



HAL
open science

PRE ETUDE D'UN GENERATEUR PENDULAIRE IN VIVO POUR IMPLANTS ORTHOPEDIQUES

Sylvie Turri, Mohamed Benbouzid

► **To cite this version:**

Sylvie Turri, Mohamed Benbouzid. PRE ETUDE D'UN GENERATEUR PENDULAIRE IN VIVO POUR IMPLANTS ORTHOPEDIQUES. 2009. hal-00524810

HAL Id: hal-00524810

<https://hal.science/hal-00524810>

Preprint submitted on 11 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.

PRE ETUDE D'UN GENERATEUR PENDULAIRE IN VIVO POUR IMPLANTS ORTHOPEDIQUES

TURRI S. et BENBOUZID M.E.H.

Université de Brest, EA 4325 LBMS

IUT de Brest – Rue de Kergoat – CS 93837, 29238 Brest Cedex 03

E-mail: Sylvie.Turri@univ-brest.fr et m.benbouzid@ieee.org

Résumé

Cet article présente le principe et le potentiel énergétique d'un générateur électromagnétique, in vivo, non invasif, utilisant les mouvements naturels du corps humain lors de la marche, dans le but de créer une source autonome qui pourra servir à terme de prothèse intelligente. Dans un premier temps, nous décrivons le principe du système. Ensuite, les couplages entre les phénomènes humains, mécaniques et électriques étant très importants, une étude mécanique et électrique est conduite pour déterminer un ordre de grandeur de la puissance récupérable.

Mots Clés. Mouvements du corps humain, source autonome, générateur, implants orthopédiques.

INTRODUCTION

La pose de prothèses orthopédiques, totales du genou, concerne 250000 personnes aux Etats Unis [1]. 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. Les conditions de fonctionnement de la prothèse vont ensuite évoluer dans le temps : usure due aux frottements, évolution 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, etc.). Ces modifications in vivo, peuvent entraîner une simple gêne mais aussi aller jusqu'au descellement de la prothèse. Dans de nombreux cas, une chirurgie de révision est nécessaire, qui se révèle généralement plus complexe et plus traumatisante pour le patient que la première opération. On évalue à 8% le nombre d'interventions de reprises [2-4].

En l'absence d'ostéolyse (destruction progressive du tissu osseux) ou de descellement d'implant, seulement la pièce de polyéthylène UHMWPE (UltraHigh Molecular Weight PolyEthylene) comme illustré sur la figure 1 nécessite d'être remplacée. Cependant, la plupart des échecs sont dus à un descellement, auquel cas une nouvelle pose de Prothèse Totale du Genou (TKA) doit être réalisée. Les extrémités des os tibial et fémoral sont encore réduites et une TKA plus large est insérée. Cela implique la transplantation d'un greffon osseux, un temps d'opération et d'hospitalisation prolongé, et souvent, une mobilité du genou diminuée ainsi qu'une plus grande souffrance pour le patient. Un diagnostic anticipé est nécessaire si ces révisions chirurgicales extrêmes veulent être évitées. L'idéal serait de s'affranchir d'une ré-opération, synonyme de complications et d'impact sur le patient et le chirurgien.

A l'heure actuelle, en orthopédie, les systèmes miniaturisés in vivo restent au niveau des besoins en mesures [5-10]. Or le véritable intérêt, d'utiliser des systèmes miniaturisés in vivo [11], serait d'apporter des corrections en temps réels à des dysfonctionnements internes.

De plus, compte tenu des contraintes exercées sur les prothèses, il y aurait 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

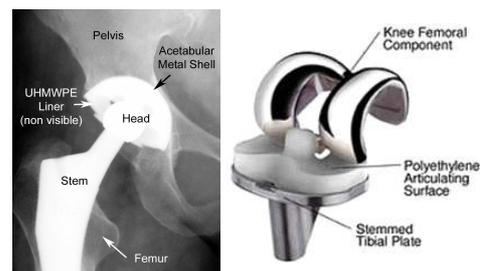


Figure 1. Prothèse totale du genou.

d'ajuster la tension des ligaments, etc. Dans [12], il a été recensé un ensemble d'études expérimentales sur les ligaments du genou, chacun assimilé à un ressort. On en déduit, la raideur moyenne K (N/mm), la longueur au repos l_g (mm), la déformation moyenne Δl (%) et l'énergie moyenne de déformation. La puissance est déduite sur le principe que la marche s'effectue à une fréquence de 1 Hz soit un pas par seconde. La puissance admise pour une déformation simple ou courante est d'environ de 10% de la puissance maximale, soit entre 0.5 et 1 W.

