

METHODOLOGIE DE CONCEPTION D'ACTIVATEURS POUR VENTRICULE D'ASSISTANCE CARDIAQUE IMPLANTABLE

THESE N° 1085 (1992)

PRESENTÉE AU DÉPARTEMENT D'ELECTRICITE

ECOLE POLYTECHNIQUE FEDERALE DE LAUSANNE

POUR L'OBTENTION DU GRADE DE DOCTEUR ES SCIENCES TECHNIQUES

PAR

YVES PERRIARD

Ingénieur en microtechnique diplômé EPFL
originaire de Neuchâtel et Chevroux

acceptée sur proposition du jury:

Prof. M. Jufer, rapporteur
Prof. C.W. Burckhardt, corapporteur
Dr E. Hauf, corapporteur
Prof. J.-C. Sabonnadière, corapporteur

Lausanne, EPFL
1992

La plus belle chose que nous puissions éprouver, c'est le côté mystérieux de la vie. C'est le sentiment profond qui se trouve au berceau de l'art et de la science véritable.

A. EINSTEIN

REMERCIEMENTS

Je tiens ici à exprimer ma plus vive reconnaissance à tous les collègues, parents ou amis, et membres du jury, qui, humainement ou matériellement, m'ont aidé durant l'élaboration de mon travail.

J'aimerais particulièrement remercier le professeur Marcel Jufer qui, grâce à ses compétences et à son enthousiasme, m'a permis de mener à bien la présente étude. Même lorsque le projet du coeur artificiel a connu des difficultés, puis lorsque il a été suspendu faute de financement, le professeur Marcel Jufer m'a toujours soutenu, me permettant ainsi d'achever mon travail de thèse.

Mes remerciements vont également à toute l'équipe du Laboratoire d'Electromécanique et de Machines Electriques qui a toujours répondu présent lorsqu'un problème se présentait. Je tiens à souligner la collaboration d'Alain Cassat, qui m'a autorisé à utiliser son programme de simulation, celle d'Eric Favre et de Massimo Pillon, qui m'ont donné de précieux conseils, ainsi que celle de Pierre Descombaz, grâce à qui certaines figures ont pu être reproduites avec qualité. Je n'oublierai pas mes collègues de bureau, Laurent Cardoletti et Christian Fleury, avec lesquels j'ai souvent refait le monde et pas seulement celui de l'électromécanique !

Je pense également à ma mère ainsi qu'à Muriel Refondini et Martin Guyot, qui ont bien voulu corriger le texte de l'épreuve et enfin à Myriam et Marie, à qui je dédie mon travail de thèse pour les nombreuses bonnes raisons qui unissent notre famille.

Que chacun trouve ici l'expression de ma profonde gratitude.

RÉSUMÉ

La miniaturisation de l'électronique, ainsi que l'évolution des moyens informatiques disponibles (microcontrôleur, microprocesseur, transputer), ont contribué à l'utilisation des entraînements électriques dans un grand nombre d'applications. De par sa souplesse d'utilisation, l'entraînement électrique devient un élément indispensable à l'élaboration de nouveaux concepts de prothèses artificielles. L'essor de la technologie des biomatériaux, qui est à l'origine de nombreux organes artificiels tels que les membranes sélectives perméables (oxygénateurs), les matières biodégradables (chirurgie vasculaire), les artères artificielles, etc., permet à l'heure actuelle d'envisager la réalisation de prothèses cardiaques totalement implantables.

Afin de soulager le muscle cardiaque défaillant, le recours à une prothèse telle que le ventricule artificiel permet de suppléer la fonction cardiaque de façon temporaire ou permanente. Lors d'une assistance clinique prolongée, le coeur malade peut, dans certains cas, recouvrer peu à peu sa fonction en étant aidé par la machine. L'idée d'une implantation prolongée ou permanente est alors apparue comme traitement de certaines cardiomyopathies, permettant ainsi d'éviter la transplantation cardiaque.

La recherche de nouveaux concepts de ventricules totalement implantables doit s'accompagner d'une étude systématique de toutes les solutions électromécaniques possibles pour réaliser l'activateur du ventricule, tout en garantissant une implantation de la prothèse à long terme dans des conditions biocompatibles. Pour ce faire, une étude des variantes existantes auprès des principaux groupes de recherche dans le monde a été effectuée. Les résultats obtenus nous montrent les différents avantages et inconvénients de chaque principe de solution, permettant d'éliminer certains concepts qui ne seraient pas conformes aux buts assignés.

La recherche de nouvelles solutions est réalisée en étudiant les deux types de moteur, linéaire ou rotatif, en dimensionnant chaque variante, puis en comparant objectivement les différentes caractéristiques de chaque solution. Cette analyse nous mène à la conclusion que le moteur rotatif à courant continu sans collecteur est le seul qui nous permette d'atteindre les objectifs du cahier des charges.

La solution de la variante à moteur rotatif fait l'objet du quatrième chapitre, qui présente chaque étape du choix des différents paramètres du moteur et du dimensionnement proprement dit. Une simulation numérique permet en outre de vérifier la qualité des hypothèses choisies et de présenter les caractéristiques du moteur ainsi dimensionné.

Comme la biocompatibilité du ventricule est un point fondamental du cahier des charges, l'aspect thermique de la prothèse est étudié avec soin dans le dernier chapitre de ce travail. Une étude par la méthode des éléments finis permet de visualiser les isothermes du ventricule, dont le moteur est la principale source de chaleur, lorsque celui-ci est implanté dans le corps humain. Les points chauds sur la coque sont mis en évidence et l'on présente une solution permettant de les atténuer.

Ainsi, le résultat obtenu correspond aux attentes formulées lors de la comparaison des ventricules existants. La solution dimensionnée, comparée aux variantes étudiées au chapitre 2, présente de meilleures caractéristiques en terme de masse, volume, rendement et température maximum sur la coque, pouvant alors garantir une utilisation prolongée à l'intérieur du corps sans nuire à l'organisme.

ABSTRACT

The electronic miniaturization and the computer evolution (microprocessor, transputer) have contributed to the use of electric drives in a lot of applications. Because of its flexibility, the electric drive becomes an essential element to work out new concepts of artificial prosthesis. The progress of biomaterial technology, which gave birth to several artificial organs like permeable membrane (oxygenator), biodegradable material (vascular surgery), artificial arteries, etc., now permits to envisage the realization of totally implantable cardiac prosthesis.

In order to relieve the failing cardiac muscle, the use of prosthesis, such as the artificial ventricle, permits the replacement of the cardiac function as a temporary or permanent basis. During a sustained clinical assistance, the failing heart is able, in some cases, to recover its normal cardiac function. The idea of a permanent ventricular assistance appears, in some cases, as a treatment of cardiomyopathies, which allows to avoid the cardiac transplantation.

The research of new totally implantable ventricle concepts must be completed by a systematic study of all possible electromechanic solutions to realize the ventricle actuator, as well as guaranteeing a long term implantation without biocompatible problems. Thus, existing variants study has been made by major research groups in the world. The obtained results show the different advantages and disadvantages of each solution principle. This allows to avoid some concepts, which would not be compatible with the fixed goals.

The new solutions research is realized in studying the two motor types, linear or rotative, in designing each variant and finally in comparing the different characteristics of each solution. This analysis allows to conclude that the rotative brushless DC motor is the only one which permits to attain the specifications.

The rotative motor solution is the purpose of the fourth chapter, which presents each step of the different motor parameters choice and the design proper. Moreover, a numerical simulation allows to verify the hypothesis quality and to present the motor characteristics.

As the ventricle biocompatibility is a very important point of the specifications, thermal aspects of the prosthesis is studied with care in the last chapter of this work. A study by the finite elements method is used to visualize ventricle isotherms, where the motor is the principal heat source and when the latter is implanted in the human body. Hot points on the housing are displayed and a solution to reduce them is presented.

The obtained results correspond to specifications given in the existing ventricle comparison. The designed solution, compared to the other studied variants in chapter 2, presents better characteristics in term of mass, volume, efficiency and maximum housing temperature, which gives the possibilities of a long term ventricle implantation in the human body without harming the organism.

TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE 0	INTRODUCTION.....	1
0.1	Contexte de la thèse.....	1
0.2	Historique de la recherche cardiovasculaire.....	2
0.3	Les raisons d'une assistance ventriculaire permanente.....	3
0.4	Description du malade type.....	5
0.5	Conception d'une assistance ventriculaire.....	6
CHAPITRE 1	METHODOLOGIE.....	9
1.1	Introduction.....	9
1.2	Actions et objectifs de la méthodologie.....	9
1.2.1	Démarche.....	9
1.2.2	Processus itératif de la démarche.....	10
1.3	Processus d'intégration.....	13
1.4	Conclusion.....	15
CHAPITRE 2	ETUDE COMPARATIVE DES VENTRICULES EXISTANTS.....	17
2.1	Introduction.....	17
2.2	Cahier des charges.....	17
2.3	Comparaison des différents ventricules existants.....	18
2.3.1	Principes de fonctionnement des systèmes existants.....	18
2.3.2	Analyse fonctionnelle.....	19
2.3.3	Le ventricule NOVACOR MEDICAL.....	21
2.3.4	Le ventricule ABIOMED.....	24
2.3.5	Le ventricule TEXAS/GOULD.....	27
2.3.6	Le ventricule THERMEDICS-BOSTON.....	30

2.3.7	Le ventricule PENNSYLVANIA-STATE.....	33
2.3.8	Le ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC.....	36
2.3.9	Le ventricule IRCV/EPFL.....	39
2.4	Comparaison des caractéristiques des ventricules étudiés.....	41
2.4.1	Introduction.....	41
2.4.2	Comparaison.....	41
2.5	Analyse et commentaires.....	45
2.5.1	Introduction.....	45
2.5.2	Le ventricule NOVACOR MEDICAL.....	45
2.5.3	Le ventricule ABIOMED.....	46
2.5.4	Le ventricule TEXAS/GOULD.....	46
2.5.5	Le ventricule THERMEDICS-BOSTON.....	46
2.5.6	Le ventricule PENNSYLVANIA-STATE.....	47
2.5.7	Le ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC.....	47
2.5.8	Le ventricule IRCV/EPFL.....	47
2.6	Conclusion.....	48
CHAPITRE 3	RECHERCHE DE NOUVELLES SOLUTIONS D'ACTIVATEURS ...	49
3.1	Introduction.....	49
3.2	Méthodologie.....	49
3.2.1	Introduction.....	49
3.2.2	Recherche des fonctions partielles de l'assistance.....	50
3.2.3	Fonction : "contenir le sang".....	50
3.2.4	Fonction : "transmettre une pression au fluide à pomper".....	51
3.2.5	Fonction : "convertir l'énergie électrique en énergie mécanique".....	52
3.3	Analyse de la variante a transducteur linéaire.....	53
3.3.1	Introduction.....	53
3.3.2	Cahier des charges.....	53
3.3.3	Variante de type électromagnétique.....	54
3.3.4	Variante de type électrodynamique.....	57
3.3.5	Variante de type réductant.....	58
3.3.6	Variante de type réductant-polarisé.....	62

3.3.7	Variante du système NOVACOR	64
3.4	Analyse de la variante à moteur tournant	67
3.4.1	Introduction.....	67
3.4.2	Conséquence de la variante à moteur tournant	67
3.4.3	Fonction : transformation du mouvement rotatif- linéaire.....	68
3.5	Résultats des dimensionnements de chaque variante	70
3.5.1	Variante linéaire électromagnétique.....	70
3.5.2	Variante linéaire électrodynamique	72
3.5.3	Variante linéaire de type réductant	72
3.5.4	Variante linéaire de type réductant-polarisé.....	73
3.5.5	Comparaison des caractéristiques.....	74
3.6	Choix final de la solution	76

CHAPITRE 4	ETUDE ET DIMENSIONNEMENT DE LA VARIANTE À MOTEUR ROTATIF.....	79
4.1	Introduction	79
4.2	Choix du système de transmission de la force.....	79
4.2.1	Choix de la solution pour la fonction : "transmettre une pression ...".....	79
4.2.2	Choix de la solution pour la fonction : "contenir le sang".....	80
4.2.3	Choix de la solution pour la fonction: "transformation du mouvement rotatif en mouvement linéaire".....	81
4.3	Organigramme de dimensionnement.....	82
4.4	Choix du moteur	82
4.4.1	Le moteur asynchrone.....	82
4.4.2	Le moteur réductant.....	84
4.4.3	Le moteur à courant continu sans collecteur.....	85
4.5	Détermination du cahier des charges	86
4.5.1	Cahier des charges simplifié.....	86
4.5.2	Choix du profil de vitesse.....	86
4.5.3	Détermination du couple de charge.....	89

4.5.4	Choix de l'épaisseur optimum des aimants.....	90
4.5.5	Choix du pas de la vis	90
4.6	Choix des paramètres du moteur à courant continu	91
4.6.1	Choix du nombre de phases	91
4.6.2	Expression du couple du moteur à courant continu sans collecteur	92
4.6.3	Choix du nombre de pôles.....	94
4.6.4	Choix de la longueur active et de la densité de courant.....	96
4.6.5	Choix du nombre d'encoches statoriques	100
4.7	Détermination de la géométrie et du bobinage	102
4.7.1	Géométrie du rotor	102
4.7.2	Géométrie du stator.....	103
4.7.3	Bobinage	104
4.7.4	Résultats du dimensionnement.....	107
4.8	Analyse des caractéristiques du moteur	107
4.8.1	Evolution du couple de phase.....	108
4.8.2	Force radiale parasite.....	111
4.8.3	Réduction du couple réluctant.....	111
4.8.4	Influence du couple réluctant sur la stabilité de la vitesse.....	114
4.8.5	Influence d'une excentricité du rotor.....	115
4.9	Localisation de l'activateur à l'intérieur du ventricule artificiel	116
4.10	Discussion sur la méthode de dimensionnement.....	116
CHAPITRE 5	ETUDE DE LA REPARTITION DE TEMPERATURE	119
5.1	Introduction	119
5.2	Description des phénomènes.....	119
5.2.1	La conduction.....	120
5.2.2	La convection et le rayonnement	120
5.2.3	Analogie thermique-électrique	122
5.2.4	Détermination de certaines conductibilités équivalentes.....	124

5.3	Description du modèle.....	125
5.3.1	Introduction.....	125
5.3.2	Recherche de la constante de temps thermique du système.....	125
5.3.3	Hypothèses du modèle.....	126
5.3.4	Construction du modèle géométrique.....	127
5.3.5	Le modèle	127
5.3.6	Les éléments finis.....	129
5.4	Conditions aux limites.....	129
5.4.1	Introduction.....	129
5.4.2	Les types de conditions aux limites	130
5.4.3	Choix des coefficients thermiques	130
5.4.4	Détermination de la conductibilité thermique équivalente du sang.....	131
5.4.5	Etablissement d'une loi empirique pour sac toroïdal	136
5.4.6	Modélisation du sac en polyuréthane	137
5.4.7	Modélisation des tissus adjacents.....	137
5.4.8	Coefficient de convection de l'air dans le ventricule....	138
5.5	Les sources thermiques dans le modèle	139
5.5.1	Introduction.....	139
5.5.2	Les pertes Joule.....	139
5.5.3	Les pertes fer.....	140
5.5.4	Les pertes par frottements.....	141
5.6	Résultats	142
5.6.1	Introduction.....	142
5.6.2	Evolution de la température en fonction des pertes Joule	142
5.6.3	Résultats dans le sang et la coque.....	144
5.6.4	Limitation des points chauds sur la coque	148
5.7	Conclusion	150
5.7.1	Limites du modèle	150
5.7.2	Discussion	151
	CHAPITRE 6 SYNTHÈSE ET CONCLUSION.....	155

ANNEXE I	DETAIL DU DIMENSIONNEMENT DES VARIANTES LINEAIRES.....	159
	1. Variante électromagnétique.....	159
	2. Variante électrodynamique	167
	3. Variante de type réluctant	172
	4. Variante de type réluctant-polarisé.....	176
	a) Variante avec activateur autour du sac.....	177
	b) Variante avec activateur contre le sac.....	179
ANNEXE II	DETAIL DU DIMENSIONNEMENT DE LA VARIANTE A MOTEUR ROTATIF	183
	1. Calcul de la géométrie du moteur.....	183
	2. Détermination du bobinage	185
	3. Résultats du programme de dimensionnement.....	189
ANNEXE III	EVALUATION DU FACTEUR DE SIMILITUDE POUR LES MOTEURS RELUCTANTS ET A COURANT CONTINU SANS COLLECTEUR.....	193
	1. Variation de la densité de courant à échauffement constant.....	193
	2. Relation du moteur à courant continu sans collecteur...	194
	3. Relation du moteur réluctant.....	194
ANNEXE IV	TABLEAUX DE RESULTATS DE LA VARIANTE NOVACOR	197
ANNEXE V	THEOREME DES Π APPLIQUE A L'EXPRESSION DU COEFFICIENT DE CONVECTION	199
	1. Description du théorème	199
	2. Application du théorème à la convection thermique	200
BIBLIOGRAPHIE		203

LISTE DES SYMBOLES209

CURRICULUM VITAE.....215

CHAPITRE 0

INTRODUCTION

0.1 CONTEXTE DE LA THESE

"D'ici à quelques années, le coeur humain pourra être remplacé par de simples pompes" [34]. C'est en janvier 1965 à Berlin que le professeur Kolff, inventeur du rein artificiel, fait cette déclaration lors d'un congrès de cardiologie. Presque 20 ans plus tard, le 2 décembre 1982, le premier coeur artificiel est implanté sur un patient à Salt Lake City.

L'idée que l'on puisse remplacer ou assister un organe déficient par une prothèse remonte au début de l'histoire des techniques. Témoin en est l'usage ancien des lentilles transparentes permettant de corriger les défauts de convergence de l'oeil. Au cours de notre siècle, technologie et morale ont beaucoup évolué, permettant de transplanter différents organes, de remplacer certains autres, ou encore de filtrer le sang. A tel point que nombre d'interventions ont pris une dimension industrielle : par année, environ 300'000 urémiques chroniques ont la vie sauve grâce au dialyseur, quelques centaines de milliers de personnes subissent des opérations de remplacement d'artère, et le même ordre de grandeur de patients reçoivent des des prothèses du genou ou de la hanche [7].

Par ailleurs, la transplantation d'organe est bien connue des chirurgiens et les problèmes inhérents à cette technologie spécialisée sont bien maîtrisés. On est alors à même de se demander pourquoi investir temps et argent dans la recherche d'une prothèse cardiaque. D'aucuns ne verront dans ce développement qu'un défi technologique et social, et rien d'autre qu'une course au prestige pour celui qui implantera la première prothèse. D'autres, mieux informés sur la recherche d'organes transplantables et les problèmes de biocompatibilité des tissus organiques, réaliseront l'enjeu inhérent à ces recherches.

Durant ces dix dernières années, la recherche médicale concernant les prothèses a beaucoup évolué et l'ingénieur a pris une place de plus en plus importante dans le développement de tels systèmes, permettant ainsi d'instaurer un rapprochement fructueux entre le milieu médical et le monde technique.

C'est dans ce contexte qu'a débuté une collaboration entre l'Institut d'Electromécanique et de Machines électriques (LEME) de l'EPFL et l'Institut de Recherches Cardiovasculaires (IRCV) à Sion. L'objectif principal était de concevoir un coeur artificiel électromécanique totalement implantable. En effet, le nombre de malades en attente de transplantation de coeur augmente sans cesse. La situation tend donc rapidement vers une logique de marché dans laquelle le nombre de donneurs est de loin inférieur au nombre de candidats à la transplantation. La seule chance équitable pour tous est donc la réalisation d'un coeur artificiel implantable à long terme pour les raisons suivantes :

- le nombre de donneurs pour la transplantation correspondra au mieux au quart de la demande [7];
- Il n'y a pas d'autres alternatives que le coeur artificiel dans le traitement de l'insuffisance cardiaque terminale.

Cette collaboration a permis d'aboutir à la réalisation d'un coeur artificiel électromécanique totalement implantable expérimenté sur l'animal, avec succès. Pour passer à une conception destinée à l'homme, un deuxième projet est venu se greffer au premier, consistant en l'étude d'un ventricule d'assistance électromécanique implantable. Si l'objectif final restait le coeur artificiel totalement implantable, deux étapes ont été planifiées : premièrement, la réalisation d'un ventricule d'assistance externe permettant de mettre en évidence les qualités et la fiabilité de la technologie utilisée; deuxièmement, la réalisation d'un ventricule d'assistance totalement implantable apte à suppléer à long terme le muscle cardiaque, tout en offrant une bonne qualité de vie. Le défi était donc lancé, qui deviendra plus tard l'objectif de ce travail de thèse.

0.2 HISTORIQUE DE LA RECHERCHE CARDIOVASCULAIRE

C'est au XVème siècle que le génie de l'Ecole florentine, Léonard de Vinci, découvre le premier la véritable fonction mécanique du coeur et du système cardiovasculaire. Il a fait de nombreux croquis pour expliquer le fonctionnement de cet organe. Avant cette découverte, on pensait que le coeur était le siège de l'âme, des sentiments, et cette croyance subsiste encore chez de nombreuses personnes. Il faut attendre le XIXème siècle pour qu'un professeur de chirurgie, Ludwig Rehn, tente la première suture cardiaque, ouvrant ainsi la voie à une nouvelle discipline : la chirurgie cardiaque. Le XIXème siècle marque également la compréhension du rôle fondamental de l'oxygène dans la combustion et la composition de notre air, grâce à Lavoisier. Cette découverte permet alors à Von Schröder d'inventer en 1881 le premier oxygénateur.

Durant la première guerre mondiale, en 1916, est découvert un médicament qui va révolutionner le traitement des affections cardiovasculaires : l'héparine. Cette substance est un anticoagulant permettant d'éviter la formation de thrombus dans le système cardiovasculaire, et donc de réduire le risque de thromboses et d'infarctus.

Juste après son premier vol transatlantique en 1927, Charles Lindbergh étudie, avec le physiologiste français Alexis Carel, le développement d'un coeur-poumon pour la perfusion d'organes. Après la deuxième guerre mondiale, on s'intéresse de plus en plus aux interfaces entre le sang et différents matériaux et, parallèlement, on développe les bases de la chirurgie cardiaque. C'est en 1953, que J. Gibbon réalise la première utilisation clinique du coeur-poumon dont il est l'inventeur. L'idée de la construction d'un coeur artificiel est naturellement renforcée par cette invention et en 1957 Willelm Kolff et Tetsuzo Akutsu implantent, à la Cleveland Clinic, le premier coeur artificiel sur un chien. Le coeur artificiel était alimenté à l'extérieur par de l'air comprimé et l'animal survécut une heure et demie environ.

Dans les années 60, plusieurs découvertes technologiques et médicales, telles que la miniaturisation de l'électronique, le développement de matériaux synthétiques (Téflon, Dacron), l'implantation de valves artificielles ou encore le développement de pacemakers, permettent d'envisager le développement d'une prothèse totalement implantable. La première transplantation du coeur, qui marque un tournant dans l'histoire de la chirurgie cardiaque, est pratiquée en 1967 par Barnard, ce qui donne ainsi un espoir à toutes les personnes nécessitant une telle intervention. Le développement de la chirurgie à coeur ouvert s'accompagne de la mise au point d'un matériel prothétique de plus en plus performant ainsi que de la conception de pompes pulsatiles permettant l'arrêt du coeur au cours d'une opération. Le besoin en coeurs transplantables devient tel qu'il n'y a plus assez de donneurs pour satisfaire toutes les demandes. En conséquence, le gouvernement américain lance un vaste programme de recherche

permettant la réalisation d'un coeur artificiel totalement implantable. C'est ainsi que J. C. Norman et D. A. Cooley réalisent, pour la première fois en 1975, l'implantation temporaire d'un ventricule artificiel dans le corps d'un malade. Quant à la pompe, il s'agissait d'une chambre ventriculaire activée à l'extérieur du corps du patient par de l'air comprimé.

Si la source d'énergie pneumatique ne pose gère de difficultés techniques, les biomatériaux, hémocompatibles et durables, de même que l'utilisation de valves font l'objet d'âpres recherches permettant une amélioration progressive des résultats cliniques. La tendance actuelle des groupes de recherche est de remplacer la source d'énergie pneumatique par de l'énergie électrique, permettant ainsi de garantir une implantation à long terme avec une bonne qualité de vie pour le patient.

0.3 LES RAISONS D'UNE ASSISTANCE VENTRICULAIRE PERMANENTE

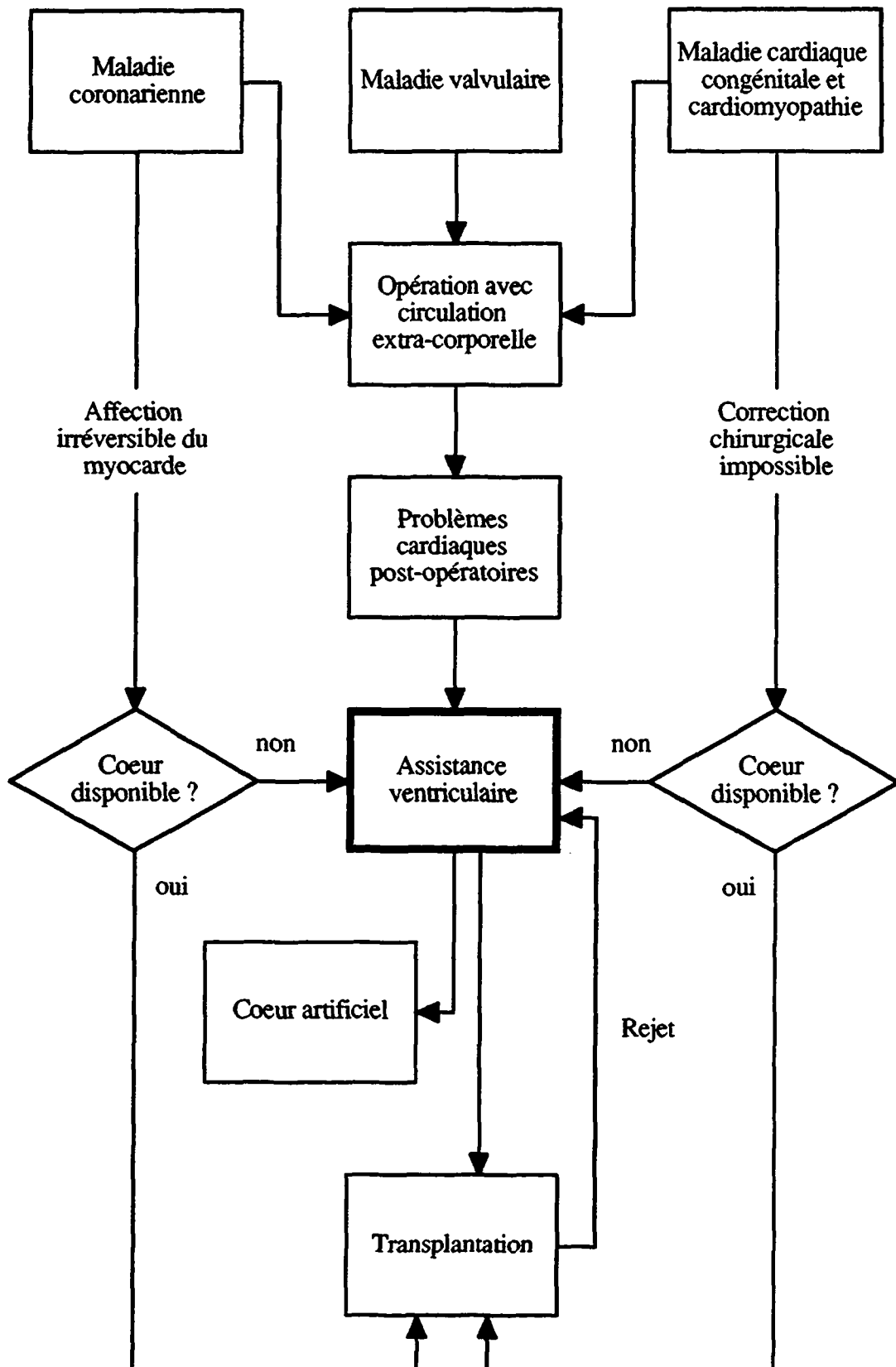
Beaucoup de maladies cardiaques sévères peuvent à l'heure actuelle être traitées par voie chirurgicale. Dans la majorité des cas, le patient peut reprendre une vie active normale, mais on estime à environ 200'000 par année le nombre de malades dans le monde qui ont besoin d'une transplantation d'urgence d'un coeur sain, par suite d'une détérioration subite de leur état général. L'organigramme 0.1 montre l'évolution de différents types de maladies cardiaques, et la nécessité de disposer d'un moyen d'assistance cardiaque, permettant de maintenir en vie le malade pour lequel on ne peut trouver un coeur à transplanter.

Ces moyens d'assistance circulatoire sont divers et se résument principalement aux ventricules artificiels externes, implantables, et aux coeurs artificiels. Seul le ventricule externe est actuellement disponible, alors que les autres systèmes sont en cours de recherche. Les estimations des besoins de ces différents moyens sont difficiles à évaluer. Le tableau 0.1 (situation en 1991) [7] présente néanmoins une estimation des besoins de remplacements cardiaques par année et même si ces chiffres doivent être interprétés avec prudence, ils montrent nettement le manque potentiel de donneurs.

	En Suisse	Aux USA
Population globale	6'490'000	244'000'000
Maladies cardiovasculaires	20'770	1'300'000
Cardiopathies graves	16'800	1'060'000
Rempl. cardiaques par année	389	15'000
Donneurs potentiels	40 - 53	1'500 - 2'000

Tab. 0.1 : Estimation des besoins de remplacements cardiaques

Depuis la première utilisation clinique, en 1975, d'un ventricule d'assistance temporaire, un grand nombre de données cliniques ont pu être analysées. C'est ainsi que l'on s'est aperçu, lors d'une utilisation clinique prolongée d'une assistance, que le coeur malade pouvait parfois recouvrer peu à peu sa fonction en étant aidé par la machine. L'idée d'une implantation prolongée ou permanente est alors apparue comme traitement de certaines cardiomyopathies, permettant ainsi d'éviter la transplantation cardiaque (ceci n'est possible qu'en cas d'affectation d'un seul ventricule, généralement le gauche).



Organigramme 0.1 : Evolution des affections cardiaques

Le but de ce travail est donc axé sur la recherche de solutions d'activateurs permettant de concevoir et de réaliser un ventricule d'assistance totalement implantable, deuxième étape du projet de coeur artificiel IRCV-EPFL.

Pour réaliser cette assistance ventriculaire permanente, il faut donc disposer une prothèse à l'intérieur du corps humain et la connecter au coeur naturel malade. La taille de cette prothèse, de même que sa forme, sont ainsi directement liées à l'espace disponible. Une technique d'implantation possible consiste à placer le ventricule dans la cavité abdominale antérieure, entre le péritoine et les couches musculaires. La liaison artificielle entre le ventricule et le coeur est réalisée avec des canules en matières synthétiques (généralement du Dacron). Une des possibilités de connexion est illustrée à la figure 0.1 et représente une canulation apicale avec retour du sang dans l'aorte descendante (abdominale) dans le cas d'une assistance ventriculaire gauche [26] (le trait fort représente schématiquement la canulation).



Fig. 0.1 : Schéma présentant une canulation possible lors d'une assistance ventriculaire [26]

Les assistances ventriculaires gauches représentent la majorité des interventions, mais il est également possible de réaliser une assistance du ventricule droit ou de pratiquer une assistance biventriculaire (seulement externe).

0.4 DESCRIPTION DU MALADE TYPE

Les candidats à une assistance ventriculaire permanente peuvent être regroupés en deux catégories, à savoir :

- les patients pour lesquels on ne trouve pas de donneur;

- les patients qui ne réunissent pas toutes les conditions pour subir une transplantation, transplantation dont les critères de sélection sont extrêmement sévères.

Le NHLBI (National Heart, Lung and Blood Institute) a estimé qu'aux USA, 17'000 à 35'000 patients seraient candidats à une assistance ventriculaire permanente [32]. En prenant la même proportion de malade par million d'habitants et par an (60 à 80 malades/million/an) pour l'Europe et le Japon (où la transplantation est toujours interdite pour des raisons religieuses), on peut proposer les chiffres suivants :

• USA	17'000 - 35'000	patients
• Japon	10'000 - 20'000	patients
• Europe	20'000 - 40'000	patients

La demande n'est donc pas négligeable et représente également un potentiel économique important. Il est à noter que l'utilisation de ces prothèses ne serait mise en oeuvre que pour des personnes ne dépassant pas une cinquantaine d'années, le but n'étant pas d'instituer un acharnement thérapeutique sur des patients présentant par ailleurs d'autres dégradations du système cardiovasculaire.

0.5 CONCEPTION D'UNE ASSISTANCE VENTRICULAIRE

Une conception de l'assistance doit garantir une certaine qualité de vie au patient et permettre l'implantation permanente du ventricule. Ce dernier doit alors disposer d'une source d'énergie relativement peu encombrante et sans passage au travers de la peau. Il faut savoir que l'énergie d'une assistance pneumatique temporaire est fournie par un bloc compresseur d'une masse de 200 [kg] environ, à l'extérieur du patient. La dépendance du malade à l'égard de la machine est donc très contraignante. L'énergie électrique présente un grand nombre d'avantages par sa souplesse et sa facilité de mise en oeuvre. C'est la seule forme d'énergie capable d'intégrer tous les composants du ventricule et de permettre la miniaturisation de l'assistance.

Néanmoins, le système complet, y compris la source d'énergie, ne peut être disposé à l'intérieur du corps. Une pile implantable ne peut assurer, au mieux, que les besoins pour une journée de fonctionnement. Les batteries doivent alors nécessairement être disposées à l'extérieur du corps. Afin de limiter les risques d'infection et de garantir une vie normale au malade, une solution doit permettre de transférer l'énergie des batteries au travers de la peau sans perforation de celle-ci.

On réalise ce transfert à l'aide d'un transformateur à haute fréquence, dont le primaire se trouve à l'extérieur du corps, sur une ceinture, et le secondaire à l'intérieur du corps, relié au ventricule. Une batterie tampon, d'une autonomie d'une heure, permet de changer les batteries toutes les 24 heures. Cette manière de concevoir l'apport d'énergie du ventricule est reprise par la quasi totalité des centres de recherche, la transmission d'énergie à travers la peau par induction étant l'unique solution qui garantisse une qualité de vie acceptable pour le patient. La figure 0.2 montre la disposition des divers éléments de l'assistance ventriculaire implantable.

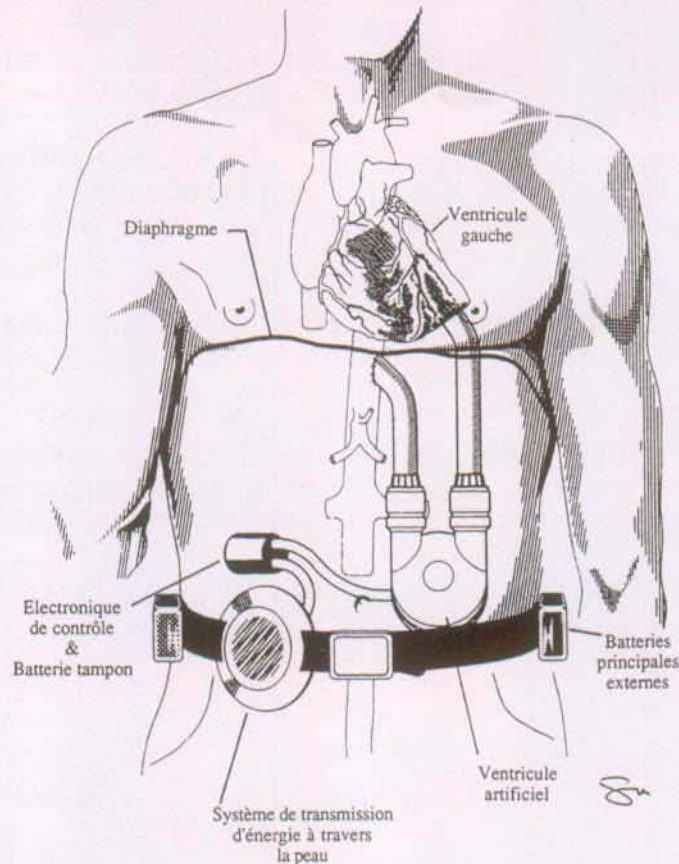


Fig. 0.2 : Visualisation des divers éléments d'une assistance ventriculaire permanente [7]

Tout au long des chapitres qui suivront, nous nous efforcerons de concevoir un système dans son ensemble de manière systématique, en utilisant une approche méthodique afin de ne pas omettre des solutions intéressantes. Pour ce faire, une étude globale du système est nécessaire pour atteindre le niveau d'intégration des composants permettant de concevoir un ventricule de volume et de poids minimums.

Comme on peut le constater, la réalisation d'un ventricule d'assistance implantable fait appel à plusieurs disciplines techniques différentes telles que l'électromécanique, l'électronique, la science des matériaux, l'électrochimie, la thermique, etc. Nous nous limiterons à l'étude des aspects électromécaniques et thermiques de la réalisation du ventricule d'assistance en soulignant que certains composants du ventricule, tels que le sac contenant le sang ou la chambre de compliance ont été caractérisés et dimensionnés par les collaborateurs de l'IRCV.

La méthodologie de conception ainsi que la recherche de solutions d'activateurs seront subdivisées en six chapitres. L'activateur est défini comme étant le transducteur électromécanique muni de la transmission de mouvement et des éléments permettant d'activer le sang. Ces chapitres sont :

- le chapitre 1 qui présente la méthodologie globale utilisée pour la conception d'une assistance ventriculaire. Cette approche systémique donne une vue générale des différents chapitres 2 à 5 traitant de la méthodologie au travers d'un exemple pratique étudié au cours du projet de ventricule artificiel;

- le chapitre 2 qui établit une analyse fonctionnelle de chaque solution existante afin de comparer les différentes variantes des groupes étrangers qui travaillent également à la réalisation d'un ventricule implantable. Cette analyse permet déjà de faire un tri parmi différentes conceptions des variantes étudiées;
- le chapitre 3 qui présente pour toutes les fonctions partielles du ventricule une recherche de solutions. En particulier, l'activateur fait l'objet d'une étude de deux conceptions différentes, à savoir un transducteur électromécanique linéaire ou rotatif;
- le chapitre 4 qui analyse en détail la solution retenue en établissant le dimensionnement du transducteur et en analysant ses caractéristiques par l'utilisation d'un programme de simulation;
- le chapitre 5 qui étudie les aspects thermiques de la conception d'un tel ventricule, en faisant une approche de la répartition de la température à l'intérieur et sur la coque du ventricule par la méthode des éléments finis;
- enfin, le chapitre 6 qui réalise une synthèse du travail effectué, ainsi qu'une conclusion générale.

CHAPITRE 1

METHODOLOGIE

1.1 INTRODUCTION

Avant d'exposer les différentes étapes de la conception d'un ventricule d'assistance cardiaque au travers d'une étude de cas, il est important de décrire la méthodologie générale utilisée. Au cours de l'exemple qui sera présenté dans les chapitres suivants, différents choix peuvent être remis en question, aboutissant à de nouvelles variantes possibles de ventricule. De même, si les contraintes de base du système sont différentes, de nouvelles possibilités sont susceptibles d'être dégagées grâce à la méthodologie qui est développée dans le présent chapitre.

1.2 ACTIONS ET OBJECTIFS DE LA METHODOLOGIE

1.2.1 Démarche

Dans tout système complexe à concevoir, une démarche est nécessaire pour aboutir à l'objectif. La démarche proposée se compose de sept étapes distinctes permettant de concevoir de manière systémique plusieurs concepts et de pouvoir les comparer entre eux de façon efficace. Ces sept étapes sont développées comme suit :

- **Elaboration du cahier des charges général du système** : cette première étape est essentielle, puisqu'elle permet de dégager les contraintes du système complet. Il est en effet nécessaire de connaître ces contraintes pour pouvoir opérer un choix dans les différentes variantes qui seront dégagées dans la suite de la méthodologie. A partir de ces contraintes, des critères de choix sont établis, qui doivent alors être pondérés, suivant l'importance de ceux-ci pour le système global;
- **étude de divers systèmes existants** : cette étude permet de mieux cerner l'état de la recherche dans le domaine du système à concevoir et donne la possibilité de dégager les différents avantages et inconvénients de chaque variante étudiée. Il est évident que cette manière de faire comporte des risques pour la suite de la méthodologie au niveau de l'élaboration de nouvelles solutions. En effet, cette recherche peut restreindre le champ des possibilités nouvelles que le chercheur peut imaginer. Par contre, une absence de cette réflexion sur des systèmes existants peut aboutir à des résultats dont différents principes de solutions non adaptés auraient pu être dégagés. Il s'agit alors de trouver un compromis dans l'ampleur de cette étape permettant de garder une imagination aussi vive que possible;

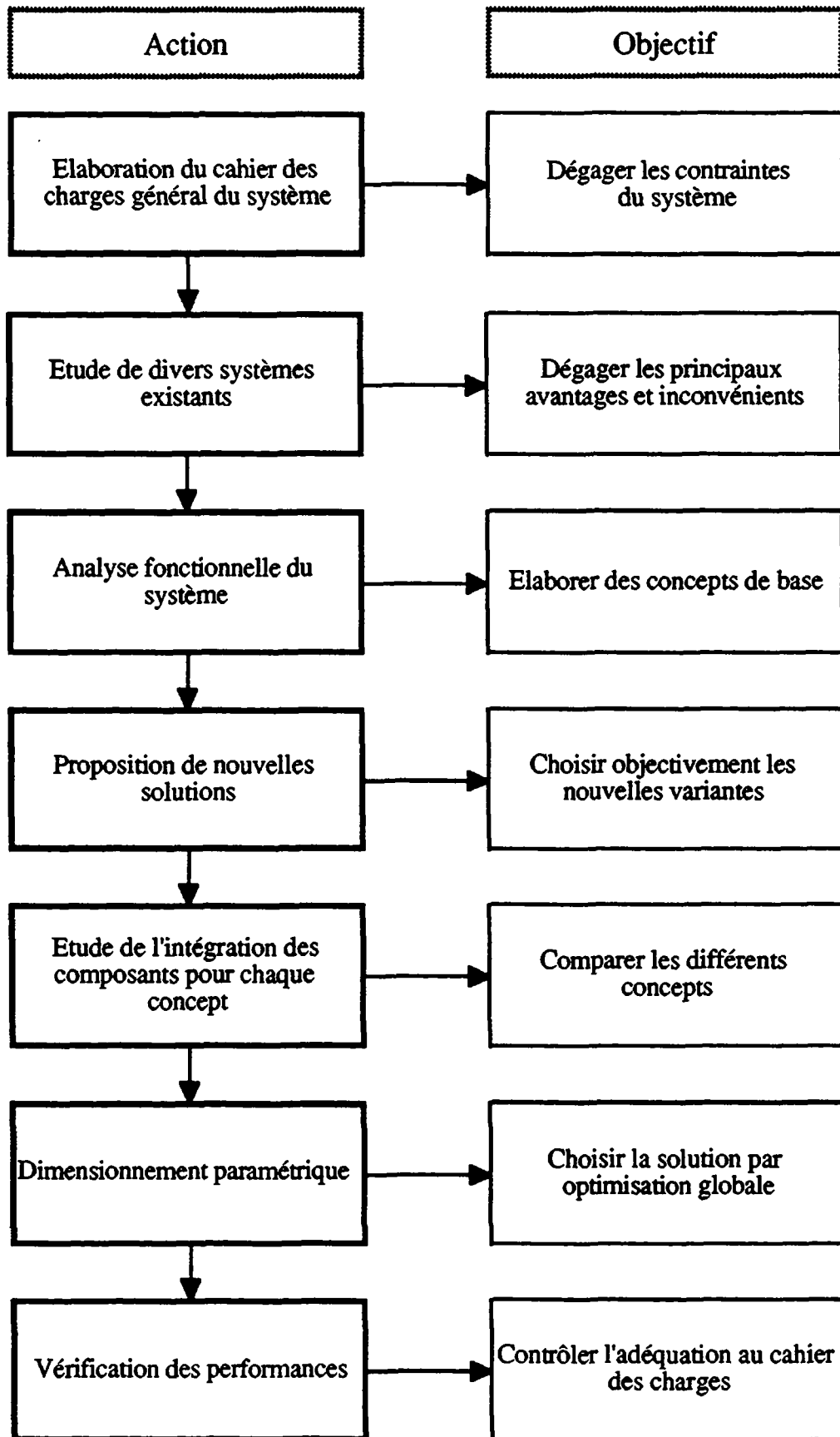
- **analyse fonctionnelle** : elle permet de subdiviser de façon adéquate les différentes fonctions d'un système. De cette manière on peut analyser une sous-fonction du système en faisant abstraction du système complet. Cette analyse permet alors de focaliser les efforts de conception sur une partie du système et non sur l'ensemble du projet;
- **propositions de nouvelles solutions** : la génération de nouvelles solutions fait appel à tous les moyens possibles permettant d'amener une innovation dans la solution proposée. Ces propositions de solutions pour chaque fonction partielle précédemment établie doivent faire abstraction du système complet et doivent donc pouvoir être applicables à d'autres systèmes ayant par ailleurs la même fonction partielle. Pour imaginer de nouvelles solutions, différentes méthodes peuvent être mises en oeuvre, dont le "brain storming" (discussion de groupe) qui permet très efficacement de rassembler les diverses facultés de création des personnes participantes. L'étude des divers systèmes existants permet elle aussi de susciter de nouvelles idées, mais c'est par une approche multidisciplinaire que l'imagination est la mieux stimulée;
- **étude d'intégration des composants pour chaque concept** : l'étude d'intégration sera traitée pour elle-même au paragraphe 1.3;
- **dimensionnement paramétrique** : pour permettre une intégration optimale des divers composants du système, il est souvent nécessaire de réaliser un dimensionnement paramétrique des éléments les plus sensibles. Celui-ci permet alors de choisir la solution par optimisation globale de plusieurs critères, de manière simultanée. On réalise ainsi un dimensionnement dont le résultat permet une intégration de tous les composants en satisfaisant les contraintes du système;
- **vérification des performances** : une fois réalisés le choix de concept ainsi que le dimensionnement de celui-ci, il est important de vérifier les différentes caractéristiques du système permettant de contrôler l'adéquation au cahier des charges. Les différentes contraintes du système établies au début du processus de conception sont comparées aux caractéristiques de la variante choisie. Dans certain cas, cette comparaison est difficile à réaliser sans passer par l'expérience. Des outils de simulation peuvent alors y suppléer de façon efficace.

Pour avoir une vue d'ensemble synoptique de la démarche proposée, un organigramme (organigramme 1.1) est proposé et résume l'ensemble de la méthodologie de conception.

1.2.2 Processus itératif de la démarche

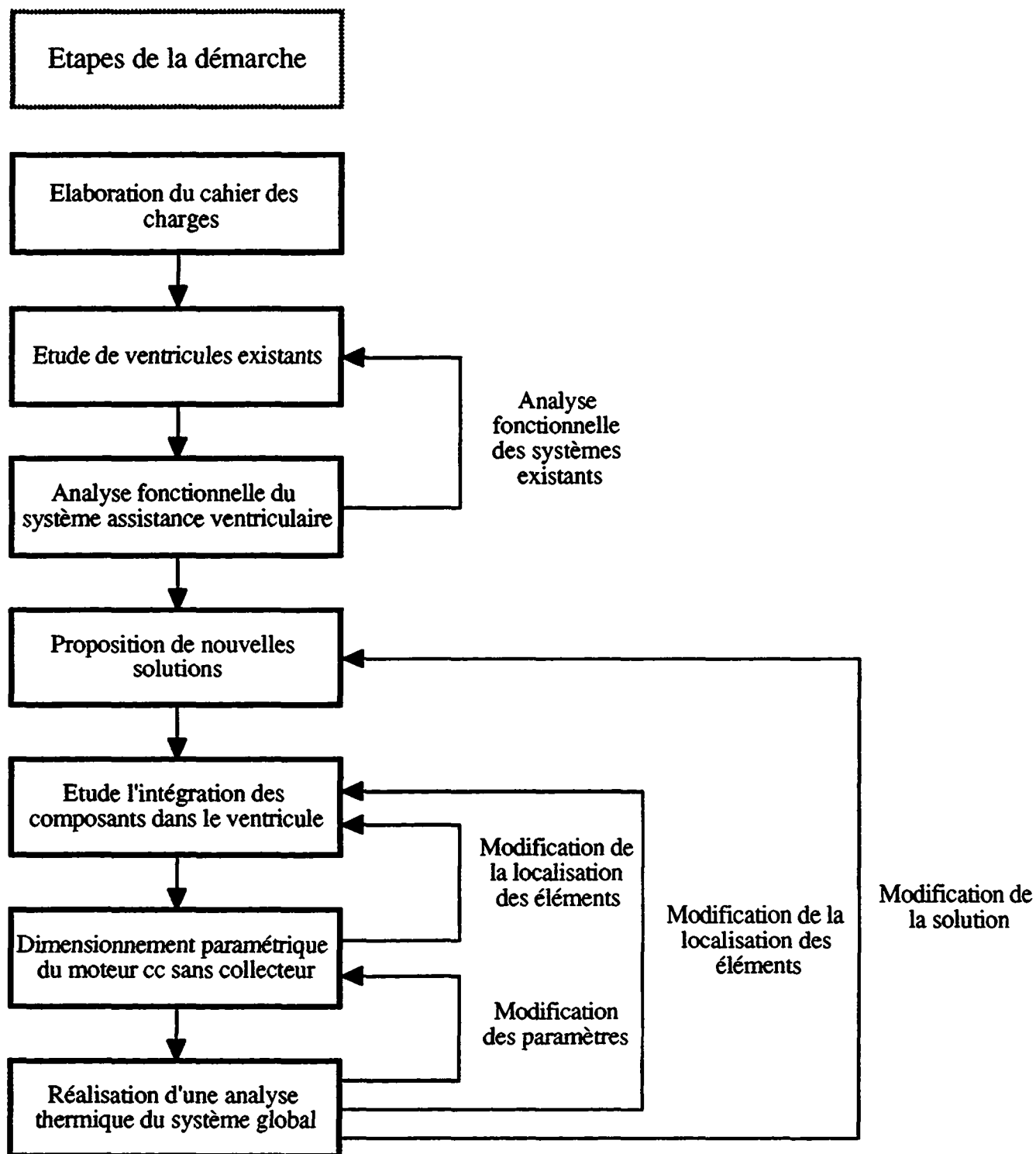
Une telle démarche s'accompagne d'un processus itératif permettant d'aboutir à un système optimum. En effet, pour certaines étapes de la méthodologie, il est nécessaire de vérifier l'adéquation au cahier des charges avant de poursuivre et de revenir à l'étape précédente en cas de non conformité. Il est en effet absurde d'aboutir à la fin de la méthodologie et de se rendre compte à ce stade du projet de performances du système inférieures aux prévisions.

La première itération concerne l'étude des systèmes existants et l'analyse fonctionnelle qui permet une meilleure étude des différents principes existants en réalisant une comparaison modulaire. Cette méthode permet un bilan fonctionnel, dont les buts sont identiques à la recherche systématique de solutions, à savoir une comparaison ciblée des différentes fonctions réalisées. La seconde itération permet de réaliser le dimensionnement paramétrique des composants, tout en réalisant l'intégration de ceux-ci.



Organigramme 1.1 : Méthodologie générale

Un processus itératif entre ces deux étapes s'instaure pour aboutir à une solution adéquate. Les itérations suivantes permettent un retour aux étapes précédentes, dans le cas d'une incompatibilité entre les performances du système obtenues et les contraintes de base. Tout ce processus est décrit dans l'organigramme 1.2, où les différentes étapes générales de la méthodologie ont été volontairement remplacées par les différentes parties de l'exemple décrit dans ce travail, donnant une vision plus concrète de la méthodologie.

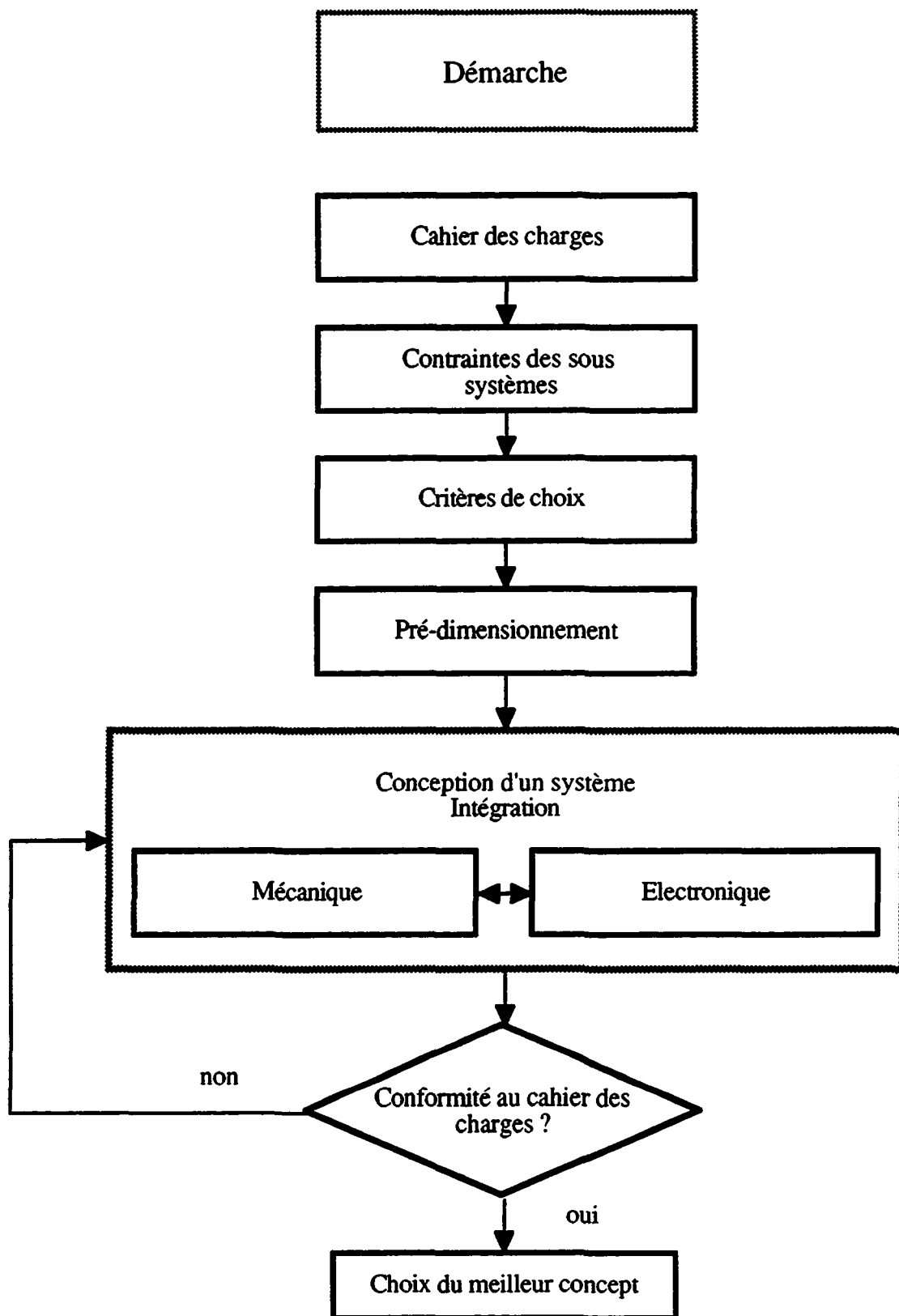


Organigramme 1.2 : Processus itératif de la démarche

1.3 PROCESSUS D'INTEGRATION

Il est intéressant de s'attarder sur le processus d'intégration permettant de disposer au mieux les différents éléments du système. En effet, la seule manière d'évaluer les performances de différents sous-systèmes d'un projet complexe est d'intégrer judicieusement ces différents composants pour permettre une évaluation du système global. La méthodologie proposée est résumée dans l'organigramme 1.3. Ces différentes étapes sont développées ci-après:

- **Cahier des charges** : le cahier des charges général, première partie de la méthodologie globale de conception, doit être affiné et précisé ici, lors de la phase d'intégration des différents composants du système. En effet, le cahier des charges général contient les différentes requêtes relatives au système global et non aux différents sous-systèmes. Il est donc nécessaire, avant de procéder au pré-dimensionnement des différents composants, de préciser certains détails de conception;
- **contraintes des sous-systèmes** : l'affinement du cahier des charges permet d'élaborer les contraintes spécifiques aux différents sous-systèmes;
- **critères de choix** : à l'aide des contraintes de chaque sous-système, les critères de choix peuvent être élaborés, permettant la comparaison ultérieure des différents concepts;
- **pré-dimensionnement** : un pré-dimensionnement de chaque composant est nécessaire pour permettre de prédéterminer les principales caractéristiques dudit composant. Il s'agit essentiellement des contraintes d'interface avec les autres sous-systèmes;
- **conception d'un système et intégration** : cette étape est la plus importante, puisque c'est ici qu'il faut concevoir, à l'aide des propositions de solutions établies, de nouveaux concepts. L'intégration doit tenir compte des différentes parties mécaniques, électroniques ou électromécaniques en les combinant judicieusement. En effet, certaines fonctions peuvent être réalisées par une approche mécanique ou électronique;
- **conformité au cahier des charges** : après avoir réalisé l'intégration des différents composants, une comparaison entre les caractéristiques du système et les contraintes établies précédemment permet d'accepter ou de refuser la variante. En cas de refus, une nouvelle intégration doit être réalisée ou alors le concept doit être abandonné;
- **choix du meilleur concept** : il est alors maintenant possible de comparer les différents concepts entre eux, sachant que chaque concept a atteint un degré d'intégration suffisant.



Organigramme 1.3 : Méthodologie d'intégration

1.4 CONCLUSION

Pour illustrer le bien fondé de cette démarche, les chapitres suivants présenteront les différentes étapes de la méthodologie au travers de l'étude de cas de la conception d'un ventricule artificiel. Cet exemple traite de la conception d'un activateur pour ventricule d'assistance cardiaque implantable. Tout au long des chapitres suivants, le cahier des charges, les contraintes du système, les propositions de solutions, ainsi que le choix de celles-ci seront illustrés de manière à mieux comprendre les objectifs ainsi que les résultats d'une telle méthodologie. De même, le processus itératif de la méthodologie, ainsi que celui de l'intégration seront plus clairement exposés au lecteur.

CHAPITRE 2

ÉTUDE COMPARATIVE DES VENTRICULES EXISTANTS

2.1 INTRODUCTION

Depuis les années 70, plusieurs groupes de recherche travaillent à l'élaboration d'un ventricule artificiel, souvent dans le but de créer un coeur artificiel. Ces groupes de recherche venant de différents pays comme les USA, le Japon, la Chine, l'Italie, la Suisse, etc. travaillent tous sur un système différent comportant chacun ses avantages et ses inconvénients.

Pour l'étude d'un nouvel activateur, il est donc nécessaire de connaître les différents principes déjà existants et testés afin de déterminer une nouvelle solution si possible meilleure que les autres. Dans cette étude, toutes les solutions existantes à ce jour n'ont pas été présentées. En effet, certains systèmes trop volumineux ou lourds sont impossibles à tester in vivo et par conséquent ne présentent aucun intérêt. Seuls les ventricules utilisés cliniquement, ayant un bon taux de réussite en expérimentations animales, ont été pris en considération.

La comparaison des différents systèmes se fera sur la base de données recueillies à différentes dates. Les chiffres présentés ici sont donc à remettre à jour constamment. La masse, le volume et le rendement du ventricule seront les principales grandeurs comparées.

2.2 CAHIER DES CHARGES

Pour comparer et développer un nouveau système d'assistance ventriculaire, il est nécessaire d'avoir un cahier des charges permettant de définir les différents paramètres qui composent un tel système. En 1980, le NHLBI (National Heart, Lung and Blood Institute) [29] a établi le cahier des charges d'un ventricule d'assistance type qui se résume comme suit :

- être capable d'assister le ventricule gauche avec un débit constant de 10 [l/min] sans avoir une fréquence de battement supérieure à 120 [bpm]. Cette opération doit être possible avec une pression aortique moyenne de 120 [mmHg] et une pression de crête de 150 [mmHg];
- la durée de vie doit être de 2 ans minimum sans devoir ré-opérer le patient;
- le ventricule doit posséder un système de contrôle simple, répondant au besoin du système cardio-vasculaire;

- la conception du ventricule doit permettre de minimiser les risques d'hémolyses, de thromboses etc.;
- le ventricule doit être biocompatible (non-toxique, non-corrosif, etc.) et stable dans l'environnement biologique;
- le ventricule ne doit pas dégager une chaleur susceptible d'endommager les tissus environnants;
- le ventricule doit avoir une autonomie de 10 heures en ayant un système électrochimique de stockage de l'énergie à l'extérieur du corps;
- le ventricule doit avoir une autonomie de 30 minutes ou plus avec un stockage d'énergie interne. Dans ces conditions, le ventricule doit pouvoir fournir un débit de 7 [l/min], avec une pression aortique moyenne de 100 [mmHg].

D'autre part, un certain nombre de facteurs humains doivent aussi être considérés :

- le ventricule doit pouvoir fonctionner dans toutes les orientations possibles, en présence de vibrations, chocs mécaniques et mouvements de muscles. Les effets gyroscopiques doivent être minimisés;
- la forme, le poids et le volume du ventricule doivent être compatibles avec l'anatomie humaine;
- le bruit ainsi que les vibrations créés par le ventricule doivent être acceptables du point de vue physiologique et psychologique;
- La qualité de vie du patient doit être suffisante pour qu'il puisse vivre une vie décente.

2.3 COMPARAISON DES DIFFERENTS VENTRICULES EXISTANTS

2.3.1 Principes de fonctionnement des systèmes existants

Dans cette comparaison, seules les pompes pulsantes seront prises en considération. A l'heure actuelle, il est en effet impossible d'affirmer que le pompage continu du sang puisse être viable. On élimine de ce fait toutes les pompes de type axial.

Pour présenter ces différents systèmes, nous donnerons tout d'abord une classification permettant de regrouper les différents systèmes étudiés. En analysant l'emplacement de l'activateur au sein du ventricule, seules trois possibilités ont été retenues, à savoir:

- A) conception du ventricule avec un activateur placé en périphérie du sac contenant le sang;
- B) conception du ventricule avec un activateur placé contre le sac contenant le sang;
- C) conception du ventricule avec un activateur placé à l'intérieur du sac contenant le sang.

On obtient alors sur le tableau suivant, la répartition des ventricules étudiés dans les trois catégories décrites ci-dessus.

A	B	C
NOVACOR MK22 ABIOMED	TEXAS/GOULD THERMEDICS-Boston MKIV PENNSYLVANIA-STATE NIMBUS-Cleveland Clinic IRCV/EPFL	

Tab. 2.1 : Répartition des différents ventricules en trois catégories

On peut remarquer dans la liste des ventricules étudiés ci-dessus, que la conception d'un activateur à l'intérieur du sac n'est pas utilisée. Dans la recherche de nouvelles solutions présentée au chapitre 3, un tel système sera toutefois examiné.

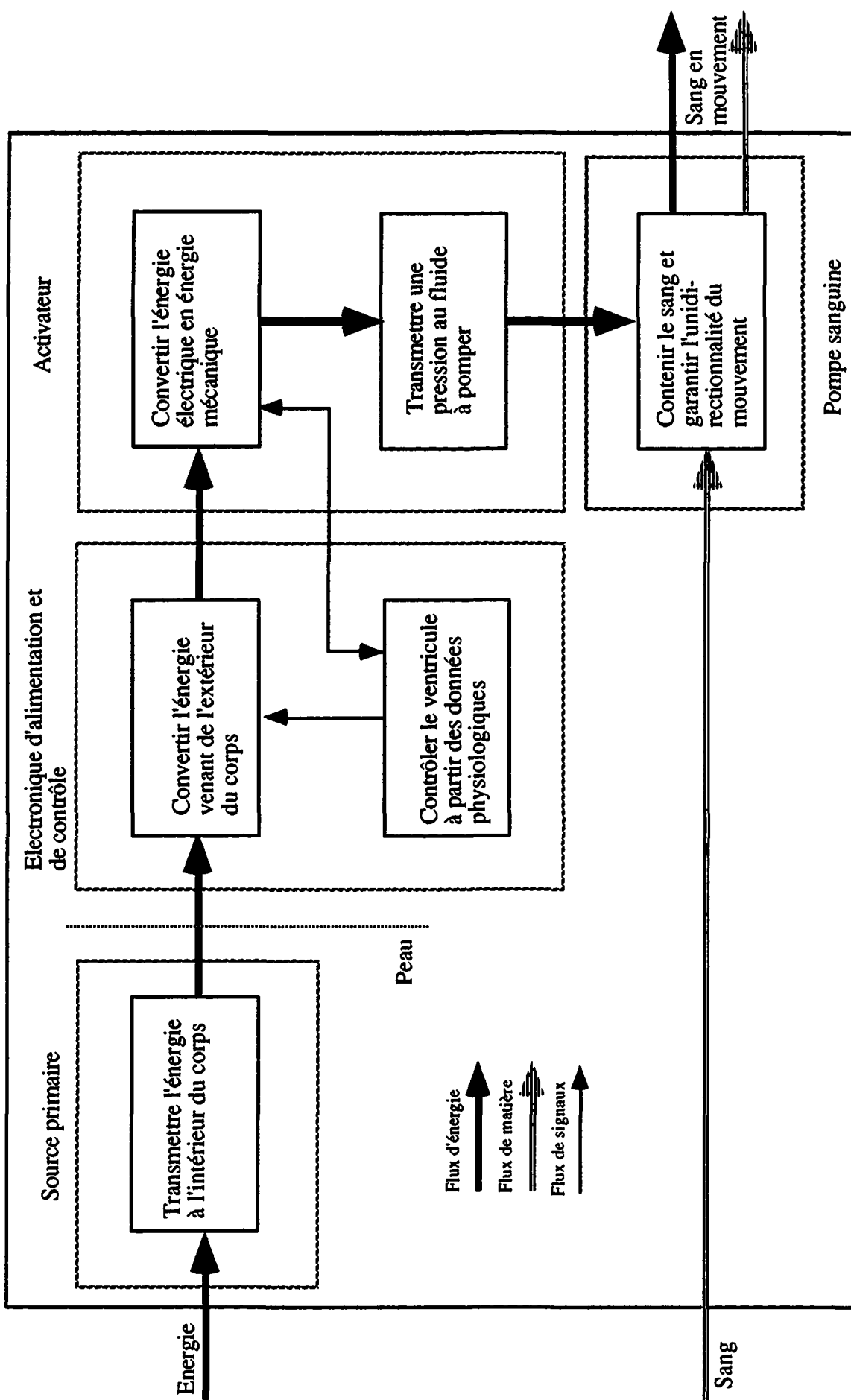
2.3.2 Analyse fonctionnelle

La fonction principale d'un ventricule qui est de "pomper le sang de manière pulsante" peut être décomposée en plusieurs fonctions partielles. L'organigramme 2.1 représente l'ensemble de ces fonctions partielles, permettant ainsi de décomposer l'analyse du fonctionnement d'un ventricule d'assistance.

Certaines fonctions partielles ont été regroupées en modules qui correspondent souvent à une entité physique dans la réalité. On observe ainsi quatre modules distincts qui regroupent l'ensemble des fonctions partielles, à savoir :

- électronique du primaire;
- électronique d'alimentation et de contrôle;
- activateur;
- pompe sanguine.

Dans l'étude de chaque ventricule, se trouve un schéma bloc. Ces schémas bloc présentent les solutions utilisées dans le cas étudié, pour réaliser les fonctions partielles du ventricule. De cette manière on pourra comparer de façon plus méthodique chaque module séparément. De plus, cette décomposition en fonctions partielles nous permettra par la suite, lors de l'investigation de nouvelles solutions, de focaliser nos recherches sur une fonction et non sur l'ensemble du ventricule.



Organigramme 2.1 : Assistance ventriculaire complète

2.3.3 Le ventricule NOVACOR MEDICAL

a) Description

Le ventricule NOVACOR [22] (voir fig. 2.1) se compose d'un électro-aimant de type réductant couplé à deux plateaux placés symétriquement, comprimant simultanément le sac contenant le sang. Les deux plateaux sont montés de façon opposée sur le sac, produisant ainsi une déformation symétrique. Le déplacement maximum d'un plateau (6.4 [mm]) est égal à la moitié de la course réduisant de ce fait les déformations dans le sac et augmentant ainsi sa durée de vie.

Le sac est réalisé en polyuréthane (épaisseur : 0.5 [mm]) et sa section est circulaire. L'entrée et la sortie du fluide se fait tangentielle au sac et deux valves sont placées respectivement à l'entrée et à la sortie du ventricule. L'activateur est placé entre les deux entrées de façon à obtenir une forme aussi compacte que possible.

L'énergie externe est transmise à l'intérieur du corps par un système inductif. Les bobines primaire (externe) et secondaire (interne) ont une forme de ceinture faisant tout le tour de la taille du patient.

Un tel système ne produit aucune réaction de couple, moment, ou effet gyroscopique qui pourraient être transmis aux tissus adjacents. Le système nécessite une chambre de compliance (le rôle de la chambre de compliance est d'éviter le développement de pressions négatives lors de la compression d'un ventricule artificiel).

b) Cycle de fonctionnement

L'activateur se compose de deux parties mobiles symétriques, chacune d'elles étant couplée à un ressort de découplage relié à un plateau (voir fig. 2.1). Au début de l'éjection, le système réductant est activé et les deux parties mobiles se rapprochent rapidement. L'énergie mécanique produite est transférée aux ressorts précontraints qui exercent alors une force sur le sac. Une fois l'éjection terminée, l'activateur reprend sa place initiale, et le ventricule se remplit passivement. L'organigramme 2.2 décrit l'ensemble des fonctions du ventricule.

c) Réglage de l'activateur

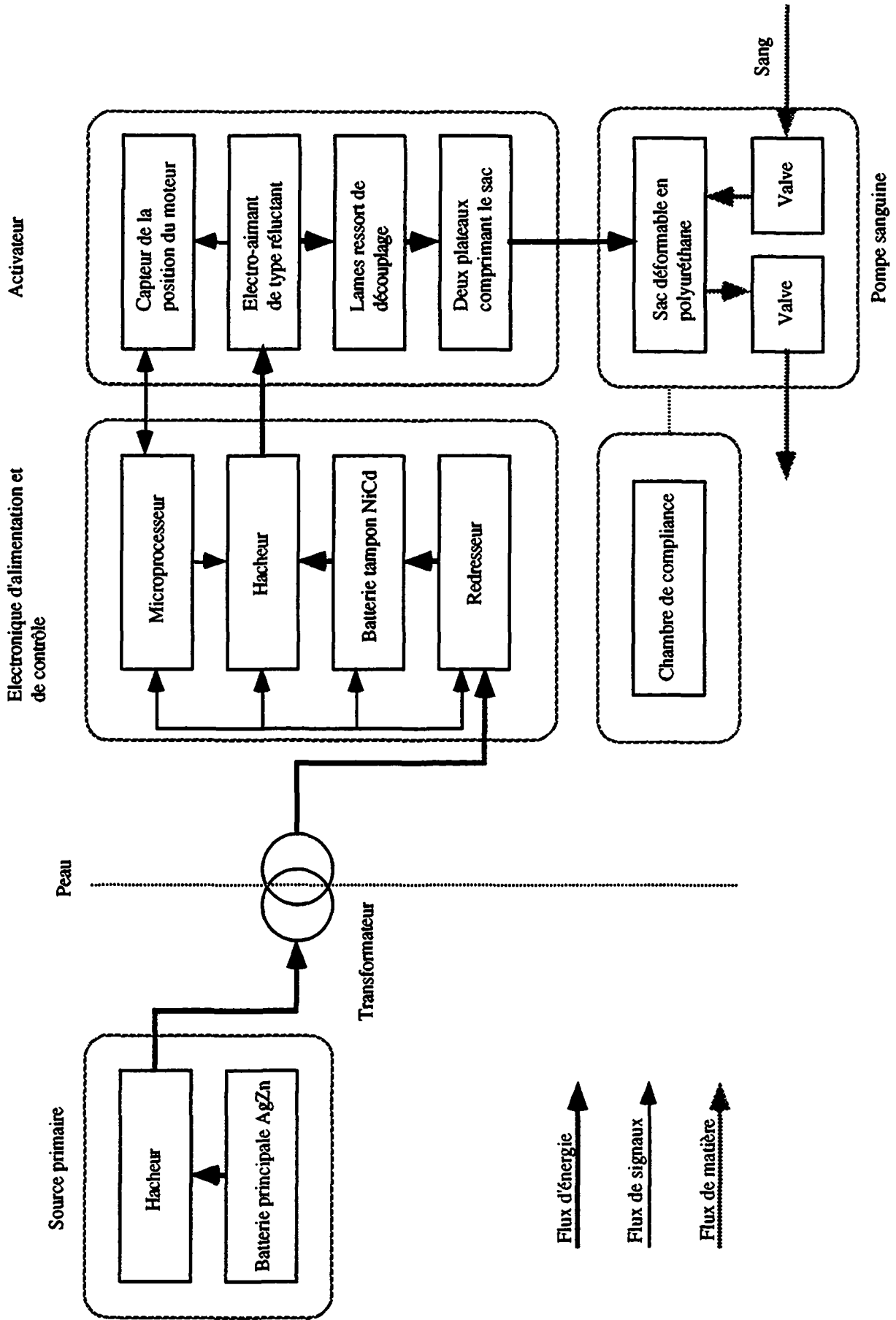
Le contrôle de l'activateur se fait par l'intermédiaire d'un microprocesseur. Un capteur intégré au système réductant permet de connaître la position du plateau. Le mode de fonctionnement principal étant la contreimpulsion, la commande est basée sur la détection du taux de remplissage du sac, lui-même évalué à partir du capteur de position. Dans ce cas, la contreimpulsion est appliquée sans capteur supplémentaire.

d) Tests

Plus de 100 expériences animales ont été effectuées pour les tests du système Novacor. Sur ces expériences, plus de 50 ont été des études chroniques pour les tests de longue durée. Huit d'entre elles ont duré plus de 3 mois et une seule plus de 6 mois. Enfin, des tests *in vitro* (67'000 h) ont pu être réalisés durant près de 8 années, montrant l'endurance du système complet.

