

Conception d'un actionneur d'assistance circulatoire

Abdelhakim SAHNOUNE^{1,2}, Maya HAGE HASSAN¹, Guillaume KREBS¹, Philippe DESSANTE¹, Claude MARCHAND¹, Olaf MERCIER², Julien GUIHAIRE²

¹ Université Paris-Saclay, CentraleSupélec, CNRS, Laboratoire de Génie Electrique et Electronique de Paris, 91192, Gif-sur-Yvette, France
Sorbonne Université, CNRS, Laboratoire de Génie Electrique et Electronique de Paris, 75252, Paris, France

² Hôpital Marie Lannelongue, Unité de Recherche Préclinique, RHU Bio Art Lung 2020,
133 Avenue de la Résistance, 92350 Le Plessis-Robinson, France

RESUME - Un des objectifs majeurs du projet ANR RHU BIOART-LUNG 2020 porté par l'hôpital Marie Lannelongue est le développement d'un poumon artificiel extracorporel d'encombrement et de masse réduits. La pompe d'assistance circulatoire est un des éléments clé constitutif du système. Cette pompe, de type centrifuge, a pour rôle d'assurer la circulation du sang et son moteur fait l'objet de ce travail. Dans cet article un état de l'art des pompes d'assistance circulatoire ainsi que de leurs moteurs électriques est d'abord présenté ainsi qu'une brève définition de l'assistance circulatoire. Le cahier des charges de notre machine est ensuite donné puis un premier dimensionnement à l'aide d'un plan d'expériences est proposé. La structure retenue, qui servira de référence pour les travaux futurs, est caractérisée à l'aide de la méthode des éléments finis.

Mots-clés — Actionneurs électriques, modélisation, plan d'expériences, pompes d'assistance circulatoire, organe artificiel, Circulation extracorporelle.

1. INTRODUCTION

De nombreux patients qui souffrent d'insuffisance cardiaque ou respiratoire ne sont pas éligibles à une transplantation cardio-pulmonaire parce qu'ils sont trop âgés ou trop fragiles. Les organes artificiels représentent une alternative pour pallier ces déficiences d'organe réfractaires au traitement médical. Il n'existe à ce jour aucun poumon artificiel permettant de pallier la fonction respiratoire pendant plusieurs semaines en attendant une transplantation. Le poumon artificiel développé dans le projet ANR RHU BioArt Lung 2020 devrait apporter une solution de support pour les patients souffrant d'insuffisance respiratoire chronique.

Dans ce projet, une pompe de marque XENIOS DP3 (illustrée en Fig. 1) est utilisée conjointement avec une membrane d'oxygénation extracorporelle (ECMO). Cette pompe est constituée d'une tête jetable munie d'une turbine et d'un moteur électrique couplé magnétiquement à la turbine via un arbre et un disque aimanté. La turbine comporte un anneau aimanté (partie noire sur la Fig. 2) avec 4 pôles. La rotation du moteur entraîne le premier disque et ce dernier met en mouvement la turbine.

Ce dispositif, tout à fait fonctionnel, comporte un certain nombre d'inconvénients comme sa masse (1.67 kg), le bruit acoustique généré et son faible rendement. L'objectif des travaux est de concevoir un ensemble machine électrique et sa commande associée, suffisamment compact et énergétiquement efficace de manière à rendre transportable le poumon artificiel.

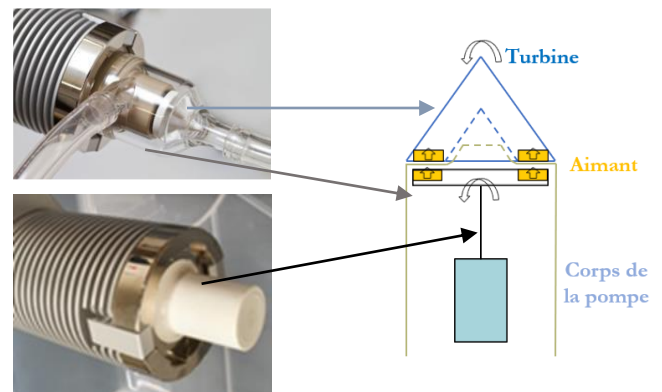


Fig. 1. Pompe XENIOS DP3 (à gauche), schéma en coupe de la pompe (à droite).