Mais l'idéal serait que ces systèmes soient 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 ne fonctionne actuellement, le problème de l'alimentation de l'énergie électrique étant toujours résolu par des batteries, piles ou par un apport extérieur. Un générateur interne permettrait de s'affranchir d'un dispositif externe encombrant, tel que les bobines d'induction fixée sur la jambe du patient [7], [13]. Ainsi pour assurer une puissance nécessaire et utile au dispositif électromécanique, ce dernier doit être capable de produire suffisamment d'énergie. Or tout déplacement du corps humain représente une ressource énergétique renouvelable considérable. En récupérer une modeste partie permettrait de générer une énergie utile pour créer des prothèses orthopédiques adaptatives et autonomes.

A l'heure actuelle au niveau orthopédique, peu de systèmes ont été étudiés. Un seul système in vivo est proposé. Il concerne la mise en place d'implants générateurs d'énergie [14-15] où le principe est basé sur l'exploitation de la déformation mécanique des composants piézoélectriques au niveau d'une prothèse du genou.

Nous proposons alors un concept de récupération, basé sur une masse mobile située dans la quille de la prothèse, mise en mouvement par le déplacement du genou. Le balancier effectue des mouvements de rotation transmis à un générateur électromagnétique qui récupère une partie de son énergie mécanique. Notre but est d'envisager, à condition de concevoir un générateur spécial, une génération directe, donc sans multiplication mécanique de la vitesse, afin d'augmenter le rendement, avec un convertisseur électronique évolué. Dans ce cas, il est nécessaire de concevoir une génératrice à haut rendement malgré une très basse vitesse et un couple relativement élevé.

PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT

Le système entièrement clos est mis en mouvement par le genou à travers des forces d'excitation provenant du mouvement du genou (figure 2). Un système mécanique s'apparentant à un pendule est placé à l'intérieur de la quille de la prothèse (figure 3). Le mouvement de la masse du pendule entraîne le rotor d'un générateur électromécanique lui-même couplé électriquement à une charge via un convertisseur de puissance. Le contrôle de ce dernier permettra d'imposer à chaque instant le couple qu'oppose le générateur au pendule.

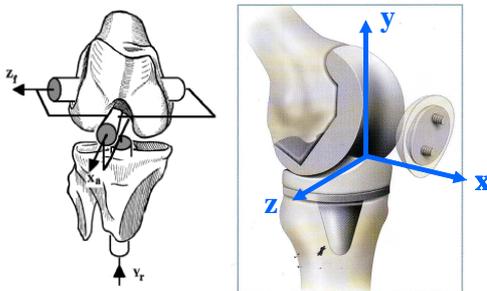


Figure 2. Composantes du genou.

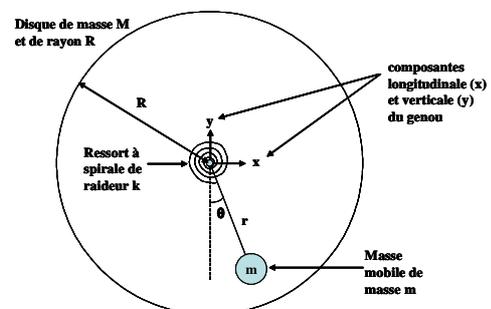


Figure 3. Schéma de principe du système de récupération d'énergie au niveau du genou.

Les composantes x et y , de la figure 2, correspondent aux composantes longitudinale x (sens de la marche) et verticale y (sens de la hauteur) au niveau d'un genou (figures 4 et 5), pour une marche à 5 km/h qui correspond à une marche normale. Ces mouvements ont une fréquence de l'ordre de 1 Hz qui correspond à la fréquence d'un pas, et varie très peu d'un individu à l'autre lors de la marche normale. Cependant, le déplacement d'un membre inférieur est fluctuant et non périodique, car il varie en fonction de l'activité (marche, course, saut, escaliers...). Notre étude est basée, sur une marche de 5km/h, qui correspond à une marche normale, donc activité régulière pour tout patient, sachant que monter des escaliers, courir permettra de récupérer toujours plus de puissance qu'une marche normale.