Des expériences cliniques ont également été réalisées avec une électronique externe depuis 1984. Le tableau suivant donne les principaux tests *in vivo* sur la base de données mises à jour en 1989 [24].

Ventricule NOVACOR MEDICAL



Organigramme 2.2 : Ventricule NOVACOR MEDICAL

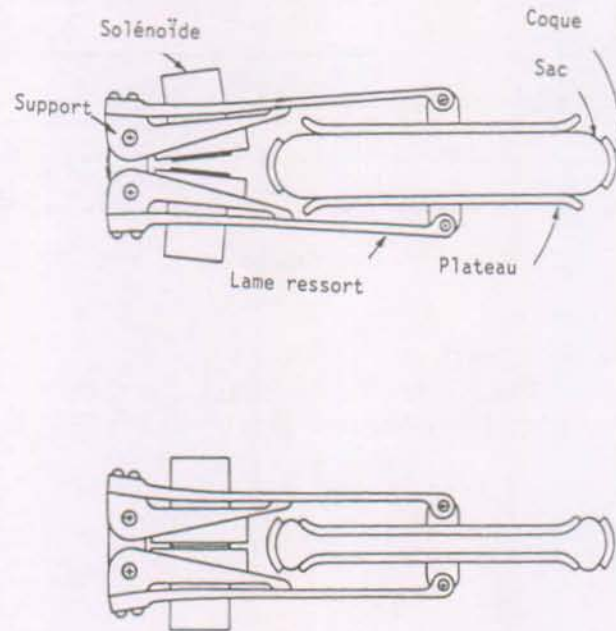


Fig. 2.1 : Schémas du ventricule NOVACOR ouvert et fermé [22]

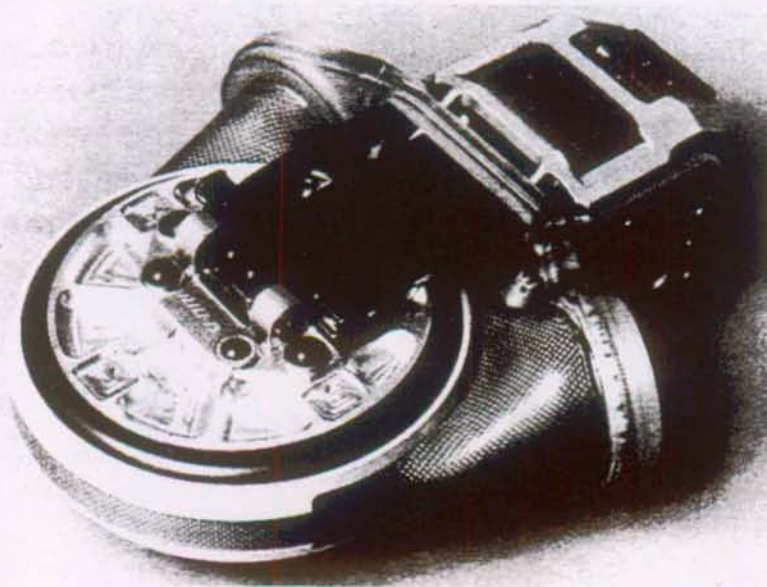


Fig. 2.2 : Photo du NOVACOR [22]

Système	Expérimentation (nombre)	Durée	
		Cumulée (années)	longueur max. (jours)
VAD (animal)	59	12.1	279
VAD (humain)	51	3.4	125
VVC	8	4.9	767
BST	71	43.0	1'148
Système complet	1	-	260

Tab. 2.2 : Expérimentation du NOVACOR

VAD : Assistance ventriculaire (Ventricular Assist Device)
VVC : Chambre de compliance (Variable Volume Compensator)
BST : Système de transfert d'énergie à travers la peau (Belt Skin Transformer)

2.3.4 Le ventricule ABIOMED

a) Description

Le ventricule ABIOMED [1,30,33] (voir fig. 2.4) se compose principalement de deux chambres contenant chacune un sac en polyuréthane. Entre ces deux chambres se trouve une valve assurant l'unidirectionnalité du fluide entre la première et la seconde chambre. A l'entrée de la première chambre se trouve une seconde valve pour empêcher le sang de retourner dans le ventricule lors de l'éjection.

De plus, entre ces deux chambres, circule un fluide siliconé activé par une pompe centrifuge permettant de chasser le sang d'une chambre à l'autre (voir fig. 2.3). Cette pompe est activée par un moteur à courant continu sans collecteur à grande vitesse (5'000 à 7'000 [t/min]). La pompe centrifuge étant unidirectionnelle, un aiguillage du fluide dans l'une ou l'autre chambre est alors nécessaire. Cette opération est effectuée par une valve hydraulique. Ce système ne nécessite pas de chambre de compliance. L'organigramme 2.3 montre les différentes fonctions partielles du système.

Un système de transmission de l'énergie externe à l'intérieur du corps par induction a été développé. Les bobines du primaire et du secondaire sont de forme circulaire.

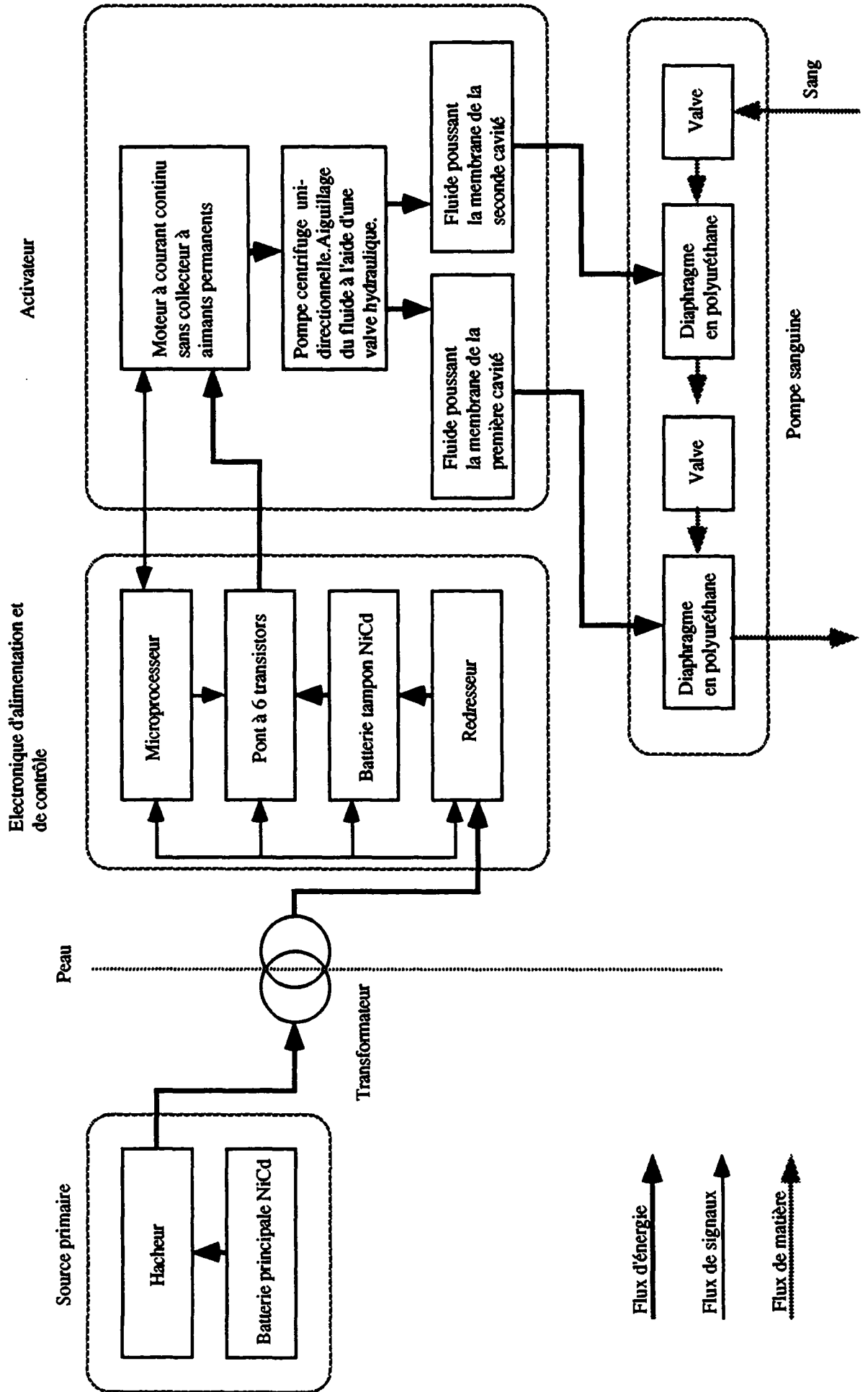
b) Cycle de fonctionnement

Au début de l'éjection, le moteur chasse le liquide siliconé dans la chambre A, éjectant de ce fait le sang dans la chambre B. La valve hydraulique aiguillant le fluide dans le sens contraire, dirige le liquide de la chambre A à la chambre B, chassant le sang dans l'aorte et remplissant à nouveau la chambre A, prête pour un nouveau cycle.

c) Réglage de l'activateur

Le contrôle est réalisé à l'aide d'un microprocesseur. Comme il est impossible de détecter la fin de l'éjection par le biais du moteur, il est nécessaire d'implanter un capteur optique sur le sac. Un capteur de pression est nécessaire pour le réglage de la pression artérielle.

Ventricule ABIOMED



Organigramme 2.3 : Ventricule ABIOMED

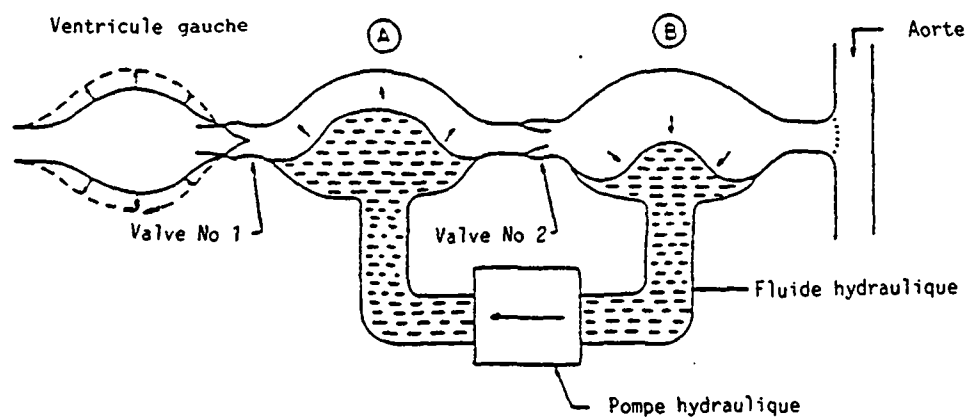


Fig. 2.3: Schéma de fonctionnement du ventricule ABIOMED

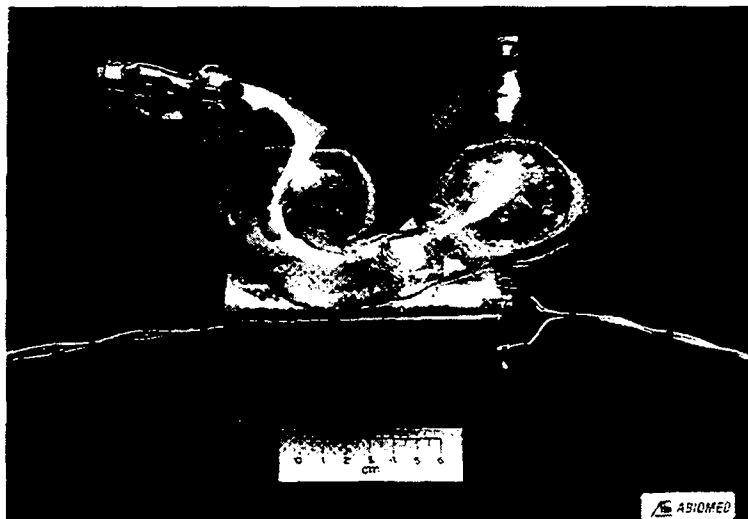


Fig. 2.4: Photo du ventricule ABIOMED [1]

d) Tests

Des tests sur les différentes valves du système ont été effectués, montrant la possibilité d'obtenir près de 270 millions de cycles *in vitro*. Des tests sur l'ensemble du ventricule sont en cours d'évaluation.

2.3.5 Le ventricule TEXAS/GOULD

a) Description

Le ventricule du groupe TEXAS/GOULD [1,33] (voir fig. 2.6) se compose de 5 éléments principaux : une coque rigide contenant tous les éléments du ventricule, réalisée avec un alliage de titane, un plateau servant à déformer le sac contenant le sang, un sac en Biomer dont l'épaisseur est de 0.8 [mm], deux valves et un activateur de type électromagnétique.

L'activateur est lui-même composé d'un moteur à courant continu sans collecteur à aimants permanents (Samarium-Cobalt) entraînant une came à trois lobes par l'intermédiaire d'un engrenage. Cette came est reliée au plateau par trois leviers qui transforment le mouvement rotatif de la came en un mouvement linéaire du plateau (voir fig. 2.5).

En plus du ventricule, une chambre de compliance est nécessaire (120 [mm] de diamètre, 30 [mm] de haut) pour le bon fonctionnement du ventricule. L'organigramme 2.4 décrit les différentes fonctions partielles du système.

b) Cycle de fonctionnement

En début de systole, le moteur à courant continu (1600 [t/min] pour 60 [bpm]) entraîne via un engrenage, une came à trois lobes. En effectuant une rotation, cette came transmet son couple aux trois leviers, qui poussent le plateau linéairement. Lors de la diastole, le plateau reprend sa place initiale et le sac se remplit passivement.

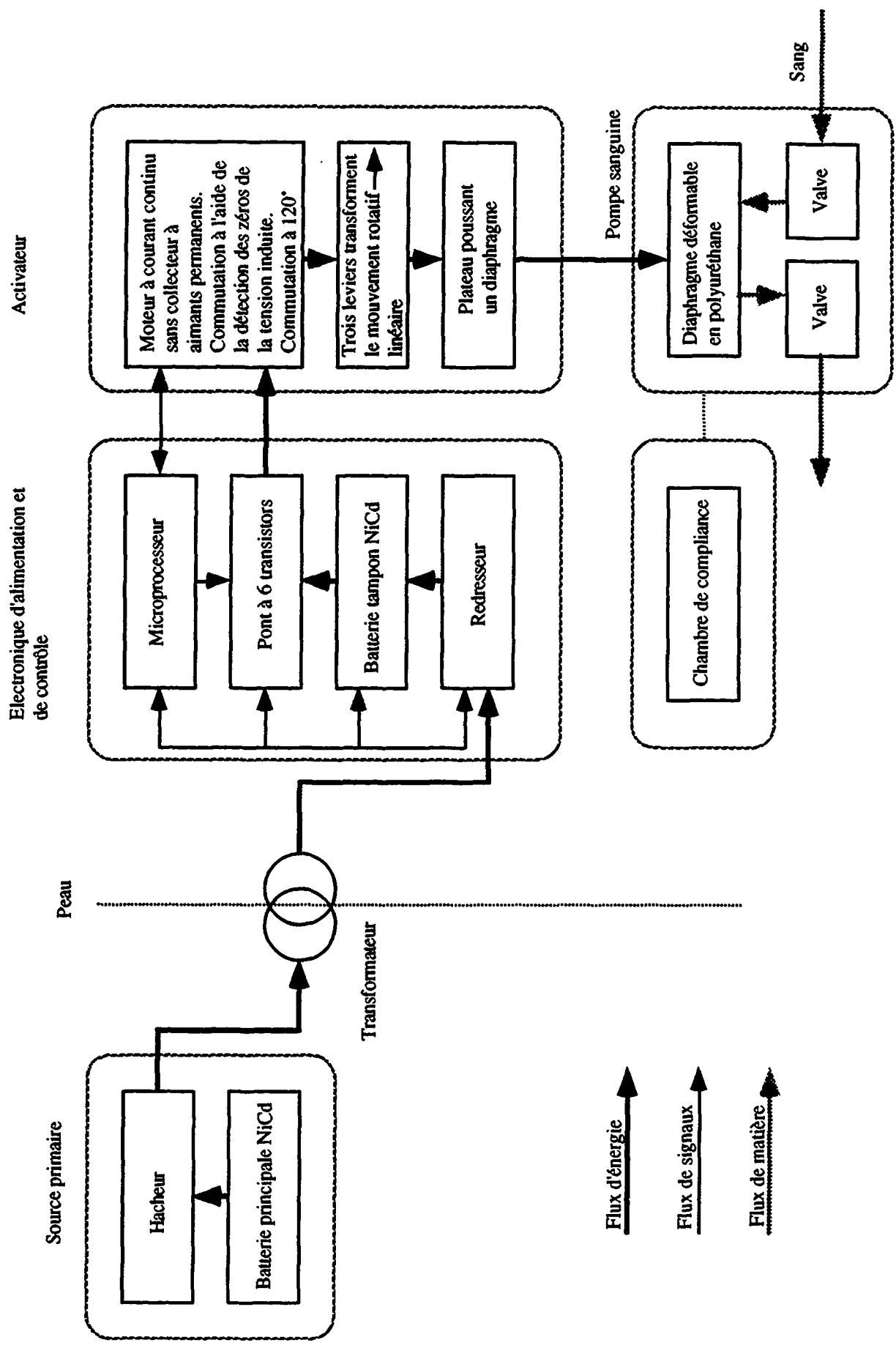
c) Réglage de l'activateur

La commutation des phases du moteur se fait par la détection des zéros de la tension induite de la phase non alimentée (commande à 120°).

d) Tests

Ce ventricule a effectué plus de 139 millions de cycles (environ 3.3 ans à raison de 80 [bpm]) sur banc d'essai pour tester la fiabilité de tout le système. Des expériences animales (au nombre de 26) ont également été réalisées sur des bovins avec des durées d'expérimentation allant jusqu'à 6 mois.

Ventricule TEXAS/GOULD



Organigramme 2.4 : Ventricule TEXAS/GOULD

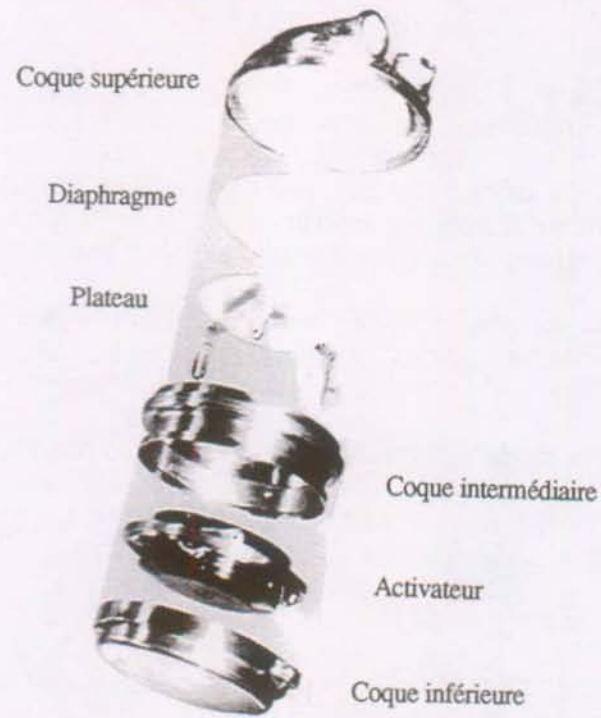


Fig. 2.5: Vue éclatée du ventricule TEXAS/GOULD [15]

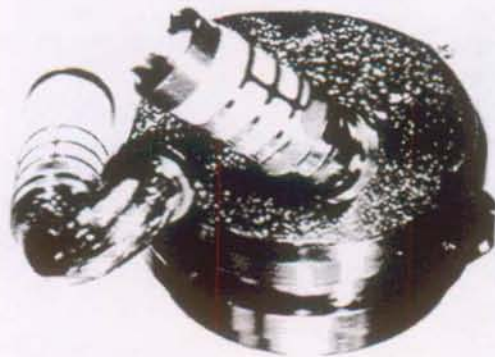


Fig. 2.6: Photo du TEXAS/GOULD [1]

2.3.6 Le ventricule THERMEDICS-BOSTON

a) Description

Le ventricule THERMEDICS-BOSTON [1,2,25] (voir fig. 2.8) se compose principalement d'une coque rigide contenant un sac souple muni de deux valves, ainsi que d'un activateur. Cet activateur est composé d'un moteur à courant continu sans collecteur avec sondes de Hall, ainsi que d'une came en forme de rampe transformant le mouvement rotatif en un mouvement linéaire du plateau. Le moteur comprend des aimants de type Samarium-Cobalt. Les tôles du stator, ainsi que la culasse rotorique sont réalisées en Vanadium Permadrur.

Le moteur tournant à basse vitesse, et le nombre des pièces en mouvement étant petit, l'usure des différentes parties du système est faible. Une chambre de compliance est toutefois nécessaire.

Un système de transfert de l'énergie à travers la peau par induction (TET : Transcutaneous Energy Transmission) a été développé par Thermedics. L'organigramme 2.5 permet de visualiser les différentes fonctions partielles du ventricule.

b) Cycle de fonctionnement

Le moteur entraîne à basse vitesse deux galets suiveurs se déplaçant sur deux cames concentriques en forme de rampe, permettant de transformer le mouvement rotatif en mouvement linéaire (voir fig. 2.7). Une fois la systole terminée, les galets reprennent leur place initiale et le sac se remplit passivement. Une révolution du moteur correspond à un cycle de fonctionnement.

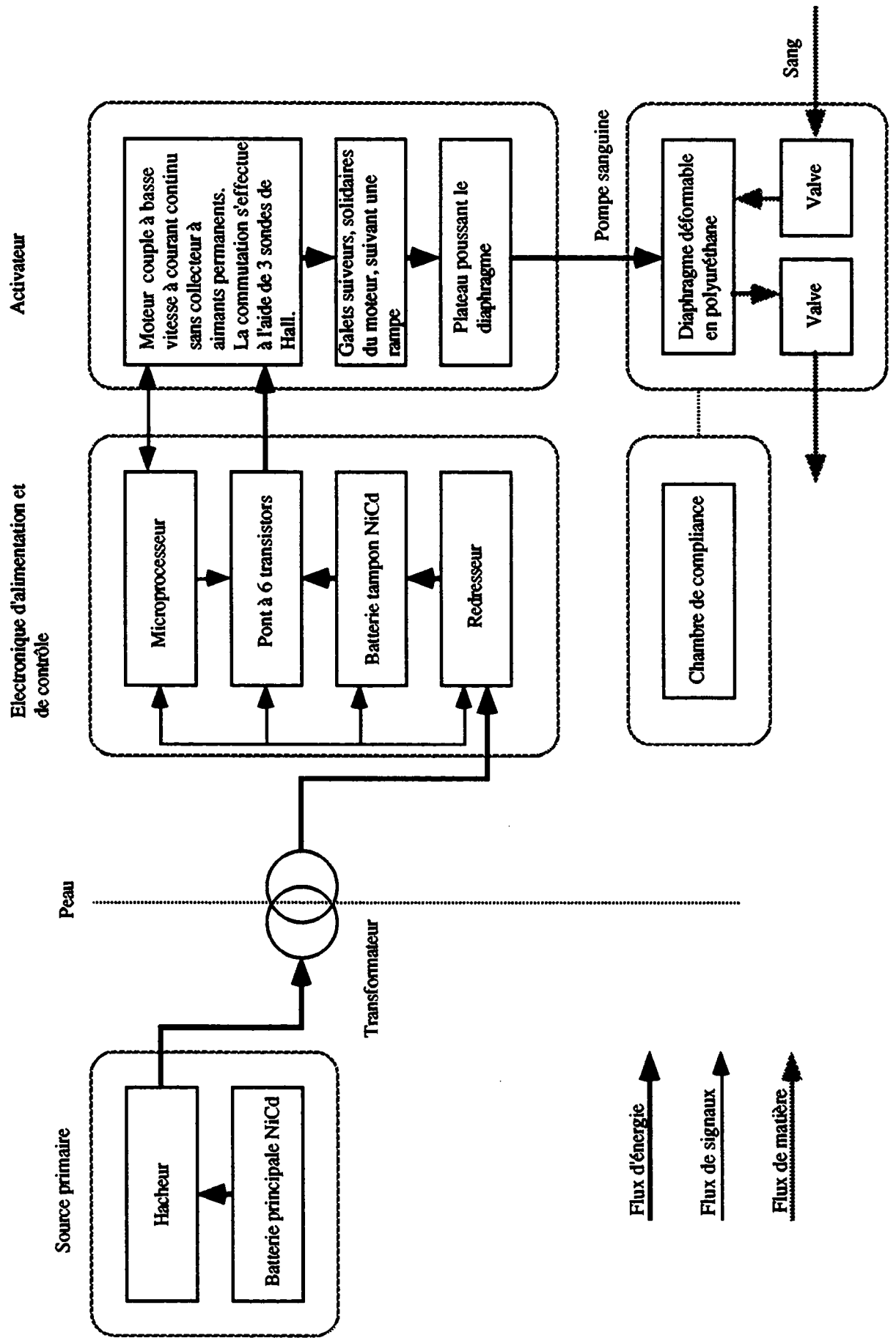
c) Réglage de l'activateur

Le moteur couple est activé par l'intermédiaire d'un signal en provenance soit de l'ECG, soit du signal du remplissage du sac donné par un capteur Hall. Ceci permet de fonctionner en mode de contre pulsation. L'ensemble du réglage est contrôlé par microprocesseur.

d) Tests

Différents tests in vitro et in vivo ont été réalisés sur ce ventricule. La plus longue expérience in vivo a duré près de 180 jours. Au total, 1375 jours d'expérience ont été accumulés avec en moyenne 50.9 jours de survie par expérience (27 au total) [1]. Des applications cliniques avec un système à air comprimé utilisé comme assistance cardiaque ont débuté en Europe et aux USA. Le tableau ci-dessous résume les données des tests mises à jour en 1989 [21]. De plus, en mars 1991, une implantation temporaire humaine a pu être réalisée durant 48 heures, permettant de mettre en évidence différents problèmes de biocompatibilité.

Ventricule THERMEDICS-BOSTON



Organigramme 2.5 : Ventricule THERMEDICS-BOSTON

Type d'expérience	Nombre d'expérience	Durée	
		Moyenne (jours)	Maximum (jours)
Animale - Air comprimé - Electromécanique	120	-	360 180
Humaine - Air comprimé	17	19	132
In vitro - Electromécanique	-	-	260

Tab. 2.3 : Expérimentation du ventricule THERMEDICS

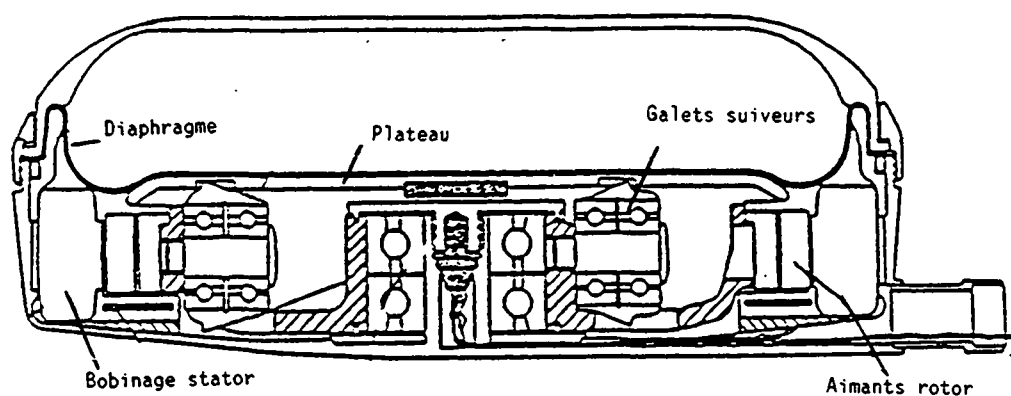


Fig. 2.7 : Coupe du ventricule THERMEDICS-BOSTON [2]

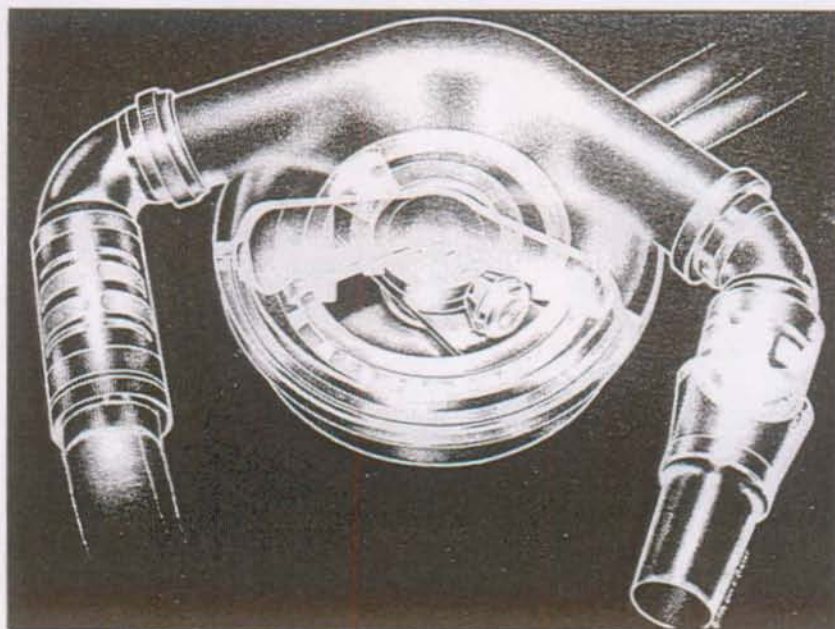


Fig. 2.8 : Représentation du ventricule THERMEDICS-BOSTON

2.3.7 Le ventricule PENNSYLVANIA-STATE

a) Description

Le ventricule PENNSYLVANIA STATE [6] se compose principalement d'un sac contenant le sang et d'un plateau, qui est activé par un moteur à courant continu sans collecteur via une came hélicoïdale. Deux valves de type Björk-Shiley assurent l'unidirectionnalité du sang dans le ventricule. La transformation du mouvement rotatif en mouvement linéaire se fait par l'intermédiaire d'une came ou d'une vis à rouleaux satellites (voir fig. 2.9).

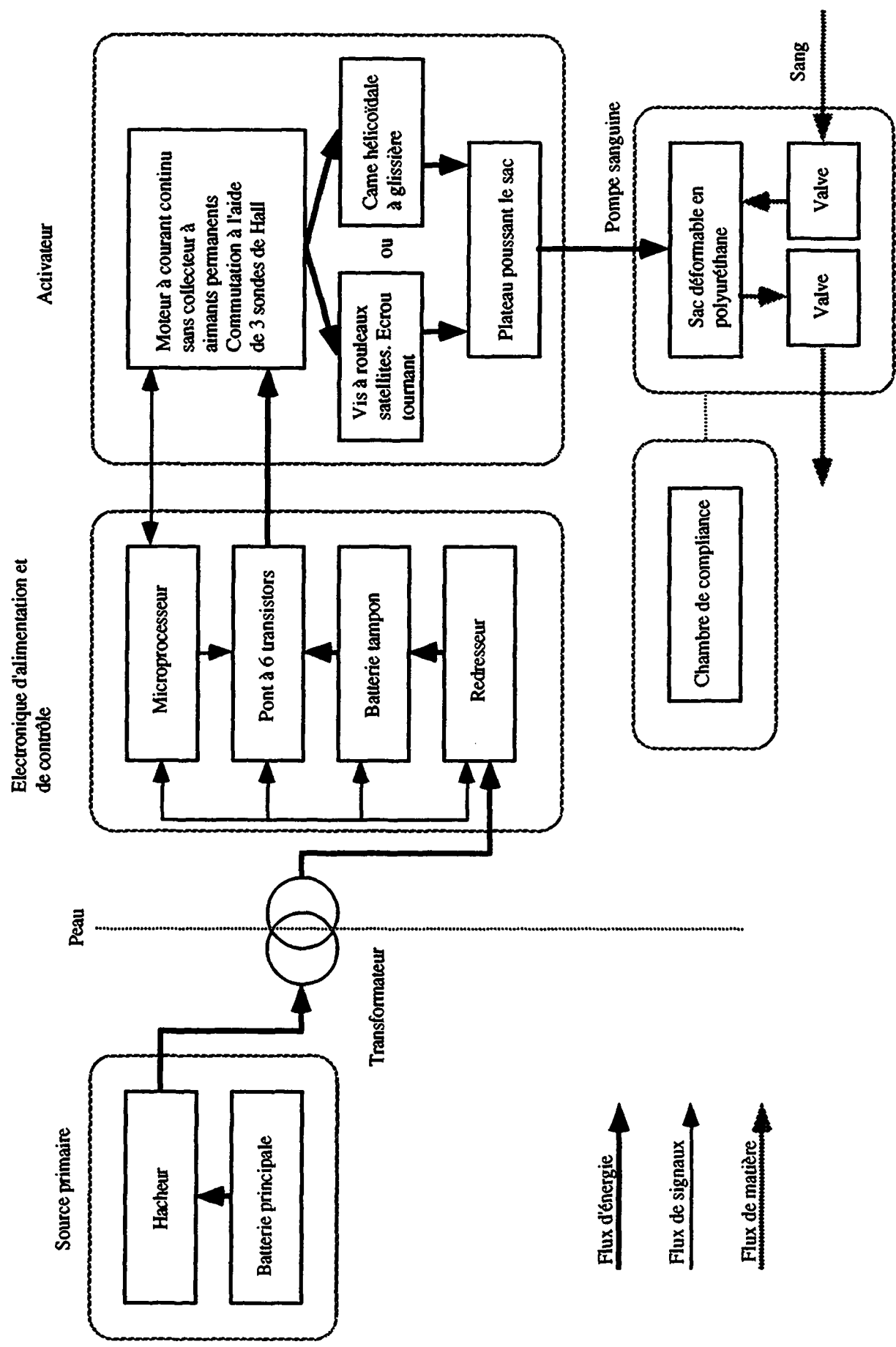
Une transmission de l'énergie à travers la peau par induction a été développée. L'organigramme 2.6 décrit l'ensemble des fonctions partielles du ventricule.

b) Cycle de fonctionnement

Dans le cas du système à came, le moteur tourne à basse vitesse et entraîne une came hélicoïdale à glissière dans laquelle se déplacent des galets suiveurs. Ces galets sont reliés au plateau et transforment ainsi le mouvement rotatif en un mouvement linéaire. Une fois l'éjection terminée, le sac se remplit passivement.

Dans le cas de la vis à rouleaux satellites, le plateau est relié à la vis et le rotor du moteur agit directement sur l'écrou.

Ventricule PENNSYLVANIA-STATE



Organigramme 2.6 : Ventricule PEESYLVANIA-STA

c) Réglage de l'activateur

La commutation s'effectue à l'aide de 3 sondes de Hall permettant de déterminer la position du rotor. Un 4ème capteur de type Hall détecte la fin de l'éjection permettant de fonctionner en mode de contrepulsation.

d) Tests

Le tableau suivant résume les principales expériences in vivo réalisées sur des veaux avec les deux différents systèmes (came et vis à rouleaux) [1,4].

Type	Expérimentation (nombre)	Durée	
		Moyenne (jours)	Maximum (jours)
Came hélicoïdale	7	81	129
	2	-	Mort dans les 24 h
Vis à rouleaux satellites	6	48	93
	1	-	76

Tab. 2.4 : Expérimentation du PENNSYLVANIA STATE

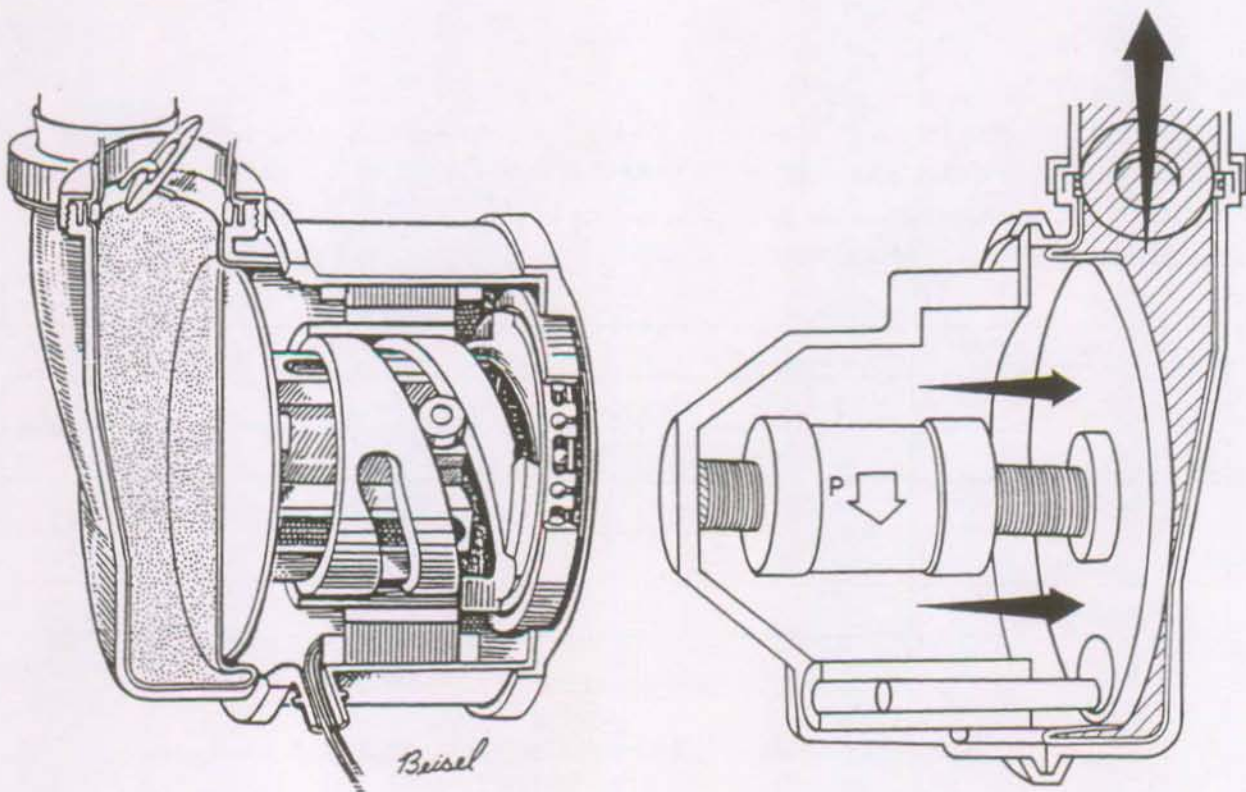


Fig. 2.9 : Vue en coupe du ventricule PENNSYLVANIA STATE avec came [6] (à gauche) et schéma simplifié du système avec vis à rouleaux satellites (à droite) [12]

2.3.8 Le ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC

a) Description

Le ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC [1,26] (voir fig. 2.10) est basé sur un système d'activation de type électro-hydraulique. Il se compose principalement d'un moteur à courant continu sans collecteur, d'une pompe à engrenage, d'un piston couplé magnétiquement à un plateau et d'un diaphragme. En enlevant la 6 ou 7ème côte, on peut placer le ventricule contre la cage thoracique. De part sa forme, une partie du volume est placée entre les côtes (voir fig. 2.11).

La transmission de l'énergie par induction à travers la peau a été développée par Thermedics. L'organigramme 2.7 décrit les différentes fonctions partielles du ventricule.

b) Cycle de fonctionnement

Lors d'une éjection, le moteur active la micro-pompe, qui crée une surpression entre le liquide pompé et un piston. Ce piston est couplé magnétiquement au plateau pouvant garantir l'étanchéité de l'activateur. En diastole, le ventricule se remplit passivement. Le liquide contenu dans la micro-pompe sert également à lubrifier tous les éléments en contact avec le liquide.

c) Réglage de l'activateur

La commutation du moteur se fait par la détection des zéros de la tension induite de la phase off (120°). La synchronisation du ventricule avec le coeur naturel est établie en détectant le taux de remplissage du sang.

d) Tests

Un prototype monté sur banc d'essai a fonctionné sans interruption pendant 3.5 ans. D'autres expériences sont rapportées dans le tableau 2.5 [14].

Système	Expérimentation (nombre)	Durée	
		Moyenne (jours)	Maximum (jours)
EC In vivo	-	-	1800
Pump (Animal)	14	162	250
EC (Animal)	-	-	180
VVD (Animal)	-	-	720
VAS (Animal)	1	-	153
PDP (Humain)	1	-	153

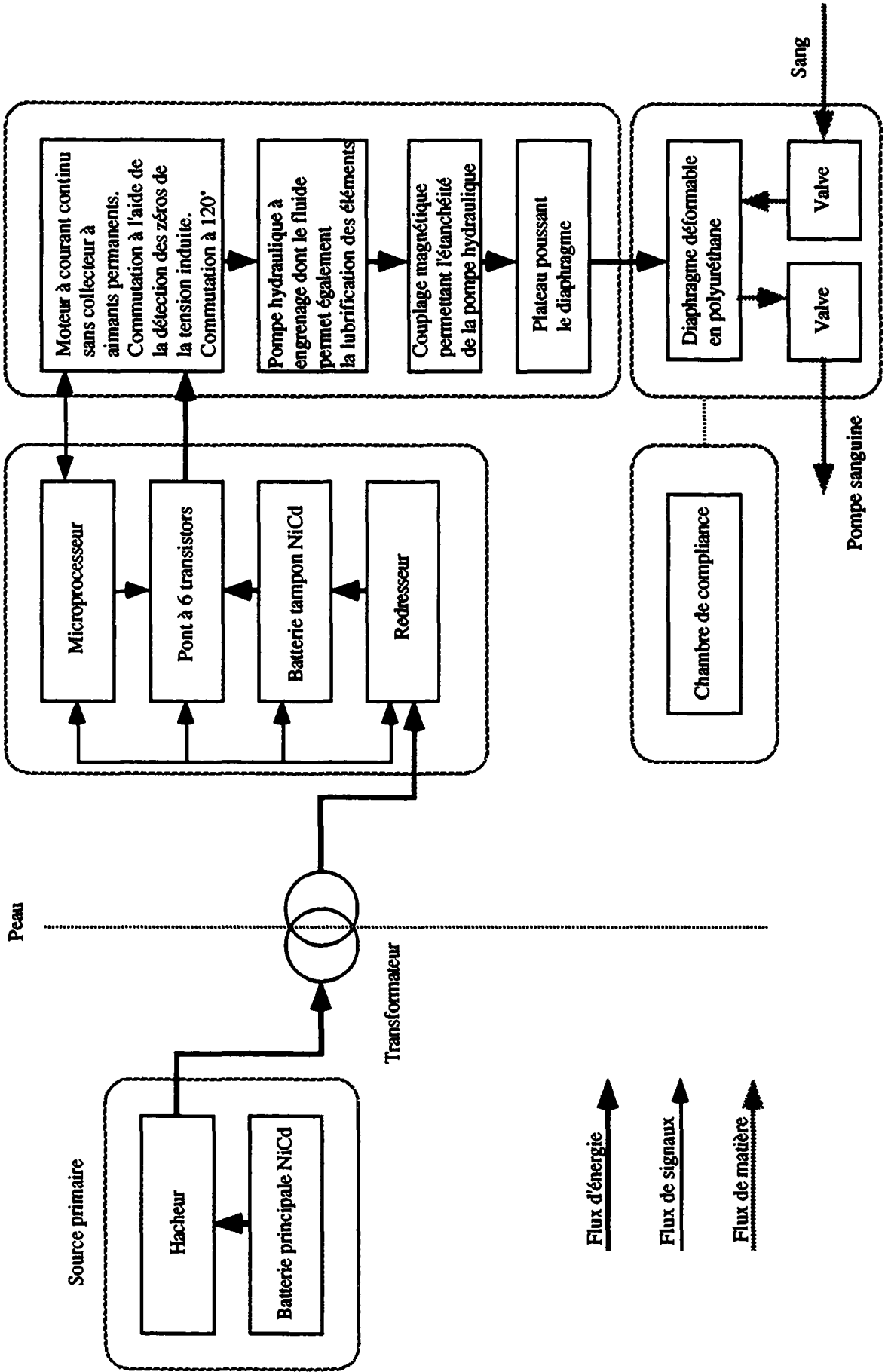
Tab. 2.5 : Expérimentation du NIMBUS

VAS : Assistance ventriculaire complète (Complete Ventricular Assist System)
VVD : Chambre de compliançe (Variable Volume Device)
EC : Convertisseur d'énergie (Energy converter)
PDP : Pompe pneumatique (Pneumatically Driven Pump)

Ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC

Electronique d'alimentation et de contrôle

Activateur



Organigramme 2.7 : Ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC

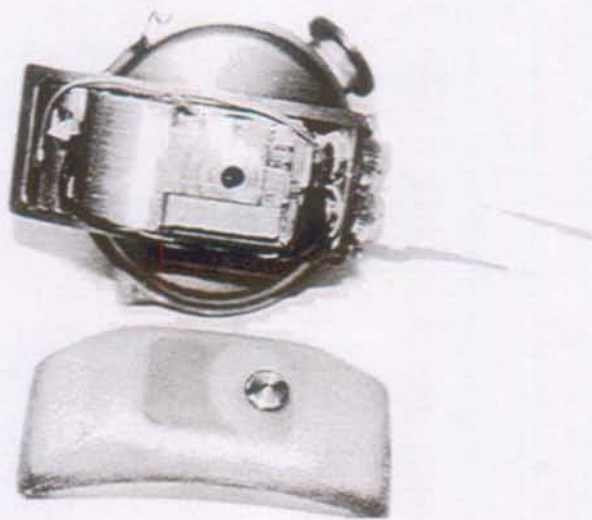


Fig. 2.10 : Photo du ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC [15]

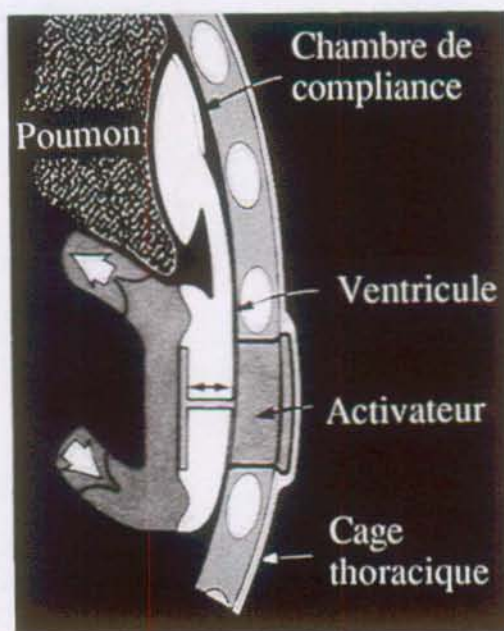


Fig. 2.11 : Schéma d'implantation du ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC [15]

2.3.9 Le ventricule IRCV/EPFL

a) Description

Le ventricule IRCV/EPFL (voir fig. 2.12) est constitué d'un sac de polyuréthane muni de deux valves. Un plateau est lui-même relié à un moteur à courant continu sans collecteur par le biais d'une vis à rouleaux satellites transformant le mouvement rotatif en mouvement linéaire. Le moteur rotatif agit sur la vis à rouleaux satellites pour assurer un mouvement alternatif.

Une transmission de l'énergie à travers la peau a été développée. La forme des bobines interne et externe est circulaire.

Pour obtenir une fiabilité maximum, le ventricule ne comporte aucun capteur. Tous les renseignements utiles au réglage du moteur sont tirés soit du courant, soit de la tension du moteur, transformant ainsi le moteur en capteur indirect. Le ventricule se remplit passivement, le sac n'est donc pas solidaire du plateau. Pour l'implantation, une chambre de compliance est nécessaire. L'organigramme 2.8 montre les différentes fonctions partielles du ventricule.

b) Cycle de fonctionnement

Lors d'une éjection, le rotor du moteur, qui est également l'écrou de la vis à rouleaux satellites, transmet son couple à la vis qui le transforme en une force permettant de pousser le plateau. En diastole, le sac se remplit passivement alors que le moteur tournant en sens inverse remet le plateau dans sa position initiale.

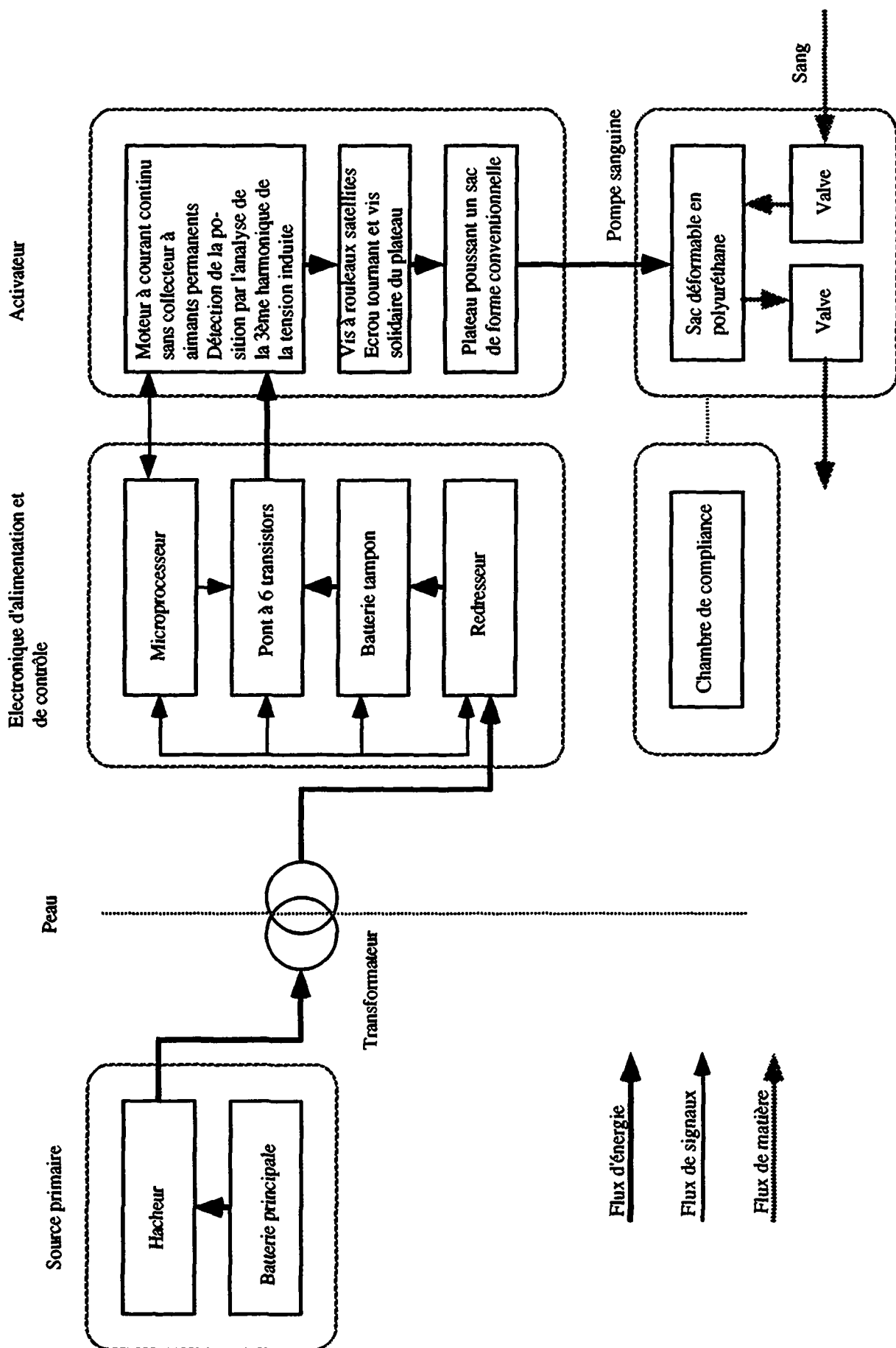
c) Réglage de l'activateur

La commutation du moteur se fait par l'analyse de la 3ème harmonique de la tension induite, créant ainsi un capteur de position relatif. Par l'analyse du courant du moteur, il est possible de reconstituer la pression à l'intérieur du sac. A l'aide d'une simulation du système cardiovasculaire, il est ainsi possible d'effectuer le réglage physiologique du ventricule.

d) Tests

Six expériences animales ont été réalisées avec ce système à l'aide d'une électronique externe (4 d'une durée de 24h et 2 semi-chroniques de 4 semaines). Une grande partie des tests a été également possible grâce au modèle du système cardiovasculaire permettant de simuler le comportement du ventricule in vivo pour minimiser l'expérimentation animale [20].

Ventricule IRCV/EPFL



Organigramme 2.8 : Ventricule IRCV/EPFL

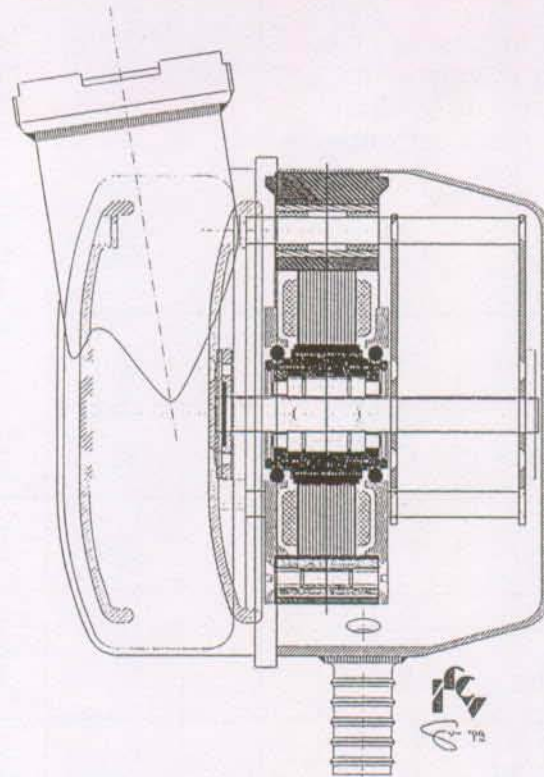


Fig. 2.12 : Coupe du dessin du ventricule IRCV/EPFL

2.4 COMPARAISON DES CARACTERISTIQUES DES VENTRICULES ETUDIES

2.4.1 Introduction

Pour la comparaison de systèmes de conception et de fonctionnement différents, il est difficile de trouver des paramètres comparables permettant de déterminer le meilleur principe. Trois grandeurs ont néanmoins pu être dégagées : la masse, le volume et le rendement. Afin que la comparaison soit juste, le ventricule est subdivisé en différentes fonctions simples comme l'activateur ou le sac, permettant de comparer chaque activateur ou fonction séparément.

2.4.2 Comparaison

La subdivision du ventricule est effectuée comme suit :

- pompe sanguine sans l'activateur (coque + sac + espace vide);
- l'activateur (avec plateaux et transmission pour le calcul de la masse);
- la chambre de compliance;
- l'électronique + la batterie.

Seule la solution du PENNSYLVANIA-STATE ne figure pas dans cette comparaison, les informations la concernant étant trop succinctes.

Comme on pourra le constater, il est difficile de dégager "la" meilleure solution à l'aide de ces tableaux. En effet, chaque ventricule possède des caractéristiques à la fois bonnes ou mauvaises suivant la partie du ventricule considérée. Les chiffres indiqués en gras représentent la valeur minimum pour une partie étudiée.

<u>Partie étudiée</u>	Abiomed	Nimbus/CI	Novacor	Texas Gould	Therm.	IRCV EPFL
Coque + Sac/Membrane	130 ¹	350 ¹	95 ¹³	270 ¹	245 ¹	186
Activateur	450 ¹	450 ¹	600 ¹³	780 ¹	630 ¹	256
Total ventricule	580 ¹	800 ¹	695 ¹³	1050 ¹	875 ¹	442
Chambre de compliance	0 ¹	80 ¹	60 ¹	80 ¹	80 ¹	
Batterie + électronique implantée	400 ¹	280 ¹	470 ¹	400 ¹	358 ¹	
Total implanté	980 ¹	1160 ¹	1225 ¹	1530 ¹	1313 ¹	
Total externe	3200 ¹	3000 ¹	600 ¹	3730 ¹	2560 ¹	1500 *

Tab. 2.6 : Tableau comparatif des masses [g]

<u>Partie étudiée</u>	Abiomed [30]	Nimbus/CI	Novacor [22]	Texas Gould [1]	Therm. [1,30]	IRCV EPFL [16]
Pompe			84%		80%	70%
Activateur			49%	56%	50%	56%
Total ventricule	47%		41%		40%	40%

Tab. 2.7 : Tableau comparatif des rendements

Les conditions de mesures du rendement n'étant pas précisées, ces chiffres sont à comparer avec prudence.

* Prévision
[1-30] Références bibliographiques

Partie étudiée	Abiomed	Nimbus/Cl	Novacor	Texas Gould	Therm.	IRCV EPFL
Coque + vide + Sac/Membrane	200 ¹	250 ¹	260 ¹³	220 ¹	250 ¹	260
Activateur	350 ¹	183 ¹	140 ¹³	270 ¹	160 ¹	90
Total ventricule	550 ¹	433 ¹	410 ¹³	490 ¹	410 ¹	350
Volume éjecté	60 ³³	90 ³⁰	83 ²⁶	90 ¹	85 ²	68
Chambre de compliance	0 ¹	230 ¹	150 ¹	230 ¹	230 ¹	
Batterie + électronique implantée	400 ¹	112 ¹	235 ¹	190 ¹	161 ¹	
Total implanté	950 ¹	775 ¹	785 ¹	810 ¹	801 ¹	
Total externe	1700 ¹	110 ¹	280 ¹	1160 ¹	825 ¹	900 *

Tab. 2.8 : Tableau comparatif des volumes [cc]

* Préviation
[1-33] Références bibliographiques

Les cases vides signifient, que l'étude n'est pas suffisante pour avancer un chiffre ou que l'information n'a pas pu être trouvée.

	Abiomed [27]	Nimbus [28]	Novacor [23]	Gould [28]	Therm. [17]	IRCV EPFL
Hauteur	180*	110	123.7	42	112	85
Largeur	120*	110	123.7	108	112	85
Profondeur	45*	55*	50*	108	40	80

Tab. 2.9 : Tableau comparatif des dimensions

* Approximation à partir de dessins du système
[17-28] Références bibliographiques

Les valeurs de volume présentées sont souvent des données indicatives ne permettant pas de se faire une idée objective des dimensions du système. C'est pourquoi le tableau 2.9 présente les différentes cotes des systèmes implantés permettant de comparer la profondeur, la hauteur ou la largeur du système étudié.

Voici maintenant un tableau de comparaison des différents types de surface en contact avec le sang, de valves et de localisation des ventricules implantables [6]:

Institution	Société	Surface en cont. avec le sang	Type de valves	Type de contenant	Localisation
Pennsylvania State University	Sarns, Inc.	Biomère lisse	Björk-Shiley	Sac	Sous diaphragme
Children's Hos. Medical Center (Boston)	Thermo Cardiosystems	Polyuréthane texturé	Péricarde de bovin Tricuspide	Diaphragme	Sous diaphragme
Texas Heart Institute (Houston)	Gould, Inc.	Polyuréthane texturé	Greffon de porc	Diaphragme	Sous diaphragme
Stanford University	Novacor Medical	Biomère lisse	Greffon de porc	Sac	Sous diaphragme
Massachusetts General Hospital (Boston)	Abiomed	Polyuréthane	Elastomère Tricuspide	Diaphragme	Sous diaphragme
Cleveland Clinic Foundation	Nimbus, Inc.	Biogélatine	Dure-mère Tricuspide	Diaphragme	Extrathoracique
E.P.F.L/ I.R.C.V	-	Biomère lisse	Björk-Shiley	Sac	Sous cutané, entre la couche musculaire

Tab. 2.10 : Tableau comparatif des surfaces en contact avec le sang, des valves et de la localisation des ventricules implantables

On tire du tableau précédent les remarques suivantes :

- En observant la qualité de la surface du sac contenant le sang, on observe deux tendances différentes :
 - a) une surface aussi lisse que possible;
 - b) une surface favorisant la création d'une couche de cellule endothéliale.
- Dans le premier cas (a), de considérables efforts ont été entrepris pour éliminer au maximum les rugosités ou les discontinuités sur le sac. En fait, l'expérience in vivo montre que la formation de thromboses a lieu principalement aux transitions des régions (entre sac et canules par exemple).
- Dans le second cas (b), des difficultés concernant la tenue mécanique de cette paroi artificielle posent encore des problèmes. En effet, le mouvement du sac

ne favorise pas cette tenue mécanique. Dans ce cas deux approches sont possibles : une surface texturée (Thermedics) ou recouverte d'une biogélatine (Nimbus).

- En observant le type de sac dans les ventricules étudiés, on remarque que les groupes utilisant un sac sont également ceux qui choisissent une surface lisse. Au contraire, ceux qui emploient une membrane optent pour une surface texturée ou recouverte de biogélatine.

2.5 ANALYSE ET COMMENTAIRES

2.5.1 Introduction

Il est nécessaire, après avoir donné la plupart des informations sur les différents ventricules existants, de discuter et de commenter certains résultats. Les paragraphes précédents donnent une vue d'ensemble aussi objective que possible des ventricules d'assistance étudiés, tout en masquant certains problèmes inhérents à chaque système. Le paragraphe suivant a pour but de relever ces différents problèmes et de commenter chaque solution du point de vue de la fiabilité et de la durée de vie.

2.5.2 Le ventricule NOVACOR MEDICAL

En étudiant le ventricule NOVACOR, une première constatation frappe : la simplicité du système. En effet, la mécanique de l'activateur est réduite au minimum puisque l'électro-aimant produit déjà une force linéaire. De ce fait, la fiabilité et la sécurité du système complet est accrue. Néanmoins, un capteur de position est indispensable pour le réglage en courant de l'activateur, permettant ainsi d'obtenir un réglage physiologique optimal de la pression sanguine.

La position de l'électro-aimant est connue en tout temps et permet le réglage en courant de celui-ci. Par contre, le ressort de découplage évolue de manière non contrôlée lors de la systole, créant de ce fait une incertitude sur la pression intra-ventriculaire. Le réglage physiologique du ventricule ne permet donc pas une adaptation à différentes situations possibles du coeur naturel.

La densité de courant à imposer est assez élevée (estimée entre 6 et 10 [A/mm²]), créant des pertes Joule non négligeables. Les problèmes thermiques qui en découlent ne font l'objet d'aucune publication ou article, mais la structure même du ventricule fait immédiatement penser que la température n'est pas répartie uniformément sur la surface du ventricule, créant de ce fait des points chauds en contact avec les tissus biologiques.

Nous verrons au chapitre suivant que le rendement de l'électro-aimant peut être augmenté de 20 à 90% suivant l'entrefer, en variant la géométrie des deux parties mobiles qui le constituent.

2.5.3 Le ventricule ABIOMED

Le volume du ventricule Abiomed est le plus important de tous les systèmes étudiés dans ce chapitre. De part son principe même de fonctionnement, le ventricule a besoin de deux cavités différentes, comprimées l'une après l'autre, donc deux diaphragmes différents. Grâce à l'action du fluide, les diaphragmes sont comprimés sans créer de fortes contraintes dans les membranes, augmentant de ce fait leur durée de vie par rapport à l'action d'un plateau.

Le moteur utilisé par Abiomed est de type courant continu sans collecteur. Deux solutions s'offrent principalement pour la commutation d'un tel moteur :

- a) commutation à l'aide de 3 sondes de Hall;
- b) commutation sur les zéros de la tension induite.

Il est évident que dans le cas présent, le moteur tournant toujours dans le même sens, la solution b) permettrait de supprimer trois capteurs et de ce fait d'augmenter la fiabilité du système complet. Le démarrage serait entrepris avant l'implantation du ventricule et une séquence pré-programmée permettrait de faire démarrer le moteur dans le bon sens.

Le réglage physiologique du ventricule nécessite deux capteurs différents; un capteur de fin d'éjection et un capteur de pression permettant de régler la pression aortique. La nécessité de ces capteurs rend le système moins fiable. De plus, il est très difficile de contrôler précisément la pression dans le sang, les variations de pression dans le fluide compresseur étant difficiles à éviter.

Toutes ces raisons expliquent le fait qu'Abiomed n'ait pas encore entrepris d'expérimentations, le système complet in vitro n'étant pas suffisamment fiable.

2.5.4 Le ventricule TEXAS/GOULD

Le principe utilisé par TEXAS/GOULD pour convertir le mouvement rotatif en mouvement linéaire est basé sur un système à leviers. Ce système est très peu adapté aux exigences de grande précision requise pour la réalisation d'un ventricule ainsi que pour le réglage physiologique de celui-ci. En effet, la principale raison qui a été à l'origine de l'arrêt des expériences animales, était la rupture de l'un des 3 leviers. La fiabilité et la sécurité d'un tel système sont donc nettement inférieures aux systèmes précédents.

La pression est difficile à contrôler du fait de la non linéarité de la force transmise au plateau en fonction de la rotation du moteur. Le moteur à courant continu sans collecteur est commuté sur les zéros de la tension induite. Le moteur tournant alternativement dans un sens puis dans l'autre, la stratégie de freinage et de démarrage doit être très bien étudiée pour ne pas perdre la position du rotor.

2.5.5 Le ventricule THERMEDICS-BOSTON

Le système utilisé par Thermo Cardiosystem est l'un des plus simples conçu avec moteur rotatif. La fiabilité de ce système est donc certainement la plus élevée parmi les systèmes à moteur tournant étudiés dans ce chapitre. Le réglage du moteur est simplifié du fait que le moteur tourne toujours dans le même sens. Néanmoins, la masse du ventricule est l'une des plus élevées et pose des problèmes de biocompatibilité lors d'une implantation humaine.

Un autre handicap majeur de Thermedics est la lubrification du système de conversion du mouvement rotatif-linéaire. Les galets roulant sur la rampe doivent être très bien

lubrifiés pour ne pas créer des à-coups lors du mouvement. Ces problèmes de lubrification ont été la cause de plusieurs échecs lors d'expérimentations animales.

2.5.6 Le ventricule PENNSYLVANIA-STATE

Le ventricule PENN-STATE comporte deux principes différents. L'un comporte une vis à rouleaux satellites pour la transformation du mouvement rotatif-linéaire, l'autre une came dans laquelle se trouve un galet suiveur. Dans les deux cas, l'épaisseur totale du ventricule dépasse 90 [mm].

Sur les six ventricules d'assistance américains présentés dans ce chapitre, seul le groupe du PENN-STATE n'a pas obtenu l'autorisation de pratiquer une implantation humaine par le NIH (National Institute of Health). L'épaisseur du système est probablement la raison majeure de ce refus.

2.5.7 Le ventricule NIMBUS/CLEVELAND CLINIC

La forme du ventricule a été étudiée de façon à placer une partie du volume du ventricule entre 2 côtes. De ce fait, l'implantation est plus aisée. Néanmoins, le poids total du ventricule est très élevé (800 [g]) et pose des problèmes de biocompatibilité.

Le réglage physiologique du ventricule est rendu extrêmement difficile pour deux raisons. Premièrement, le système comporte un couplage magnétique qui introduit un élément visco-élastique dans la fonction de transfert du système. Cet élément visco-élastique est difficile à caractériser. Deuxièmement, le contrôle de la pression du fluide qui pousse le plateau est dépendant d'un capteur de pression. Le réglage de cette pression doit se faire de manière très précise pour ne pas provoquer de saut de pression dans le sang.

Le moteur qui entraîne la pompe à engrenage est à courant continu sans collecteur. La commutation des phases se fait par la détection du zéro de la tension induite. Vu le réglage sensible de la pression dans la pompe à engrenage, la position du moteur doit être connue en tout temps. De ce fait, comme pour le ventricule TEXAS/GOULD, la stratégie de démarrage et de freinage doit être bien étudiée pour ne pas perdre la position.

2.5.8 Le ventricule IRCV/EPFL

L'avantage principal du ventricule IRCV/EPFL réside dans le fait que le réglage physiologique, ainsi que le réglage du moteur, se fait sans capteur. Ceci augmente la fiabilité et la durée de vie du système de façon très nette.

Le principal problème reste l'épaisseur totale du système. Bien que le volume et la masse du ventricule soient les plus faibles de tous les ventricules étudiés, la forme de celui-ci ne permet que difficilement son implantation dans le corps humain. De ce fait, ce ventricule devient très approprié pour l'assistance externe temporaire.

Grâce au système de conversion rotatif-linéaire à l'aide d'une vis à rouleaux satellites, la position du plateau peut être connue de manière très précise, permettant de ce fait de régler très précisément la pression sanguine intra-ventriculaire.

2.6 CONCLUSION

La liste des ventricules étudiés ici n'étant pas exhaustive, les conclusions qui découlent de cette étude sont donc à prendre avec précaution. En effet, le but de ce chapitre n'était pas de déterminer la meilleure solution ou variante, mais d'étudier la majeure partie des principes de base dans la conception d'un ventricule implantable, ainsi que la fiabilité et la durée de vie de ces systèmes.

Il est évident que dans le but d'augmenter la fiabilité et la durée de vie du système, la tendance serait de supprimer toute transformation rotative-linéaire et donc de concevoir directement l'activateur avec un moteur de type linéaire. Ce principe, simplifié au maximum (exemple : NOVACOR), élimine un certain nombre de handicaps que l'on retrouve dans une transmission de mouvement. Cette solution ne comporte au premier abord que des avantages, qu'il faut néanmoins nuancer par quelques remarques :

- a) tout système à moteur linéaire nécessite un capteur de position pour le réglage physiologique de l'activateur, alors que le moteur tournant peut être lui-même utilisé comme capteur de position;
- b) la masse et le volume d'un tel système sont généralement supérieurs à un système à moteur rotatif.

Il est donc impossible sur la base de cette étude d'effectuer un choix entre moteur linéaire et moteur tournant, les deux systèmes ayant leurs avantages et leurs inconvénients. Le chapitre suivant s'attachera à développer un système aussi fiable et léger que possible en tenant compte des différentes remarques soulevées dans cette étude.

CHAPITRE 3

RECHERCHE DE NOUVELLES SOLUTIONS D'ACTIVATEURS

3.1 INTRODUCTION

Le chapitre précédent a montré la nette influence de l'activateur sur l'évaluation des ventricules existants. En effet, c'est l'activateur qui détermine d'une certaine manière la conception du ventricule, l'emplacement du sac, l'électronique, ainsi que toutes les caractéristiques telles que rendement, puissance, volume, masse, etc. Il est donc primordial de concevoir un activateur dont le principe est aussi simple que possible, permettant de diminuer de ce fait le volume total et d'augmenter le rendement global de l'assistance.

Pour déterminer une nouvelle solution, nous allons réaliser une approche méthodique pour garantir un grand éventail de conceptions possibles, en évitant ainsi d'en oublier. Le but de ce chapitre est de donner un aperçu aussi vaste que possible des possibilités de réaliser un activateur pour assistance ventriculaire. Il nous permettra également de faire un choix parmi ces solutions.

