

THÈSE

présentée
pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE TOULOUSE

Spécialité : Génie Electrique

par

Pascal LEPRINCE

Docteur en Médecine, Chirurgien Thoracique et Cardiovasculaire

Conception et modélisation d'actionneurs électroactifs innovants pour l'assistance circulatoire

Soutenue le 28 novembre 2005 devant le jury composé de :

| | | | |
|-------------|----------|----------------------------|--------------------|
| GANDJBAKHCH | Iradj | Professeur des universités | Président |
| CAPOLINO | Gérard | Professeur des universités | Rapporteur |
| LEGALLAIS | Cécile | Chargé de recherche CNRS | Rapporteur |
| KAROUIA | Mourad | Docteur, Ingénieur | Examineur |
| NOGAREDE | Bertrand | Professeur des universités | Directeur de thèse |

Thèse préparée au Laboratoire d'Electrotechnique et d'Electronique Industrielle de
l'ENSEEIH
UMR CNRS N°5828

A mes parents....
A Florence mon épouse, Dorian, Romain, Solène et Damien....

Remerciements

Cette thèse est avant tout l'histoire d'une rencontre avec quelqu'un d'extraordinaire : le Pr Bertrand Nogarède, responsable du laboratoire EM³ de l'Institut National Polytechnique de Toulouse. C'est grâce à son enthousiasme et à son énergie que nous avons pu, à partir de simples réflexions communes, monter progressivement ce projet. Je le remercie pour la confiance dont il m'a honoré ainsi que pour sa disponibilité et la clarté de ses explications et espère que nous aurons le plaisir de continuer ce travail ensemble.

Je remercie Mr Iradj Gandjbakhch, Professeur des universités et chef du service de chirurgie thoracique et cardiovasculaire du groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière de m'avoir fait l'honneur d'accepter d'être le président du jury réuni pour ma soutenance de thèse. Au-delà de cela, je tiens à le remercier pour la générosité avec laquelle, au fil de mon cursus de chirurgien cardiaque, il m'a aidé, encouragé, conseillé et fait confiance.

Je remercie Mr Alain Pavie, Professeur des universités et chirurgien dans le service de chirurgie thoracique et cardiovasculaire du groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière dont l'enthousiasme pour l'assistance circulatoire a été communicatif. C'est encore le mot générosité qui revient si j'évoque ses enseignements, ses conseils, sa confiance et le temps partagé sans compter.

Je remercie Mr Gérard Capolino, Professeur à la faculté de mathématiques et d'informatique de l'université de Picardie, d'avoir accepté d'être rapporteur de ma thèse. Son ouverture d'esprit et ses commentaires ont indéniablement donné du relief à ma soutenance.

Je remercie Mme Cécile Legallais, directeur de recherche CNRS dans le laboratoire de biomécanique et génie médical de l'université de technologie de Compiègne (UMR CNRS 6600), non seulement pour avoir accepté d'être rapporteur de ma thèse mais aussi pour son aide et ses conseils en mécanique des fluides ainsi que pour l'enthousiasme qu'elle porte à nos travaux futurs.

Je remercie Mr Mourad Karouia, docteur en robotique et ingénieur dans le service de chirurgie thoracique et cardiovasculaire du groupe hospitalier Pitié-salpêtrière d'avoir accepté d'être parmi les membres de mon jury mais aussi et surtout pour son aide précieuse depuis le début et tout au long de cette thèse et pour son amitié. Sa patience, sa gentillesse et son efficacité ont été d'une aide aussi agréable que constructive.

Je remercie Mr Christophe Viguié, mon « co-thésard », pour les efforts qu'il a fait pour que notre projet commun progresse. C'est avec grand plaisir que j'ai partagé avec lui ces 3 années de travail et je le remercie pour sa bonne humeur et son adaptabilité.

Je remercie Mr Nicolas Martinez pour son investissement dans les travaux de numérisation et la réalisation du banc d'essai. Ses explications patientes m'ont permis d'appréhender des domaines éloignés de ma formation de médecin.

Je remercie toute l'équipe du laboratoire d'électrodynamique EM3 pour son accueil chaleureux, sa disponibilité et l'ouverture d'esprit qui y règne.

Je remercie Mr le Pr Graffeuil, directeur de l'école doctorale de Génie Electrique Electronique Télécommunications de l'université Paul Sabatier à Toulouse et Mrs les Pr

Morancho et Casamata, présidents de l'Institut National Polytechnique de Toulouse de m'avoir accueilli au sein de l'école doctorale et de l'INPT et de m'y avoir aménagé des conditions privilégiées.

Je tiens à dédier un remerciement spécial à Mme Boden qui, au cours de ces 3 années, m'a complètement déchargé des procédures administratives et ce avec autant de gentillesse que d'efficacité.

Je remercie tous les membres de l'équipe de chirurgie cardiaque du groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière grâce auxquels l'activité clinique reste un réel plaisir et dont la collaboration est indispensable pour pouvoir s'investir dans des travaux de recherche.

