



HAL
open science

Génération d'électricité dans les implants orthopédiques à partir des mouvements naturels du corps humain - Capacité d'un générateur pendulaire

Sylvie Turri, Mohamed Benbouzid

► **To cite this version:**

Sylvie Turri, Mohamed Benbouzid. Génération d'électricité dans les implants orthopédiques à partir des mouvements naturels du corps humain - Capacité d'un générateur pendulaire. *European Journal of Electrical Engineering*, 2011, 14 (6), pp.781-807. hal-00728345

HAL Id: hal-00728345

<https://hal.science/hal-00728345v1>

Submitted on 5 Sep 2012

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.

Génération d'électricité dans les implants orthopédiques à partir des mouvements naturels du corps humain

Capacité d'un générateur pendulaire

Sylvie Turri* — Mohamed Benbouzid*

* Université de Brest, EA 4325 LBMS
IUT de Brest – Rue de Kergoat – CS 93837
29238 Brest Cedex 03

Sylvie.Turri@univ-brest.fr; Mohamed.Benbouzid@univ-brest.fr

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 pour des prothèses intelligentes. 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.

ABSTRACT. This paper presents the working principle and the potential of an electromechanical generator for mechanical energy harvesting using natural movements of the human body during walking motion, in order to create an autonomous generator. This in vivo, non-invasive system, could be used in an intelligent prosthesis. The article begins by describing the principle of the system. The combined human, mechanical and electrical phenomena are very significant. A mechanical and electrical study is then conducted in order to determine an order of magnitude of recoverable power.

MOTS-CLÉS : Mouvements du corps humain, source autonome, générateur, implants orthopédiques.

KEYWORDS: human motion, human-powered systems, direct drive generator, orthopedics.

1. Introduction

La pose de prothèses orthopédiques, totales du genou, concerne 250 000 personnes aux États-Unis (Mendenhall, 2000). 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 totale de genou, celui-ci est remplacé par une liaison pivot.

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,...).

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 (Espehaug *et al.*, 2002), (Furnes *et al.*, 2002) et (Ritter *et al.*, 2001).

En l'absence d'ostéolyse (destruction progressive du tissu osseux) ou de descellement d'implant, seule la pièce de polyéthylène UHMWPE (UltraHigh Molecular Weight PolyEthylene) comme vue, sur la figure 1, nécessite d'être remplacée.

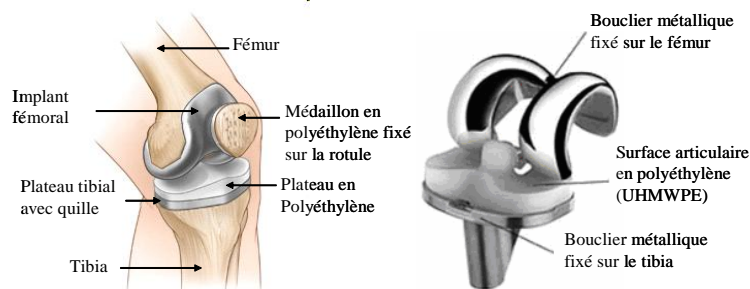


Figure 1. Prothèses totales du genou

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 réduits 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 (figure 2) restent au niveau des besoins en mesures (Taylor *et al.*, 2001), (Townsend *et al.*, 1999), (Morris *et al.*, 2001), (Bergmann *et al.*, 1998), (Graichen *et al.*, 1999) et (Graichen *et al.*, 2003).

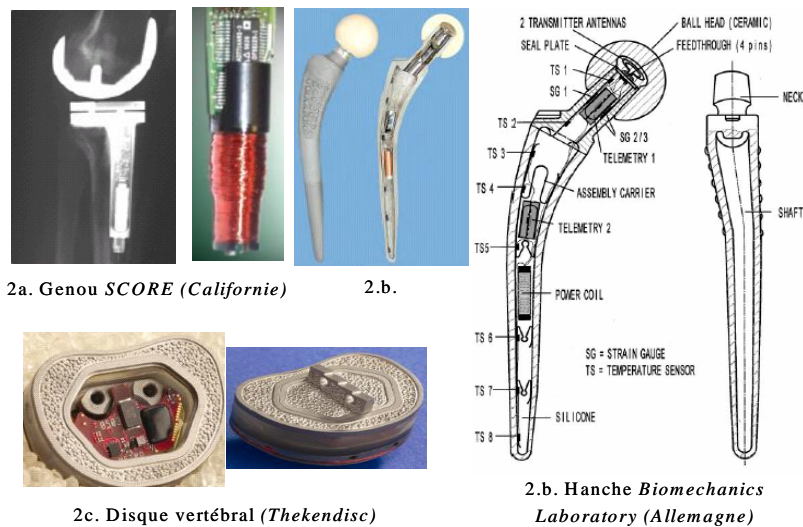


Figure 2. Exemples de systèmes miniaturisés in-vivo pour l'instrumentation

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 (Taylor *et al.*, 2001) permettant de mesurer ces déformations. De même, la société Microstrain (USA) (Townsend *et al.*, 1999), (Morris *et al.*, 2001) 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 2a). Des capteurs sont utilisés pour mesurer des déformations, collecter les mouvements effectués, déterminer les forces exercées sur la prothèse (figure 2b), mesurer la charge durant les différentes activités, mesurer la température lors de la friction de l'articulation....

De la même façon, une équipe allemande (Graichen *et al.*, 1999), (Graichen *et al.*, 2003) travaille sur les remplacements de hanches, de genoux, de problèmes vertébraux. Comme le montre la figure 2, les prothèses sont instrumentées pour

mesurer la charge durant les différentes activités. A l'intérieur de l'implant prothétique 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 télémetrie et une antenne d'émission.

Au niveau de la colonne vertébrale, la société Theken (Theken, 2004) a créé un disque vertébral avec de la microélectronique intégrée. Ce disque (figure 2c) est une réplique d'un disque naturel, autorisant 6 degrés de liberté et des mouvements élastiques. 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. 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. A l'heure actuelle, en orthopédie, les systèmes miniaturisés in vivo (figure 2) restent au niveau des besoins en mesures. Or le véritable intérêt d'utiliser des systèmes miniaturisés in-vivo (Polla *et al.*, 2000) serait d'apporter des corrections en temps réel 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 d'ajuster la tension des ligaments,...