Fig. 2. Tête de pompe XENIOS DP3 (à gauche), turbine de la pompe (au centre et à droite).

La suite de l'article s'organise comme suit ; dans la partie 2, une brève présentation des systèmes d'assistance circulatoire est évoquée. Un résumé sur l'état de l'art des actionneurs électromagnétiques utilisés en assistance circulatoire est donné. Le prédimensionnement d'une première structure de machine à flux radial est présenté en début de partie 4. Une étude paramétrique basée sur un plan d'expérience est présentée afin d'aboutir à une machine respectant le cahier des charges. Les résultats du plan ainsi que la caractérisation de la structure sont illustrés en fin de partie 3. Enfin, une conclusion et des perspectives des futurs travaux concluent l'article

2. DISPOSITIFS D'ASSISTANCE CIRCULATOIRE

Le développement des premières assistances circulatoires et en particulier de la circulation extra-corporelle (CEC) a permis l'essor de la chirurgie cardiaque à la fin des années 1950. Afin de pallier une défaillance cardiaque post-opératoire réfractaire,

les premiers dispositifs d'assistance circulatoire de courte durée ont été développés et appliqués en pratique clinique dans les années 1960, par exemple lors de l'attente de récupération du cœur natif. La première implantation d'une assistance fut réalisée par M. DeBakey en 1963 [1]. Différents programmes au cours des années 1970 et 1980 aboutirent au développement de pompes d'assistance circulatoire de longue durée telles que les assistances monos ventriculaires gauches Novacor et HeartMate [2].

L'assistance circulatoire, permet de suppléer la fonction assurée par le cœur en cas d'insuffisance. Son but est d'assurer une aide, selon les cas, au ventricule gauche ou aux 2 ventricules (assistances mono ou bi-ventriculaires), ou de remplacer totalement le travail du cœur (cœur artificiel total). Dans la plupart des cas, l'assistance circulatoire est implantée en parallèle du cœur natif, lequel est laissé en place. Il s'agit le plus souvent d'une assistance ventriculaire gauche [3] (Fig. 3). Un dispositif d'assistance circulatoire comprend les éléments suivants [1] :

- Une pompe intra ou extracorporelle;
- Des canules d'admission et d'éjection;
- Une console extracorporelle, qui commande la pompe;
- Des sources d'alimentation énergétique.

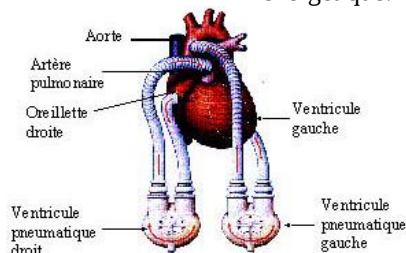


Fig. 3. Schéma d'implantation d'une assistance biventriculaire avec ventricules pneumatiques extracorporels [1].

Les pompes cardiaques sont classées en deux grandes catégories (Fig. 4) : les pompes volumétriques et les pompes rotatives.

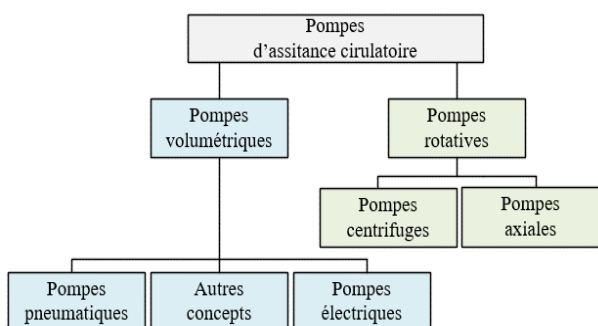


Fig. 4. Classification des pompes utilisées en assistance circulatoire.

Une pompe volumétrique est constituée d'un réservoir qui se comprime et se détend sous l'influence d'une pression. Cette pression peut être apportée par injection d'air comprimée, par un liquide ou par un actionneur électromagnétique.

Les pompes rotatives sont des pompes non occlusives. Elles peuvent être classées en 2 catégories : les pompes centrifuges, utilisées depuis de nombreuses années pour la circulation extracorporelle (CEC) ou les supports circulatoires de courte durée (Oxygénation par membrane extracorporelle ECMO), et les pompes axiales d'utilisation plus récentes.