Table des matières

| | |
|---|----|
| Introduction générale | 1 |
| Chapitre 1 : Assistance circulatoire : passé, présent, futur | 3 |
| 1.1 Historique | 5 |
| 1.2 Les systèmes d'assistances circulatoires ayant fait leur preuve | 7 |
| 1.2.1 Définitions | 7 |
| 1.2.2 Les pompes centrifuges | 8 |
| 1.2.3 Les assistances circulatoires pneumatiques paracorporelles | 9 |
| 1.2.4 Les assistances circulatoires électriques implantables | 10 |
| 1.2.5 Le cœur artificiel total Cardiowest | 10 |
| 1.2.6 Résultats cliniques actuels obtenus avec l'assistance circulatoire | 11 |
| 1.2.6.1 Survie | 11 |
| 1.2.6.2 Validation du concept d'implantation définitive | 12 |
| 1.3 Améliorations apportées aux assistances circulatoires | 13 |
| 1.3.1 Consoles « portables » | 13 |
| 1.3.2 Assistance pneumatique implantable : l'I-VAD (implantable ventricular assist device) | 15 |
| 1.4 Les assistances circulatoires récentes | 16 |
| 1.4.1 Le Lion Heart | 16 |
| 1.4.2 Les pompes rotatives | 18 |
| 1.4.2.1 Les pompes axiales | 18 |
| 1.4.2.2 Les pompes centrifuges | 20 |
| 1.4.2.3 Le cœur artificiel total électrique Abiocr | 21 |
| Chapitre 2 : Etat de l'art des technologies utilisées pour la conception de systèmes d'assistances circulatoires | 23 |
| 2.1 Les pompes volumétriques | 25 |
| 2.1.1 Les systèmes pneumatiques | 25 |
| 2.1.1.1 Les assistances circulatoires pneumatiques | 25 |
| 2.1.1.2 Le cœur artificiel total pneumatique | 26 |
| 2.1.2 Les systèmes électriques | 29 |
| 2.1.2.1 Les assistances circulatoires | 29 |
| 2.1.2.1.1 Le Novacor | 29 |
| 2.1.2.1.2 Le HeartMate ou TCI | 31 |
| 2.1.2.2 Le cœur artificiel total électrique | 32 |
| 2.1.3 Les autres concepts de pompes volumétriques | 34 |
| 2.1.3.1 La pompe hypocycloïdale | 35 |
| 2.1.3.2 Le cœur artificiel total Ovalis | 36 |
| 2.1.3.3 Cœur artificiel total électromécanique | 37 |
| 2.1.3.4 Le système Magscrew | 38 |
| 2.2 Les pompes rotatives | 39 |
| 2.2.1 Rappel sur les pompes rotatives | 39 |
| 2.2.1.1 Les pompes centrifuges | 40 |
| 2.2.1.2 Les pompes axiales | 42 |
| 2.2.2 Le problème de l'axe de rotation dans les pompes rotatives | 43 |
| 2.2.3 Systèmes de joints innovants | 46 |
| 2.2.3.1 Pompes rotatives à joint hydraulique | 46 |
| 2.2.3.1.1 Pompes centrifuge à joint hydraulique | 46 |
| 2.2.3.1.2 Pompes axiale à joint hydraulique | 48 |

| | | |
|---|---|-----|
| 2.2.3.2 | Utilisation des matériaux ferrofluides pour réaliser le joint de l'axe d'entraînement | 50 |
| 2.2.4 | Concept innovant d'axe de rotation : la pompe centrifuge à déplacement axial | 52 |
| 2.2.5 | Les pompes centrifuges à sustentation électromagnétique | 54 |
| 2.2.5.1 | Pompes centrifuges à contrôle actif de 5 degrés de liberté | 54 |
| 2.2.5.2 | Pompes centrifuges à contrôle actif de 4 degrés de liberté | 55 |
| 2.2.5.3 | Pompes centrifuges à contrôle actif de 3 degrés de liberté | 56 |
| 2.2.5.4 | Pompes centrifuges à contrôle actif de 2 degrés de liberté | 60 |
| 2.2.5.5 | Intégration des fonctions de moteur et de sustentation | 62 |
| 2.2.6 | Pompe axiale à suspension magnétique | 65 |
| 2.2.6.1 | La pompe Incor | 65 |
| 2.2.6.2 | Mini-pompe axiale à suspension magnétique : Magnevad | 67 |
| 2.2.7 | Autres systèmes de sustentation | 69 |
| 2.2.7.1 | Pompe à suspension hydraulique | 70 |
| 2.2.7.2 | Pompe à suspension hybride, hydraulique et magnétique Coraide | 71 |
| 2.3 | Autres systèmes de pompes non volumétriques | 73 |
| 2.3.1 | Le cœur artificiel total à ondulations | 73 |
| 2.3.2 | La pompe « FishTail » | 75 |
| Chapitre 3 : Etude expérimentale sur la mise au point d'un actionneur réalisé à partir d'un fluide magnéto-rhéologique | | 79 |
| 3.1 | Rappel sur le magnétisme | 80 |
| 3.1.1 | Historique | 80 |
| 3.1.2 | Différents types de comportements magnétiques | 81 |
| 3.2 | Description de l'actionneur envisagé | 82 |
| 3.2.1 | Aspect général | 82 |
| 3.2.2 | Recherche bibliographique | 83 |
| 3.3 | Choix du matériau | 84 |
| 3.3.1 | Les matériaux électroactifs | 84 |
| 3.3.1.1 | Composés piézoélectriques ou électrostrictifs | 85 |
| 3.3.1.2 | Alliages magnétostrictifs | 85 |
| 3.3.1.3 | Fluides magnéto-rhéologiques | 86 |
| 3.3.1.4 | Alliages à mémoire de forme | 88 |
| 3.3.1.5 | Comparaison des différents procédés | 88 |
| 3.4 | Etude expérimentale | 89 |
| 3.4.1 | Forces mises en jeu au sein du FMR | 89 |
| 3.4.2 | Exemples d'utilisation des FMR | 92 |
| 3.4.3 | Etude par simulation du principe d'actionnement préconisé | 93 |
| 3.4.3.1 | Tenseur de Maxwell | 93 |
| 3.4.3.2 | Caractéristiques du FMR utilisé pour la simulation de notre actionneur | 96 |
| 3.4.3.2.1 | Perméabilité | 96 |
| 3.4.3.2.2 | Viscosité | 96 |
| 3.4.3.2.3 | Densité | 96 |
| 3.4.3.3 | Résultats des simulations : allongement de la capsule | 97 |
| 3.4.3.3.1 | Forces calculées | 98 |
| 3.4.3.3.2 | Application sur la capsule des forces calculées | 99 |
| 3.4.3.4 | Résultats des simulations : déformation de la capsule sous la forme d'un disque | 101 |
| 3.5 | Construction d'un actionneur magnéto-hydraulique | 102 |