3.2 METHODOLOGIE

3.2.1 Introduction

Nous nous sommes vite rendu compte que la recherche de solutions d'activateurs entraînait également une recherche systématique, portant sur tous les éléments qui composent le ventricule. En effet, bien que l'activateur soit l'élément déterminant du système, la seule façon d'évaluer ses performances est de l'insérer dans le système complet. Il faut donc pour chaque solution d'activateurs donner une solution d'ensemble du système pour une comparaison objective.

Pour que la méthode soit efficace, il est nécessaire d'être systématique pour permettre un balayage de toutes les solutions possibles. C'est pourquoi un catalogue de solutions sera établi pour toutes les fonctions nécessaires à l'assistance ventriculaire. Bien que la méthode utilisée permette de rassembler un grand nombre de possibilités, il est évident que les variantes qui sont irréalisables ne seront pas du tout prises en compte. De ce fait, la liste des solutions par fonctions partielles n'est pas exhaustive.

3.2.2 Recherche des fonctions partielles de l'assistance

La fonction d'ensemble du ventricule, qui est de pomper de manière pulsante le sang du corps humain, peut être décomposée en plusieurs fonctions partielles. Cette décomposition nous permettra par la suite de réaliser un catalogue de solutions pour toutes les fonctions partielles trouvées.

L'analyse fonctionnelle décrite au paragraphe 2.3.2, présente l'ensemble des fonctions partielles d'une assistance ventriculaire, permettant de décomposer le problème de la recherche de solutions. La figure 3.2 rappelle les fonctions partielles sans l'électronique d'alimentation et de commande. Cette méthode nous permet donc de concentrer nos recherches sur une fonction et non sur l'ensemble du ventricule.

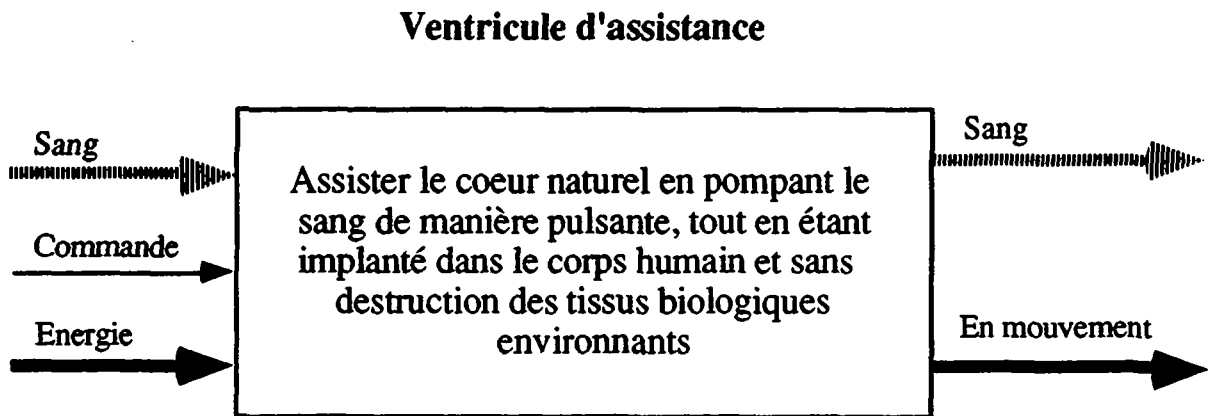


Fig. 3.1 : Fonction d'ensemble du ventricule d'assistance

3.2.3 Fonction : "contenir le sang"

La fonction "contenir le sang" ne fera pas l'objet d'un catalogue de solutions à proprement dit, car les possibilités sont alors très restreintes. Comme nous l'avons vu précédemment dans l'étude des ventricules existants, seuls deux positionnements de l'activateur (autour ou sur le sac) ont été envisagés. Une troisième possibilité que nous nous proposons d'étudier, est de concevoir un activateur à l'intérieur du sac, qui doit alors être de forme toroïdale permettant de placer l'activateur à l'intérieur de l'anneau du tore. Les trois solutions se résument ainsi :

- contenir le sang à l'aide d'un sac souple et déformable, de forme conventionnelle, en général constitué d'un matériau de type plastique;
- contenir le sang à l'aide d'un sac souple et déformable, de forme toroïdale en général constitué d'un matériau de type plastique;
- contenir le sang entre une paroi fixe et une membrane déformable.

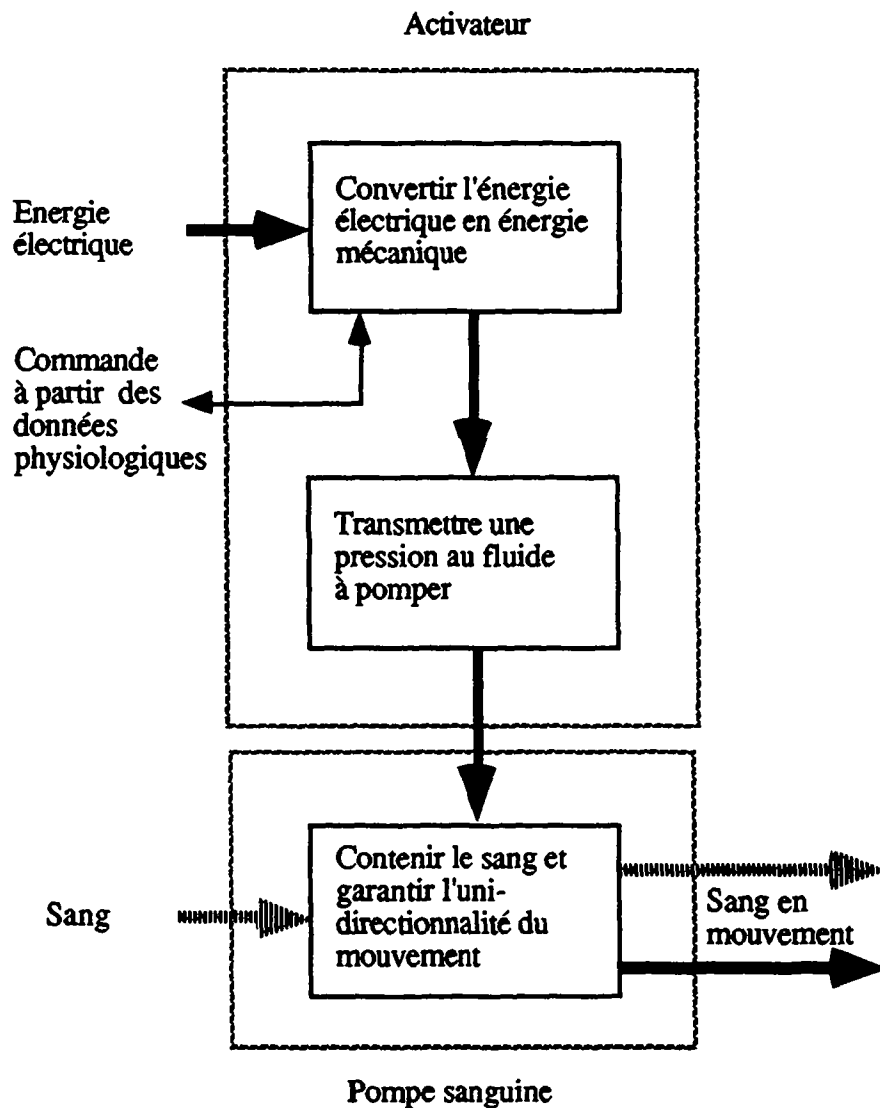
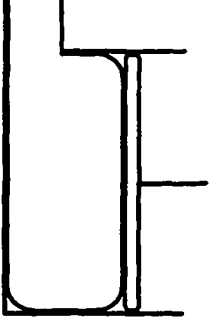



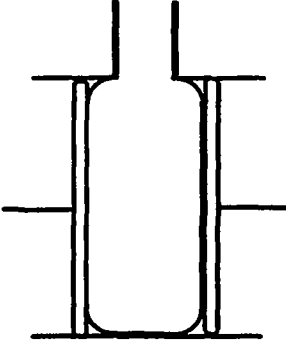



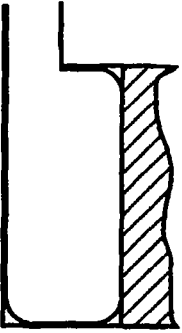





Fig. 3.2 : Fonctions partielles du ventricule d'assistance sans l'électronique de commande et d'alimentation

3.2.4 Fonction : "transmettre une pression au fluide à pomper"

Sur la base des différentes conceptions d'activateurs étudiées dans le chapitre précédent, nous avons pu établir le catalogue suivant (tab. 3.1). Ces trois solutions s'appliquent également aux sacs de forme toroïdale ou aux membranes. Ce catalogue n'est pas exhaustif, mais permet de donner toutes les solutions envisageables pour la conception d'un ventricule d'assistance.

La notation des critères de choix, tel que l'encombrement par exemple, est basée sur cinq niveaux différents. Le cercle totalement ombré représente la meilleure "note" et le cercle totalement blanc la moins bonne.

Critères de classement	N°	Schéma de principe	Commentaires	Encombrement	Facilité de montage	Facilité du réglage de la pression
Plateau	1		Sac comprimé par un plateau			
	2		Sac comprimé par deux plateaux			
Fluide	3		Sac comprimé par l'action d'un fluide			

Tab. 3.1 : Catalogue de solutions pour la fonction "transmettre une force au liquide"

3.2.5 Fonction : "convertir l'énergie électrique en énergie mécanique"

Pour les deux fonctions précédentes, des solutions générales assez simples ont pu être dégagées. Il n'en est pas de même pour cette fonction. En effet, s'il est facile de proposer des solutions, il est relativement difficile d'en évaluer les avantages et inconvénients sans entrer dans le détail du dimensionnement. On classe les solutions possibles en deux catégories distinctes à savoir :

- transducteur linéaire;
- moteur tournant.

Dans ces deux catégories, se trouvent encore les différents types de moteur, réluctant, électromagnétique, électrodynamique, pas-à-pas... Pour choisir le transducteur de l'activateur, il est nécessaire d'en dimensionner un de chaque type, d'en définir la structure, puis de comparer les différentes valeurs caractéristiques permettant un choix optimum. Les deux paragraphes suivants se proposent d'étudier chacune des deux catégories ci-dessus.

3.3 ANALYSE DE LA VARIANTE A TRANSDUCTEUR LINEAIRE

3.3.1 Introduction

Nous présentons, dans cette analyse de variantes, différents types de transducteurs linéaires, tous susceptibles de pouvoir être utilisés dans la réalisation d'un ventricule artificiel. Avec chaque variante, nous nous proposons de dimensionner une solution optimum, permettant de définir la masse, le volume ainsi que le rendement d'un ventricule réalisé avec cette solution.

Certains dimensionnements nous amèneront à la conclusion d'une impossibilité de réalisation due à un encombrement trop important ou à des pertes Joule excessives. Dans ces cas, l'analyse ne sera pas poursuivie.

Les différents types suivants seront étudiés, représentant l'ensemble des transducteurs linéaires :

- type électromagnétique;
- type électrodynamique;
- type réluctant;
- type réluctant-polarisé pas-à-pas;
- variante de l'activateur NOVACOR de type réluctant.

Il nous a semblé intéressant de présenter une variante du NOVACOR, qui est déjà une bonne solution par rapport aux autres ventricules actuels. En effet, certaines améliorations possibles sur cette géométrie permettent une augmentation du rendement global de l'assistance. Même si des problèmes juridiques (brevets) empêchent une réalisation industrielle, cette solution présente néanmoins un intérêt d'un point de vue général.

Nous présentons dans un premier temps les principes généraux du dimensionnement de chaque variante, ainsi que les hypothèses de calcul. Dans un deuxième temps, toutes les solutions seront présentées, puis comparées entre elles.

3.3.2 Cahier des charges

Le cahier des charges suivant est basé sur les différents ventricules existants, en particulier sur celui de l'IRCV-EPFL qui, lors d'expérimentations animales, a pu nous fournir des renseignements précieux quant au niveau de la pression maximum possible dans le ventricule ainsi que sur la course minimum admissible. En effet, le volume d'éjection du ventricule étant fixé par le cahier des charges d'une assistance présenté au paragraphe 2.2, la course devient fonction du diamètre du sac. Pour des raisons de biocompatibilité, il est souhaitable de diminuer le rapport "surface de l'enveloppe du sac/volume du contour du sac",

de façon à minimiser la fréquence de contact des éléments du sang avec les parois en matériau artificiel.

Le cahier des charges se résume ainsi :

- la course minimum est fixée à 12 [mm];
- la pression maximum dans le sang est de 150 [mmHg];
- la force correspondante est de 100 [N] environ;
- possibilité d'ajouter un ressort permettant de symétriser la charge;
- profil de vitesse trapézoïdal.

Dans le but de rechercher une solution optimale, les matériaux utilisés seront choisis parmi les plus performants. Ainsi, les aimants nécessaires aux variantes électromagnétiques, électrodynamiques et réluctant-polarisées seront de type Nd-Fe-B dont l'induction rémanente est la plus élevée qui puisse être obtenue actuellement (de 0.9 à 1.2 [T]).

3.3.3 Variante de type électromagnétique

Par définition, un système électromagnétique est caractérisé par un circuit ferromagnétique et un bobinage fixes, avec un aimant permanent mobile [49]. De manière générale, on peut exprimer la force électromagnétique par la relation suivante, lorsque le système se compose d'un aimant et d'une seule bobine. On fait l'hypothèse que la saturation n'intervient pas :

$$F_{el} = \frac{1}{2} \cdot \left[2 \cdot \frac{d\Lambda_{ab}}{dx} \cdot \theta_a \cdot \theta_b + \frac{d\Lambda_a}{dx} \cdot \theta_a^2 \right] \quad (3.1)$$

L'indice a se rapporte à l'aimant et l'indice b à la bobine.

Différentes structures de transducteurs étant possibles, plusieurs configurations ont été étudiées permettant de faire un choix dans l'éventail des possibilités. La configuration choisie est présentée à la figure 3.3 :

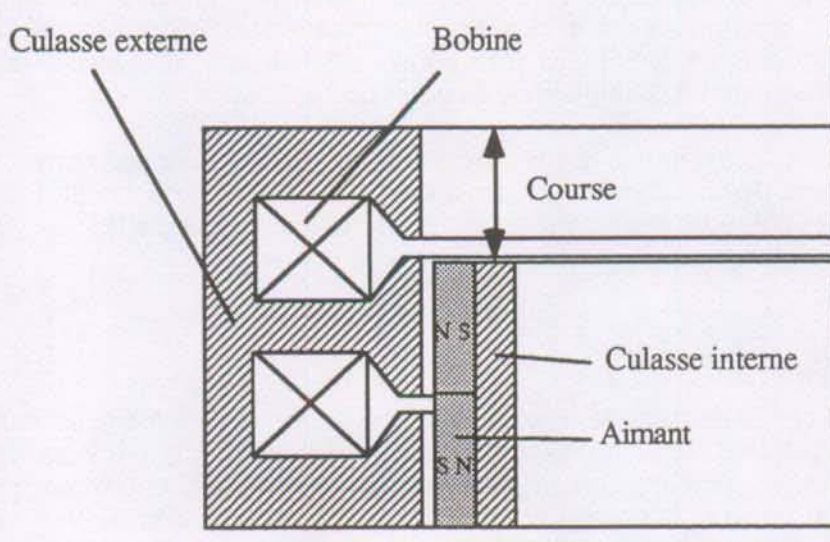


Fig. 3.3 : Configuration choisie pour la variante électromagnétique

Dans une telle configuration, la force électromagnétique moyenne peut être calculée grâce à l'équation de Laplace :

$$\vec{F}_{el} = I \cdot \vec{l} \times \vec{B} \quad (3.2)$$

Dans notre cas, l'équation devient :

$$F_{el} = 2 \cdot N \cdot i_b \cdot l_{atot} \cdot B_\delta = 2 \cdot \theta_b \cdot l_{atot} \cdot B_\delta = 2 \cdot J \cdot S_N \cdot k_{cu} \cdot l_{atot} \cdot B_\delta \quad (3.3)$$

Avec :

Nombre de conducteurs par encoche : N	[-]
Courant dans un conducteur : i_b	[A]
Potentiel de la bobine : θ_b	[A]
Densité de courant : J	[A/mm ²]
Induction dans l'entrefer : B_δ	[T]
Surface d'encoche : S_N	[mm ²]
Coefficient de remplissage : k_{cu}	[-]

La longueur active est déterminée à partir du diamètre moyen d'entrefer, permettant de calculer la longueur active moyenne du transducteur. Si le pourtour complet du ventricule ne peut être utilisé pour placer le transducteur, alors seule une fraction de ce pourtour, évalué à l'aide d'un coefficient k_l , doit être prise en compte. La longueur active totale s'écrit :

$$l_{atot} = \pi \cdot \overline{d_{entrefer}} \cdot k_l \quad (3.4)$$

Puisque la géométrie du système n'est pas connue lors d'un dimensionnement, il est préférable de fixer le point de fonctionnement de l'induction dans l'entrefer à une valeur connue, fixée a priori. On pourra ainsi calculer l'épaisseur de l'aimant, qui devient un paramètre du dimensionnement, pour que l'équation du point de fonctionnement soit satisfaite.

On fait l'hypothèse que la saturation n'intervient pas dans la structure ferromagnétique, ce qui est correct si l'on choisit des niveaux d'induction appropriés dans les culasses internes et externes de la structure, ainsi que dans les dents. Pour tenir compte de la chute de potentiel dans le fer, supposée constante, un moyen simple permet de la faire intervenir dans la perméance de l'entrefer en modifiant l'entrefer comme suit :

$$\delta_{eq} = k_g \cdot \delta \quad (3.5)$$

Avec :

Entrefer équivalent : δ_{eq}	[mm]
Entrefer de la structure géométrique : δ	[mm]
Coefficient de majoration de l'entrefer dû aux chutes de potentiel dans le fer : k_g	

La détermination de l'épaisseur de l'aimant revient alors à la résolution des deux équations suivantes, représentant respectivement la droite de charge du circuit magnétique et la droite de retour de l'aimant:

$$\frac{B_a}{H_a} = - \Lambda_e \cdot \frac{l_a}{S_a} \quad (3.6)$$

$$B_a = B_0 + \mu_d \cdot H_a \quad (3.7)$$

Avec :

Epaisseur de l'aimant : l_a	[m]
Surface de l'aimant : S_a	[m ²]
Perméabilité différentielle de l'aimant : μ_d	[Vs/Am]
Perméance du circuit externe : Λ_e	[H]

L'intersection de ces deux droites est représentée par la figure 3.4. La force étant proportionnelle à l'induction dans l'entrefer, il est souhaitable d'obtenir un point de fonctionnement assez élevé. Le point de fonctionnement a donc été choisi à 75% de la valeur maximum (donnée par B_0).

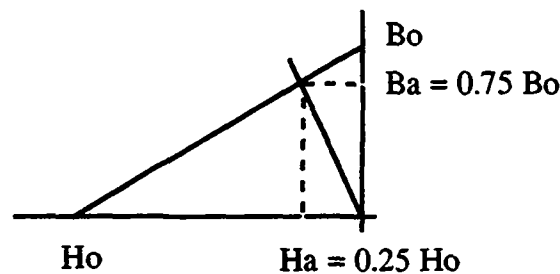


Fig. 3.4 : Schématisation du point de fonctionnement

La perméance du circuit externe s'écrit :

$$\Lambda_e = \frac{\mu_0 \cdot S_e}{\delta_{eq}} \quad (3.8)$$

En posant que la surface de l'aimant est approximativement égale à celle de l'entrefer, l'épaisseur de l'aimant s'écrit alors :

$$l_a = 3 \cdot \mu_{dr} \cdot k_g \cdot \delta \quad (3.9)$$

Connaissant la pression maximum présente dans le sang, la force à fournir est donc fonction du diamètre du sac contenant le sang. Une fois ce paramètre choisi en ayant défini la

densité de courant maximum dans le bobinage, la section d'encoche est déterminée à l'aide de l'équation (3.1). Par conservation du flux, on peut écrire :

$$B_a \cdot S_a = B_\delta \cdot S_\delta = B_{\text{fer}} \cdot S_{\text{fer}} \quad (3.10)$$

En choisissant les niveaux de saturation désirés dans la structure ferromagnétique, toute la géométrie est ainsi définie. La masse, le volume, la longueur totale, ainsi que le diamètre externe sont donc des paramètres connus. Les pertes par effet Joule, permettant de définir le rendement du transducteur, peuvent être caractérisées comme suit :

$$P_j = \rho \cdot J^2 \cdot V_b \quad (3.11)$$

Avec :

Résistivité du conducteur : ρ [Ωm]

Densité de courant : J [A/m^2]

Volume total des conducteurs de la bobine : V_b [m^3]

3.3.4 Variante de type électrodynamique

Par définition, un système électrodynamique est caractérisé par un circuit ferromagnétique comprenant un aimant fixe et un bobinage mobile. La force électromagnétique est donnée par la relation (3.12) lorsqu'il n'y a qu'un aimant et une bobine. On fait l'hypothèse que la saturation n'intervient pas :

$$F_{\text{el}} = \frac{dL_{ab}}{dx} \cdot \theta_a \cdot i_b \quad (3.12)$$

L'indice a se rapporte à l'aimant et l'indice b à la bobine.

Comme pour la variante électromagnétique, de nombreuses variantes sont possibles pour un tel transducteur. La solution choisie est présentée à la figure 3.5.

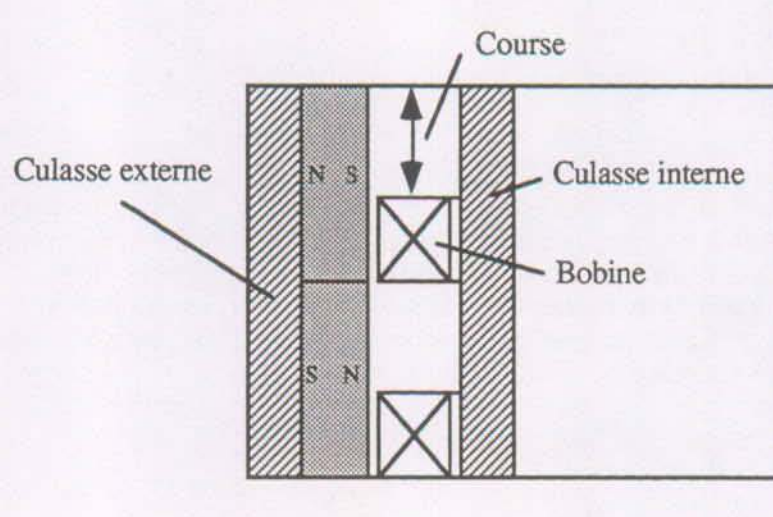


Fig. 3.5 : Configuration choisie pour la variante électrodynamique

Comme dans le cas de la variante électromagnétique la force moyenne est donnée par la relation (3.2) ou (3.3). Le dimensionnement d'une telle structure est très semblable à celui du paragraphe 3.3.3. Néanmoins, au contraire de la variante électromagnétique, la réluctance des éléments ferromagnétiques de la structure est négligeable par rapport à la réluctance de l'entrefer. La perméance du circuit externe est donc posée égale à la relation (3.13) :

$$\Lambda_e = \frac{\mu_0 \cdot S_\delta}{\delta + e_b} \quad (3.13)$$

Avec :

Surface de l'entrefer : S_δ [m²]

Espace d'air : δ [m]

Épaisseur de la bobine : e_b [m]

Étant donné l'entrefer important dans une telle structure, il n'est pas judicieux d'imposer le point de fonctionnement à une valeur trop élevée. Le point de fonctionnement sera imposé à l'aide de critères d'encombrement, permettant d'obtenir une épaisseur de l'aimant optimale. Une fois la densité de courant choisie, toute la géométrie est ainsi définie à l'aide de la relation (3.3). Les pertes Joule sont alors déterminées à l'aide de l'équation (3.11).

3.3.5 Variante de type réluctant

Par définition, le système réluctant ne comporte pas d'aimant. Il ne présente donc pas de composante mutuelle et seule la variation de l'inductance propre de la bobine (pour un système à une bobine) crée la force électromagnétique. Dans un milieu quelconque, la force généralisée est donnée par l'expression (3.14), lorsque l'on est en présence d'un seul circuit électrique [49] :

$$F_{el} = \int_0^i \frac{\partial L}{\partial x} i \cdot d i \quad (3.14)$$

Dans le cas des systèmes réluctants, la caractéristique de la force électromagnétique est très influencée par la géométrie du circuit magnétique. Suivant la caractéristique de force désirée, on recourt à des géométries très étudiées. Dans notre application, une force aussi constante que possible en fonction de la position serait souhaitable du point de vue du réglage du système. La géométrie présentée à la figure 3.6 permet d'améliorer la caractéristique classique de la force électromagnétique des systèmes réluctants grâce à la saturation de la partie trapézoïdale de la structure :

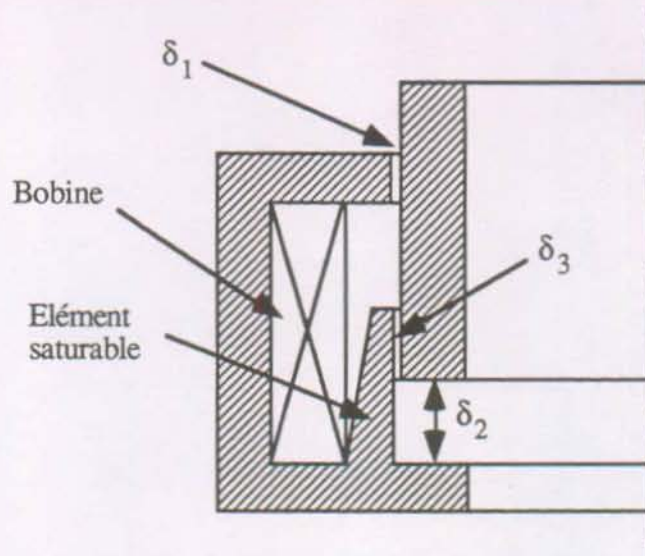


Fig. 3.6 : Configuration choisie pour la variante réluctante

En effet, la saturation joue ici un rôle important qu'il n'est plus possible de négliger. Dès que la structure mobile a pénétré dans l'alésage, le niveau de saturation dans "l'élément saturable" est pratiquement indépendant de la position. De ce fait, la force électromagnétique est presque constante.

L'équation (3.14) étant valable dans le cas d'un milieu quelconque, cette expression permet alors de calculer la force électromagnétique fournie par ce système. Seule une approche informatique permet de calculer numériquement la force. Pour ce faire, la formulation intégrale de la force généralisée peut être approchée par la formule des trapèzes. Pour une fonction $f(x)$ quelconque, la formule des trapèzes s'écrit :

$$F(x) = \int_{x_0}^{x_n} f(x) \cdot dx \approx \frac{1}{2} \Delta x \cdot \left[f(x_0) + \left(\sum_{k=1}^{(n-1)} 2 \cdot f(x_0 + k \cdot \Delta x) \right) + f(x_n) \right] \quad (3.15)$$

Si l'on pose:

$$f(i) = \frac{\partial \psi}{\partial x} = \frac{\partial L}{\partial x} i \quad (3.16)$$

Alors on peut écrire :

$$F_{el} = \int_0^i \frac{\partial L}{\partial x} \cdot i \cdot \Delta i \approx \frac{1}{2} \cdot \Delta i \cdot \left[\left(\sum_{k=1}^{(n-1)} 2 \cdot \frac{\partial L}{\partial x} \Big|_{k \cdot \Delta i} \cdot k \cdot \Delta i \right) + \frac{\partial L}{\partial x} \Big|_{n \cdot \Delta i} \cdot n \cdot \Delta i \right] \quad (3.17)$$

$$\text{Avec : } \Delta i = \frac{i}{n}$$

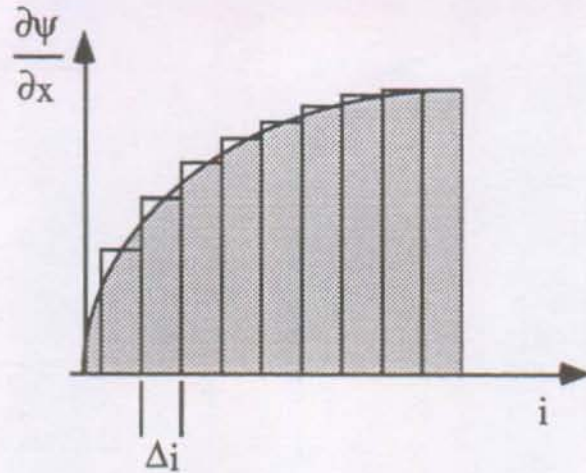


Fig. 3.7 : Visualisation de l'intégration par la formule des trapèzes

Le schéma magnétique équivalent utilisé pour modéliser la structure géométrique est présenté à la figure 3.8. Seule la perméance de l'élément saturable est prise en compte dans le circuit. On fait donc l'hypothèse que dans le reste de la structure ferromagnétique, la perméabilité du fer est infinie.

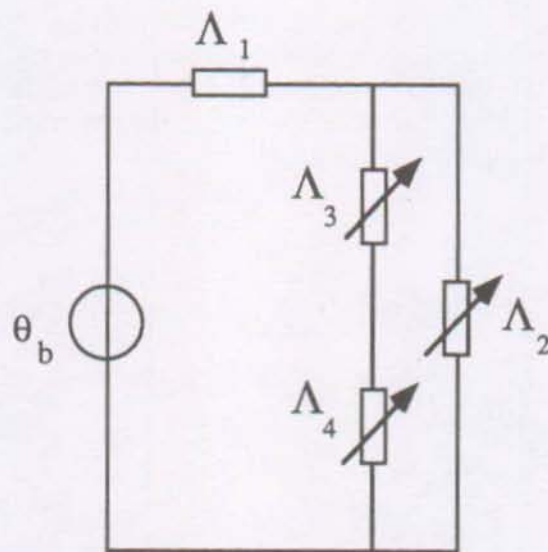


Fig. 3.8 : Schéma magnétique équivalent de la variante réluctante

Avec :

- Λ_1 Perméance relative à l'entrefer δ_1 (ne varie pas suivant la position)
- Λ_2 Perméance relative à l'entrefer δ_2 (varie avec la position)
- Λ_3 Perméance relative à l'entrefer δ_3 (varie avec la position)
- Λ_4 Perméance relative à l'élément saturable (varie avec la position et le flux)

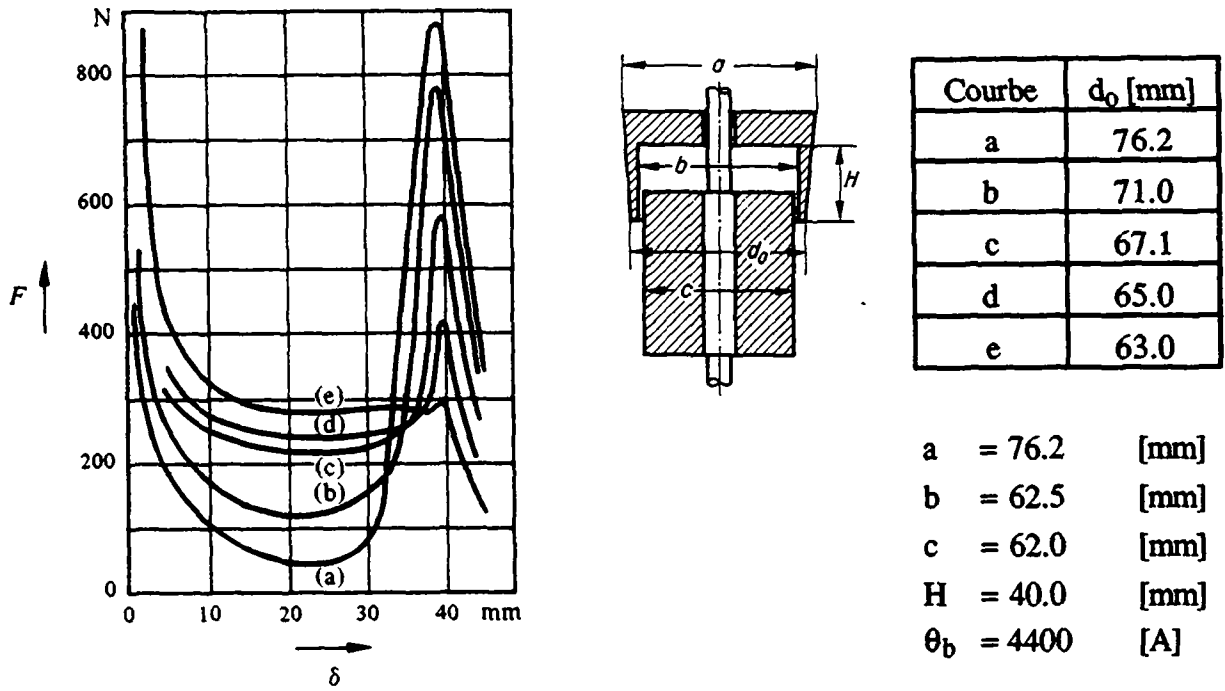


Fig. 3.9 : Caractéristiques de force mesurées ainsi que la géométrie correspondante [49, 53]

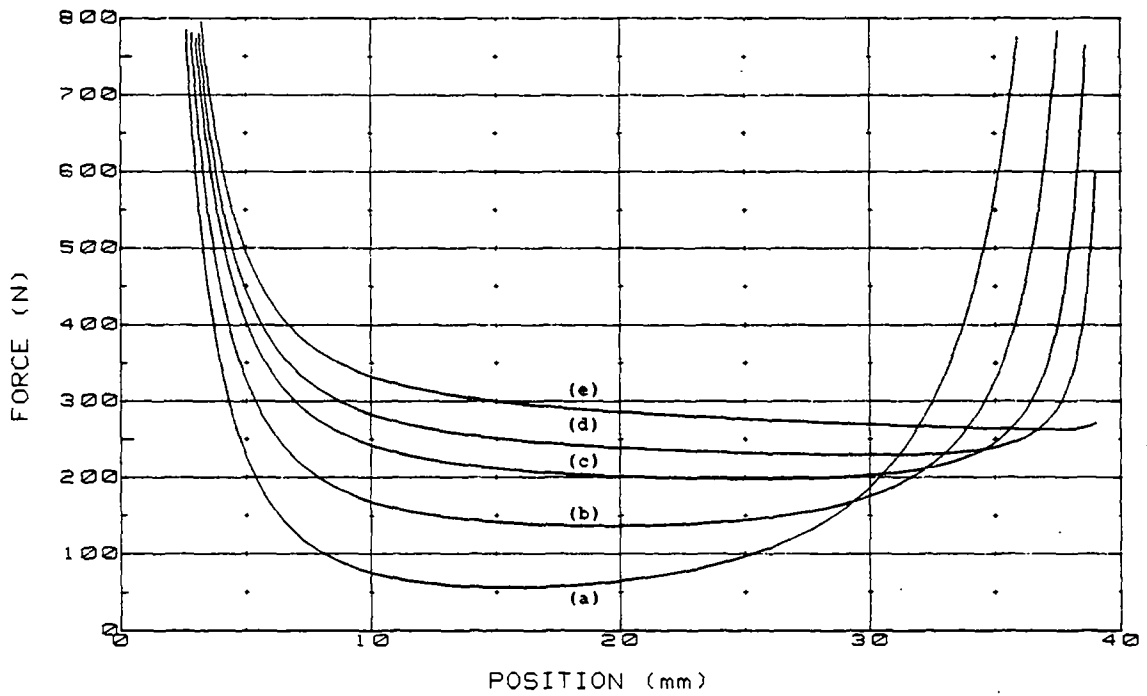


Fig. 3.10 : Caractéristiques de force calculées

Hypothèses de calcul :

- pas d'effet de frange;
- pas de flux de fuite;
- perméabilité du fer infinie, sauf dans l'élément saturable.

Afin de valider les hypothèses de calcul, ainsi que le programme de calcul lui-même, les caractéristiques de force de cinq géométries différentes ont été calculées. Ces caractéristiques ont été mesurées préalablement [53], permettant une comparaison objective de la méthode de calcul. La figure 3.9 présente les caractéristiques de force ainsi que la géométrie du transducteur correspondant. La figure 3.10 présente le calcul de la caractéristique de force basé sur l'équation (3.17). La corrélation entre calculs et mesures démontre la validité des hypothèses.

3.3.6 Variante de type réductant-polarisé

Par définition, un système réductant-polarisé est constitué d'un aimant et d'un circuit électrique fixe. Il existe donc un terme de force mutuelle et un terme de force due à la bobine. L'équation de la force résultante s'écrit :

$$F_{el} = \frac{1}{2} \cdot \left[2 \cdot \frac{d\Lambda_{ab}}{dx} \cdot \theta_a \cdot \theta_b + \frac{d\Lambda_a}{dx} \cdot \theta_a^2 + \frac{d\Lambda_b}{dx} \cdot \theta_b^2 \right] \quad (3.18)$$

L'indice a se rapporte à l'aimant et l'indice b à la bobine.

Parmi la diversité des géométries possibles pour une telle structure, nous avons choisi une solution pas-à-pas modulaire permettant une intégration optimum dans un volume restreint. La configuration choisie est présentée à la figure 3.11.

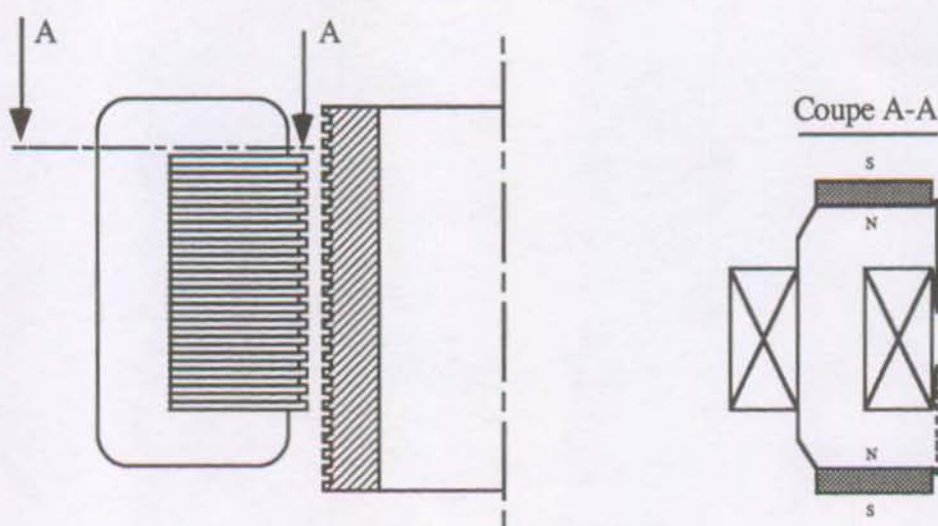


Fig. 3.11 : Configuration choisie pour la variante de type réductant-polarisé

Le transducteur linéaire est alors formé d'une suite d'éléments présentés à la figure 3.11, qui placés côte-à-côte et décalés entre eux d'un pas dentaire (voir fig. 3.12), permettent de créer la force nécessaire. L'empilage des tôles de chaque élément n'est pas symétrique, puisque grâce à la géométrie particulière de celles-ci, l'élément est obtenu en juxtaposant alternativement chaque tôle de manière à obtenir une structure dentelée de l'élément.

La partie mobile est ainsi constituée d'un anneau à structure dentelée qui, fixée au plateau, permet l'effet de pompage du sang. La partie fixe se compose :

- d'éléments non symétriques dont les tôles sont empilées alternativement. Chaque élément comporte deux pôles;
- entre chaque élément, on dispose un aimant magnétisé tangentiellement, permettant de polariser les pôles;
- chaque élément est le support d'une bobine centrale;
- la superposition du flux de la bobine renforce ou atténue le flux créé par l'aimant.

Le dimensionnement d'une telle structure nécessite un calcul approfondi, qui fait déjà l'objet d'un programme informatique au LEME. C'est sur la base de ce programme, que toute la géométrie a été dimensionnée permettant d'obtenir une variante compétitive par rapport aux autres, dans le but d'une assistance totalement implantable.

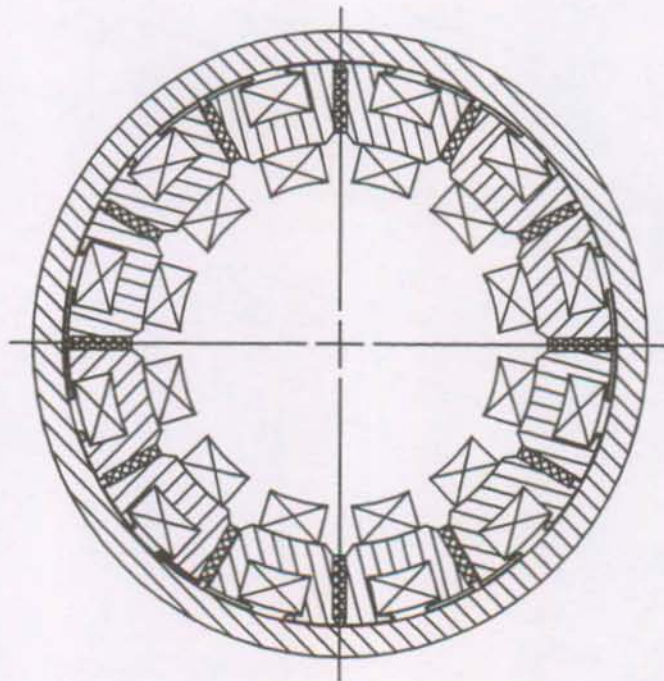


Fig. 3.12 : Les éléments sont placés côte-à-côte pour former l'activateur complet

3.3.7 Variante du système NOVACOR

La masse de l'activateur est le principal inconvénient du ventricule NOVACOR. Une étude plus détaillée du système nous a permis de mettre en évidence quelques améliorations possibles, susceptibles d'augmenter la force linéique de 20 à 90%. Pour cette étude, la géométrie du système était connue avec précision sans toutefois avoir connaissance de la densité de courant à appliquer au système. Nous avons donc admis une densité de courant de $6 \text{ [A/mm}^2\text{]}$ pour l'étude de la force d'un tel activateur. La figure 3.13 présente la moitié de l'activateur; les hypothèses de calcul adoptées sont les suivantes :

- les dimensions de la tôle sont relatives au modèle N120;
- le calcul de la distribution de l'induction magnétique est réalisé à l'aide de la méthode des éléments finis (Programme Flux2d);
- le fer de la tôle est caractérisé par une courbe d'induction $B = B(H)$ du matériau Vanadium Permadrur dont l'induction de saturation se situe autour de 2.4 [T] ;
- on admet une densité de courant de $6 \text{ [A/mm}^2\text{]}$ et un coefficient de remplissage de 0.5. La surface totale des conducteurs est de $31 \text{ [mm}^2\text{]}$;
- l'entrefer varie entre 0.1 et 2.45 [mm]. La limite inférieure est imposée par les dimensions des éléments du maillage (relatif à la méthode des éléments finis). La limite supérieure est donnée par l'ouverture maximale admise par le système.

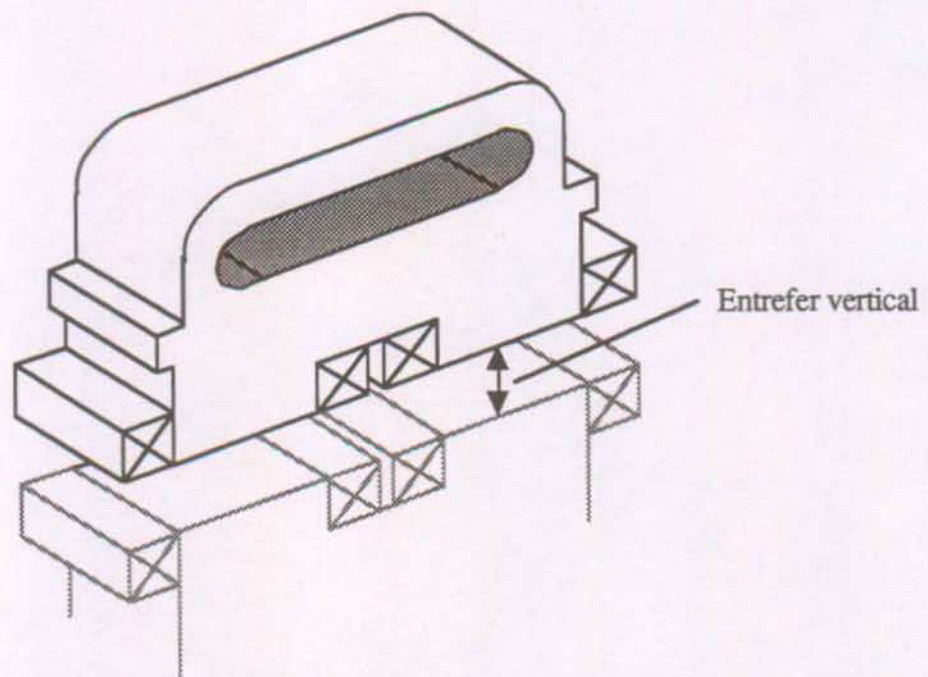


Fig. 3.13 : Schéma du demi-activateur NOVACOR N120

Le tableau 3.2 présente les résultats de calcul de la force pour différents entrefers (entrefer vertical) :

Entrefer vertical [mm]	Force par unité de longueur [N/m]
0.1	13359.0
0.2	3478.0
0.3	1577.0
0.4	899.0
0.5	582.0
1.00	151.0
1.50	68.8
2.00	39.4
2.45	26.5

Tab. 3.2 : Résultats du calcul de la force du NOVACOR N120

La figure 3.14 suivante montre la structure introduite dans le programme des éléments finis ainsi que la distribution du champ magnétique représentée en équiflux, pour $\delta = 1$ [mm], entrefer vertical (échelle 2:1) :

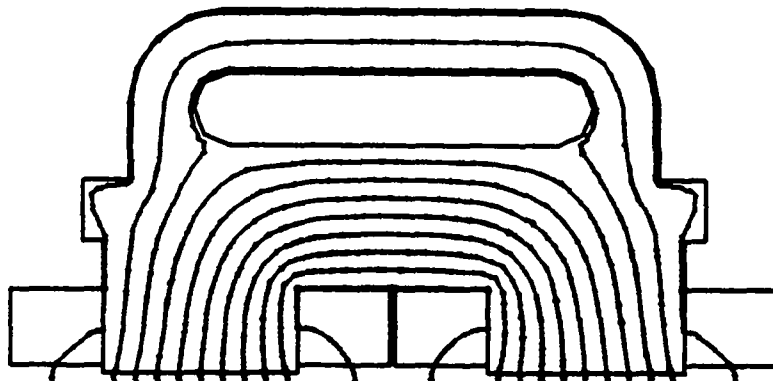
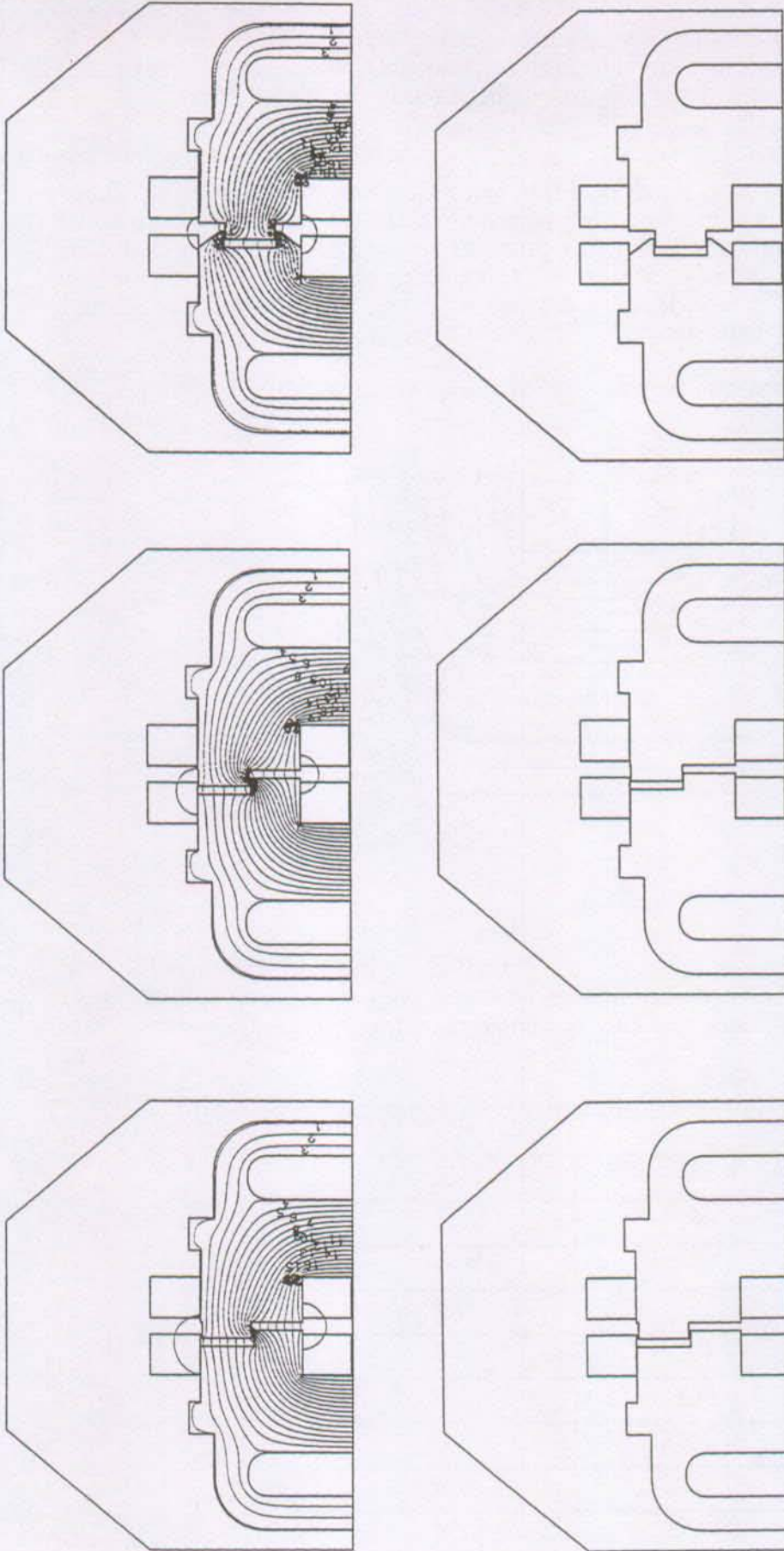


Fig. 3.14 : Répartition du champ magnétique dans l'activateur NOVACOR N120

L'activateur NOVACOR actuel développe une force d'attraction très faible lorsque l'entrefer est grand. De ce fait, il est nécessaire de créer un courant très élevé en début de systole, lorsque l'entrefer est maximum et que la force à fournir est également élevée. Il serait alors plus judicieux d'obtenir une structure à réluctance variable progressive (voir § 3.3.5) permettant de réduire l'entrefer. Plusieurs solutions ont été proposées pour créer cette géométrie, nous n'en développerons que trois principales (voir fig.3.15), présentées à la page suivante (δ étant l'entrefer latéral).

En reportant les trois variantes ainsi que le NOVACOR sur un même graphique (fig. 3.16), on observe ainsi l'amélioration de chaque variante par rapport à la structure de base de l'activateur. Le détail des résultats est reporté dans les tableaux en annexe IV.

Fig. 3.15 : Variantes du NOVACOR



Variant 1
Entrefer : 0.5 [mm]
Présence de dents, avec
 $\delta : 0.25$ [mm]

Variant 2
Entrefer : 0.5 [mm]
Présence de dents avec
 $\delta : 0.1$ [mm]

Variant 3
Entrefer : 0.5 [mm]
Présence de dents
de forme "triangulaire"
avec $\delta : 0.1$ [mm]

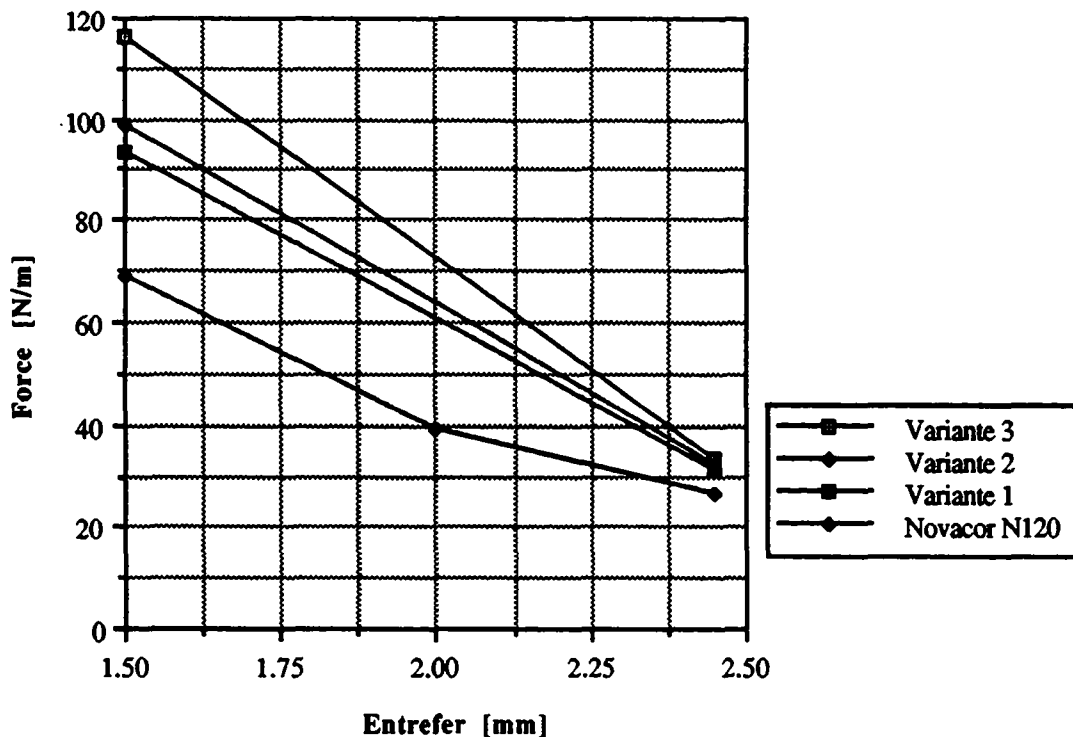


Fig. 3.16: Résultats graphiques de la force de chaque variante comparée au Novacor pour un entrefer vertical de 1.5 à 2.5 [mm]

3.4 ANALYSE DE LA VARIANTE A MOTEUR TOURNANT

3.4.1 Introduction

Si dans l'analyse des transducteurs linéaires, toute une série de variantes électromécaniques était possible, il n'en est pas de même pour la variante à moteur tournant. En effet, étant donné les contraintes de précision liées au futur réglage de position d'un tel moteur, seul un moteur de type synchrone convient pour cette application.

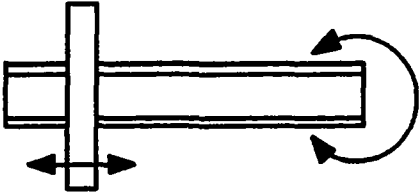




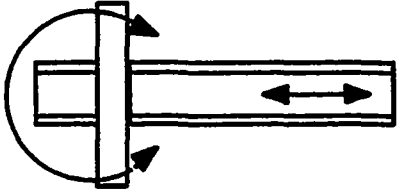




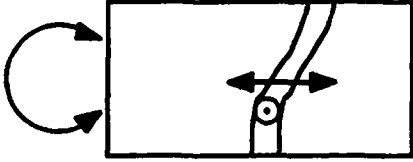




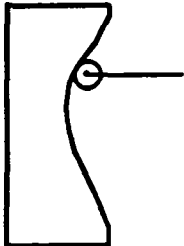




Le dimensionnement de cette variante fera l'objet d'un chapitre à part. Seuls les résultats de ce dimensionnement seront présentés dans ce chapitre (tableau 3.4 § 3.5.5), permettant ainsi une comparaison avec les variantes à transducteur linéaire.

3.4.2 Conséquence de la variante à moteur tournant

Une des conséquences majeures du choix de la variante à moteur tournant, est d'ajouter un système supplémentaire. En effet, il faut alors transformer le mouvement rotatif du moteur, en mouvement linéaire du plateau, si la solution avec plateau était retenue. La fonction partielle "transmettre une pression au fluide à pomper", doit être complétée par une nouvelle fonction permettant de fournir une solution globale, quel que soit le type de moteur choisi.

3.4.3 Fonction : transformation du mouvement rotatif-linéaire

Afin de compléter le paragraphe 3.2.4, le catalogue de solutions suivant donne les principales possibilités d'une telle fonction avec les mêmes notations que précédemment.

Critères de classement	N°	Schéma de principe	Commentaires	Encombrement	Jeu	Précision de positionnement	Inertie en mouvement
Axe du mouvement dans l'axe du moteur	1		Écrou se déplaçant sur une vis tournante.				
	2		Vis se déplaçant grâce à la rotation de l'écrou				
	3		Galet suiveur se déplaçant dans une gorge, elle-même usinée sur un tambour				
	4		Galet suiveur sur une came				

Tab. 3.3 : Catalogue de solutions pour la fonction "transformation du mouvement rotatif en mouvement linéaire"

Critères de classement	N°	Schéma de principe	Commentaires	Encombrement	Jeu	Précision de positionnement	Inertie en mouvement
Axe du moteur perpendiculaire à l'axe du mouvement	5		Système à bielle				
	6		Système à levier				
	7		Câble actionné par un tambour rotatif				
	8		Crémaillère se déplaçant lorsque la roue dentée est mise en rotation				

Tab. 3.3 : Suite du catalogue de solutions pour la fonction "transformation du mouvement rotatif en mouvement linéaire"

L'analyse de chaque variante avec moteur tournant est présentée au chapitre 4, permettant d'approfondir la présentation de la solution retenue.

3.5 RESULTATS DES DIMENSIONNEMENTS DE CHAQUE VARIANTE

3.5.1 Variante linéaire électromagnétique

Pour décrire les résultats de ce dimensionnement, il est nécessaire d'expliquer certains choix. En effet, pour déterminer une géométrie de l'activateur, il a fallu tout d'abord choisir, parmi les fonctions partielles "contenir le sang" et "transmettre une force au liquide", une solution satisfaisante pour cette variante.

Pour la première fonction partielle, le choix s'est porté sur la première solution : un sac de forme conventionnelle. Les deux autres solutions ont été éliminées pour les raisons suivantes :

- le sac de forme toroïdale : le diamètre interne disponible à l'intérieur de l'anneau du tore étant trop petit, il serait illusoire de vouloir disposer cet activateur dans le volume imparti, tout en ayant une densité de courant limitée;
- une membrane : la membrane devant être attachée sur tout son pourtour à la coque du ventricule, il est très difficile d'empêcher les risques de thromboses ainsi créés. Cette technique demande donc une grande maîtrise du problème, maîtrise que nous n'avons pas actuellement.

Pour la seconde fonction partielle, le choix s'est porté sur la solution à plateau mobile. En effet, la transmission de la force par un fluide n'a pas de sens avec les variantes à transducteurs linéaires. Quant à la version à deux plateaux, elle n'apporte aucune solution nouvelle, sauf pour les variantes du NOVACOR (fig. 3.15).

Pour obtenir une longueur active aussi grande que possible, l'activateur a été placé sur le pourtour du sac, en périphérie. Seule une section de ce pourtour est utilisable pour loger l'activateur, étant donné la nécessité de laisser passer les connexions d'entrée et de sortie.

Les premiers résultats obtenus ont mis en évidence le problème de dissymétrie de la force à fournir. En effet, la force en diastole est presque nulle, alors qu'elle est maximum en systole. A l'aide d'un ressort de compression, il est possible de symétriser la charge et de diminuer ainsi la densité de courant moyenne à imposer.

Les figures 3.17 et 3.18 présentent une solution schématique effectuée à l'aide d'un transducteur électromagnétique. Les guidages sont réalisés à l'aide de trois douilles à billes. Pour ce faire, l'activateur est séparé en deux tout en ayant un bobinage commun. Le dessin de détail de la géométrie de l'activateur ainsi que le détail du dimensionnement sont présentés en annexe I.

Pour obtenir un activateur aussi léger que possible, on remplace le bobinage en cuivre par un bobinage en aluminium. Le gain sur la masse totale ainsi obtenu est de 16%. La résistivité de l'aluminium étant plus importante, les pertes Joule sont alors augmentées de 16%. Le tableau 3.4 (§ 3.5.5) résume les principales caractéristiques de cet activateur.

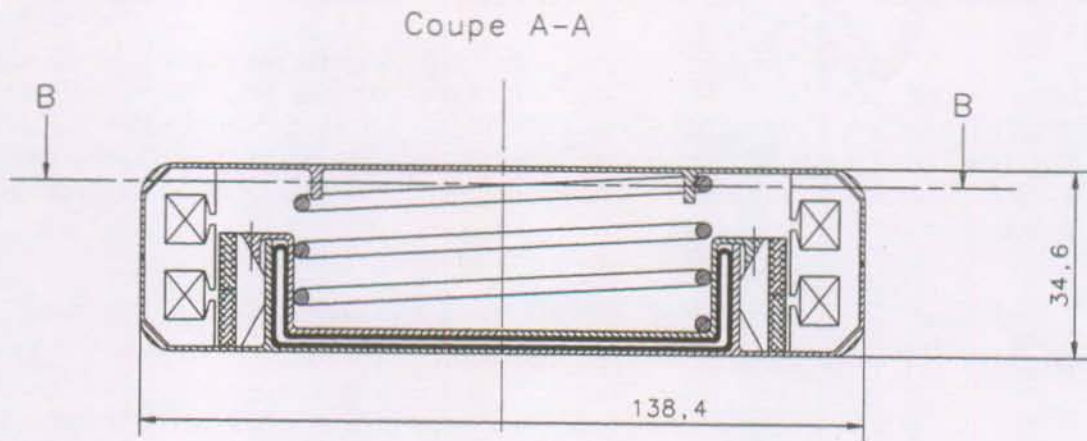


Fig. 3.17 : Coupe transversale de la variante électromagnétique

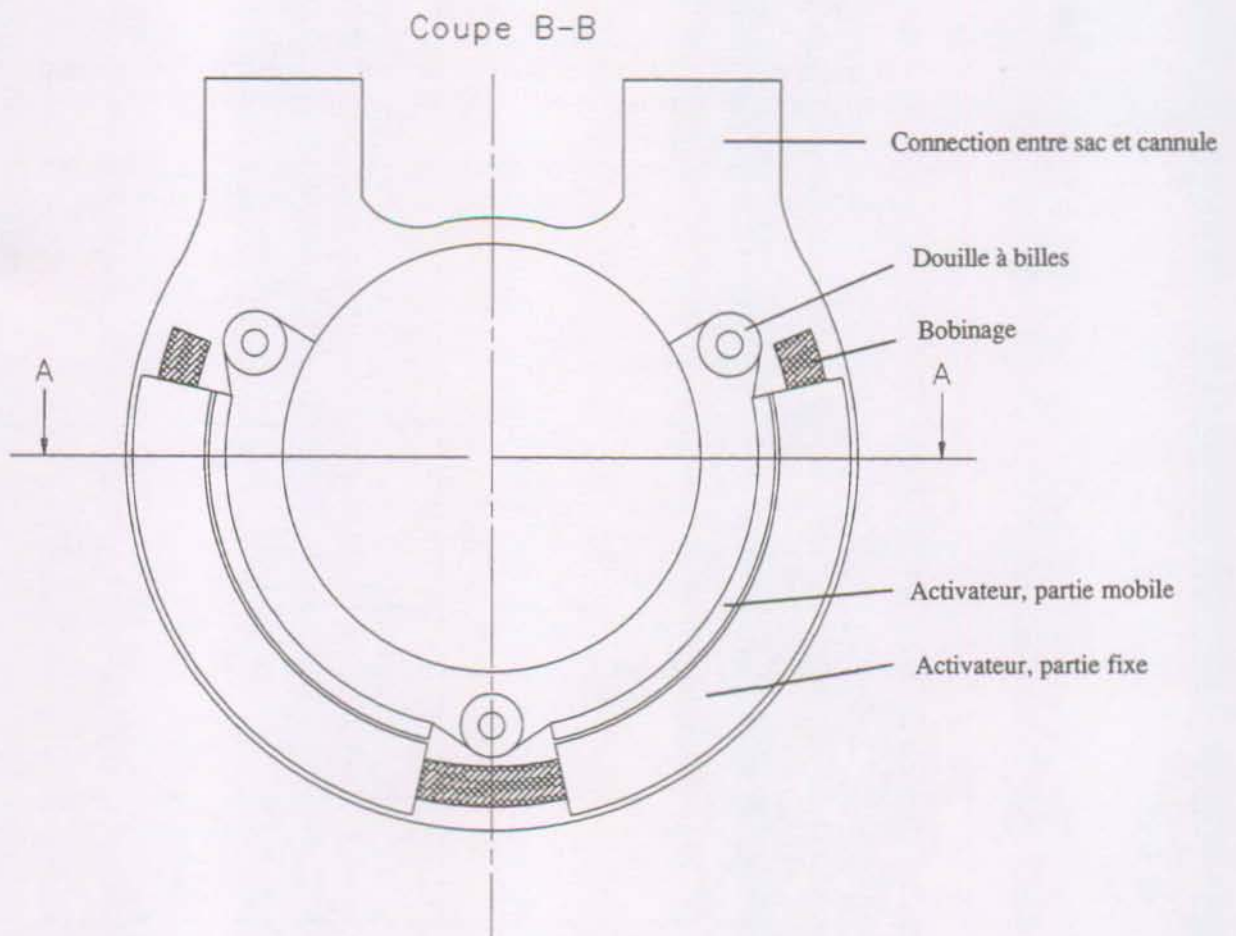


Fig. 3.18 : Vue de dessus de la variante électromagnétique

3.5.2 Variante linéaire électrodynamique

De même que pour la variante électromagnétique, la force électromécanique variant linéairement avec la longueur active, les mêmes choix de principes de la variante électromagnétique ont été effectués pour la variante électrodynamique. Un bobinage en aluminium a également été préféré pour réduire la masse totale du transducteur.

Ainsi, une structure avec sac conventionnel et un plateau muni d'un ressort a été dimensionnée, permettant de constater les moins bonnes performances de ce type de transducteur dans cette application. Le tableau 3.4 (§ 3.5.5) résume les principales caractéristiques du transducteur. Etant donné ses performances, nous n'avons pas poursuivi l'étude de l'intégration du transducteur dans le système complet. Le détail du dimensionnement est présenté en annexe I.

3.5.3 Variante linéaire de type réluctant

A l'aide d'un programme de dimensionnement permettant d'intégrer l'équation (3.14) comme nous l'avons montré au paragraphe 3.3.5, nous avons déterminé plusieurs structures permettant de faire les choix suivants :

- choix d'une structure avec sac conventionnel, le volume d'un tel transducteur étant trop important, il est impossible de l'insérer dans une structure avec sac de forme toroïdale;
- choix d'une structure avec plateau mobile, la solution avec deux plateaux étant trop proche de la solution NOVACOR (problèmes de brevets);
- mise en place d'un ressort de compression, permettant de symétriser la charge du transducteur.

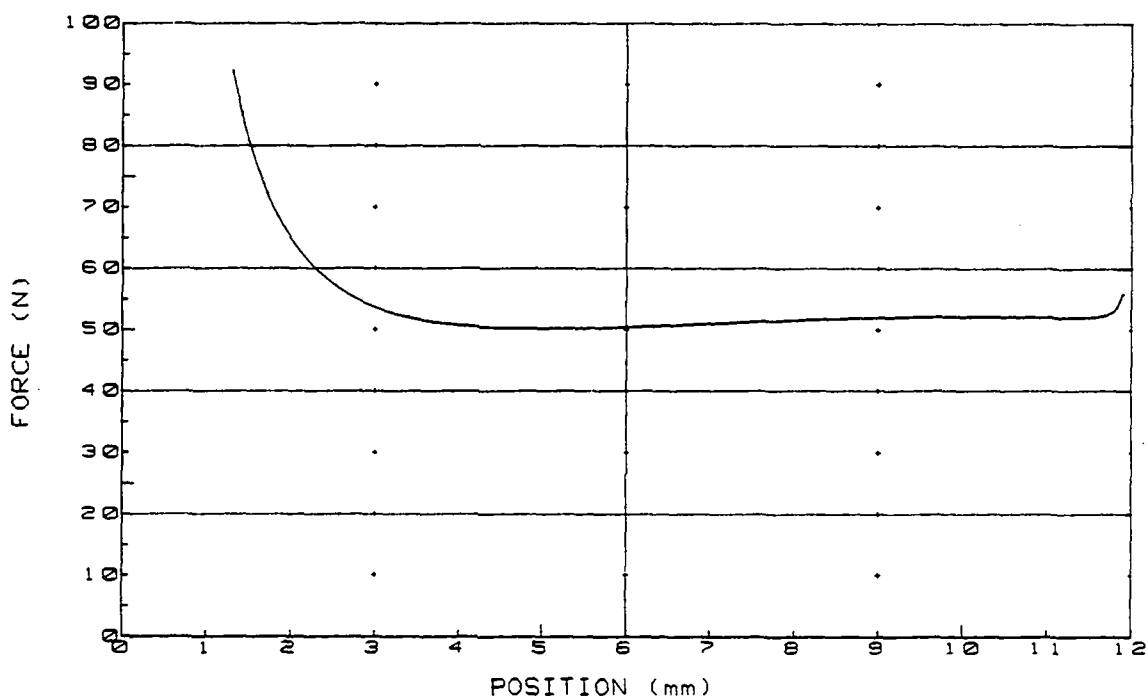


Fig. 3.19 : Caractéristique calculée de la force du transducteur dimensionné

La figure 3.19 montre la caractéristique de force en fonction du déplacement linéaire du noyau plongeur. Le transducteur étant placé en périphérie du sac, seule la moitié de la longueur active a pu être prise en compte, permettant de laisser passer les connexions d'entrée et de sortie.

Le potentiel de bobine nécessaire à l'obtention de la force présentée à la figure 3.19 est de 1450 [A], créant du même coup des pertes Joule de 40 [W] environ. Le tableau 3.4 (§ 3.5.5) résume les principaux résultats du dimensionnement. Les pertes Joule étant trop élevées pour notre application, l'étude de ce transducteur n'est pas poursuivie. Les détails de calcul se trouvent en annexe I.

3.5.4 Variante linéaire de type réductant-polarisé

Deux dimensionnements différents ont été effectués pour ce type de transducteur permettant de le positionner de manière différente. Comme pour les autres variantes, le choix d'un sac de forme conventionnelle s'imposait, ainsi que la structure avec un plateau muni d'un ressort de compression.

Ces choix étant faits, deux solutions s'offrent pour le placement du transducteur, à savoir :

- transducteur placé en périphérie du sac. Seuls 2/3 de la surface active sont alors utilisables, le reste permettant de laisser passer les canules. Le pourtour est ainsi plus important que dans les variantes précédentes (1/2), car aucune place n'est perdue pour refermer les têtes de bobines;
- transducteur placé contre le sac.

Les caractéristiques de chaque variante sont présentées dans le tableau 3.4 (§ 3.5.5). Les figures 3.20 et 3.21 présentent respectivement la variante avec transducteur en périphérie et la variante avec transducteur contre le sac.