Actuellement, les pompes rotatives sont les plus utilisées car moins encombrantes que les pompes volumétriques. Les avancées techniques ont permis une miniaturisation poussée de ce type de pompe ; elles ne pèsent désormais qu'une centaine de grammes et peuvent être implantées en intracorporel directement sur le cœur du patient. Silencieuses mais complexes, ces pompes assurent un flux continu avec un risque d'hémolyse élevé [3]. Dans le tableau ci-dessous une comparaison entre les deux pompes cardiaques est proposée.

Tableau 1. Comparatif des pompes d'assistance circulatoire.

Pompes cardiaques	Avantages	Inconvénients
Pompes volumétriques	Conception Robustesse Débit très élevé Flux pulsatile	Encombrement Thrombose
Pompes rotatives	Silencieuse Miniaturisation Masse	Complexité Flux continu Hémolyse

Le domaine des pompes cardiaques fait l'objet de nombreuses recherches et améliorations. Actuellement, les pompes cardiaques utilisées sont des pompes de quatrième génération. Des pompes de cinquième génération, plus légères et plus performantes font l'objet des prochaines innovations. La Fig. 5 montre l'évolution des générations des pompes utilisées en assistance circulatoire.



Fig. 5. Les différentes générations de pompes d'assistance circulatoire [4].

3. LES ACTIONNEURS ELECTRIQUES POUR L'ASSISTANCE CIRCULATOIRE

À partir de la fin des années 90, des équipes de recherche ont commencé à développer un système de pompe à sang rotatif entièrement implantable [5], comme la pompe centrifuge gyroscopique extracorporelle PI 601 ainsi que sa version implantable en titane la PI 710 décrite en Fig. 6. Ces pompes ont démontré leurs performances médicales [6-8].

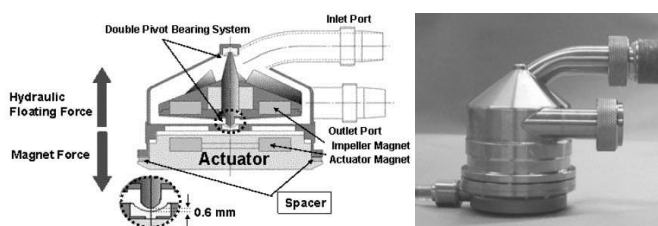


Fig. 6. Un dessin en coupe de la pompe PI 710. [8]

Quelques années plus tard, Asama et al [9-11] ont développé une pompe centrifuge à lévitation magnétique illustrée en Fig. 7, composée d'un stator sans noyau et d'une matrice d'aimants en configuration Halbach au rotor. La lévitation est assurée par un palier magnétique radial avec un contrôle actif à deux degrés de liberté [11]. Ce dernier garantit une bonne stabilité de lévitation mais au détriment de la masse et de l'encombrement. Cependant, le faible débit (4,5 L/min) obtenu s'est révélé insuffisant en pratique.

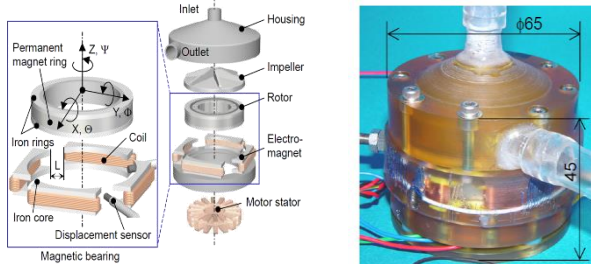


Fig. 7. Palier magnétique et pompe à sang centrifuge proposés (à droite). Prototype fabriqué (à gauche) [10-11].

Afin d'éviter les problèmes inhérents à l'axe de rotation dans les pompes rotatives, il a été conçu un certain nombre de pompes à suspension magnétique. Une pompe centrifuge à lévitation magnétique est présentée en Fig. 8. Ce dispositif intègre un palier magnétique innovant et un moteur auto portant développé initialement par [9-11][12].

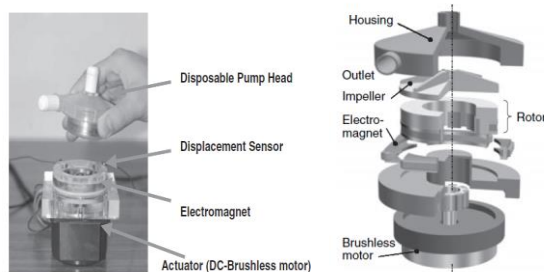


Fig. 8. Prototype de la pompe centrifuge MagLev (à gauche), schéma de sa structure (à droite) [13-14].

