HAL
open science

Problématique des systèmes miniaturisés in-vivo pour le remplacement d'une fonction dans le milieu médical orthopédique

Antoine Aliotti, Sylvie Turri, Manuel Gouriou, Eric Stindel, Chafiaa Hamitouche-Djabou

To cite this version:

Antoine Aliotti, Sylvie Turri, Manuel Gouriou, Eric Stindel, Chafiaa Hamitouche-Djabou. Problématique des systèmes miniaturisés in-vivo pour le remplacement d'une fonction dans le milieu médical orthopédique. 2007. hal-00524805

HAL Id: hal-00524805

https://hal.science/hal-00524805v1

Preprint submitted on 8 Oct 2010

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

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

Problématique des systèmes miniaturisés in-vivo pour le remplacement d'une fonction dans le milieu médical orthopédique

A. ALIOTTI[1,2], S. TURRI[4], M. GOURIOU[1,2], E. STINDEL[1,3], C. HAMITOUCHE-DJABOU[1,2]
[1]LATIM (ISERM U650) / [2]ENST Bretagne / [3]CHU Brest Service d'Orthopedie-Traumatologie
[4] LIME - Université Bretagne Occidentale
F29200 Brest
Tel: [1,3]02-98-01-81-13
manuel.gouriou@enst-bretagne.fr

RESUME

Cet article propose une synthèse des systèmes orthopédiques instrumentés afin de dégager les études qui pourraient conduire à une amélioration des prothèses.

Pour cela, nous mettons en évidence l'intérêt d'utiliser des systèmes in vivo auto adaptatifs pour le remplacement d'une fonction dans le domaine orthopédique. Or dans ce domaine, il n'existe pour l'instant que des systèmes pour l'instrumentation des prothèses. Nous présentons également la problématique de l'alimentation de ces systèmes et quelques idées de générateurs basées sur la récupération d'une énergie primaire produite par le corps humain.

Description

Ingénierie des situations de handicaps - *nanotechnologies, capteurs: Neuroprothèse, "lieux de vie intelligents"*.

Vocabulaires

Mesures, Documentation, Performance, Fiabilité, Facteurs humains, Conception.

Mots clés

Prothèse orthopédique, instrumentations, génération d'énergie électrique, énergie humaine, systèmes in vivo miniaturisés.

1. INTRODUCTION

La pose de prothèses orthopédiques concerne plusieurs centaines de milliers de personnes en France par an. Elles permettent la réparation de déchirure de ligament, mais également la pose de prothèses mécaniques comme les prothèses totales du genou et de la hanche.

La durée de vie de ces prothèses mécaniques avoisine les quinze vingt ans.

Le contexte chirurgical actuel est tel que lors de la pose d'une prothèse orthopédique (totale ou partielle), cette dernière ne remplace pas l'articulation, mais seulement sa fonction :

- pour une déchirure du ligament interne, un ligament de substitution est fixé ;
- pour une prothèse de hanche, une liaison pivot est mise en place ;
- le genou est quand à lui remplacé par une liaison glissière.

Or, la prothèse dans le temps évolue, en fonction :

- de son usure (frottements, fatigue…) ;
- du corps du patient (évolutions de la masse du patient, variations morpho fonctionnelles comme par exemple la déformation de la prothèse en fonction de la marche du patient…) ;
- de l'activité du patient (activité physique, chute,…).

Ces modifications, in vivo, peuvent entraîner une simple gène mais aussi aller jusqu'au descellement de la prothèse. Dans de nombreux cas, il est nécessaire de procéder à une révision chirurgicale, dont le but est de remplacer en partie ou totalement la prothèse endommagée.

Le patient étant endormi, ses paramètres physiologiques (muscles, tension des ligaments,…) sont alors au repos. D'où la grande difficulté pour le chirurgien de positionner correctement la prothèse, en ne prenant en compte que les aspects géométriques du genou et non les aspects mécaniques (répartition des forces sur l'articulation, forme du déplacement du membre en mouvement, tension des ligaments en activités). Donc, théoriquement, la pose finale est optimale, mais en réalité, elle reste aléatoire, et échappe à toute méthode objective et reproductible.

L'idéal serait de s'affranchir d'une ré-opération, synonyme de complications et d'impact sur le patient et le chirurgien.

Pour palier à ces déficiences prothétiques, il existe de nombreux systèmes ou études en cours, concernant l'instrumentation des prothèses pour connaître les différentes contraintes qu'elles subissent. Cet article propose d'une part de faire un bilan des systèmes orthopédiques concernant l'instrumentation, mais également de dégager les différentes études envisagées qui permettraient d'améliorer les prothèses.

L'objectif de cet article est de montrer que l'instrumentation des prothèses et très présente dans l'orthopédie. Il a pour but également, de dégager la nécessité et l'originalité de concevoir des "actionneurs" qui permettraient de créer des prothèses auto adaptatives.