| | |
|---|------------|
| 3.5.1 Description de l'actionneur magnéto-hydraulique | 102 |
| 3.5.2 Résultats | 103 |
| Chapitre 4 : Conception et expérimentation d'un actionneur électro-mécanique vibratoire anti-thrombotique | 107 |
| 4.1 Gestion clinique de l'anticoagulation chez les patients sous assistance circulatoire | 110 |
| 4.2 Thrombose et revêtement synthétique de surface des assistances | 112 |
| 4.2.1 Thrombose et Novacor | 112 |
| 4.2.2 Thrombose et HeartMate | 114 |
| 4.2.3 Circuits de circulation extracorporelle « biocompatible » | 115 |
| 4.3 Thrombose et écoulement des fluides dans les systèmes d'assistance circulatoire | 115 |
| 4.3.1 Ecoulement dans les pompes volumétriques | 116 |
| 4.3.2 Ecoulement dans les pompes centrifuges | 118 |
| 4.3.3 Ecoulement dans les pompes axiales | 121 |
| 4.4 Etude expérimentale concernant l'influence d'une action vibratoire externe sur la formation d'un caillot dans un tube synthétique | 123 |
| 4.4.1 Conception et validation d'un modèle de formation de caillot adapté à nos besoins | 123 |
| 4.4.1.1 Le circuit | 124 |
| 4.4.1.2 Préparation du sang | 126 |
| 4.4.1.3 Validation du modèle | 127 |
| 4.4.1.4 Caractéristiques de l'écoulement au sein de notre circuit | 132 |
| 4.4.1.5 Simulation numérique de l'écoulement d'un fluide au niveau du raccord test R2 | 134 |
| 4.4.2 Description de l'actionneur piézoélectrique | 136 |
| 4.4.3 Etude de l'effet antithrombotique obtenu par application de vibrations au contact de la paroi du raccord test R2 | 138 |
| 4.4.3.1 Première configuration : PIVERT 1 | 138 |
| 4.4.3.2 Deuxième configuration : PIVERT 2 | 142 |
| 4.4.3.3 Troisième configuration : PIVERT 3 | 147 |
| 4.4.3.4 Interaction du sang circulant avec la paroi d'un tube | 150 |
| Conclusion générale | 155 |
| Références | 158 |

Table des figures

| | | |
|------|---|----|
| 1.1 | Assistance circulatoire décrite et implantée par M. DeBakey en 1966 | 5 |
| 1.2 | Première implantation d'un cœur artificiel total par Devries en 1982 | 6 |
| 1.3 | Schéma d'implantation d'une assistance circulatoire | 7 |
| 1.4 | Schéma d'implantation d'un cœur artificiel total | 8 |
| 1.5 | implantation dans les vaisseaux fémoraux des canules d'une pompe centrifuge type ECMO | 9 |
| 1.6 | Schéma d'une assistance circulatoire paracorporelle | 9 |
| 1.7 | Détail du passage per-cutané des canules | 9 |
| 1.8 | Assistance électrique implantable Novacor | 10 |
| 1.9 | Assistance électrique implantable HeartMate | 10 |
| 1.10 | Collerettes et tubes suturés aux oreillettes et aux gros vaisseaux pour l'implantation d'un Cardiowest | 11 |
| 1.11 | Ventricules du Cardiowest connectés | 11 |
| 1.12 | Console du Thoratec | 13 |
| 1.13 | Console portable du Thoratec | 13 |
| 1.14 | Console du Cardiowest | 14 |
| 1.15 | Photos de patients avec 2 types de consoles portables pour le Cardiowest | 14 |
| 1.16 | Comparaison entre le Thoratec paracorporel (à droite) et le Thoratec implantable (à gauche) | 15 |
| 1.17 | Mécanisme actif de la pompe Lion Heart | 16 |
| 1.18 | Différents éléments associés au Lion Heart | 17 |
| 1.19 | Radiographie montrant les différents éléments implantés du Lion Heart | 18 |
| 1.20 | Exemples de pompes axiales | 19 |
| 1.21 | Pompes centrifuges implantables | 21 |
| | | |
| 2.1 | Schéma d'une assistance circulatoire pneumatique | 24 |
| 2.2 | Corps de pompe et poche du Thoratec® | 26 |
| 2.3 | Les ventricules du cœur artificiel total Cardiowest® | 27 |
| 2.4 | Analyse de la vitesse du retour d'air pendant le remplissage | 28 |
| 2.5 | Analyse de la pression d'air pendant la phase d'éjection | 28 |
| 2.6 | Schéma du Novacor | 29 |
| 2.7 | Photo du mécanisme interne du Novacor | 30 |
| 2.8 | Aspect extérieur du Novacor | 31 |
| 2.9 | Vue en coupe du HeartMate | 31 |
| 2.10 | Vue externe du HeartMate | 32 |
| 2.11 | Vue intérieure de l'Abiocor | 33 |
| 2.12 | Vue externe de l'Abiocor | 33 |
| 2.13 | Cœur artificiel total de l'équipe d'Osaka | 34 |
| 2.14 | Schéma de la pompe hypocycloïdale | 35 |
| 2.15 | Cycle de la pompe hypocycloïdale | 35 |
| 2.16 | Schéma de l'actionneur du système Ovalis | 36 |
| 2.17 | Cycles du système Ovalis | 37 |
| 2.18 | Vue éclatée du cœur artificiel total électromécanique | 38 |
| 2.19 | Le système Magscrew | 39 |
| 2.20 | Pompe centrifuge externe | 41 |
| 2.21 | Schéma interne d'une pompe centrifuge | 41 |