Dans un objectif d'assistance ventriculaire à long terme, un autre type de pompe, centrifuge implantable, a été développé pour augmenter le débit tout en garantissant la stabilité du dispositif [15]. À cette fin, deux structures de moteurs ont été comparées : une à 4 pôles magnétiques (moteur A) et une autre à 8 pôles magnétiques (moteur B) et ce pour différents entrefers (Fig. 9).

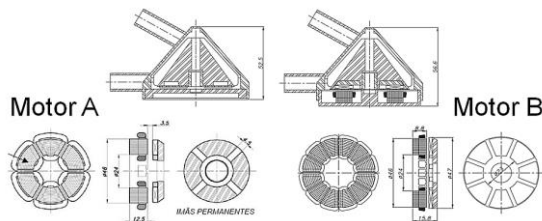


Fig. 9. Moteurs à flux axial, moteur A (2 paires de pôles) , moteur B (4 paires de pôles) [15].

Ces études ont montré que la configuration à 4 pôles magnétiques constituait une option pertinente en raison de la moindre influence de la variation d'entrefer sur les performances du moteur. En revanche, la consommation énergétique est un peu plus élevée en comparaison avec le moteur à 8 pôles magnétiques.

La plupart des machines électriques trouvées dans la littérature sont des machines à flux axial. Elles se prêtent bien à des encombrements réduits en longueur. Le plus souvent en configurations stator + rotor seul, elles sont donc plus compactes mais au détriment des efforts axiaux supportés par le guidage. Elles utilisent de manière quasi-exclusive des aimants permanents de type terre rare et sont généralement commandées comme les moteurs *DC-Brushless* classiques.

4. DIMENSIONNEMENT DE L'ACTIONNEUR

4.1. Cahier des charges de l'actionneur

Dans le cadre de la mise en place d'une circulation sanguine extracorporelle vers un poumon artificiel portable, un débit de 2 L/min doit être assuré sur une gamme étendue de pertes de charge (longueur des canules, oxygénateur du poumon artificiel) comprise entre 0 et 300 mmHg.

La tête de pompe décrite en Fig. 2 est un dispositif homologué ; son diamètre extérieur est contraint à 25 mm. Afin de ne pas dénaturer le sang, la température extérieure critique ne doit pas dépasser 42°C.

La batterie qui alimentera le dispositif délivre un courant maximum de 10 A pour une tension de 12.6 V.

Il faut également respecter une plage de vitesse de rotation. À haute vitesse (> 10 000 tour/min) il y a un risque d'hémolyse c'est-à-dire de destruction des cellules sanguines, tandis qu'à basse vitesse (vitesse pour laquelle le débit sanguin est inférieur à 1 L/min) l'activation de la coagulation sanguine engendrerait une thrombose et ses risques associés d'embolie.

Tableau 2. Résumé du cahier des charges de l'actionneur.

Paramètres	Valeur
Débit	2 L/min -2.5 L/min
Vitesse	2 000 tour/min - 10 000 tour/min
Diamètre extérieur	25 mm
Longueur	65 mm
Couple	20 mNm
Tension	V < 12 V
Courant	I < 10 A
Direction flux	Unidirectionnel

4.2. Structure étudiée

Le moteur électrique à concevoir doit être donc compact (adapté à la tête de pompe), robuste, présentant de bonnes performances énergétiques (rendement, facteur de puissance) tout en respectant les niveaux de tension et de courant délivrés par sa batterie d'alimentation. L'élévation de température devra être maîtrisée afin de ne pas trop élever la température sanguine.

Pour des raisons de confidentialité et afin de présenter la démarche de prédimensionnement, la structure retenue est une machine à flux radial présentée sur la Fig. 10. La simplicité de cette machine, permet d'aboutir rapidement à une machine de référence. Cette dernière pourra être également prototypée afin de mettre en évidence des difficultés techniques liées aux machines de petites tailles. La machine comporte des aimants en surface formant deux paires de pôles. La structure modélisée est à bobinage distribué sur 12 encoches.