J. Noailles (Noailles, 1999) a recensé un ensemble d'études expérimentales sur les ligaments du genou, chacun assimilé à un ressort. Il en déduit, la raideur moyenne K (N/mm), la longueur au repos l_g (mm), la déformation moyenne Δl (%) et la puissance moyenne maximale de déformation, qui correspond à la limite de la rupture ligamentaire (tableau 1).

Tableau 1. Puissance utile maximale pour chaque ligament

Ligaments	Raideur K (N/mm)	l_g (mm)	Δl (%)	Puissance (W)
Ligament croisé antérieur	80	30	24	2.9
Ligament croisé postérieur entier	80	40	20	3.2
Ligament interne entier	73	60	14	3
Ligament externe entier	40	50	11	1.1

La puissance admise pour une déformation simple ou courante, c'est-à-dire sur le principe que la marche s'effectue à une fréquence de 1Hz soit un pas par seconde, est d'environ de 10% de la puissance maximale que peut fournir un genou, soit entre 0.5 et 1W.

La figure 3 présente différentes données au niveau du genou lors d'une marche qui s'effectue à une fréquence de 1,8Hz. La courbe EMG représente l'électromyogramme, c'est-à-dire la mesure du potentiel électrique générée par le muscle en activité (Borjian *et al.*, 2008), (Li *et al.*, 2008).

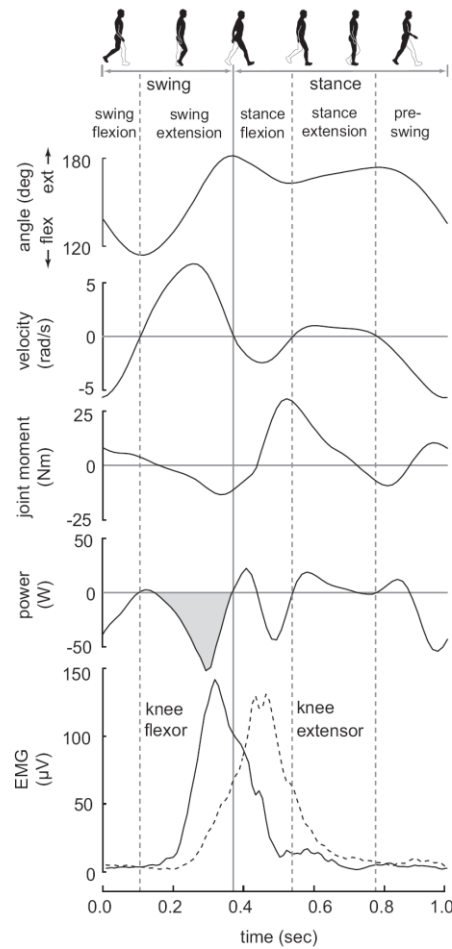


Figure 3. Décomposition de la marche sur un pas (Borjian *et al.*, 2008), (Li *et al.*, 2008)

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 (figure 4).

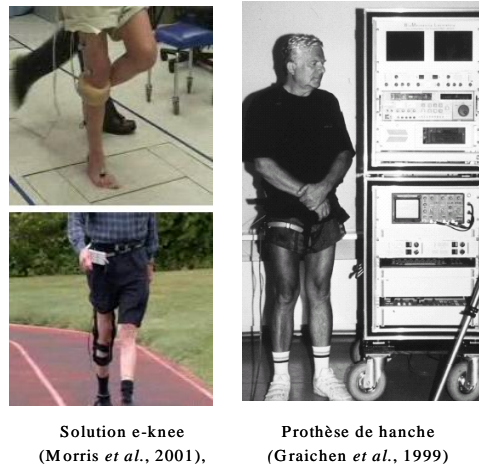


Figure 4. Alimentation de l'électronique par induction

Un générateur interne permettrait de s'affranchir d'un dispositif externe encombrant, tel que les bobines d'induction fixée sur la jambe du patient (Morris *et al.*, 2001), (Li *et al.*, 2008). 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. L'idée de récupérer cette énergie a été considérée par plusieurs chercheurs (Niu *et al.*, 2008), (Khaligh *et al.*, 2008), (Duffy *et al.*, 2004), (Mitcheson *et al.*, 2008).

En récupérer une modeste partie permettrait de générer une énergie utile pour créer des prothèses orthopédiques, adaptatives et autonomes.

A notre connaissance, au niveau orthopédique, peu de systèmes ont été étudiés. Un seul système in-vivo est proposé (figure 5) (Platt *et al.*, 2005). Il concerne la mise en place d'implants générateurs d'énergie où le principe est basé sur l'exploitation de la déformation mécanique des composants piézoélectriques au niveau d'une prothèse du genou.

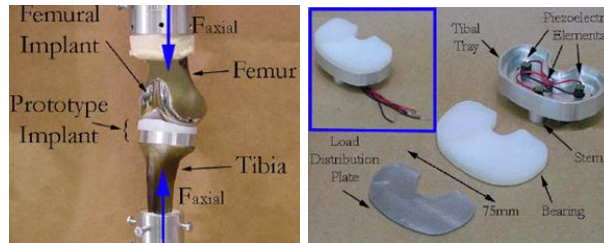


Figure 5. Génération d'énergie à l'aide d'éléments piézoélectriques (Platt et al., 2005)

Nous proposons ici 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 une génération directe, donc sans multiplication mécanique de la vitesse, afin d'augmenter le rendement mécanique. Dans ce cas, il est nécessaire de concevoir une génératrice spéciale c'est à dire à haut rendement malgré une très basse vitesse et un couple relativement élevé. Cette génératrice fonctionnera avec un convertisseur électronique évolué.

2. Principe de fonctionnement

2.1. Aspect mécanique

Comme illustré à la figure 6, le système entièrement clos est mis en mouvement par le genou à travers des forces d'excitation. Un système mécanique s'apparentant à un pendule est placé à l'intérieur de la quille de la prothèse. 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.

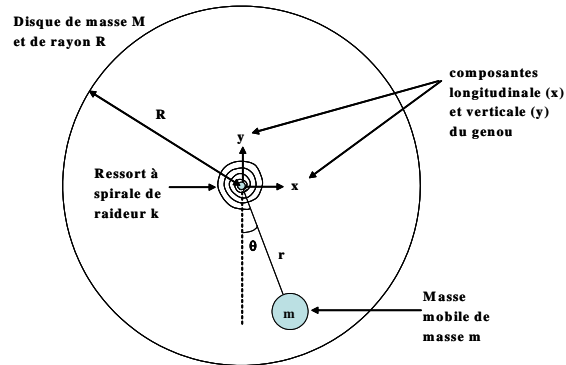


Figure 6. Schéma de principe du système de récupération d'énergie au niveau du genou

2.2. La marche : un mouvement naturel

Comme le montre la figure 7, les composantes x et y , sur la figure 6, correspondent aux composantes longitudinale x (direction de la marche) et verticale y au niveau d'un genou, pour une marche à 5 km/h qui correspond à une marche normale. La composante latérale z n'est pas intéressante dans notre cas.