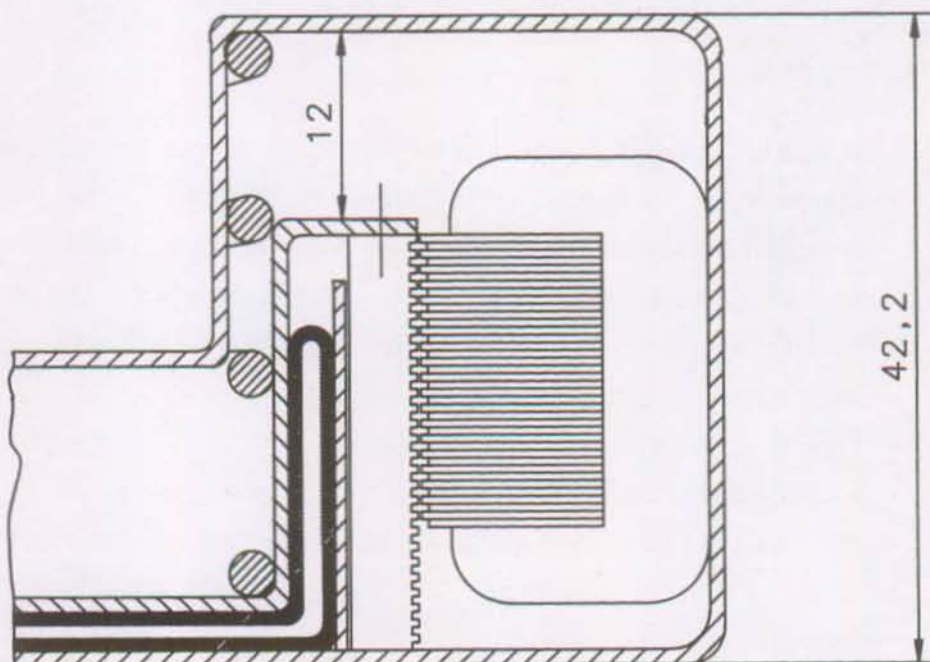


Fig. 3.20 : Variante de type réductant-polarisé pas-à-pas avec transducteur en périphérie du sac

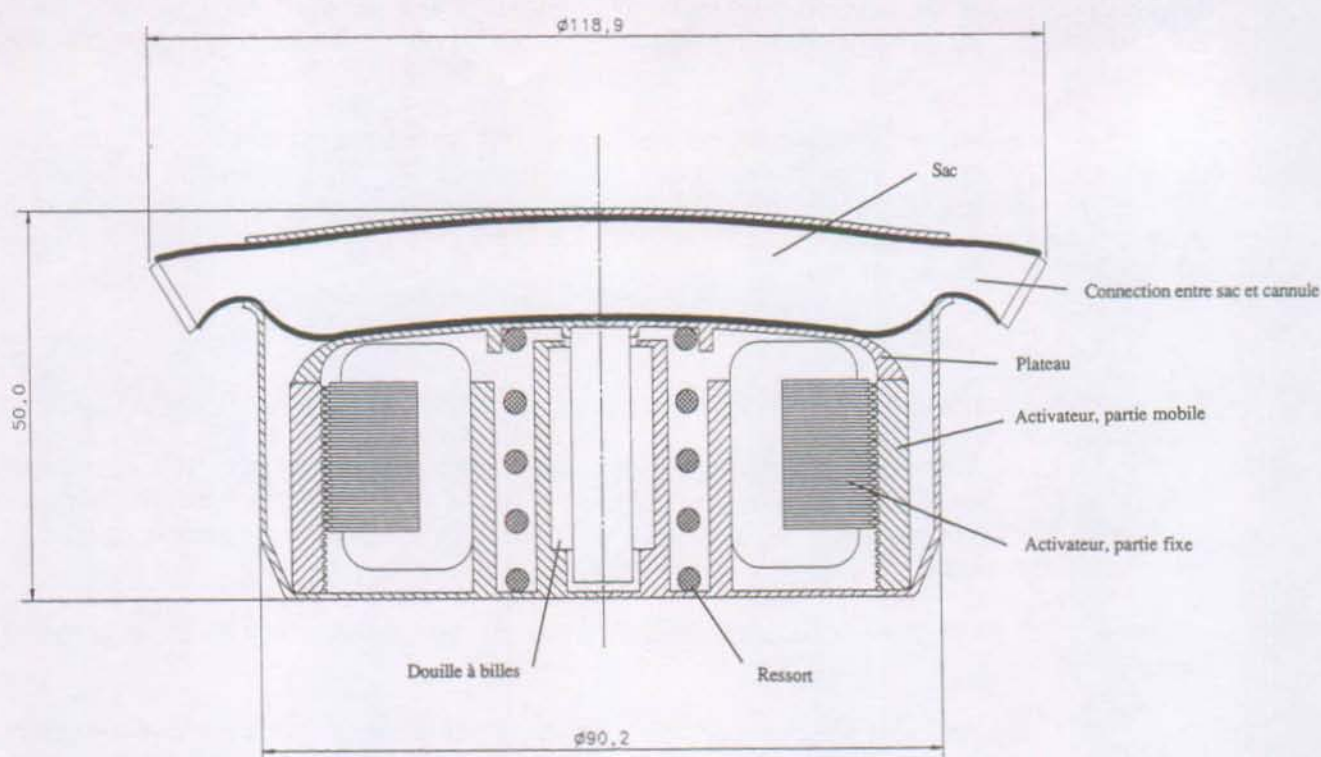


Fig. 3.21: Variante de type réductant-polarisé pas-à-pas avec transducteur contre le sac

3.5.5 Comparaison des caractéristiques

Le tableau 3.4 permet une comparaison des différents types d'activateurs, linéaires ou rotatifs. Les principales caractéristiques du dimensionnement peuvent ainsi être comparées entre elles, permettant de faire un choix parmi les solutions étudiées. Les critères de comparaison sont les suivants :

- le type de transducteur, linéaire ou tournant;
- le type de sac : de forme conventionnelle, ou toroïdale;
- le positionnement du sac, se référant au critère défini au § 2.3.1;
- activateur avec ou sans le ressort permettant de symétriser la charge;
- le matériau utilisé pour le bobinage permettant de réduire la masse de celui-ci;
- le diamètre externe du ventricule sans la coque;
- l'épaisseur totale du ventricule sans la coque;
- la masse de l'activateur (sans le plateau, le sac et la coque);
- le volume de l'activateur (sans le plateau, le sac, la coque et le volume mort);
- la densité de courant nominale;
- les pertes Joule nominales;
- le rendement maximum;
- le rendement moyen.

Solutions	Type Novacor N120	Type électromagnétique	Type électrodynamique	Type réductant	Type réductant-polarisé	Type réductant-polarisé	Type cc sans collecteur
Transducteur	Linéaire	Linéaire	Linéaire	Linéaire	Linéaire	Linéaire	Tourmant
Type de sac	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Toroïdal
Position de l'activateur	En périphérie du sac	En périphérie du sac	En périphérie du sac	En périphérie du sac	En périphérie du sac	Contre le sac	A l'intérieur du sac
Ressort	oui	oui	oui	oui	oui	oui	non
Bobinage	Cu	Al	Al	Al	Al	Al	Cu
Diamètre externe [mm]	123.7	136.8	150.6	137.0	140.2	88.6	104.0
Épaisseur totale [mm]	** 50	33.0	46.0	33.0	40.2	48.4	48.4
Masse totale [g]	600	594.7	1217	468	525	549	226
Volume total [cc]	140	135	187	124	200	180	48
Densité de courant [A/mm ²]	*** 8.5	4	4.5	5.1	1.6	1.64	3.5
Pertes Joule nominales [W]	*** 5.15	9.01	14.8	41	1.92	1.97	0.82
Rendement max. à 120 bat/min [%]	*** 49.4	35.8	25.4	10.9	72.4	71.8	* 81.4
Rendement moyen à 120 bat/min [%]	*** 32.8	21.8	14.5	5.8	56.7	56.1	* 76.5

Tab. 3.4 : Tableau des caractéristiques des variantes étudiées

* Rendement idéal calculé en tenant compte du rendement de la transmission (transmission vis-écrou, $\eta = 87\%$).

** Approximation à partir de dessins du système

*** Estimation

3.6 CHOIX FINAL DE LA SOLUTION

Le tableau précédent nous apporte des renseignements précieux sur chaque variante linéaire ou sur la variante rotative, permettant de dégager pour chaque caractéristique principale du système la meilleure solution :

- Diamètre externe le plus petit : variante linéaire de type réluctant-polarisé.
- Epaisseur totale la plus fine : variante linéaire de type électromagnétique.
- Masse totale la plus faible : variante rotative de type cc sans collecteur.
- Volume total le plus faible : variante rotative de type cc sans collecteur.
- Pertes Joule les plus faibles : variante rotative de type cc sans collecteur.
- Rendement maximum : variante rotative de type cc sans collecteur.

Il est en fait plus aisé de procéder par élimination pour le choix final de la solution. En effet, certains résultats sont inacceptables du point de vue du cahier des charges établi. Ceci nous amène donc à formuler les remarques suivantes :

- Variante de type électromagnétique : Bien que l'épaisseur totale de cette variante soit la plus fine comparée aux autres, la solution électromagnétique comporte deux désavantages majeurs, à savoir : des pertes Joule trop importantes et une masse totale trop grande. De ce fait, cette solution ne sera pas retenue pour le choix final.
- Variante de type électrodynamique : En étudiant le tableau comparatif, on observe que la solution électrodynamique est systématiquement moins bonne. L'étude de ce type ne sera donc pas poursuivie.
- Variante de type réluctant : Les pertes par effet Joule étant de 40 [W] environ, il est improbable qu'une telle puissance puisse être dissipée dans les tissus organiques et dans le sang, sans élever la température au delà des limites acceptables. La seule façon d'abaisser les pertes Joule étant de diminuer la densité de courant, la taille des bobines devient alors trop importante pour une implantation humaine. La solution est donc abandonnée.
- Variante de type réluctant-polarisé placée en périphérie du sac : Dans cette solution, les pertes Joule sont relativement faibles, mais le diamètre externe du ventricule est ici trop important pour permettre une implantation totale. De plus, le volume total est le plus important de toutes les variantes étudiées. Cette solution est donc également abandonnée.
- Variante de type réluctant-polarisé placée contre le sac : En modifiant la variante précédente en changeant la localisation de l'activateur, on obtient un diamètre extérieur extrêmement faible ainsi qu'une diminution du volume total, par rapport à la variante ci-dessus. Néanmoins, la masse totale importante du ventricule, nous oblige à préférer la variante rotative, dont la masse totale est nettement plus faible.
- Variante rotative de type courant continu sans collecteur : Cette solution présente un avantage majeur outre les différentes performances établies dans chaque caractéristique : l'absence de ressort de compression. En effet, dans chaque variante linéaire, il était nécessaire de disposer un ressort permettant de

symétriser la charge. Le ressort étant toujours un élément fragile, un système qui en est dépourvu augmente ainsi sa durée de vie .

Bien que cette solution nécessite un système de transmission de mouvement rotatif-linéaire, elle présente la masse totale, le volume total ainsi que les pertes Joule les plus faibles de toutes les solutions étudiées. Cette variante est donc choisie pour la poursuite de l'étude.

En comparant la solution retenue aux variantes existantes étudiées au chapitre 2 (voir tab. 2.6 et 2.8), on observe une nette amélioration du volume et de la masse de l'activateur, permettant de réaliser ainsi une solution plus performante. Les pertes Joule, extrêmement limitées dans notre nouvelle solution, permettront une meilleure répartition de la température à l'intérieur et à l'extérieur du ventricule, lorsque celui-ci est implanté.

CHAPITRE 4

ÉTUDE ET DIMENSIONNEMENT DE LA VARIANTE À MOTEUR ROTATIF

4.1 INTRODUCTION

La variante à moteur rotatif est utilisée dans la plupart des ventricules artificiels existants. C'est en effet grâce à cette solution que la masse et le volume peuvent être réduits de manière à rendre le système biocompatible. Bien que ce principe nécessite la réalisation d'une fonction supplémentaire, nous avons pu observer que par rapport aux variantes linéaires, les performances obtenues étaient meilleures.

La solution que l'on se propose d'étudier dans ce chapitre doit permettre de trouver une variante dont les caractéristiques principales sont meilleures que les ventricules étudiés au chapitre 2. C'est une condition sine qua non pour la poursuite du développement d'un tel activateur, dans le cas d'une industrialisation du ventricule artificiel.

4.2 CHOIX DU SYSTEME DE TRANSMISSION DE LA FORCE

De même que pour les variantes linéaires, il est nécessaire de faire un choix parmi les solutions des différents catalogues, permettant de réaliser la fonction "contenir le sang", "transmettre une pression au fluide à pomper" et "conversion du mouvement rotatif-linéaire". Ces choix permettront de déterminer le cahier des charges pour le dimensionnement de la solution retenue. Les variantes basées sur le principe des pompes axiales ne seront pas étudiées, l'hémolyse (destruction du sang) créée dans un tel type de pompe étant trop importante pour permettre une implantation à long terme.

4.2.1 Choix de la solution pour la fonction : "transmettre une pression ..."

Pour choisir de manière optimale la façon de transmettre une pression au fluide à pomper, il est nécessaire d'observer à nouveau les ventricules existants. En effet, suivant le choix effectué, deux solutions totalement différentes peuvent être dégagées, à savoir :

- solution avec un plateau mis en mouvement par un activateur;
- solution avec un fluide mis en mouvement par une micro-pompe.

Les avantages et inconvénients de ces variantes ayant été décrits dans le chapitre 2, nous n'en rappellerons ici que quelques éléments.

- *Solution avec plateau :*

Inconvénients : usure de la membrane ou du sac, nécessite un guidage.

Avantages : facilité de contrôle de la pression, encombrement réduit.

- *Solution avec fluide :*

Inconvénients : difficulté du réglage de la pression, encombrement important.

Avantage : rendement total plus élevé, car le moteur tourne à haute vitesse.

En observant les deux seuls ventricules (ABIOMED et NIMBUS) utilisant le principe de la transmission de la force avec fluide et en faisant l'analyse des différents avantages et inconvénients de ces deux options, on peut relever les points suivants :

- aucune expérience humaine n'a été effectuée avec les deux ventricules cités ci-dessus, montrant de ce fait les problèmes liés à l'implantation de ces ventricules dans la cage thoracique du corps humain;
- une seule expérience animale a pu être réalisée par le groupe NIMBUS, aucune par le groupe ABIOMED (informations datant de 1991).

Ces observations nous montrent que la solution avec fluide n'est pas compétitive par rapport aux variantes avec plateaux. De plus, le problème délicat du réglage, dont la difficulté de mise en oeuvre est difficile à mesurer au travers des différents articles sur chaque ventricule existant, nous pousse à choisir la solution la plus simple possible, soit un système de transmission avec un plateau. En effet, les risques d'une pression négative imposée au sang sont élevés, pouvant ainsi conduire à une hémolyse.

4.2.2 Choix de la solution pour la fonction : "contenir le sang"

Entre les trois possibilités décrites au paragraphe 3.2.3, le choix s'est porté sur la réalisation d'un sac de forme toroïdale. Cette solution permet de réduire l'encombrement du ventricule, si l'activateur peut être placé à l'intérieur du tore. Le gain sur l'encombrement se remarque principalement sur l'épaisseur totale du ventricule, qui peut être réduite de 40% environ par rapport à une solution réalisée à l'aide d'un sac de forme conventionnelle (avec une solution à moteur tournant).

La solution avec sac conventionnel a été abandonnée après une étude approfondie de la possibilité de diminuer le volume du ventricule. Le graphique de la figure 4.1 présente l'évolution du diamètre extérieur du ventricule en fonction de son épaisseur. En effet, en réduisant la course du plateau, l'épaisseur du ventricule diminue. Pour obtenir le même volume d'éjection, on doit alors augmenter le diamètre du sac, donc celui du ventricule.

Néanmoins, cette amélioration ne permet pas d'obtenir une variante implantable, puisque les médecins, chargés de l'étude de la mise en place du ventricule à l'intérieur de la cage thoracique, s'accordent à dire que le diamètre externe du ventricule ne devrait pas dépasser 110 [mm], tout en ayant une épaisseur de 50 [mm] au maximum. Cette contrainte n'est pas réalisable avec un tel système. De plus, les risques de thromboses augmentent lorsque la course du plateau devient faible (moins de 10 [mm]), en raison du mauvais lavement du sang à l'intérieur du sac.

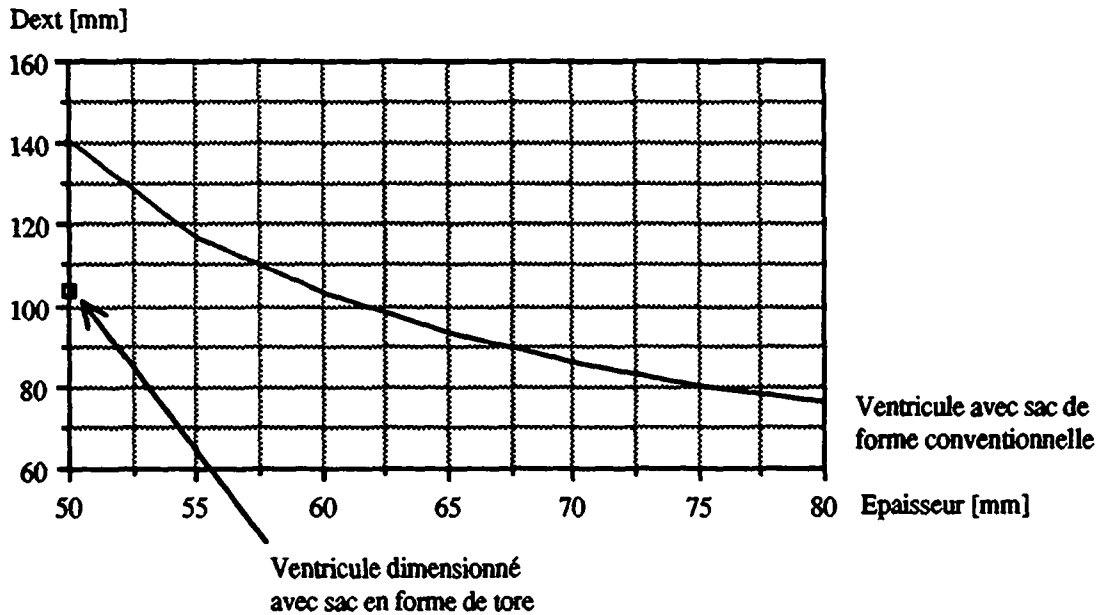


Fig. 4.1 : Variation du diamètre externe du ventricule avec sac de forme conventionnelle en fonction de son épaisseur

4.2.3 Choix de la solution pour la fonction: "transformation du mouvement rotatif en mouvement linéaire"

Ayant choisi la variante avec sac en forme de tore, il est nécessaire, pour tirer parti de cette solution, de disposer l'activateur ou une partie de celui-ci à l'intérieur du tore. Le choix de la transformation du mouvement rotatif-linéaire doit donc se faire dans l'optique d'une intégration à l'intérieur du sac.

Pour la comparaison des différents principes, nous avons reporté sur la figure 4.2, les notes attribuées à chaque variante dans le catalogue de solutions du paragraphe 3.4.3, pour chaque caractéristique descriptive. On observe nettement la qualité des deux premières variantes basées sur la transformation du mouvement par un système vis-écrou. Entre ces deux solutions, seule la variante avec vis tournante permet une intégration optimum de l'activateur à l'intérieur du sac en forme de tore.

Rappel des solutions :

1. écrou se déplaçant sur une vis tournante;
2. vis se déplaçant grâce à la rotation de l'écrou;
3. galet suiveur dans une gorge;
4. galet suiveur sur une came;
5. système à bielle;
6. système à levier;
7. câble actionné par un tambour rotatif;
8. crémaillère actionnée par une roue dentée.

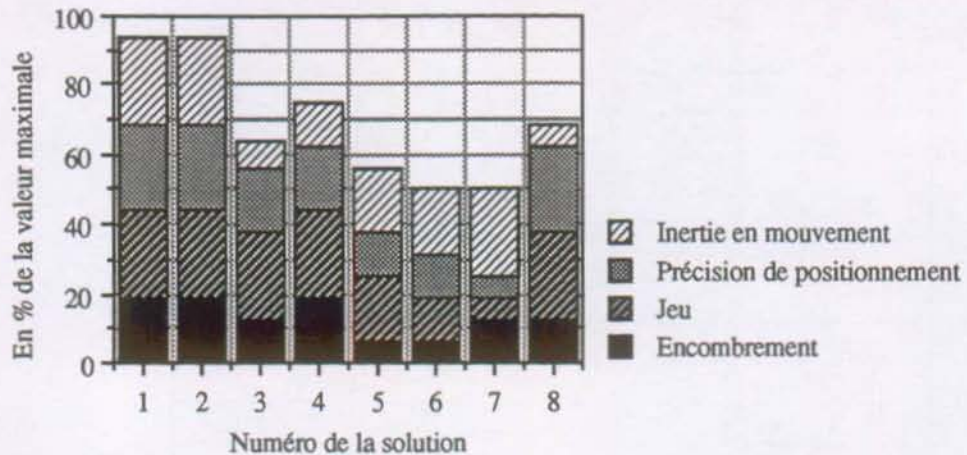


Fig. 4.2 : Comparaison des différentes solutions

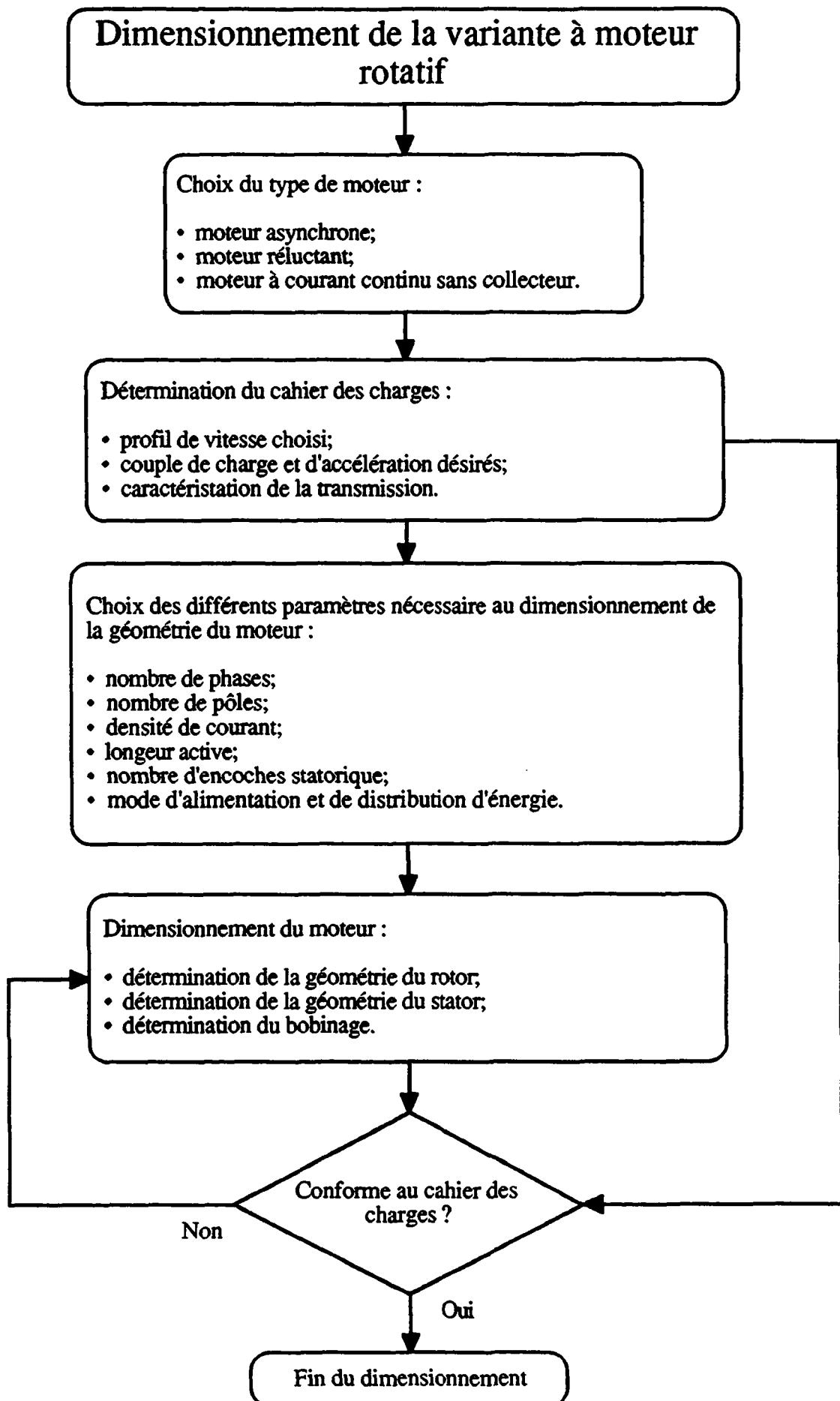
4.3 ORGANIGRAMME DE DIMENSIONNEMENT

Afin de clarifier la méthodologie de calcul, l'organigramme 4.1, permet de situer les différentes étapes du dimensionnement du moteur. Chaque point sera développé dans les paragraphes suivants, afin d'aboutir à la détermination complète des différents paramètres du moteur. Comme le montre l'organigramme, le processus de dimensionnement est itératif, seuls les résultats de cette itération seront présentés dans ce chapitre.

4.4 CHOIX DU MOTEUR

4.4.1 Le moteur asynchrone

Ce type de moteur est habituellement utilisé pour des puissances supérieures à 100 [W]. Les pertes Joule au rotor sont un inconvénient majeur pour des petits moteurs. De plus, pour un contrôle de la position, il nécessite un capteur direct de position inacceptable pour notre application. Cette possibilité est donc abandonnée.



Organigramme 4.1 : Dimensionnement

4.4.2 Le moteur réluctant

Le moteur réluctant est caractérisé par l'absence d'aimant permanent et de bobinage au rotor. Les caractéristiques de ce moteur sont excellentes lorsque le moteur a une puissance suffisamment élevée (plus de 200 [W] environ), ainsi que pour des régimes à haute vitesse. Lorsque la puissance à fournir est de l'ordre de 10 [W], le moteur à courant continu sans collecteur obtient de meilleures performances. De plus, le bruit dû au niveau d'induction élevé dans la structure ferromagnétique du moteur réluctant, reste un problème important.

Pour comparer le moteur réluctant avec le moteur à courant continu sans collecteur, on fait appel aux lois de similitude qui permettent de déduire certains paramètres à partir d'un moteur donné. Ainsi, dans le cas présent, on choisit un moteur de référence de chaque type ayant les mêmes caractéristiques [52], à savoir :

puissance mécanique	~10	[kW]
longueur active l	200	[mm]
couple M	20	[Nm]
rendement η	0.952	[-]

Lorsqu'un moteur a une longueur active l' et un couple M', on définit le facteur de similitude de la longueur active et du couple comme suit :

$$l^* = \frac{l}{l'} \quad M^* = \frac{M}{M'}$$

En posant l'expression du couple pour chaque moteur :

$$\text{Moteur cc sans collecteur} \quad M = \frac{\partial \Lambda_{ab}}{\partial \alpha} \theta_a \cdot \theta_b \quad (4.1)$$

$$\text{Moteur réluctant} \quad M = \frac{1}{2} \frac{\partial \Lambda_b}{\partial \alpha} \theta_b^2 \quad (4.2)$$

Lorsque l'on impose un échauffement constant lors de la réduction homothétique, on obtient les facteurs de similitude de couple suivants (cf. annexe III) :

$$\text{Moteur cc sans collecteur} \quad M^* = l^{*3.5} \quad \text{avec} \quad \left(\frac{P_j}{P_{mec}} \right)^* = \frac{1}{l^{*1.5}} \quad (4.3)$$

$$\text{Moteur réluctant} \quad M^* = l^{*4} \quad \text{avec} \quad \left(\frac{P_j}{P_{mec}} \right)^* = \frac{1}{l^{*2}} \quad (4.4)$$

La figure 4.3 montre l'évolution du couple du moteur, ainsi que l'évolution du rendement en fonction du facteur de similitude l^* . On observe ainsi nettement les meilleures performances du moteur à courant continu sans collecteur lorsque les dimensions du moteur sont réduites.

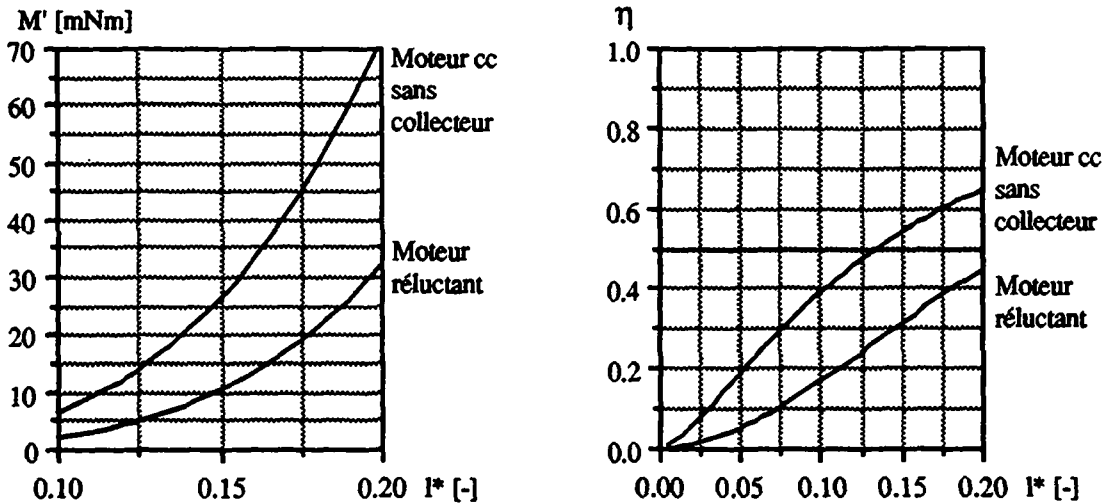


Fig. 4.3 : Evolution du couple et du rendement en fonction du facteur de similitude

4.4.3 Le moteur à courant continu sans collecteur

Dans le cas des faibles puissances qui nous intéressent ici, nous étudierons le moteur à courant continu sans collecteur à aimants permanents. Le moteur à collecteur est abandonné, sa faible durée de vie due à l'usure étant inacceptable. Il existe différents types de moteur en fonction des caractéristiques suivantes :

- magnétisation radiale ou tangentielle;
- rotor interne ou externe;
- bobinage dans des encoches ou dans l'entrefer.

Le choix de ces différents types de moteur est imposé principalement par la géométrie de l'activateur qui doit pouvoir s'insérer de manière optimale dans le ventricule artificiel. Ainsi, le moteur à rotor extérieur est abandonné, puisqu'il crée un encombrement plus important ainsi qu'une inertie en mouvement plus grande.

Bien que l'aimantation tangentielle permette d'obtenir un niveau d'induction dans l'entrefer supérieur à l'induction dans l'aimant, par concentration du flux magnétique, le type d'aimantation choisi sera radial. L'aimantation tangentielle ne convient pas pour la réalisation d'un petit moteur à rotor creux, puisqu'il n'y a pas la place suffisante pour disposer les aimants dans le rotor. De plus, cette technique nécessite une magnétisation après assemblage, difficile à réaliser dans notre application.

Le moteur à bobinage dans l'entrefer ne peut être réalisé avec une longueur active très courte, les développantes du bobinage prenant alors trop d'importance par rapport à la longueur active du moteur. Un tel moteur ayant de moins bonnes performances pour ce type d'application, le bobinage sera réalisé dans des encoches.

4.5 DETERMINATION DU CAHIER DES CHARGES

4.5.1 Cahier des charges simplifié

- la course est fixée à 15 [mm];
- la pression maximum dans le sang est de 150 [mmHg];
- le débit maximum du sang est de 10 [l/min] à 120 [bpm];
- le volume total du sac vaut donc environ 85 [cc];
- la force correspondante à appliquer sur le sac est de 115 [N];

Etant donné le choix de la transmission du mouvement par un système vis-écrou avec vis tournante, il est judicieux de concevoir le rotor de manière à permettre le retrait d'une partie de l'écrou à l'intérieur même du moteur. Ainsi, à l'aide d'un rotor en forme de cloche (figure 4.4), l'épaisseur totale de l'activateur est diminuée. Les aimants permanents du moteur sont alors collés sur le rotor en forme de cloche, rotor qui permet également de refermer le flux créé par les aimants.

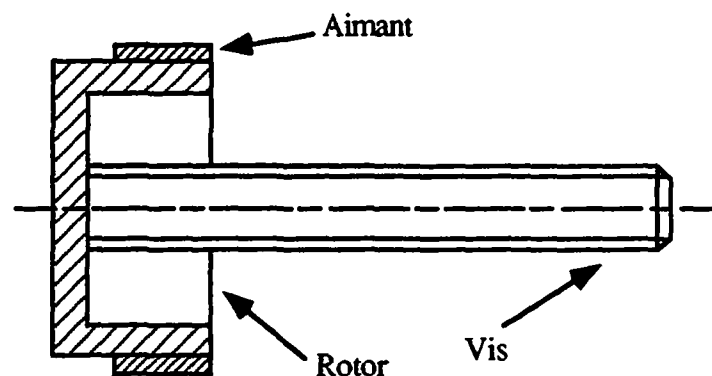


Fig. 4.4 : Schéma du rotor permettant le retrait d'une partie de l'écrou à l'intérieur du moteur

4.5.2 Choix du profil de vitesse

Le choix du profil de vitesse est essentiel, puisque c'est sur la base de ce profil que vont être calculés les couples nominal et maximum permettant de dimensionner le moteur. Les exigences d'un ventricule artificiel ne sont pas les mêmes que celles d'un coeur artificiel. En effet, le coeur artificiel, qui est seul pour remplir les fonctions vitales du coeur naturel, doit comporter un réglage de vitesse particulièrement complexe permettant de s'adapter à toutes les situations que la vie humaine exige.

En revanche, le ventricule artificiel est en parallèle avec le coeur naturel et peut utiliser les informations électriques du myocarde pour fonctionner en contre-pulsation avec celui-ci. Le réglage du ventricule est de ce fait simplifié et permet de choisir un profil de vitesse aussi simple que possible, présentant un couple efficace minimum.

Le profil de vitesse choisi est présenté à la figure 4.5, représentant un profil trapézoïdal avec les bases de temps indiquées pour une fréquence de pulsation de 80 [bpm]. Le cahier des charges du paragraphe 2.2 nous indique que la fréquence maximum du ventricule est

fixée à 120 [bpm]. Le réglage de la fréquence peut être effectué au moyen du temps d'arrêt que l'on peut faire varier de 0 à 500 [ms] permettant de passer d'une fréquence de 120 à 60 [bpm].

Les couples maximum, efficace et moyen seront calculés pour la fréquence la plus contraignante, soit 120 [bpm].

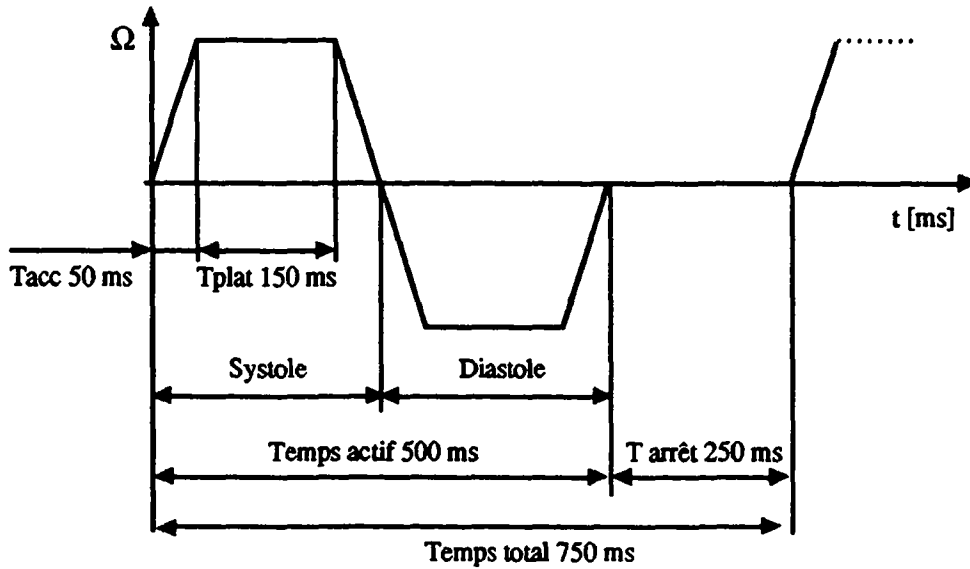


Fig. 4.5 : Profil de vitesse à 80 [bpm]

Le choix du temps d'accélération modifie de façon significative le couple de démarrage. Les quatre figures suivantes (fig. 4.6 à 4.9) montrent les différences du couple total calculées avec un profil de montée en vitesse linéaire ou sinusoïdal. Le couple total minimum est obtenu avec un profil de vitesse dont l'accélération est constante.

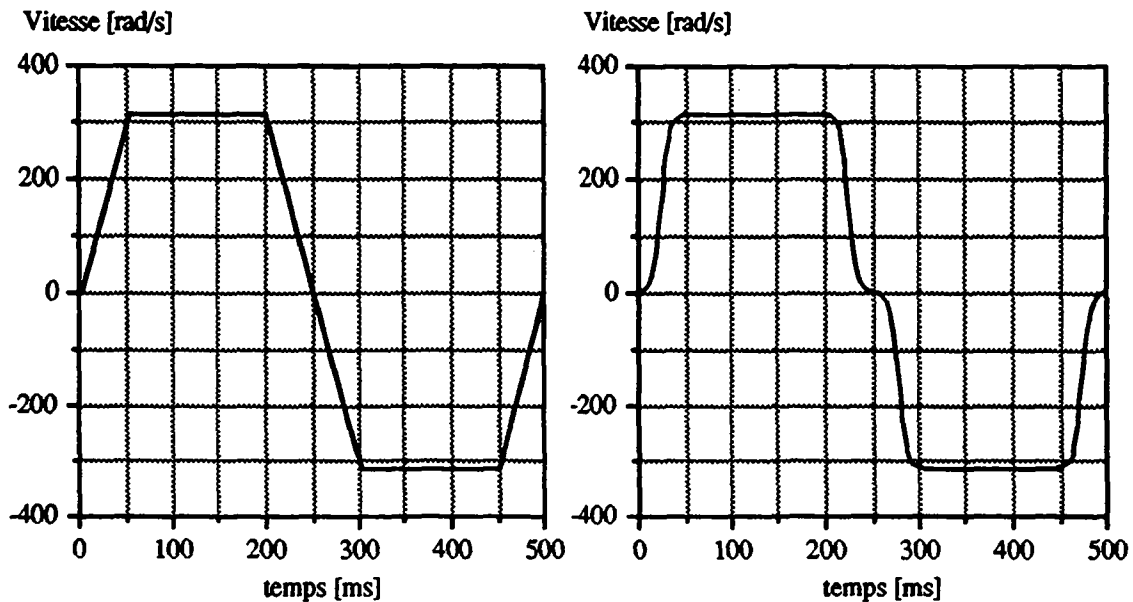


Fig. 4.6 et 4.7 : Profil de vitesse avec accélération constante et sinusoïdale à 120 [bpm]

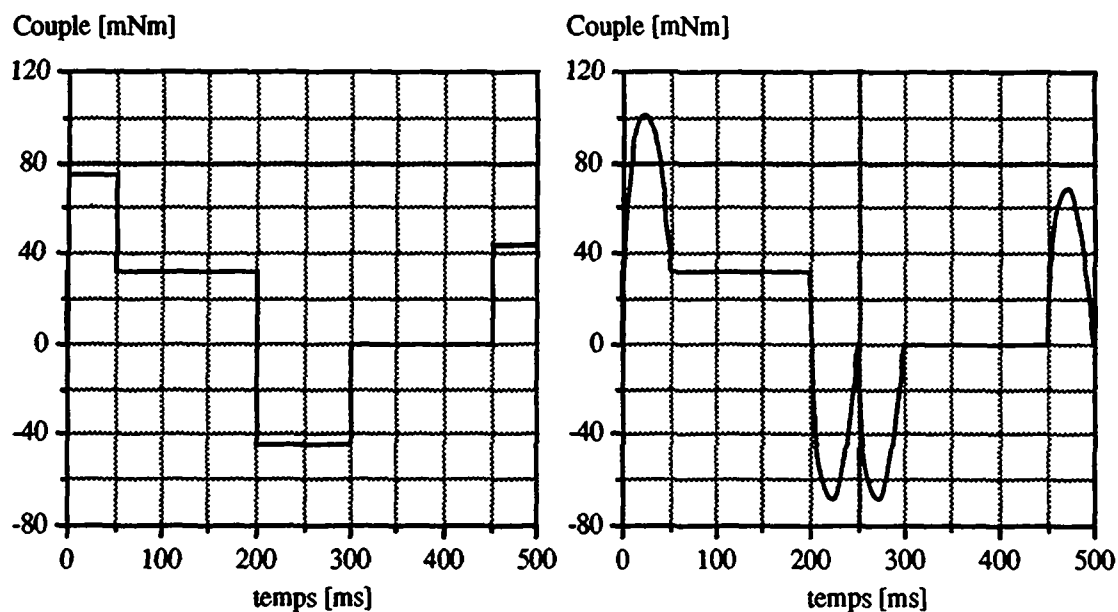


Fig. 4.8 et 4.9 : Couple moteur avec les deux profils de vitesse des figures 4.6 et 4.7

La figure 4.10 montre l'évolution du couple efficace et moyen pour les deux profils de vitesse présentés ci-dessus en fonction de la fréquence de battement. Le couple moyen est identique pour les deux profils de vitesse, la valeur moyenne du couple n'est donc pas un bon paramètre de dimensionnement. Au contraire, le couple efficace, différent pour les deux cas, permet de bien dissocier les deux profils proposés. Les pertes Joule étant proportionnelles au carré du couple efficace, c'est la seule grandeur significative utilisable lors d'un dimensionnement.

La figure 4.11 nous montre l'évolution du couple efficace et moyen pour différents temps d'accélération calculés à une fréquence de 120 [bpm]. Le couple efficace devient approximativement constant lorsque le temps d'accélération est supérieur ou égal à 50 [ms].

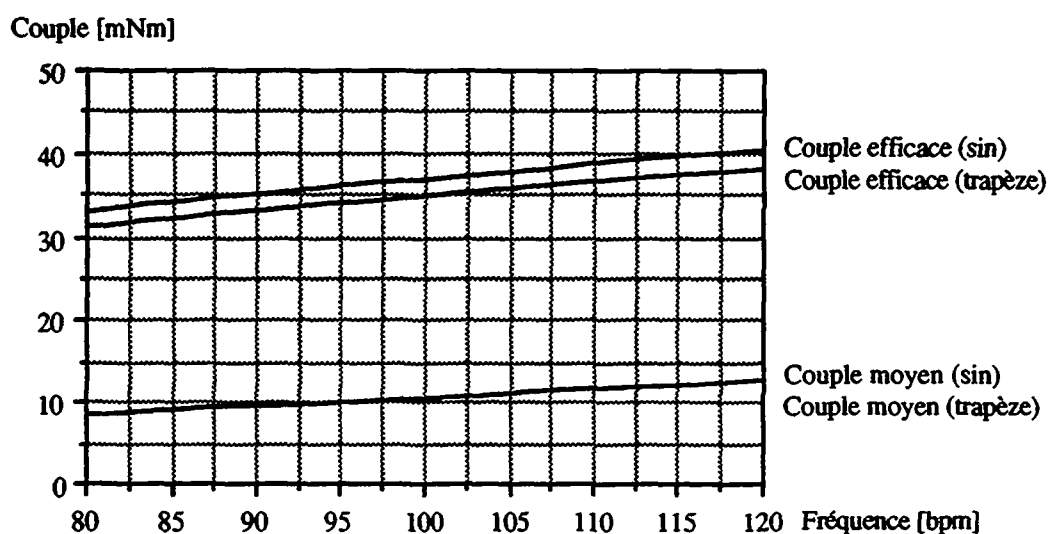


Fig. 4.10 : Couple efficace et moyen en fonction de la fréquence pour les deux profils

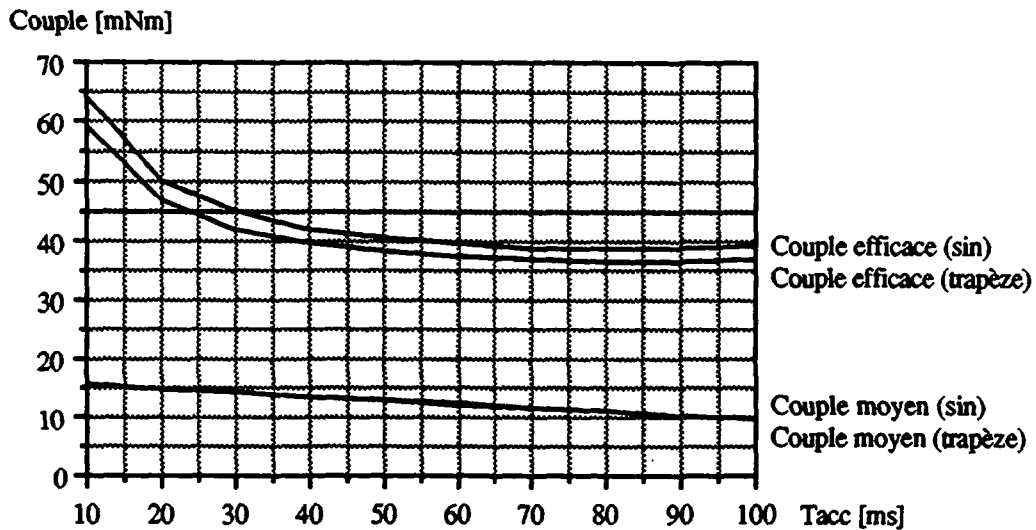


Fig. 4.11 : Couple efficace et moyen en fonction du temps d'accélération pour les deux profils

4.5.3 Détermination du couple de charge

Le couple de charge du moteur est le couple nécessaire pour éjecter le sang dans la canule reliée à l'aorte (pour une assistance ventriculaire gauche). La pression du sang au cours de la systole n'étant pas constante, le couple de charge varie en fonction de la pression intraventriculaire. Pour le dimensionnement, seule une valeur de référence du couple de charge est utile. La figure 4.12 montre la caractéristique type du profil de la force à appliquer au plateau du ventricule [20].

On peut remarquer, que cette force diminue de façon importante lors de la fin de la systole, la pression ventriculaire étant pratiquement égale à la pression diastolique. Dans ces conditions, il est important de ne pas choisir un couple de charge constant durant toute la période de la systole. Lors de l'accélération du moteur, ainsi qu'à vitesse constante, le couple de charge est calculé pour une force moyenne de 115 [N]. Puis, lors de la décélération du moteur, le couple de charge est alors admis nul pour des raisons de simplification. Une décroissance linéaire à la fin de la caractéristique par exemple n'apporte en effet que peu de modification sur la valeur du couple efficace (4% de différence).

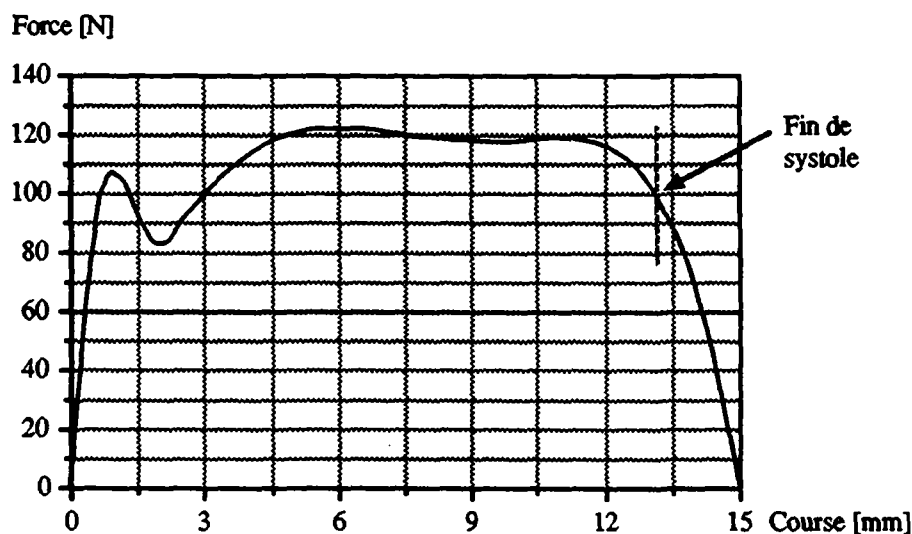


Fig. 4.12 : Caractéristique de la force à appliquer au plateau en fonction de sa position

4.5.4 Choix de l'épaisseur optimum des aimants

Le régime du moteur étant constitué principalement de phases d'accélération et de décélération, le couple d'accélération est une grandeur intervenant pour une part importante dans le calcul du couple efficace total.

Le couple d'accélération est dépendant pour une grande part de l'épaisseur des aimants qui intervient dans le calcul des inerties. On aurait donc tendance à réduire cette valeur pour obtenir un couple d'accélération nécessaire minimum. Mais, l'induction dans l'entrefer, qui dépend également de l'épaisseur des aimants, doit être élevée pour obtenir un potentiel magnétique suffisamment grand.

Il existe donc un compromis que l'on peut déterminer, en analysant le rapport de l'induction créée dans l'entrefer sur l'inertie totale du rotor. Lorsque ce rapport est maximum, l'optimum est atteint. Le tableau 4.1 donne respectivement l'inertie des aimants, l'inertie totale du rotor, l'induction dans l'entrefer et le rapport induction sur inertie en fonction de l'épaisseur des aimants (l_a : épaisseur des aimants).

l_a [mm]	1	1.25	1.5
I_a [kgm ²]	1.50 10 ⁻⁶	1.93 10 ⁻⁶	2.37 10 ⁻⁶
I_{tot} [kgm ²]	6.57 10 ⁻⁶	7.00 10 ⁻⁶	7.44 10 ⁻⁶
B_δ [T]	0.754	0.809	0.851
B_δ/I_{tot} [T/kgm ²]	114613	115635	114380

Tab. 4.1 : Choix de l'épaisseur optimum des aimants

L'épaisseur optimum ainsi obtenue est de 1.25 [mm], ce qui nous donne le rapport induction/inertie maximum. Cette induction peut être formulée par l'équation suivante, obtenue grâce aux relations (3.6) et (3.7) établies au chapitre 3 :

$$B_\delta = \frac{B_0}{\left(1 + \mu_{dr} \cdot \frac{\delta \cdot k_g}{l_a}\right)} \quad (4.5)$$

Avec :

Induction rémanente : B_0 [T]

Perméabilité relative de l'aimant : μ_{dr} [-]

Entrefer : δ [mm]

Coefficient de majoration de l'entrefer, dû aux chutes de potentiel dans le fer : k_g [-]

4.5.5 Choix du pas de la vis

Bien que le choix du pas de la vis ne fasse pas partie du dimensionnement du moteur proprement dit, celui-ci ne peut être choisi que lorsque l'inertie du rotor est connue. En

effet, le couple de charge ainsi que le couple d'accélération étant dépendants du pas de la vis, un tableau comparatif de ces différentes grandeurs permet un choix plus aisé. Le tableau 4.2 donne respectivement : l'inertie totale; la vitesse de rotation maximum; les couples d'accélération, de charge et total; ainsi que les couples moyen et efficace.

Pas [mm]	1	1.5	2
I_{tot} [kgm ²]	$7.00 \cdot 10^{-6}$	$7.00 \cdot 10^{-6}$	$7.00 \cdot 10^{-6}$
Vitesse max. [rad/s]	471	314	235
Vitesse max. [t/min]	4500	3000	2250
M_{acc} [mNm]	66.0	44.0	33.0
M_{ch} [mNm]	21.0	31.5	42.0
M_{tot} [mNm]	87.0	75.5	75.0
M_{mov} [mNm]	8.4	12.6	16.8
M_{eff} [mNm]	46.8	38.0	37.7

Tab. 4.2 : Tableau comparatif des couples en fonction du pas de la vis

Ces données ont été obtenues pour une fréquence de battements de 120 [bpm]. Les couples moyen et efficace s'écrivent :

$$\bar{M} = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T M(t) \cdot dt \quad (4.6)$$

$$M_{eff} = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_0^T M(t)^2 \cdot dt} \quad (4.7)$$

T = période du signal, soit 500 [ms] pour 120 [bpm]

Le pas est fixé à 1.5 [mm], cette valeur représentant un bon compromis pour la plupart des grandeurs.

4.6 CHOIX DES PARAMETRES DU MOTEUR A COURANT CONTINU SANS COLLECTEUR

4.6.1 Choix du nombre de phases

Le choix du nombre de phases s'est porté sur un bobinage triphasé symétrique, permettant de réduire au minimum le nombre de transistors (six) lorsque l'alimentation des

phases est bipolaire. En effet, pour un bobinage biphasé ou quadriphasé bipolaire, un minimum de 8 transistors est nécessaire pour l'alimentation des phases.

4.6.2 Expression du couple du moteur à courant continu sans collecteur

Le couple peut être exprimé grâce à l'équation de Laplace, r_a étant le rayon d'alésage du stator et F représentant la force tangentielle moyenne dans l'entrefer. On ne tient compte de la saturation qu'en fixant les différentes inductions respectives.

$$M = F \cdot r_a \quad (4.8)$$

$$F = \theta \cdot l_o \cdot \bar{B} \quad (4.9)$$

Avec : Induction moyenne dans l'entrefer $\bar{B} = \frac{k_b \cdot \hat{B}_\delta}{k_c}$ [T]

Où : Induction maximum dans l'entrefer : \hat{B}_δ [T]

Longueur active : l_o [mm]

Coefficient tenant compte de la distribution de l'induction : k_b [-]

Coefficient de Carter tenant compte de l'ouverture d'encoche : k_c [-]

Le potentiel magnétique créé par les bobines pour une alimentation triphasée, avec un pont à six transistors, commandée à 120° , est donné par l'expression suivante :

$$\theta = \frac{2}{3} \cdot J \cdot S_{Ntot} \cdot k_w \cdot k_{cu} \quad (4.10)$$

Avec : Densité de courant : J [A/mm²]

Surface totale d'encoche : S_{Ntot} [mm²]

Facteur de bobinage : k_w [-]

Facteur de remplissage du cuivre : k_{cu} [-]

Pour la section totale d'encoche, nous avons :

$$S_{Ntot} = 2 \cdot \pi \cdot r_a \cdot h_N \cdot \frac{\bar{b}_N}{\tau_d} \quad (4.11)$$

Avec : Rayon d'alésage : r_a [mm]

Hauteur d'encoche : h_N [mm]

Largeur moyenne d'encoche : \bar{b}_N [mm]

Pas dentaire : τ_d [mm]

Les différents paramètres utilisés sont représentés sur le dessin de la figure 4.13.

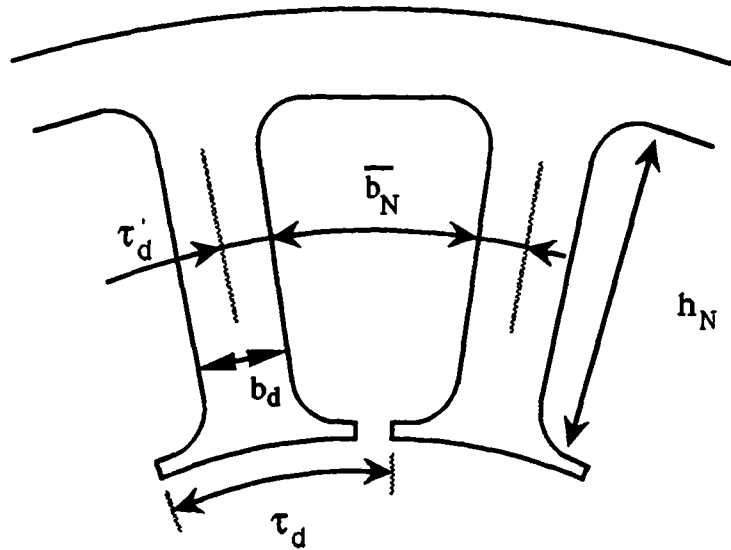


Fig. 4.13 : Définition des paramètres du stator

La largeur moyenne d'encoche utile s'écrit :

$$\bar{b}_N = (k_e \cdot \tau_d') - b_d \quad (4.12)$$

Avec : Pas dentaire moyen : $\tau_d' = \frac{2 \cdot \pi}{Z_N} \left(r_a + \frac{h_N}{2} \right)$ [mm]

Coefficient tenant compte de l'espace entre les bobines : k_e [-]

Nombre d'encoches : Z_N [-]

La largeur de dent b_d est fixée par le niveau de saturation souhaité. Par la relation de conservation du flux, on peut écrire l'expression suivante :

$$b_d = \frac{\hat{B}_\delta}{\hat{B}_d \cdot k_f} \cdot \tau_d \quad (4.13)$$

Avec : Induction maximum dans les dents : \hat{B}_d [T]

Coefficient de foisonnement : k_f [-]

En posant le coefficient γ égal au rapport de la hauteur d'encoche et du rayon d'alésage, on peut exprimer la surface d'encoche totale utile en fonction du carré du rayon d'alésage :

$$\gamma = \frac{h_N}{r_a} \quad (4.14)$$

$$S_{N\text{tot}} = \pi \cdot \gamma \cdot r_a^2 \cdot \left(2 \cdot \left(k_e - \frac{\hat{B}_\delta}{\hat{B}_d \cdot k_f} \right) + k_e \cdot \gamma \right) = \beta \cdot r_a^2 \quad (4.15)$$

Par exemple, si $\widehat{B}_\delta = 0.8$ [T], $\widehat{B}_d = 1.8$ [T], $k_f = 0.96$, $k_e = 0.9$, on peut écrire β en fonction de γ de la manière suivante :

$$\beta = \gamma \cdot (2.71 + 2.82 \cdot \gamma) \quad (4.16)$$

Le tableau 4.3 donne la valeur de β en fonction de différents rapports γ :

γ	β
0.1	0.30
0.2	0.65
0.3	1.05
0.4	1.55
0.5	2.05

Tab. 4.3 : Tableau de valeurs de β en fonction de γ

Finalement, l'expression du couple devient :

$$M = \frac{2}{3} \cdot \widehat{B}_\delta \cdot \frac{k_b}{k_c} \cdot J \cdot \beta \cdot k_{cu} \cdot k_w \cdot l_o \cdot r_a^3 \quad (4.17)$$

4.6.3 Choix du nombre de pôles

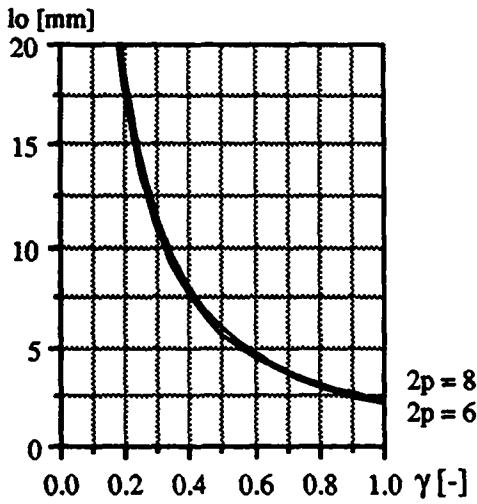
Pour déterminer de manière optimale le nombre de pôles rotoriques, il est nécessaire de réaliser une étude paramétrique permettant d'observer l'évolution de certaines grandeurs caractéristiques, telles que la longueur active, le diamètre extérieur, le volume, la masse et les pertes, en faisant varier le nombre de pôles.

La figure 4.14 présente les différentes caractéristiques du moteur pour 6 et 8 pôles. Elles sont calculées de manière à obtenir un moteur fournissant une puissance mécanique de 12 [W] à 3000 [t/min]. La densité de courant est fixée à 3.5 [A/mm²] et le circuit magnétique est dimensionné de façon à obtenir toujours une induction proche de la limite de saturation. Le rayon d'alésage est fixe pour les différents nombres de pôles et proche de 30 [mm].

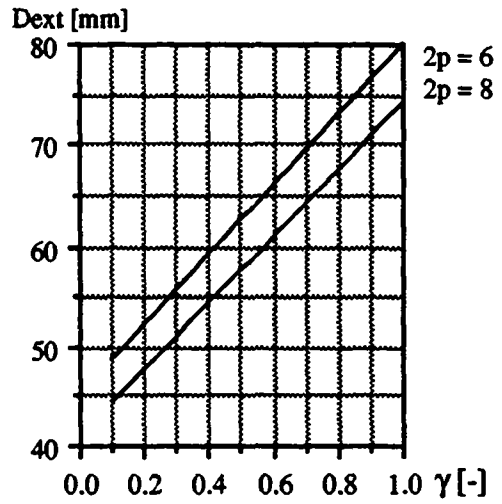
Pour obtenir une comparaison objective entre ces différentes grandeurs, le paramètre choisi variable est γ , (hauteur d'encoche rapportée au rayon d'alésage). Ce choix nous permet d'obtenir la caractéristique du diamètre extérieur en fonction de la longueur active, permettant de définir le volume du moteur. Ces différentes courbes (voir fig. 4.14) montrent que plus le nombre de pôles est élevé, plus le volume ainsi que la masse du moteur diminuent. Par contre, les pertes totales augmentent lorsque le nombre de pôles est grand, car les pertes fer deviennent plus importantes que les pertes Joule.

Il est également impossible d'augmenter indéfiniment le nombre de pôles pour plusieurs raisons :

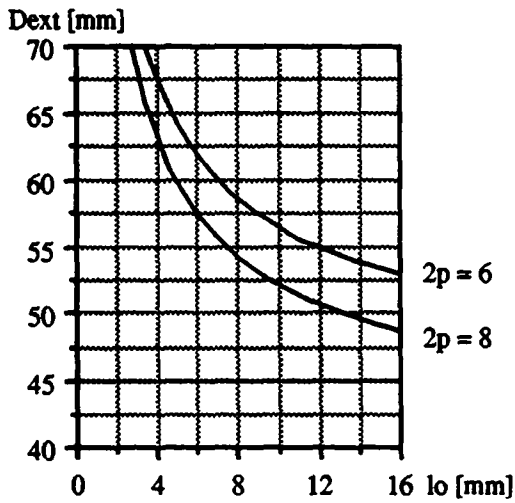
- impossibilité mécanique de disposer un grand nombre d'aimants sur un rotor de diamètre égal à 30 [mm] environ;



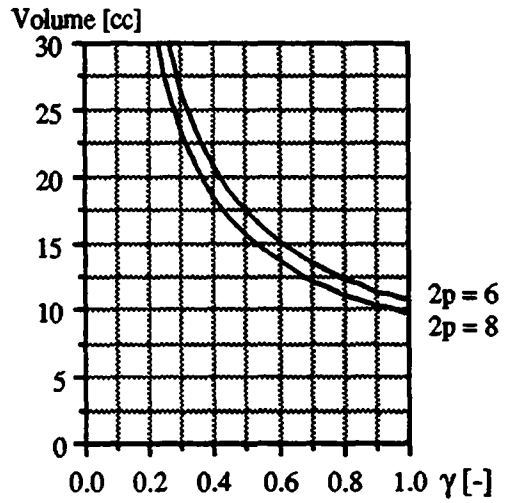
a)



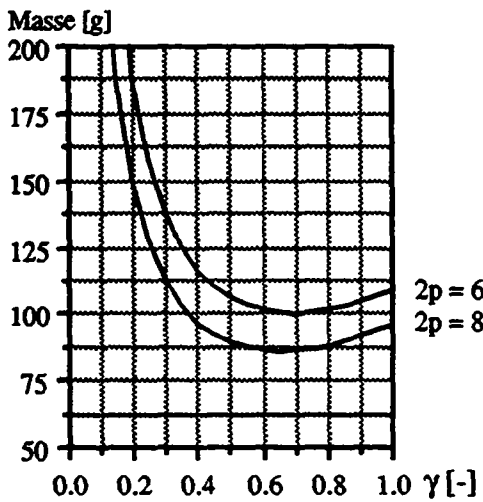
b)



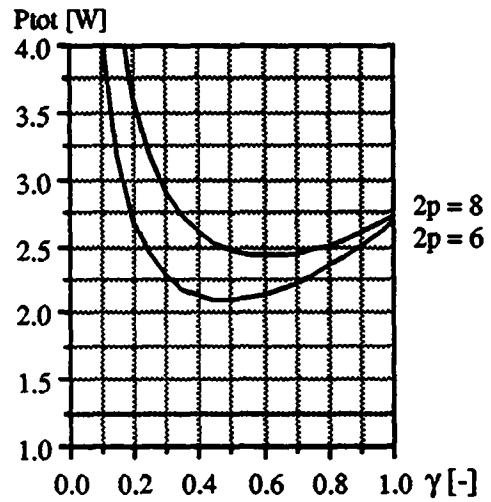
c)



d)



e)



f)

Fig. 4.14 : Différentes caractéristiques en fonction de γ , pour deux nombres de pôles différents

- plus le nombre de pôles est grand, plus l'espace entre les aimants devient important par rapport à la largeur de l'aimant, faisant ainsi diminuer l'induction moyenne dans l'entrefer. De même, le flux de fuites entre aimants devient prédominant;
- le nombre de pôles fixe la fréquence de commutation des phases pour une vitesse donnée. L'électronique de commutation, gérée par microprocesseur, nous impose une certaine limite de fréquence, due au temps de calcul que doit effectuer en tout temps le microprocesseur. De plus, les pertes Joule dans les transistors sont d'autant plus grandes que la fréquence de commutation est élevée.

Pour toutes ces raisons, le nombre de pôles maximum est fixé à 8. Même si les pertes totales (calculées sans tenir compte des pertes Joule dans les transistors et l'électronique en général) sont plus importantes lorsque $2p=6$, les avantages sur la masse ainsi que le volume nous permettent de choisir un moteur de 8 pôles.

4.6.4 Choix de la longueur active et de la densité de courant

La longueur active est définie par l'encombrement maximum que l'on peut admettre pour l'épaisseur totale du ventricule, ainsi que par le diamètre externe maximum admissible. Ces deux grandeurs sont liées et la figure 4.15 présente la caractéristique du diamètre externe du moteur en fonction de la longueur active, pour plusieurs densités de courant efficaces dans le bobinage, permettant de réaliser un moteur d'une puissance efficace de 12 [W].

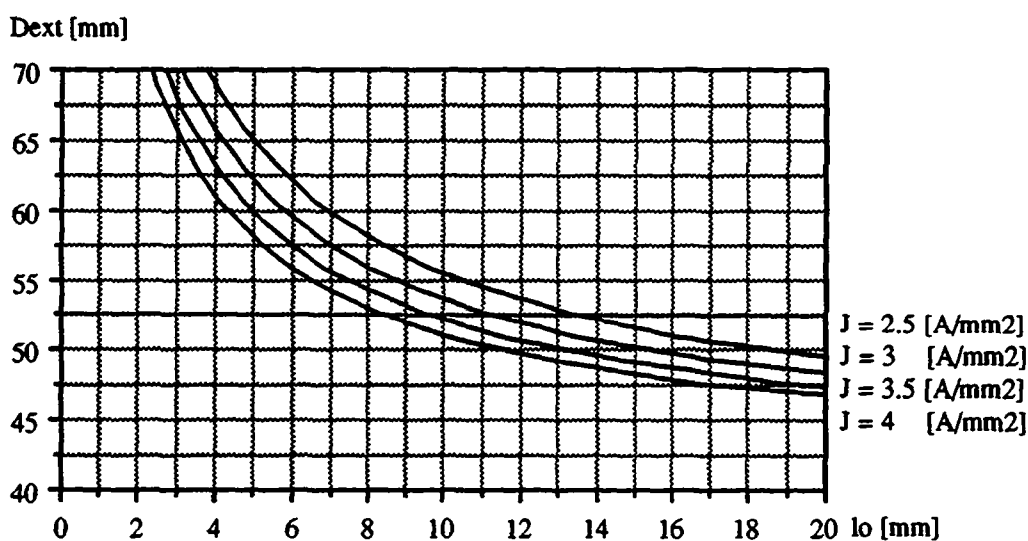


Fig. 4.15 : Caractéristique du diamètre externe en fonction de la longueur active pour différentes densités de courant efficaces

L'encombrement du ventricule est défini puisqu'il faut pouvoir insérer le moteur dans une structure dont les différents éléments sont présentés à la figure 4.16. Pour pouvoir choisir de manière objective la longueur active, une étude paramétrique permet d'observer le comportement des différentes caractéristiques du moteur, pour différentes valeurs de la densité de courant. De même que pour l'étude paramétrique du nombre de pôles, le paramètre choisi est γ .

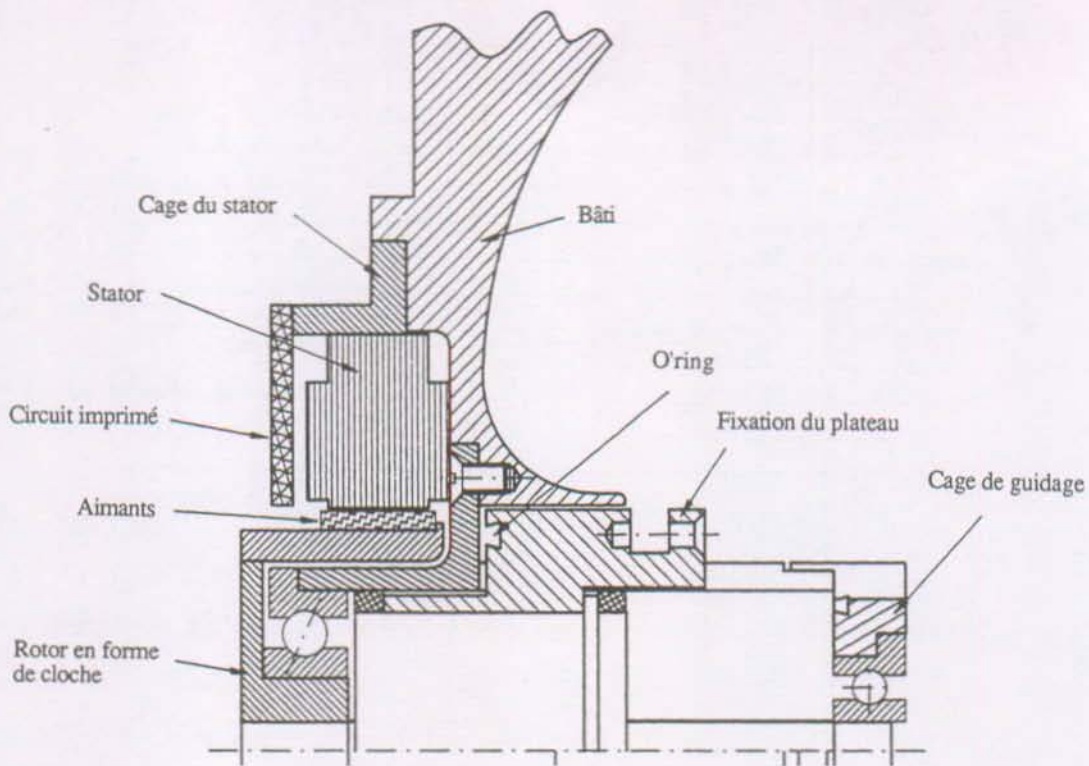


Fig. 4.16 : Situation des différents éléments qui composent le ventricule

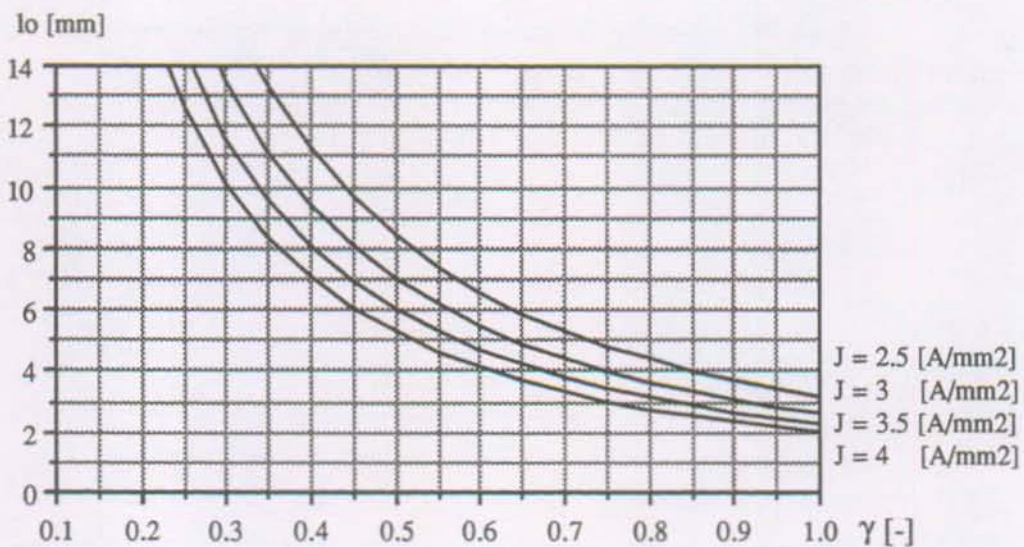


Fig. 4.17 : Longueur active en fonction de γ , pour différentes densités de courant efficaces

En analysant les possibilités de placer le moteur dans la structure de la figure 4.16, nous avons retenu la solution d'une longueur active de 7 [mm], correspondant à un diamètre extérieur du moteur de 54 à 60 [mm] suivant la densité de courant choisie. Ce choix est un compromis entre l'épaisseur finale du ventricule et son diamètre, qui sont dépendants de la géométrie du moteur. Ainsi, il est possible de réaliser un ventricule dont l'épaisseur ne dépasse pas 50 [mm], respectant ainsi une des données du cahier des charges.