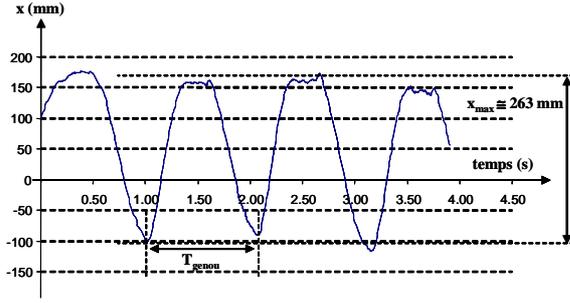


Figure 4. Mouvement longitudinal du genou

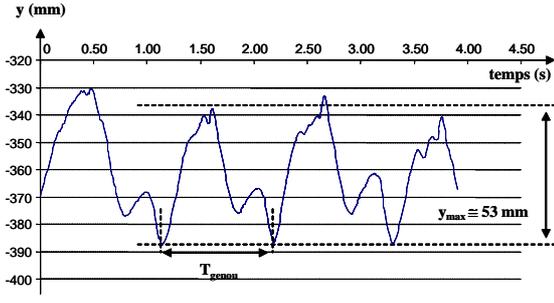


Figure 5. Mouvement vertical du genou

MODELISATION MECANIQUE DU SYSTEME

La détermination de la puissance électrique récupérée nécessite le calcul des mouvements du système couplé genou et pendule. Le système (figure 7) est constitué d'un rotor de rayon R et de masse M , solidaire d'une masse ponctuelle m placée à une distance r de l'axe de rotation (A, \vec{z}) du rotor. Ce rotor prend en compte toutes les parties inertielles du générateur, autre que la masse mobile. L'axe de rotation (A, \vec{z}) du rotor se déplace dans un plan (x,y) , y orienté vers le haut, x vers la droite par rapport à un référentiel supposé galiléen afin de prendre en compte le mouvement de la marche. Arbitrairement la position initiale est fixée à $(0,0)$. La position angulaire θ est arbitrairement à 0 quand la masselotte est en position basse (position d'équilibre stable). Les efforts F_x et F_y sont inconnus mais sont associés aux déplacements imposés x et y caractérisant la trajectoire du genou (point A). Ces efforts représentent les actions mécaniques générées par les muscles lors de la marche. Si 0 est un point fixe (repère galiléen) et que la trajectoire du genou est imposée (figures 4 et 5), alors le système n'est exprimé qu'avec un seul paramètre : θ

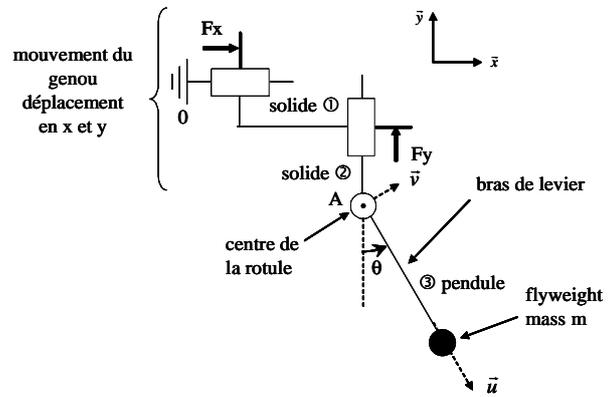


Figure 6. Système mécanique

L'écriture des équations de Lagrange permet de caractériser l'équation de mouvement de ce système. L'énergie cinétique du système est constituée de l'énergie de translation du solide ①, de l'énergie de translation du solide ② et de l'énergie de déplacement du pendule ③, elle-même constituée respectivement de l'énergie de translation et de rotation du rotor, et de l'énergie de déplacement due la masse m . Soit une énergie cinétique totale du système telle que :

$$Ec_{\Sigma/0} = \frac{1}{2} \cdot M_1 \cdot \dot{x}^2 + \frac{1}{2} \cdot M_2 \cdot (\dot{x}^2 + \dot{y}^2) + \frac{1}{2} \cdot M \cdot (\dot{x}^2 + \dot{y}^2) + \frac{1}{4} \cdot M \cdot R^2 \cdot \dot{\theta}^2 + \frac{1}{2} \cdot m \cdot \left[(\dot{x} + r \cdot \dot{\theta} \cdot \cos(\theta))^2 + (\dot{y} + r \cdot \dot{\theta} \cdot \sin(\theta))^2 \right]$$

L'énergie potentielle du système est composée de l'énergie potentielle due à la pesanteur du système soit :

$$Ep_{\Sigma/0} = \frac{1}{2} \cdot (M_1 + M_2 + M) \cdot g \cdot y + m \cdot g \cdot (y - r \cdot \cos \theta)$$

Nous modélisons la transformation de l'énergie cinétique et potentielle en énergie électrique, par l'introduction dans notre modèle d'un potentiel de dissipation D qui ne dépend que de θ ($\dot{\theta}$). Le couple de charge correspond au transfert d'énergie et à la structure du convertisseur. Il a été montré [16], que quel que soit le cas, il est intéressant de considérer que la force de Laplace se ramène à un frottement visqueux, c'est à dire que le convertisseur et la charge se comportent comme une résistance, adaptable pour obtenir le fonctionnement optimum. Si le système convertisseur - charge se comporte comme une résistance, la puissance électrique s'écrit :

$$p(t) = \frac{\beta^2}{R} \cdot \left(\frac{d\theta}{dt} \right)^2 \text{ avec } \beta \text{ une constante telle que } \beta = \frac{d\phi}{d\theta}$$