| | | |
|-------------|---|-----------|
| 2.22 | Vue latérale d'une pompe centrifuge | 41 |
| 2.23 | Pompe centrifuge et son moteur | 41 |
| 2.24 | Schéma en coupe d'une pompe axiale | 42 |
| 2.25 | Performances des pompes axiales et centrifuges | 43 |
| 2.26 | Schéma en coupe de la pompe axiale HeartMate II | 44 |
| 2.27 | La pompe axiale Jarvik 2000 | 45 |
| 2.28 | a) Vue en coupe de la pompe centrifuge à joint hydraulique, b) Détail du circuit d'étanchéité | 46-47 |
| 2.29 | Schéma général du circuit externe | 47 |
| 2.30 | Vue en coupe de la pompe Impella | 48 |
| 2.31 | : Taille des pompes Impella | 49 |
| 2.32 | Schéma d'implantation trans-valvulaire d'une pompe Impella | 49 |
| 2.33 | Schéma du système d'étanchéité par ferrofluide | 50 |
| 2.34 | Courbe de « pression d'étanchéité » en fonction de la vitesse de rotation | 51 |
| 2.35 | Courbe de pression d'étanchéité en fonction de l'espace autour de l'axe et du type d'aimant utilisé | 51 |
| 2.36 | Pompe centrifuge à déplacement axial | 52 |
| 2.37 | Coupe du système rotor (1)-roulement (2)-axe (3) | 52 |
| 2.38 | Mouvements de translation de la turbine en fonction du cycle systolo-diatolique | 53 |
| 2.39 | Schéma d'une pompe centrifuge a sustentation magnétique avec contrôle actif de 5 degrés de liberté | 55 |
| 2.40 | Schéma d'une pompe centrifuge a sustentation magnétique avec contrôle actif de 4 degrés de liberté | 56 |
| 2.41 | Vue en coupe du système de sustentation hydrodynamique complémentaire | 56 |
| 2.42 | Représentation de la pompe centrifuge DuraHeart | 57 |
| 2.43 | Sustentation magnétique avec contrôle actif de 3 degrés de liberté | 58 |
| 2.44 | Les 2 configurations de stators testées | 59 |
| 2.45 | Force d'attraction développée par le stator supérieur en fonction de l'éloignement entre le stator et le rotor | 59 |
| 2.46 | Déplacement radial de la turbine en fonction du type de stator utilisé | 60 |
| 2.47 | Suspension magnétique passive du HeartMate III (axiale et tangage) | 61 |
| 2.48 | Aspect externe et coupe de la pompe HeartMate III | 61 |
| 2.49 | Performances in vivo de la pompe centrifuge HeartMate III | 62 |
| 2.50 | Pompe à contrôle actif de 2 degrés de liberté et moteur intégré | 63 |
| 2.51 | Contrôle passif du déplacement axial et de la bascule | 63 |
| 2.52 | Magnétisation des aimants selon le principe d'Halbach | 64 |
| 2.53 | Moteur intégré utilisant la force de Lorentz | 64 |
| 2.54 | Consommation et performances de la pompe à contrôle actif de 2 degrés de liberté et moteur intégré | 65 |
| 2.55 | Schéma en coupe de la pompe axiale Incor | 66 |
| 2.56 | <i>Pompe axiale incor</i> | 66 |
| 2.57 | Performances de la pompe axiale Incor | 67 |
| 2.58 | La pompe axiale Magnevad | 68 |
| 2.59 | Coupe de la pompe Magnevad | 68 |
| 2.60 | Courbe d'efficacité de la pompe Magnevad | 69 |
| 2.61 | Coupe de la pompe Gyro PI 710 | 70 |
| 2.62 | Mouvements d'oscillation de la turbine au cours du cycle systolo-diatolique | 71 |
| 2.63 | Schéma et photo des éléments composant la pompe Coraide | 72 |
| 2.64 | Schéma des flux primaire et secondaire dans la pompe Coraide | 72 |
| 2.65 | Performance de la pompe Coraide | 73 |