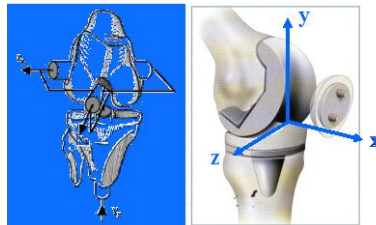


Figure 7. Composantes du genou

Ces composantes vont constituer l'excitation du système.

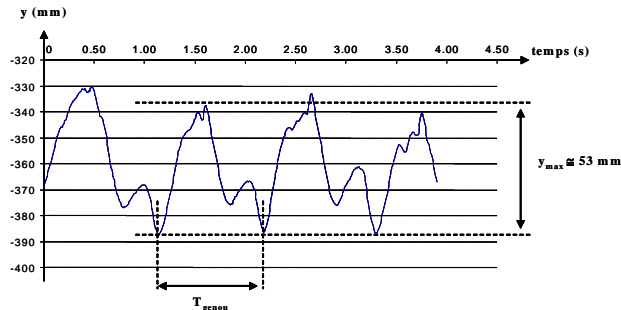


Figure 8. *Mouvement vertical du genou (le référentiel est le bassin)*

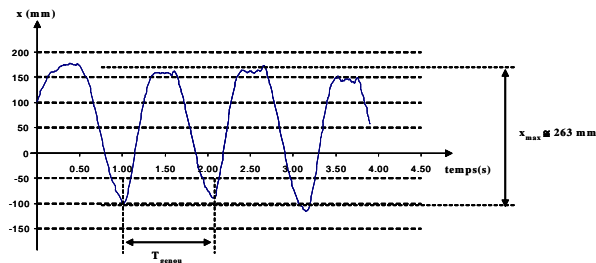


Figure 9. *Mouvement longitudinal du genou (le référentiel est le bassin)*

Nous pouvons constater que les mouvements vertical (figure 8) et longitudinal (figure 9) du genou ont une fréquence de l'ordre de 1 Hz. Cette fréquence 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...). Nous baserons notre étude sur une marche de 5km/h, qui correspond à une marche normale, donc une activité régulière pour tout patient. Notons que monter des escaliers, ou courir, permettra de récupérer toujours plus de puissance qu'une marche normale.

3. Modélisation mécanique du système

La détermination de la puissance électrique récupérée nécessite le calcul des mouvements du système couplé genou et pendule.

Pour cela, nous allons nous baser sur le schéma de la figure 10 pour décrire le système.

Le système 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 autres que la masse mobile. Un ressort à spirale de raideur k (non représenté) ramène le disque à un angle initial θ nul (en l'absence d'autres sollicitations).

Les solides 1 et 2 permettent de prendre en compte les mouvements du genou selon les axes x et y . Soient M_1 et M_2 , les masses respectives de ces solides.

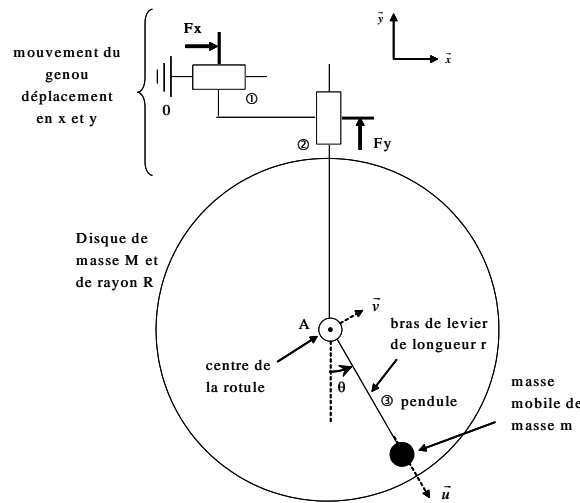


Figure 10. Schéma mécanique

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 en $(0,0)$. 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 (cf. figures 8 et 9), alors le système n'est exprimé qu'avec un seul paramètre : θ

Nous allons écrire les équations de Lagrange afin d'établir l'équation du mouvement de ce système.

Exprimons tout d'abord l'énergie cinétique de l'ensemble des pièces mises en mouvement. L'énergie cinétique du système est constituée de :

- l'énergie de translation du solide 1 :

$$Ec_{1/0} = \frac{1}{2} \cdot M_1 \cdot \dot{x}^2 \quad [1]$$

- l'énergie de translation du solide 2 :

$$Ec_{2/0} = \frac{1}{2} \cdot M_2 \cdot (\dot{x}^2 + \dot{y}^2) \quad [2]$$

- l'énergie de déplacement du pendule $Ec_{3/0}$, elle-même constituée respectivement de l'énergie de translation et de rotation du rotor, et de l'énergie de déplacement de la masse m :

$$Ec_{3/0} = \frac{1}{2} \cdot M \cdot (\dot{x}^2 + \dot{y}^2) + \frac{1}{2} \cdot J \cdot \dot{\theta}^2 + \frac{1}{2} \cdot m \cdot (\dot{x}_m^2 + \dot{y}_m^2) \quad [3]$$

$$\text{avec } J = \frac{1}{2} \cdot M \cdot R^2 \text{ (rotor assimilé à un cylindre plein de rayon } R) \quad [4]$$

$$\text{et } \begin{cases} x_m = x + r \cdot \sin \theta \\ y_m = y - r \cdot \cos \theta \end{cases} \quad [5]$$

Soit l'énergie cinétique totale du système :

$$\begin{aligned} Ec_{\Sigma/0} &= \frac{1}{2} \cdot M_1 \cdot \dot{x}^2 + \frac{1}{2} \cdot M_2 \cdot (\dot{x}^2 + \dot{y}^2) + \\ &\frac{1}{2} \cdot M \cdot (\dot{x}^2 + \dot{y}^2) + \frac{1}{4} \cdot M \cdot R^2 \cdot \dot{\theta}^2 + \\ &\frac{1}{2} \cdot m \cdot \left[(\dot{x} + r \cdot \dot{\theta} \cdot \cos(\theta))^2 + (\dot{y} + r \cdot \dot{\theta} \cdot \sin(\theta))^2 \right] \end{aligned} \quad [6]$$