Si l'on considère les pertes nulles, la puissance mécanique est égale à la puissance électrique :

$$p(t) = p_{méca}(t) = C \cdot \frac{d\theta}{dt} = \frac{\beta^2}{R} \cdot \left(\frac{d\theta}{dt} \right)^2$$

En posant $\lambda = \frac{\beta^2}{R}$ la puissance mécanique dépend de θ telle que : $p_{méca}(t) = \lambda \cdot \dot{\theta}^2$

Ce mode de contrôle consiste à optimiser le coefficient de récupération ou coefficient d'amortissement visqueux λ du couple de récupération, afin de maximiser l'énergie récupérée, et donc de maximiser la puissance moyenne récupérée. Pour une excitation donnée, il existe une valeur optimale de λ . Pour une faible valeur de λ , l'amplitude des mouvements est très importante mais l'énergie récupérée est très faible alors que pour un λ tendant vers l'infini, le système pendulaire est tellement freiné que les mouvements et l'énergie récupérée sont très faibles.

Par définition, la fonction dissipation D est égale à la demi puissance dissipée, donc si l'on impose une charge de type résistive $D(\dot{\theta}) = \frac{1}{2} \cdot \lambda \cdot \dot{\theta}^2$. Le Lagrangien $L(\theta) = Ec_{\Sigma/0} - Ep_{\Sigma/0}$, permet d'obtenir l'évolution du système par l'équation suivante :

$$-\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) + \frac{\partial L}{\partial q_i} - \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i} = 0$$

où q_i correspond à θ , seul paramètre du système.

Après écriture des différents termes, on obtient l'équation du mouvement suivante :

$$\left(\frac{1}{2} M \cdot R^2 + m \cdot r^2 \right) \cdot \ddot{\theta} + m \cdot r \cdot [\ddot{x} \cdot \cos(\theta) + \ddot{y} \cdot \sin(\theta)] + m \cdot g \cdot r \cdot \sin(\theta) + \lambda \cdot \dot{\theta} = 0$$

Cette équation permet de déterminer l'angle θ , et donc la puissance moyenne que l'on peut compter récupérer, en moyennant la puissance instantanée, à l'aide du logiciel Matlab-Simulink.

Rappelons que les évolutions de x et de y sont imposées. Si nous les avons considérés comme « inconnues », notre système aurait été caractérisé par 3 paramètres : x , y et θ , nous aurions alors obtenu deux équations supplémentaires. Mais ne connaissant pas les efforts F_x et F_y générés par les muscles, ces deux équations sont inutilisables.

POTENTIEL D'UN GENERATEUR ELECTROMECHANIQUE RESONNANT

Pour une fréquence de résonance du système masse donnée, la puissance récupérée augmente toujours avec la fréquence de la marche [16]. Toutefois, cette puissance sera toujours inférieure à la puissance obtenue lorsque le système est accordé à la fréquence de la marche. Dans notre cas, nous obtenons un système non linéaire.

Comportement du système sans excitation

Afin de caractériser ce système non linéaire, essayons de comprendre son comportement, sans excitation et sans charge, en étudiant l'équation suivante :

$$\left(\frac{1}{2} M \cdot R^2 + m \cdot r^2 \right) \cdot \ddot{\theta} + m \cdot g \cdot r \cdot \sin(\theta) = 0$$

Pour que le système soit accordé à la fréquence de la marche de 1 Hz, il faut que l'équation $\frac{m \cdot g \cdot r}{\frac{1}{2} M \cdot R^2 + m \cdot r^2} = 4 \cdot \pi^2$ soit vérifié mais le système étant non linéaire, cela n'est vrai que pour de petites

variations de θ . Donc, afin de comprendre comment le système se comporte, nous avons déterminé les paramètres géométriques du dispositif qui permettent d'obtenir 1 Hz, sans excitation (donc sans mouvement du genou) et sans charge. Le but étant que les fréquences d'oscillations réelles soient accordées à la fréquence de la marche pour obtenir un maximum de puissance.

La fréquence théorique du système sous l'hypothèse des petites oscillations est donnée par $\omega_0 = \sqrt{\frac{m \cdot g \cdot r}{\frac{1}{2} M \cdot R^2 + m \cdot r^2}}$. Pour une fréquence théorique f_0 , on écarte la masse du mobile de son point de repos et

on le lâche. On détermine ensuite la fréquence réelle d'oscillation du système à l'aide d'une fft sur $\theta(t)$. On en déduit des courbes pour chaque fréquence théorique comme le montre la figure 8.