| | | |
|------|---|-----|
| 2.66 | Principe de fonctionnement de la pompe à ondulation | 74 |
| 2.67 | Géométrie de la pompe à ondulation | 74 |
| 2.68 | La pompe FishTail et son moteur | 75 |
| 2.69 | Schéma en coupe de la pompe FishTail | 76 |
| | | |
| 3.1 | Représentation schématique de l'actionneur envisagé | 82 |
| 3.2 | Schéma de la pompe Enabler | 83 |
| 3.3 | Cycles systolo-diastoliques de la pompe Enabler | 84 |
| 3.4 | Schéma du comportement d'un FMR dans un champ | 86 |
| 3.5 | Relation entre taux et contrainte de cisaillement dans un FMR | 87 |
| 3.6 | Courbes de charge et de décharge d'un FMR | 87 |
| 3.7 | Performances dynamiques spécifiques des différents actionneurs | 89 |
| 3.8 | Courbe de perméabilité en fonction de la concentration en particules de fer | 91 |
| 3.9 | Prothèse de membre inférieur réalisée à partir de FMR | 92 |
| 3.10 | Schématisation des forces exercées par 2 corps magnétiques A et B sur une surface entourant le corps | 93 |
| 3.11 | Structure de l'actionneur | 97 |
| 3.12 | Aspect du champ magnétique dans la structure | 98 |
| 3.13 | Orientation du champ dans la capsule | 98 |
| 3.14 | Simulation de la déformation de la capsule | 100 |
| 3.15 | <i>Courbe de déformation de la capsule en fonction du temps</i> 100 | |
| 3.16 | Schéma de la bobine disposée en fer à cheval et des lignes de champ | 101 |
| 3.17 | Schéma des lignes de champ développées par 2 bobines en fer à cheval (a) et forces résultantes (b) | 101 |
| 3.18 | Plan de l'actionneur magnéto-hydraulique | 102 |
| 3.19 | Photo de l'actionneur magnéto-hydraulique | 103 |
| | | |
| 4.1 | Schéma classique de la coagulation | 108 |
| 4.2 | Processus de fibrinolyse | 109 |
| 4.3 | Résultat typique d'un thromboélastogramme | 110 |
| 4.4 | Corrélation entre formation du caillot vue en microscopie électronique et thromboélastogramme | 111 |
| 4.5 | Pseudointima dans le tube d'admission d'un Novacor | 113 |
| 4.6 | Analyse en microscopie de la pseudointima | 113 |
| 4.7 | Courbe de survie en l'absence d'accident thromboembolique avec les différents tubes d'admission du Novacor | 114 |
| 4.8 | Taux de cisaillement dans le « Penn state artificial heart » en fin de diastole | 117 |
| 4.9 | Taux de cisaillement dans le « Penn state artificial heart » en fin de diastole et début de systole | 117 |
| 4.10 | Taux de cisaillement dans le « Penn state artificial heart » pendant la systole | 118 |
| 4.11 | Vecteurs vitesses, taux de cisaillement et thrombus pour une turbine comportant 4 orifices de vidange de 2,5 mm de diamètre | 118 |
| 4.12 | Vecteurs vitesses, taux de cisaillement et thrombus pour une turbine comportant 4 orifices de vidange de 5 mm de diamètre | 119 |
| 4.13 | Vecteurs vitesses, taux de cisaillement et thrombus pour une turbine ne comportant qu'un seul orifice central | 119 |
| 4.14 | Visualisation de l'écoulement au voisinage du pivot pour différents diamètres de l'orifice central | 120 |
| 4.15 | Vecteurs vitesses, visualisation de flux et thrombus pour une turbine | |