L'énergie potentielle du système est composée de :

- l'énergie potentielle due à la pesanteur du système :

$$Ep_{\text{pesanteur}} = \frac{1}{2} \cdot (M_1 + M_2 + M) \cdot g \cdot y + m \cdot g \cdot (y - r \cdot \cos \theta) \quad [7]$$

- l'énergie potentielle élastique du ressort :

$$Ep_{\text{ressort}} = \frac{1}{2} \cdot k \cdot \theta^2 \quad [8]$$

Soit une énergie potentielle du système :

$$Ep_{\Sigma/0} = \frac{1}{2} \cdot (M_1 + M_2 + M) \cdot g \cdot y + m \cdot g \cdot (y - r \cdot \cos \theta) + \frac{1}{2} \cdot k \cdot \theta^2 \quad [9]$$

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 (plus précisément de $\dot{\theta}$) et de la charge considérée. Par définition, cette fonction dissipation D est égale à la demi puissance dissipée.

Le couple de charge, noté C , correspond à la conversion mécano-électrique et à la structure du convertisseur électronique.

Nous avons montré (Turri *et al.*, 2003), que quel que soit le cas étudié pour l'ensemble convertisseur-charge (résistance, redresseur à diodes,...), il est intéressant de considérer que la force de Laplace se ramène à un frottement visqueux, pour obtenir une puissance moyenne maximale, c'est à dire que le convertisseur et la charge se comportent comme une résistance (adaptable pour obtenir le fonctionnement optimum).

Si e et i sont respectivement la force électromotrice du générateur et le courant fourni par le générateur, φ le flux totale induit et R la résistance représentant la charge, alors, on peut écrire la puissance instantanée telle que :

$$p(t) = e(t) \cdot i(t) = \frac{e^2(t)}{R} \quad [10]$$

avec
$$e(t) = \frac{d\varphi}{dt} = \frac{d\varphi}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{dt}$$

$e(t) = \beta \cdot \frac{d\theta}{dt}$ avec β une constante telle que $\beta = \frac{d\varphi}{d\theta}$ car la génératrice sera à pôles lisses avec un effort de détente minimum donc le flux ne dépend pas de l'angle de rotation.

Donc si le système convertisseur - charge se comporte comme une résistance, la puissance électrique s'écrit :

$$p(t) = \frac{\beta^2}{R} \cdot \left(\frac{d\theta}{dt} \right)^2 \quad [11]$$

Or, si on considère les pertes nulles, la puissance mécanique est égale à la puissance électrique $p(t) = p_{méca}(t) = C \cdot \frac{d\theta}{dt}$ alors $\frac{\beta^2}{R} \cdot \left(\frac{d\theta}{dt}\right)^2 = C \cdot \frac{d\theta}{dt}$ avec $C = \frac{\beta^2}{R} \cdot \frac{d\theta}{dt}$.

$$\text{Soit } p_{méca}(t) = C \cdot \frac{d\theta}{dt} = \frac{\beta^2}{R} \cdot \left(\frac{d\theta}{dt}\right)^2 \quad [12]$$

En posant $\lambda = \frac{\beta^2}{R}$ la puissance mécanique est une fonction de θ telle que :

$$p_{méca}(t) = \lambda \cdot \dot{\theta}^2 \quad [13]$$

Le 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.

Si l'on impose une charge de type résistive, la fonction dissipation s'écrit :

$$D(\dot{\theta}) = \frac{1}{2} \cdot \lambda \cdot \dot{\theta}^2 \quad [14]$$

Si l'on exprime le Lagrangien L alors :

$$L(\theta) = Ec_{\Sigma/0} - Ep_{\Sigma/0} \quad [15]$$

on obtient l'évolution du système par l'équation suivante

$$-\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) + \frac{\partial L}{\partial q_i} - \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i} = 0 \quad [16]$$

où q_i est θ , seul paramètre du système.

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

$$\left(\frac{1}{2}M \cdot R^2 + m \cdot r^2\right) \cdot \ddot{\theta} + m \cdot r \cdot [\ddot{x} \cdot \cos(\theta) + \ddot{y} \cdot \sin(\theta)] + m \cdot g \cdot r \cdot \sin(\theta) + k \cdot \theta + \lambda \cdot \dot{\theta} = 0 \quad [17]$$

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

Rappelons que les évolutions de x et de y sont imposés. Si nous les avons considérés comme « inconnues », notre système aurait été caractérisé par 3 paramètres : x , y et θ et nous aurions obtenu alors les deux équations suivantes en plus de l'équation précédente [17].

$$\begin{cases} (M_1 + M_2 + m + M) \cdot \ddot{x} + m \cdot r \cdot [\ddot{\theta} \cdot \cos(\theta) - \dot{\theta}^2 \cdot \sin(\theta)] = Fx \\ (M_1 + M_2 + m + M) \cdot (\ddot{y} + g) + m \cdot r \cdot [\ddot{\theta} \cdot \sin(\theta) + \dot{\theta}^2 \cdot \cos(\theta)] = Fy \end{cases} \quad [18]$$

Ces équations ne sont toutefois pas utilisables car nous ne connaissons pas les efforts Fx et Fy générés par les muscles. Aussi, dans toute la suite, nous ne considérerons pas ces deux équations.

4. Potentiel d'un générateur électromécanique résonnant

4.1. Utilité du ressort

Pour pouvoir fonctionner à la résonance à l'aide d'un ressort, et donc récupérer le maximum d'énergie, on se ramène à un pendule simple, sans excitation ($x = 0$ et $y = r$), sans inertie ($M = 0$), sans récupération d'énergie ($\lambda = 0$).

L'intégrale première de l'équation de mouvement, provenant de l'équation $E_{\Sigma/0} = E_{c_{\Sigma/0}} + E_{p_{\Sigma/0}}$ devient :

$$E_{\Sigma/0} = \frac{m \cdot r^2 \cdot \dot{\theta}^2}{2} + m \cdot g \cdot r \cdot (1 - \cos \theta) \quad [19]$$

On retrouve les équations et résultats classiques du pendule simple. Sachant que l'énergie mécanique $E_{\Sigma/0}$ est conservée donc que sa valeur est constante (ou que sa variation est nulle) au cours du temps, on peut écrire :

$$\frac{m \cdot r^2 \cdot \dot{\theta}^2}{2} + m \cdot g \cdot r \cdot (1 - \cos \theta) = \underbrace{m \cdot g \cdot r \cdot (1 - \cos \theta_0)}_{F_0 = \text{cste}} \quad [20]$$

Sachant que la dérivée de l'énergie mécanique doit être nulle, (conservation de l'énergie mécanique), on obtient la pulsation d'oscillation du système ω_0 telle que :

$$\omega_0^2 = \frac{g}{r} \quad [21]$$

Pour entrer en résonance, il faut que la fréquence du système f_0 soit accordée à la fréquence du genou f_{genou} soit 1 Hz, donc il faut un bras de levier r de 25 cm ce qui est aberrant dans une quille de prothèse. Donc, d'ores et déjà, le système ne pourra pas fonctionner à la résonance avec une ressort, et on peut le supprimer, soit $k = 0$.