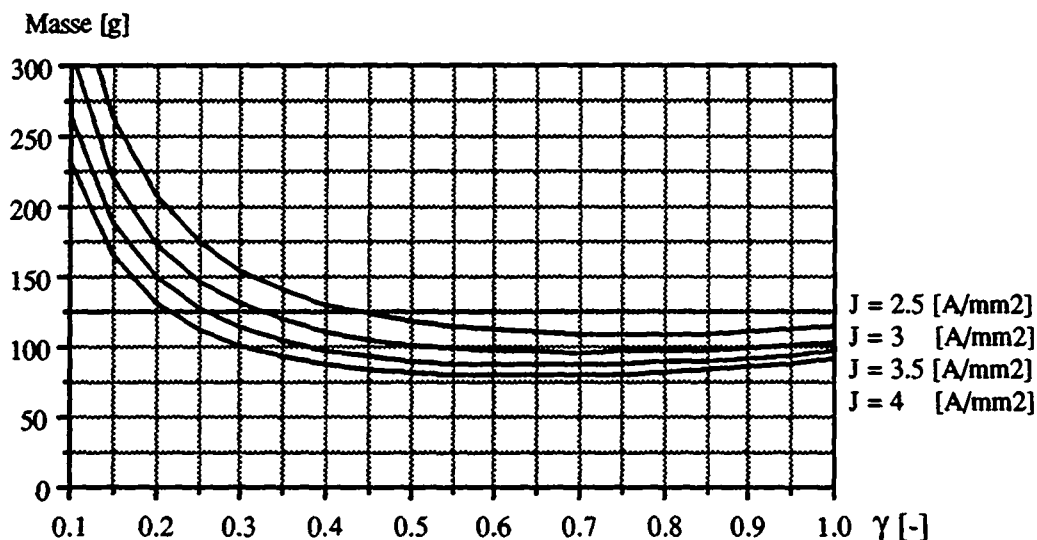


Fig. 4.18 : Masse du moteur en fonction de γ , pour différentes densités de courant efficaces

Le choix de la longueur active fixe ainsi le paramètre γ de 0.4 à 0.575, suivant la densité de courant désirée (voir figure 4.17). Du point de vue de la masse (voir figure 4.18), il est souhaitable de choisir la densité de courant la plus élevée pour obtenir un moteur aussi léger que possible. Au contraire, si la densité de courant est grande (voir figure 4.19), les pertes par effet Joule augmentent.

Lorsque γ est petit (moteur de faible diamètre avec une longueur active importante), il est intéressant de constater que les pertes fer (voir fig. 4.20) sont plus importantes que les pertes Joule. Les pertes totales, comprenant les deux types de pertes, sont présentées à la figure 4.21. La caractéristique du rendement ainsi trouvée permet de choisir la densité de courant optimum.

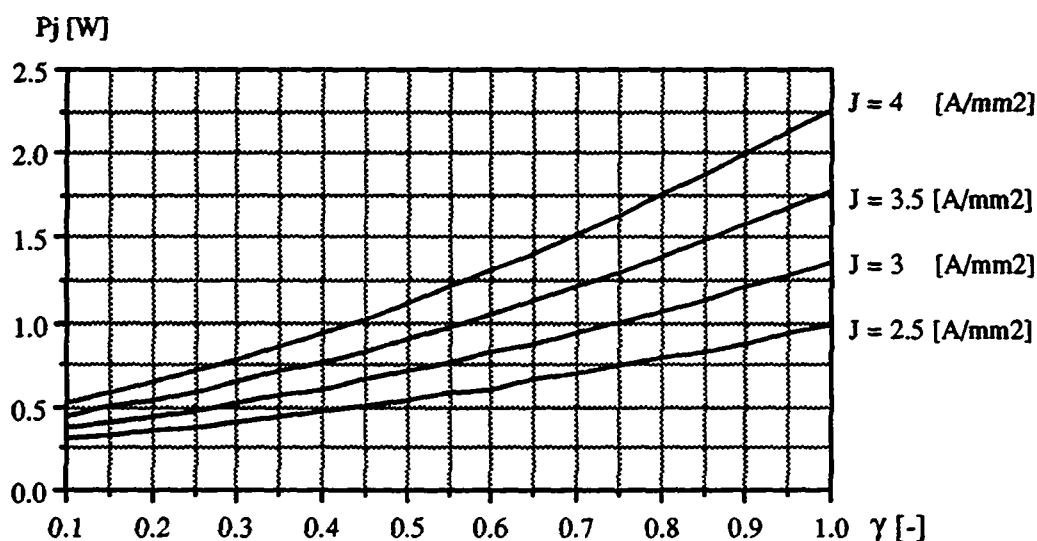


Fig. 4.19 : Pertes Joule en fonction de γ , pour différentes densités de courant efficaces

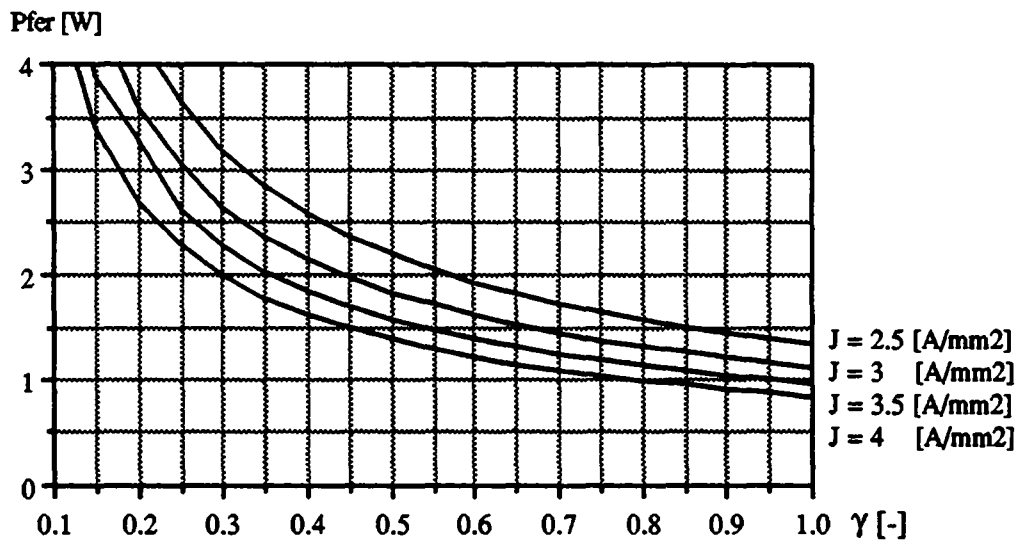


Fig. 4.20 : Pertes fer en fonction de γ , pour différentes densités de courant efficaces

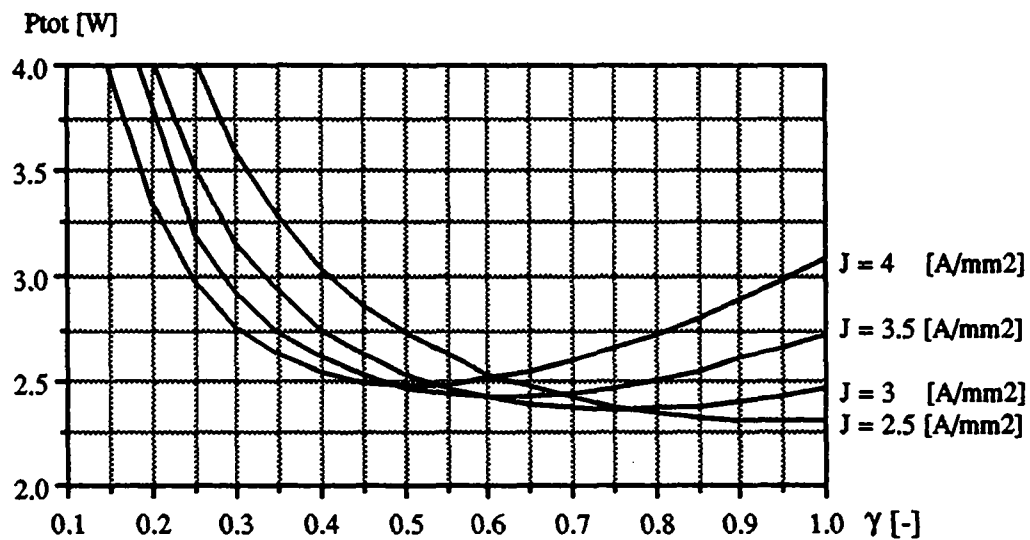


Fig. 4.21 : Pertes totales en fonction de γ , pour différentes densités de courant efficaces

La densité de courant permettant d'obtenir les pertes totales minimums lorsque la longueur active vaut 7 [mm] est de $J = 3.5$ [A/mm²]. Le tableau 4.4 donne les différentes valeurs numériques tirées de la caractéristique des pertes totales (fig. 4.21) ainsi que de la caractéristique du diamètre extérieur (fig. 4.15), lorsque la longueur active est fixée à 7 [mm].

Densité de courant [A/mm ²]	γ [-]	Pertes totales [W]	Diamètre extérieur [mm]
4	0.40	2.54	54.5
3.5	0.45	2.52	56.1
3	0.50	2.53	57.8
2.5	0.575	2.58	60.3

Tab. 4.4 : Tableau de valeurs en fonction de la densité de courant

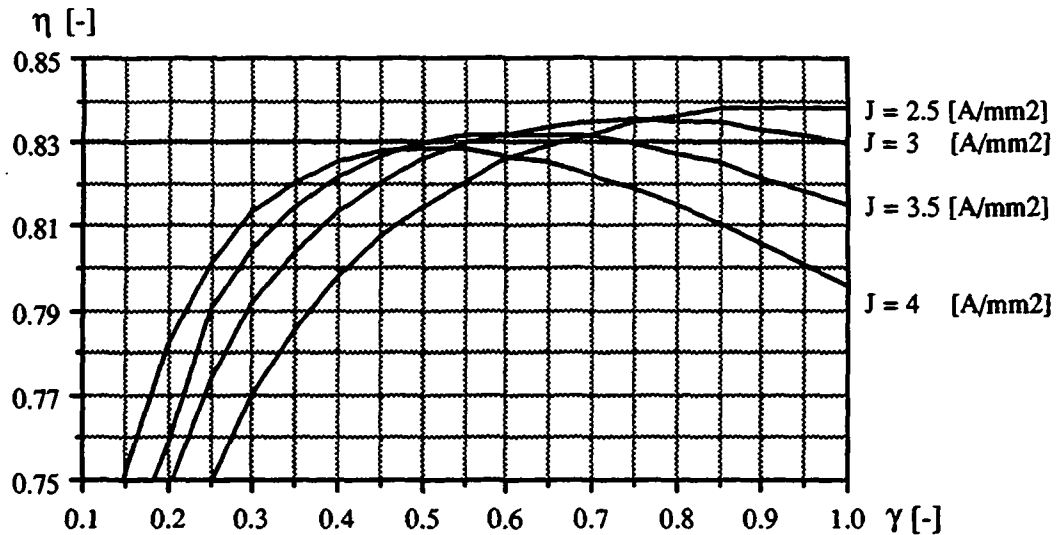


Fig. 4.22 : Rendement en fonction de γ , pour différentes densités de courant efficaces

4.6.5 Choix du nombre d'encoches statoriques

Le choix du nombre d'encoches détermine le bobinage du stator. Suivant le choix effectué, certains bobinages seront plus ou moins difficiles à réaliser, surtout pour de petits moteurs. De plus, ce nombre influence le couple réactant ainsi que les oscillations de couple du moteur. Il est donc primordial de choisir un nombre d'encoches permettant à la fois de minimiser le couple réactant, ainsi que de faciliter le bobinage du stator.

Les possibilités dans le choix du nombre d'encoches ne sont pas illimitées, au contraire. Pour des raisons mécaniques, il est difficile d'avoir un nombre d'encoches supérieur à 12, lorsque de diamètre moyen d'encoche vaut environ 40 [mm]. Les possibilités sont résumées sur le tableau 4.5, avec le facteur q (nombre d'encoches par pôle et par phase) et le facteur de bobinage k_w .

Z_N [-] (nb d'encoches)	q [-]	k_w
6	0.25	0.866
9	0.375	0.945
12	0.5	0.866

Tab. 4.5 : Tableau de comparaison des différents nombres d'encoches possibles

On observe que lorsque Z_N vaut 9, le facteur de bobinage k_w est maximum, permettant ainsi d'obtenir un couple plus élevé. De plus, avec ce choix, le couple réactant est réduit d'un facteur 20 par rapport à un nombre d'encoches égal à 12. La figure 4.23 montre les résultats du calcul du couple réactant statique de trois moteurs ayant le même rotor, le même diamètre d'alésage et le même couple nominal. Ces résultats ont été obtenus à l'aide d'un programme de simulation développé au LEME [46].

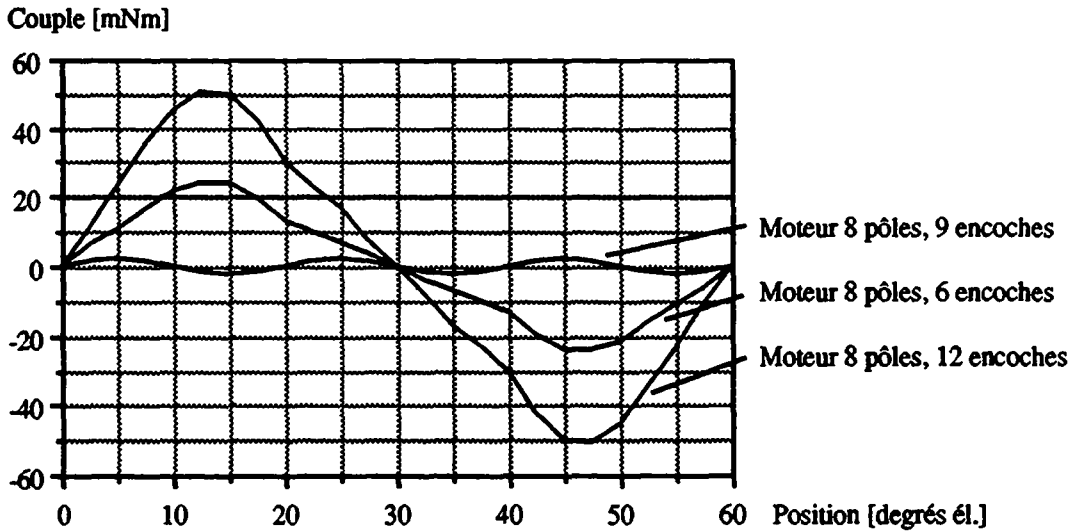


Fig. 4.23 : Couple réluctant suivant le nombre d'encoches choisi

Il est également intéressant d'étudier la taille du moteur, représenté par son volume, en fonction du nombre d'encoches. Pour un moteur dimensionné pour le même couple efficace et la même vitesse, on détermine différents stators en choisissant 6, 9 ou 12 encoches statoriques. Le rotor est le même pour les trois moteurs, et l'induction dans les différentes parties du moteur est identique. On remarque alors que le volume du moteur (fig. 4.24) lorsque le stator comporte 9 encoches est légèrement plus faible que dans les autres cas. De plus, les pertes totales ainsi que la masse (fig. 4.25 et 4.26) sont minimums avec 9 encoches.

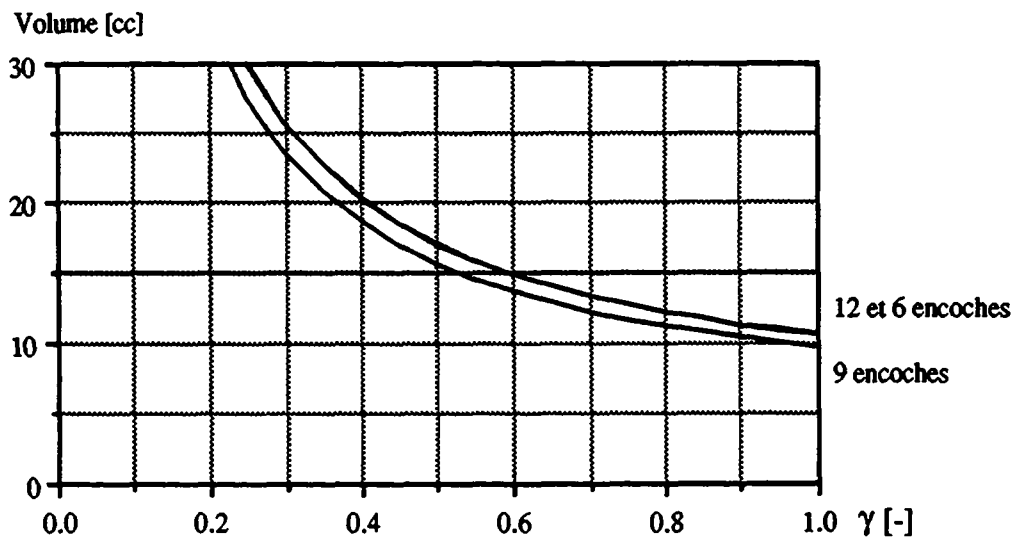


Fig. 4.24 : Evolution du volume du moteur pour différents nombres d'encoches

Le choix du nombre d'encoches est donc fixé à 9 encoches permettant d'obtenir un bobinage concentrique autour de chaque dent. Cette solution présente l'avantage à la fois de minimiser le couple réluctant, de maximaliser le facteur de bobinage et de minimiser les pertes totales. De plus, cette solution réduit substantiellement la taille des développantes.

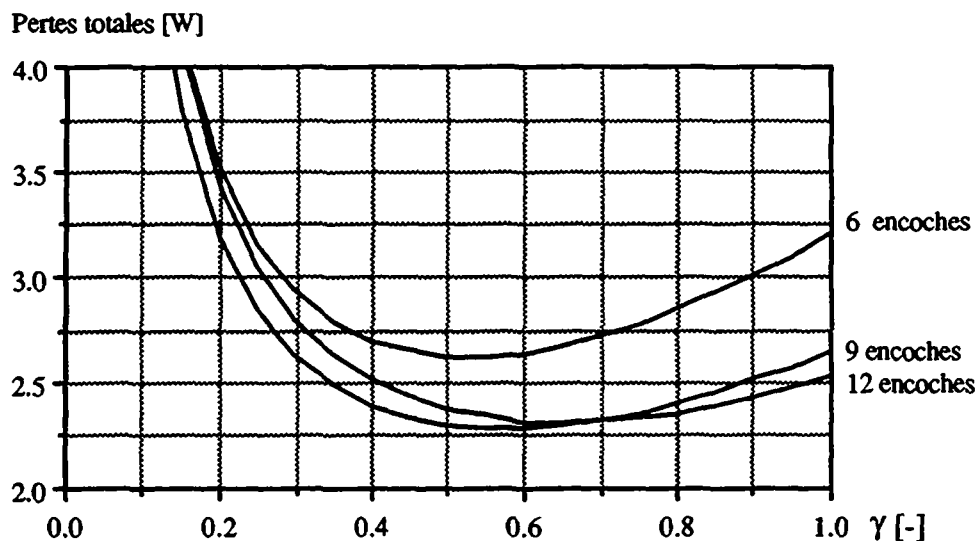


Fig. 4.25 : Evolution des pertes totales du moteur pour différents nombres d'encoches

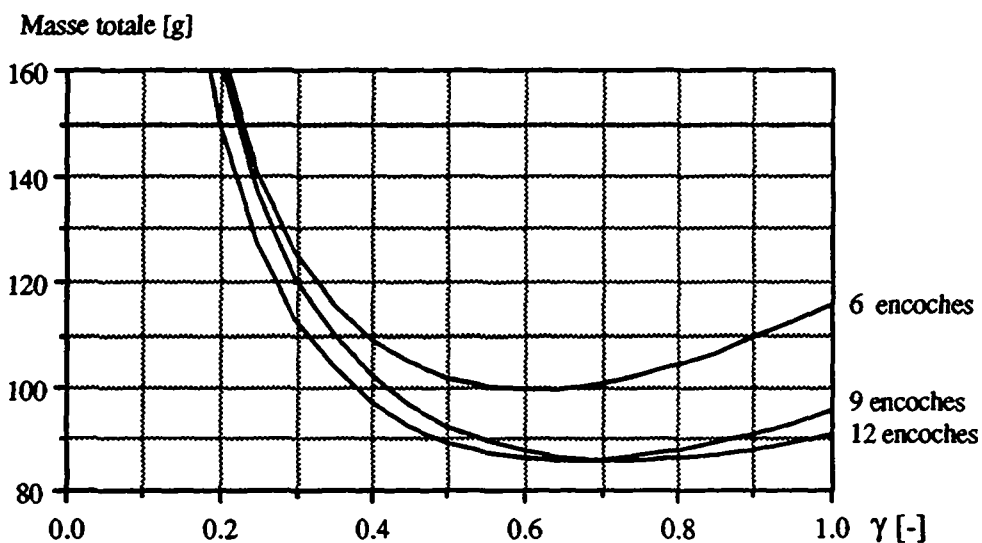


Fig. 4.26 : Evolution de la masse du moteur pour différents nombres d'encoches

4.7 DETERMINATION DE LA GEOMETRIE ET DU BOBINAGE

4.7.1 Géométrie du rotor

La géométrie particulière du rotor en forme de cloche, sur laquelle les aimants sont disposés, doit également servir de culasse magnétique pour refermer le flux créé par les aimants. L'épaisseur de cette culasse est fixée par le niveau d'induction désiré. De plus, les aimants n'étant pas disposés sur toute la longueur axiale du rotor, la culasse rotorique bénéficie d'une décharge magnétique permettant d'en réduire l'épaisseur.

Le diamètre interne du rotor est défini par le diamètre de l'écrou de la vis à rouleaux satellites, qui doit être capable de s'insérer dans la cloche rotorique. Ce diamètre est donc imposé par la transmission de mouvement.

Le flux créé par un aimant s'écrit :

$$\widehat{\Phi} = S_a \cdot \widehat{B}_a \cdot \alpha \quad (4.18)$$

Avec : Surface d'un aimant : S_a [m²]
 Induction maximum dans l'aimant : B_a [T]
 Coefficient tenant compte de l'espace entre chaque aimant : $\alpha \leq 1$ [-]

L'épaisseur de la culasse rotorique s'écrit alors :

$$h_{cint} = \frac{\widehat{\Phi} \cdot k_d}{2 \cdot l_{aa} \cdot \widehat{B}_{cint}} \quad (4.19)$$

Avec : Flux d'un aimant : $\widehat{\Phi}$ [Vs]
 Induction maximum dans la culasse : B_{cint} [T]
 Longueur axiale d'un aimant : l_{aa} [mm]
 Coefficient tenant compte de la décharge : k_d [-]

4.7.2 Géométrie du stator

Les grandeurs géométriques sont définies, comme précédemment, en fixant le niveau d'induction dans les différentes pièces ferromagnétiques du stator. Les relations établies au paragraphe 4.6.2 restent donc valables. A partir de la relation (4.17), on peut écrire le couple total efficace en fonction de la section d'encoche et, connaissant le couple de référence efficace, trouver la section d'encoche.

$$M_{eff} = \frac{2}{3} \widehat{B}_\delta \cdot \frac{k_b}{k_c} \cdot J \cdot k_{cu} \cdot k_w \cdot l_o \cdot S_N \cdot Z_N \cdot r_a \quad (4.20)$$

$$S_N = \frac{M_{eff}}{\frac{2}{3} \widehat{B}_\delta \cdot \frac{k_b}{k_c} \cdot J \cdot k_{cu} \cdot k_w \cdot l_o \cdot Z_N \cdot r_a} \quad (4.21)$$

Avec :

Surface d'encoche : S_N [mm²]
 Couple de référence efficace : M_{eff} [Nm]
 Induction crête dans l'entrefer : B_δ [T]
 Densité de courant : J [A/mm²]

Longueur active : l_0	[m]
Rayon d'alésage : r_a	[m]
Nombre d'encoches : Z_N	[-]
Coefficient tenant compte de la distribution de l'induction : k_b	[-]
Coefficient de Carter : k_c	[-]
Coefficient de bobinage : k_w	[-]
Facteur de remplissage : k_{cu}	[-]

La relation (4.12) définissant la largeur moyenne d'encoche utile nous permet alors de trouver la hauteur d'encoche.

$$h_N = \frac{S_N}{b_N} \quad (4.22)$$

L'épaisseur de la culasse statorique est déterminée comme précédemment en fixant le niveau d'induction désiré (3.10) :

$$h_{cext} = \frac{\hat{\Phi}}{2 \cdot l_0 \cdot \hat{B}_{cext} \cdot k_f} \quad (4.23)$$

Avec :	Flux créé par un aimant : $\hat{\Phi}$	[Vs]
	Longueur active : l_0	[mm]
	Induction maximum dans la culasse statorique : B_{cext}	[T]
	Coefficient de foisonnement : k_f	[-]

4.7.3 Bobinage

Le choix du type de bobinage ayant été choisi précédemment, il reste à déterminer le nombre de spires par phase pour satisfaire l'équation de tension de phase (4.24). En faisant l'hypothèse que l'alimentation est sinusoïdale, il est possible de passer au calcul complexe (4.25) :

$$u_1 = R_s \cdot i_1 + L_s \cdot \frac{di_1}{dt} + u_{i1} \quad (4.24)$$

$$\underline{U}_1 = R_s \underline{I}_1 + j \omega L_s \underline{I}_1 + \underline{U}_{i1} \quad (4.25)$$

On fait l'hypothèse simplificatrice que nous nous trouvons dans le cas d'une alimentation idéale en courant fournissant le rapport couple sur courant maximum, c'est-à-dire lorsque la tension induite de mouvement est en phase avec le courant. Le diagramme des phaseurs correspondant est représenté à la figure 4.27.

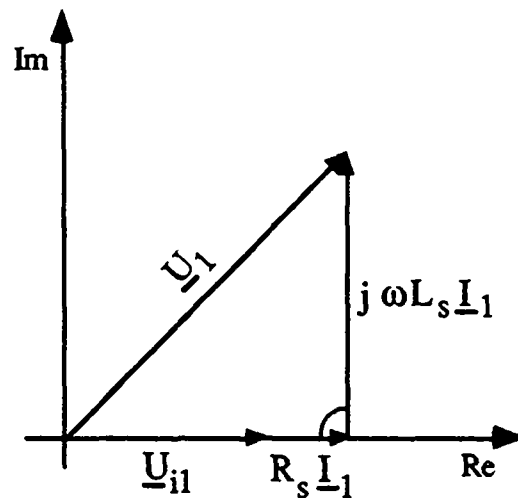


Fig. 4.27 : Diagramme des phaseurs

Chaque grandeur du diagramme des phaseurs, à l'exception de la tension de phase, est dépendante du nombre de spires. En prenant la norme de chaque phaseur, la relation (4.25) devient à fréquence maximum et au courant maximum:

$$\left(U_{i1} + R_s \cdot I_{1\max} \right)^2 + \left(\omega_{\max} \cdot L_s \cdot I_{1\max} \right)^2 = U_1^2 \quad (4.26)$$

La tension induite de mouvement s'écrit en fonction du nombre de spires [47] :

$$U_{i1} = \frac{\omega_{\max} \cdot N \cdot k_w \cdot \hat{\Phi}}{\sqrt{2}} \quad (4.27)$$

Avec : Fréquence électrique maximum : ω_{\max} [rad/s]
 Flux créé par un aimant : $\hat{\Phi}$ [Vs]
 Coefficient de bobinage : k_w [-]

On détermine l'inductance apparente de phase, qui se compose d'un terme principal et d'un second terme représentant les fuites. L'inductance principale est égale à l'inductance directe (synchrone), car le moteur est à rotor lisse [47]. La relation (4.29) nous donne l'expression de l'inductance de champ principal et la relation (4.30) donne l'inductance totale de fuite [54].

Vu la taille du moteur, on fait ici l'hypothèse que l'inductance de fuite des développantes est négligeable. De même, on néglige l'inductance de fuite différentielle créée par les harmoniques de la solénoïde de l'enroulement considéré. L'inductance de fuite totale exprimée par la relation (4.30), se compose alors de l'inductance de fuite d'encoche et de tête de dent.

$$L_s = L_h + L_{\sigma\text{tot}} \quad (4.28)$$

$$L_h = \frac{3}{2} \frac{2}{\pi \cdot p} \frac{\mu_0 \cdot \tau_p \cdot l_0}{l_a + 2 \cdot \delta} (N \cdot k_w)^2 \quad (4.29)$$

Avec : Pas polaire : τ_p [mm]
 Longueur active : l_0 [mm]
 Nombre de paires de pôles : p [-]
 Epaisseur de l'aimant : l_a [mm]

$$L_{\sigma_{tot}} = \frac{2 \cdot N^2}{p} \cdot (\Lambda_{\sigma z} + \Lambda_{\sigma b}) = \frac{2 \cdot N^2}{p} \cdot \left(\left(\mu_0 \cdot \frac{l_0}{q} \cdot \lambda_z \right) + \left(\mu_0 \cdot \frac{l_0}{q} \cdot \lambda_b \right) \right) \quad (4.30)$$

Avec : Coefficient de perméance de fuite d'encoche : λ_z [-]
 Coefficient de perméance de fuite de tête de dent : λ_b [-]

Les résultats numériques détaillés, ainsi que le choix des différents coefficients de dimensionnement sont reportés en annexe.

Le courant maximum de phase ainsi que la résistance de phase en fonction du nombre de spires sont donnés par les deux relations suivantes :

$$I_{1max} = \frac{3}{2} \frac{J \cdot S_N \cdot k_{cu}}{\sqrt{2} \cdot N} \frac{M_{max}}{M_{eff}} \quad (4.31)$$

$$R_s = \frac{2 \cdot \rho_{cu} \cdot \overline{l_{sp}} \cdot N^2}{3 \cdot S_N \cdot k_{cu}} \quad (4.32)$$

Avec : Résistivité du cuivre : ρ_{cu} [Vm/A]
 Section d'encoche : S_N [m²]
 Longueur moyenne d'une spire : l_{sp} [mm]

Le nombre de spires N peut maintenant être déterminé en résolvant l'équation (4.26). Il est nécessaire de modifier ce chiffre en fonction du nombre de dents sur lesquelles le bobinage est réparti, ainsi qu'en fonction du diamètre du fil du conducteur qui doit être normalisé.

Le dimensionnement du moteur comportant des calculs itératifs, un programme spécifique a été développé permettant de déterminer aisément toutes des grandeurs définies dans les paragraphes 4.7.1 à 4.7.3. Les principaux résultats du dimensionnement sont présentés ci-dessous alors que le dimensionnement complet se trouve en annexe II.

4.7.4 Résultats du dimensionnement

Nombre de paires de pôles :	4	[-]
Nombre de phases :	3	[-]
Entrefer :	0.25	[mm]
Diamètre extérieur du moteur :	56.00	[mm]
Diamètre d'alésage :	33.20	[mm]
Diamètre intérieur du rotor :	26.00	[mm]
Longueur active :	7.00	[mm]
Induction maximale dans les dents :	1.77	[T]
Induction maximale dans la culasse ext. :	1.59	[T]
Induction maximale dans la culasse int. :	1.55	[T]
Induction maximale dans l'entrefer :	0.809	[T]
Densité de courant :	3.50	[A/mm ²]
Nombre de spires par phase :	41	[-]
Résistance de phase :	0.251	[Ω]
Courant nominal efficace :	0.73	[A]
Tension d'alimentation :	24.0	[V]
Coefficient de remplissage :	0.45	[-]
Facteur de bobinage :	0.96	[-]
Facteur de décharge de la culasse int. :	30.0	[%]

4.8 ANALYSE DES CARACTERISTIQUES DU MOTEUR

A l'aide d'un programme de simulation des moteurs synchrones auto-commutés [46], nous pouvons étudier l'évolution des différentes caractéristiques du moteur et, de ce fait, contrôler la qualité des hypothèses et des calculs des paragraphes 4.7.1 à 4.7.3. En effet, ce programme tient compte de la saturation dans le fer et permet de prendre en considération la géométrie du stator et du rotor en subdivisant la structure en de petits éléments.

La méthode utilisée pour le dimensionnement du moteur ne tient compte que du fondamental des différentes grandeurs électriques telles courant, tension ou tension induite. Cette simplification ne nous a pas permis de tenir compte des détails de la géométrie ou d'une alimentation à 120°. Les résultats ci-dessous permettent maintenant d'évaluer l'influence de cette simplification et montrent néanmoins que l'approche de dimensionnement simplifié nous permet d'obtenir un moteur, dont l'erreur de calcul sur le couple résultant est d'environ 10%.

Les données à introduire dans le programme de simulation doivent tenir compte de l'hypothèse rappelée ci-dessus. Par exemple, le courant nominal crête du moteur calculé vaut 1.03 [A], ce qui correspond au fondamental de l'alimentation en courant à 120°. La valeur du courant à introduire est donc légèrement plus faible que la valeur crête, comme le montre la figure 4.28.

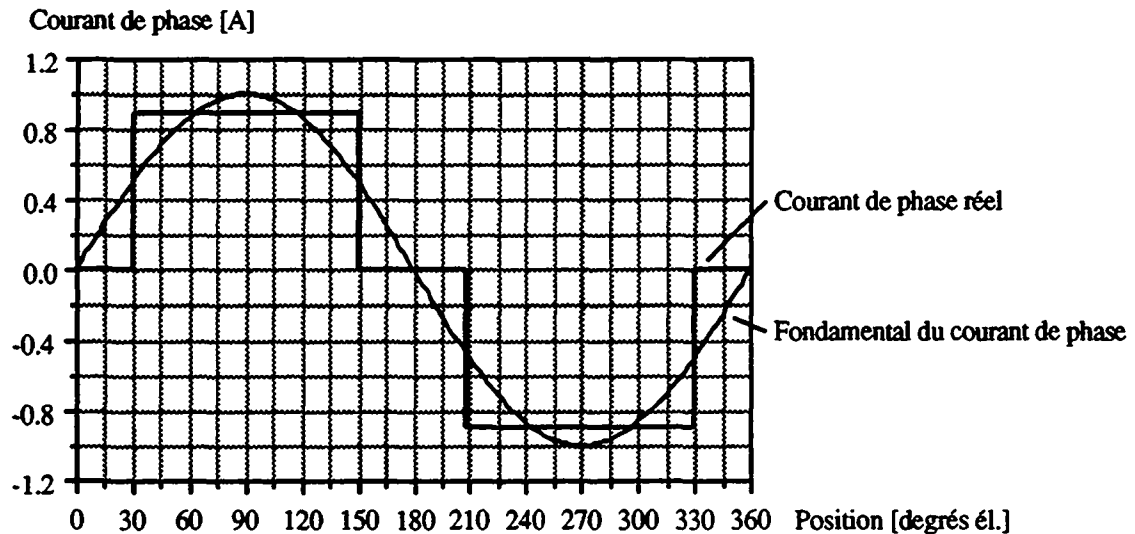


Fig. 4.28 : Comparaison du courant de l'alimentation à 120° et de son premier harmonique

4.8.1 Evolution du couple de phase

Le moteur a été dimensionné pour obtenir un certain couple, dans certaines conditions d'utilisation. Le programme de simulation nous permet alors de calculer et de prédéterminer la caractéristique de couple. La comparaison entre nos calculs et cette simulation nous permet de valider immédiatement le dimensionnement du moteur précédemment calculé. La figure 4.29 présente respectivement les caractéristiques statiques du couple total moteur, du couple des phases 2 et -3 et du couple réductant, en fonction de la position relative du rotor. La caractéristique du couple total est déterminée en appliquant un courant constant dans la seconde phase ainsi qu'un courant de même amplitude mais de signe contraire dans la troisième phase, la première phase étant non alimentée.

En régime dynamique, lorsque le moteur est auto-commuté à 120°, on impose une commutation tous les 60° électriques. De ce fait, la caractéristique du couple est presque stable, car à courant constant, le couple est l'image de la tension induite de mouvement. En effet, la forme trapézoïdale de la tension induite de mouvement permet d'obtenir un couple résultant presque constant, si l'on ne tient pas compte du couple réductant. La figure 4.30 montre l'allure des trois tensions induites de mouvement. La figure 4.31 montre le couple résultant lors d'une commande à 120°, ainsi que les caractéristiques des trois courants de phase de l'alimentation (régime quasi-statique).

On a fait ici le choix d'une commande à 120° pour plusieurs raisons. La première réside dans le fait que la réalisation électronique en est simplifiée. En effet, une seule mesure du courant total d'alimentation est nécessaire, car il est égal au signe près au courant de phase, permettant un réglage en courant, donc un réglage de couple. La seconde est que cette commande permet de réaliser plus facilement une auto-commutation du moteur sans capteur direct de position, en particulier par la possibilité d'accès à la tension induite de mouvement.

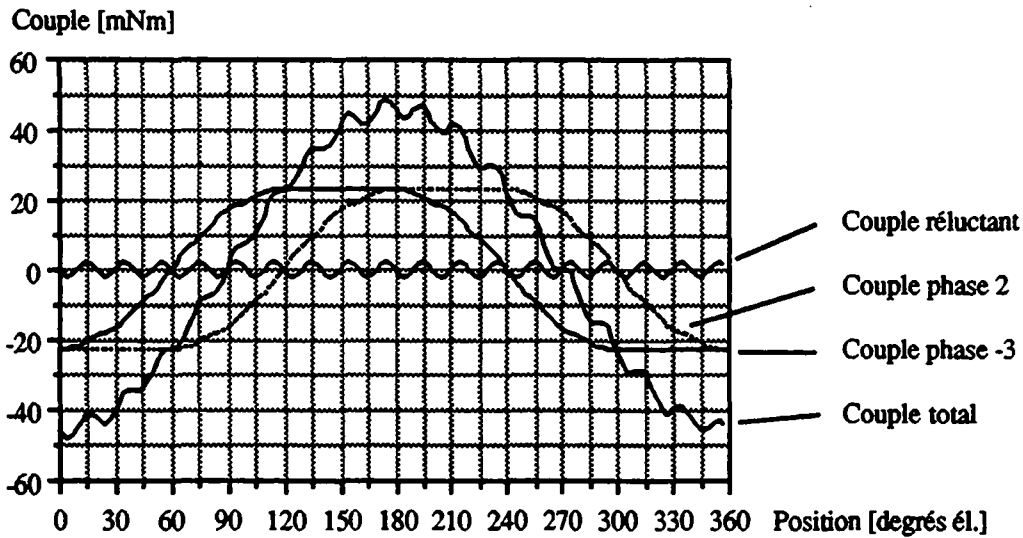


Fig. 4.29 : Caractéristiques du couple total, des couples de phases et du couple de détente du moteur

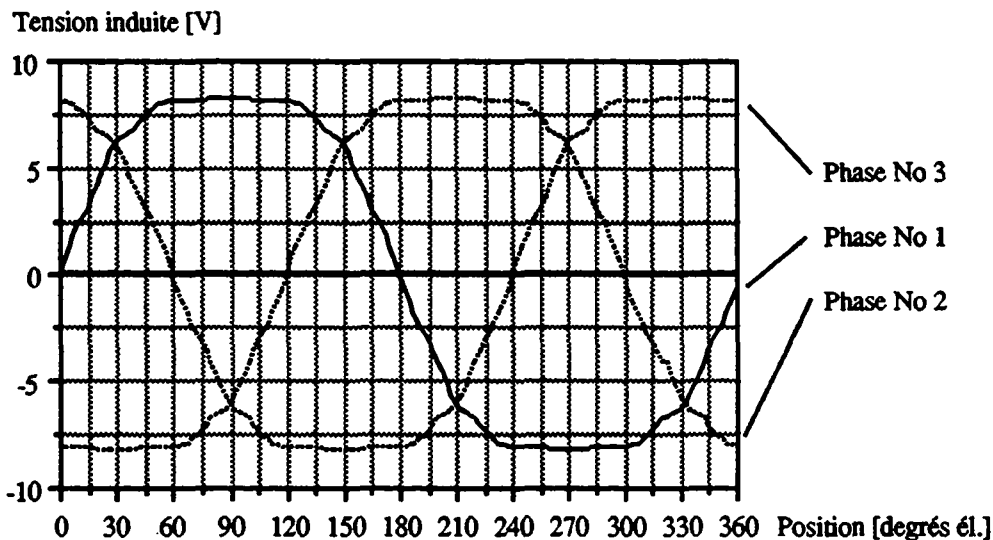


Fig. 4.30 : Tensions induites de chaque phase en fonction de la position

Une solution utilisée déjà dans plusieurs applications permet de substituer les capteurs directs de position, par une analyse des passages par zéro de la tension induite de la phase non alimentée. Pour ce faire, la commande à 120° est nécessaire, puisque l'une des deux phases doit être non alimentée. La détection du passage par zéro de la tension induite de cette phase est alors possible.

Pour connaître la position électrique du rotor au démarrage, alors que l'amplitude de la tension induite est insuffisante pour effectuer l'auto-commutation, une mesure appropriée de l'état de saturation du circuit magnétique du stator permet de déterminer cette position. Le principe est basé sur la comparaison de l'effet d'une impulsion de tension positive puis négative, appliquée à la même phase durant un temps donné [45]. L'action du flux dû au courant, selon qu'il s'additionne ou se soustrait à l'effet du flux de l'aimant est différente. On transforme ainsi le moteur en capteur indirect de position.

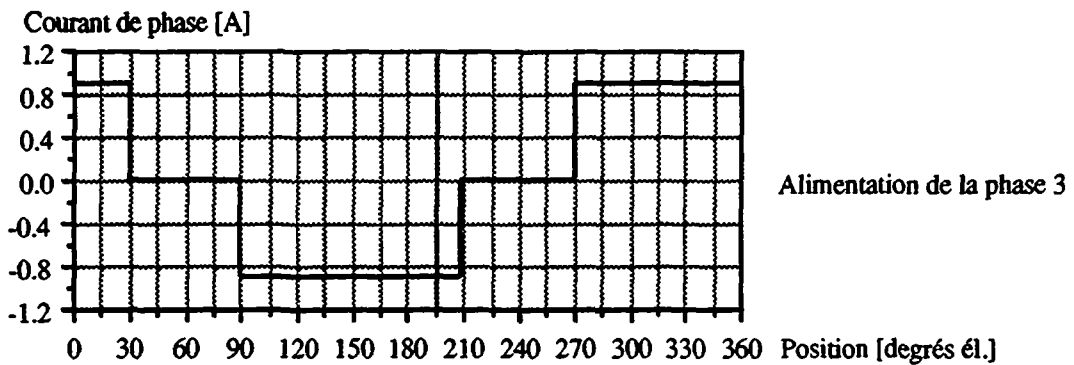
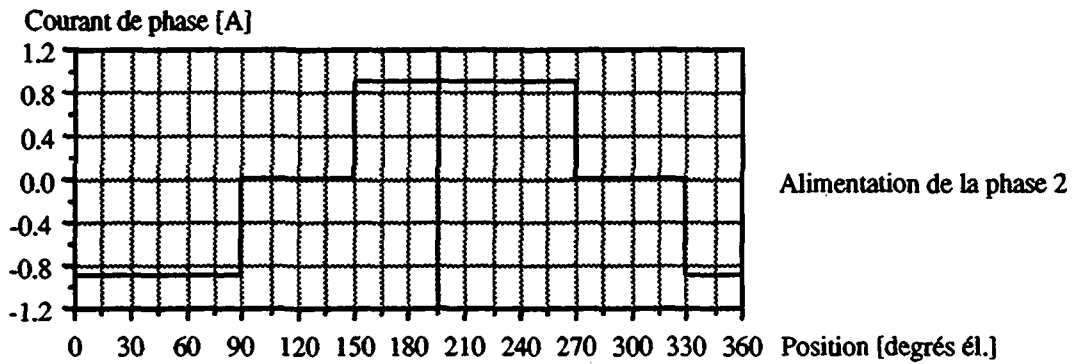
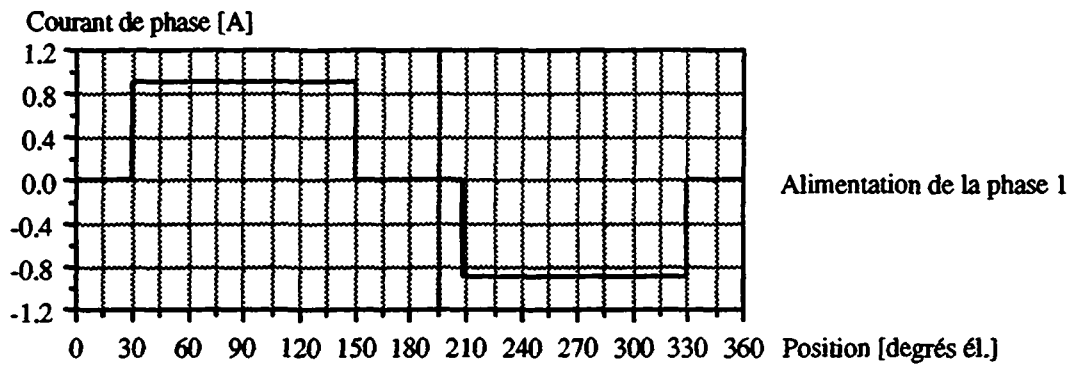
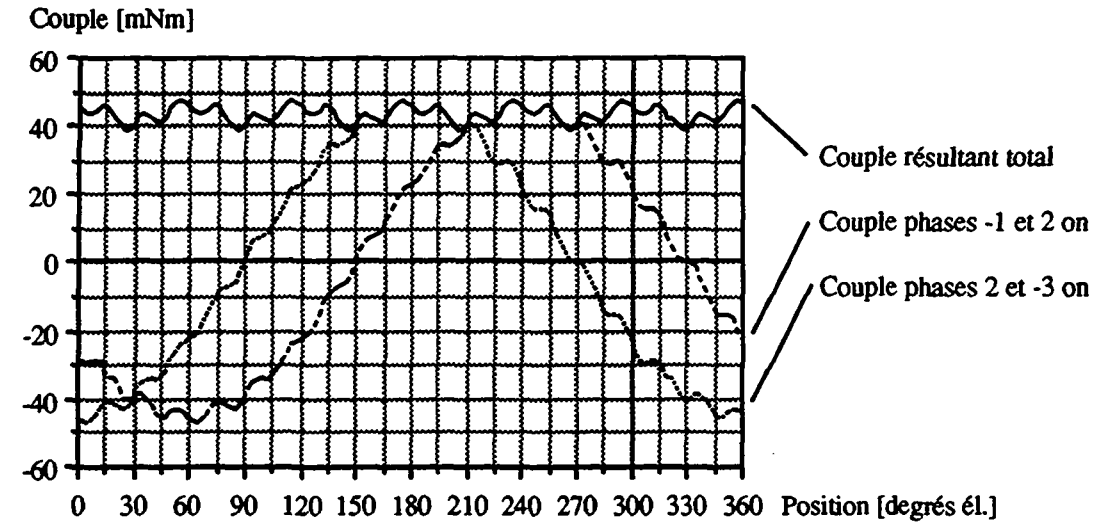


Fig. 4.31 : Caractéristiques du couple résultant et de l'alimentation de chaque phase

4.8.2 Force radiale parasite

Le choix du nombre d'encoches (9 encoches, 8 pôles) nous a permis de réduire sensiblement le couple réactant. En effet, en supprimant la symétrie du stator, une force radiale parasite apparaît alors sur le rotor, nécessitant de tenir compte de cet effet dans le dimensionnement des roulements à billes du système. La figure 4.32 montre les variations d'amplitude et de phase de cette force en fonction de la position électrique du rotor, dans les conditions d'alimentation présentées à la figure 4.31.

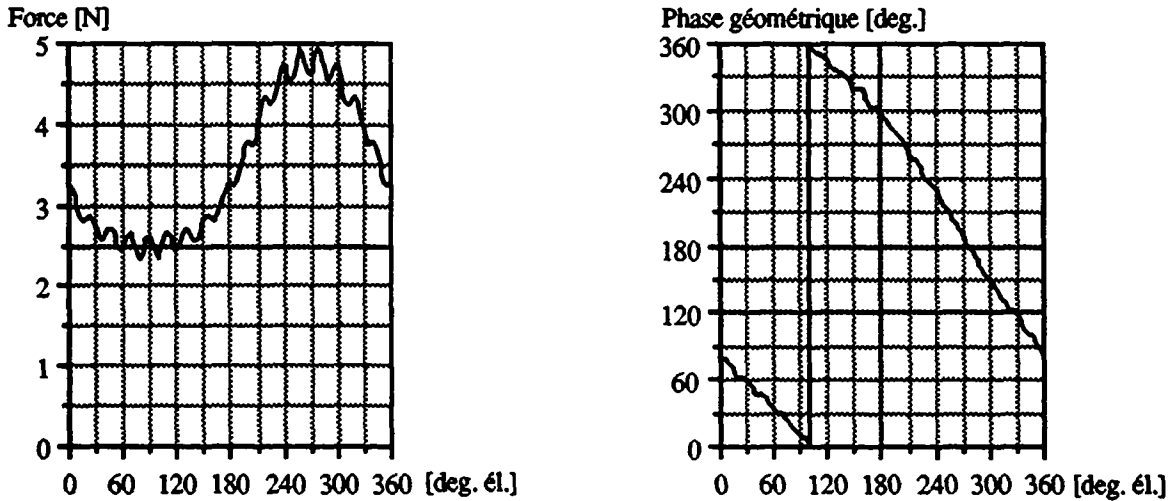


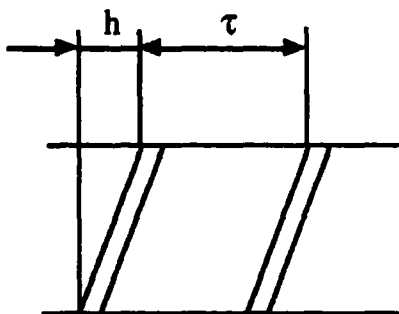
Fig. 4.32 : Amplitude et phase de la force radiale en fonction de la position

4.8.3 Réduction du couple réactant

Plusieurs méthodes permettent de réduire plus ou moins efficacement l'amplitude du couple réactant, afin d'obtenir un couple résultant aussi constant que possible :

- inclinaison des aimants du rotor ou de l'empilage du stator;
- géométrie du stator créant un entrefer variable;
- aimant en forme d'anneau créant un potentiel magnétique de forme modulable.

La première solution consiste donc à introduire une légère inclinaison soit sur les aimants du rotor, soit sur l'empilage des tôles statoriques. Le coefficient d'inclinaison est défini comme suit, à l'aide de la figure 4.33 :



$$\text{Coefficient d'inclinaison : } k_i = \frac{h}{\tau} \quad [-]$$

Fig. 4.33 : Définition du coefficient d'inclinaison

La seconde solution consiste à imposer une géométrie du stator permettant de créer un entrefer variable. La figure 4.34 montre une géométrie possible du stator.

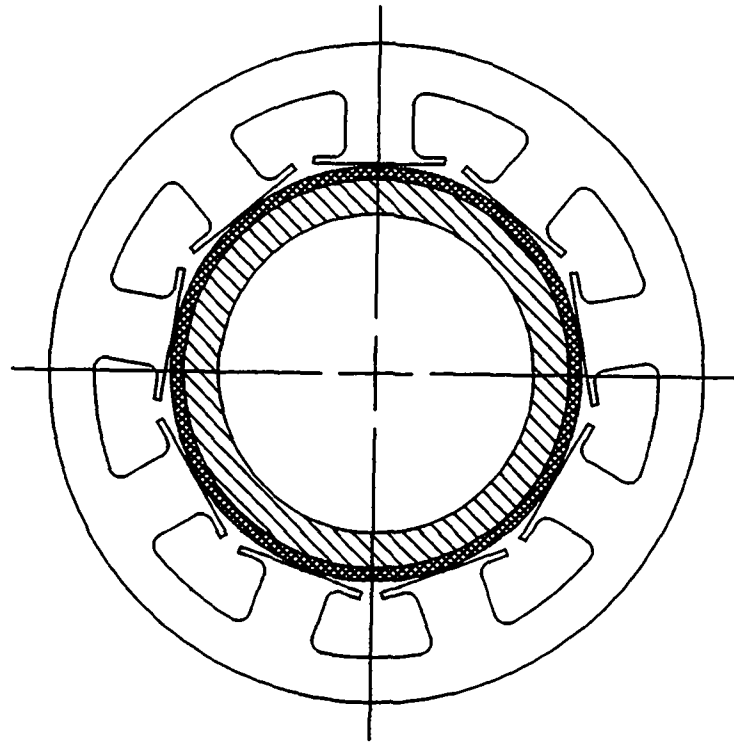


Fig. 4.34 : Géométrie du stator à entrefer variable

Enfin, la troisième solution est la plus simple à réaliser, puisque elle ne nécessite qu'un seul aimant, magnétisé de façon à créer 8 pôles à sa surface. La caractéristique du potentiel magnétique est alors de forme modulable selon la technique de magnétisation. Le couple réductant est fortement diminué, mais, en contrepartie, le couple total résultant est plus faible que dans les solutions précédentes.

La comparaison des résultats de ces trois méthodes (tab. 4.6) met en évidence la réduction du couple réductant lorsque les courants de phase sont tous nuls. Le tableau suivant présente les différentes valeurs du couple réductant comparées au moteur sans modification.

Types de solution \ Résultats	Moteur sans modification	Moteur avec $k_i = 0.5$	Moteur avec géométrie à entrefer variable	Moteur avec aimant en anneau
Couple réductant [mNm]	2.5	0.23	0.43	0.21
Couple réductant en % du couple total	5.81	0.68	1.07	0.63
Couple total résultant [mNm]	43	34	40	33

Tab. 4.6 : Tableau comparatif des trois solutions permettant de réduire le couple réductant

L'inconvénient de la première et troisième méthode est de diminuer fortement l'amplitude du couple résultant tout en ayant supprimé la quasi totalité du couple réductant. La seconde solution permet une réduction d'un facteur trois du couple réductant sans trop modifier le couple total. Néanmoins, cette solution n'est réalisable que pour un certain nombre de moteurs permettant d'amortir les coûts de la fabrication d'un stator avec géométrie à entrefer variable.

Le graphique de la figure 4.35 compare les différents couples réductants obtenus à l'aide des trois méthodes décrites ci-dessus. Cette figure montre l'efficacité des différentes méthodes qui permettent de réduire de façon importante le couple réductant du moteur synchrone.

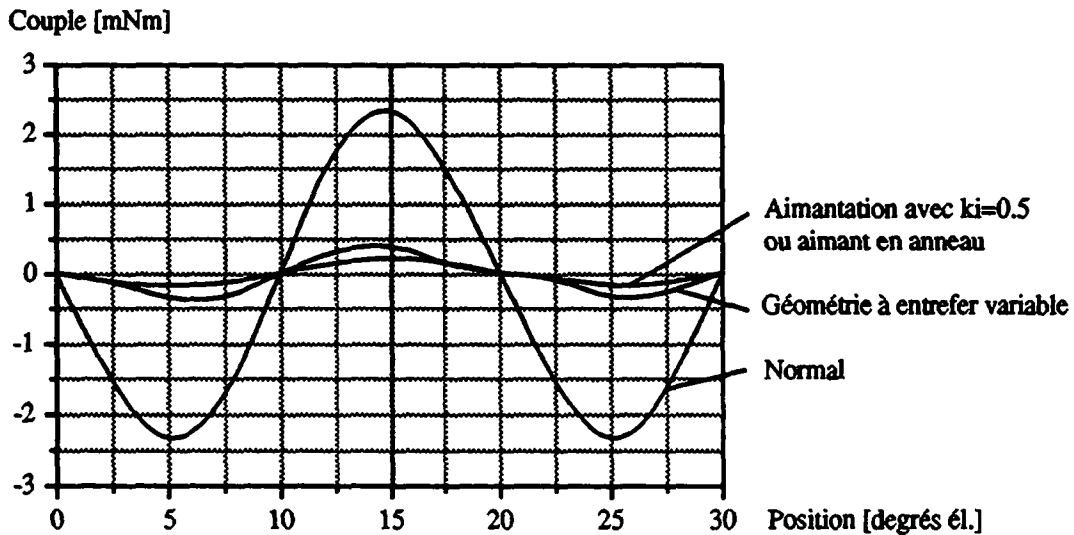


Fig. 4.35 : Comparaison des différents couples réductants

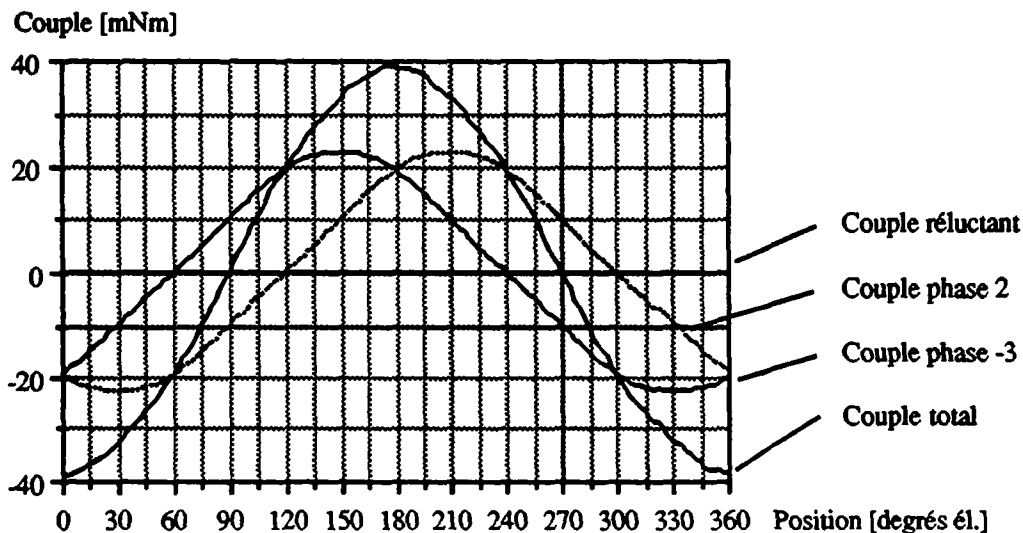


Fig. 4.36 : Caractéristiques de couple avec aimantation hélicoïdale

Dans les trois méthodes présentées ci-dessus, on modifie soit la forme du potentiel magnétique des aimants, soit la forme de la fonction perméance. En effet, lorsque l'on introduit un angle d'inclinaison des aimants, ou lorsque l'on remplace les différents aimants par un aimant en forme d'anneau, on modifie sensiblement la forme du potentiel magnétique,

modifiant du même coup la forme de la tension induite de mouvement et donc la forme du couple statique de phase. Lorsque l'on crée un stator à géométrie à entrefer variable, on modifie la fonction perméance, ce qui produit également une modification de la caractéristique du couple statique.

La figure 4.36, montre la modification de l'allure du couple statique, ici dans le cas de l'inclinaison des aimants avec un facteur $k_i = 0.5$. La tension induite étant proche d'une sinusoïde, le couple de phase l'est également.

4.8.4 Influence du couple réductant sur la stabilité de la vitesse

Suivant les moyens mis en oeuvre, il est possible de réduire le couple réductant, permettant d'obtenir une caractéristique de couple aussi lisse que possible. En effet, les oscillations de couple créent également des perturbations au niveau de la vitesse du moteur, qui dépendent de l'inertie entraînée, ainsi que de l'amplitude du couple réductant. Le couple d'oscillation n'est pas dû qu'au couple réductant, mais aussi à l'effet de la commutation et de la forme du courant dynamique [48]. Seul l'effet réductant sera ici étudié.

Pour déterminer les oscillations de vitesse dues au couple réductant, on écrit l'équation dynamique du moteur en supposant que le couple réductant varie de manière sinusoïdale.

$$I \cdot \ddot{\varphi} = M_{\text{mot}} - M_{\text{tot}} + \Delta M_{\text{réductant}} \cdot \sin(\omega \cdot t) \quad (4.33)$$

Lorsque le couple moteur est égal au couple total (couple de charge + couple d'accélération), on peut écrire :

$$I \cdot \ddot{\varphi} = \Delta M_{\text{réductant}} \cdot \sin(\omega \cdot t) \quad (4.34)$$

En prenant la valeur maximum de l'amplitude de l'oscillation de vitesse, on peut poser :

$$\frac{\Delta \Omega}{\Omega} = \frac{\Delta M_{\text{réductant}}}{I \cdot \omega \cdot \Omega} \quad (4.35)$$

Avec :	Amplitude crête à crête du couple réductant : ΔM	[Nm]
	Amplitude crête à crête de l'oscillation de vitesse : $\Delta \Omega$	[rad/s]
	Inertie rapportée du moteur : I	[kgm ²]
	Pulsation du couple réductant : ω	[rad/s]
	Vitesse moyenne de rotation : Ω	[rad/s]

En introduisant les valeurs correspondantes du moteur dimensionné, on obtient la caractéristique de l'oscillation de vitesse en fonction de la vitesse de rotation en ‰. La figure 4.37 est obtenue avec le moteur sans modification (c'est-à-dire sans inclinaison des aimants, ou sans géométrie à entrefer variable).

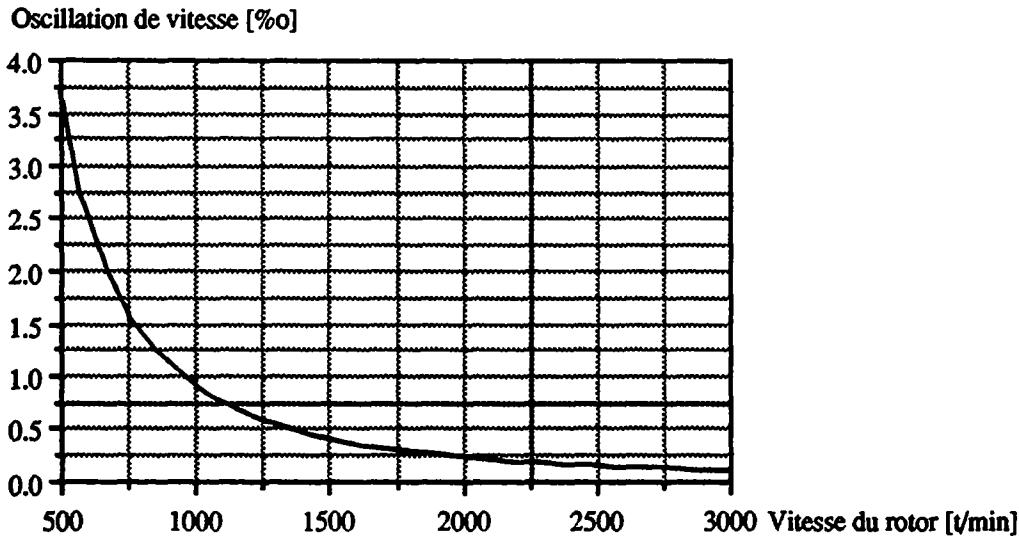


Fig. 4.37 : Oscillation de vitesse en fonction de la vitesse de rotation

L'oscillation de vitesse obtenue est telle que l'on peut envisager d'utiliser un moteur sans modification, elle est en effet suffisamment faible pour notre application. Dans le cas d'une inertie entraînée plus faible, ce choix serait à remettre en question.

4.8.5 Influence d'une excentricité du rotor

Le moteur choisi ne présente aucune symétrie susceptible de compenser certaines influences telle que l'excentricité du rotor. En effet, avec le choix du nombre d'encoches égal à 9, il est nécessaire de s'assurer que l'influence de l'excentricité du rotor ne perturbe pas les différentes caractéristiques du moteur.

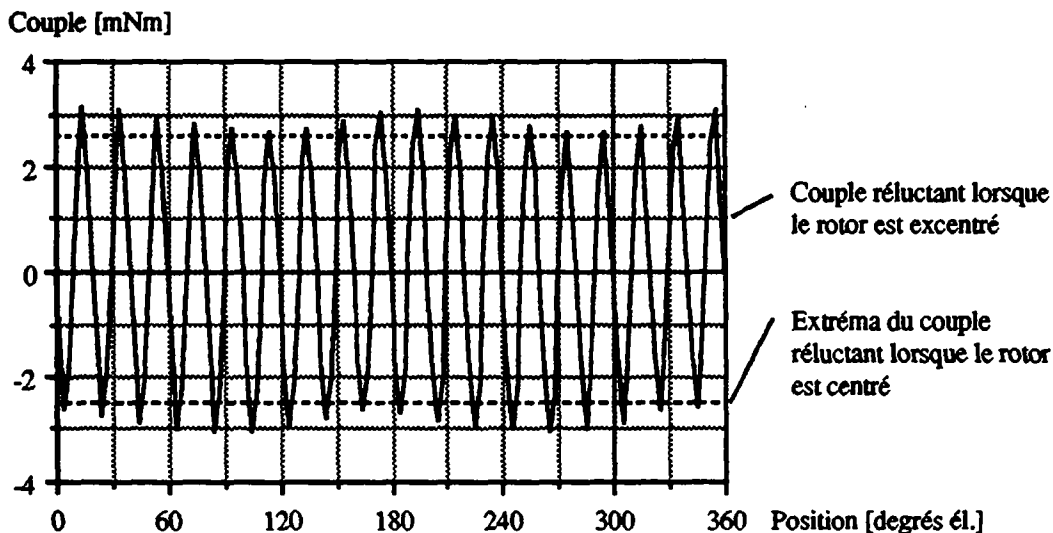


Fig. 4.38 : Couple de détente du moteur à rotor excentré

La figure 4.38 montre la caractéristique du couple réductant lorsque le rotor est excentré radialement de 10% de la valeur de l'entrefer, soit 2.5 centièmes de millimètre. On remarque que l'enveloppe de la caractéristique présente une ondulation de fréquence neuf fois

plus faible que la fréquence du couple réactant. L'amplitude du couple est également augmentée de 18% environ par rapport à l'amplitude du couple réactant sans excentricité. Comparée au couple total résultant, l'augmentation n'est que de 1.3%. La figure 4.38 montre également la valeur de l'amplitude maximum de l'enveloppe du couple sans excentricité pour comparaison.

L'excentricité n'engendre donc pas d'effets néfastes sur le couple total résultant. Par contre, elle a une influence sur la caractéristique de force radiale dont la valeur maximum est d'environ 7 [N], soit 30% de plus que le moteur à rotor centré (voir fig. 4.32). Il est donc nécessaire d'être vigilant lors de la réalisation du moteur, pour minimiser l'excentricité permettant d'augmenter la durée de vie des roulements du système.

4.9 LOCALISATION DE L'ACTIVATEUR A L'INTERIEUR DU VENTRICULE ARTIFICIEL

Au cours de cette étude, nous sommes arrivés à une solution compacte grâce à l'activateur à moteur rotatif muni d'une transmission vis-écrou. Pour clore ce chapitre, nous présentons la disposition finale des composants du ventricule. Le guidage du système vis-écrou, ainsi que les roulements ont été dimensionnés par l'entreprise FAG en Allemagne dans le cadre du projet du coeur artificiel. La forme de la coque, ainsi que l'étude du positionnement de chaque élément du ventricule ont fait l'objet de discussions entre tous les collaborateurs participant au projet.

Le schéma de principe de ce ventricule est présenté à la figure 4.39. Le bâti en contact direct avec le moteur et le sac permet un bon transfert thermique de l'un à l'autre. Cette solution est donc bonne du point de vue thermique, le sac contenant le sang pouvant jouer pleinement son rôle d'échangeur de chaleur.

Le guidage du rotor est assuré par deux roulements, dont l'un est dimensionné pour pouvoir reprendre la force axiale exercée sur le sac lors de la systole. Le blocage en rotation du plateau est assuré par une cage, dans laquelle des rainures ont été fraisées. La partie fixée à l'écrou, qui transmet la force au plateau, peut ainsi coulisser dans ces rainures en bloquant la rotation de l'écrou et du plateau.

4.10 DISCUSSION SUR LA METHODE DE DIMENSIONNEMENT

Le dimensionnement d'un moteur est toujours difficile à réaliser en raison du manque d'informations sur les différents matériaux qui composent le moteur. Le pré-dimensionnement du moteur, à l'aide d'équations simplifiées permet de faire un choix parmi toutes les solutions possibles. Le fait d'établir une étude paramétrique a permis de parcourir toutes les possibilités et lors du choix final, d'être sûr que la solution était alors conforme au cahier des charges en satisfaisant les critères de biocompatibilité.

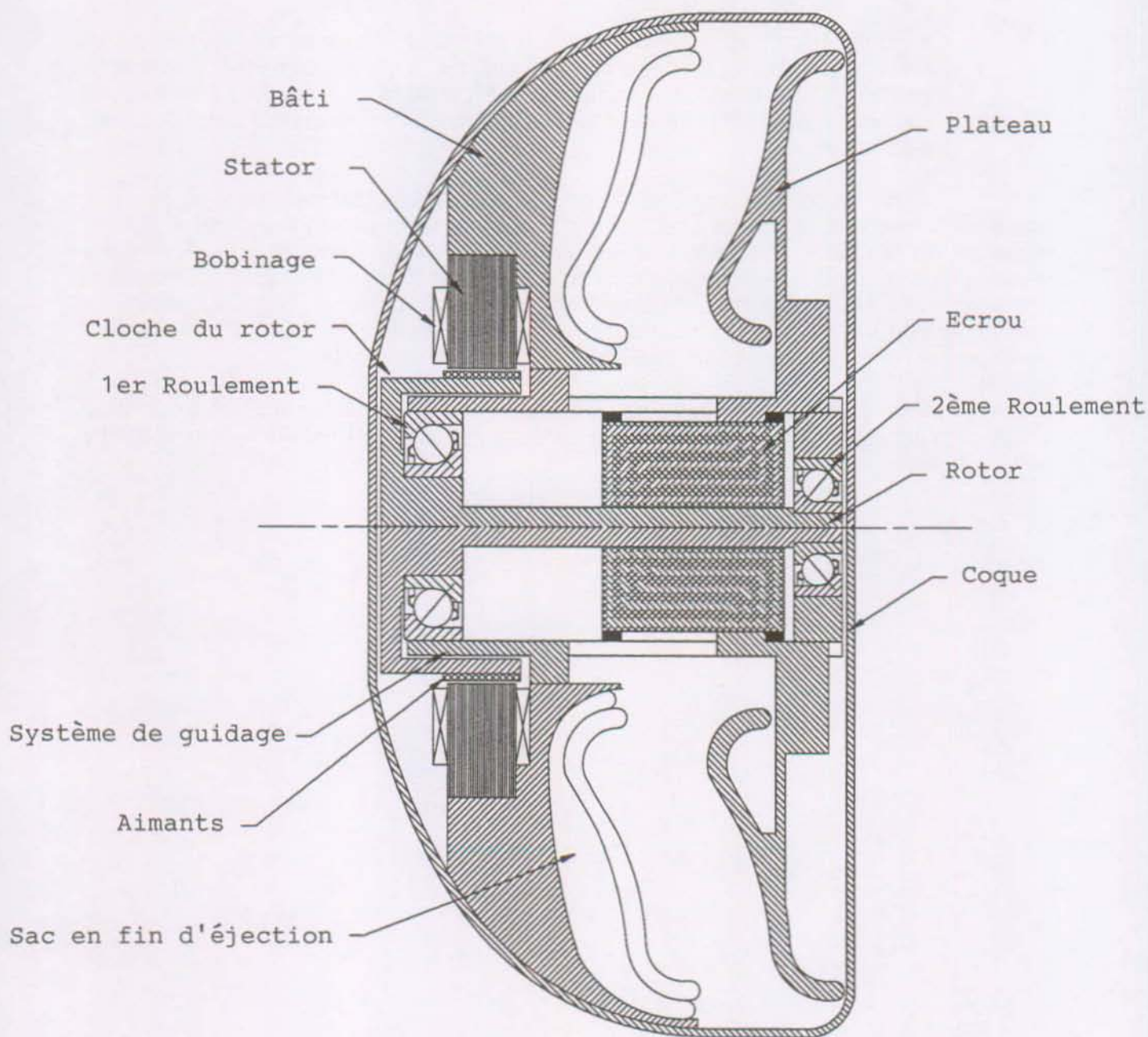


Fig. 4.39 : Schéma du ventricule artificiel

Bien que les équations du moteur soient simplifiées, les hypothèses de calcul restent réalistes. On observe les deux remarques suivantes :

- on fait l'hypothèse que toutes les grandeurs électriques évoluent de manière sinusoïdale : il est évident que la réalité est tout autre, puisque la commande choisie n'est pas sinusoïdale mais à 120° . De même, la tension induite de mouvement n'est pas parfaitement sinusoïdale comme le montre la figure 4.30. Les conséquences qui en découlent sont une erreur de l'ordre de 10% sur le calcul du couple, visible dans la simulation présentée à la figure 4.29;
- de par le choix de la méthode, on tient compte de la saturation en choisissant les inductions dans les différentes parties du moteur : cette solution est la plus simple, permettant d'optimiser la géométrie du stator et du rotor. Il est alors nécessaire de choisir ces inductions, qui dépendent du matériaux utilisé ainsi que des pertes fer admissibles.