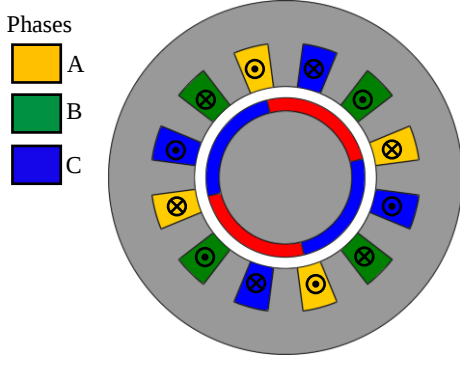


Fig. 10. Représentation de la structure à flux radial.

La méthodologie adoptée permettant d'aboutir à une structure respectant les contraintes imposées va être décrite dans la section qui suit. Dans le but d'étudier plusieurs structures, on a choisi de mettre en place une méthode basée sur les plans d'expériences qui permet d'analyser l'effet des variables (dimensions, géométriques) sur les sorties : les objectifs (couple, masse, rendement) et les contraintes (densité de courant, niveau de tension).

4.3. Etude paramétrique

Il existe plusieurs types de plans d'expériences parmi lesquels on a choisi les plans factoriels complets [16]. Ces plans sont simples à mettre en place et permettent de calculer les effets et les interactions entre les variables. Les plans factoriels complets sont obtenus par combinaison de tous les niveaux des variables (facteurs) considérés. Ainsi, pour m facteurs à n niveaux chacun, le nombre d'expériences est

$$N_{exp} = n^m \quad (1)$$

Le domaine de variation d'un facteur est limité entre une borne inférieure et une borne supérieure. Les intervalles de variations seront compris entre -1 (niveau bas) et +1 (niveau haut).

Le diamètre externe de la machine et la longueur sont fixés à 25 mm et 50 mm respectivement. Ainsi 4 variables géométriques (voir Fig. 11) ont été définies par rapport à cette grandeur : le rayon de la culasse statorique $R_{culasse}$, le rayon des dents statorique R_{dent} ainsi que R_{aimant} qui correspond au rayon des aimants.

$$\begin{aligned} R_{culasse} &= \alpha_{culasse} R_{ext} \\ R_{dent} &= \alpha_{dent} R_{culasse} \\ R_{aimant} &= \alpha_{aimant} R_{dent} \end{aligned} \quad (2)$$

Le coefficient permettant le calcul de l'angle d'ouverture δ des dents statoriques est noté $\alpha_{ouvdent}$ et correspond à la quatrième variable :

$$\delta = \alpha_{ouvdent} \frac{2\pi}{N_e} \quad (3)$$

Avec $N_e = 12$ le nombre d'encoches.

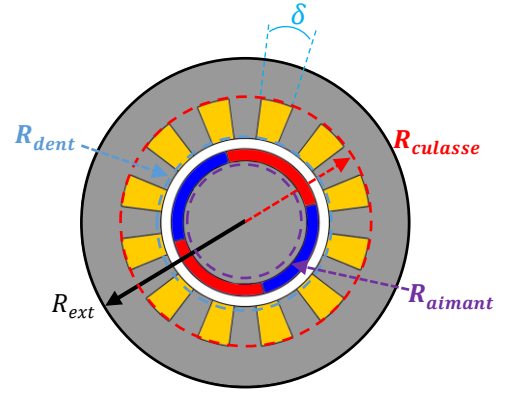


Fig. 11. Variables utilisées dans le plan d'expériences

Les intervalles de variation ont été choisis de façon à garantir la faisabilité de la machine et le respect du cahier des charges. Ils sont les suivants :

$$\begin{aligned} \alpha_{culasse} &\in [0.6, 0.85] \\ \alpha_{dent} &\in [0.4, 0.7] \\ \alpha_{aimant} &\in [0.3, 0.9] \\ \alpha_{ouvdent} &\in [0.4, 0.6] \end{aligned} \quad (4)$$

Chacune des variables est définie sur 4 niveaux situés dans un intervalle centré réduit donné par : $\{-1; -0.5; 0.5; 1\}$.