4.2. Comportement du système sans excitation

Comme Turri (Turri *et al.*, 2003) l'a démontré, pour une fréquence de résonance du système masse donnée, la puissance récupérée augmente toujours avec la fréquence de la marche. Toutefois, comme le montre la figure 11, cette puissance sera toujours inférieure à la puissance obtenue lorsque le système est accordé à la fréquence de la marche.

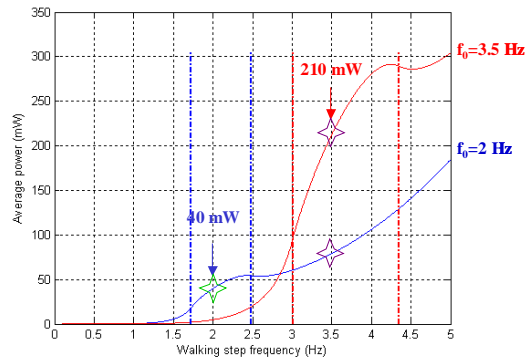


Figure 11. Puissance moyenne pour $f_0 = 2$ Hz et $f_0 = 3.5$ Hz à plusieurs fréquences de marche (Turri *et al.*, 2003)

Or dans notre cas, nous obtenons un système non linéaire. Sans excitation, sans charge et sans ressort, on obtient l'équation suivante :

$$\left(\frac{1}{2} M \cdot R^2 + m \cdot r^2 \right) \cdot \ddot{\theta} + m \cdot g \cdot r \cdot \sin(\theta) = 0 \quad [22]$$

Soit la fréquence théorique du système sous l'hypothèse des petites oscillations :

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{m \cdot g \cdot r}{\frac{1}{2}M \cdot R^2 + m \cdot r^2}} \quad [23]$$

On veut que $\frac{m \cdot g \cdot r}{\frac{1}{2}M \cdot R^2 + m \cdot r^2} = 4 \cdot \pi^2$ pour que le système soit accordé à la

fréquence de la marche de 1 Hz, mais le système étant non linéaire, cela n'est vrai que pour des petites variations de θ .

Donc, afin de comprendre comment le système se comporte en grandes oscillations, nous proposons de déterminer les paramètres géométriques du dispositif qui permettent d'obtenir 1 Hz, sans excitation (donc sans mouvement du genou) et sans charge. L'objectif est que les fréquences d'oscillations réelles $f_{réelle}$ (sans excitation, sans charge) soient accordées à la fréquence de la marche f_{genou} pour obtenir un maximum de puissance.

L'équation 21 permet de déterminer ou de fixer la fréquence théorique f_0 telle que :

$$m \cdot g \cdot r = \omega_0^2 \cdot (0.5 \cdot M \cdot R^2 + \omega_0^2 \cdot m \cdot r^2) \quad [24]$$

Sachant que $r < R$ et $m \ll M$, on fixe par exemple m, r, R et on en déduit M .

Pour une fréquence théorique f_0 , on écarte la masse du mobile de son point de repos et on le lâche. On détermine ensuite $f_{réelle}$ du système à l'aide d'une FFT sur $\theta(t)$. On en déduit des courbes pour chaque fréquence théorique f_0 comme le montre la figure 12.

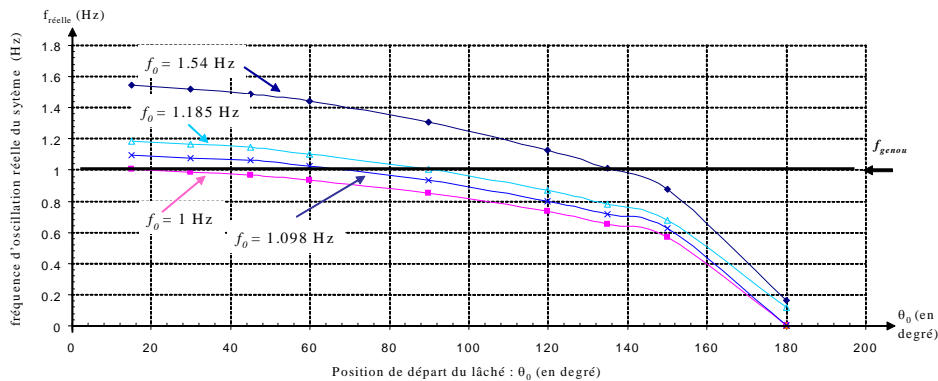


Figure 12. Fréquence d'oscillation du système en fonction de la position de départ du balourd

On remarque que si l'angle θ_0 varie dans de grandes proportions, nous obtenons un système qui n'est plus accordé à la fréquence f_{genou} . Il est donc important de prendre en compte ces résultats.

En effet, pour des systèmes où la fréquence f_0 est de 1 Hz, l'amplitude de l'angle θ fait par la masselotte ne devra pas dépasser 60° (même avec excitation et charge), sinon le système ne sera plus accordé à la fréquence de la marche. A l'inverse, si l'on veut, par exemple, que la masselotte oscille avec une amplitude de 90° , il faudra choisir un système présentant une fréquence $f_{réelle}$ égale à 1 Hz pour un angle θ_0 de 90° (sur la figure 12, il faut $f_0 = 1.185$ Hz).

On remarque également que plus la fréquence f_0 est différente de la fréquence f_{genou} , plus il est difficile d'accorder les deux fréquences sur un angle θ donné.

4.3. 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 que voici.

Pour obtenir la puissance maximale, il faut que :

- la fréquence du dispositif soit accordée à la fréquence de l'excitation ;
- l'amplitude de l'angle θ soit proche de 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° .

4.4. Comportement du système pour une excitation de la marche

La figure 13 représente la forme expérimentale de l'excitation du système, donc du mouvement du genou en deux dimensions.