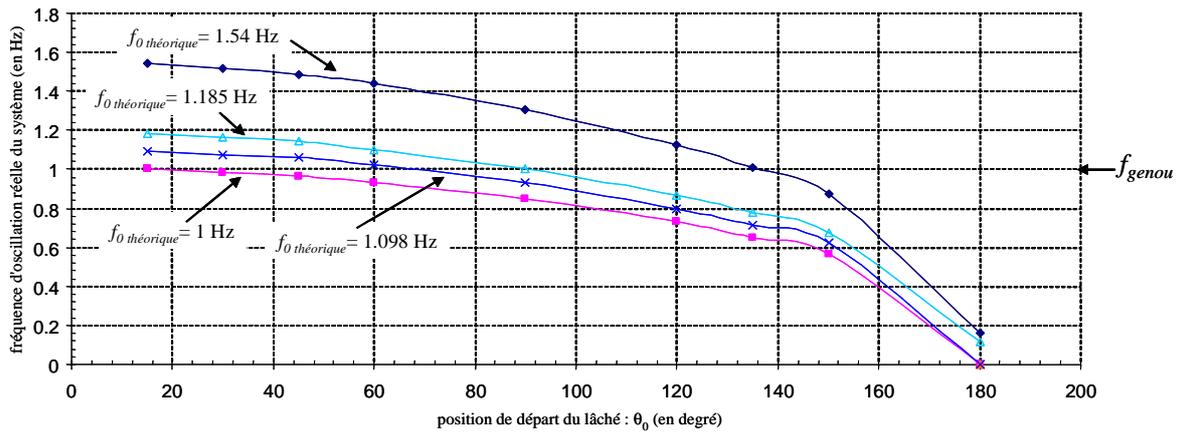


Figure 7. Fréquence d'oscillation du système en fonction de la position initiale du balourd

Sachant que la fréquence théorique f_0 est déterminée ou fixée à l'aide de l'équation $m \cdot g \cdot r = \omega_0^2 \cdot (0.5 \cdot M \cdot R^2 + \omega_0^2 \cdot m \cdot r^2)$, que $r < R$ et que $m \ll M$, on fixe par exemple m , r , R et on en déduit M .

Si l'angle θ varie dans de grandes proportions, nous obtenons un système qui n'est plus accordé à la fréquence d'oscillation de la marche. Il est donc important de prendre en compte ces résultats.

Par exemples :

- Pour des systèmes où la fréquence d'oscillation théorique est de 1 Hz, l'angle θ fait par la masselotte ne devra pas dépasser 60° , sinon le système ne sera plus accordé à la fréquence de la marche.
- Si l'on veut, par exemple que la masselotte fasse un angle de 90° de chaque côté de sa position d'origine, il faudra choisir un système qui permet de croiser 90° à la fréquence d'oscillation réelle de 1 Hz, soit f_{genou} (par exemple $f_0 \text{ théorique} = 1.185 \text{ Hz}$).

On remarque également que plus la fréquence théorique est différente de la fréquence du genou, plus il est difficile d'accorder les deux fréquences sur un angle θ donné.

Comportement du système pour des excitations simples

Avec des excitations simples, comme par exemple une excitation sinusoïdale pure symétrique ou asymétrique, nous pouvons vérifier le modèle et en déduire les premiers résultats qui sont les suivants.

Pour obtenir la puissance maximale, il faut que :

- la fréquence du dispositif soit accordée à la fréquence de l'excitation ;
- l'angle θ soit proche 90° , donc il faudra faire un asservissement de position ;
- que le produit de la masse du balourd m et du rayon du bras de levier r soit le plus grand possible.

De plus, le rapport des puissances entre deux simulations dépend du rapport $m \cdot r$ si le système est accordé à la fréquence d'oscillation de la marche à 90° .

Comportement du système pour une excitation de la marche

La figure 8 représente la forme de l'excitation du système, donc du mouvement du genou en deux dimensions. Après avoir réalisé plusieurs simulations, nous avons choisi trois séries de simulation résumant les résultats obtenus. Dans le tableau 1, P_{moy} est la puissance moyenne maximale que l'on peut récupérer en fonction du coefficient de récupération λ optimum. Nous indiquons également les dimensions du système simulé, l'excursion maximale que décrit la masse mobile $\theta_{p_{moy}}$, ainsi que le produit $m \cdot r$.