Les résultats du plan sont donnés sur les Fig. 12 à 14. Afin de réduire le temps de calcul, le couple moyen en charge est déterminé par la moyenne sur quatre points de calcul [17] (eq. (5)), la tension est déterminée par l'équation (6).

$$\Gamma = \frac{1}{4} (\Gamma_0 + \Gamma_{\pi/12} + \Gamma_{\pi/6} + \Gamma_{\pi/4}) \quad (5)$$

$$v(t) = L \frac{d\varphi(t)}{dt} + R_{ph} i(t) + E \quad (6)$$

Avec Γ_i : le couple sur un point de calcul avec $i = \{0, \frac{\pi}{12}, \frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{4}\}$, L , φ , R_{ph} , i , E : représentent respectivement l'inductance cyclique, le flux magnétique, la résistance d'une phase, le courant de phase et la force électromotrice à vide.

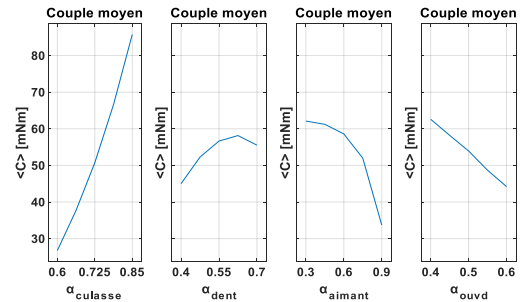


Fig. 12. Résultats du plan d'expériences pour le couple moyen.

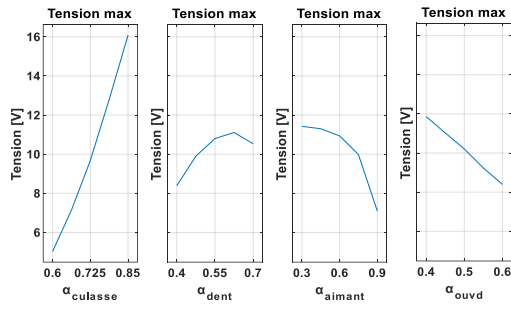


Fig. 13. Résultats du plan d'expériences pour la tension.

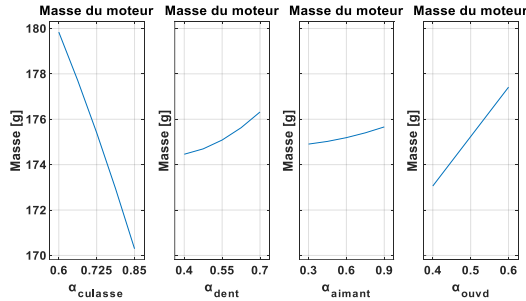


Fig. 14. Résultats du plan d'expériences pour la masse totale du moteur.

D'après la Fig. 12, la variable qui influe le plus sur le couple moyen est $\alpha_{culasse}$. Le maximum en couple est obtenu pour $\alpha_{culasse} = 0.85$. Cependant, une augmentation de $\alpha_{culasse}$ engendre une élévation problématique de la tension au-dessus de la valeur délivrée par la batterie. Etant donné que le volume de la machine est quasiment fixé, les variables influencent peu la variation de la masse. On constate une variation de 10 g sur l'ensemble de la plage de définition (Fig. 14).

Un compromis est fait entre la maximisation du couple et la minimisation de la tension. La structure sélectionnée est donnée sur la Fig. 15, et ses dimensions sont données dans le Tableau 3.

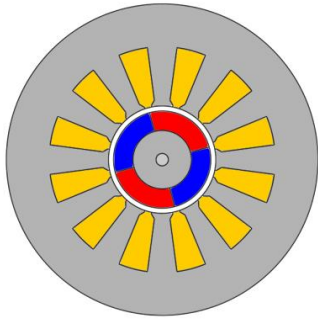


Fig. 15. Structure retenue après étude du plan d'expérience.

Tableau 3. Géométrie de la structure du plan d'expérience

Caractéristiques	Valeur
Rayon extérieur : R_{ext}	12.5 mm
Epaisseur de culasse : $E_{culasse}$	3.44 mm
Hauteur de dent : H_{dent}	4.75 mm
Entrefer : e	0.4 mm
Epaisseur aimants : E_{aimant}	1.56 mm
Vitesse de rotation : N	5 000 tour/min
Nombre de spires : N_s	23
Angle d'ouverture d'encoches : δ	$0.5 \frac{2\pi}{N_e} \text{ rad}$
Angle des aimants : θ	$\frac{\pi}{p} \text{ rad}$

Afin de vérifier les performances électromagnétiques souhaitées, une série de validations par éléments finis ont été mises en œuvre.

4.4. Résultats

Des calculs à vide (Fig. 16 et Fig. 17) ont d'abord été effectués.