Les mesures ont été faites avec un système de mouvements optoélectronique Vicon : Des marqueurs réfléchissant l'infrarouge sont positionnés sur des repères anatomiques (ici le genou). Des caméras infrarouges permettent d'obtenir la position de ces marqueurs dans les trois dimensions à partir d'un algorithme de reconstruction 3D (algorithme DLT). A partir de ces mesures, on obtient les courbes de déplacements de membres, on calcule les centres de masse des segments corporels ainsi que les angles aux articulations.

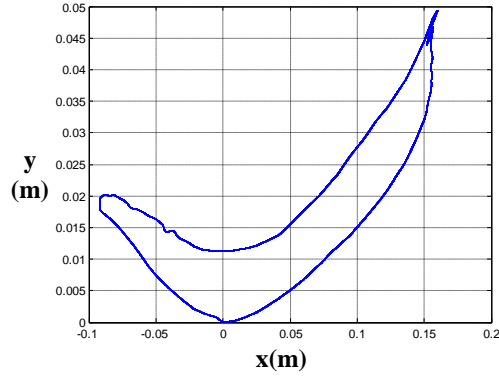


Figure 13. *Mouvement 2D pendant une marche à 5 km/h*

Après avoir réalisé plusieurs simulations (en faisant varier f_0 et donc les dimensions et masse du système, détermination de $f_{réelle}$, tracé de la puissance récupérée en fonction de λ et le temps, détermination la puissance moyenne en fonction de λ et de l'amplitude de l'angle θ), nous avons choisi trois séries de simulation résumant les résultats obtenus. Dans le tableau 2, P_{moy} est la puissance moyenne maximale que l'on peut récupérer en fonction du coefficient de récupération λ_{opt} optimum. Nous indiquons également les dimensions du système simulé, l'excursion maximale que décrit la masse mobile $\theta_{P_{moy}}$, ainsi que le produit mr .

Tableau 2. Résultats de différentes séries de simulation

Série 1	$f_0 \text{ théorique} = 1 \text{ Hz}$ $P_{\text{moy}} = 630.42 \mu\text{W}$ $\theta_{P_{\text{moy}}} = 65^\circ$ $M = 243.5 \text{ g}$ $R = 10 \text{ mm}$ $m = 10 \text{ g}$ $r = 5 \text{ mm}$ $m \cdot r = 5 \cdot 10^{-5}$ $\lambda_{\text{opt}} = 2.6667 \cdot 10^{-5}$
Serie 2	$f_0 \text{ théorique} = 1.185 \text{ Hz}$ $P_{\text{moy}} = 118.42 \mu\text{W}$ $\theta_{P_{\text{moy}}} = 103^\circ$ $M = 50 \text{ g}$ $R = 7 \text{ mm}$ $m = 3.5 \text{ g}$ $r = 2 \text{ mm}$ $m \cdot r = 7 \cdot 10^{-6}$ $\lambda_{\text{opt}} = 1.9167 \cdot 10^{-6}$
Série 3	$f_0 \text{ théorique} = 1.185 \text{ Hz}$ $P_{\text{moy}} = 849.40 \mu\text{W}$ $\theta_{P_{\text{moy}}} = 103^\circ$ $M = 100 \text{ g}$ $R = 13.1 \text{ mm}$ $m = 10 \text{ g}$ $r = 5 \text{ mm}$ $m \cdot r = 5 \cdot 10^{-5}$ $\lambda_{\text{opt}} = 1.3667 \cdot 10^{-5}$

$$\frac{m \cdot r_{\text{serie 1}}}{m \cdot r_{\text{serie 2}}} = 7,14 \text{ et } \frac{P_{\text{moy}}_{\text{serie 1}}}{P_{\text{moy}}_{\text{serie 2}}} = 5,32$$

La figure 14 montre la puissance moyenne en fonction du coefficient de récupération λ pour la série 3. Sur le zoom de cette figure, nous avons représenté λ_{opt} , la valeur optimale de λ qui permet d'obtenir la puissance moyenne maximale.

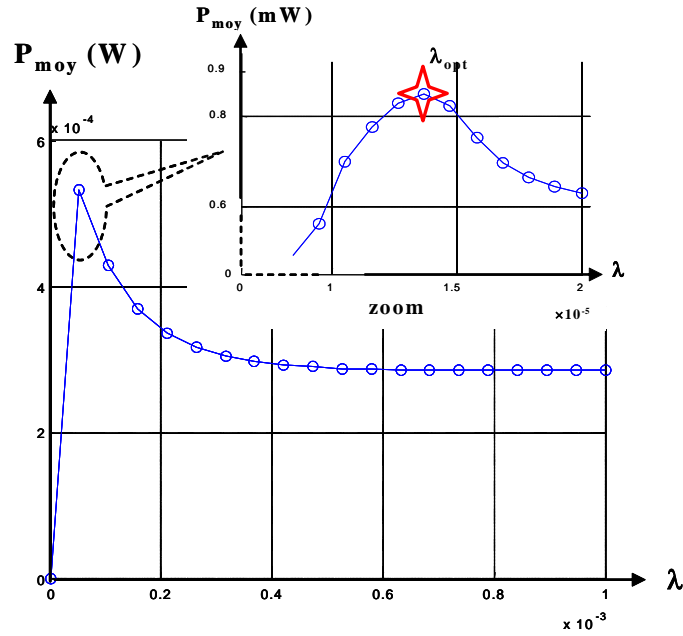
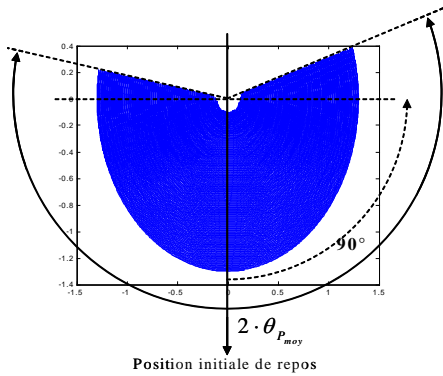


Figure 14. Puissance moyenne en fonction du coefficient de récupération λ (série 3)

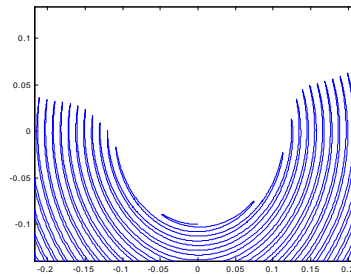
Afin de visualiser la trajectoire de la masselotte, il est nécessaire d'allonger la longueur du bras de levier à chaque pas de temps (figure 15b). Ainsi, la trace laissée par la masselotte à un instant donné ne se superpose pas à celle de l'instant précédent.