Nous voulons également déterminer, les systèmes "générateurs d'énergie" les mieux adaptés à l'orthopédie afin de réaliser des études poussées sur leur potentiel et à terme de concevoir un générateur dédié à l'orthopédie.

2. SYSTEMES MINIATURISES IN-VIVO DANS LE MILIEU MEDICAL

Jusqu'à aujourd'hui, l'intérêt d'utiliser des systèmes miniaturisés in-vivo [1] est d'apporter des corrections en temps réels à des dysfonctionnements internes.

Citons quelques exemples :

Leur utilisation dans la chirurgie musculaire notamment pour la cardiologie, tel que les pacemakers [2], [3] ou [4]. La puissance consommée d'un pacemaker est de quelques mW. Ils doivent donc être alimentés en énergie par divers procédés, bien souvent des batteries au Lithium Ion [5]. La durée de vie d'un pacemaker est limitée par les accumulateurs qui ont une espérance de vie ne dépassant pas les huit dix ans. Il est donc nécessaire de procéder à un rechargement de la batterie par un dispositif de recharge externe ou via une chirurgie de révision, dont l'invasivité reste superficielle, la pile étant sous cutané, placée dans l'abdomen.

Les implants rétiniens ont pour but de rendre en partie la vue à des patients atteints de maladies dégénératives de la rétine. L'énergie nécessaire à l'amélioration de l'implant est transmise souvent par induction magnétique dont la batterie est fixée à l'oreille ou sur une paire de lunettes. Plusieurs études sont en cours ([6] [7] [8]) concernant l'utilisation de l'énergie solaire comme source d'énergie. Par exemple, la société Optobionics [6] a imaginé une puce qui contient 5000 photodiodes microscopiques transformant la lumière en courant électrique, suivant le procédé des cellules solaires photovoltaïques.

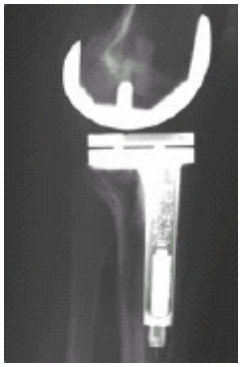
Les pompes à insuline implantables sont aujourd'hui des systèmes efficaces et fiables. Le système de perfusion [9] est une micro-pompe pulsatile asservie électroniquement, dont le débit est réglé par une télécommande externe transmettant des ondes radio à l'antenne de la pompe à travers la peau. L'alimentation en énergie est assurée par une pile au lithium.

3. SITUATION EN ORTHOPEDIE

Dans le domaine de la chirurgie orthopédique, aucun système in-vivo ne permet de remplacer une fonction. Or même si la chirurgie reste moins « dangereuse » pour le patient, les résultats restent conséquents pour l'articulation, avec enlèvement de matière (os) important. Même si les chirurgies de révision sont maîtrisées et l'espérance de vie des prothèses orthopédiques largement supérieures à celle des Pacemaker, l'invasivité n'est pas moins conséquente. Par contre, comme nous allons le voir dans ce paragraphe, il est courant d'utiliser les systèmes miniaturisés in-vivo pour l'instrumentation.

3.1 Systèmes miniaturisés in-vivo pour l'instrumentation

Les prothèses subissent des déformations dues aux différentes forces exercées lors de la marche du patient.
Des implants prothétiques du genou sont composés de capteurs [10] permettant de mesurer ces déformations.
De même, la société Microstrain (USA) [11], [12] a développé un instrument de mesures tibiales appelé "e-knee". Le plateau tibial est composé de plusieurs capteurs qui se micro déplacent lors des mouvements de flexion extension de la jambe. Les signaux récupérés par les capteurs sont transmis via une antenne incorporée dans la prothèse (figure 1).



Prothèse e-knee

bobine d'induction et électronique embarquée [12]

figure 1. E-knee. Prothèse de genou composée d'une antenne, d'une bobine d'induction et de capteurs.

De la même façon, une équipe allemande [13] [14] travaille sur les remplacements de hanches, de genoux, de problèmes vertébraux (fixation, cage). Comme le montre la figure 2, les prothèses sont instrumentées pour mesurer la charge durant les différentes activités.

Hanche

Epaule

Fixation de colonne vertébrale

figure 2. Coupe d'implants prothétique [13]

A l'intérieur de l'implant prothétique (figure 3) sont placés des jauges de contraintes pour mesurer les déformations, des capteurs de température pour évaluer l'élévation de température lors de la friction due à la marche, une bobine d'induction pour l'alimentation du système, un système de télémétrie et une antenne d'émission.