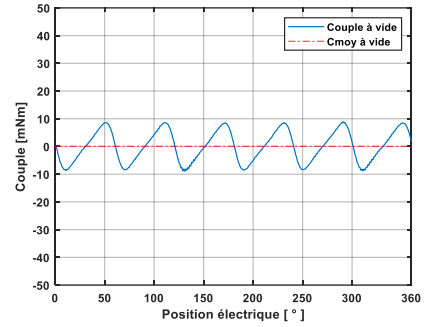


Fig. 16. Couple de détente.

L'amplitude des ondulations de couple reste acceptable et ne devraient, a priori, pas poser de problème du point de vue vibration de l'ensemble de la pompe.

Le flux ainsi que les forces électromotrices dus aux aimants seuls dans l'entrefer sont donnés sur les Fig. 17 et Fig. 18. La vitesse étant considérée constante et égale à 5 000 tour/min. La machine est positionnée à flux maximum au départ.

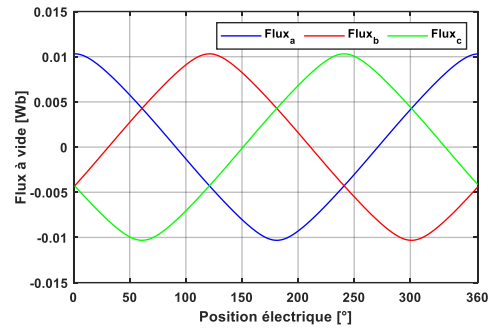


Fig. 17. Allure du flux de la machine.

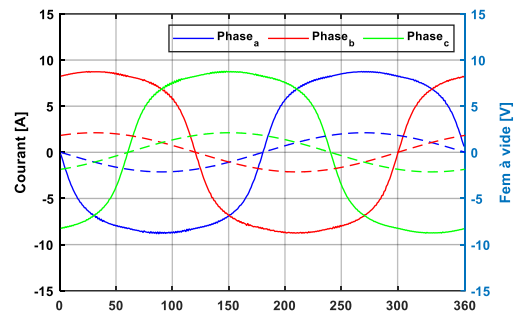


Fig. 18. Allure de la Fem à vide en phase avec le courant.

Le couple en charge maximum (calculé à l'aide du tenseur de Maxwell) que peut délivrer la machine est donné sur la Fig. 19. Les courants injectés sinusoïdaux ont une valeur efficace $I_{eff} = 2.6 \text{ A}$. Le choix de cette valeur est conditionné par la batterie. En charge, la tension maximale imposée par le cahier des charges n'est pas dépassée (9.24 V).

La machine est capable de fournir un couple en charge d'une valeur moyenne de 60.9 mN. L'ondulation de couple est estimée à 20% du couple en charge.

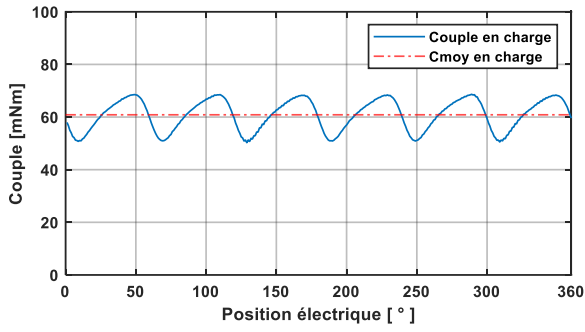


Fig. 19. Couples en charge et moyen de la machine.

Le calcul des pertes par effet Joule est réalisé en utilisant la résistance par phase R_{ph} et la valeur efficace du courant I_{eff} . On obtient :

$$P_{Cu} = 3R_{ph}I_{eff}^2 \quad (7)$$

Le modèle de calcul des pertes fer utilisé [18] est donné dans l'équation (8). Ce modèle inclut les pertes par hystérésis, les pertes par courants de Foucault et les pertes supplémentaires.

$$\begin{aligned} P_h &= \alpha f B_p^x \\ P_e &= e f^{1,5} B_p^{1,5} \\ P_{ec} &= b f^2 B_p^2 \\ P_{Fer} &= \sum P_h + P_e + P_{ec} \end{aligned} \quad (8)$$