Les figures 15a, 15c et 15d montrent le déplacement de la masselotte pour différentes valeurs de λ . Sur la figure 15c, on veut récupérer trop d'énergie donc on la freine beaucoup trop. Dans le cas de la figure 15d, on ne la freine pas assez et donc régulièrement la masselotte fait un tour complet. On remarque que la puissance moyenne récupérée est maximale lorsque la masselotte est proche de 90° .

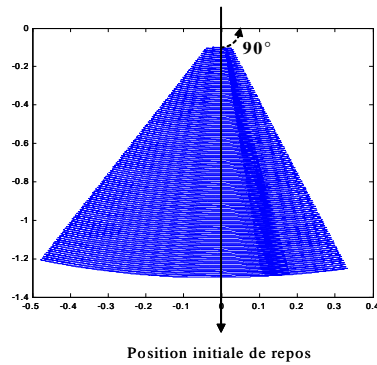


15 a. Tracé du déplacement de la masselotte pour $\lambda = \lambda_{opt}$

$$\lambda_{opt} = 1.3667 \cdot 10^{-5}, P_{moy} = 849.40 \mu W$$

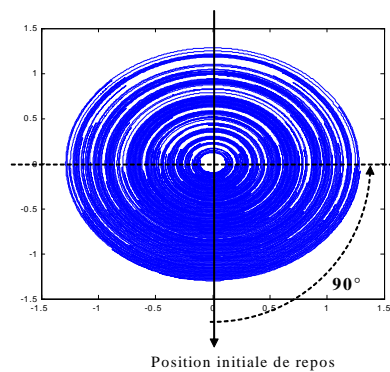


15 b. Zoom de la figure 15 a. (Décalage en x et en y pour pouvoir visualiser le déplacement de la masselotte)



15 c. Tracé du déplacement de la masselotte pour $\lambda > \lambda_{opt}$

$$\lambda = 1.3667 \cdot 10^{-4}, P_{moy} = 388 \mu W$$



15 d. Tracé du déplacement de la masselotte pour $\lambda < \lambda_{opt}$

$$\lambda = 1.3667 \cdot 10^{-6}, P_{moy} = 179 \mu W$$

Figure 15. Déplacement de la masselotte (série 3)

La figure 16 montre que le maximum de puissance récupérée est proche de 90° , mais que pour être plus précis, il sera nécessaire de faire un tracking du point de puissance maximale.

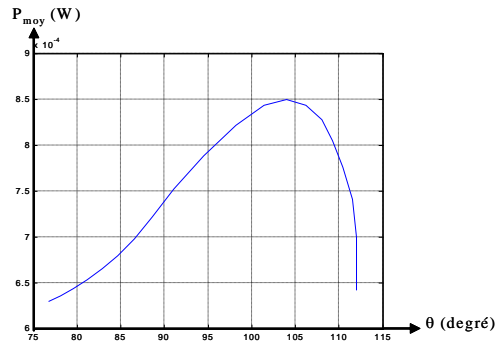


Figure 16. Puissance moyenne en fonction de l'amplitude de l'angle de la masselotte, donc pour différentes valeurs de λ (série 3)

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 si toutes les conditions suivantes ont satisfaites :

- pour une amplitude d'angle θ proche de 90° ;
- avec un produit mr le plus grand possible ;
- 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, donc sur λ pour avoir une puissance la plus grande possible.

De plus, le rapport des produits mr est égal au rapport des puissances moyennes :

$$\frac{m \cdot r_{\text{serie 3}}}{m \cdot r_{\text{serie 2}}} = \frac{P_{moy \text{ - serie 3}}}{P_{moy \text{ - serie 2}}} = 7,14$$

Comme la série 1 n'est pas accordée à la fréquence d'oscillation de la marche à 90° , on ne retrouve pas le rapport des produits mr entre la série 1 et la série 2 :

La simulation présentée sur la figure 17, a été réalisée avec une masse du balancier m de 10 g, un rayon du bras de levier r de 5 mm et un rotor de diamètre extérieur R de 13.1 mm pour une masse totale M de 100 g (série 3). Nous pouvons récupérer une puissance moyenne de $849.40 \mu\text{W}$ pour un coefficient λ de $1.3667 \cdot 10^{-5}$. La puissance crête est égale à 2.5 mW (figure 16).

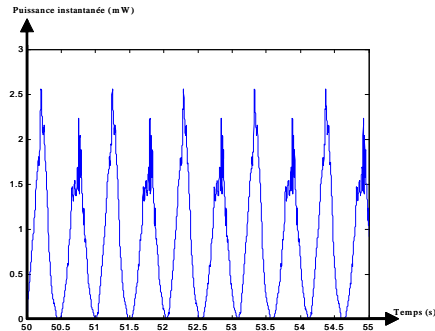


Figure 17. *Puissance instantanée*

4.5. Conclusion

La puissance mécanique que l'on peut récupérer d'un système résonnant à une fréquence proche de son excitation dépend évidemment de la masse m et de la longueur de tige r du pendule. Elle est maximale quand l'amplitude d'oscillation est voisine de 90° .

5. Conception du générateur

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 en figure 18. Il s'agit ici d'une solution parmi d'autres et dans laquelle la machine est directement intégrée au système pendulaire et donc constitue une partie de la masse du balancier.

Le rotor 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 (Parsa, 2008).

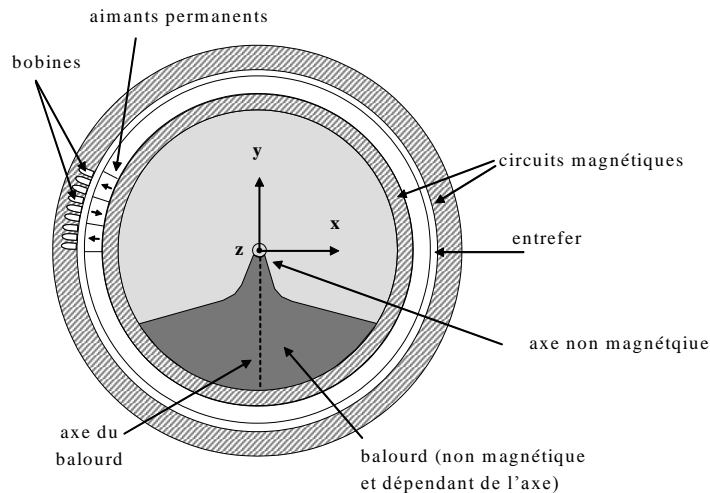


Figure 18. Schéma simplifié du générateur

Dans le dimensionnement du générateur, il faudra tenir compte de l'équation 24 qui lie ω_b , 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 soit pas aberrantes. Il est donc nécessaire de faire des compromis entre dimensionnements, puissance récupérée.