| | |
|--|------------|
| comportant un seul orifice central de 7 mm de diamètre et après modification de la géométrie du pivot | 120 |
| 4.16 Visualisation de l'écoulement à l'entrée d' une pompe axiale | 121 |
| 4.17 Visualisation de l'écoulement à la sortie d' une pompe axiale | 122 |
| 4.18 Raccords utilisés dans le circuit | 124 |
| 4.19 Le circuit expérimental. a) aspect général, b) zone des raccords | 125 |
| 4.20 Pompe à galets | 126 |
| 4.21 Cathéter introduit dans la veine jugulaire interne du cochon | 126 |
| 4.22 Courbe des durées de coagulation en fonction de l'IPT | 129 |
| 4.23 Photo d'un tube après expérimentation montrant l'absence de dépôts | 129 |
| 4.24 Thrombose localisée aux 2 branches de bifurcation du raccord R2 | 130 |
| 4.25 Thrombose extensive du raccord R2 | 130 |
| 4.26 Quelques dépôts visibles à la surface du raccord R1, sans thrombus | 131 |
| 4.27 Dépôts visibles à la surface du raccord R3, sans thrombus | 131 |
| 4.28 Schématisation de l'écoulement d'un fluide dans un tube | 132 |
| 4.29 Viscosité relative du sang en fonction des taux de cisaillement pour du sang total, du sang dilué et du sang dont les érythrocytes ont été fixés | 133 |
| 4.30 Lignes de flux dans le raccord R2 | 135 |
| 4.31 Vecteurs vitesse dans le raccord R2 | 135 |
| 4.32 Représentation de l'actionneur | 136 |
| 4.33 Schéma d'un barreau de céramiques multicouches | 137 |
| 4.34 Représentation des pistons | 137 |
| 4.35 PIVERT 1 | 138 |
| 4.36 Site d'application des vibrations | 138 |
| 4.37 Caractéristiques de PIVERT 1 | 139 |
| 4.38 Comparaison de la courbe Durée/IPT obtenue avec le PIVERT 1 par rapport à la courbe des groupes contrôles | 140 |
| 4.39 Raccords R2 et R3 à la fin d'une expérience avec PIVERT 1 | 141 |
| 4.40 Sang coagulé dans le circuit après une expérience avec PIVERT 1 | 142 |
| 4.41 PIVERT 2 | 142 |
| 4.42 Site d'application des vibrations | 142 |
| 4.43 Caractéristiques de PIVERT 2 | 143 |
| 4.44 Comparaison de la courbe Durée/IPT obtenue avec le PIVERT 2 par rapport à la courbe des groupes contrôles | 144 |
| 4.45 Thrombus uniquement au niveau de R2 | 144 |
| 4.46 Thrombus uniquement au niveau de R3 | 145 |
| 4.47 Thrombose de R2 et R3 | 145 |
| 4.48 Thrombus dans une seule branche des raccords | 146 |
| 4.49 Absence de thrombus | 146 |
| 4.50 PIVERT 3 | 147 |
| 4.51 Site d'application des vibrations | 147 |
| 4.52 Caractéristiques de PIVERT 3 | 147 |
| 4.53 Comparaison de la courbe Durée/IPT obtenue avec le PIVERT 3 par rapport à la courbe des groupes contrôles | 149 |
| 4.54 Présence de thrombus au niveau des 3 raccords | 150 |
| 4.55 Phénomène de séparation de flux au niveau d'une bifurcation | 151 |
| 4.56 Concentrations plaquettaires (taux de radioactivité) au niveau d'une zone de rétrécissement en fonction des vitesses d'écoulement | 152 |

Liste des tableaux

| | | |
|-----|--|-----|
| 3.1 | Perméabilités mesurées et calculées pour différentes concentrations en particules de fer | 91 |
| 3.2 | Densité du FMR utilisé en fonction de la concentration de particules de fer | 97 |
| 4.1 | Résultats des expériences réalisées en présence d'héparine | 127 |
| 4.2 | Résultats des expériences réalisées sans héparine | 128 |
| 4.3 | Moyennes, déviations standards et médianes des résultats des expériences réalisées avec et sans héparine | 128 |
| 4.4 | Résultats obtenus avec la première configuration du PIVERT | 139 |
| 4.5 | Résultats obtenus avec PIVERT 2 | 143 |
| 4.6 | Résultats obtenus avec PIVERT 2 à la seconde fréquence de résonance | 147 |
| 4.7 | Résultats obtenus avec PIVERT 3 | 149 |

Résumé

Notre travail a consisté, via une collaboration étroite entre physiciens et médecins, à explorer 2 axes de recherche d'application des matériaux électroactifs aux fonctions princeps des pompes d'assistance circulatoire.

Dans le premier chapitre, nous avons d'abord fait le point sur l'historique de l'assistance circulatoire et sur les résultats cliniques. Nous avons tout particulièrement insisté sur l'évolution du concept même d'utilisation de l'assistance circulatoire, passant du traitement provisoire en attente de transplantation à un traitement à part entière de l'insuffisance cardiaque.

Dans le second chapitre, nous avons passé en revue les différents procédés technologiques utilisés pour la réalisation des assistances circulatoires. Après une description succincte des systèmes pneumatiques anciens, nous nous sommes plus particulièrement intéressés aux systèmes électromagnétiques.

Ceci nous a amené dans le troisième chapitre, à décrire la conception d'un actionneur innovant, intégrant les fonctions pompe et valve d'une assistance circulatoire et n'utilisant aucune liaison mécanique directe. Cet actionneur est constitué d'une enveloppe élastique remplie d'un fluide magnétorhéologique, déformée et translaturée par application d'un champ magnétique. A l'aide du tenseur de Maxwell la distribution des forces de déformations a été déterminée théoriquement. Un banc d'essai magnétohydraulique a été réalisé afin de tester les conditions de fonctionnement.

Le quatrième chapitre a consisté à décrire le développement d'un mécanisme anti-thrombotique piézoélectrique. Après avoir passé en revue les autres méthodes utilisées pour limiter les phénomènes thrombo-emboliques au sein des assistances circulatoires, nous avons d'abord décrit la mise au point et la validation d'un modèle expérimental de circuit visant à obtenir de façon reproductible la formation de caillots. Puis, nous avons étudiés l'action de vibrations produites par un actionneur piézoélectrique sur la formation de caillots.

Ce travail nous a permis de mettre en exergue le caractère indispensable d'une étroite collaboration entre des spécialités éloignées. Elle a abouti à la réalisation de 2 actionneurs, dont l'un intègre la fonction de pompe et de valve. Les matériaux électroactifs utilisés nous semblent particulièrement bien adaptés à la réalisation de ces actionneurs, tant pour l'expérimentation que pour des applications potentielles à moyen terme.