Cette méthode a montré son efficacité dans l'étude présentée dans ce chapitre, puisqu'en faisant la comparaison avec le programme tenant compte de la saturation et de la géométrie du moteur, on obtient le couple désiré avec une erreur d'environ 10%. Mais elle a également un principal inconvénient, qui est de dépendre de facteurs tels que le coefficient de remplissage, de distribution de l'induction dans l'entrefer, de bobinage, etc. Ces coefficients sont souvent difficilement accessibles (sauf pour le coefficient de bobinage k_w) et doivent être calculés avec précision et soin pour obtenir un dimensionnement valable.

C'est pourquoi, une telle manière de dimensionner doit s'accompagner d'une vérification par simulation permettant de valider d'une part les hypothèses de calcul, et d'autre part les différents choix de coefficient.

CHAPITRE 5

ÉTUDE DE LA RÉPARTITION DE TEMPÉRATURE

5.1 INTRODUCTION

Les problèmes d'échauffement et de répartition de température peuvent être abordés, même dans des systèmes complexes tels qu'un ventricule artificiel, grâce aux techniques informatiques et à la méthode des éléments finis. Une modélisation simplifiée du système, en discrétisant les différents composants, s'avère souvent trop éloignée de la réalité; il est donc nécessaire de modéliser en détail et de tenir compte des différentes propriétés des matériaux. On obtient de cette manière un résultat proche de la réalité pouvant permettre une analyse objective du système.

Pour être complet dans une étude sur les ventricules artificiels, il fallait donc se préoccuper des aspects thermiques du ventricule afin de modifier sa structure ou le dimensionnement du moteur en fonction des résultats obtenus par cette simulation. Lors du fonctionnement du ventricule artificiel implanté, différentes sources de chaleur dissipent de l'énergie qui devra par la suite être évacuée par le corps humain via la coque du ventricule. Cette dernière, qui est en contact avec différents tissus biologiques, devra nécessairement être à une température proche de celle du corps humain. Elle devra également être à une température aussi uniforme que possible sur l'ensemble de sa surface pour ne pas léser irréversiblement les tissus en contact direct avec la prothèse.

On trouve dans le ventricule trois sources principales de chaleur : les pertes par effet Joule dans le bobinage du moteur, les pertes fer dues à la variation du champ magnétique dans les dents et la culasse statorique, enfin les différentes pertes dues aux frottements dans les roulements et dans le système vis-écrou. Ces puissances dissipées vont se répartir dans l'ensemble du ventricule suivant trois phénomènes principaux : la conduction, la convection et le rayonnement.

Les buts de cette étude sont les suivants: il s'agit premièrement d'étudier la répartition de la température en fonction de la puissance totale dissipée dans le ventricule; deuxièmement, d'étudier l'apparition de points chauds sur la coque afin de modifier la structure du ventricule pour l'élimination de ceux-ci. Enfin, cette étude permettra de spécifier la puissance Joule dissipée maximum que l'on peut admettre dans le moteur.

5.2 DESCRIPTION DES PHENOMENES

La thermodynamique montre que l'échange de chaleur s'accompagne d'une chute de température; il y a donc irréversibilité. La quantité de chaleur transmise Q est proportionnelle à la surface d'échange S , à l'écart de température ΔT et à l'intervalle de temps Δt .

$$Q \sim S \Delta T \Delta t \quad (5.1)$$

Cet échange thermique fait appel principalement à trois phénomènes :

- la conduction;
- la convection;
- le rayonnement.

Nous décrivons brièvement ci-dessous chaque mode de transmission.

5.2.1 La conduction

La conduction au travers d'un milieu d'épaisseur e_1 et de surface S_1 est définie comme suit :

$$P = c \cdot V \cdot \frac{\partial T}{\partial t} + \frac{\lambda \cdot S_1}{e_1} (T - T_e) \quad (5.2)$$

Pertes du système : P	[W]
Volume intéressé par l'accumulation d'énergie thermique : V	[m ³]
Température : T	[K]
Conductibilité thermique : λ	[W/mK]
Température externe : T_e	[K]
Surface de conduction : c	[m ²]
Épaisseur : e_1	[m]

La conduction est le principal mode de transfert d'énergie dans le ventricule artificiel. En effet, la conduction intervient dans tous les matériaux solides. Chaque matériau est caractérisé par une *conductibilité thermique* qui elle-même peut varier légèrement avec la température.

5.2.2 La convection et le rayonnement

La convection et le rayonnement sont les phénomènes caractéristiques de l'évacuation thermique de la chaleur dans un gaz ou un liquide. On peut définir un coefficient global pour ces deux phénomènes, caractérisé comme suit :

$$P = c \cdot V \cdot \frac{\partial T}{\partial t} + \alpha \cdot S_2 \cdot (T - T_e) \quad (5.3)$$

Surface de convection : S_2	[m ²]
Coefficient de convection résultant de l'air : $\alpha \cong 12 + 6 \cdot v^{0.8}$	[W/m ² K]
Vitesse de l'air : v	[m/s]

Comme on l'a dit précédemment, la convection combinée au rayonnement est un mode de transmission thermique qui apparaît dans les liquides et les gaz. En effet, le sang dans le ventricule permet d'évacuer une grande quantité de chaleur uniquement à l'aide de la convection grâce à un mouvement important de celui-ci dans le sac du ventricule. Le sang circulant à l'intérieur du ventricule peut être assimilé à un mini-échangeur de chaleur qu'il faut exploiter au maximum. Le coefficient de convection qui en résulte est difficile à caractériser, car il dépend de plusieurs facteurs. Une réduction du nombre des paramètres du problème permet une expression des résultats plus simple et concise. Cette réduction peut être réalisée à l'aide du théorème des Π (Vaschy-Buckingham) [39] permettant d'exprimer le coefficient de convection par la relation suivante (voir annexe) :

$$\alpha = \psi \left(l_c^a \cdot \rho^b \cdot v^c \cdot \eta^d \cdot c^e \cdot \lambda^f \right) \quad (5.4)$$

ψ étant un facteur numérique, avec:

Longueur caractéristique, fixant la "taille" du problème, par exemple, le diamètre d'un tuyau : l_c	[m]
Masse volumique du fluide : ρ	[kg/m ³]
Vitesse du fluide : v	[m/s]
Viscosité du fluide : η	[Ns/m ²]
Chaleur spécifique du fluide : c	[J/kgK]
Conductibilité thermique du fluide : λ	[W/mK]

En résolvant la relation (5.4) en fonction de deux puissances seulement et en ne retenant que les puissances b et e , on trouve la relation empirique suivante :

$$\frac{\alpha \cdot l_c}{\lambda} = \psi \cdot \left(\frac{l_c \cdot v \cdot \rho}{\eta} \right)^b \cdot \left(\frac{\eta \cdot c}{\lambda} \right)^e \quad (5.5)$$

$$\alpha = \frac{\lambda}{l_c} \psi \cdot \{Re\}^b \cdot \{Pr\}^e \quad (5.6)$$

Avec par définition les grandeurs suivantes :

$$\text{Nu} = \frac{\alpha \cdot l_c}{\lambda} \quad \text{Nombre de Nüsselt} \quad (5.7)$$

$$\text{Re} = \frac{l \cdot \rho \cdot v}{\eta} \quad \text{Nombre de Reynolds} \quad (5.8)$$

$$\text{Pr} = \frac{\eta \cdot c}{\lambda} \quad \text{Nombre de Prandtl} \quad (5.9)$$

Ainsi, lorsque la similitude s'applique, c'est-à-dire si les domaines sont géométriquement semblables, y compris les conditions aux limites, la convection se traduit par la formule (5.6), et il reste alors à déterminer expérimentalement ψ , b et e . On trouve dans la littérature des valeurs expérimentales de ψ , b , e pour des systèmes où le sac ventriculaire est de forme conventionnelle, non-toroïdale. Dans le cas d'un sac toroïdal, aucune expérience n'ayant pu être entreprise, il est nécessaire d'approcher le nombre de Nüsselt par d'autres moyens, comme nous le verrons au paragraphe 5.4.

5.2.3 Analogie thermique-électrique

Dans la construction d'un modèle comme celui-ci, pour y inclure quelques éléments difficiles à modéliser, on peut définir une conduction équivalente tenant compte du transfert de chaleur à travers ces éléments.

En régime permanent, avec les grandeurs thermiques, la loi d'Ohm s'écrit par analogie :

$$\Delta U = R \cdot I \quad \hat{=} \quad \Delta T = R_{th} \cdot P \quad (5.10)$$

Des équations (5.2) et (5.3), on tire :

$$P = \left(\frac{\lambda \cdot S_1}{e} + \alpha \cdot S_2 \right) \cdot \Delta T \quad \Rightarrow \quad \Delta T = \left(\frac{e}{\lambda \cdot S_1} + \frac{1}{\alpha \cdot S_2} \right) \cdot P \quad (5.11)$$

La résistance thermique devient alors :

$$R_{th} = \left(\frac{e}{\lambda \cdot S_1} + \frac{1}{\alpha \cdot S_2} \right) = R_{th1} + R_{th2} \quad (5.12)$$

Avec par définition la résistance thermique par conduction :

$$R_{th1} = \frac{e}{\lambda \cdot S_1} \quad [K/W]$$

et la résistance thermique par convection :

$$R_{th2} = \frac{1}{\alpha \cdot S_2} \quad [K/W]$$

Lorsque l'on veut modéliser deux matériaux (voir figure 5.1) ayant la même surface de conduction, la résistance thermique équivalente de conduction s'écrit alors :

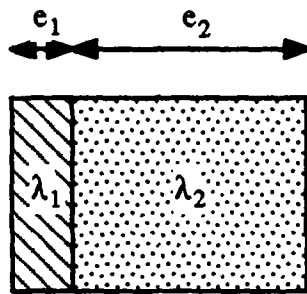


Fig. 5.1 : conduction équivalente

$$\Rightarrow R_{eq} = R_1 + R_2 = \frac{e_1}{\lambda_1 \cdot S} + \frac{e_2}{\lambda_2 \cdot S} = \frac{e_1 + e_2}{\lambda_{eq} \cdot S} \quad (5.13)$$

On tire alors la conductibilité thermique équivalente :

$$\lambda_{eq} = \frac{(k_e + 1) \cdot \lambda_1 \cdot \lambda_2}{\lambda_1 + k_e \cdot \lambda_2} \quad (5.14)$$

Avec : le rapport des épaisseurs $k_e = e_1/e_2$

De cette façon, on peut déterminer le coefficient de conduction d'un milieu composite comme les tissus environnant le ventricule artificiel.

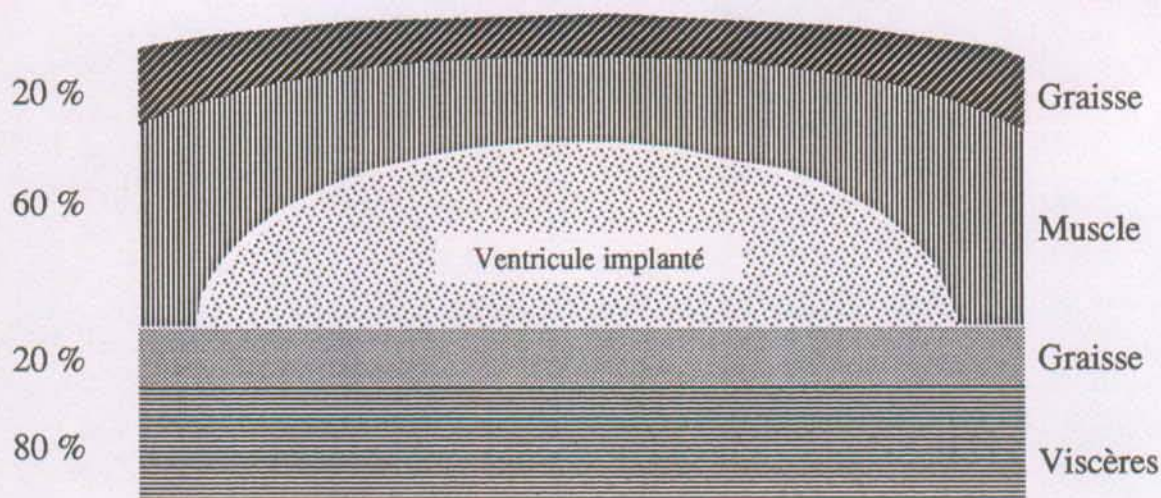


Fig. 5.2 : Teneur en eau des différents tissus en contact avec le ventricule.

5.2.4 Détermination de certaines conductibilités équivalentes

Pour évaluer les différentes conductions équivalentes des tissus environnant le ventricule artificiel, on fait l'hypothèse que les tissus sont composés d'un mélange d'eau et de collagène dont on connaît les conductions thermiques respectives [10] (voir figure 5.2). On utilise la relation (5.14) connaissant la teneur en eau approximative de chaque tissu. On fait ici l'hypothèse que le ventricule est implanté dans la cavité abdominale antérieure entre le péritoine et les couches musculaires.

Conductibilité thermique de l'eau à 40°C : $\lambda_{\text{eau}} = 0.627$ [W/mK]

Conductibilité thermique du collagène à 40°C : $\lambda_{\text{col}} = 0.2$ [W/mK]

a) Conductibilité de la graisse :

$k_e = 0.25$ $\lambda_{\text{graisse}} = 0.231$ [W/mK]

b) Conductibilité des muscles :

$k_e = 1.5$ $\lambda_{\text{muscle}} = 0.338$ [W/mK]

c) Conductibilité des viscères :

$k_e = 4$ $\lambda_{\text{viscères}} = 0.439$ [W/mK]

5.3 DESCRIPTION DU MODELE

5.3.1 Introduction

Plusieurs modèles différents ont été proposés pour l'étude de la répartition de température du ventricule, basés sur la simplification du modèle et l'établissement d'un schéma électrique équivalent. Dans le but de déterminer précisément cette répartition de température, nous avons décidé d'utiliser un modèle basé sur la théorie des éléments finis, permettant d'obtenir une analyse complète ainsi qu'une précision suffisante pour notre application. Il faut néanmoins souligner que le modèle doit être choisi avec soin pour obtenir un compromis entre la précision de calcul que l'on désire obtenir et les détails de modélisation, soit dans la géométrie, soit dans les conditions aux limites.

Etant donnés les hypothèses (voir § 5.3.3) et le modèle étant de révolution parfaite, une analyse 2D aurait pu être entreprise. Cependant, pour que les résultats soient comparables au modèle 3D, une modification de la géométrie ainsi que de toutes les conditions aux limites aurait été nécessaire. De ce fait, il devient plus aisé de modéliser directement la structure en 3D permettant d'introduire la géométrie ainsi que les conditions aux limites réelles.

Un logiciel 3D, basé sur la méthode des éléments finis, nous a permis de modéliser différentes structures et d'étudier dans chaque cas le flux de chaleur ainsi que la répartition de température dans les différents éléments pour différentes sources de chaleur imposée.

5.3.2 Recherche de la constante de temps thermique du système

On tire de l'équation (5.2) et (5.3) l'évolution de la température au cours du temps :

$$\Delta T = \left(\frac{e}{\lambda \cdot S_1} + \frac{1}{\alpha \cdot S_2} \right) \cdot P \cdot \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_{th}}} \right) \quad (5.15)$$

Avec :

$$\tau_{th} = R_{th} \cdot c_{eq} \cdot V \quad \text{Constante de temps thermique}$$

Où :

Résistance thermique : R_{th} [K/W]

Chaleur spécifique volumique du système global : c_{eq} [J/kgK]

Volume considéré : V [m³]

Dans le cas du ventricule, seules deux résistances thermiques caractérisent le transfert de chaleur vers l'extérieur : la résistance thermique de la coque et celle du sang. On peut alors écrire :

$$R_{th \text{ coque}} = \frac{1}{\alpha_{tissus} \cdot S_{coque}} \quad R_{th \text{ sang}} = \frac{1}{\alpha_{sang} \cdot S_{sac}} \quad (5.16)$$

Pour déterminer l'ordre de grandeur de la chaleur spécifique volumique du système global c_{eq} (la valeur exacte nécessitant une analyse détaillée des transferts de chaleur dans le système), la relation suivante peut être utilisée, connaissant la chaleur spécifique volumique des n composants du ventricule :

$$c_{eq} = \sum_{k=1}^n \frac{c_k \cdot V_k}{V_{tot}} \quad (5.17)$$

Connaissant le coefficient de convection des tissus qui sont en contact avec le ventricule (voir § 5.4.7) ainsi que le coefficient de convection du sang (voir § 5.4.4), on trouve les deux constantes de temps thermique suivantes :

$$\tau_{th \text{ coque}} = 28' 11''$$

$$\tau_{th \text{ sang}} = 43''$$

La constante de temps mécanique liée à la fréquence de battements étant comprise entre une et deux secondes (60 à 120 [bpm]), les deux constantes de temps thermique du système sont largement supérieures à la première. Une étude dynamique du système n'a donc pas d'intérêt, les variations mécaniques du ventricule n'ayant que très peu d'influence sur les températures en régime permanent. L'étude thermique suivante sera donc basée sur un modèle statique dont les différentes grandeurs seront prises en valeurs moyennes.

5.3.3 Hypothèses du modèle

Ce paragraphe est destiné à résumer les différentes hypothèses nécessaires à la modélisation du ventricule artificiel. Il est indispensable de garder à l'esprit les buts finaux de la modélisation pour évaluer la complexité du modèle. En effet, il serait discutable de vouloir par exemple introduire la géométrie complète et exacte du ventricule alors que cette approche ne permettrait qu'une faible amélioration.

Les hypothèses suivantes ont donc été établies dans un esprit de simplification du modèle et des conditions aux limites de celui-ci :

- la structure géométrique ainsi que les conditions aux limites sont de révolution parfaite. Les échanges thermiques angulaires sont donc considérés comme nuls. Les canules, liaisons artificielles entre la prothèse et les vaisseaux biologiques, ainsi que les valves sont de ce fait négligées;
- l'effet de la présence de vapeur d'eau dans le ventricule par osmose à travers le sac est négligé;
- l'effet de la chambre de compliance est négligé. La deuxième hypothèse ci-dessus ne serait plus satisfaite et la géométrie complète du ventricule devrait être introduite;
- la variation de la conductibilité thermique avec la température est négligée, les valeurs introduites dans le modèle seront néanmoins évaluées autour du point de fonctionnement;
- le modèle étant statique, seul un volume moyen est pris en compte dans le sac;

- on considère que le sang reste à une température constante de 37°C au centre du sac toroïdal;
- le coefficient de convection du sang est par hypothèse égal en systole et en diastole;
- le sac toroïdal est assimilé à un tube pour le calcul des échanges thermiques entre le sang et le ventricule;
- l'emplacement du ventricule lors de son implantation est définie. Le ventricule est placé entre le péritoine et la cavité intra-abdominale;
- on considère que la température est à nouveau constante et définie au delà de 30 [mm] des tissus en contact avec le ventricule;
- les tissus humains sont modélisés à l'aide d'un mélange d'eau et de collagène.

5.3.4 Construction du modèle géométrique

Ne considérant que les grandeurs moyennes, le plateau sera placé à la moitié de la course. Pour tenir compte de l'écoulement du sang dans le sac, on trouvera un coefficient de conductibilité thermique équivalent moyen, considérant les effets de conduction et de convection dans le sang. Le coefficient de convection tiendra donc compte intrinsèquement du mouvement du fluide permettant ainsi d'approcher les isothermes du système en régime dynamique permanent.

La structure géométrique complète du ventricule étant trop compliquée, quelques simplifications ont été établies afin d'en faciliter la modélisation. Ainsi, les détails de la construction n'ont pas tous été reportés dans le modèle géométrique.

Le modèle complet 3D du ventricule comprenant trop d'éléments finis (72'000 environ) pour la mémoire de l'ordinateur, seul un secteur a été considéré (secteur de 30° pour que l'angle des éléments proches de l'axe de révolution soit suffisamment grand), permettant ainsi dans un temps raisonnable (20 [min] environ) d'en résoudre les équations.

5.3.5 Le modèle

La structure géométrique est divisée en q lignes selon l'axe x , r colonnes selon l'axe y et s tranches selon l'axe z , constituant un réseau maillé en trois dimensions dans le repère orthonormé x , y , et z . Les équations des mailles et des résistances thermiques de chaque tronçon, ajoutées à celles données par les conditions aux limites, permettent de former un système linéaire de n équations à n inconnues (voir fig. 5.3).

Les notations utilisées sont les suivantes

Résistance thermique : R [K/W]

Température du noeud considéré : T [K]

Pertes thermiques entre deux noeuds du réseau : P [W]

Dans la figure 5.3, les indices qrs représentent la position du noeud considéré et les exposants x , y ou z représentent la direction d'orientation des pertes ou de la résistance thermique.

• Equations des noeuds

$$P_{qrs}^x - P_{(q+1)rs}^x + P_{qrs}^y - P_{q(r+1)s}^y + P_{qrs}^z - P_{qr(s+1)}^z = 0 \quad (5.18)$$

• Equations des mailles

$$\begin{aligned} \text{Plan xy : } & R_{qrs}^x \cdot P_{qrs}^x - R_{q(r-1)s}^x \cdot P_{q(r-1)s}^x - R_{qrs}^y \cdot P_{qrs}^y + R_{(q-1)rs}^y \cdot P_{(q-1)rs}^y = 0 \\ \text{Plan yz : } & R_{qrs}^y \cdot P_{qrs}^y - R_{qr(s-1)}^y \cdot P_{qr(s-1)}^y - R_{qrs}^z \cdot P_{qrs}^z + R_{q(r-1)s}^z \cdot P_{q(r-1)s}^z = 0 \\ \text{Plan zx : } & R_{qrs}^z \cdot P_{qrs}^z - R_{(q-1)rs}^z \cdot P_{(q-1)rs}^z - R_{qrs}^x \cdot P_{qrs}^x + R_{qr(s-1)}^x \cdot P_{qr(s-1)}^x = 0 \end{aligned} \quad (5.19)$$

• Equations des résistances thermiques

$$\begin{aligned} T_{qrs} - T_{(q-1)rs} &= R_{qrs}^x \cdot P_{qrs}^x \\ T_{qrs} - T_{q(r-1)s} &= R_{qrs}^y \cdot P_{qrs}^y \\ T_{qrs} - T_{qr(s-1)} &= R_{qrs}^z \cdot P_{qrs}^z \end{aligned} \quad (5.20)$$

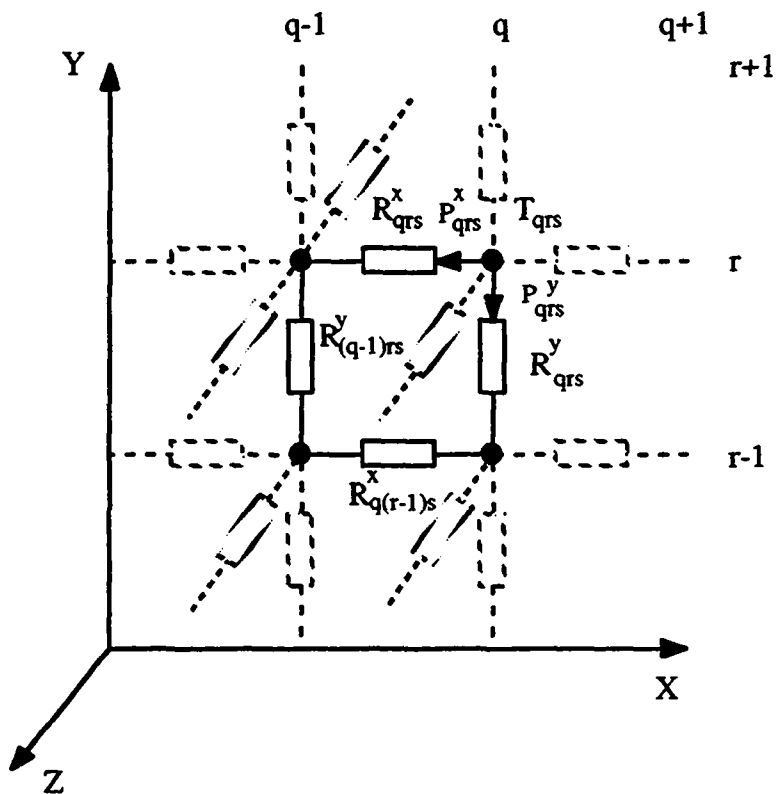


Fig. 5.3 : Réseau maillé

En résolvant ce système linéaire d'équations, on trouve les températures T_{qrs} qui permettent par la suite de tracer les isothermes.

5.3.6 Les éléments finis

Après avoir introduit la géométrie du ventricule (voir fig. 4.39), et après avoir indiqué les surfaces de chaque composant du ventricule, on obtient le maillage suivant (figure 5.4), base de toute l'étude thermique du ventricule. Le modèle comprend 1499 noeuds et 6409 éléments de type solide en forme de tétraèdre. Dans la figure suivante, afin d'en clarifier la lecture, les éléments représentant l'air dans le ventricule ne sont pas représentés.

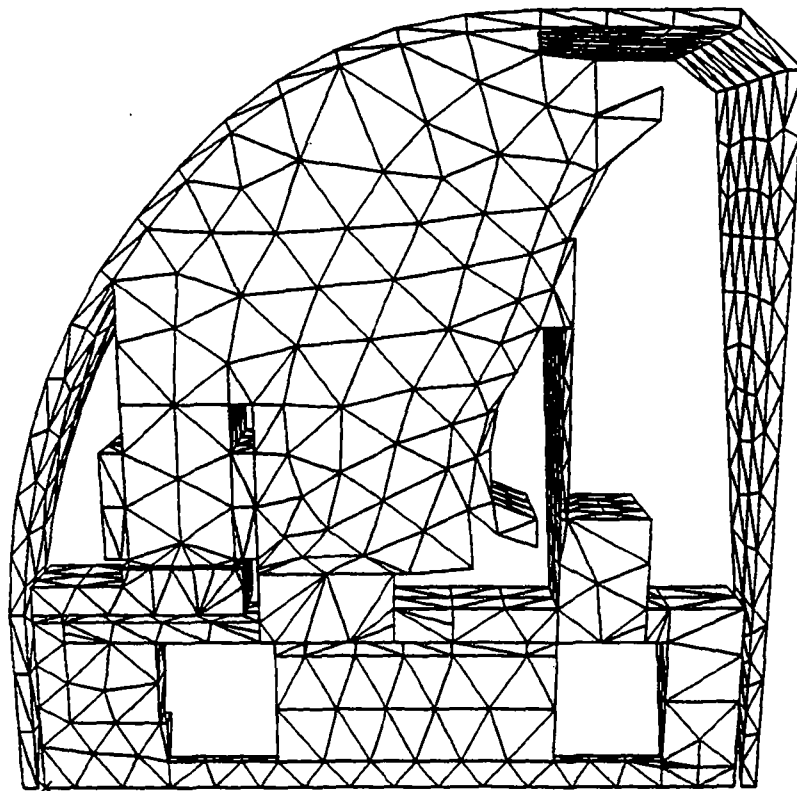


Fig. 5.4 : Éléments du modèle 3d du ventricule artificiel

5.4 CONDITIONS AUX LIMITES

5.4.1 Introduction

Toute l'analyse par éléments finis est déterminée par les conditions aux limites à imposer au solide. C'est pourquoi une attention toute particulière a été prise lors de l'étude et l'élaboration de celles-ci.

En effet, le point le plus délicat est la modélisation du sang dans le sac qui joue le rôle de refroidisseur dans le ventricule. L'analyse du modèle se faisant statiquement, il faut trouver un moyen de tenir compte du débit du sang permettant d'évacuer une partie de l'énergie thermique du ventricule. Une proposition sera faite au paragraphe 5.4.4

5.4.2 Les types de conditions aux limites

Trois types de conditions aux limites peuvent être utilisées et sont décrites ci-dessous. Seules les conditions de Dirichlet et de Fourier sont utilisées dans ce modèle.

a) *Condition de Dirichlet*

Cette condition permet d'imposer un potentiel fixe dans le réseau maillé, c'est-à-dire d'imposer une température constante sur une frontière du modèle. Pour garantir cette température constante, les noeuds du réseau deviennent des sources de chaleur positives ou négatives variables.

On utilise cette condition pour caractériser le centre du tore contenant le sang qui reste par hypothèse à température constante (37°C). On peut donc, par ce biais, créer une source de chaleur variable (négative dans notre cas) permettant d'évacuer une partie de l'énergie dissipée dans le ventricule.

b) *Condition de Neumann*

Cette condition permet d'imposer un flux constant. Cette condition n'est pas utilisée dans le modèle.

c) *Condition de Fourier*

Cette condition impose la résistance thermique aux limites du solide et permet de caractériser les échanges thermiques entre le modèle et l'extérieur supposé infini. Cette condition revient à imposer un coefficient de convection aux limites du modèle permettant d'évacuer une partie de l'énergie dissipée dans le ventricule à l'extérieur de la prothèse.

5.4.3 Choix des coefficients thermiques

On trouve dans la littérature différents coefficients de conductibilité thermique en fonction de la température ambiante. On donnera ci-dessous les principales caractéristiques des matériaux que l'on retrouve dans le ventricule implantable (tableau 5.1). On fait également l'hypothèse que la conductibilité thermique ne varie pas sensiblement avec la température. Néanmoins, pour diminuer les erreurs dues à cette variation, chaque conductibilité thermique sera prise à la température de 37°C (310 [K]), soit proche du point du fonctionnement.

Le nombre de Nüsselt se calcule de manière différente selon le type d'écoulement, laminaire ou turbulent. Pour caractériser l'écoulement, on calcule le nombre de Reynolds en fonction du temps :

$$Re(t) = \frac{v_{lin}(t) \cdot d(t) \cdot \rho}{\eta} \quad [-] \quad (5.22)$$

Avec :

- Vitesse linéaire moyenne du sang sur la section du tube : v_{lin} [m/s]
- Viscosité dynamique du sang à la température moyenne du fluide : η [Ns/m²]
- Diamètre du tube : d [m]
- Masse volumique : ρ [kg/m³]

La vitesse du fluide peut être déterminée en calculant tout d'abord le débit en fonction du temps :

$$D(t) = \frac{d(Vol(t))}{dt} \quad (5.23)$$

En faisant l'hypothèse, que la section du sac est de forme elliptique, le volume s'écrit :

$$Vol(t) = d(t) \cdot h \cdot l_{moy} \cdot \frac{\pi}{4} \quad (5.24)$$

Avec :

- Diamètre du tube : $d(t)$ [m]
- Hauteur du tube : h [m]
- Longueur moyenne du tube : l_{moy} [m]

Le débit devient alors :

$$D(t) = \frac{d(Vol(t))}{dt} = \frac{d \left[d(t) \cdot h \cdot l_{moy} \cdot \frac{\pi}{4} \right]}{dt} = v_p(t) \cdot h \cdot l_{moy} \cdot \frac{\pi}{4} \quad (5.25)$$

où $v_p(t)$ = correspond à la vitesse du plateau

La vitesse linéaire moyenne sur la section du tube à l'intérieur du sac peut maintenant être exprimée comme suit , $S(t)$ étant la section du tube:

$$v_{lin}(t) = \frac{D(t)}{S(t)} = \frac{v_p(t)}{d(t)} \cdot l_{moy} \quad (5.26)$$

L'équation 5.22 devient alors :

$$Re(t) = \frac{v_p(t) \cdot \rho \cdot l_{moy}}{\eta} \quad (5.27)$$

Les deux figures 5.5 et 5.6 présentent la vitesse linéaire du fluide ainsi que le nombre de Reynolds :

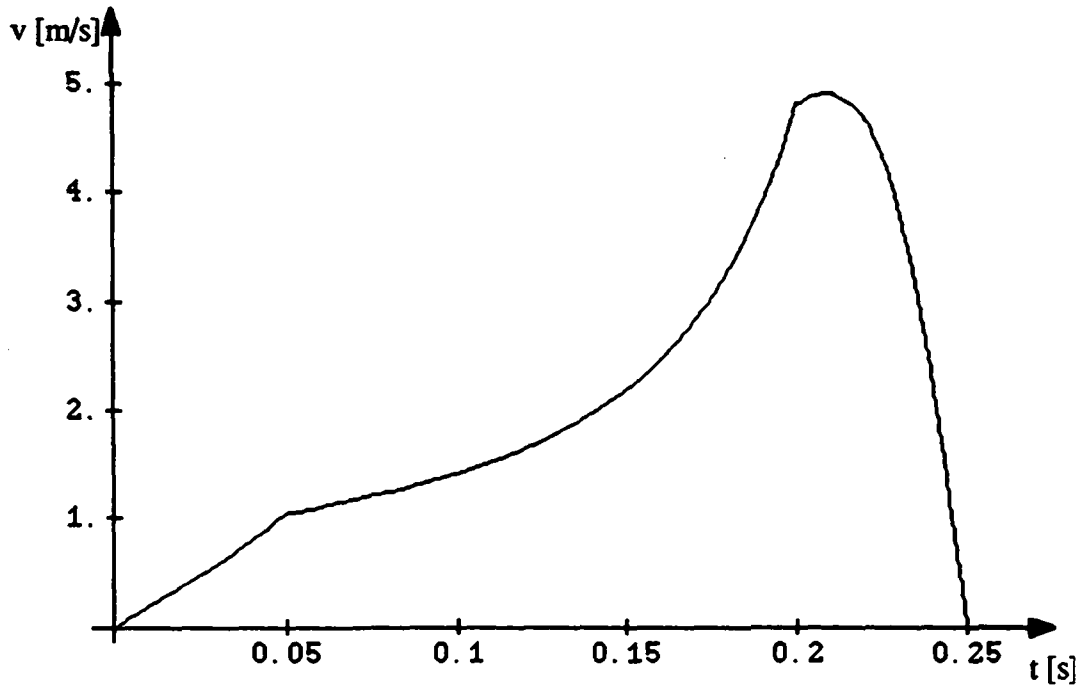


Fig. 5.5 : Vitesse linéaire du sang à l'intérieur du sac

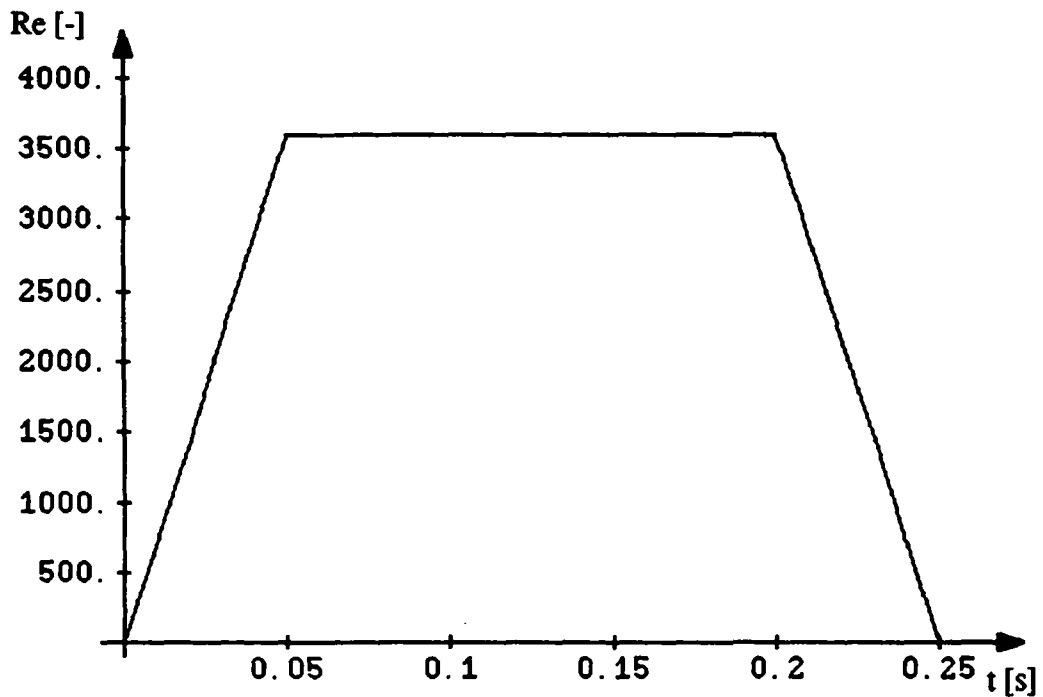


Fig. 5.6: Nombre de Reynolds en fonction du temps

Sur la figure 5.6, sachant que lorsque $Re > 2320$, l'écoulement passe du régime laminaire au régime turbulent, on observe nettement que l'écoulement dans le sac est laminaire pour une partie de la phase d'accélération et de décélération du plateau alors qu'il est turbulent pour le reste de la caractéristique. Le nombre de Nusselt prendra deux formes différentes suivant le type de l'écoulement.

Lorsque $Re < 2320$ alors (selon Hausen) [35]:

$$Nu(t) = \left[3.65 + \frac{0.19 \cdot \left(Re(t) \cdot Pr \cdot \frac{d(t)}{l_{moy}} \right)^{0.8}}{1 + 0.117 \cdot \left(Re(t) \cdot Pr \cdot \frac{d(t)}{l_{moy}} \right)^{0.467}} \cdot \left(\frac{Pr_{Tf}}{Pr_{paroi}} \right)^{0.11} \right] \quad (5.28)$$

Lorsque $Re > 2320$ alors (selon Gnielinski) [35]:

$$Nu(t) = \left[\frac{\frac{\xi}{8} \cdot (Re(t) - 1000) \cdot Pr}{1 + 12.7 \cdot \sqrt{\frac{\xi}{8}} \cdot (Pr^{2/3} - 1)} \cdot \left[1 + \left(\frac{d(t)}{l_{moy}} \right)^{2/3} \right] \cdot \left(\frac{Pr_{Tf}}{Pr_{paroi}} \right)^{0.11} \right] \quad (5.29)$$

Avec : $\xi = (1.82 \log Re(t) - 1.64)^{-2}$

A l'aide de l'équation (5.21) on détermine le coefficient de convection en fonction du temps (voir figure 5.7)

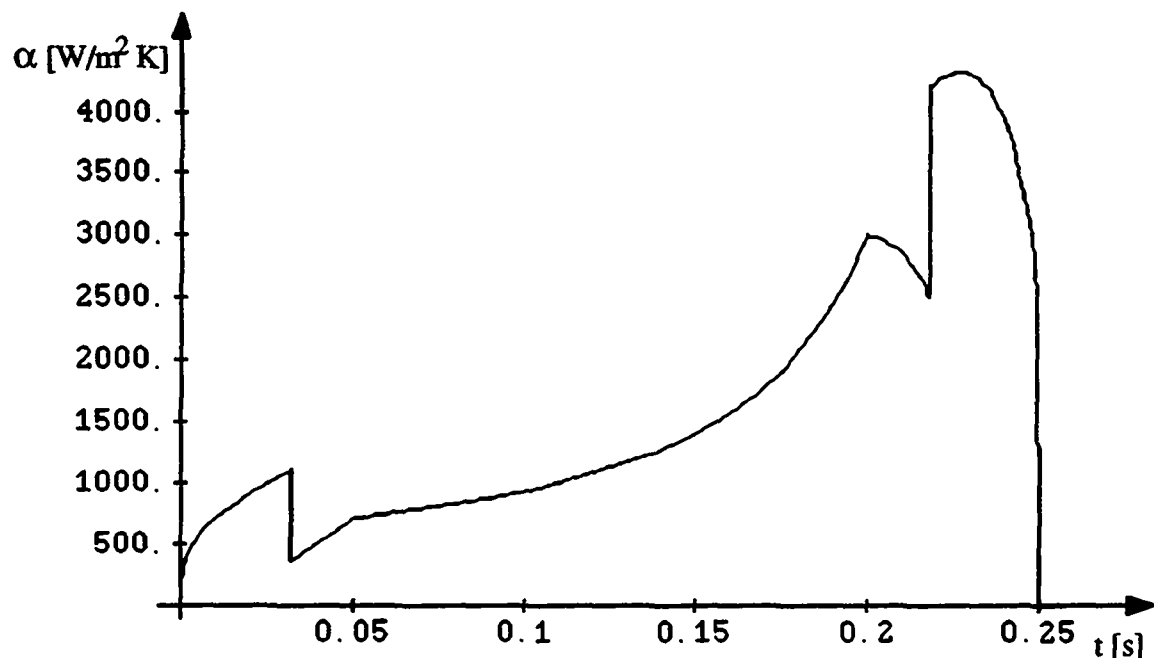


Fig. 5.7 : Coefficient de convection lors d'une systole

Les discontinuités de la courbe sont dues aux changements d'équations lors du passage du régime turbulent au régime laminaire.

Le but de la modélisation étant d'obtenir les températures en régime permanent, seule une valeur moyenne du coefficient de convection est intéressante. Le régime étant stationnaire, on intègre numériquement la relation (5.30) de 0 à T, en prenant une période correspondant à 80 [bpm]. On fait l'hypothèse que le coefficient de convection est le même en systole et en diastole, ce qui est correct si l'on considère que la pression à l'entrée du ventricule est suffisante pour le remplissage du sac, compte tenu de l'inertance et de la résistance dues aux canules.

$$\alpha_{\text{moy}} = \frac{1}{T} \int_0^T \alpha(t) \cdot dt \quad (5.30)$$

Les valeurs suivantes ont été utilisées pour le calcul du coefficient de convection du sang [38]:

• masse volumique :	$\rho = 1050$	[kg/m ³]
• conductibilité thermique :	$\lambda = 0.582$	[W/mK]
• chaleur spécifique :	$c = 3642$	[J/kgK]
• longueur moyenne :	$l_{\text{moy}} = 200$	[mm]
• hauteur du tube :	$h = 30$	[mm]
• viscosité dynamique à 37°C :	$\eta = 3.5 \cdot 10^{-3}$	[Ns/m ²]
• viscosité dynamique à 40°C :	$\eta = 3.1 \cdot 10^{-3}$	[Ns/m ²]
• période pour 80 bpm :	$T = 750$	[ms]

On trouve une valeur moyenne $\alpha_{\text{moy}} = 1149$ [W/m²K]

On peut maintenant définir une conductibilité équivalente à la convection moyenne dans le sang. Le plateau étant placé à mi-parcours et le sang étant par hypothèse à température constante au centre du sac, la conductibilité équivalente peut s'écrire :

$$\alpha_{\text{moy}} \equiv \frac{\lambda_{\text{eq}}}{e} \quad \Rightarrow \quad \lambda_{\text{eq}} = \alpha_{\text{moy}} \cdot e \quad (5.31)$$

Avec : e = épaisseur de conduction équivalente, égale à la moitié de l'épaisseur du sac lorsque le plateau est en position médiane (3.25 [mm]).

$$\Rightarrow \lambda_{\text{eq}} = 3.73 \quad [\text{W/mK}]$$

Si l'on veut également tenir compte des effets de conduction dans le sang, la conductibilité thermique totale s'écrit :

$$\lambda_{\text{tot}} = \lambda_{\text{sang}} + \lambda_{\text{eq}} = 3.73 + 0.582 = 4.312 \quad [\text{W/mK}]$$

5.4.5 Etablissement d'une loi empirique pour sac toroïdal

Nous avons établi au paragraphe 5.2.2 une loi empirique pour la détermination du coefficient de convection qui peut être utilisée aisément lorsque la similitude de la géométrie s'applique.

Dans le cas du sac toroïdal, ψ , b et e ayant été déterminés par la simulation, le coefficient de convection moyen s'écrit :

$$\alpha = \frac{\lambda}{l_c} \cdot 4.89 \cdot 10^{-3} \cdot \{\text{Re}\}^{0.83} \cdot \{\text{Pr}\}^{0.52} \quad (5.32)$$

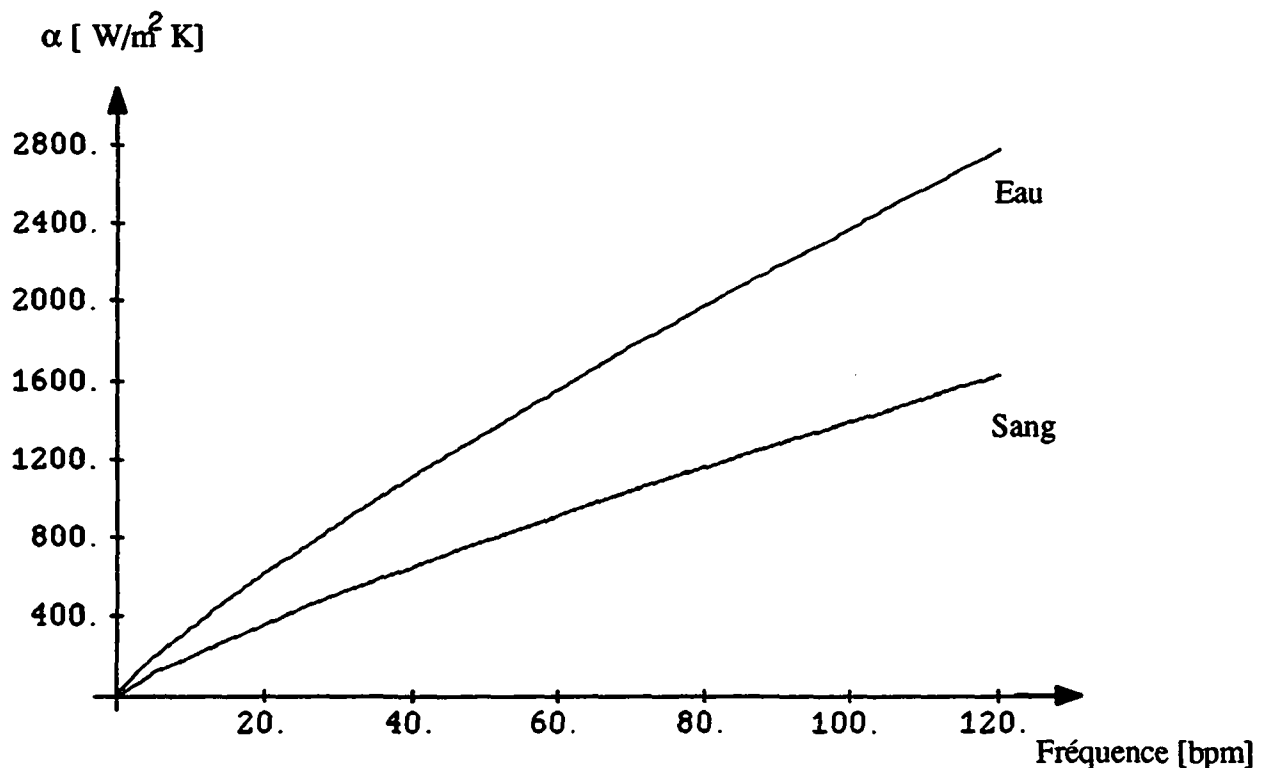


Fig. 5.8 : Coefficient de convection en fonction du rythme cardiaque

Tous les calculs précédents ont été basés sur une fréquence cardiaque de 80 [bpm]. A l'aide de la relation (5.32), on obtient le coefficient de convection du sang et de l'eau en fonction de cette fréquence cardiaque (voir figure 5.8).

Les résultats de ce graphe montrent l'importance des propriétés physiques du liquide dont on veut déterminer le coefficient de convection. Il est donc impératif, lors de mesures, de ne pas remplacer le sang par de l'eau, mais par un liquide ayant mêmes viscosité, masse volumique et conductibilité thermique.

5.4.6 Modélisation du sac en polyuréthane

Si l'on veut modéliser le sac à l'aide des éléments finis, il faut créer dans le modèle une paroi de 0.8 [mm] d'épaisseur qu'il faudra par la suite "mailler". La densité d'éléments est telle que le système est saturé, le modèle comportant déjà 6000 éléments sans la modélisation du sac. Néanmoins, pour tenir compte de la résistance thermique à la conduction du sac, on utilise la relation (5.14) nous permettant de calculer la conductibilité thermique équivalente des matériaux composites en utilisant comme composants le polyuréthane et le sang.

$$\lambda_{eq} = \frac{(k_e + 1) \cdot \lambda_1 \cdot \lambda_2}{\lambda_1 + k_e \cdot \lambda_2}$$

Avec :

$$k_e = 4.06 \quad [-]$$

$$\lambda_1 = 4.312 \quad [\text{W/mK}]$$

$$\lambda_2 = 0.24 \quad [\text{W/mK}]$$

$$\text{On trouve : } \lambda_{eq} = 0.990 \quad [\text{W/mK}]$$

On remplacera donc le sac et le sang par un matériau équivalent de conductibilité thermique λ_{eq} ayant les caractéristiques du transfert de chaleur à travers ces deux éléments.

5.4.7 Modélisation des tissus adjacents

En supposant que le ventricule est placé entre la peau et les viscères (fig. 5.2), on fait l'hypothèse qu'au delà de 30 [mm] de chaque côté du ventricule, le gradient de température est nul et que la température vaut respectivement 36°C du côté de la peau et 38°C du côté des viscères. On suppose que les différents tissus correspondant à la figure 5.2 ont les épaisseurs respectives suivantes : graisse 10 [mm], muscle 20 [mm], et viscères 20 [mm] [10]. On obtient alors, selon (5.14), les conductibilités thermiques équivalentes suivantes:

$$\lambda_{\text{côté peau}} = 0.292 \quad [\text{W/mK}]$$

$$\lambda_{\text{côté viscère}} = 0.337 \quad [\text{W/mK}]$$

Dans le modèle, seule une convection peut être appliquée aux limites du solide, puisqu'au-delà du modèle, il n'y a plus de réseau maillé. Seule une condition de Fourier peut donc être utilisée pour caractériser le milieu externe au ventricule. Comme on l'a dit au paragraphe 5.4.2, cela revient à imposer une convection. La convection équivalente à la conduction peut s'écrire :

$$\alpha_{eq} \equiv \frac{\lambda}{e} \quad (5.33)$$

Avec : Epaisseur des tissus : $e = 30$ [mm]

$\alpha_{côté\ peau} = 9.73$ [W/m²K]

$\alpha_{côté\ viscères} = 11.23$ [W/m²K]

5.4.8 Coefficient de convection de l'air dans le ventricule

L'air placé dans le ventricule contribue à l'échange de chaleur des pièces en contact avec lui. Il est mis en mouvement par la rotation du rotor dans l'entrefer et par le plateau dans la région du sac.

Pour déterminer les coefficients de convection dans les différentes parties du ventricule, on se base sur la relation (5.3) en calculant une vitesse linéaire moyenne de l'air dans deux régions du ventricule :

- la convection de l'air dans la région du plateau, créée par la mise en mouvement de l'air par le plateau lui-même;
- la convection de l'air entre le rotor du moteur et le stator, créée par la mise en rotation de l'air dans l'entrefer.

La vitesse de l'air entraîné par le plateau est posée égale à la vitesse du plateau. Cette vitesse s'écrit :

$$v_{plateau} = \frac{\omega \cdot p}{2 \cdot \pi} \quad (5.34)$$

Avec : Pas de la vis : p
Vitesse angulaire du rotor : ω

La vitesse de l'air dans l'entrefer, créée par la mise en rotation du rotor, est posée égale à la moitié de la vitesse tangentielle du rotor; cette vitesse s'écrit :

$$V_{rotor} = \omega \cdot r_{rotor} \quad (5.35)$$

Avec : Rayon du rotor : r_{rotor}

Le coefficient de convection moyen de l'air en contact avec la partie linéaire devient :

$$\overline{\alpha_{air\ lin}} = \frac{1}{T} \int_0^T (12 + 6 \cdot v_{plateau}^{0.8}) \quad (5.36)$$

Le coefficient de convection de l'air en contact avec la partie tournante s'écrit :

$$\overline{\alpha_{\text{air rot}}} = \frac{1}{T} \int_0^T \left(12 + 6 \cdot \left(\frac{V_{\text{rotor}}}{2} \right)^{0.8} \right) dt \quad (5.37)$$

Notre étude se basant sur une fréquence cardiaque fixe de 80 [bpm], la moyenne des coefficients de convection qui seront introduits dans le modèle vaut :

$$\alpha_{\text{air lin}} = 12.34 \quad [\text{W/m}^2\text{K}]$$

$$\alpha_{\text{air rot}} = 19.0 \quad [\text{W/m}^2\text{K}]$$

5.5 LES SOURCES THERMIQUES DANS LE MODELE

5.5.1 Introduction

Trois types de sources thermiques sont modélisés, ils englobent l'ensemble des pertes dans le ventricule, à savoir :

- les pertes Joule;
- les pertes fer;
- les pertes par frottements mécaniques.

Décrivons brièvement ces trois types de pertes.

5.5.2 Les pertes Joule

Pour un moteur triphasé, les pertes Joule moyennes dissipées par le moteur s'écrivent en régime sinusoïdal :

$$\overline{P_{\text{Joule}}} = \frac{1}{T} \int_0^T 3 \cdot V_{\text{cu}} \cdot \rho_{\text{cu}} \cdot J(t)^2 dt \quad (5.38)$$

Avec : Volume de cuivre par phase : V_{cu} [m³]

Résistivité du cuivre : ρ_{cu} [Ωm]

Densité de courant instantanée : J [A/m²]

Les pertes Joule dépendent du couple appliqué qui varie en fonction de la charge cardiaque, et également du type de commande utilisée. Même si l'on peut calculer une puissance

Joule moyenne dissipée par le moteur sur un cycle, la puissance Joule créée par l'électronique d'alimentation et de commande est difficile à estimer. Il nous a paru alors plus intéressant d'étudier la répartition de la température en fonction des pertes Joule qui seront ainsi traitées comme paramètre principal de notre étude thermique.

5.5.3 Les pertes fer

Les pertes fer, qui comprennent les pertes par courant de Foucault ainsi que les pertes par hystérésis, ne dépendent pas de la charge cardiaque. En effet, l'induction maximum dans le stator est fixée lors du dimensionnement de celui-ci. Seule la fréquence électrique, donc la vitesse de rotation du moteur, influence les pertes fer. De manière générale, on peut écrire [49]:

$$P_{\text{fer}} = \left[C_{\text{Hyst}} \cdot \left(\frac{f}{f_0} \right) + C_{\text{Fouc}} \cdot \left(\frac{f}{f_0} \right)^2 \right] \cdot \left(\frac{\hat{B}}{\hat{B}_0} \right)^2 \cdot m \cdot C_{\text{pertes}} \quad (5.39)$$

Avec :

Induction de crête de référence lors de la mesure $P_{\text{fer}} : B_0$	[T]
Induction de crête dans le circuit magnétique : B	[T]
Fréquence de référence lors de la mesure de $C_{\text{pertes}} : f_0$	[Hz]
Fréquence du champ magnétique : f	[Hz]
Masse du fer : m	[kg]
Chiffre de pertes : C_{pertes}	[W/kg]
Rapport des pertes par hystérésis à 50 Hz : C_{Hyst}	[-]
Rapport des pertes par courant de Foucault à 50 Hz : C_{Fouc}	[-]

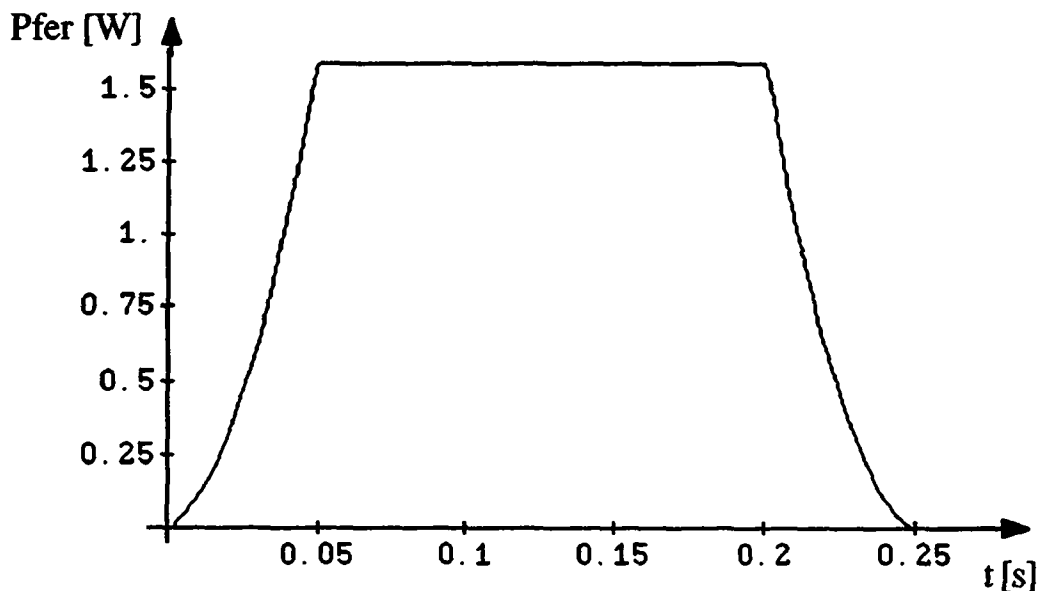


Fig. 5.9 : Pertes fer en fonction du temps au cours d'une systole
 ($B_{\text{culasse}}=1.5$ [T], $B_{\text{dents}}=1.8$ [T], $C_{\text{Hyst}}=0.3755$, $C_{\text{Fouc}}=0.6245$, $C_{\text{pertes}}=1.1$ [W/kg])

Sur la figure 5.9, les pertes fer sont représentées au cours d'une systole, pour le moteur dimensionné au chapitre 4.

Pour une fréquence cardiaque fixe de 80 [bpm], la moyenne des pertes fer vaut 0.78 [W], valeur qui sera introduite dans le modèle.

5.5.4 Les pertes par frottements

Les pertes par frottements seront prises en compte dans les roulements ainsi que dans le système vis-écrou. Ces pertes peuvent être caractérisées par le produit du couple de frottement par la vitesse de rotation. Les pertes dans les roulements peuvent alors être exprimées comme suit :

$$P_{\text{roul}} = M_f \cdot \Omega \quad (5.40)$$

Sachant que le rendement de la vis à rouleaux satellites est égal à η_v (environ 87% lorsque la force est unidirectionnelle), les pertes par frottement deviennent :

$$P_{\text{vis}} = M_{\text{moteur}} \cdot (1 - \eta_v) \cdot \Omega \quad (5.41)$$

Les pertes moyennes totales par frottement s'écrivent alors:

$$\overline{P_{\text{frot}}} = \frac{1}{T} \int_0^T [M_f + M_{\text{moteur}} \cdot (1 - \eta_v)] \cdot \Omega \, dt \quad (5.42)$$

La moyenne des pertes par frottement pour une fréquence cardiaque de 80 [bpm] vaut 1.13 [W] en considérant que le couple de frottement des roulements, calculé sur la base de relations fournies par SKF [60], est d'environ 4.3 [mNm].

5.6 RESULTATS

5.6.1 Introduction

Chaque graphique de température a été calculé avec les éléments finis de la figure 5.4. La géométrie de chaque composant du ventricule (rotor, vis, écrou, roulement, moteur, sang, plateau, coque, bâti) est superposée aux résultats, nous montrant ainsi les isothermes dans le ventricule.

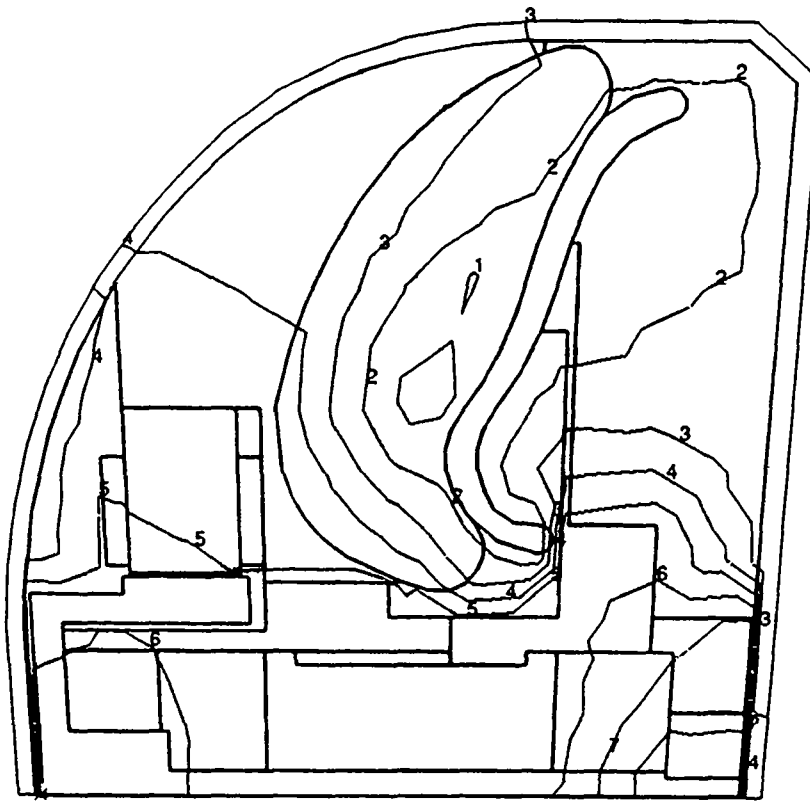
5.6.2 Evolution de la température en fonction des pertes Joule

Les mesures effectuées à l'IRCV sur une version du ventricule avec sac conventionnel donnent une estimation de ce que l'on peut attendre des pertes Joule dans l'exemple étudié ici. Les pertes Joule moyennes, y compris l'électronique de commande, s'élèvent à 5 [W] environ pour une fréquence de 120 [bpm] [16]. Nous étudierons ici l'évolution pour des pertes allant jusqu'à 8 [W], cas extrême qui ne devrait pas être atteint lors d'une véritable assistance ventriculaire.

Nous avons fait varier les pertes Joule de 1 à 8 [W] pour étudier la répartition de la température et l'élévation de la température sur les composants tels que la coque et le sang dans le sac. Nous présentons tout d'abord les résultats extrêmes de la simulation permettant de donner une vue d'ensemble de la situation du ventricule lorsque $P_j = 1$ [W] (figure 5.10) ou $P_j = 8$ [W] (figure 5.11).

L'analyse des deux graphes suivants montre bien l'influence des sources thermiques dans le modèle. En effet, sur la figure 5.10, la région la plus chaude se situe sur le deuxième roulement, alors qu'en comparaison le moteur est relativement froid. L'influence des pertes mécaniques est donc plus importante dans ce cas.

Au contraire, lorsque les pertes Joule augmentent (voir fig. 5.11), la région la plus chaude se déplace vers le moteur. Sur le graphique de la figure 5.12, la température maximale dans différents composants du ventricule est présentée en fonction des pertes Joule. On remarque bien le croisement des courbes de température du deuxième roulement et du moteur pour des pertes Joule proches de 4 [W].

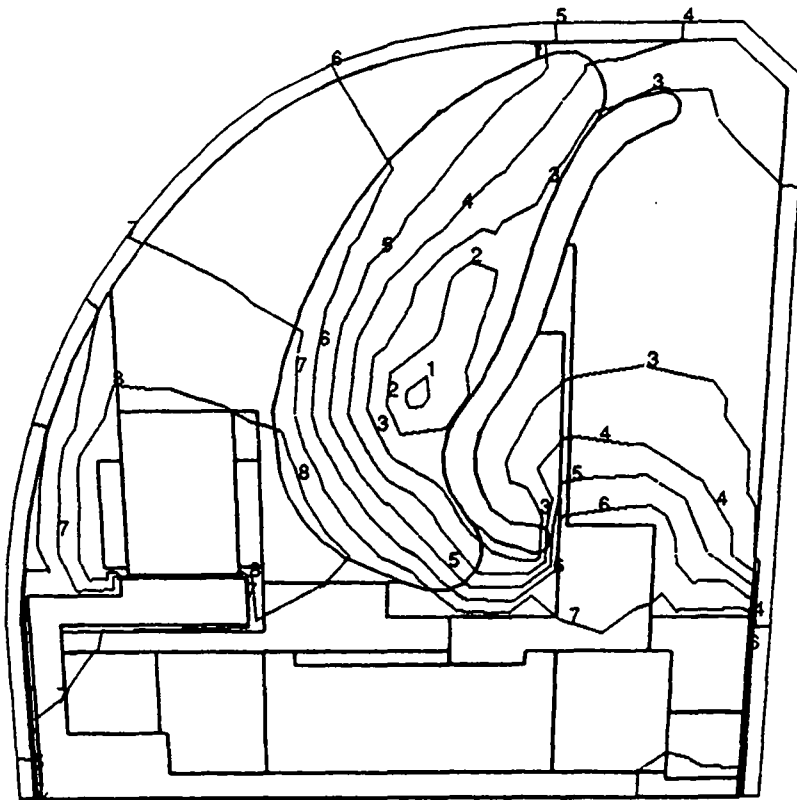


Températures
[°C]

- 1. 37.2
- 2. 37.5
- 3. 37.7
- 4. 37.9
- 5. 38.2
- 6. 38.4
- 7. 38.6
- 8. 38.9

$T_{max} = 39.1$

Fig. 5.10 : Isothermes du ventricule pour $P_j = 1$ [W]



Températures
[°C]

- 1. 37.6
- 2. 38.3
- 3. 38.9
- 4. 39.5
- 5. 40.2
- 6. 40.7
- 7. 41.4
- 8. 42.1

$T_{max} = 42.7$

Fig. 5.11 : Isothermes du ventricule pour $P_j = 8$ [W]

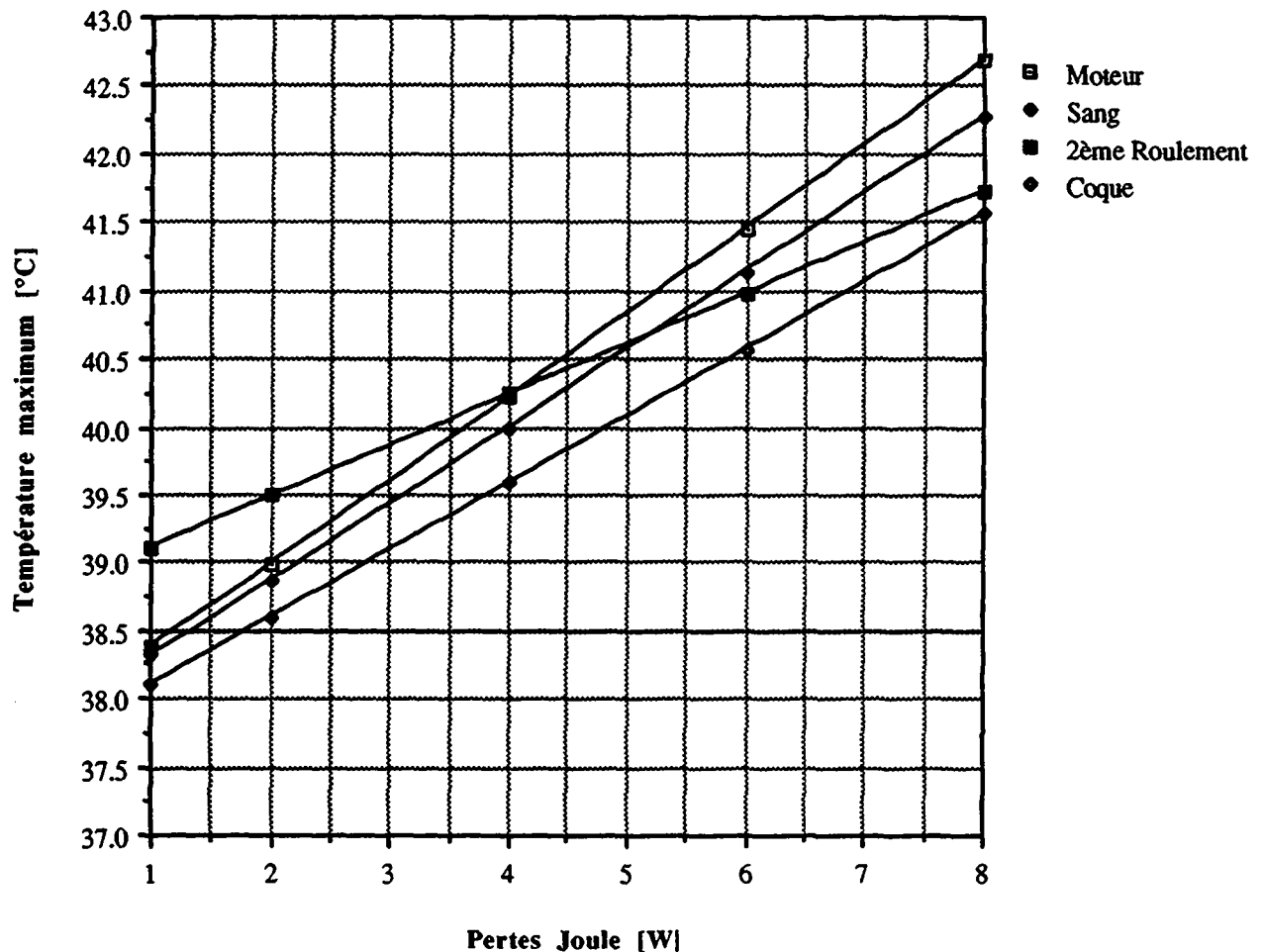


Fig. 5.12 : Températures extrêmes dans le moteur, le sang, le 2ème roulement et la coque en fonction de P_j

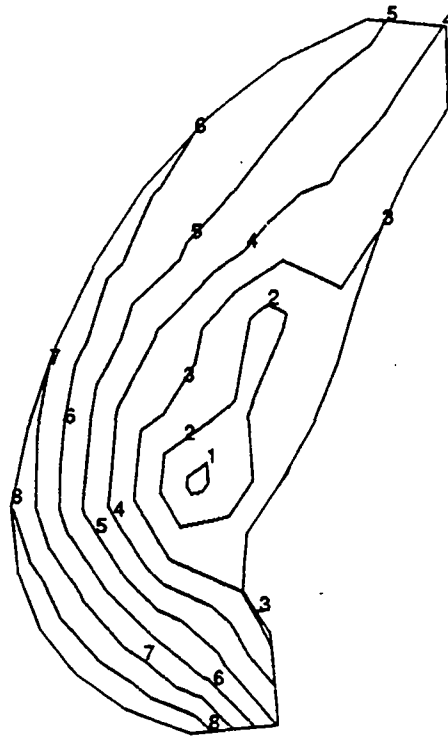
5.6.3 Résultats dans le sang et la coque

Les deux régions les plus sensibles dans le ventricule sont bien sûr le sang qui est éjecté du ventricule dans l'artère à une température plus élevée qu'à l'entrée, et la coque qui est en contact avec divers tissus biologiques sensibles à la température.

L'organisme humain comporte un régulateur thermique très complexe permettant de maintenir d'une façon très précise la température du sang à 37°C. Si l'on élève la température du sang à la sortie du ventricule gauche, dans l'aorte, le régulateur biologique permettra d'évacuer cette énergie thermique.

Il n'est pas possible de définir avec précision l'élévation maximum admissible, mais on peut admettre, sur la base des traitements de cancers par élévation de la température des cellules malades, qu'une température maximum de 41°C est encore possible sans détruire les cellules humaines [5]. De plus, cette élévation de température, si elle est raisonnable, permet une réduction de la thrombogénèse. En effet, lors du réchauffement local du sang, la viscosité ainsi que les facteurs de coagulation du sang diminuent et réduisent la formation de thromboses [40].

Les deux figures 5.13 et 5.14 montrent les isothermes du sac contenant le sang pour une puissance Joule dissipée de 1 et 8 [W] :

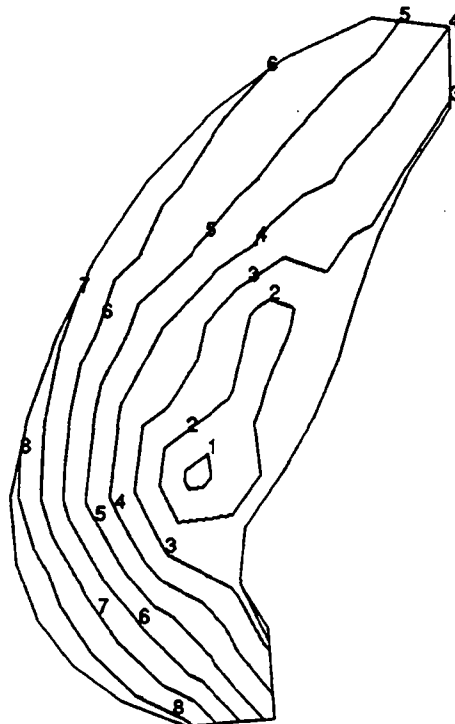


Températures
[°C]

1. 37.1
2. 37.2
3. 37.4
4. 37.6
5. 37.7
6. 37.9
7. 38.0
8. 38.2

$T_{\max} = 38.3$

Fig. 5.13 : Isothermes du sac contenant le sang pour $P_j = 1$ [W]



Températures
[°C]

1. 37.6
2. 38.2
3. 38.8
4. 39.3
5. 39.9
6. 40.5
7. 41.1
8. 41.7

$T_{\max} = 42.3$

Fig. 5.14 : Isothermes du sac contenant le sang pour $P_j = 8$ [W]

Comme on peut le constater sur les deux figures 5.13 et 5.14, le lieu des isothermes ne varie pas sensiblement en fonction des pertes Joule appliquées. Seule la température absolue de chaque isotherme évolue.