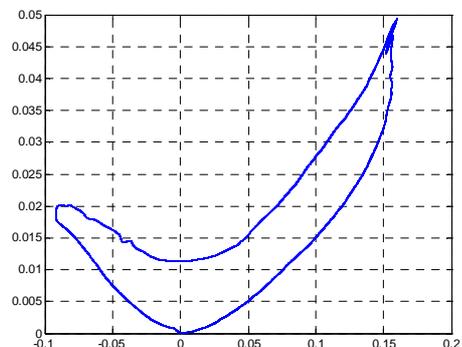


Figure 8. Mouvements 2D pendant une marche à 5 km/h

TABLEAU 1. Résultat de différentes séries de simulation

Série 1	Serie 2	Série 3
$f_0 \text{ théorique} = 1 \text{ Hz}$	$f_0 \text{ théorique} = 1.185 \text{ Hz}$	$f_0 \text{ théorique} = 1.185 \text{ Hz}$
$P_{\text{moy}} = 630.42 \mu\text{W}$, $\theta_{P_{\text{moy}}} = 65^\circ$	$P_{\text{moy}} = 118.42 \mu\text{W}$, $\theta_{P_{\text{moy}}} = 103^\circ$	$P_{\text{moy}} = 849.40 \mu\text{W}$, $\theta_{P_{\text{moy}}} = 103^\circ$
$M = 201.2 \text{ g}$ $R = 10 \text{ mm}$	$M = 50 \text{ g}$ $R = 7 \text{ mm}$	$M = 100 \text{ g}$ $R = 13.1 \text{ mm}$
$m = 10 \text{ g}$ $r = 5 \text{ mm}$	$m = 3.5 \text{ g}$ $r = 2 \text{ mm}$	$m = 10 \text{ g}$ $r = 5 \text{ mm}$
$m \cdot r = 5 \cdot 10^{-5}$	$m \cdot r = 7 \cdot 10^{-6}$	$m \cdot r = 5 \cdot 10^{-5}$
$\lambda = 1.9167 \cdot 10^{-6}$	$\lambda = 1.9167 \cdot 10^{-6}$	$\lambda = 1.3667 \cdot 10^{-6}$

La série 1 n'étant pas accordée à la fréquence d'oscillation de la marche à 90° , on ne retrouve pas le rapport des produits $m \cdot r$ entre la série 1 et la série 2 :

$$\frac{m \cdot r_{\text{serie1}}}{m \cdot r_{\text{serie2}}} = 7,14 \text{ et } \frac{P_{\text{moy}} - \text{serie1}}{P_{\text{moy}} - \text{serie2}} = 5,32$$

Si l'on compare la série 2 et la série 3, on obtient les mêmes résultats qu'avec des excitations simples. L'optimum de puissance est obtenu pour θ proche de 90° avec un rapport $m \cdot r$ le plus grand possible et avec des dimensions du dispositif permettant d'être accordées pour $\theta=90^\circ$ à la fréquence de la marche.

Il faudra donc réaliser un asservissement de position de la masselotte à 90° en jouant sur la récupération de l'énergie soit λ pour avoir une puissance la plus grande possible.

De plus, le rapport des produits $m \cdot r$ est égal au rapport des puissances moyennes :

$$\frac{m \cdot r_{\text{serie3}}}{m \cdot r_{\text{serie2}}} = \frac{P_{\text{moy}} - \text{serie3}}{P_{\text{moy}} - \text{serie2}} = 7,14$$

Les figures 9, 10 et 11 montrent respectivement la puissance moyenne en fonction du coefficient de récupération λ , la trajectoire de la masse mobile et la puissance instantanée, pour la série 3.