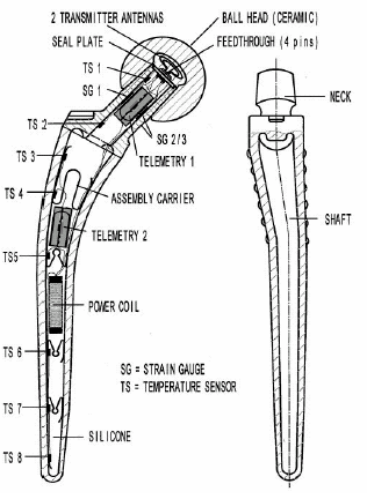


figure 3. Disposition des éléments embarqués à l'intérieur d'une prothèse de hanche [14]

Dans tous ces systèmes, l'énergie est fournie à l'aide d'une bobine d'induction fixée sur la jambe du patient, comme le montre la figure 4.

Friedmar Graichen [13] [14] donne les caractéristiques électriques des systèmes : La bobine placée autour de la jambe, est alimentée par un générateur de puissance, de faible fréquence de l'ordre de 4 kHz, sous une tension de 17,5 V efficace. Quant aux signaux électroniques, ils sont transmis via l'antenne d'émission embarquée dans la prothèse, à une antenne de réception placée près du patient, à des fréquences élevées, de 110 MHz à 150 MHz [13].

Solution e-knee [12] Prothèse de hanche [14]

figure 4. Alimentation inductive de l'électronique

Au niveau de la colonne vertébrale, la société Teken [16] a créé un disque vertébral avec de la microélectronique intégrée. Ce disque (figure 5) est une réplique d'un disque naturel, autorisant 6° de liberté et des mouvements élastiques.

figure 5. Prothèse de disque vertébral "Edisc"[16]

L'électronique et les capteurs embarqués permettent de collecter les données sur les mouvements effectués par le patient et les différentes forces exercées sur le disque. Ce disque doit être testé cliniquement sur des patients courant 2007. Les informations sont transmises par RFID. L'énergie est transmise via un dispositif externe de bobinage d'induction. Le signal est émis sur demande par excitation d'une bobine interne par une bobine couplée externe.

Tous ces systèmes, entièrement biocompatibles puisque hermétiquement isolés à l'intérieur de la prothèse, ont pour but d'apporter du confort au chirurgien et d'améliorer les connaissances en physiologie, comme par exemple au niveau du genou, la distribution des efforts du fémur sur le plateau tibial.

3.2 Systèmes autonomes

L'autonomie des systèmes électroniques portables suscite depuis quelques années de nombreuses questions dans le domaine médical. L'idéal serait de créer des systèmes complètement autonomes, qui produisent leur propre énergie électrique. Or très peu, voir aucun système industriel autonome fonctionne actuellement, le problème de l'alimentation de l'énergie électrique étant toujours résolu par des batteries, piles ou par un apport extérieur.

A notre connaissance, au niveau orthopédique, un seul système a été étudié. Il concerne la mise en place d'implants générateurs d'énergie [17] [18].

Le principe est basé sur l'exploitation de la déformation mécanique des composants piézoélectriques au niveau d'une prothèse du genou. Trois barreaux céramiques PZT (figure 6) sont disposés sous le plateau tibial sans contrainte. Soumis à l'effort qu'exerce le fémur sur le tibia lors du mouvement de flexion extension, ils se déforment et produisent de l'énergie électrique. La puissance récupérée est de l'ordre de 4,8 mW.

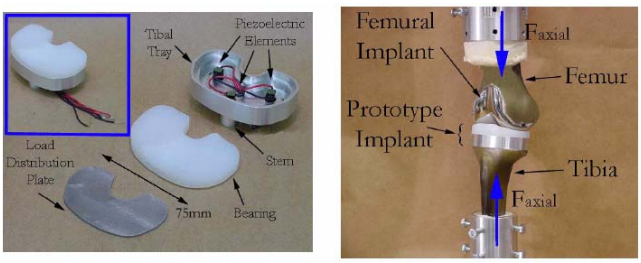


figure 6. Génération d'énergie à l'aide de piézoélectrique [17]

Une étude [19], restée à l'état de perspective, a mis en avant le principe d'utiliser des micromoteurs en guise de dynamo dans une

prothèse de genou. Deux systèmes (figure 7) ont été succinctement décrits. Le premier utilise une génératrice du commerce, qui actionnée sous l'effet du mouvement de flexion extension du genou, génère de l'énergie électrique. Le deuxième utilise un aimant soumis aux variations de position dues à la marche, à l'intérieur d'une bobine fixe.