Mots-clés :

Assistance circulatoire, Insuffisance cardiaque, Thrombose, Matériaux électroactifs, Fluide magnétorhéologique, Matériaux piézoélectriques

Abstract

Our goal was to explore 2 innovative approaches of using electroactive materials to replace main functions of circulatory support devices through a close collaboration between physic researchers and medical doctors.

In the first chapter we summarized mechanical circulatory support device history and pointed out actual clinical results. We particularly focused on the evolving concept of clinical use of mechanical circulatory support device from bridge to transplantation to destination therapy.

In the second chapter we analysed the different technologies used as actuators in the field of mechanical circulatory support devices with special emphasis of electromagnetic devices.

This lead us in the third chapter to describe a novel actuator characterized by integration of both valve and pump functions and by the absence of direct mechanical link. This actuator is made of an elastic envelope, filled with a magnetorheological fluid, deformed and driven using a magnetic field. Maxwell tensor method was used to determine the distribution of deformation forces. A magnetohydraulic bench was built up to test functioning parameters.

In the fourth chapter we described the conception of a piezoelectric based anti-thrombotic device. We first analysed the different methods used to limit thrombus formation in mechanical circulatory support devices. Then we described the conception and validation of a circulating blood filled circuit to study clot formation. Finally we studied the effect of the application of vibrations to the wall of the circuit to modify clot formation.

Our study pointed out the necessity of close collaboration between different specialties. It lead to the conception of 2 actuators, one showing the integration of 2 functions: the pump and the valve. Electroactive technologies we used were well adapted to the conception of these actuators for experimentation as well as for potential mid-term applications.

Key-words: Mechanical circulatory support device, Heart failure, Thrombosis, Electroactive technologies, Magnetorheologic fluid, Piezoelectric components.

Introduction générale

« **C'est encore un matériel inventé par des ingénieurs !!!** ». Combien de fois ai-je prononcé ou entendu prononcer cette phrase au bloc opératoire, en réanimation ou ailleurs. « **Il suffirait que ce soit comme ceci, comme cela...** ». Cette thèse a la prétention de se situer en amont de tout cela. Elle est d'abord l'histoire d'une vraie collaboration : pas d'une sous-traitance des idées des uns par le savoir faire des autres mais d'un vrai travail en commun dans lequel les médecins (en l'occurrence moi) essaient de comprendre, de traduire et d'utiliser les compétences, les modes de raisonnement et les outils de réflexion et de recherche qui peuvent paraître évident à des ingénieurs-chercheurs, tandis que les ingénieurs-chercheurs (en l'occurrence Bertrand Nogarède, Christophe Viguier et Nicolas Martinez) font l'effort de comprendre le fonctionnement du corps humain et les impératifs dictés par la physiologie, de reformuler les questions ou les concepts proposés par les médecins et de chercher dans leur savoir, dans leur savoir-faire, dans leur arsenal de matériaux et de technologies employées parfois depuis longtemps dans d'autres domaines, afin de proposer des solutions adaptées ou adaptables aux besoins.

L'histoire de cette thèse c'est aussi la volonté d'étudier des concepts novateurs. La richesse des technologies récentes, notamment dans le domaine électromagnétique, ne peut être pleinement exploitée que si des voies nouvelles sont explorées. Il est certes intéressant d'utiliser ces nouvelles technologies pour améliorer ce qui existe déjà : augmenter le rendement, diminuer la taille, améliorer le contrôle etc... Toutefois, il est encore plus passionnant d'essayer de créer des concepts qui n'existent pas ou ne sont pas encore utilisés dans un domaine spécifique. Là encore, cela requière le plus souvent un regard neuf des uns sur l'activité des autres afin de redéfinir les fonctions des systèmes utilisés et d'imaginer d'autres moyens pour les remplir.

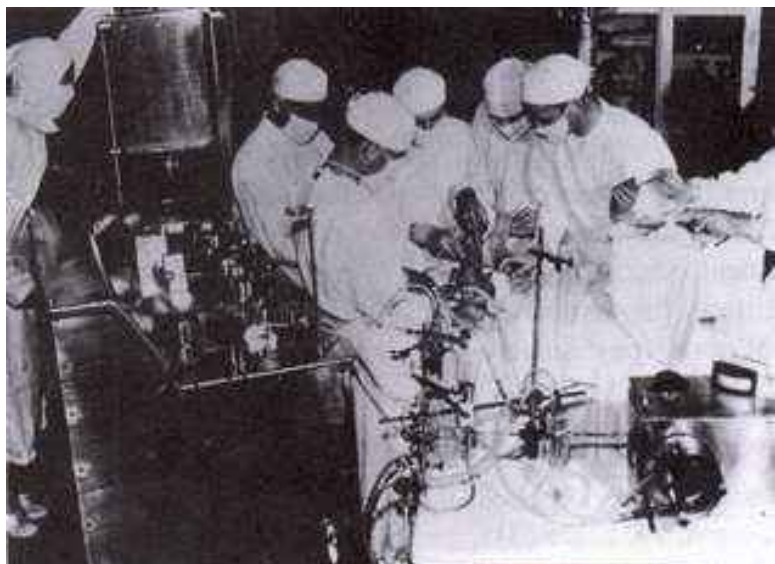
Bien que cette thèse soit réalisée au sein d'un laboratoire de recherche en électrotechnique et électromagnétisme, son domaine spécifique est avant tout l'assistance circulatoire. Depuis, le milieu des années 50, il est possible d'arrêter le cœur d'un patient pour pouvoir l'opérer pendant qu'une machine de circulation extracorporelle supplée totalement sa circulation sanguine. Il est d'ailleurs à noter que ces machines de circulation extracorporelle remplacent non seulement la fonction cardiaque mais aussi la fonction pulmonaire. Toutefois, il s'est rapidement avéré que ces systèmes n'étaient utilisables que sur des courtes durées. Au cours de la seconde moitié du XX^{ème} ont été développées des pompes de plus en plus perfectionnées dans le but de pouvoir remplacer définitivement la fonction du cœur. Parallèlement à cette approche mécaniciste de la question s'est développée la transplantation cardiaque. Actuellement, le cœur d'un autre être humain est la « prothèse » la plus efficace en terme de fiabilité et de durabilité. Arrêtons nous quelques lignes sur ce point. Réaliser une transplantation cardiaque nécessite de forcer ou de détourner de nombreux mécanismes biologiques : celui par exemple de la mort cellulaire puisqu'une fois prélevé le greffon va rester plusieurs heures sans être vascularisé ; ou encore celui de l'immunité afin d'éviter que ce greffon ne soit reconnu comme tissu étranger et rejeté. Malgré la complexité de ces mécanismes et des effets indésirables encourus à les violer, la transplantation cardiaque s'est développé plus rapidement et plus facilement que l'assistance circulatoire en assurant des résultats nettement supérieurs.