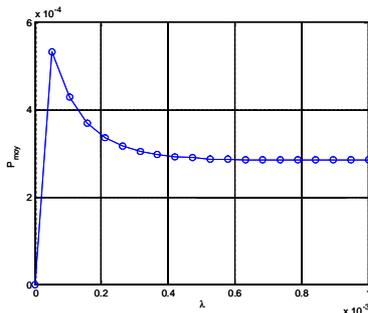


Figure 9. Puissance moyenne en fonction du coefficient de récupération λ

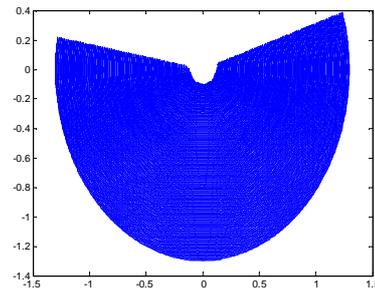


Figure 10. Déplacement de la masselotte

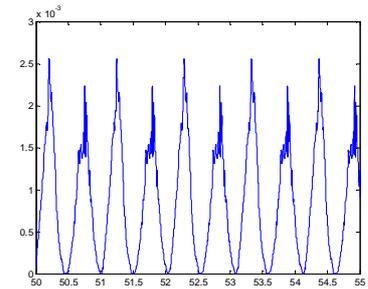


Figure 11. Puissance instantanée

CONCEPTION DU GENERATEUR

Le système est soumis à une excitation fluctuante (marche du patient). Afin de récupérer le maximum d'énergie, différents éléments doivent être optimisés, comme la forme du dispositif, le générateur électromagnétique et la stratégie de contrôle. De plus, lors du développement de projets médicaux, les concepteurs sont soumis aux contraintes médicales qui sont de trois ordres : biocompatibilité, fiabilité et sécurité.

Le schéma de principe de la structure électromagnétique du générateur à aimants permanents est donné figure 12. Il s'agit ici d'une solution parmi d'autre et dans laquelle la machine est directement intégrée au système pendulaire et donc constitue une partie de la masse du balancier. Le rotor dépendant de l'axe de rotation de la machine, donc du balourd, est constitué d'aimants néodyme-fer-bore aimantés radialement et

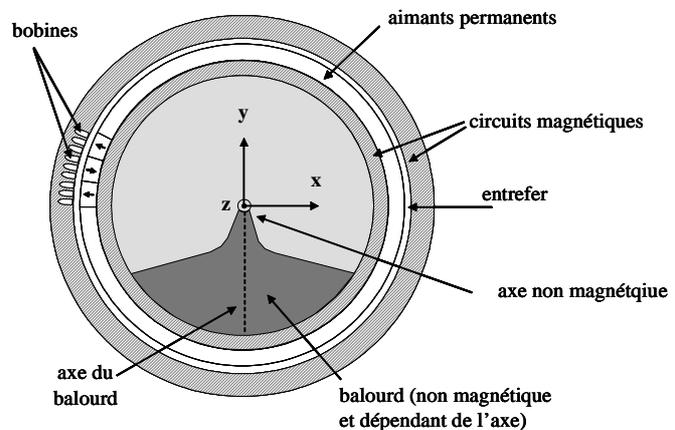


Figure 12. Schéma simplifié du générateur

est constitué d'aimants néodyme-fer-bore aimantés radialement et

d'une armature ferromagnétique. On réalise ainsi une machine à pôles lisses qui devrait présenter un effort de détente minimum.

Dans le dimensionnement du générateur, il faudra tenir compte de l'équation qui lie ω , r , R , m et M . Par exemple, si l'on fixe les dimensions maximales de r et m , on peut en déduire la puissance maximale que l'on pourra récupérer, mais attention à ce que les valeurs de M , R ne soient pas aberrantes. Il est donc nécessaire de faire des compromis entre dimensionnement et puissance récupérée.

CONCLUSION ET PERSPECTIVE

Dans cet article nous avons présenté un dispositif original quoique très simple dans son principe. L'objectif de quelques dizaines de mW peut être atteint, si on peut imposer, pour la charge, une loi en U/I constante, adaptable aux conditions de la marche. Le rendement du générateur dépendra de l'optimisation du générateur. De plus, le contrôle de la récupération optimale de puissance est relativement simple puisqu'il s'agit d'amener l'axe du balancier en limite de 90° de chaque côté.

Nous n'avons pas pris en compte jusqu'ici les frottements purement mécaniques. Les frottements visqueux prélèveront directement une partie de la puissance effectivement disponible. Compte tenu de la faible vitesse de déplacement, ils ne devraient pas être très élevés. Mais à ce niveau, seules des mesures expérimentales permettront d'évaluer celles-ci selon les solutions technologiques retenues.

Avant de poursuivre sur l'optimisation de l'ensemble générateur – contrôle, il est intéressant de réaliser une étude sur le potentiel d'un générateur électromécanique résonnant avec une masse mobile placée en équilibre instable. La masse mobile, placée en haut du générateur est maintenue par un ressort de raideur permettant à la masselotte de se déplacer entre -90° et 90° , dans la partie supérieure, comme le montre la figure 13. Nous espérons que ce système nous délivrera une puissance bien supérieure à l'étude menée jusque là.

Cette étude n'est que le précurseur d'études en cours où l'on cherche à déterminer quel type de générateur électromécanique sera le mieux adapté au niveau puissance récupérée mais également au niveau médical (invasivité, biomédical) avec l'utilisation des mouvements naturels du corps humain afin d'éviter une éventuelle gêne pour le patient. Cet objectif est pour nous un défi en terme de gestion d'énergie, d'ergonomie et de technologie mécatronique dans des conditions extrêmes qu'impose le milieu médical.