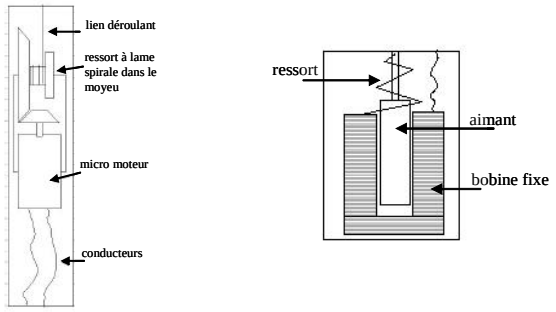


figure 7. Systèmes cités par Marmignon [19]

3.3 Analyse

A l'heure actuelle, en orthopédie, les systèmes miniaturisés in vivo restent au niveau des besoins en mesures. Or il est clair, que compte tenu des contraintes exercées sur les prothèses, il y a un réel besoin de systèmes auto adaptatifs. Ils permettraient de moduler au cours du temps la prothèse suivant le morphotype du patient, de corriger les erreurs comme la non optimisation de la pose de la prothèse ou de rééquilibrer les tensions ligamentaires.

Ainsi la liste de ces systèmes dits intelligents peut être très importante. On pourrait imaginer, par exemple, des micro-actionneurs permettant de repositionner une prothèse, des micro-tenseurs permettant d'ajuster la tension des ligaments,… L'idéal étant que ces systèmes soient autonomes.

4. ENERGIE PORTABLE

Pour créer un système autonome, il faut réussir dans un premier temps à générer de l'énergie électrique qui alimentera les actionneurs intelligents. L'idéal dans le cas du domaine médical est que ce système soit portable, non gênant, voir invisible pour le patient.

Concernant l'orthopédie, on a vu que peu de générateurs sont en cours d'étude. Nous proposons dans ce paragraphe, de faire un résumé rapide des différents micro générateurs qui pourraient être adaptés à l'orthopédie.

Pour créer un générateur, il faut une énergie primaire qui constituera son alimentation. Cette énergie primaire sera transformée par le générateur en énergie électrique. Citons les différentes énergies primaires utilisables dans des milieux aussi restrictifs que l'orthopédie (faible volume, environnement hermétique pour cause de biocompatibilité,…) :

4.1 Energie mécanique

Les mouvements mécaniques dus au déplacement des différents membres du corps sont évidemment la première source d'énergie primaire à laquelle on pense.

De cette énergie mécanique directement disponible lorsque l'on bouge, on peut imaginer plusieurs générateurs pour l'utiliser.

Sur la figure 8, sont représentés les déplacements dans les 3 composantes (latérale, longitudinale et verticale) selon que l'on considère le haut du corps ou le genou.

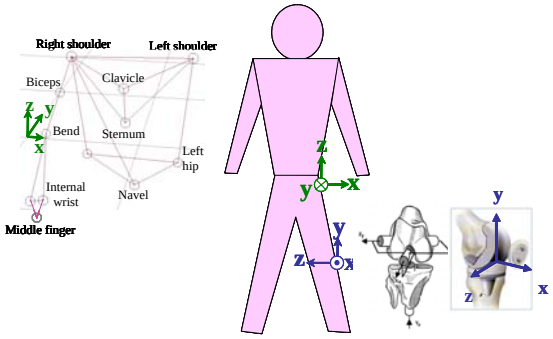


figure 8. Définition des 3 composantes (x, y, z) en fonction de l'endroit considéré

Les trois figures qui suivent montrent les mouvements de la hanche et du genou lors d'une marche normale de l'ordre de 5 km/h. Selon les composantes que l'on souhaite utiliser, plusieurs types de générateurs peuvent être conçus :

- rotation avec les composantes verticales et longitudinale :

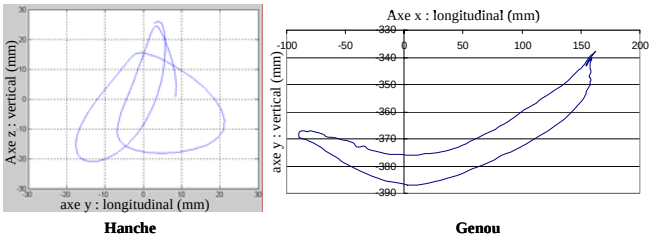


figure 9. Mouvements en 2D de la marche au niveau de la hanche et du genou

- linéaire avec la composante verticale (figure 10 et figure 11) ;