6. Conclusions et perspectives

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, mais dépendra des contraintes mécaniques de la prothèse (diamètre et masse du rotor), mais également si l'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.

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 les performances 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 19. Nous espérons que ce système nous délivrera une puissance bien supérieure à l'étude menée jusque là.

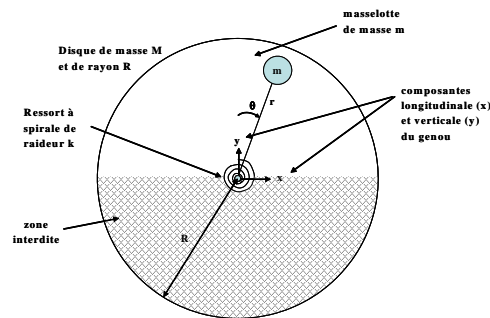


Figure 19. Schéma de principe du système de récupération d'énergie au niveau du genou avec masse mobile en déséquilibre

Cette étude n'est que la première phase d'un projet en cours où l'on cherche à déterminer quel type de générateur électromécanique sera le mieux adapté sur le plan de la 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.

Remerciements : Nous tenons à remercier M. B. Multon, H. Ben Ahmed et D. Miller de l'ENS de Cachan, Antenne de Bretagne pour leur conseil concernant la mise en équation du système, ainsi que M. A. Poulhalec de l'ENSIETA à Brest pour sa relecture des équations mécaniques et ses corrections.

7. Bibliographie

Bergmann G., Graichen F., Siraky J., Jendrynski H., Rohlmann A., « Multichannel strain gauge telemetry for orthopedic implants », *Journal of Biomechanics*, vol. 21 no 2, 1988, pp 169-178.

- Borjian R., Lim J., Khamesee M.B. and Melek W., « The design of an intelligent mechanical active prosthetic knee », in *Proceedings of the IEEE IECON'08*, pp. 3016-3021, Orlando (USA), November 2008.
- Duffy M., Carroll D., « Electromagnetic generators for power harvesting », *Proceedings of the IEEE PESC'04*, vol. 3, pp. 2075-2081, Aachen (Germany), June 2004.
- Espehaug B., Furnes O., Havelin L.I., Engesaeter L.B., Vollset S.E., « 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.
- Furnes O., Espehaug B., Lie S.A., Vollset S.E., Engesaeter L.B., Havelin L.I., « 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.
- Graichen F., Bergmann G., Rohlmann A., « Hip endoprosthesis for in-vivo measurement of joint force and temperature », *Journal of Biomechanics*, vol. 32, 1999, pp 1113- 1117.
- Graichen F., Rohlmann A., Bergmann G., « In vivo load measurements with instrumented orthopaedic implants », 17th International Symposium on Biotelemetry, Australia 2003.
- Khaligh A., Zeng P., Wu W., Xu Y., « A hybrid energy scavenging topology for human-powered mobile electronics », *Proceedings of the IEEE IECON'08*, pp. 448-453, Orlando (USA), November 2008.
- Li Q., Naing V., Hoffer J.A., Weber D.J., Kuo A.D., Donelan J.M., « Biomechanical energy harvesting: Apparatus and method », *Proceedings of the IEEE ICRA '08*, pp. 3672-3677, Pasadena (USA), May 2008.
- Mendenhall S., Editorial, « Orthopaedic network news », vol. 11, no. 1, 2000, p. 7.
- Mitcheson P.D., Yeatman E.M., Rao G.K., Holmes A.S., Green T.C., « Energy harvesting from human and machine motion for wireless electronic devices », *Proceedings of the IEEE*, vol. 96, n°9, pp. 1457-1486, September 2008.
- Morris B.A, D'Lima D.D., Slamin J., Kovacevic N., Arms S.W., Townsend C.P., Jr Colwell C.W., « E-Knee: Evolution of the Electronic Knee Prosthesis: Telemetry technology development », *Journal of Bone and Joint Surgery Am*, vol. 83-A, supply 2, 2001, pp 62-66.
- Niu P., Chapman P., DiBerardino L., Hsiao-Wecksler E., « Design and optimization of a biomechanical energy harvesting device », *Proceedings of the IEEE PESC'08*, pp. 4062-4069, Rhodes (Greece), June 2008.
- Noailles J., Modélisations éléments finis de l'articulation du genou, Thèse de doctorat, laboratoire de biomécanique, Ecole nationale Supérieure d'Arts et Métiers (ENSAM) - Paris, France, 1999.
- Parsa L., Hao L., « Interior permanent magnet motors with reduced torque pulsation », *IEEE Trans. Industrial Electronics*, vol. 55, n°2, pp. 602-609, February 2008

- Platt S.R., Farritor S., Haider H., « On low-frequency electric power generation with piezoelectric ceramics », *IEEE/ASME*, vol 10, no. 2, 2005, pp. 240–252.
- Platt S.R., Farritor S., Garvin K., Haider H., « The use of piezoelectric ceramics for electric power generation within orthopaedic implants », *IEEE ASME Transaction on Mechatronics*, vol. 10, no 4, 2005, pp. 445-461.
- Polla D.L., Erdman A.G., Robbins W.P., markus D.T., Diaz-Diaz J., Rizq R., Nam Y., Brickner H.T., « Microdevices in Medicine », *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 2, 2000, pp. 551-576.
- Ritter M.A., « Direct Compression Molded Polyethylene For Total Hip and Knee Replacements », *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 393:94-100, 2001.
- Taylor S.J.G., Walker P.S., « Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities », *Journal of Biomechanics*, vol. 34, 2001, pp. 839-848.
- Theken Edisk, « *Artificial disc prosthesis* ». Brevet WO/2004/089240
- Townsend C.P., Steven S.W., Hamel M.J., « Remotely powered, multichannel, microprocessor based telemetry systems for a smart implantable total knee implant », *SPIE's 6th Annual ICSSM*, Newport Beach, 1999.
- Turri S., Miller D., Multon B., Ben Ahmed H., « Design of an electromechanical portable system using human body movement for electricity generation », European Conference on Power Electronics and Applications - EPE 2003.