Il est également intéressant d'observer la variation de la température à travers le sac. La figure 5.15 décrit la température d'une coupe allant du bâti au plateau (voir fig. 4.39) en fonction de la puissance Joule dissipée. Ce graphe permet de choisir la puissance dissipée maximum que l'on admet, en fonction de la température maximum dans le sang.

La température maximum admissible de 41°C (citée ci-dessus) est basée sur des mesures in vivo de courte durée. Nous devons donc prévoir une certaine marge de sécurité permettant d'accepter cette température durant un temps relativement long. De plus, la distribution de température calculée ne représente qu'une distribution moyenne, il y a donc un certain risque à franchir cette limite dans le cas réel. C'est pourquoi, nous ne dépasserons pas 39°C dans le sang, ce qui revient à limiter la puissance Joule entre 2 et 3 [W] au maximum. Nous présentons, sur les deux figures 5.16 et 5.17, les isothermes de la coque du ventricule pour une puissance Joule de 1 et 8 [W].

Sur le graphe de la figure 5.18, nous avons représenté la température curviligne de la coque en fonction de la puissance Joule dissipée. On observe ainsi la variation de température sur le contour de la coque. La distance zéro correspond à la mesure de la température de la coque au niveau du 2ème roulement. Pour une puissance comprise entre 2 et 3 [W], la température maximum ne dépasse pas 39°C et permet donc une utilisation prolongée de la prothèse en contact avec des tissus biocompatibles.

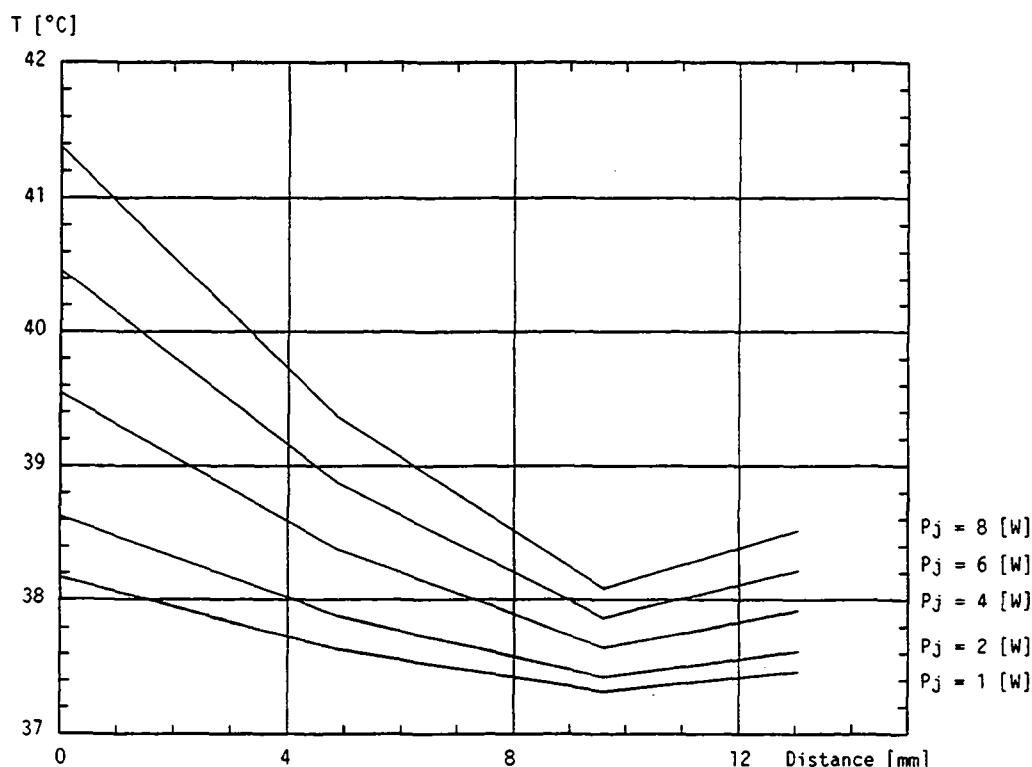


Fig. 5.15 : Température à travers le sac contenant le sang

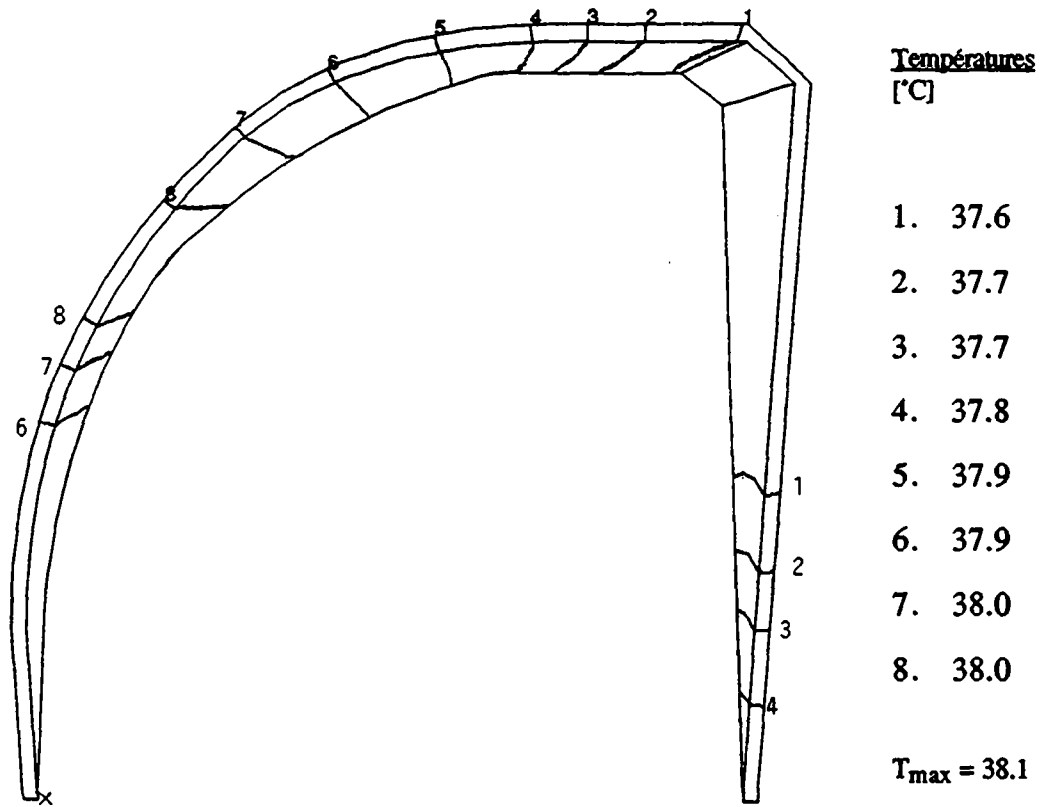


Fig. 5.16 : Isothermes de la coque du ventricule pour une puissance $P_j = 1$ [W]

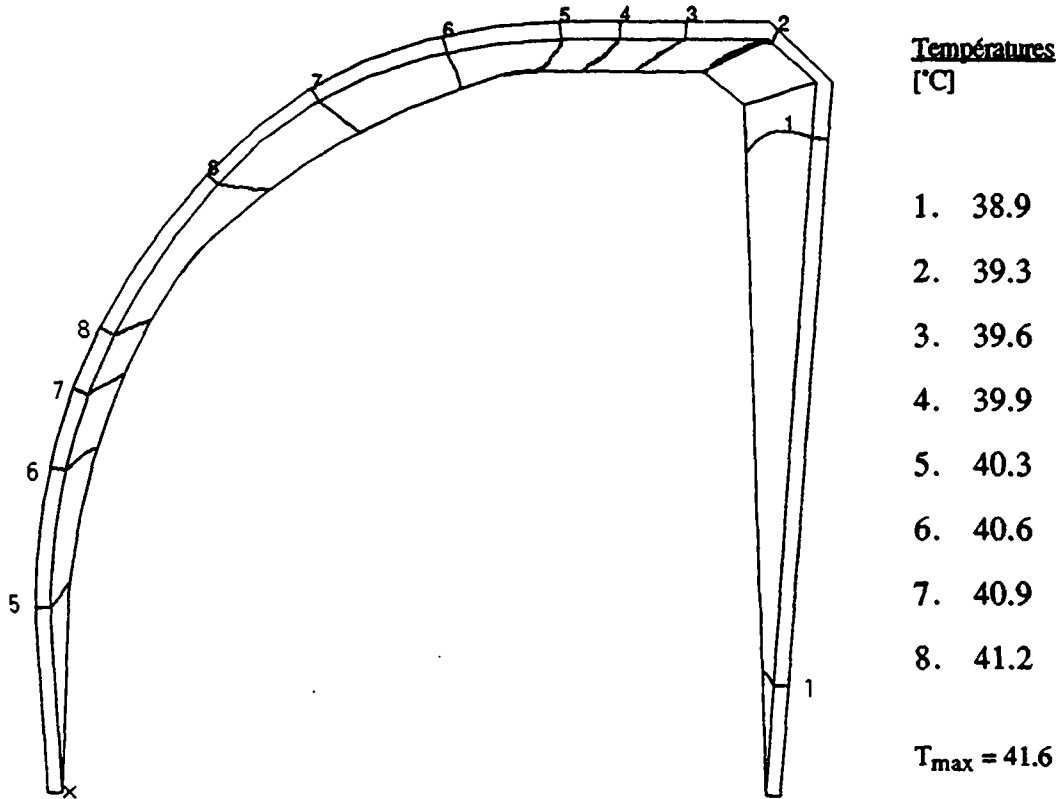


Fig. 5.17 : Isothermes de la coque du ventricule pour une puissance $P_j = 8$ [W]

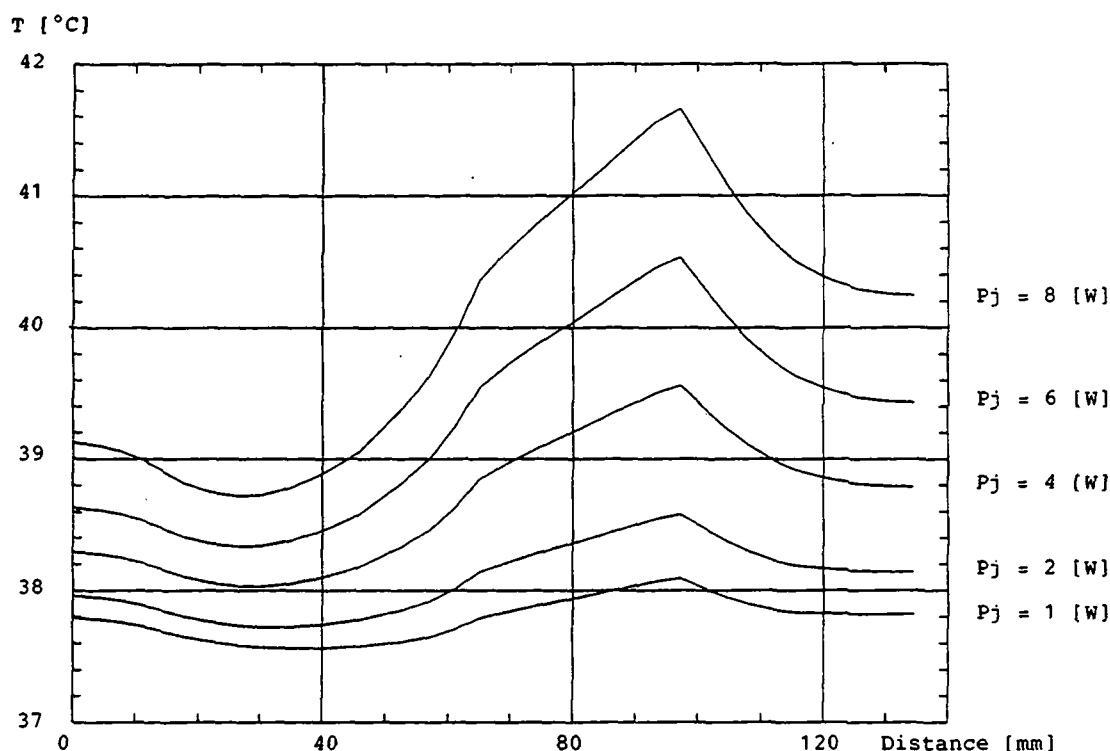


Fig. 5.18 : Température curviligne le long de la coque du ventricule

Les caractéristiques de température curviligne de la figure 5.18 présentent toutes des maximums au même endroit de la coque. Ces points chauds se trouvent à la verticale du stator du moteur.

5.6.4 Limitation des points chauds sur la coque

Comme nous le montre la figure précédente (fig. 5.18), la température curviligne de la coque n'est de loin pas constante. Une température aussi uniforme que possible est souhaitable pour une bonne répartition des échanges de chaleur entre le ventricule et les tissus biologiques en contact avec celui-ci.

Pour limiter les points chauds de la coque, il faut modifier les matériaux en contact avec celle-ci, en particulier le bâti (voir fig. 4.39) de l'exemple étudié ici. En effet, lorsque la conductibilité de cette pièce varie, la quantité de chaleur passant du moteur à l'extérieur du ventricule varie sensiblement. La figure 5.19 présente cette variation pour trois matériaux différents, pour une puissance Joule dissipée de 2 [W]. La première courbe correspond au matériau de base utilisé dans l'exemple, soit du titane ($\lambda = 22.2$ [W/mK]). Les deux matériaux suivants représentent respectivement un matériau céramique ($\lambda \approx 1$ [W/mK]) et un matériau plastique ($\lambda \approx 0.4$ [W/mK]).

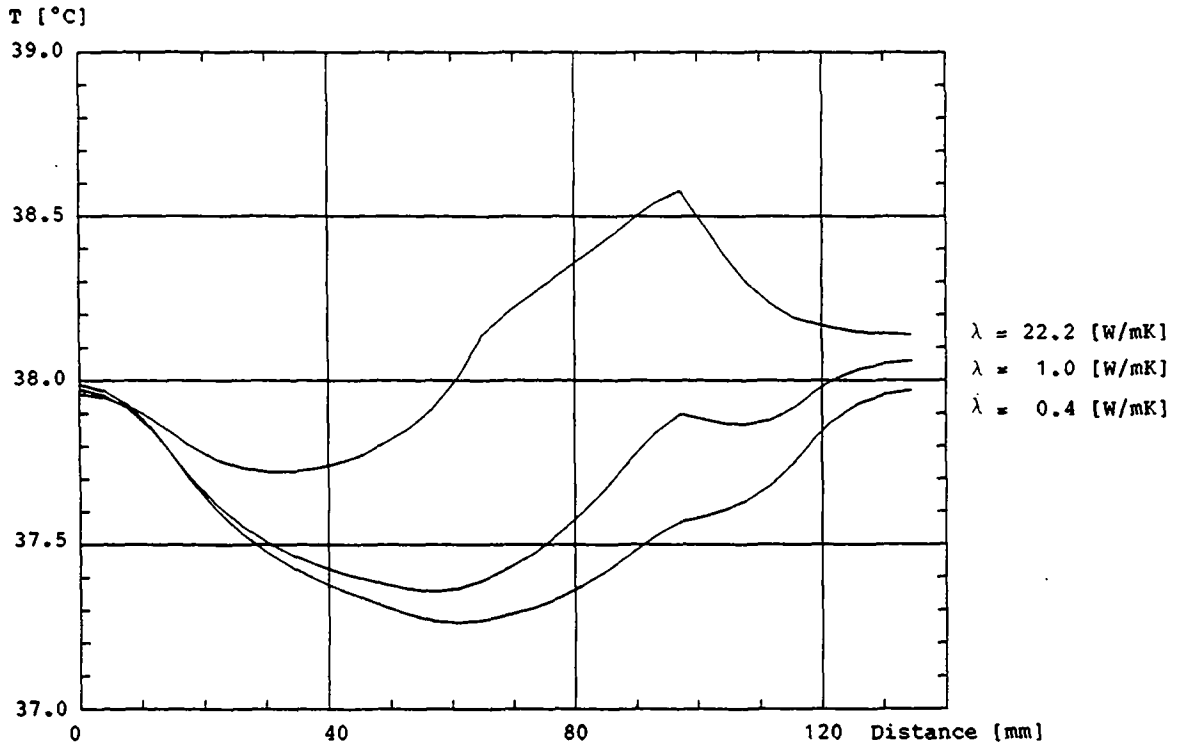


Fig. 5.19 : Température curviligne le long de la coque du ventricule avec $P_j = 2$ [W]

Cette solution permet facilement de limiter le point chaud maximum de la coque qui passe de 38.6°C avec le titane à 37.95°C avec un matériau plastique. Par contre, la chaleur pouvant transiter par cette pièce étant plus faible, la température dans le moteur et dans le sang augmente (voir tab.5.2). Il s'agit alors de trouver un compromis entre la température maximum de la coque et la température maximum admissible dans le sang.

Conductibilité thermique de la pièce [W/mK]	Température maximum sur la coque [°C]	Température maximum dans le sang [°C]	Température maximum dans tout le ventricule [°C]
(Titane) $\lambda = 22.2$	38.6	38.9	39.5
(Céramique) $\lambda = 1$	38.1	39.9	40.1
(Plastique) $\lambda = 0.4$	37.9	40.1	40.3

Tab. 5.2 : Evolution de la température en fonction de trois matériaux différents avec $P_j = 2$ [W]

5.7 CONCLUSION

5.7.1 Limites du modèle

Les hypothèses présentées tout au long de ce chapitre nécessitent une discussion sur leurs effets dans les résultats obtenus. Quelques hypothèses seront rappelées en discutant l'importance relative des conséquences entraînées.

a) La structure géométrique est de révolution parfaite : cette hypothèse est la conséquence d'une limitation du nombre d'éléments que l'on peut introduire dans le modèle pour des raisons purement techniques. Ainsi, le moteur, qui possède 9 encoches au stator, est modélisé comme étant un cylindre de révolution. De même le bâti, qui est allégé par des encoches, se voit ici modélisé comme une pièce de révolution.

Pour évaluer l'influence de cette simplification, nous avons modélisé le stator du moteur dans les moindres détails, permettant d'obtenir la répartition de la température exacte en fonction de la géométrie du stator. Les résultats obtenus ont montré que la différence entre les extrêmes de température de la structure exacte et la structure simplifiée n'excédaient pas le centième de degré, étant donné la bonne conductibilité thermique du matériau. Ces résultats montrent donc que les échanges angulaires sont quasi nuls au niveau du stator ou du bâti.

Le fait que les connexions aux canules ainsi que les valves soient négligées, ne modifie pas sensiblement les résultats présentés. En effet, les canules ayant une faible surface et étant en contact direct avec les tissus biologiques, l'échange de chaleur est relativement faible par rapport à l'ensemble du ventricule.

b) La vapeur d'eau dans le ventricule est négligée : le principal moyen de transfert de chaleur dans l'air, à l'intérieur du ventricule, est la convection forcée. Le coefficient de convection de l'air étant pratiquement égal à celui de la vapeur d'eau (5 % d'écart environ), l'erreur commise dans le calcul du coefficient de convection est relativement faible puisque l'on est en présence d'un mélange d'air et de vapeur d'eau.

c) La chambre de compliance est négligée : le volume d'air pénétrant à chaque cycle dans la chambre de compliance est très faible, puisqu'il représente 5% du volume d'air total dans le ventricule. Ce faible volume, qui a la possibilité de se refroidir dans la chambre de compliance, affecte donc très peu la température de l'air dans le ventricule.

d) On considère un volume moyen de sang dans le sac : cette hypothèse n'a été formulée qu'après vérification de la constante de temps thermique globale du système, qui s'avère être largement supérieure à la constante mécanique liée à la fréquence de battements. L'étude thermique, basée sur un modèle statique dont les différentes grandeurs sont prises en valeurs moyennes, est donc réaliste.

e) Le sang reste à une température constante de 37°C au centre du sac : la réalité est différente, puisque le sang est à température constante à l'entrée du ventricule alors qu'elle est différente à la sortie. Suivant l'hypothèse d) qui nous autorise à baser notre étude sur un modèle statique, nous pouvons approcher la réalité en supposant qu'il reste une partie du sang, la partie centrale du sac, à 37°C. L'erreur commise est difficilement appréciable, mais on peut affirmer que si dans la réalité le lavement du sac est suffisant, c'est-à-dire que le sang circule bien dans tout le volume du sac, alors le modèle présenté est valable.

f) On considère que la température est à nouveau constante au delà de 30 [mm] des tissus en contact avec le ventricule : cette hypothèse est basée sur des essais cliniques réalisés avec d'autres types de ventricules que celui du modèle.

5.7.2 Discussion

La connaissance de la puissance maximum des pertes admissibles dans le moteur est capitale. C'est en effet par le biais de ces pertes que l'on peut déterminer la densité de courant efficace à disposition pour créer le couple nécessaire. Il était donc important de réaliser cette étude pour permettre un dimensionnement optimal du moteur du ventricule.

Lors de l'établissement d'un modèle, il est nécessaire de le comparer à la réalité, donc de valider le modèle. Cette validation est utile pour vérifier les hypothèses du modèle, par conséquent l'exactitude des résultats. Dans notre exemple, seuls des tests cliniques permettraient de vérifier le modèle, ce qui est impossible à l'heure actuelle, étant donné l'état des recherches sur le ventricule implantable.

Une seconde possibilité peut être envisagée dans un premier temps, pour une validation du modèle : l'expérimentation animale. Or, cette validation est rendue difficile puisque seul un prototype avec sac toroïdal peut être utilisé pour cette expérimentation animale. Mais il fait défaut à l'heure actuelle.

Nous pouvons néanmoins nous baser sur différentes mesures in vivo, de géométrie et de conception certes différentes, mais qui permettent de donner une approximation. Cette comparaison montre que le coefficient de convection dans le sang, calculé, est de l'ordre de grandeur des mesures de R.R. NAVARRO [40] (Variation de α de 1600 à 4500 [W/m²K]).

Cette étude a permis de mettre en évidence quatre phénomènes principaux :

- l'influence primordiale du sang comme échangeur de chaleur;
- l'importance de la disposition des éléments par rapport à la source de chaleur;
- l'importance du choix des matériaux;
- le lieu des points chauds dans le ventricule et sur la coque créant des problèmes de biocompatibilité.

Le mérite d'une telle étude, s'il en est, est d'avoir montré l'influence des paramètres principaux lors de l'étude thermique d'un système dans son environnement propre. Il est évident que l'exemple illustré dans ce chapitre est unique et que les résultats qui s'y rapportent ne seront valables que pour le cas étudié. Néanmoins, une certaine expérience des transferts de chaleur a pu être dégagée, permettant de trouver les moyens de canaliser le transfert de chaleur dans les composants les moins sensibles du ventricule, protégeant du même coup les parties telles que la coque ou le sang.

On peut ainsi, en fonction de la géométrie et de la disposition des éléments, estimer par exemple le lieu des points chauds dans le sang. On modifiera alors soit la disposition des éléments, soit le matériau utilisé pour certaines pièces. L'exemple suivant permet de l'illustrer : en reprenant la même géométrie du ventricule étudié, on impose des pertes Joule de 6 W tout en désirant limiter la température de la coque et du sang à des valeurs non destructrices.

Une des modifications possibles est présentée sur la figure 5.20. Par ce procédé, on limite le transfert de chaleur à travers la coque en titane par le biais d'une plaque mince en matière plastique entre le bloc et la coque. On augmente également le transfert de chaleur dans le

sang, par l'intermédiaire du plateau. Le plateau réalisé en titane dans l'exemple étudié, est ici remplacé par de l'aluminium pour augmenter la conductibilité thermique de la pièce. Le support du plateau est également élargi, de manière à diminuer sa résistance thermique.

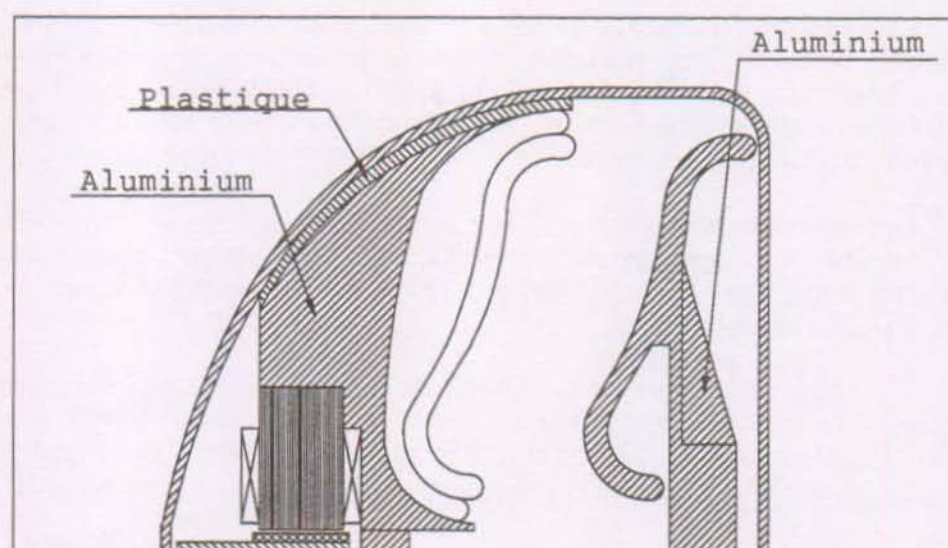


Fig. 5.20 : Détail de la structure modifiée du ventricule lorsque $P_j = 6$ [W]

Le tableau suivant résume les principaux résultats de cette modification en ce qui concerne les éléments sensibles du ventricule.

Pertes Joule = 6 [W]	Géométrie de base	Géométrie modifiée	Gain de température
Température maximum dans le sang [°C]	41.2	40.2	-1.0
Température maximum sur la coque [°C]	40.7	40.2	-0.5

Tab. 5.3 : Tableau des résultats de la structure modifiée pour $P_j = 6$ [W]

La température du sang et de la coque de la structure modifiée sont alors proches de la limite acceptable.

On peut néanmoins affirmer que, dans le cas étudié tout au long de ce travail, les pertes Joules moyennes du moteur étant de 0.8 [W] environ (cf. tab. 3.4), même dans le cas le plus pessimiste, c'est-à-dire en multipliant par trois les pertes du moteur pour tenir compte des pertes dans les transistors du pont et dans le reste de l'électronique, nous nous trouvons avec

une puissance inférieure à 3 [W]. Ceci nous montre que, pour une utilisation à long terme, un tel ventricule peut être implanté à l'intérieur du corps sans risque de destruction des tissus environnants.

SYNTHÈSE ET CONCLUSION

Les maladies cardiaques, première cause de décès avant les accidents de la route, nous incitent à trouver des solutions permettant de soigner les personnes qui en sont atteintes. Certaines de ces maladies, de par leur gravité, nécessitent la pratique de transplantations. Le point critique est que les donneurs d'organes sont rares et ne peuvent de loin satisfaire à la demande de tous ceux qui pourraient, en théorie, survivre à condition de remplacer ou d'assister l'organe malade. Il faut donc recourir aux organes artificiels (ventricules ou coeurs artificiels) afin d'obtenir une solution équitable pour tous.

Le ventricule artificiel permet d'assister le coeur malade de manière permanente ou temporaire suivant le diagnostic. A ce jour, deux équipes de recherche sont en phase d'homologation de ventricules d'assistance implantables. Mais ces solutions sont encore perfectibles, en particulier en termes de volume, de poids, de rendement et de souplesse de réglage. Notre but, dans cette étude, a eu alors pour objectif la recherche de nouvelles possibilités et la démonstration de la faisabilité de la solution retenue.

Le chapitre 1 permet alors de présenter la méthodologie globale utilisée pour l'approche de la conception d'un système complexe. La démarche y est présentée dans le but d'aboutir à une solution optimale et de permettre de dégager des critères de comparaison pondérables entre différentes variantes possibles.

L'analyse fonctionnelle systématique des différentes variantes existantes est un des premiers aspects de la méthodologie abordés dans le chapitre 2 et permet une comparaison du principe de chaque système. Ce moyen d'analyse original a mis en évidence les avantages et inconvénients de chacune des solutions donnant la possibilité de réaliser une critique des nombreux aspects tels que la biocompatibilité, la fiabilité, la facilité de réglage, etc. de toutes les variantes étudiées.

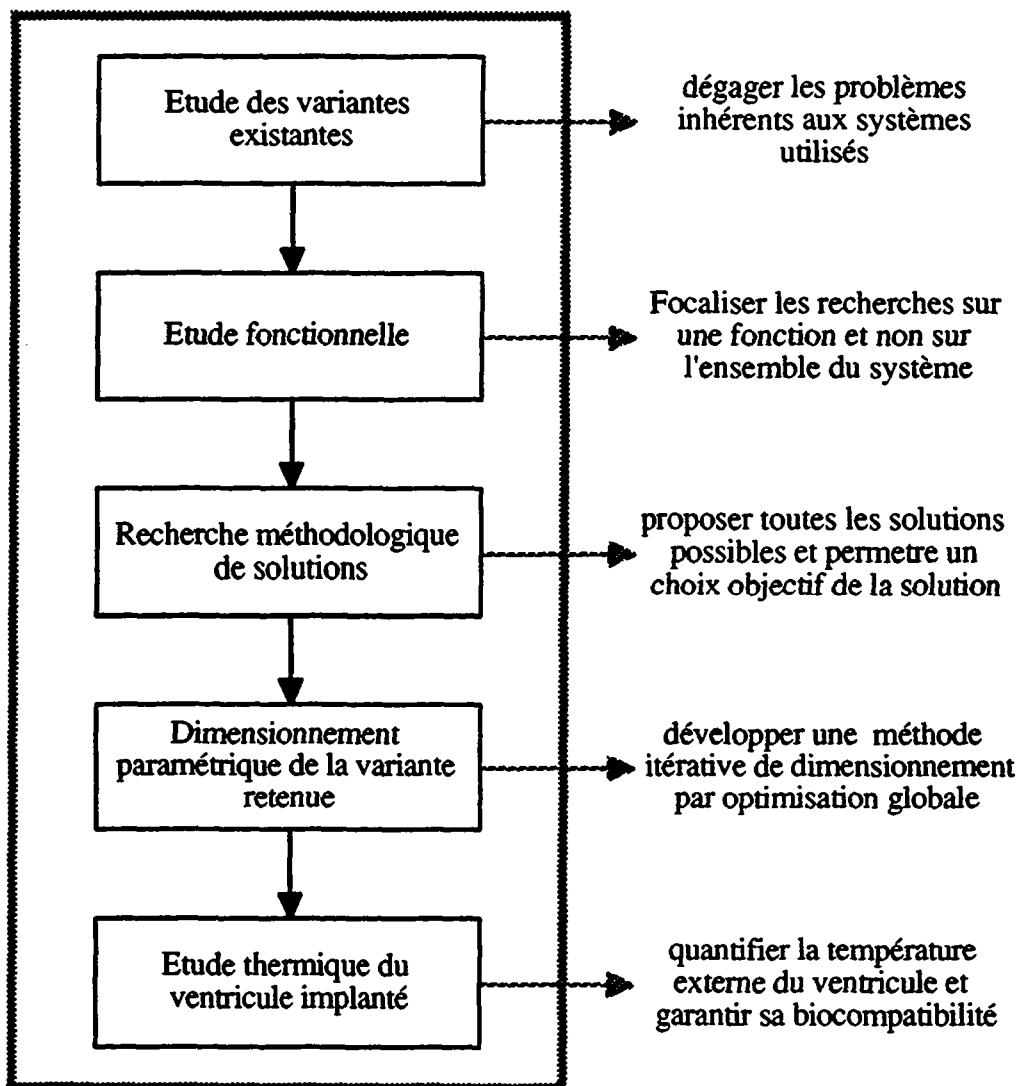
A partir de cette vue globale des possibilités actuelles, il était plus aisé de réaliser la recherche systématique des solutions possibles et nouvelles. La décomposition en fonctions partielles de l'assistance a facilité la recherche de solutions, permettant de concentrer nos efforts de conception sur une fonction et non sur l'ensemble du ventricule.

La recherche de nouveaux concepts s'est axée dans deux grandes directions concernant le type de transducteur utilisé qui peut être soit linéaire, soit rotatif. Chaque technique est approfondie séparément, permettant d'imaginer six nouvelles variantes qui, une fois dimensionnées, ont fait l'objet d'une comparaison efficace afin de déterminer la plus conforme au cahier des charges.

Le quatrième chapitre est consacré à l'approfondissement de la solution à moteur rotatif. Le dimensionnement complet du moteur y est présenté et expliqué. En outre, il s'accompagne d'une étude paramétrique permettant de choisir, par exemple, le nombre de pôles, la longueur active ou encore la densité de courant du moteur, en fonction du rapport de la hauteur d'encoche et du rayon d'alésage. Une simulation numérique des caractéristiques du moteur a confirmé la qualité des hypothèses retenues lors du dimensionnement. Les résultats de cette simulation démontrent les bonnes performances obtenues par le moteur, d'un volume inférieur à 35 [cc]. De ce fait, à l'aide d'une transmission vis-écrou permettant la conversion du mouvement rotatif en mouvement linéaire, l'activateur à moteur rotatif a été choisi pour la

réalisation du nouveau ventricule. La nouvelle solution ainsi déterminée, comparée à toutes les autres versions étudiées au chapitre 2, présente de meilleures caractéristiques en termes de masse, volume, etc.

Le chapitre 5 traite de l'un des problèmes majeurs de toute prothèse active implantée dans le corps humain, contenant une ou plusieurs sources thermiques. Il réside dans le fait d'être parfaitement biocompatible, c'est-à-dire, de ne pas dépasser une température limite, afin d'éviter la destruction des tissus environnants. Une répartition aussi homogène que possible de la température sur la surface de la prothèse est également souhaitable. Ainsi, une modélisation globale de l'assistance par la méthode des éléments finis a été proposée, permettant de tenir compte de la géométrie tridimensionnelle du ventricule. A l'aide d'outils informatiques performants, la répartition de la température en fonction des pertes Joule dissipées dans le moteur a pu être déterminée. Ainsi, nous avons montré la faisabilité d'une implantation permanente du ventricule à condition que les pertes Joule n'excèdent pas 3 [W].



Organigramme 6.1 : Etapes de la méthodologie et résultats

Tout au long des cinq chapitres, nous nous sommes efforcés de rechercher une solution nouvelle permettant de réaliser un ventricule artificiel implantable à long terme. L'organigramme 6.1 présente les différentes étapes de la méthodologie accompagnés des résultats

obtenus dans chaque partie. Ces résultats sont à la hauteur des exigences du cahier des charges et démontrent la faisabilité d'un tel projet. La solution exposée est entièrement nouvelle, puisqu'elle fait appel à une idée encore jamais proposée, à savoir la conception d'un activateur électromécanique à l'intérieur du sac contenant le sang : la forme du sac doit être toroïdale et l'activateur utiliser au mieux cet espace à disposition, afin de réduire le volume global du ventricule artificiel.

Notre contribution au développement du projet de coeur artificiel a consisté en l'apport d'éléments originaux pouvant être résumés comme suit : d'une part, l'aspect systématique et méthodologique qui permet une recherche aussi efficace que possible; d'autre part, un dimensionnement paramétrique de la variante retenue, accompagné de la comparaison de la méthode de dimensionnement avec les résultats de la simulation numérique. L'étude thermique apporte quant à elle plusieurs innovations : premièrement, la globalité de l'étude, qui s'étend à tous les composants du ventricule — y compris les tissus biologiques en contact avec lui — et permet, pour la première fois, de quantifier la température régnant dans les différentes parties de la prothèse; deuxièmement, l'établissement des coefficients de la loi empirique (5.32), donnant la possibilité de déterminer le coefficient de convection du sang dans tout système conçu avec un sac de forme toroïdale.

La suite logique de ce travail de thèse, qui présente toute la partie théorique et le dimensionnement de la variante retenue, consiste à réaliser, puis à tester ce nouveau ventricule. Malheureusement, le projet de coeur artificiel, qui comprenait la réalisation d'un ventricule artificiel a été suspendu faute de financement. Après plus de 10 ans de recherche préalable à l'Institut de Recherches Cardiovasculaires à Sion et à l'EPFL dans le domaine des pompes cardiaques artificielles, le projet a dû être stoppé, entraînant l'abandon des différentes étapes de la réalisation du ventricule artificiel permanent.

Il est regrettable qu'un projet de cette envergure n'ait pas reçu le soutien souhaité, permettant de le mener jusqu'à son terme. Nous espérons donc qu'une collaboration avec d'autres groupes de recherche soit possible, donnant l'occasion de poursuivre la présente étude. En effet, même si toute la recherche de solutions d'activateur est axée sur l'application du ventricule artificiel, la méthode de dimensionnement utilisée, de même que la modélisation thermique du ventricule, sont applicables à d'autres systèmes.

ANNEXE I

DÉTAIL DU DIMENSIONNEMENT DES VARIANTES LINEAIRES

1. Variante électromagnétique

Cahier des charges :

- Volume d'éjection : 65 ml
- Course du plateau : 12 mm

Ce qui nous donne un diamètre externe du plateau de $\phi_{\text{plateau}} = 82\text{mm}$

Force à développer :

$$p_{\text{max}} = 150 \text{ mmHg} \hat{=} \frac{F_{\text{max}}}{S_{\text{plateau}}} \Rightarrow F_{\text{max}} \hat{=} 105 \text{ N}$$

En plaçant un ressort de compression permettant de symétriser la charge, la force devient :

$$\frac{F_{\text{max}}}{2} = 52.5 \text{ N}$$

Longueur active possible :

Le diamètre moyen d'entrefer est égal à : $\phi_{\text{entrefer}} = 109 \text{ mm}$

En supposant que la moitié du pourtour du sac peut être utilisée pour placer l'activateur, la longueur active devient :

$$l_{\text{atot}} = 1/2 \pi \phi_{\text{entrefer}} = 171.3 \text{ mm}$$

Longueur des aimants :

Aimants : Nd-Fe-B $B_0 = 1.1 \text{ T}$ $\mu_{\text{dr}} = 1.1$

En fixant le point de fonctionnement à 75% de B_0 , l'induction de l'aimant s'écrit :

$$B_a = 0.82 \text{ T}$$

D'après (3.9) :

$$l_a = 3 \cdot \mu_{dr} \cdot k_g \cdot \delta$$

$$\text{Avec : } \mu_0 = 4 \pi 10^{-7}$$

$$\mu_{dr} = 1.1$$

$$\delta = 0.8 \text{ mm}$$

Détermination de k_g :

$$R_{\delta_{eq}} = R_{\delta} + R_{fer}$$

$$\frac{\delta \cdot k_g}{\mu_0 \cdot S_{\delta}} = \frac{\delta}{\mu_0 \cdot S_{\delta}} + \frac{l_{fer}}{\mu_0 \cdot \mu_{fer} \cdot S_{\delta} \cdot \frac{B_{\delta}}{B_{fer}}}$$

$$k_g = \left(1 + \frac{l_{fer} \cdot \frac{B_{fer}}{B_{\delta}}}{\delta \cdot \frac{\mu_{fer}}{\mu_0}} \right)$$

La longueur du demi-circuit fer moyen étant de $l_{fer} = 28.25 \text{ mm}$, on choisit une perméabilité relative du fer de 400 pour une induction de 1.8 T. On obtient alors :

$$k_g = 1.2 \quad \text{et} \quad l_a = 3.2 \text{ mm}$$

Épaisseur des différentes parties du circuit fer :

Après un processus itératif, on peut écrire pour l'épaisseur de la culasse interne et externe :

$$e_{cint} = \frac{\pi \cdot \phi_{entrefer} \cdot h_a \cdot B_a}{\pi \cdot \phi_{cint} \cdot B_{max}} = \frac{109 \cdot 10.5 \cdot 0.82}{96.3 \cdot 1.8} = 5.41 \text{ mm} \Rightarrow e_{cint} = 5.5 \text{ mm} \quad (B_{cext} = 1.77 \text{ T})$$

$$e_{cext} = \frac{\pi \cdot \phi_{entrefer} \cdot h_a \cdot B_a}{\pi \cdot \phi_{cext} \cdot B_{max}} = \frac{109 \cdot 10.5 \cdot 0.82}{132.8 \cdot 1.8} = 3.92 \text{ mm} \Rightarrow e_{cext} = 4 \text{ mm} \quad (B_{cext} = 1.76 \text{ T})$$

Avec :

Diamètre moyen d'entrefer :	$\phi_{entrefer} = 109 \text{ mm}$
Hauteur d'aimant :	$h_a = 10.5 \text{ mm}$
Induction dans l'aimant :	$B_a = 0.82 \text{ T}$
Induction max. dans les culasses :	$B_{max} = 1.8 \text{ T}$
Diamètre moyen de la culasse interne :	$\phi_{cint} = 96.3 \text{ mm}$
Diamètre moyen de la culasse externe :	$\phi_{cext} = 132.8 \text{ mm}$

De même on calcule l'épaisseur des dents :

$$b_d = \frac{h_a \cdot B_a}{B_{\max}} = \frac{10.5 \cdot 0.82}{1.8} = 4.78 \text{ mm} \Rightarrow b_d = 5 \text{ mm} \quad (B_d = 1.72 \text{ T})$$

Bobinage :

D'après (3.3) on peut écrire :

$$F = B_\delta \cdot 2 \cdot S_N \cdot k_{cu} \cdot J \cdot l_{\text{atot}} = 52.5 \text{ N}$$

$$\text{Densité de courant :} \quad J = 4 \text{ A/mm}^2$$

$$\text{Induction dans l'entrefer :} \quad B_\delta = 0.82 \text{ T}$$

$$\text{Coefficient de remplissage :} \quad k_{al} = 0.7$$

$$\text{Longueur totale active :} \quad l_{\text{atot}} = 171 \text{ mm}$$

$$\text{Force à fournir :} \quad F = 52.5 \text{ N}$$

$$S_N = \frac{F}{B_\delta \cdot 2 \cdot k_{al} \cdot J \cdot l_{\text{atot}}} = \frac{52.5}{0.82 \cdot 2 \cdot 0.7 \cdot 4 \cdot 0.171} = 66.8 \text{ mm}^2$$

$$\text{Choix : } S_N = (9 \times 7.5) \text{ mm}^2 = 67.5 \text{ mm}^2 \quad (F = 53 \text{ N})$$

Surface active d'aluminium :

$$S_{al} = k_{al} S_N = 47.25 \text{ mm}^2$$

Potentiel de la bobine :

$$\theta = J \cdot S_{al} = 189 \text{ [A]}$$

Nombre de conducteurs par encoche N et résistance du bobinage R :

Données électriques :

$$\text{Tension nominale :} \quad U_N = 24 \text{ V}$$

$$\text{Tension d'alimentation :} \quad U_{al} = U_N - \Delta U$$

$$\text{Chute de potentiel :} \quad \Delta U = 4 \text{ V}$$

$$\text{Donc : } U_{al} = 20 \text{ V}$$

Equation de la tension aux bornes de la bobine :

$$U_{al} = R \cdot I_N + k \cdot v$$

Avec :

R : résistance de la bobine

k : coefficient de force

v : vitesse axiale

I_N : courant nominal

Par définition, le coefficient de force s'écrit :

$$k = \frac{F_N}{I_N} \quad \text{ou} \quad k = \frac{N \cdot F_N}{\theta}$$

L'équation dynamique doit être considérée à la vitesse maximum \hat{v} ,
 \hat{v} correspond à la fréquence maximum d'utilisation f_{\max} :

$$f_{\max} = 175 \text{ bpm} = 2.92 \text{ Hz}$$

$$\bar{v} = \text{vitesse moyenne} = 2 X_0 f_{\max}$$

$$X_0 = \text{course} = 12 \text{ mm}$$

$$\hat{v} = 2 \bar{v} = 4 X_0 f_{\max}$$

Résistance :

$$R = \frac{2 \cdot \rho \cdot l_c \cdot N}{S_{al}/N} = \frac{2 \cdot \rho \cdot l_c \cdot N^2}{S_{al}}$$

$$R \cdot I_N = \frac{2 \cdot \rho \cdot l_c \cdot N}{S_{al}} \theta$$

Avec : Longueur moyenne d'un conducteur : $l_c = l_{ca} + l_{cs} = 202 \text{ mm}$

On calcule la longueur d'un conducteur en faisant la somme de la longueur moyenne d'encoche et de la distance entre deux encoches. Ces deux grandeurs sont estimées de la manière suivante:

$$l_{ca} = l_{\text{atot}} \cdot \frac{d_{\text{moy}} + 2 \cdot h_p + h_N}{d_{\text{moy}}}$$

$$l_{cs} = b_d + h_N = 14 \text{ mm}$$

Avec :

Diamètre moyen d'entrefer : $d_{\text{moy}} = 109 \text{ mm}$

Hauteur de pré-encoche : $h_p = 1 \text{ mm}$

Hauteur d'encoche : $h_N = 9 \text{ mm}$

Résistivité de l'Al à 40°C : $\rho = \rho_{T_0} \cdot \frac{235 + T}{235 + T_0} = 27.8 \cdot 10^{-9} \cdot \frac{235 + 40}{235 + 20} = 29.9 \cdot 10^{-9} \text{ } [\Omega\text{m}]$

On obtient alors :

$$U_{\text{al}} = \left(\frac{2 \cdot \rho \cdot l_c \cdot \theta}{S_{\text{al}}} + \frac{F_N}{\theta} \cdot 4 \cdot X_o \cdot f_{\text{max}} \right) \cdot N$$

donc :

$$N = \frac{U_{\text{al}}}{\frac{2 \cdot \rho \cdot l_c \cdot \theta}{S_{\text{al}}} + \frac{F_N}{\theta} \cdot 4 \cdot X_o \cdot f_{\text{max}}} = 229$$

$$R = \frac{2 \cdot \rho \cdot l_c \cdot N^2}{S_{\text{al}}} = 13.40 \text{ } \Omega$$

$$I_N = \frac{\theta}{N} = 0.82 \text{ A}$$

$$k = \frac{F_N}{I_N} = 64.02 \text{ N/A}$$

Tension à l'arrêt : $U_d = R I_N = 10.98 \text{ V}$

Bilan énergétique :

Pour la puissance maximum : $v = \hat{v}$

Les pertes Joule : $P_j = R I^2 = 9.01 \text{ W}$

La puissance mécanique: $P_{\text{mec}} = F_N \hat{v} = 5.04 \text{ W}$ pour une fréquence de 120 bpm

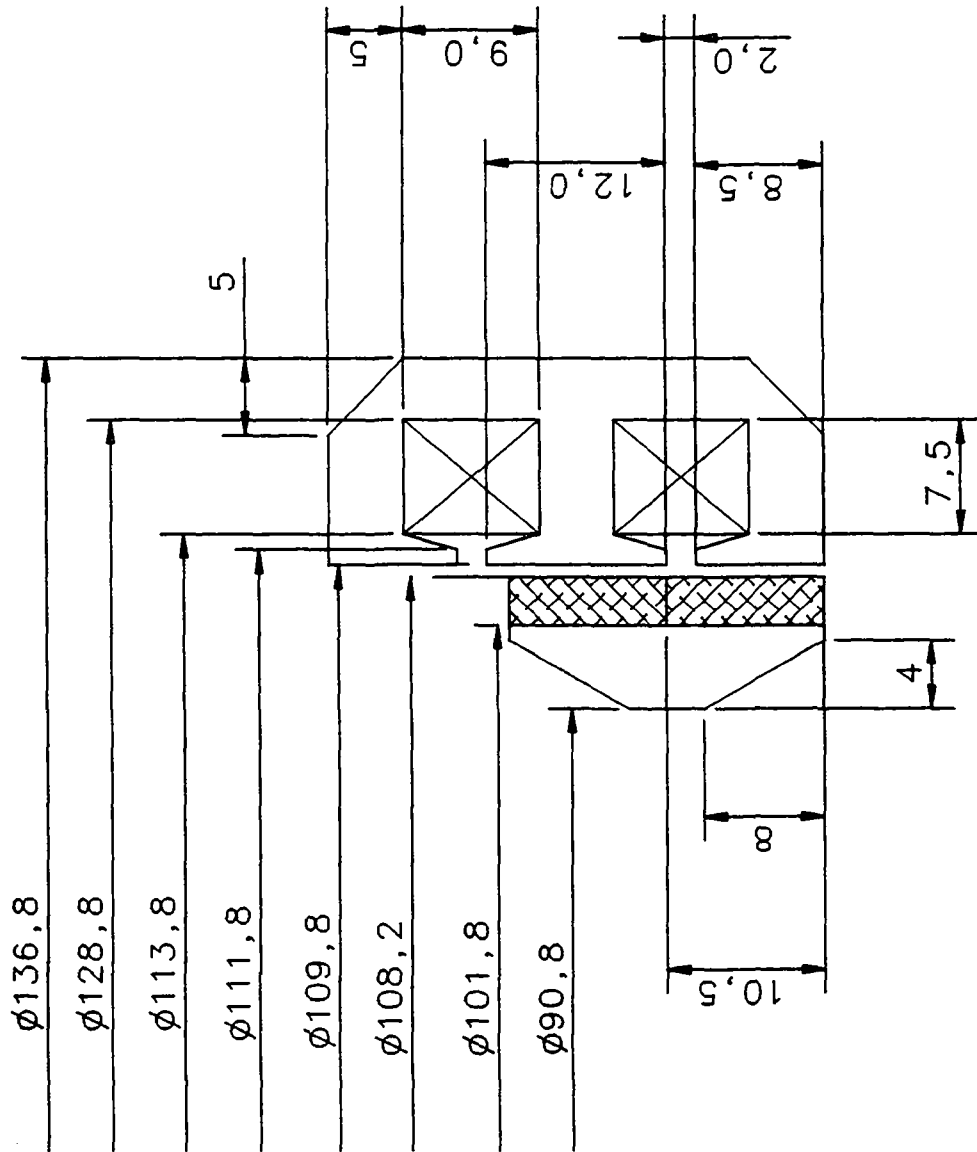
Rendement maximum : $\hat{\eta} = \frac{P_{\text{mec}}}{P_j + P_{\text{mec}}} = 35.8 \%$

Puissance mécanique moyenne : $\overline{P_{\text{mec}}} = F_N \cdot \bar{v} = 2.52 \text{ W}$

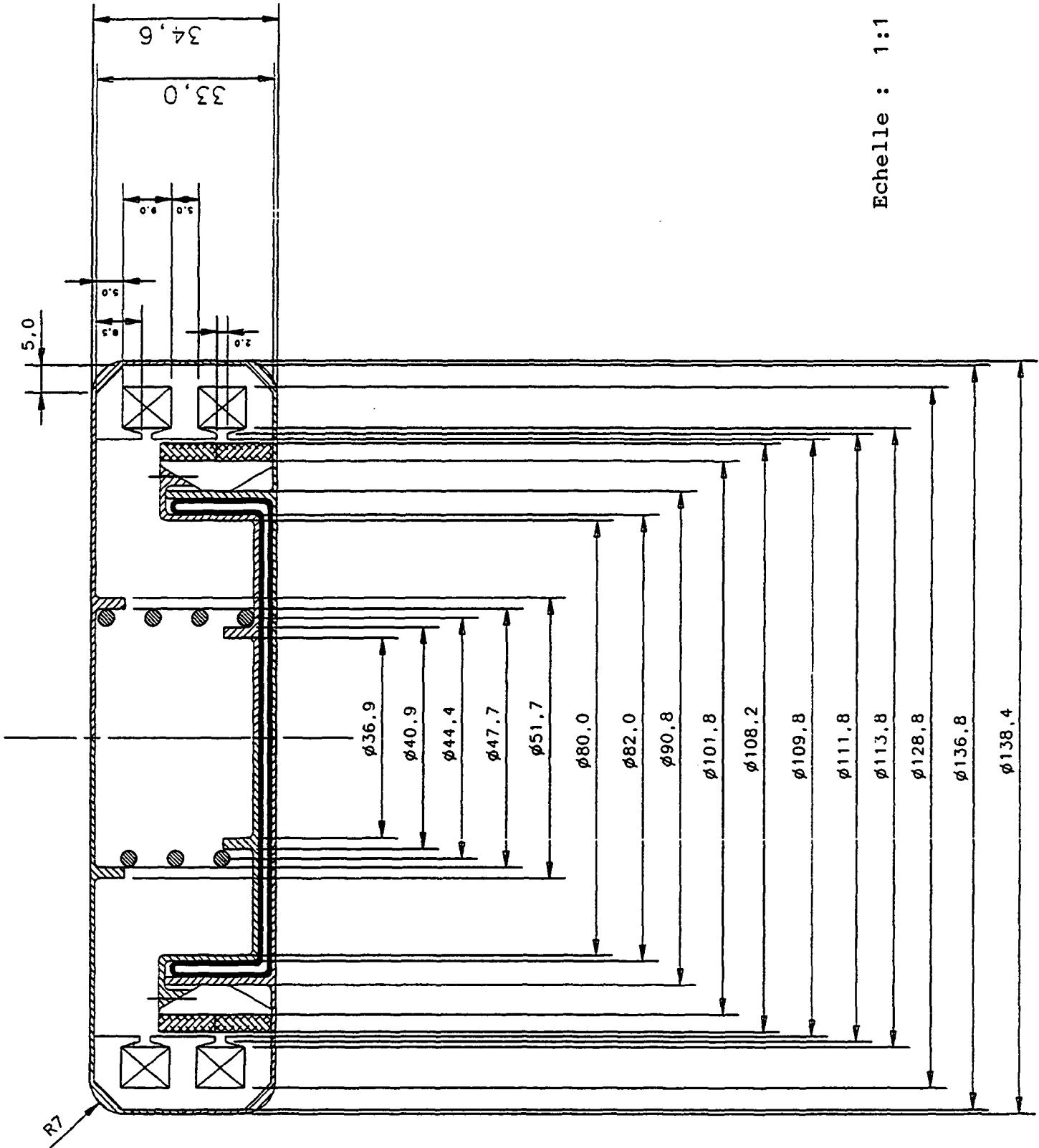
Rendement moyen : $\bar{\eta} = \frac{\overline{P_{\text{mec}}}}{P_j + \overline{P_{\text{mec}}}} = 21.8 \%$

Masse totale avec bobinage en aluminium :	594.7 g
Masse totale avec bobinage en cuivre :	708.2 g
Volume total de l'activateur :	135 cc

Les deux pages suivantes représentent respectivement le dessin de l'activateur seul et le dessin de détail de l'activateur dans le système complet.



Echelle : 2:1



Echelle : 1:1

2. Variante électrodynamique

Cahier des charges :

- Volume d'éjection : 65 ml
- Course du plateau : 12 mm

Ce qui nous donne un diamètre externe du plateau de $\phi_{\text{plateau}} = 82\text{mm}$

Force à développer :

$$p_{\text{max}} = 150 \text{ mmHg} \hat{=} \frac{F_{\text{max}}}{S_{\text{plateau}}} \Rightarrow F_{\text{max}} \cong 105 \text{ N}$$

En plaçant un ressort de compression permettant de symétriser la charge, la force devient :

$$\frac{F_{\text{max}}}{2} = 52.5 \text{ N}$$

Longueur active possible :

Le diamètre moyen d'entrefer est égal à : $\phi_{\text{entrefer}} = 131 \text{ mm}$

En supposant que la moitié du pourtour du sac puisse être utilisée pour placer l'activateur, la longueur active devient :

$$l_{\text{tot}} = 1/2 \pi \phi_{\text{entrefer}} = 205.7 \text{ mm}$$

Calcul de l'induction dans l'entrefer :

Choix : Diamètre interne de l'activateur : $d_i = 90 \text{ mm}$

Espace d'air entre les aimants et la culasse : $\delta + e_b = 8 \text{ mm}$

Aimant Nd-Fe-B : $B_0 = 1.1 \text{ T}$, $\mu_{\text{dr}} = 1.05$

L'équation de la droite de charge s'écrit :

$$\frac{B_a}{H_a} = -\Lambda_e \cdot \frac{l_a}{S_a} = -\mu_0 \cdot \frac{S_e}{S_a} \cdot \frac{l_a}{\delta + e_b}$$

Avec :	Entrefer :	$\delta = 0.8 \text{ mm}$
	Epaisseur de la bobine :	$e_b = 7.2 \text{ mm}$
	Epaisseur d'aimant :	$l_a = 8 \text{ mm}$
	Surface d'aimant :	S_a
	Surface du circuit externe :	$S_e = S_\delta$ (surface d'entrefer)

On définit les surfaces comme suit :

$$S_a = \pi \cdot h_a \cdot (d_i + 2 \cdot l_{cint} + l_a)$$

$$S_\delta = \pi \cdot h_a \cdot (d_i + 2 \cdot l_{cint} + 2 \cdot l_a + \delta + e_b) = \pi \cdot h_a \cdot d_o$$

Avec :	Epaisseur de la culasse interne :	l_{cint}
	Hauteur de l'aimant :	h_a

En trouvant l'intersection de cette droite avec la droite de retour de l'aimant, on trouve :

$$B_a = \frac{B_0}{1 + \frac{\mu_{dr}}{1.14}} = 0.572 \text{ T}$$

Par (3.10) on peut écrire :

$$B_\delta = \frac{S_a}{S_\delta} B_a = 0.5 \text{ T}$$

Epaisseur des différentes parties du circuit fer :

$$e_{cint} = \frac{\pi \cdot \phi_{entrefer} \cdot h_a \cdot B_\delta}{\pi \cdot \phi_{cint} \cdot B_{max}} = \frac{131 \cdot 23 \cdot 0.5}{98.5 \cdot 1.8} = 8.49 \text{ mm} \Rightarrow e_{cint} = 8.5 \text{ mm} \quad (B_{cext} = 1.79 \text{ T})$$

$$e_{cext} = \frac{\pi \cdot \phi_{entrefer} \cdot h_a \cdot B_\delta}{\pi \cdot \phi_{cext} \cdot B_{max}} = \frac{131 \cdot 23 \cdot 0.5}{144.8 \cdot 1.8} = 5.78 \text{ mm} \Rightarrow e_{cext} = 5.8 \text{ mm} \quad (B_{cext} = 1.79 \text{ T})$$

Avec :	Diamètre moyen d'entrefer :	$\phi_{entrefer} = 131 \text{ mm}$
	Hauteur d'aimant :	$h_a = 23 \text{ mm}$
	Induction dans l'entrefer :	$B_\delta = 0.5 \text{ T}$
	Induction max. dans les culasses :	$B_{max} = 1.8 \text{ T}$
	Diamètre moyen de la culasse interne :	$\phi_{cint} = 98.5 \text{ mm}$
	Diamètre moyen de la culasse externe :	$\phi_{cext} = 144.8 \text{ mm}$

Bobinage :

D'après (3.3) on peut écrire :

$$F = B_{\delta} \cdot 2 \cdot S_N \cdot k_{cu} \cdot J \cdot l_{atot} = 52.5 \text{ N}$$

Avec :	Densité de courant :	$J = 4.5 \text{ A/mm}^2$
	Induction dans l'entrefer :	$B_{\delta} = 0.5 \text{ T}$
	Longueur totale active :	$l_{atot} = 205.7 \text{ mm}$
	Force à fournir :	$F = 52.5 \text{ N}$

$$S_N = \frac{F}{B_{\delta} \cdot 2 \cdot k_{al} \cdot J \cdot l_{atot}} = \frac{52.5}{0.5 \cdot 2 \cdot 0.7 \cdot 4.5 \cdot 0.205} = 81 \text{ mm}^2$$

$$\text{Choix : } S_N = (11 \times 7.2) \text{ mm}^2 = 79.2 \text{ mm}^2 \quad (F = 52.4 \text{ N})$$

Surface active d'aluminium :

$$S_{al} = k_{al} S_N = 55.44 \text{ mm}^2$$

Potentiel de la bobine :

$$\theta = J \cdot S_{al} = 249.5 \text{ A}$$

Volume du bobinage :

$$V_b = S_N \cdot k_{al} \cdot \bar{l}_b$$

Avec : Longueur moyenne du bobinage : \bar{l}_b

$$l_b = 2 \cdot (l_{atot} + e_{ex}) = 441 \text{ mm}$$

Avec : Longueur de développante de la bobine : $e_{ex} = 15 \text{ mm}$

Alors : $V_b = 24.44 \text{ cc}$

Bilan énergétique :

Pour la puissance maximum : $v = \hat{v}$

Les pertes Joule (bobinage en aluminium): $P_j = \rho V_b J^2 = 14.8 \text{ W}$

La puissance mécanique: $P_{mec} = F_N \hat{v} = 5.04 \text{ W}$ pour une fréquence de 120 bpm

$$\text{Rendement maximum : } \hat{\eta} = \frac{P_{mec}}{P_j + P_{mec}} = 25.4 \%$$

Puissance mécanique moyenne : $\overline{P_{mec}} = F_N \cdot \overline{v} = 2.52 \text{ W}$

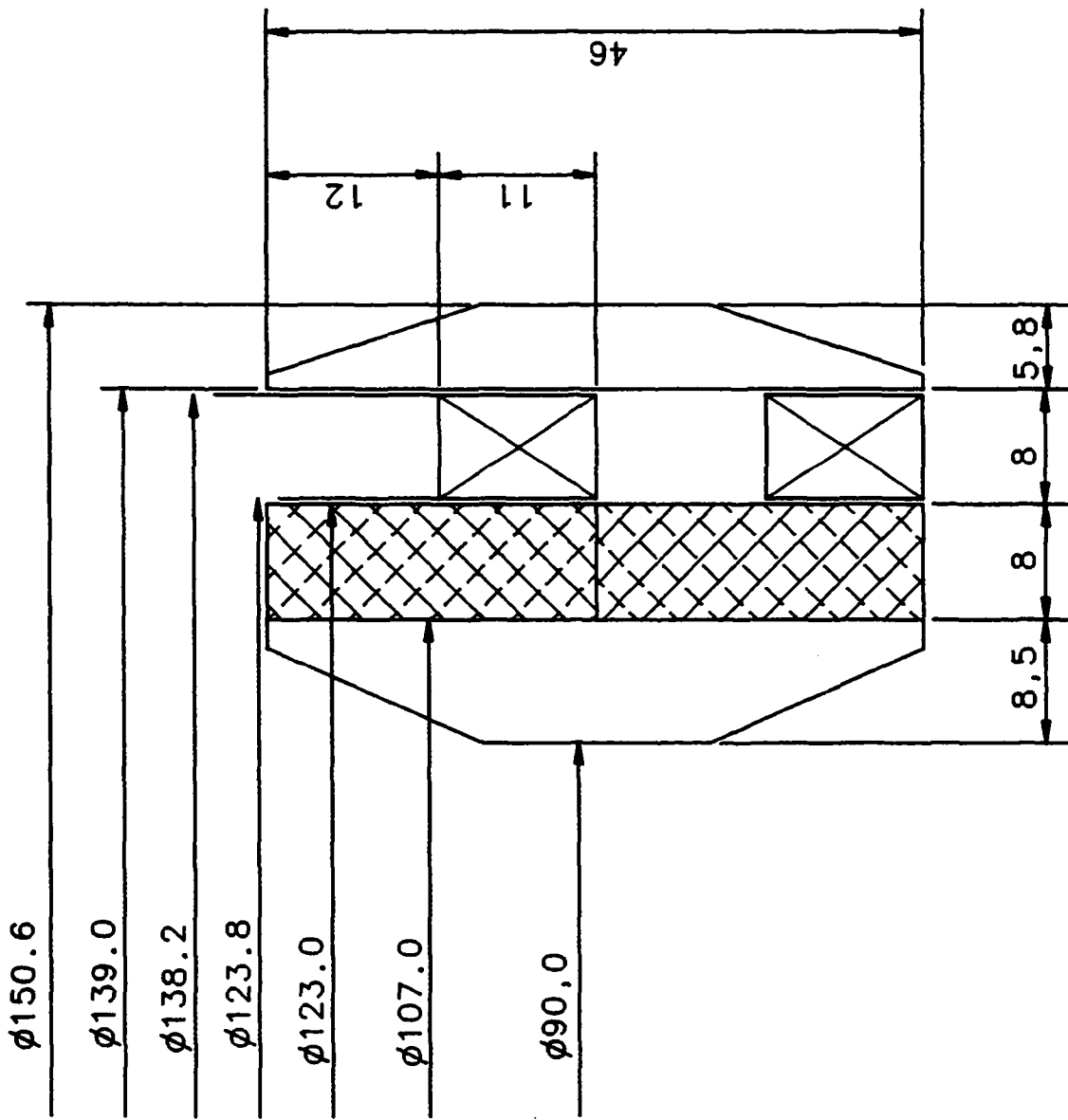
$$\text{Rendement moyen : } \bar{\eta} = \frac{\overline{P_{mec}}}{P_j + \overline{P_{mec}}} = 14.5 \%$$

Masse totale avec bobinage en aluminium : 1217 g

Masse totale avec bobinage en cuivre : 1647 g

Volume total de l'activateur : 187 cc

La page suivante représente le dessin de l'activateur seul.



Echelle : 2:1

3. Variante de type réluctant

Cahier des charges :

- Volume d'éjection : 65 ml
- Course du plateau : 12 mm

Ce qui nous donne un diamètre externe du plateau de $\varnothing_{\text{plateau}} = 82\text{mm}$

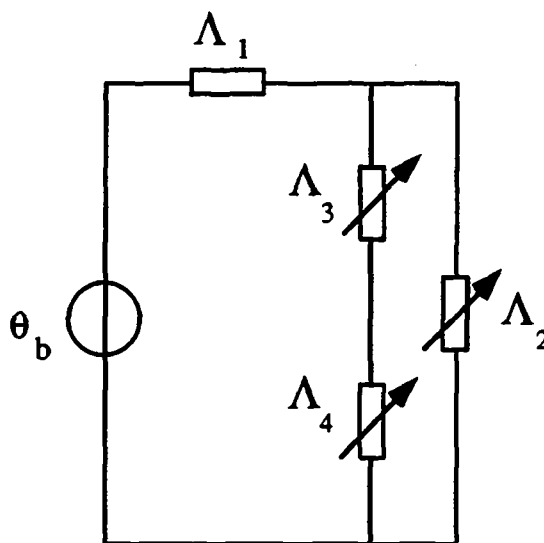
Force à développer :

$$p_{\text{max}} = 150 \text{ mmHg} \cong \frac{F_{\text{max}}}{S_{\text{plateau}}} \Rightarrow F_{\text{max}} \cong 105 \text{ N}$$

En plaçant un ressort de compression permettant de symétriser la charge, la force devient :

$$\frac{F_{\text{max}}}{2} = 52.5 \text{ N}$$

Détermination de la perméance équivalente :



- Λ_1 Perméance relative à l'entrefer δ_1 (ne varie pas suivant la position)
- Λ_2 Perméance relative à l'entrefer δ_2 (varie avec la position)
- Λ_3 Perméance relative à l'entrefer δ_3 (varie avec la position)
- Λ_4 Perméance relative à l'élément saturable (varie avec la position et le flux)

Après la résolution du circuit, on trouve :
$$\Lambda_{\text{eq}} = \frac{\Lambda_1 \cdot (\Lambda_3 \cdot \Lambda_4 + \Lambda_2 \cdot (\Lambda_3 + \Lambda_4))}{\Lambda_3 \cdot \Lambda_4 + (\Lambda_2 + \Lambda_1) \cdot (\Lambda_3 + \Lambda_4)}$$

Calcul de la perméabilité de l'élément saturable:

Le potentiel et le flux s'écrivent :

$$\theta_b = H_{fer} \cdot l_{fer} + H_{\delta_1} \cdot \delta_1 + H_{\delta_2} \cdot \delta_2 + H_{\delta_3} \cdot \delta_3$$

$$B_{\delta_1} \cdot S_1 = B_{\delta_2} \cdot S_2 = B_{\delta_3} \cdot S_3 = B_{fer} \cdot S_{fer}$$

L'expression devient :

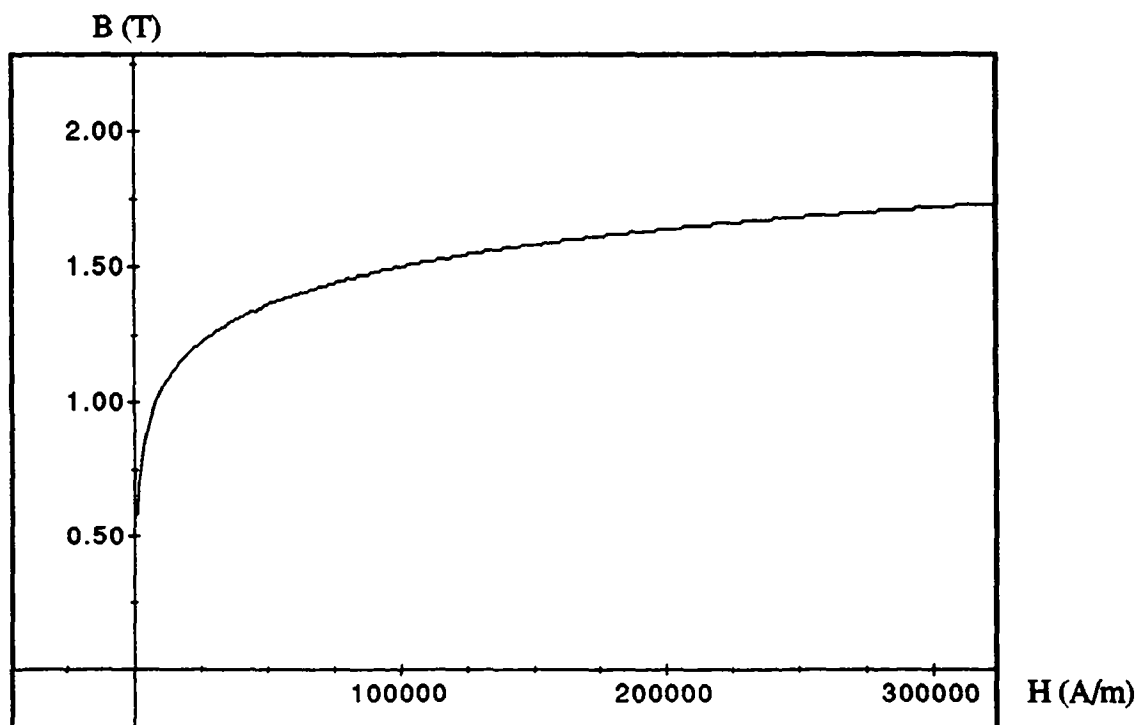
$$\theta_b = H_{fer} \cdot l_{fer} + B_{fer} \cdot \left(\frac{\delta_1}{\mu_0} \frac{S_{fer}}{S_1} \left(1 + \frac{S_1}{S_2} + \frac{S_1}{S_3} \right) \right)$$

L'équation de la droite de charge est alors donnée par l'expression suivante :

$$B_{fer} = \frac{\theta_b - H_{fer} \cdot l_{fer}}{\left(\frac{\delta_1}{\mu_0} \frac{S_{fer}}{S_1} \left(1 + \frac{S_1}{S_2} + \frac{S_1}{S_3} \right) \right)}$$

Le point de fonctionnement permettant de déterminer la perméabilité du fer est alors donné par l'intersection de la droite de charge avec la courbe de saturation du matériau.

La courbe choisie présente une saturation maximum à 1.6 T. La figure suivante montre la caractéristique magnétique du matériau.



Un programme de dimensionnement réalise l'intégration numérique de la relation (3.14), nous permettant ainsi de déterminer le potentiel nécessaire pour obtenir une force de 50 N environ. La figure 3.18 du paragraphe 3.5.3, présente la caractéristique statique de la force, obtenue avec un potentiel pour la bobine de 1450 A.