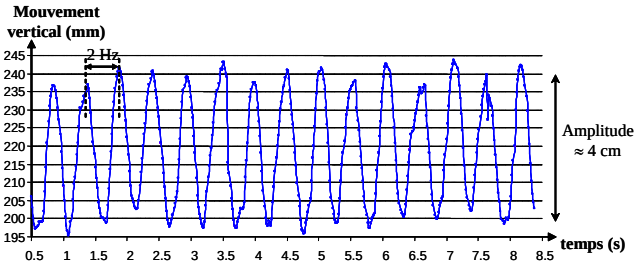


figure 10. Composante vertical z au niveau de la hanche

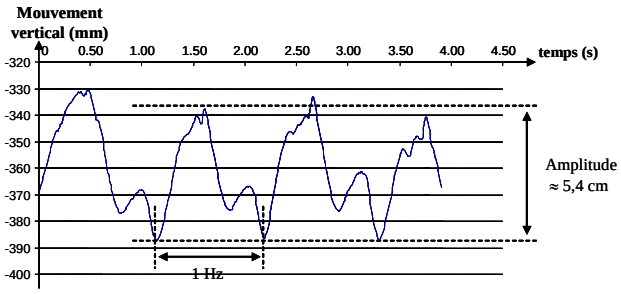


figure 11. Composante verticale y au niveau du genou

4.1.1 Générateurs rotatifs

On pourrait imaginer, par exemple, un générateur rotatif placé dans le genou ou dans la hanche comme par exemple le principe des montres qui fonctionnent sans piles : La technologie "kinetic" consiste à utiliser des générateurs électriques pour transformer une partie de l'énergie du mouvement mécanique du poignet en énergie électrique.

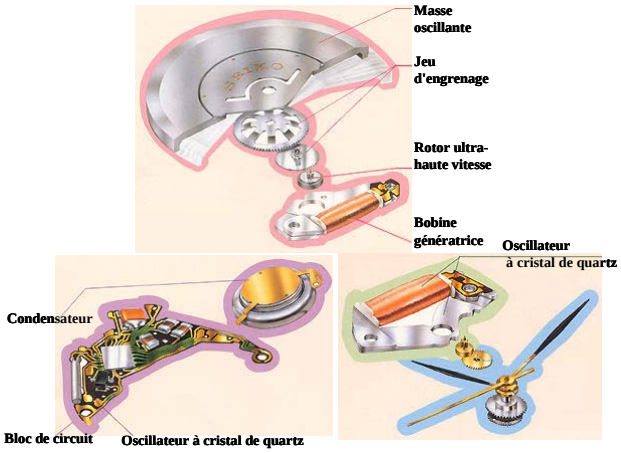


figure 12. Système « kinetics » (Seiko) de conversion énergie mécanique / énergie électrique / énergie mécanique [20]

Par exemple, le brevet de la firme Seiko, est basé sur l'énergie induite par une masselotte excentrique qui entraîne à grande vitesse (de l'ordre de 100 000 tr/mn), par l'intermédiaire d'un jeu engrenages, un rotor à aimants constitué de deux pôles [20] [21]. La puissance moyenne générée par la montre portée au poignet est de 5 µW, mais quand la montre est secouée, elle peut produire jusqu'à 1 mW.

4.1.2 Générateurs linéaires résonnants

De nombreuses recherches ont été effectuées sur des générateurs linéaires résonants ([22] [23] [24]) mais également pour récupérer l'énergie mécanique des mouvements humains [25] [26]. Leur principe est illustré sur la figure 13. Un système mécanique comporte un boîtier solidaire du corps humain. A l'intérieur se déplace une masselotte (qui sera la partie mobile du générateur électromécanique linéaire) suspendue à un ressort, qui entre en résonance avec le mouvement de l'homme.

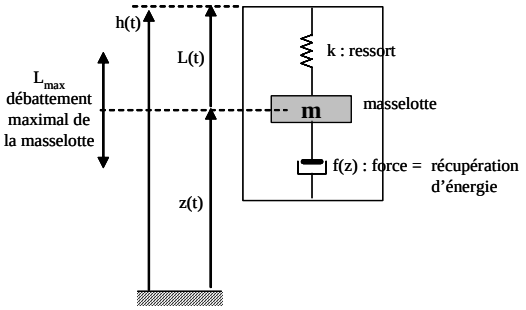


figure 13. Schéma de principe des générateurs linéaires résonants

Voici deux exemples de structures de générateur :

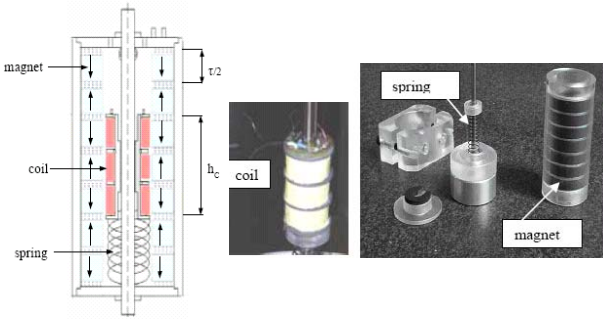


figure 14. Schéma du générateur et des parties du démonstrateur [25]

