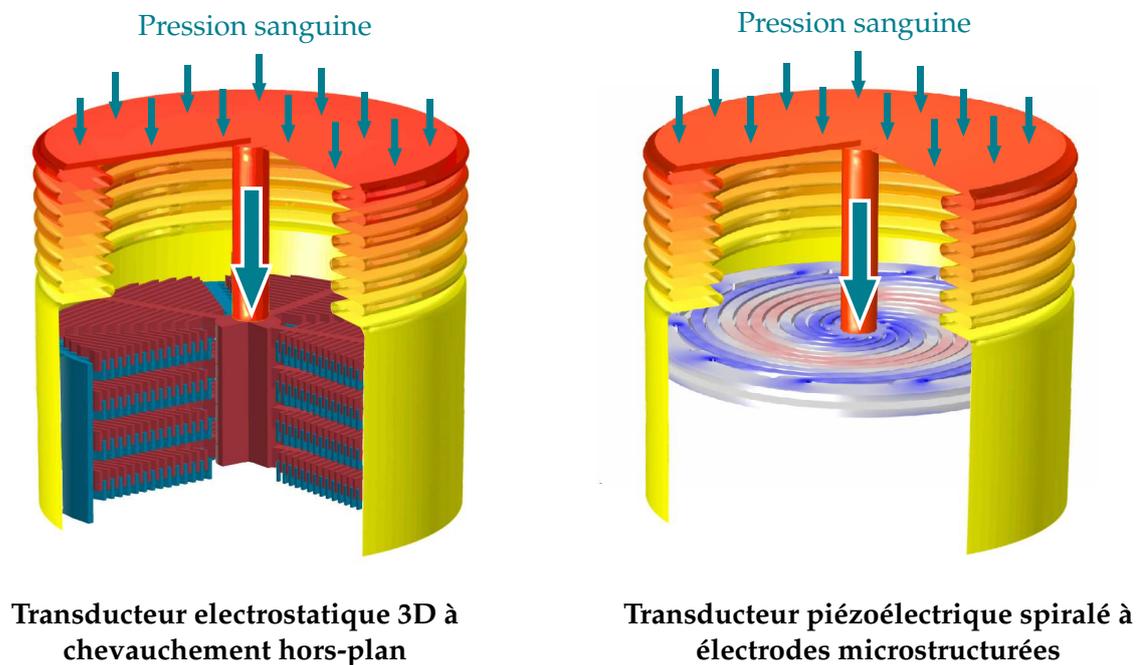


Figure 16: Transducteurs proposés pour être accouplés à un boîtier souple de type soufflet récupérant l'énergie de pression sanguine.

Source d'énergie	Longévité	Densité d'énergie	Maturité technologique	Remarques
Pile nucléaire	Décennies	Grande	Commerciales dans les années 70	Coût, toxicité, dissémination de matériau radioactif
Piles au lithium	Remplacement nécessaire	Moyenne	Largement répandues	
Bio-piles	Infinie ou besoin de remplacement du catalyseur ?	Très grande	Niveau académique	Longévité à prouver
Couplage inductif	Recharges régulières	Moyenne	Quelques applications commerciales	rendement de transduction Incompatibilité IRM
Couplage optique	Recharges régulières	Moyenne	Qq app. commerciales	Échauffement ? rendement de transduction
Couplage ultrasonore	Recharges régulières	Moyenne	Qq app. commerciales	rendement de transduction
Récupération de lumière ambiante	Théoriquement infinie	trop faible	high	Corps opaque
Récupération d'énergie thermique	Théoriquement infinie	trop faible	high	Pas de gradient thermique près du cœur
Récupération d'ondes RF	Théoriquement infinie	trop faible	high	Non fiable
Récupération d'énergie inertielle	Théoriquement infinie	Moyenne	Entre produits commerciaux et Technologies académiques	Miniaturisation ardue Vibrations cardiaques variant constamment (fréquence, amplitude) Incompatibilité IRM
—Conversion de fréquence magnétique				
—Conversion de fréquence par impacts				Fiabilité mécanique
Récupération d'énergie de forces directes	Théoriquement infinie	Moyenne à grande	Concept / niveau académique	Boîtier flexible Dépendant de l'application/ localisation

Tableau 1: Résumé des source d'énergies potentielles et de leur pertinence pour les stimulateurs cardiaques sans sonde.

Source d'énergie mécanique	Énergie d'entrée estimée (avant rendements de transductions et de l'électronique)	Boîtier	Remarque
Vibrations cardiaques	Dizaines de $\mu J$	Rigide	Excitation fortement variable (amplitude, fréquence, direction) Miniaturisation difficile (volume de la masse, déplacement, faible raideur)
Forces fluidiques	Centaines de $nJ$	Flexible	Grand volume (masse d'épreuve lourde et son déplacement) Excitation très variable Puissance difficilement prévisible Absence de masse d'épreuve Non affecté par les variations de rythmes cardiaques
Contractions du myocarde	Centaines de $\mu J$	Flexible	Fixations multiples Excitation dépendante du site d'implantation Dégâts musculaires potentiels Absence de masse d'épreuve Non affecté par les variations de rythmes cardiaques
Variations de pression sanguine	Dizaines de $\mu J$	Flexible	Variations de pression atmosphérique Très stable et excitation prévisible Absence de masse d'épreuve Non affecté par les variations de rythmes cardiaques

Tableau 2: Résumé des sources d'énergie mécanique dans l'environnement cardiaque et leurs avantages et inconvénients respectifs.

Type de transduction	Avantages	Inconvénients
Électromagnétique	Largement répandu à grande échelle	Incompatibilité IRM Miniaturisation ardue et intégration de composants magnétiques Faibles tensions
Électrostatique	Propice à la miniaturisation	électronique associée complexe (haute tension et basse puissance), Circuit de précharge ou intégration d'électrets
Piézoélectrique	Transduction mécano-électrique directe	Facilité de fabrication du matériau (faibles épaisseurs, structuration)
Magnetostrictive	Haut rendement	Incompatibilité IRM
Polymères électroactifs	Grande flexibilité (pertinent pour applications corporelles)	Technologie émergente

Tableau 3: Résumé des principes de transduction mécano-électrique et de leur pertinence pour les implants cardiaques sans sonde.