Bobinage :

Le potentiel est donné par la relation suivante :

$$\theta_b = J \cdot S_N = J \cdot S_N \cdot k_{cu} = 1450 \text{ A}$$

Pour obtenir un potentiel de 1450 A, le meilleur compromis entre les pertes Joule et la masse totale de l'activateur doit être trouvé. Nous avons choisi une densité de courant telle que le diamètre externe du ventricule ne dépasse pas 150 mm. Ainsi, lorsque la densité de courant $J = 5.1 \text{ A/mm}^2$ et que le coefficient de remplissage $k_{cu} = 0.7$, la section du bobinage devient :

$$S_N = \frac{\theta_b}{J \cdot k_{cu}} = 405 \text{ mm}^2 \cong (14 \times 29) \text{ mm}^2$$

Epaisseur de la culasse externe :

$$e_{cext} = \frac{B_{fer} \cdot S_{fer}(x=0)}{\pi \cdot d_{cext} \cdot B_{max}} = \frac{B_{fer} \cdot d_{fer} \cdot e_{fer}}{d_{cext} \cdot B_{max}} = \frac{1.6 \cdot 102 \cdot 1}{135 \cdot 1.2} = 1.01 \text{ mm}$$

$$e_{cint} = \frac{B_{fer} \cdot S_{fer}(x=0)}{\pi \cdot d_{cint} \cdot B_{max}} = \frac{B_{fer} \cdot d_{fer} \cdot e_{fer}}{d_{cint} \cdot B_{max}} = \frac{1.6 \cdot 102 \cdot 1}{98 \cdot 1.2} = 1.38 \text{ mm}$$

Avec :

Induction maximum dans la culasse interne et externe :	$B_{max} = 1.2 \text{ T}$
Induction dans l'élément saturable :	$B_{fer} = 1.6 \text{ T}$
Diamètre moyen de l'élément saturable :	$d_{fer} = 102 \text{ mm}$
Diamètre moyen de la culasse externe :	$d_{cext} = 135 \text{ mm}$
Diamètre moyen de la culasse interne :	$d_{cint} = 98 \text{ mm}$
Epaisseur maximum de l'élément saturable :	$e_{fer} = 1 \text{ mm}$

Choix :	$e_{cext} = 2 \text{ mm}$ pour des raisons mécaniques	$(B_{max} = 0.6 \text{ T})$
	$e_{cint} = 2 \text{ mm}$ pour des raisons mécaniques	$(B_{max} = 0.83 \text{ T})$

Bilan énergétique :

Les pertes Joule s'écrivent:

$$P_j = \rho \cdot J^2 \cdot V_b$$

En supposant que seule la moitié du pourtour soit utilisable :

$$l_{\text{atot}} = d_{\text{moy}} \cdot \pi \cdot \frac{1}{2} = 186 \text{ mm}$$

Le volume du bobinage devient :

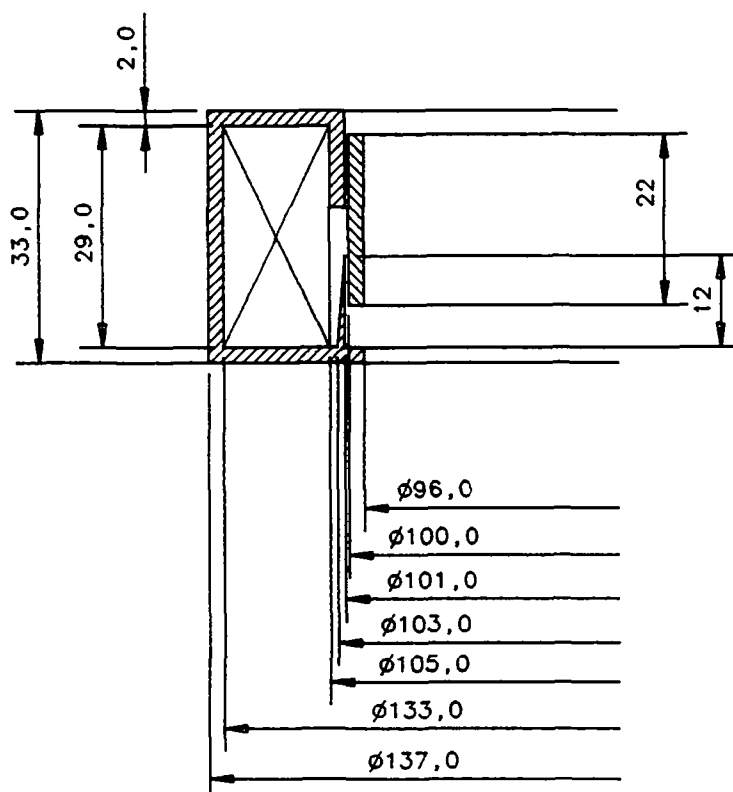
$$V_b = S_N \cdot l_{\text{atot}} \cdot k_{\text{cu}} = 405 \cdot 10^{-6} \cdot 186 \cdot 10^{-3} \cdot 0.7 = 52.7 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3$$

Avec $J = 5.1 \text{ A/mm}^2$, les pertes par effet Joule sont égales à :

$P_j = 27 \text{ W}$	lorsque le bobinage est réalisé en cuivre
$P_j = 41 \text{ W}$	lorsque le bobinage est réalisé en aluminium

La masse totale (avec aluminium)	= 468 g
La masse totale (avec cuivre)	= 789 g
Le volume total	= 124 cc

La figure suivante présente la géométrie ainsi dimensionnée :



Ech : 1:1

4. Variante de type réluctant-polarisé

Cahier des charges :

- Volume d'éjection : 65 ml
- Course du plateau : 12 mm

Ce qui nous donne un diamètre externe du plateau de $\varnothing_{\text{plateau}} = 82\text{mm}$

Force à développer :

$$p_{\text{max}} = 150 \text{ mmHg} \hat{=} \frac{F_{\text{max}}}{S_{\text{plateau}}} \Rightarrow F_{\text{max}} \hat{=} 105 \text{ N}$$

En plaçant un ressort de compression permettant de symétriser la charge, la force devient :

$$\frac{F_{\text{max}}}{2} = 52.5 \text{ N}$$

Aimants permanents :

Matériau : Nd-Fe-B $B_0 = 1.2 \text{ T}$ $\mu_{\text{dr}} = 1.05$
 Taille : 1.5 x 8 x 19 mm

$$\text{Point de fonctionnement } B_a = \frac{B_0}{1 + \frac{\mu_d}{\mu_0} \frac{l_e}{S_e} \frac{S_a}{l_a}} = \frac{B_0}{1 + \mu_{\text{dr}} \frac{\delta}{l_a} \frac{k_\sigma \cdot h_a \cdot l_0}{k_\tau \cdot b_d \cdot l_0}} = 1.01 \text{ T}$$

Avec :

Longueur d'empilage :	$l_0 = 19 \text{ mm}$
Largeur de dent :	$b_d = 7 \text{ mm}$
Induction dans la dent créée par l'aimant :	$B_d = 1.6 \text{ T}$
Coefficient de fuite :	$k_\sigma = 0.7$ (environ 30% de fuites)
Coefficient relatif à la largeur de dent et la longueur d'empilage :	$k_\tau = 0.5$

$$\text{Hauteur d'aimant } h_a = \frac{B_d \cdot b_d \cdot k_\tau \cdot l_0}{B_a \cdot l_0 \cdot k_\sigma} = \frac{1.6 \cdot 7 \cdot 0.5}{1.01 \cdot 0.7} = 7.92 \text{ mm} \Rightarrow h_a = 8.0 \text{ mm}$$

a) Variante avec activateur autour du sac

Longueur active possible :

Le diamètre moyen d'entrefer est égal à : $\varnothing_{\text{entrefer}} = 110 \text{ mm}$

En supposant que les 2/3 du pourtour du sac peuvent être utilisés pour placer l'activateur, la longueur active devient :

$$l_{\text{atot}} = 2/3 \pi \varnothing_{\text{entrefer}} = 230.4 \text{ mm}$$

Surface active :

D'après le programme de dimensionnement, une force par surface active de $F' = 1.5 \text{ [N/cm}^2\text{]}$ peut être atteinte.

La surface active et l'épaisseur active nécessaires deviennent alors :

$$\text{Surface totale : } \frac{F}{F'} = S = \frac{52.5}{1.5} = 35 \text{ cm}^2 \cong 3500 \text{ mm}^2$$

$$\text{Epaisseur active totale : } e = \frac{S}{\pi \cdot d \cdot 2/3 \cdot k_r} = \frac{3500}{\pi \cdot 110 \cdot 2/3 \cdot 0.8} \cong 19 \text{ mm}$$

Avec : Coefficient relatif à l'aimant et à la bobine : $k_r = 0.8$

Epaisseur de la culasse :

Epaisseur de la culasse : b_c

Induction maximum dans la culasse : $B_c = 1.3 \text{ T}$

$$b_c = \frac{B_a \cdot h_a \cdot k_\sigma}{B_c} = \frac{1.01 \cdot 8.0 \cdot 0.7}{1.3} = 4.35 \text{ mm} \Rightarrow b_c = 4.4 \text{ mm}$$

Epaisseur de la bobine :

Avec 12 éléments sur la circonférence, la longueur possible pour chaque élément est :

$$l = \frac{2 \pi \cdot d_{\text{moy}}}{12} = 19.2 \text{ mm}$$

$$\text{Epaisseur de la bobine } b_b = l - l_a - 2 \cdot b_c = 8.9 \text{ mm}$$

Avec : Epaisseur d'aimant : $l_a = 1.5 \text{ mm}$

Bobinage :

Choix :

Hauteur de la bobine :	$h_b = 5 \text{ mm}$
Longueur du conducteur :	$2 (24 + 9.4) = 67 \text{ mm}$
Section d'encoche :	$44.5 \text{ mm}^2 \quad (5 \times 8.9)$
Facteur de remplissage :	$k_{al} = 0.7$
Nombre total d'éléments et de bobines :	12
Entrefer :	0.16 mm
Avec : $J = 50/31.15 = 1.6$	A/mm^2

Bilan énergétique :

Bobinage en aluminium

Pour une bobine:

$$P_j = \rho \cdot J^2 \cdot V = 29.9 \cdot 10^{-9} \cdot (1.6 \cdot 10^6)^2 \cdot 31.15 \cdot 10^{-6} \cdot 67 \cdot 10^{-3} = 0.160 \text{ W}$$

avec $\rho = 29.9 \cdot 10^{-9} \text{ } \Omega\text{m}$ à 40°C

$$\text{Pertes Joule totales : } P_j = 12 \cdot 0.16 = 1.92 \text{ W}$$

Pour la puissance maximum : $v = \hat{v} = \text{vitesse maximum}$

$$\text{Puissance mécanique : } P_{mec} = F_N \cdot \hat{v} = 52.5 \cdot 0.096 = 5.04 \text{ W (avec une fréquence de 120 bpm)}$$

$$\text{Rendement maximum : } \hat{\eta} = \frac{P_{mec}}{P_{mec} + P_j} = 72.4 \%$$

$$\text{Puissance mécanique moyenne : } \overline{P_{mec}} = F_N \cdot \bar{v} = 52.5 \cdot 0.048 = 2.52 \text{ W}$$

$$\text{Rendement moyen : } \bar{\eta} = \frac{\overline{P_{mec}}}{\overline{P_{mec}} + P_j} = 56.7 \%$$

Masse totale (bobine en aluminium) et volume total :

Masse totale = 525 g

Volume total = 200 cc

b) Variante avec activateur contre le sac

Longueur active possible :

Le diamètre moyen d'entrefer est égal à : $\phi_{\text{entrefer}} = 73 \text{ mm}$

Tout le pourtour du sac pouvant être utilisé pour placer l'activateur, la longueur active devient :

$$l_{\text{tot}} = \pi \phi_{\text{entrefer}} = 229.3 \text{ mm}$$

Surface active :

D'après le programme de dimensionnement, une force par surface active de $F' = 1.5 \text{ [N/cm}^2\text{]}$ peut être atteinte.

La surface active et l'épaisseur active nécessaires deviennent alors :

$$\text{Surface totale : } \frac{F}{F'} = S = \frac{52.5}{1.5} = 35 \text{ cm}^2 \cong 3500 \text{ mm}^2$$

$$\text{Epaisseur active totale : } e = \frac{S}{\pi \cdot d \cdot k_r} = \frac{3500}{\pi \cdot 73 \cdot 0.8} \cong 19 \text{ mm}$$

Avec : Coefficient relatif à l'aimant et à la bobine : $k_r = 0.8$

Epaisseur de la culasse :

Epaisseur de la culasse : b_c

Induction maximum dans la culasse : $B_c = 1.3 \text{ T}$

$$b_c = \frac{B_a \cdot h_a \cdot k_\sigma}{B_c} = \frac{1.01 \cdot 8.0 \cdot 0.7}{1.3} = 4.35 \text{ mm} \Rightarrow b_c = 4.4 \text{ mm}$$

Epaisseur de la bobine :

Avec 12 éléments sur la circonférence, la longueur possible pour chaque élément est :

$$l = \frac{\pi \cdot d_{\text{moy}}}{12} = 19 \text{ mm}$$

$$\text{Epaisseur de la bobine } b_b = l - l_a - 2 \cdot b_c = 8.7 \text{ mm}$$

Avec : Epaisseur d'aimant : $l_a = 1.5 \text{ mm}$

Bobinage :

Choix :

Hauteur de la bobine :	$h_b = 5 \text{ mm}$
Longueur du conducteur :	$2 (24 + 9.4) = 67 \text{ mm}$
Section d'encoche :	$43.5 \text{ mm}^2 \quad (5 \times 8.7)$
Facteur de remplissage :	$k_{al} = 0.7$
Nombre total d'éléments et de bobines :	12
Entrefer :	0.16 mm
Avec : $J = 50/30.5 = 1.64$	A/mm^2

Bilan énergétique :

Bobinage en aluminium

Pour une bobine:

$$P_j = \rho \cdot J^2 \cdot V = 29.9 \cdot 10^{-9} \cdot (1.6 \cdot 10^6)^2 \cdot 30.5 \cdot 10^{-6} \cdot 67 \cdot 10^{-3} = 0.164 \text{ W}$$

$$\text{avec } \rho = 29.9 \cdot 10^{-9} \text{ } \Omega\text{m à } 40^\circ\text{C}$$

$$\text{Pertes Joule totales : } P_j = 12 \cdot 0.164 = 1.97 \text{ W}$$

Pour la puissance maximum : $v = \hat{v} = \text{vitesse maximum}$

$$\text{Puissance mécanique : } P_{mec} = F_N \cdot \hat{v} = 52.5 \cdot 0.096 = 5.04 \text{ W (avec une fréquence de 120 bpm)}$$

$$\text{Rendement maximum : } \hat{\eta} = \frac{P_{mec}}{P_{mec} + P_j} = 71.8 \%$$

$$\text{Puissance mécanique moyenne : } \overline{P_{mec}} = F_N \cdot \bar{v} = 52.5 \cdot 0.048 = 2.52 \text{ W}$$

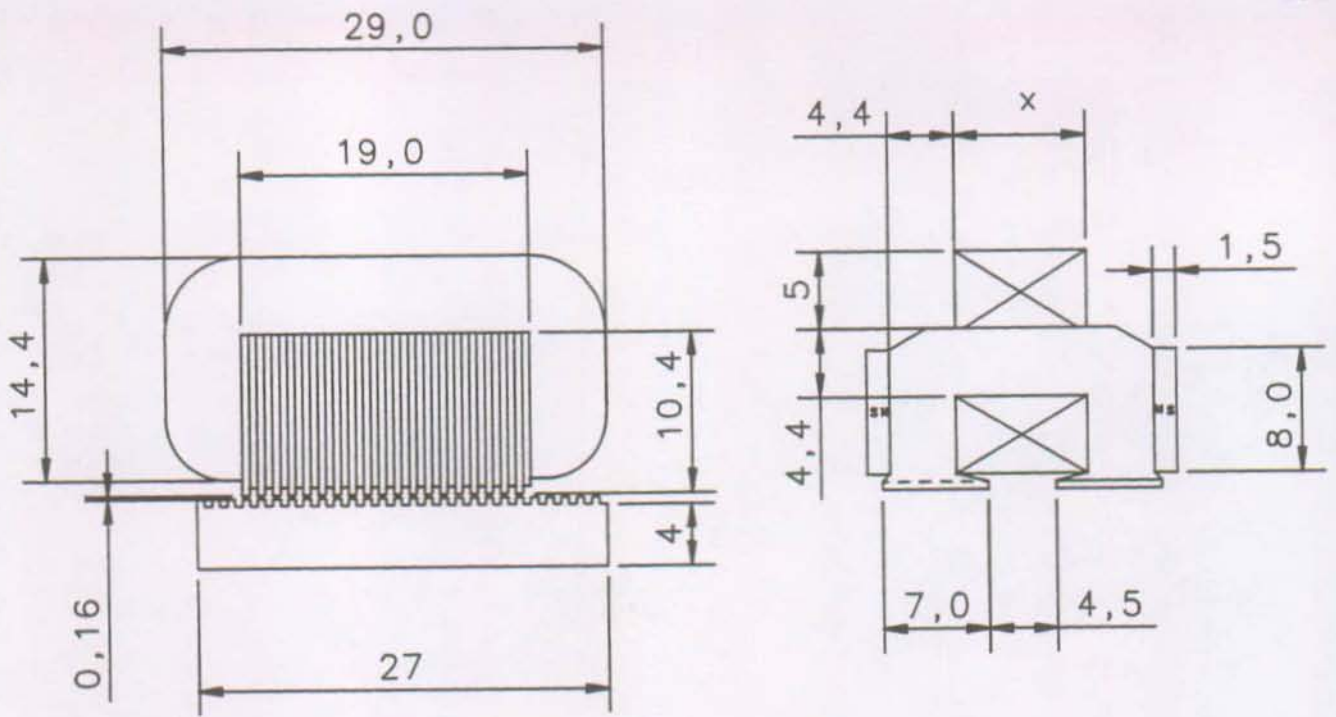
$$\text{Rendement moyen : } \bar{\eta} = \frac{\overline{P_{mec}}}{\overline{P_{mec}} + P_j} = 56.1 \%$$

Masse totale (bobine en aluminium) et volume total :

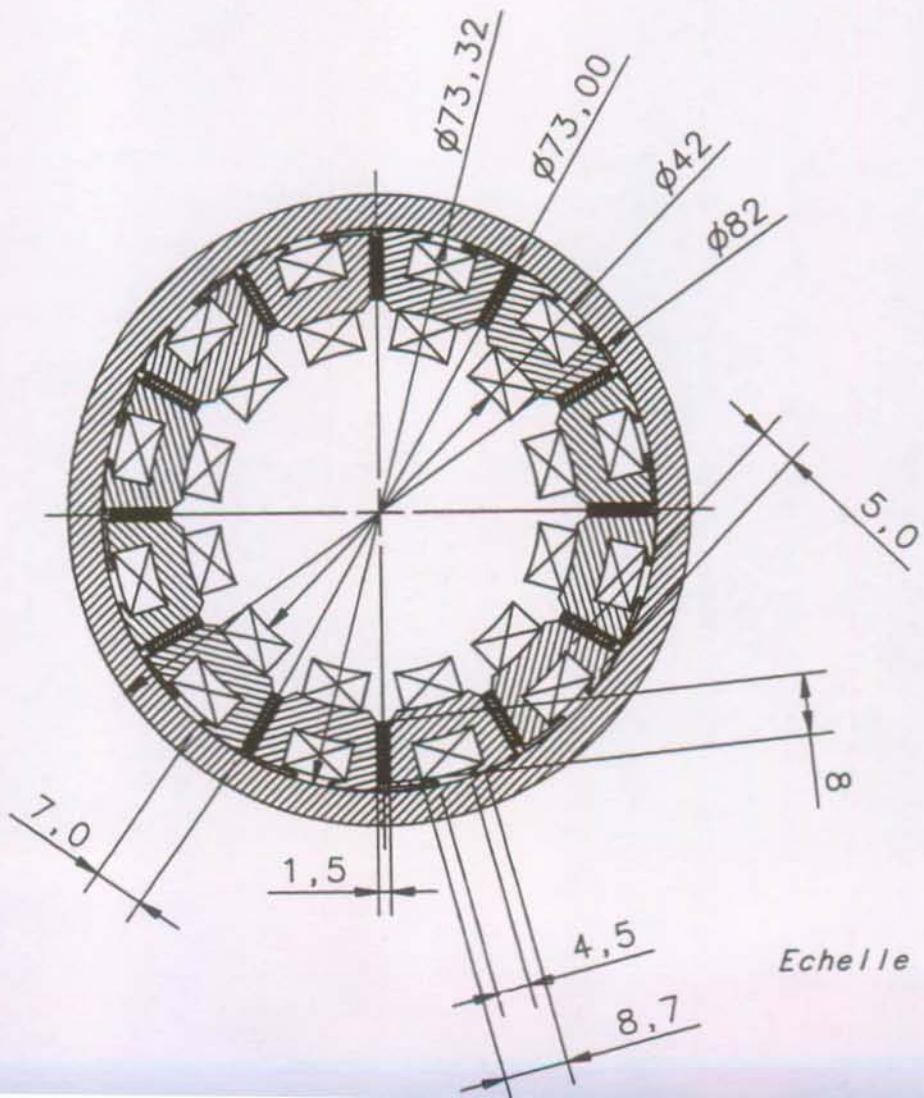
Masse totale = 549 g

Volume total = 180 cc

La page suivante montre deux figures représentant respectivement le dessin d'un élément composant l'activateur de la solution a) et b), ainsi qu'une vue de dessus de la solution b).



$x = 8.5$ avec solution a)
 $x = 8.7$ avec solution b)



ANNEXE II

DÉTAIL DU DIMENSIONNEMENT DE LA VARIANTE À MOTEUR ROTATIF

1. Calcul de la géométrie du moteur

Pas dentaire :

$$\tau_d = \frac{d_a \cdot \pi}{9} = 11.58 \text{ mm}$$

Largeur de dent :

$$b_d = \frac{\hat{B}_\delta \cdot \tau_d}{\hat{B}_d \cdot k_f} = \frac{0.809 \cdot 11.58}{1.8 \cdot 0.96} = 5.42 \Rightarrow b_{\text{dent}} = 5.5 \text{ mm} \Rightarrow \hat{B}_d = 1.77 \text{ T}$$

Avec :

Induction dans l'entrefer :	$B_\delta = 0.809 \text{ T}$
Induction max. dans la dent :	$B_d = 1.8 \text{ T}$
Coefficient de foisonnement :	$k_f = 0.96$

Flux d'un pôle :

$$\hat{\Phi} = S_a \cdot \hat{B}_\delta \cdot \alpha$$

Coefficient tenant compte de l'espace entre chaque aimant : $\alpha = 0.9$

Sachant que le pas polaire vaut :

$$\tau_p = \frac{d_{\text{rotor}} \cdot \pi}{8} = \frac{32.7 \cdot \pi}{8} = 12.841 \text{ mm}$$

$$S_a = l_{aa} \cdot \tau_p = 102.7 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$$

Avec : longueur axiale des aimants $l_{aa} = 8 \text{ mm}$

$$\Rightarrow \hat{\Phi} = 74.79 \cdot 10^{-6} \text{ Vs}$$

Hauteur de la culasse interne :

$$h_{cint} = \frac{\hat{\Phi} \cdot k_d}{2 \cdot l_{aa} \cdot \hat{B}_{cint}} = \frac{74.79 \cdot 10^{-6} \cdot 0.7}{2 \cdot 8 \cdot 10^{-3} \cdot 1.6} = 2.04 \text{ mm} \Rightarrow h_{cint} = 2.1 \text{ mm} \Rightarrow \hat{B}_{cint} = 1.56 \text{ T}$$

Avec :

Longueur axiale des aimants :	$l_{aa} = 8 \text{ mm}$
Induction max. dans la culasse :	$B_{cint} = 1.6 \text{ T}$
Coefficient tenant compte de la décharge :	$k_d = 0.7$

Calcul de la hauteur d'encoche :

La largeur moyenne d'encoche utile s'écrit :

$$\bar{b}_N = (k_e \cdot \tau_d) - b_d$$

Avec : Pas dentaire moyen : $\tau_d = \tau_d = \frac{2 \cdot \pi}{Z_N} \left(r_a + \frac{h_t}{2} \right) = 14.17 \text{ mm}$

Coefficient tenant compte de l'espace entre les bobines : $k_e = 0.9$

Nombre d'encoches : $Z_N = 9$

$$\Rightarrow \bar{b}_N = (14.17 \cdot 0.9) - 5.5 = 7.26 \text{ mm}$$

Choix : Densité de courant	$J = 3.5 \text{ A/mm}^2$
Coefficient de remplissage :	$k_{cu} = 0.45$

La surface d'encoche s'écrit :

$$S_N = \frac{M_{eff}}{\frac{2}{3} \hat{B}_\delta \cdot \frac{k_b}{k_c} \cdot J \cdot k_{cu} \cdot k_w \cdot l_o \cdot Z_N \cdot r_a} = 53.7 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$$

Avec :

Induction dans l'entrefer :	$B_\delta = 0.809 \text{ T}$
Rayon d'alésage :	$r_a = 16.6 \text{ mm}$
Longueur active :	$l_o = 7 \text{ mm}$
Coefficient de distribution de l'induction :	$k_b = 0.90$ (distribution trapézoïdale)
Coefficient de Carter :	$k_c = 1.07$
Coefficient de bobinage :	$k_w = 0.945$
Nombre d'encoches :	$Z_N = 9$

La hauteur d'encoche vaut donc :

$$h_N = \frac{S_N}{b_N} = 7.39 \text{ mm} \Rightarrow h_N = 7.4 \text{ mm}$$

Hauteur de la culasse externe :

$$h_{\text{cext}} = \frac{\hat{\Phi}}{2 \cdot l_0 \cdot \hat{B}_{\text{cext}} \cdot k_f} = \frac{74.79 \cdot 10^{-6}}{2 \cdot 7 \cdot 10^{-3} \cdot 1.6 \cdot 0.96} = 3.47 \text{ mm}$$

$$\Rightarrow h_{\text{cext}} = 3.5 \text{ mm} \Rightarrow \hat{B}_{\text{cext}} = 1.59 \text{ T}$$

Avec :

Induction max. dans la culasse :	$B_{\text{cext}} = 1.6 \text{ T}$
Longueur active :	$l_0 = 7 \text{ mm}$
Coefficient de foisonnement :	$k_f = 0.96$

On obtient alors le diamètre extérieur du moteur :

$$d_{\text{ext}} = 2 \cdot h_p + 2 \cdot h_N + 2 \cdot h_{\text{cext}} + d_a = 56.0 \text{ mm}$$

Avec :

$$\text{Hauteur de pré-encoche : } h_p = 0.5 \text{ mm}$$

2. Détermination du bobinage

Facteur de bobinage k_w :

$$k_w = k_z \cdot k_s$$

Avec : k_z : facteur de distribution
 k_s : facteur de raccourcissement

a) *Facteur de distribution*

$$k_z = \frac{\sin \frac{\pi/2}{m}}{n \cdot q \cdot \sin \frac{\pi/2}{m \cdot n \cdot q}} \quad \text{pour } q \text{ fractionnaire}$$

Avec : Nombre d'encoches $N = 9$
 Nombre de phases $m = 3$
 Nb de paires de pôles $p = 4$

$$p^* = p/t$$

$$t = \text{pgcd}(N,p) = 1$$

$$\frac{N}{3 \cdot t} \rightarrow \text{Pair} \quad \Rightarrow \quad n = p^*$$

$$\rightarrow \text{Impair} \quad \Rightarrow \quad n = 2 \cdot p^*$$

$$\Rightarrow \quad n = 2 \cdot p^* = 8$$

$$q = \frac{N}{2 \cdot p \cdot m} = 0.375 \quad (\text{nb d'encoches/pôle et par phase})$$

On trouve ainsi $k_z = 0.959$

b) Facteur de raccourcissement

$$k_s = \left| \sin \frac{s}{\tau_p} \frac{\pi}{2} \right| = \sin \frac{1}{9/8} \frac{\pi}{2} = 0.984$$

On trouve alors pour le facteur de bobinage :

$$k_w = k_s \cdot k_z = 0.945$$

Paramètres électriques

-Tension d'alimentation : 24 V

-Tension aux bornes de deux phases : $24 \text{ V} - 3 \text{ V} = 21 \text{ V} = U_0$

a) Tension de ligne

$$\hat{U}_1 = 21 \text{ V} \quad \Rightarrow \quad U_1 = \frac{21}{\sqrt{2}} = 14.85 \text{ V}$$

b) Tension de phase (fondamental) :

$$\hat{U}_1 = \frac{U_o}{2} \frac{2 \cdot \sqrt{3}}{\pi} = U_o \cdot \frac{\sqrt{3}}{\pi}$$

$$U_1 = U_o \cdot \frac{\sqrt{3}}{\sqrt{2} \cdot \pi} = 8.19 \text{ V}$$

c) Pulsation :

$$\omega_{\max} = p \cdot \Omega_{\max} = 4 \cdot 314 = 1256 \text{ [rad/sec]}$$

fréquence correspondante : $f = 200 \text{ Hz}$

d) Tension induite :

$$U_i = \frac{\omega_{\max}}{\sqrt{2}} (N \cdot k_w) \cdot \hat{\Phi}_{\text{pôle}} = 62.81 \cdot 10^{-3} \cdot N$$

e) Inductance équivalente statorique L_s :

$$L_s = L_h + L_{\sigma \text{tot}}$$

$$L_h = \frac{3}{2} \frac{2}{\pi \cdot p} \frac{\mu_o \cdot \tau_p \cdot l_o}{l_a + 2 \cdot \delta} (N \cdot k_w)^2 = 13.74 \cdot 10^{-9} \cdot N^2$$

Avec : Pas polaire : $\tau_p = 12.84 \text{ mm}$
 Longueur active : $l_o = 7 \text{ mm}$
 Nombre de paires de pôles : $p = 4$
 Épaisseur de l'aimant : $l_a = 1.25 \text{ mm}$

$$L_{\sigma \text{tot}} = \frac{2 \cdot N^2}{p} (\Lambda_{\sigma Z} + \Lambda_{\sigma b}) = \frac{2 \cdot N^2}{p} \left(\left(\mu_o \cdot \frac{l_o}{q} \lambda_Z \right) + \left(\mu_o \cdot \frac{l_o}{q} \lambda_b \right) \right) = 15.8 \cdot 10^{-9} \cdot N^2$$

Avec : Coefficient de perméance de fuite d'encoche : $\lambda_Z = 0.59$
 Coefficient de perméance de fuite de tête de dent : $\lambda_b = 0.76$

On trouve alors :

$$L_s = L_h + L_{\sigma \text{tot}} = 29.5 \cdot 10^{-9} \cdot N^2$$

h) Courant statorique :

$$I_{1\max} = \frac{3}{2} \frac{J \cdot S_N \cdot k_{cu}}{\sqrt{2} \cdot N} \frac{M_{\max}}{M_{\text{eff}}} = \frac{3 \cdot 3.5 \cdot 10^6 \cdot 53.7 \cdot 10^{-6} \cdot 0.45}{2 \cdot \sqrt{2} \cdot N} \frac{75.5}{38.08} = \frac{177.8}{N}$$

i) Résistance R_s :

$$R_s = \frac{2 \cdot \rho_{cu} \cdot \overline{l_{sp}} \cdot N^2}{3 \cdot S_N \cdot k_{cu}} = \frac{2 \cdot 19.4 \cdot 10^{-9} \cdot 31 \cdot 10^{-3} \cdot N^2}{3 \cdot 53.7 \cdot 10^{-6} \cdot 0.45} = 16.6 \cdot 10^{-6} \cdot N^2$$

Avec : Longueur moyenne d'une spire : $L_{sp} = 31 \text{ mm}$
 Résistivité du cuivre : $\rho_{cu} = 19.4 \cdot 10^{-9} \text{ Vm/A}$

j) Equation de la tension induite à fréquence maximale et au courant maximum :

$$(U_{i1} + R_s \cdot I_{1\max})^2 + (\omega_{\max} \cdot L_s \cdot I_{1\max})^2 = U_1^2$$

Après résolution, on trouve :

Nombre de spires N par phase = 124

Le nombre de spires par bobine : $N_b = \frac{124}{3} = 41.32 \Rightarrow N_b = 41$

Le nombre de spires par phase vaut alors : 123 spires

$$\text{Section du conducteur} = \frac{S_N \cdot k_{cu}}{2 \cdot N_b} = 0.294 \text{ mm}^2$$

\emptyset du fil : 0.612 mm

\emptyset du fil normalisé : 0.60

Alors :

$$\hat{I}_N = \frac{\theta_b}{N_b} = \frac{42.28}{41} = 1.03 \text{ A}$$

$$I_N = 0.73 \text{ A}$$

$$R_s = 0.251 \Omega$$

$$L_s = 0.447 \text{ mH}$$

$$U_{i1} = 7.74 \text{ V à } 200 \text{ Hz}$$

Les résultats présentés à la page suivante ont été obtenus à l'aide d'un programme de dimensionnement permettant de réaliser les différentes opérations itératives du dimensionnement du moteur. Ces résultats sont suivis du dessin de la structure statorique et rotorique, accompagné du schéma de bobinage du moteur.

3. Résultats du programme de dimensionnement

```
*****
*
*   PROGRAMME D'AIDE A LA CONCEPTION DE MOTEUR
*
*   TYPE CC SANS COLLECTEUR 9 DENTS, 8 POLES
*
*****
```

Copyright : EPFL-LEME

```
Longueur active          (mm) = 7
Longueur aimants        (mm) = 8
Diametre interne de la cloche (mm) = 26
Epaisseur du disque de la cloche (mm) = 2
Longueur de la vis      (mm) = 34.5
Diametre de la vis      (mm) = 4
Course                   (mm) = 15
Entrefer                 (mm) = .25
Induction dans la culasse interne (T) = 1.6
Avec (1) ou sans (0) ressort = 0
```

Epaisseur culasse (mm) = 2.1

La	B entrefer	I tot	B/I
1	.754098360656	6.57949043822E-6	114613.489865
1.25	.80985915493	7.00354022397E-6	115635.682673
1.5	.851851851852	7.44749448143E-6	114380.998063

Pas (mm)	1	1.5	2
Itot (kgm2)	7.00354022397E-6	7.00354022397E-6	7.00354022397E-6
W (rad/s)	471.238898038	314.159265359	235.619449019
W (t/min)	4500	3000	2250
Macc (mNm)	66.0068115502	44.0045410335	33.0034057751
Mch (mNm)	21.0377223627	31.5565835441	42.0754447254
Mtot (mNm)	87.044533913	75.5611245776	75.0788505006
Mmoy (mNm)	8.41508894509	12.6226334176	16.8301778902
Meff (mNm)	46.8777193172	38.0869220823	37.703497606

Choix :

Pas (mm)	Couple eff. (mNm)	Vitesse (t/min)
1.5	38.0869220823	3000

la (mm)	B delta
1.25	.80985915493

Geometrie :

Nb de paires de poles	(1)	=	4
Nb de phases	(1)	=	3
Nb d'encoches par poles et par phases	(1)	=	.375
Entrefer	(mm)	=	.25
Diametre exterieur du moteur	(mm)	=	56
Diametre d'alesage	(mm)	=	33.2
Diametre moyen d'entrefer	(mm)	=	32.95
Diametre exterieur du rotor	(mm)	=	32.7
Diametre interne du rotor	(mm)	=	26
Longueur active	(mm)	=	7
Longueur rotor	(mm)	=	8
Longueur de developpante	(mm)	=	1.5
Longueur hors tout	(mm)	=	10
Hauteur de la culasse interne	(mm)	=	2.1
Hauteur de la culasse externe	(mm)	=	3.5
Largeur de dent	(mm)	=	5.5
Hauteur d'encoche	(mm)	=	7.4
Largeur de pre-encoche	(mm)	=	2
Hauteur de pre-encoche	(mm)	=	.5

Inductions maximales :

Induction maximale dans les dents	(T)	=	1.777
Induction maximale dans la culasse ext	(T)	=	1.591
Induction maximale dans la culasse int	(T)	=	1.559
Induction dans l'entrefer	(T)	=	.809

Caracteristique des aimants :

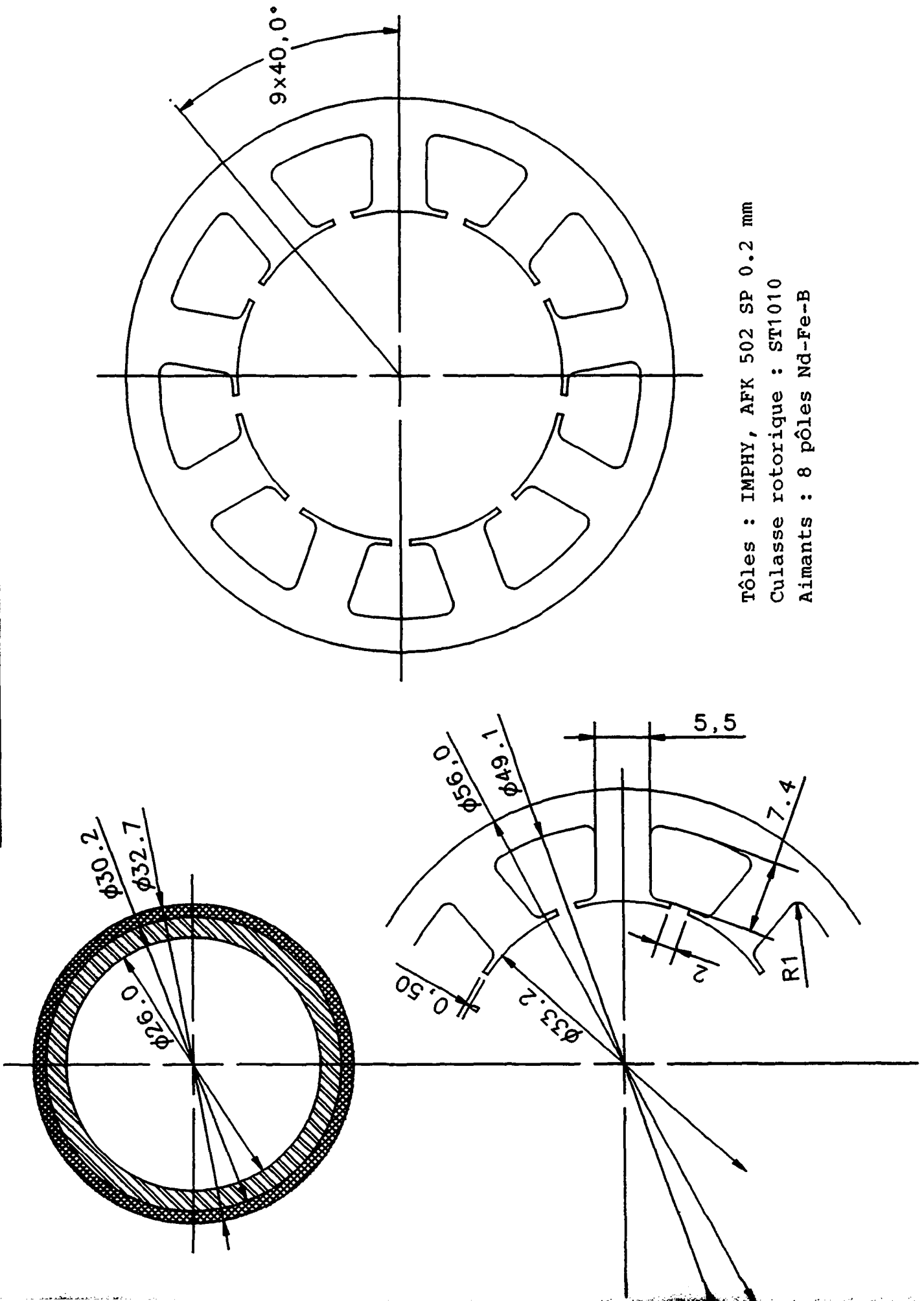
Induction remanente Bo	(T)	=	1.15
Permeabilite relative de l'aimant	(-)	=	1.05
Epaisseur des aimants	(mm)	=	1.25

Bobinage :

Densite de courant J	(A/mm ²)	=	3.5
Potentiel d'une bobine	(A)	=	42.28
Diametre du fil	(mm)	=	.612
Diametre normalise du fil	(mm)	=	.6
Nb de spires par bobine		=	41
Nb de spires par phases (3 bobines en serie)		=	123
Resistance de phase (a 40 degre C)	(Ohms)	=	.251
Tension induite a 200 Hz	(V)	=	7.74
Inductance directe	(mH)	=	.447
Courant maximum	(A)	=	1.447
Courant nominal	(A)	=	.73
Tension d'alimentation	(V)	=	24
Tension de ligne	(V)	=	14.84
Tension de phase	(V)	=	8.19

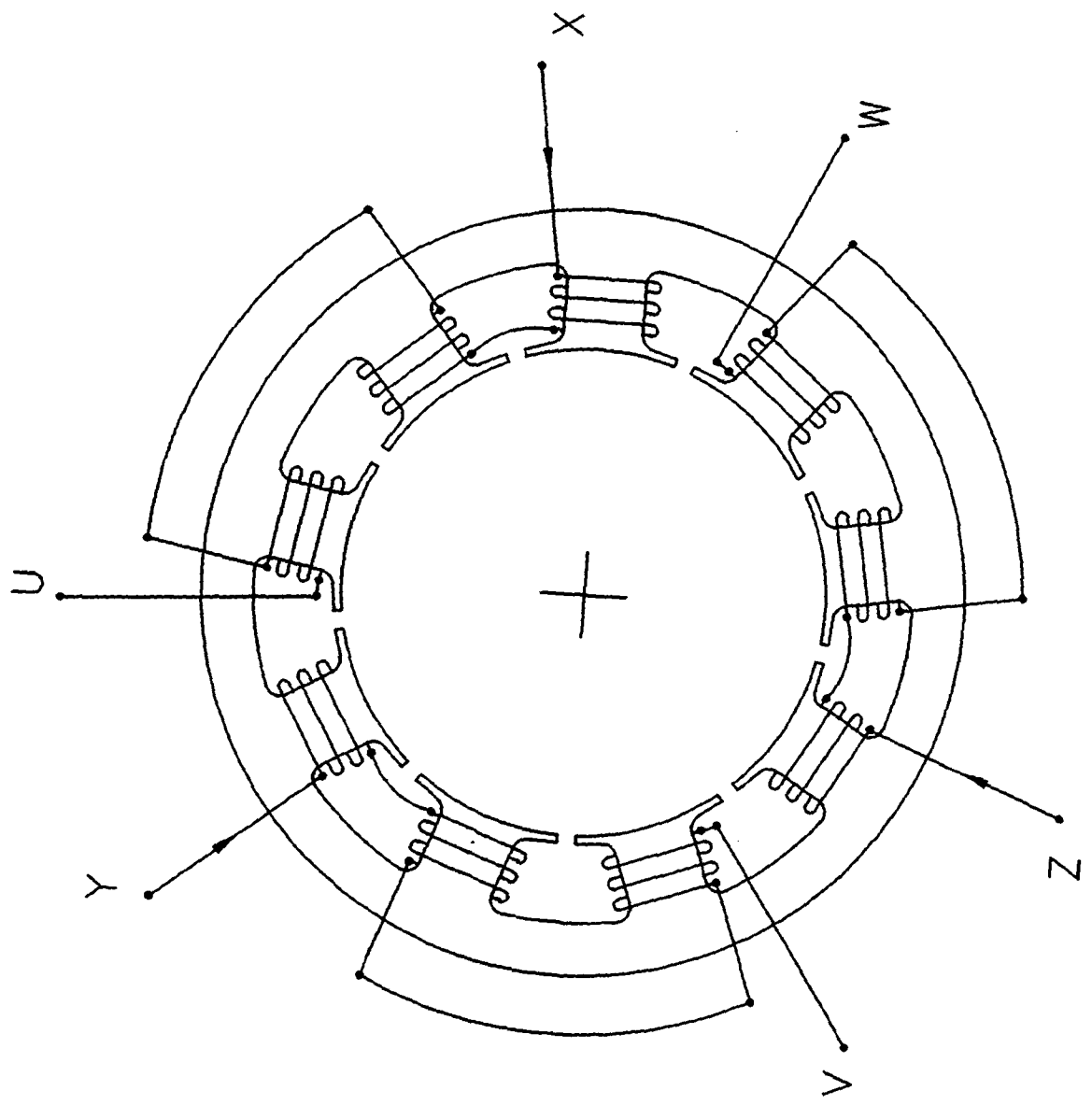
4. Dessin de la géométrie et schéma de bobinage

Dessin du moteur



Tôles : IMPHY, AFK 502 SP 0.2 mm
 Culasse rotorique : ST1010
 Aimants : 8 pôles Nd-Fe-B

Bobinage du moteur 9.8



ANNEXE III

ÉVALUATION DU FACTEUR DE SIMILITUDE POUR LES MOTEURS RÉLUCTANTS ET À COURANT CONTINU SANS COLLECTEUR

Selon [52] :

1. Variation de la densité de courant à échauffement constant

Les pertes thermiques s'écrivent de manière générale :

$$P_{th} = \Delta\theta \cdot S \cdot \alpha$$

Avec : Pertes thermiques : P_{th}
Différence de température : $\Delta\theta$
Surface d'échange : S
Coefficient de convection : α

Les pertes Joule du moteur s'écrivent :

$$P_j = \rho \cdot J^2 \cdot V$$

Avec : Pertes Joule : P_j
Résistivité électrique : ρ
Densité de courant : J
Volume de cuivre : V

En supposant que seules les pertes Joule participent à l'échauffement du moteur, on peut écrire :

$$\Delta\theta \cdot S \cdot \alpha = \rho \cdot J^2 \cdot V$$

Lors d'une réduction homothétique, l'équation précédente en fonction de l^* s'écrit :

$$\Delta\theta^* \cdot l^{*2} \cdot 1 = 1 \cdot J^2 \cdot l^{*3}$$

En choisissant un échauffement constant, on peut formuler la densité de courant en fonction du facteur de similitude :

$$J^* = \frac{1}{\sqrt{l^*}}$$

2. Relation du moteur à courant continu sans collecteur

Le couple du moteur s'écrit :

$$M = \frac{\partial \Lambda_{ab}}{\partial \alpha} \theta_a \cdot \theta_b$$

Avec : Perméance mutuelle aimant-bobine : Λ_{ab}
 Potentiel des aimants : θ_a
 Potentiel des bobines : θ_b
 Position : α

Les différents potentiels ainsi que leur rapport homothétique s'écrivent :

$$\theta_a = H_0 \cdot l_a \quad \Rightarrow \quad \theta_a^* = I^*$$

$$\theta_b = J \cdot S_{cu} \quad \Rightarrow \quad \theta_b^* = J \cdot I^{*2} = \frac{I^{*2}}{\sqrt{I^*}}$$

Le rapport homothétique de la perméance vaut :

$$\Lambda_{ab}^* = I^*$$

Le facteur de similitude du couple peut alors être déterminé :

$$M^* = I^{*3.5}$$

Si la vitesse ne varie pas lors de la réduction homothétique, le rapport des pertes Joule sur la puissance mécanique fournie s'écrit :

$$\left(\frac{P_J}{P_{mec}} \right)^* = \frac{1}{I^{*1.5}}$$

3. Relation du moteur réductant

Le couple du moteur s'écrit :

$$M = \frac{\partial \Lambda_b}{\partial \alpha} \theta_b^2$$

Avec : Perméance bobine : Λ_b
 Potentiel des bobines : θ_b
 Position : α

Le potentiel ainsi que le rapport homothétique s'écrivent :

$$\theta_b = J \cdot S_{cu} \quad \Rightarrow \quad \theta_b^* = J \cdot I^{*2} = \frac{I^{*2}}{\sqrt{I^*}}$$

Le rapport homothétique de la perméance vaut :

$$\Lambda_b^* = l^*$$

Le facteur de similitude du couple peut alors être déterminé :

$$M^* = l^{*4}$$

Si la vitesse ne varie pas lors de la réduction homothétique, le rapport des pertes Joule sur la puissance mécanique fournie s'écrit :

$$\left(\frac{P_J}{P_{mec}} \right)^* = \frac{1}{l^{*2}}$$

ANNEXE IV

TABLEAUX DE RÉSULTATS DE LA VARIANTE NOVACOR

Entrefer [mm]	NOVACOR N120[N/m]	Variante 1[N/m]	Amélioration [%]
0.1	13359.0	12955.0	-3.02
0.2	3478.0	3482.0	0.12
0.3	1577.0	1649.0	4.57
0.4	899.0		
0.5	582.0	706.0	21.31
1.00	151.0		
1.50	68.8	93.6	36.05
2.00	39.4		
2.45	26.5	31.5	18.87

Tab. 1 : Résultats de calcul de la force de la première variante comparée au NOVACOR

Entrefer [mm]	NOVACOR N120 [N/m]	Variante 2[N/m]	Amélioration [%]
0.1	13359.0		
0.2	3478.0		
0.3	1577.0	1883.40	19.43
0.4	899.0		
0.5	582.0	936.0	60.82
1.00	151.0		
1.50	68.8	98.6	43.31
2.00	39.4		
2.45	26.5	32.2	21.51

Tab. 2 : Résultats de calcul de la force de la seconde variante comparée au NOVACOR

Entrefer [mm]	NOVACOR N120 [N/m]	Variante 1 [N/m]	Amélioration [%]
0.1	13359.0		
0.2	3478.0		
0.3	1577.0	1671.2	5.97
0.4	899.0		
0.5	582.0	1148.0	97.25
1.00	151.0		
1.50	68.8	116.4	69.19
2.00	39.4		
2.45	26.5	33.4	26.04

Tab. 3 : Résultats de calcul de la force de la troisième variante comparée au NOVACOR

ANNEXE V

THÉORÈME DES Π APPLIQUÉ A L'EXPRESSION DU COEFFICIENT DE CONVECTION

1. Description du théorème

Supposons qu'une grandeur physique Q_1 dépende d'autres grandeurs physiques, indépendantes, $Q_2, Q_3, Q_4 \dots Q_n$ et de nulles autres. La relation générale suivante peut s'écrire :

$$Q_1 = \phi(Q_2, Q_3, Q_4 \dots Q_n)$$

Que l'on peut également écrire :

$$\phi(Q_1, Q_2, Q_3, Q_4 \dots Q_n) = 0$$

Cette équation doit être homogène du point de vue des dimensions. En conséquence, des constantes dimensionnelles doivent être incluses, si nécessaire.

Le théorème des Π nous dit que si m est le nombre des dimensions nécessaire à caractériser les n grandeurs physiques, alors ces n grandeurs physiques peuvent être groupées en $n-m$ produits adimensionnels (les Π) indépendants et la relation suivante peut être écrite :

$$\phi(\Pi_1, \Pi_2, \Pi_3, \Pi_4 \dots \Pi_{n-m}) = 0$$

Pour former les Π , on choisit tout d'abord m grandeurs physiques permettant de regrouper les m dimensions caractérisant le problème. Chaque Π est alors égal à ces grandeurs physiques choisies, multipliées par une des grandeurs physiques restantes formant ainsi $n-m$ produits.

Soit $A, B, C \dots N, a, b, c \dots n$ les grandeurs physiques d'un problème, $A, B, C \dots N$ permettant de représenter les m dimensions caractérisant le problème, alors

$$\Pi_1 = A^{\alpha_1} \cdot B^{\beta_1} \cdot C^{\gamma_1} \dots N^{\nu_1} \cdot a^{\omega_1}$$

$$\Pi_2 = A^{\alpha_2} \cdot B^{\beta_2} \cdot C^{\gamma_2} \dots N^{\nu_2} \cdot b^{\omega_2}$$

$$\Pi_3 = A^{\alpha_3} \cdot B^{\beta_3} \cdot C^{\gamma_3} \dots N^{\nu_3} \cdot c^{\omega_3}$$

⋮

$$\Pi_n = A^{\alpha_n} \cdot B^{\beta_n} \cdot C^{\gamma_n} \dots N^{\nu_n} \cdot n^{\omega_n}$$

2. Application du théorème à la convection thermique

Dimensions indispensables du problème :

Nous retenons :

- Q Quantité de chaleur [J]
- m Masse [kg]
- l Longueur [m]
- t Temps [s]
- T Température ou différence de température ΔT [K]

Paramètres principaux en convection forcée

Nous avons :

- l Longueur caractéristique, fixant la "taille" du problème
- ρ Masse volumique du fluide
- v Vitesse du fluide
- η Viscosité dynamique du fluide
- c Chaleur spécifique
- λ Conductibilité thermique du fluide
- α Coefficient de convection

Dans ce cas, $n-m = 7-5 = 2$. Le problème se résout donc à deux produits.

Les dimensions des paramètres principaux indispensables sont :

$$l[\text{m}] , \rho \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right] , v \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] , \eta \left[\frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}} \right] , c \left[\frac{\text{J}}{\text{K} \cdot \text{kg}} \right] , \lambda \left[\frac{\text{J}}{\text{K} \cdot \text{m} \cdot \text{s}} \right] , \alpha \left[\frac{\text{J}}{\text{K} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}} \right]$$

Choisissons m grandeurs représentant les m dimensions du problème :

Soit : $\rho, v, \eta, c, \lambda$

Les deux produits s'écrivent alors :

$$\Pi_1 = \rho^{\alpha_1} \cdot v^{\beta_1} \cdot \eta^{\gamma_1} \cdot c^{\delta_1} \cdot \lambda^{\epsilon_1} \cdot l^{\omega_1}$$

$$\Pi_2 = \rho^{\alpha_2} \cdot v^{\beta_2} \cdot \eta^{\gamma_2} \cdot c^{\delta_2} \cdot \lambda^{\epsilon_2} \cdot \alpha^{\omega_2}$$

Sachant qu'il existe une relation du type :

$$\phi(\Pi_1, \Pi_2) = 0$$

Posons :

$$\psi = \frac{\Pi_1}{\Pi_2}$$

On obtient alors la relation suivante en sortant α :

$$\alpha = \psi (l^a \cdot \rho^b \cdot v^c \cdot \eta^d \cdot c^e \cdot \lambda^f)$$

Pour trouver la valeur des différents exposants, écrivons l'équation aux dimensions :

$$\frac{\text{J}}{\text{K} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}} = \text{m}^a \cdot \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right]^b \cdot \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right]^c \cdot \left[\frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}} \right]^d \cdot \left[\frac{\text{J}}{\text{K} \cdot \text{kg}} \right]^e \cdot \left[\frac{\text{J}}{\text{K} \cdot \text{m} \cdot \text{s}} \right]^f$$

On obtient alors :

1. $\Sigma Q: 1 = e + f$
2. $\Sigma m: 0 = b + d - e$
3. $\Sigma l: -2 = a - 3b + c - d - f$
4. $\Sigma \Delta T: -1 = -e - f$
5. $\Sigma t: -1 = -c - d - f$

Ce qui fournit un système de 4 équations (car 1 et 4 sont égales) à six inconnues. Le nombre d'inconnues étant supérieur à celui des équations, on ne pourra pas exprimer α en fonction des paramètres principaux. Cependant, on peut exprimer l'équation aux dimensions en fonction de deux puissances seulement, retenons b et e , ce qui nous donne :

$$\begin{aligned} a &= -1 + b \\ b &= c \\ d &= e - b \\ f &= 1 - e \end{aligned}$$

Le facteur de convection devient alors :

$$\alpha = \psi \cdot l^{-1+b} \cdot \rho^b \cdot v^b \cdot \eta^{e-b} \cdot c^e \cdot \lambda^{1-e}$$

$$\alpha = \frac{\psi}{l} \left(\frac{l \cdot \rho \cdot v}{\eta} \right)^b \cdot \left(\frac{\eta \cdot c}{\lambda} \right)^e \cdot \lambda$$

$$\frac{\alpha \cdot l}{\lambda} = \psi \cdot \left(\frac{l \cdot \rho \cdot v}{\eta} \right)^b \cdot \left(\frac{\eta \cdot c}{\lambda} \right)^e$$

Avec par définition les grandeurs suivantes :

$$\text{Nu} = \frac{\alpha \cdot l}{\lambda} \quad \text{est le nombre de Nusselt}$$

$$\text{Re} = \frac{l \cdot \rho \cdot v}{\eta} \quad \text{est le nombre de Reynolds}$$

$$\text{Pr} = \frac{\eta \cdot c}{\lambda} \quad \text{est le nombre de Prandtl}$$

On trouve alors la relation suivante :

$$\text{Nu} = \psi \cdot (\text{Re})^b \cdot (\text{Pr})^e$$

Où ψ , b , e sont déterminés expérimentalement ou dans notre cas à l'aide de la simulation.

BIBLIOGRAPHIE

ASSISTANCES IMPLANTABLES

- [1] ALTIERI F.D., WATSON J.T., *Implantable Ventricular Assist Systems*, Artificial Organs, Vol. 11, No 3, Raven Press New York, 1987, pp. 237-246.
- [2] BERNHARD W.F., GERNES D.G., CLAY W.C., SCHOEN F.J., BURGESSON R., VALERI R.C., MELARAGNO A.J., POIRIER V.L., *Investigations with an Implantable Electrically Actuated Ventricular Assist Device*, The Journal Of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Vol. 88, No 1, July 1984, pp. 11-21.
- [3] BIRR A., *Travail de diplôme*, Helmholtz Institut für Biomedizinische Technik an der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen, 1987.
- [4] BUECHERL E.S., *Proceedings Second World Symposium Artificial Heart*, Vol. 1, Vieweg & Sohn, 1986.
- [5] EMOTO H. et al., *Systemic and Local Effects of Heat Dissipation in the Thermally Powered LVAS*, Trans Am Soc Artif Intern Organs, Vol. 34 (3), 1988, pp. 361-366.
- [6] GAINES W.E., ROSENBERG G., PENNOCK J.L., PIERCE W.S., *Development of a Long-Term Electric Motor Left Ventricular Assist System*, Heart Transplantation, Vol. III, No 4, août 1984, pp. 323-328.
- [7] HAHN C., GALLETTI P.-M., JUFER M., MELI M., BRUGGER J.-P., DESFAYES J.-B., *Du coeur mystique au coeur mécanique*, Editions 24 Heures, Lausanne, 1991.
- [8] JUFER M., *Le coeur artificiel*, Polyrama "Les Matériaux du Futur", No 73, Presses Polytechniques Romandes, octobre 1986, pp. 11-13.
- [9] JUFER M., *L'avenir est au coeur artificiel*, Polyrama "Technique et Santé", No 82, Presses Polytechniques Romandes, novembre 1989, pp. 10-14.
- [10] KAHLE W., LEONHARDT H., PLATZER W., *Anatomie*, Vol. 1/2/3, Flammarion Médecine-Sciences, Paris, 1984.
- [11] KANTROWITZ A., *Introduction of Left Ventricular Assistance*, Trans Am Soc Artif Intern Organs, Vol. 33, 1987, pp. 39-48.
- [12] LAMSON T. C., OJAN O. S., GESELOWITZ D. B., TARBELL J. M., *A Two-Phase Fluid Volume Compensation Chamber for Electric Ventricular Assist Device*, Artificial Organs, Vol. 14, Raven Press, 1990, pp. 270-277.
- [13] MILLER P.J., GREEN G.F., RAMASAMY N., LaFORGE D.H., JASSAWALLA J.S., REAM A.K., OYER P.E., PORTNER P.M., *In Vivo Evaluation of a Compact, Implantable Left Ventricular Assist System (LVAS)*, Trans Am Artif Intern Organs, Vol. XXIX, 1983, pp. 551-555.

- [14] MUSSIVAND T., FUJIMOTO L., BUTLER K., *In Vitro and in Vivo Performance Evaluation of a Total Implantable Electrohydraulic Left Ventricular Assist System*, Trans Am Soc Artif Intern Organs, Vol. 35, 1989, pp. 432-435.
- [15] NOSE Y., *Totally Implantable Artificial Organ : Cardiac Prothesis*, Artificial Organs, Vol 10, 1986, pp. 102-113.
- [16] ODERMATT R., HAAB J.M., KRAUSE M., METRAILLER J., *Efficiencies of an Electro-Mechanical LVAD or TAH*, Rapport interne, Institut de Recherche Cardio-Vasculaire, Sion, 1990.
- [17] PARNIS S.M., MCGEE M.G., IGO S.R., DASSE K., FRAZIER O.H., *Anatomic Considerations for Abdominally Placed Permanent Left Ventricular Assist Devices*, Trans Am Soc Artif Intern Organs, Vol. 35, 1989, pp. 728-730.
- [18] PERRIARD Y., JUFER M., KRAUSE M., MELI M., ODERMATT R., *Feasibility Study of an Implantable, Electrically Powered Ventricular Assist System (VAS)*, Rapport No 91/230, LEME, Lausanne, 1991.
- [19] PIERCE W.S., *The Implantable Ventricular Assist Pump*, The Journal of Thoracic And Cardiovascular Surgery, Vol. 87, No 6, June 1984, pp. 811-813.
- [20] PILLON M., *Du modèle du coeur naturel au réglage du coeur artificiel*, Thèse No 889 du département d'électricité de l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Lausanne, 1990.
- [21] POIRIER V., SHERMAN C., CLAY W., *An Ambulatory Intermediate-Term LVAD*, Trans Am Soc Artif Intern Organs, Vol 35, 1989, pp. 452-454.
- [22] PORTNER P.M., OYER P.E., JASSAWALLA J.S., MILLER P.J., CHEN H., LaFORGE D.H., GREEN G.F., REAM A.K., SHUMWAY N.E., *An Alternative in End-Stage Heart Disease : Long-term Ventricular Assistance*, Heart Transplantation, Vol. III, No 1, November 1983, pp. 47-51.
- [23] PORTNER P.M., OYER P.E., JASSAWALLA J.S., MILLER P.J., CHEN H., LaFORGE D.H., SKYTTE K., *An Implantable Permanent Left Ventricular Assist System for Man*, Trans Am Soc Artif Intern Organs, Vol. 24, 1978, pp. 98-103.
- [24] RAMASAMY N., CHEN H., MILLER P., *Chronic Ovine Evaluations of a Totally Implantable Electrical Left Ventricular Assist System*, Trans Am Soc Artif Intern Organs, No 35, 1989, pp. 402-404.
- [25] SILVERSTEIN B., *Mechanical Circulatory Support : Spotlight on Long Term and Permanent Market Developments*, a report presented by Thermo Cardio Systems Inc., Seventh Annual Frontiers in Cardiovascular Medicine Conference, November 1990.
- [26] UNGER F., *Assisted Circulation 2*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo, 1984.
- [27] *Development of an Electrohydraulic Left Heart Assist System - Abiomed - NIH Report No NIH- NO1-HV-02913-05*, NHLBI Bethesda, 1984
- [28] *NHLBI Devices and Technology Branch, Proceedings Contractors Meeting*, 1979.
- [29] *Request for Proposal RFP HHLBI 80-3. Development of an Implantable Integrated Electrically Powered Left Heart Assist System*, January 1980.

- [30] A report of the Institute of Medicine, Division of Health Care Services, Committee to Evaluate the Artificial Heart Program of the National Heart, Lung and Blood Institute, *The Artificial Heart : Prototypes, Policies, and Patients*, John R. Hogness and Malin VanAntwerp Editors, National Academy Press Publications, 1991.
- [31] The Artificial Heart Program of the National Heart, Lung and Blood Institute : *Plan for Evaluation*, Artificial Organs, Vol. 14, 1990, pp. 227-242.
- [32] *Artificial Heart and Assist Devices : Directions, Needs, Costs, Societal and Ethical Issues*, the working group on Mechanical Circulatory Support of the NHLBI, NIH publication No 85-2723, 1985
- [33] Journal Of Biomaterials Applications, Vol. 1, No 1, Technomic Publishing, July 1986.
- [34] Médecine et Hygiène, *La médecine en marche*, No 671, Janvier 1965, pp. 72-73.

TRANSFERT DE CHALEUR

- [35] GIANOLA J.-C., *Cours de transmission de chaleur*, Presses Polytechniques Romandes, 1991.
- [36] HARPER C.A., *Handbook of Plastics and Elastomers*, McGraw-Hill Book, New York, 1975.
- [37] INCOPERA F.P., De WITT D.P., *Introduction to Heat Transfer*, New York, 1990, pp. A1-A26.
- [38] LIVIO J.-J., *Les Echanges thermiques au cours de la circulation extracorporelle*, Thèse de la faculté de Médecine de l'Université de Lausanne, Bâle, 1965.
- [39] MASSEY B.S., *Units, Dimensional Analysis and Physical Similarity*, Van Nostrand Reinhold Company, Londres, 1971, pp. 63-72.
- [40] NAVARRO R.R., KIRALY R.J., HARASAKI H., NASU M., NOSE Y., *Heat Dissipation Through the Blood Contacting Surface of a Thermally Driven LVAS*, The International Journal Of Artificial Organs, Vol 11, No 5, 1988, pp. 381-386.
- [41] SABONNADIÈRE J.-C., COULOMB J.-L., *Éléments finis et CAO*, Hermes, Paris, 1986.
- [42] SINGH J., *Heat Transfer for Fluids and Systems for Process and Energy Applications*, New York, 1985.
- [43] WHITE F.M., *Heat Transfer*, University of Rhode Island, Addison-Wesley Publishing, London, 1984.
- [44] *American Institute of Physics Handbook*, Colonial Press Inc, New York, 1972, pp. 147-155.

MOTEURS ELECTRIQUES

- [45] CARDOLETTI L., CASSAT A., JUFER M., *Sensorless Position and Speed Control of a Brushless DC Motor from Start-up to Nominal Speed*, EPE Journal, Vol. 2, No 1, March 1992, pp. 25-34.
- [46] CASSAT A., *Brushless DC motors, Torque and Inductance Determination*, Proceedings 16th Annual Symposium on Incremental Motion Control Systems and Devices, Champaign, 1987.
- [47] CHATELAIN J., *Machines électriques Vol X*, Presses Polytechniques Romandes, Lausanne, 1983.
- [48] FAVRE E., *Contribution à l'analyse harmonique et à la synthèse de moteurs synchrones à aimants permanents*, Thèse No 870 du département d'électricité de l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Lausanne, 1990.
- [49] JUFER M., *Transducteurs électromécaniques Vol IX*, Presses Polytechniques Romandes, Lausanne, 1985.
- [50] JUFER M., *Moteurs à courant continu sans collecteur et entraînements électriques*, Bulletin ASE/UCS 78, 1987, pp. 1194-1200.
- [51] JUFER M., *Moteur coeur 3*, Rapport interne No 85/208 LEME/EPFL, Lausanne, 1985.
- [52] JUFER M., CRIVI M., HATEFI K., *Switched Synchronous Motors*, International Conference on the Evolution and Modern Aspects of Synchronous Machines, Zurich, August 1991.
- [53] KALLENBACH E., *Der Gleichstrommagnet*, Akademische Verlagsgesellschaft, Leipzig, 1969, p. 115.
- [54] LIWSCHITZ M., MARET L., *Calcul des machines électriques*, Tome 1, SPES Lausanne, 1967.
- [55] OSSENI R., *Modélisation et autocommutation de moteurs synchrones*, Thèse No 767 du département d'électricité de l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Lausanne, 1988.
- [56] OSSENI R., JUFER M., *Moteur coeur 3*, Rapport interne No 86/229 LEME/EPFL, Lausanne, 1986.
- [57] PERRIARD Y., JUFER M., *Dimensionnement du moteur pour ventricule implantable*, Rapport interne No 91/223 EPFL/LEME, Lausanne, 1991.

GENERALITES

- [58] GIECK K., *Formulaire technique*, Gieck-Verlag, 8ème edition, 1986.

- [59] GUYOT M., PERRIARD Y., *Le coeur artificiel : Un défi technologique et social*,
Projet HTE, Département de Microtechnique, EPFL, Lausanne, 1988.
- [60] *Catalogue Général SKF*, Carl Gerber Edition, 1982.

LISTE DES SYMBOLES

b	Largeur	[m]
B	Induction	[T]
c	Chaleur spécifique	[J/m ³ K]
C _{Fouc}	Coefficient des pertes par courant de Foucault	[-]
C _{Hyst}	Coefficient des pertes par hystérésis	[-]
C _{pertes}	Chiffre de pertes	[W/kg]
d	Diamètre	[m]
D	Débit	[m ³ /s]
e	Epaisseur	[m]
f	Fonction	[...]
F	Force	[N]
h	Hauteur	[m]
H	Champ magnétique	[H/m]
i, I	Courant	[A]
I	Moment d'inertie	[kgm ⁴]
j	Nombre imaginaire	[-]
J	Densité de courant	[A/m ²]
k	Coefficient de force	[N/A]
k	Numéro de l'incrément	[-]
k _{ab}	Coefficient relatif à l'aimant et la bobine	[-]
k _{al}	Coefficient de remplissage (aluminium)	[-]
k _b	Coefficient tenant compte de la distribution de l'induction	[-]
k _c	Coefficient de Carter	[-]
k _{cu}	Coefficient de remplissage (cuivre)	[-]
k _d	Coefficient tenant compte de la décharge dans la culasse	[-]
k _e	Coefficient tenant compte de l'espace entre les bobines	[-]
k _e	Rapport des épaisseurs	[-]
k _f	Coefficient de foisonnement	[-]
k _g	Coefficient de majoration de l'entrefer dû aux chutes de potentiel dans le fer	[-]
k _i	Coefficient d'inclinaison	[-]

k_{σ}	Coefficient de fuite	[-]
k_{τ}	Coefficient relatif à la longueur d'empilage et la largeur de dent	[-]
k_s	Facteur de raccourcissement	[-]
k_w	Coefficient de bobinage	[-]
k_z	Facteur de distribution	[-]
l	Longueur	[m]
L	Inductance	[H]
m	Masse	[kg]
m	Nombre de phases	[-]
M	Couple	[Nm]
n	Nombre d'incréments	[-]
N	Nombre de spires	[-]
Nu	Nombre de Nüsselt	[-]
p	Nombre de paires de pôles	[-]
p	Pas de la vis	[m]
P	Puissance	[W]
Pr	Nombre de Prandlt	[-]
q	Nombre d'encoches par pôle et par phase	[-]
r	Rayon	[m]
R	Réductance	[A/Vs]
R	Résistance électrique	[Ω]
R	Résistance thermique	[K/W]
Re	Nombre de Reynolds	[-]
S	Surface	[m ²]
t	Temps	[s]
T	Période	[s]
T	Température	[K]
u, U	Tension	[V]
v	Vitesse	[m/s]
V	Volume	[m ³]
Vol	Volume	[m ³]
x	Coordonnée cartésienne	[m]
X	Course	[m]
Z	Nombre d'encoches	[-]

α	Coefficient de convection	[W/m ² K]
α	Coefficient tenant compte de l'espace entre les aimants	[-]
α	Position angulaire	[rad]
β	Section totale d'encoche rapportée au carré du rayon d'alésage	[-]
δ	Entrefer	[m]
Φ	Flux d'induction magnétique	[Vs]
γ	Hauteur d'encoche rapportée au rayon d'alésage	[-]
η	Rendement	[-]
η	Viscosité du fluide	[Ns/m ²]
φ	Angle mécanique	[rad]
Λ	Perméance	[H]
λ	Conductibilité thermique	[W/mK]
λ_b	Coefficient de perméance de fuite de tête de dent	[-]
λ_z	Coefficient de perméance de fuite d'encoche	[-]
μ	Perméabilité	[Vs/Am]
π	Pi = 3.14159...	[-]
θ	Potentiel	[A]
$\Delta\theta$	Différence de température	[°C]
ρ	Masse volumique	[kg/m ³]
ρ	Résistivité	[Ω m]
τ	Constante de temps	[s]
τ	Pas	[m]
ω	Pulsation	[rad/s]
Ψ	Flux totalisé	[Vs]
Ω	Vitesse angulaire de rotation	[rad/s]

INDICES

a	Aimant
a	Relatif à l'alésage
aa	Axiale de l'aimant
acc	Accélération
al	Aluminium

al	Alimentation
atot	Longueur totale de l'activateur
b	Bobine
c	Caractéristique
c	Conducteur
c	Culasse
cext	Culasse externe
ch	De charge
cint	Culasse interne
col	Collagène
cu	Cuivre
d	Dentaire
d	A l'arrêt
d	Différentielle
dr	<i>Différentielle relative</i>
e	Externe
eff	Efficace
el	Electromagnétique
eq	Equivalent
ext	Extérieur
f	Frottement
fer	Fer
h	De champ principal
i	Induite
j	Joule
lin	Linéaire
max	Maximum
mec	Mécanique
mot	Moteur
moy	Moyen
N	D'encoche
N	Nominal
o	Active
o	Relatif à l'air
o	Relatif à l'origine
p	Polaire

p	Relatif à la pré-encoche
q	Numéro des lignes
r	Numéro des colonnes
s	Numéro des tranches
s	Statorique
sp	Moyenne d'une spire
th	Thermique
tot	Total
v	Relatif à la vis à rouleaux satellites
δ	Relatif à l'entrefer
σ	De fuite

CURRICULUM VITAE

Nom : PERRIARD
Prénom : Yves
Date de naissance : 21 décembre 1965
Nationalité : Suisse
Etat civil : marié

Formation

1984 - 1989 Etude d'ingénieur à l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne
1989 Obtention du Diplôme d'Ingénieur en Microtechnique
1990 Obtention du First Certificate of Cambridge
1989 - 1993 Assistant au Laboratoire d'Electromécanique et de Machines Electriques de L'EPFL

Publications

PERRIARD Y., CASSAT A., JUFER M., "*Electromagnetic Drive for Ventricule Assist Device Using Brushless DC Motor*", Proc. of IMCSD 19th Annal Conference, 1993, San José, CA (USA).

PERRIARD Y., JUFER M., "*Temperature Distribution Study of a Ventricular Assist Device Using Brushless DC Motor*", Proc. IMACS-TCI 93, Montréal, 1993, en soumission.