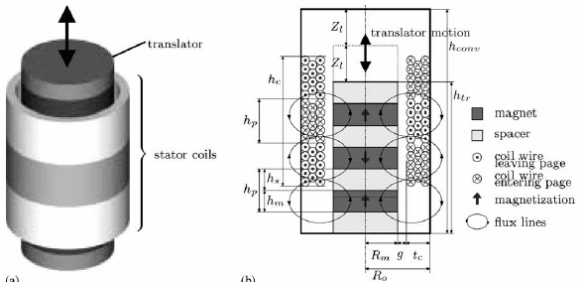


figure 15. Schéma du démonstrateur et du générateur [26]

Lorsque l'excitation est sinusoïdale (d'amplitude maximale Z_M), comme par exemple, la composante verticale au niveau de la hanche lors de la marche, la puissance mécanique récupérée est maximale à la fréquence de résonance du système :

$$P_{max} = \frac{m.Z_M.\omega_0^{\ 3}.L_{max}}{4}$$

La puissance mécanique que l'on peut récupérer d'un système fonctionnant à une fréquence proche de sa résonance (pulsation de résonance ω_0) dépend de la masse m de la masselotte mais aussi du débattement possible L_{max}. On remarque que la puissance est proportionnelle au cube de la fréquence de résonance f_0 donc plus f_0 est élevée, plus la puissance récupérée sera grande. Or la fréquence des mouvements humains est très faible : Pour une marche normale à 5km/h, on obtient des mouvements de la

hanche à 2 Hz (figure 10), et à 1 Hz pour ceux du genou (figure 11). On voit donc que les générateurs linéaires sont limités en puissance par la fréquence de fonctionnement mais également par la taille du système. Le tableau 1 montre quelques exemples de puissances obtenues en fonction de la taille du système.

Tableau 1. Puissances récupérées lors qu'une marche

	m=2 g L_{max}=2 cm	m=10 g L_{max}=2 cm	m=20 g L_{max}=2 cm	m=40 g L_{max}=8 cm
Genoux f_0=1Hz Z_M=2,7 cm	66,9 µW	334,8 µW	669 µW	-
Hanche f_0=2Hz Z_M=2 cm	397 µW	1,9 mW	3,9m W	31,7 mW

4.1.3 Générateurs vibrants

Des études [27] sont également réalisées au niveau d'un générateur vibrant résonant. Quatre aimants sont placés sur une lame de silicone conçue pour vibrer à la résonance. A une fréquence de 6.4 KHz, la tension récupérée à vide est de 0,38 V.

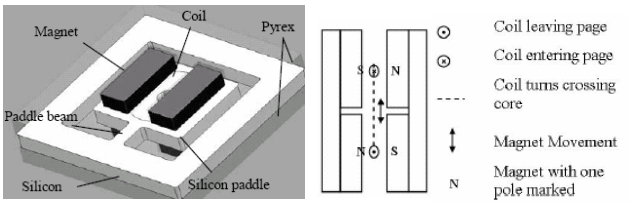


figure 16. Schéma du micro générateur en silicone [26]

Compte tenu des fréquences mises en jeu dans le corps humain, il n'est pas envisageable d'utiliser cette solution.

4.1.4 Générateurs piézoélectriques

G. Poulin [28] a conçu et réalisé un générateur piézoélectrique prototype, destiné à alimenter des systèmes portables dont la puissance est comprise entre 10 µW et 1 mW. Les matériaux utilisés sont des céramiques en PZT, fonctionnant en compression sous l'effet d'une contrainte de faible fréquence (régime quasi-statique) comme celle des mouvements humains.

Une maquette expérimentale, a montré l'importance de la dynamique de la force appliquée : il est inutile d'augmenter la surface des barreaux, car l'essentiel de l'énergie est générée lors des grandes variations de contrainte, donc aux moments ou celle-ci apparaît ou disparaît à la surface du barreau.

Deux barreaux piézoélectriques en parallèle, chacun soumis à 11,6 N, génèrent une tension de 118 V sur une charge de 110 MΩ. Ils délivrent une puissance de 4,59 µW à une charge RC parallèle de 110 MΩ et 22 pF, connectée via un pont redresseur.

On a vu également au paragraphe 3.2 que dans le domaine de l'orthopédie, des études ont été réalisées.

4.2 La thermoélectricité

Les tentatives pour utiliser les sources thermiques gratuites deviennent fructueuses grâce à des micro générateurs thermoélectriques.

La société ADS [29] a commercialisé un générateur thermoélectrique ayant une surface de 0,5 cm^2 et qui génère 40 µW sous 3 V avec 5°C de différence de température. L'utilisation de ce générateur est variée : dispositifs médicaux connectables, bracelets électroniques, alimentation de capteurs, applications électroniques nomades…

A l'aide des capteurs de température embarqués dans une prothèse de hanche, F. Graichen [14] a constaté une élévation de température au niveau de la jonction de la prothèse de l'ordre de 2°C. Sachant, qu'un générateur thermoélectrique produit un courant électrique proportionnel au gradient de la température entre les jonctions chaudes et froides, on pourrait imaginer d'utiliser la différence de température entre les deux extrémités de la prothèse pour générer de l'énergie électrique.