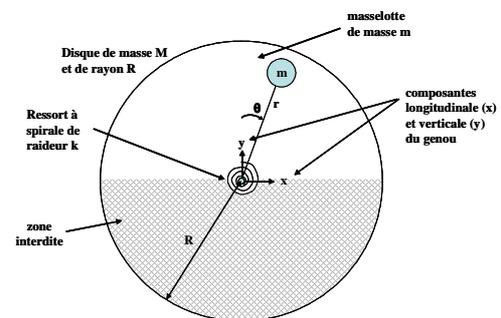


Figure 13. Schéma de principe du système de récupération d'énergie au niveau du genou avec masse mobile en déséquilibre

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier les personnes de l'ENS de Cachan, Antenne de Bretagne pour leur conseil concernant la mise en équation du système, ainsi que M. Poulhalec de l'ENSIETA à Brest pour sa relecture des équations mécaniques et ses corrections.

REFERENCES

- [1] S. Mendenhall, Editorial, Orthopaedic network news, vol. 11, no. 1, 2000, p. 7.
- [2] B. Espehaug, O. Furnes, L.I. Havelin, L.B. Engesaeter, S.E. Vollset, "The Type of Cement and Failure of Total Hip Replacements," *Journal of Bone and Joint Surgery Br*, vol. 84-B, no. 6, 2002, pp 833-838.
- [3] O. Furnes, B. Espehaug, S.A. Lie, S.E. Vollset, L.B. Engesaeter, L.I. Havelin, "Early failures among 7,174 Primary Total Knee Replacements: A Follow-up Study From the Norwegian Arthroplasty Register 1994-2000," *Acta Orthop Scand.*, 73(2):117-29, 2002.
- [4] M.A. Ritter, "Direct Compression Molded Polyethylene For Total Hip and Knee Replacements," *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 393:94-100, 2001.
- [5] S.J.G. Taylor, P.S. Walker, "Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities," *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 839-848, 2001.
- [6] C.P. Townsend, S.W. Steven and M.J. Hamel, "Remotely powered, multichannel, microprocessor based telemetry systems for a smart implantable total knee implant," *SPIE's 6th Annual ICSSM*, Newport Beach, 1999.
- [7] B.A Morris, D.D. D'Lima, J. Slamin, N. Kovacevic, S.W. Arms, C.P. Townsend, C.W. Jr Colwell, "E-Knee: Evolution of the Electronic Knee Prosthesis: Telemetry technology development," *Journal of Bone and Joint Surgery Am*, vol. 83-A, supply 2, pp 62-66., 2001
- [8] G. Bergmann, F. Graichen, J. Siraky, H. Jendrynski, A. Rohlmann, "Multichannel strain gauge telemetry for orthopedic implants," *Journal of Biomechanics*, vol. 21 n°2, pp 169-178, 1988.
- [9] F. Graichen, G. Bergmann, A. Rohlmann, "Hip endoprosthesis for in-vivo measurement of joint force and temperature," *Journal of Biomechanics*, vol. 32, pp 1113- 1117., 1999
- [10] F. Graichen, A. Rohlmann., G. Bergmann, "In vivo load measurements with instrumented orthopaedic implants," *International Symposium on Biotelemetry*, Brisbane (Australia), 2003.

- [11] D.L. Polla, A.G. Erdman, W.P. Robbins, D.T. markus, J. Diaz-Diaz, R. Rizq, Y. Nam, H.T., Brickner, "Microdevices in Medicine," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 2, pp. 551-576, 2000.
- [12] J. Noailles, "Modélisations mécaniques par éléments finis de l'articulation du genou," *Thèse de Doctorat ENSAM*, Paris, 1999.
- [13] Q. Li, V. Naing, J.A. Hoffer, D.J. Weber, A.D. Kuo, J.M. Donelan, "Biomechanical energy harvesting: Apparatus and method," *IEEE International Conference on Robotics and automation*, Pasadena (USA), pp. 3672-3677, May 2008.
- [14] S.R. Platt, S. Farrittor, K. Garvin, H. Haider, "The use of piezoelectric ceramics for electric power generation within orthopedic implants," *IEEE ASME Trans. Mechatronics*, vol. 10, n°4, pp. 445-461, August 2005.
- [15] S.R. Platt, S. Farrittor, H. Haider, "On low-frequency electric power generation with piezoelectric ceramics," *IEEE ASME Trans. Mechatronics*, vol 10, n°2, pp. 240-252, April 2005.
- [16] S. Turri, D. Miller., B. Multon., H. Ben Ahmed, "Design of an electromechanical portable system using human body movement for electricity generation," *European Conference on Power Electronics and Applications - EPE 2003*.