Où B_p est la valeur crête de l'induction magnétique. f est la fréquence de l'induction magnétique. Les coefficients α, b, e, x : identifiés en utilisant des données fournies par les constructeurs. Le rendement défini par l'équation 9 est approximé à 91.4 %. La masse de la machine vaut approximativement 175 g.

$$\eta = \frac{P_u}{P_u + \sum P_{pertes}} \quad (9)$$

5. CONCLUSIONS

L'étude bibliographique sur les actionneurs d'assistance circulatoire est détaillée suivi par un résumé des actionneurs électriques utilisés en assistance circulatoire. Pour le développement d'un poumon artificiel portatif dans le cadre de notre étude, un premier moteur électrique est proposé. Son prédimensionnement est réalisé grâce à la méthode des plans d'expériences. Les futurs travaux consisteront à l'optimisation d'une structure innovante d'actionneur et sa caractérisation dans le but d'un prototypage.

6. REMERCIEMENTS

Ce travail est soutenu par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) dans le cadre du deuxième « Programme d'Investissements d'Avenir » Référence : ANR-15-RHUS-0002.

7. REFERENCES

- [1] P. Leprince, « Conception et modélisation d'actionneurs électroactifs innovants pour l'assistance circulatoire », in Thèse de doctorat de l'institut national polytechnique de Toulouse, 2005.
- [2] P. Leprince et al., « Bridge to transplantation with the Jarvik-7 (CardioWest) total artificial heart: a single-center 15-year experience », in J Heart Lung Transplant, 2003.
- [3] S. D Gregory et al., « Mechanical circulatory and respiratory support », in Academic press series in biomedical engineering. Edition Elsevier, 2018.
- [4] E. M. Hsich, « Does size matter with continuous left ventricular assist devices ? », in JACC: HeartFailure 5 (2) (2017) 132–135. arXiv : <https://heartfailure.onlinejacc.org/content/5/2/132.full.pdf>.
- [5] Y. Nosé et al., « Development of a Totally Implantable Biventricular Bypass Centrifugal Blood Pump System », in The Society of Thoracic Surgeons, 1999.
- [6] Y. Ohara et al., « An ultimate, compact, seal-less centrifugal ventricular assist device : Baylor C-Gyro pump », in Artifi Organs, 1994.
- [7] Y. Ohara et al., « Developments of an implantatable centrifugal ventricular assist device (CVAD) », in Akutsu T, Koyanagi H, eds. Heart replacement-artificial heart 5, 1996.
- [8] K. Watanabe et al., « Centrifugal Blood Pump with a Hydraulically-levitated Impeller for a Permanently Biventricular Assist Device », in Artificial Organs, 2004.
- [9] J. Asama et al., « A compact Magnetic Bearing System for Artificial Hearts (2nd Report) – Application to a centrifugal pump and its performances- » 2003.
- [10] J. Asama et al., « A new Design for a compact Centrifugal Blood Pump with a Magnetically levitated Rotor », in ASAIO Journal, 2004.
- [11] J. Asama et al., « A compact magnetic bearing system for centrifugal ventricular assist devices », in Proceedings of the 7th International Symposium on Magnetic Suspension Technology, 2003.
- [12] R. Schöb, « Centrifugal pump without bearings or seals », in Word Pumps, 2002.
- [13] H. Hoshi et al., « Hemolytic Performance of a MagLev Disposable Rotary Blood Pump (MedTech Dispo) : Effects of MagLev Gap Clearance and Surface Roughness », in Artificial Organs, 2006.
- [14] H. Hoshi et al., « Third-generation Blood Pumps With Mechanical Noncontact Magnetic Bearings », in Artificial Organs, 2006.
- [15] E. Bock et al., « Design, Manufacturing and Tests of an Implanable Centrifugal Blood Pump », in IFIP Advances in Information and Communication Technology Volume 349, 2011, pp 410-417.
- [16] J. Goupy, « Les plans d'Expériences », in Revue Modulad, no. 34, pp. 74–116, 2006.
- [17] N. Bianchi et al., « MMF Harmonics Effect on the Embedded FE Analytical Computation of PM Motors », in IEEE Transactions on Industry Applications, vol. 46, no. 2, pp. 812–820, Mar. 2010.
- [18] A. Boglietti et al., « Predicting Iron Losses in Soft Magnetic Materials With Arbitrary Voltage Supply : An Engineering Approach », in IEEE Transactions On Magnetics, Vol. 39, No. 2, 200