5. Récapitulatif

Côté instrumentation, nous avons montré qu'il existait de nombreuses études, voire des réalisations.

Côté électromécanique (micro-actionneurs), malgré l'apport de ce genre de systèmes originaux sur la réalisation des prothèses auto-adaptatives, nous avons constaté trop peu d'intérêts sur ce sujet !

Côté production d'énergie, nous proposons de condenser (Tableau 2) les différentes informations issues de la littérature, afin d'en déduire des pistes pour en dégager leur intérêt dans le milieu orthopédique.

Tableau 2. Caractéristiques des différents générateurs pour l'orthopédie

Générateurs	Avantages	Inconvénients
rotatif	Faible invasivité	Faibles puissances (qques mW)
linéaire	-	Très très faibles puissances (qques µW) Invasivité importante
piézoélectrique	Très faible invasivité	Faibles puissances (mW) Volume assez important
vibrant	Faible invasivité	Fréquences de vibration inadaptées à la marche de l'homme
thermoélectrique	Faible invasivité	Différence de température pas assez importante

Grâce à ce récapitulatif, nous savons, donc d'or et déjà, quels sont les générateurs les plus intéressants à étudier !

6. CONTRAINTES DES SYSTEMES MINIATURISES DANS L'ORTHOPEDIE

Le corps humain est par nature une contrainte à lui seul. Il est extrêmement sensible et délicat à la présence de corps de nature étrangère. Dans la mesure, où un élément est introduit dans l'articulation, son comportement ne devra pas intenté au bien être de la personne, il devra être biocompatible ou isolé du corps humain.

Le volume disponible est une des contraintes les plus importantes puisqu'il définit la taille maximale du système. Dans les prothèses de hanche et de genoux, on peut placer ce dernier dans la quille. Comme, on l'a vu sur la figure 2, la quille d'une prothèse de hanche est assez importante.

Par contre, au niveau du genou (figure 17), elle pourrait être allongée, son diamètre pourrait être agrandi, dans la limite acceptable par les chirurgiens.

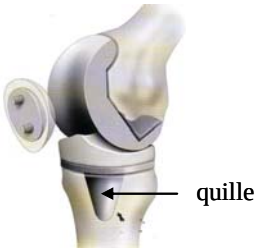


figure 17. Représentation d'une prothèse de genoux

Pour nous permettre de quantifier le volume disponible, un logiciel de mesure tridimensionnelle est en cours d'élaboration. Mais n'oublions pas que si l'une des premières étapes est de générer l'énergie électrique, le système final devra contenir un élément moteur qui remplacera une fonction (micro-actionneurs permettant de repositionner une prothèse, micro-tenseurs permettant d'ajuster la tension des ligaments).

Or même, si on arrive à générer de l'énergie électrique à l'aide d'une énergie primaire directement prélevée sur le corps humain, il restera à résoudre le problème du stockage de l'énergie ! Un accumulateur devra être envisagé si l'on ne veut pas utiliser l'énergie immédiatement ou si l'actionneur a besoin d'une puissance supérieure à celle créée instantanément par le générateur.

Contrairement, aux systèmes in-vivo cités au paragraphe 2, les moteurs que l'on veut développer devront fournir un couple important (comme par exemple un moteur pour retendre les ligaments) donc ils seront gourmands en puissance. Donc compte tenu de l'utilisation que l'on veut faire de l'énergie, il faudra alors absolument stocker l'énergie.

Dans ce cas, il faudra prendre en compte :

- l'autodécharge de la capacité ;
- le renouvellement de l'énergie accumulée : Il n'est pas possible de conserver l'énergie emmagasinée sur plusieurs années, voire des mois ou des heures.

7. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Malgré l'avancement des MEMS et un réel besoin dans le domaine orthopédique de systèmes auto adaptatifs, pour l'instant aucun système miniaturisé in vivo ne permet aujourd'hui de remplacer une fonction. Même si des systèmes réalisaient les fonctions demandées, la problématique de leur alimentation ne serait pas résolue. Cet article, n'est que le précurseur d'études en cours où l'on cherche à déterminer quel type de générateur sera le mieux adapté au niveau puissance récupérée mais également au niveau médical (invasivité, biomédical) avec l'utilisation des mouvements naturels du corps humain. L'objectif est à terme de concevoir un générateur dédié à l'orthopédie. Cela représente un défi en terme de gestion d'énergie, d'ergonomie et de technologie mécatronique dans des conditions contraignantes qu'impose le milieu médical.

8. REFERENCES

[1] Polla, *Microdevices in Medicine*, Ann. Rev. Biomed. Eng. 2000

[2] Geddes, L.A. *Historical highlights in cardiac pacing*. IEEE Eng. Med. Biol, pp 12-18, June 1990

[3] Mallela, *Trends in Cardiac Pace Maker Batteries.* Ind. Pac. And Elect. Journal, vol 4(4), 201-212, 2004.

[4] Latham, *Biomedical applications of batteries*, Solid State ionics, 17é page 7 – 11, 2004.

[5] Vankateswara S.M. and al., *Trends in Cardiac pacemaker batteries*, Indian Pacing and electrophysiology Journal, ISSN 0972-6292, 4, 2004.

[6] Chow V., *Multi-phasic microphotodiode retinal implant and adaptative imacing retinal stimulation system*, WO/1996/039221.

[7] Wahl E., Baumann O., Energy supply device for a retina implant.

[8] Deshpande M., Saggere L., An analytical model and working equation for static deflections of a circular multi-

[9] Renard E., Bringer J. *Insulinothérapie par pompes portables et implantables*. Sang Trombose Vaisseaux. Volume 13, N° 4, Avril 2001.

[10] Taylor SJG, Walker P.S., *Forces and moments telemetred from two distal femoral replacement during various telemetry*, J. of Biomech, 2001.

[11] Towsend C. and al., *Remotely powered multichannel microprocessor based telemetry system for a smart implantable total knee implant*, SPIE's 6th Annual ICSSM, Newport beach, 1999.

[12] Clifford Colwell, Jr., M.D. - Shiley Center for Orthopaedic Research and Education (SCORE) - Californie

[13] Graichen F., Rohlmann A., Bergmann G., *In vivo load mesurements with instrumented orthopaedic implants*. Articles from the 17th International Symposium on Biotelemetry, Australia 2003

[14] Graichen F., Bergmann G., rohlmann A., *Hip endoprosthesis for in-vivo measurement of joint force and temperature*, Journal of Biomechanics 32, p 1113- 1117, 1999.

[15] Crottet D. and al., *Development of a force amplitude and location sensing device designed to improve the ligamen. B*alancing Procedure in TKA, IEEE BioEng vol 52 n°9, pp.1609-1611, September 2005.

[16] Theken Edisc, *Artificial disc prosthesis*. Brevet WO/2004/089240 - www.thekendisc.com

[17] Platt S. and al., *The use of piezoelectric ceramics for electric power generation within orthopaedic implants*, IEEE ASME transaction on Mechatronics, vol 10, 445-461, 2005.

[18] Platt S. and al. *On low-frequency electric power generation with piezoelectric ceramics*, IEE ASME, vol 10, no. 2, pp. 240–252, 2005.

[19] Marmignon C., *Modèle et instruments robotisés pour l'étude de la biomécanique per-opératoire de l'équilibre ligamentaire du genou*, Ph.D. thesis, Université Joseph Fourier, France, 14 dec. 2004.

[20] Ebauches Suisse, *Electromagnetic motor*, Brevet US4571516, 18 february 1986, 9 pages.

[21] Seiko, *L'alimentation par le mouvement sort de la montre.* Electronique International Hebdo. 1 septembre 2001. N°442, page 43

[22] Williams C.B., Yates R.B., *Analysis of a micro-electric generator for microsystems*, Sensors and Actuors, A 52, 1996, pp. 8-11

[23] Amirtharajah R. , Chandrakasan A.P., *Self-powered signal processing using vibration-based power generation*, IEEE journal of solid-state circuits, Vol. 33, N° 5, May 1998, pp 687-695

[24] Lee J.M.H., Yuen S.C.L and al., *Development of an AA size energy transducter with micro resonators*, In Proceedings IEEE International Symposium on Circuits and Systems, volume 4, pages IV876-IV879, 2003.

[25] Ruellan M. and al., *Electromagnetic resonant generator*, International Conference on Industrial Power Conversion Systems Departement-Electrical Machines, IEEE – IAS 2005, Vol. 3, Oct. 2005, pp. 1540-1547

[26] Von Büren T., Tröster G., *Design and optimization of a linear vibration-driven electromagnetic micro-power generator*, Sensors and Actuors A 2006.

[27] Beeby S.P and al., *Micromachined silicon generator for harvesting power from vibration*, In Proceedings of The 4th International Workshop on Micro and Nanotechnology for Power Generation and Energy Conversion Applications (PowerMEMS 2004), pp. 104-107, Japan.

[28] Poulin G., *Contribution au développement d'un générateur piézoélectrique pour applications nomades*. Ph.D. thesis, Université Paris XI Orsay, France, 30 juin. 2004.

[29] ADS : Applied Digital Solutions, http://www.adsx.comlayed diaphragm. Sensors and Actuators.Phys 52007). Doi:10.1016/j.sna.2006.12.022.