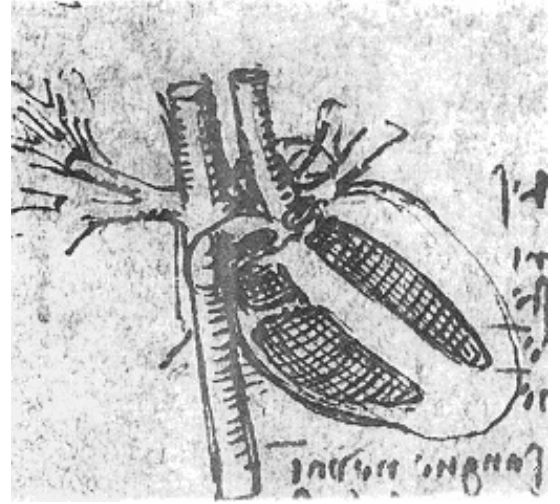
Finalement, il n'est peut-être pas si simple de remplacer la fonction cardiaque par une pompe artificielle. Les impératifs de la physiologie et les lois de la biologie semblent s'allier pour

rendre obsolètes des concepts qui ont pourtant fait preuve de leur efficacité dans des domaines multiples de l'industrie, à chaque fois qu'il est nécessaire de pomper un liquide. Il faut dire que lorsque l'on parle de milieu hostile, l'organisme s'impose là tant par sa fragilité vis à vis des matériaux étrangers que par sa réactivité parfois auto-délétère à leur égard. Alors pourquoi aborder l'assistance circulatoire par une approche physique plutôt que par une approche biologique ou génétique. Tout d'abord parce que la transplantation est limitée par un certain nombre de problèmes dont celui de la disponibilité du traitement (ou parfois de son indisponibilité) qui impose une attente souvent longue, parfois rédhibitoire. De plus, les médicaments anti-rejet sont associés à un taux non négligeables d'effets étiquetés comme indésirables mais parfois dramatiques. Ensuite, les autres thérapeutiques biologiques ou génétiques (xénotransplantation, transplantation de cellules, engineering tissulaire...) bien que prometteuses pour certaines semblent encore au stade où l'application potentielle recule à chaque nouvelle découverte. Enfin, le domaine de l'assistance circulatoire n'a pas été sans progresser.

Nous décrirons d'ailleurs dans le chapitre premier les indications d'utilisation et l'évolution des résultats cliniques obtenus avec les différents systèmes d'assistance circulatoire. Ceci nous permettra notamment d'insister sur la modification à laquelle nous assistons depuis quelques années concernant le concept même de l'utilisation de ces systèmes. Dans le second chapitre, nous nous sommes intéressés aux technologies utilisées pour la réalisation de la fonction « pompe » des assistances circulatoires. Afin d'éviter que ce chapitre ne soit une liste à la Prévert, nous n'avons pas cherché à être exhaustifs par rapport aux différents systèmes existants mais plutôt par rapport aux concepts technologiques, qu'ils aient fait preuve ou non de leur efficacité. Dans les deux chapitres suivants, nous avons travaillé sur 3 fonctions ou paramètres inhérents à l'assistance circulatoire : la pompe, la valve et le risque thrombotique. Pour travailler sur ces sujets nous avons choisi d'utiliser les matériaux électroactifs car ils nous laissent une grande liberté d'innovation et de recherche tout en ayant un potentiel d'application à court terme. Les deux premières fonctions ont été intégrées non seulement dans le troisième chapitre mais aussi et surtout au sein d'un même actionneur dont nous décrirons le mécanisme de fonctionnement envisagé, les caractéristiques des matériaux utilisés et les résultats des simulations réalisées. La troisième fonction est développée dans le dernier chapitre dans lequel nous commencerons par détailler les moyens actuellement utilisés pour éviter la formation de caillots dans les assistances circulatoires. Puis, nous exposerons le modèle que nous avons développé pour pouvoir tester le mécanisme électroactif antithrombotique envisagé et détaillerons les résultats obtenus.

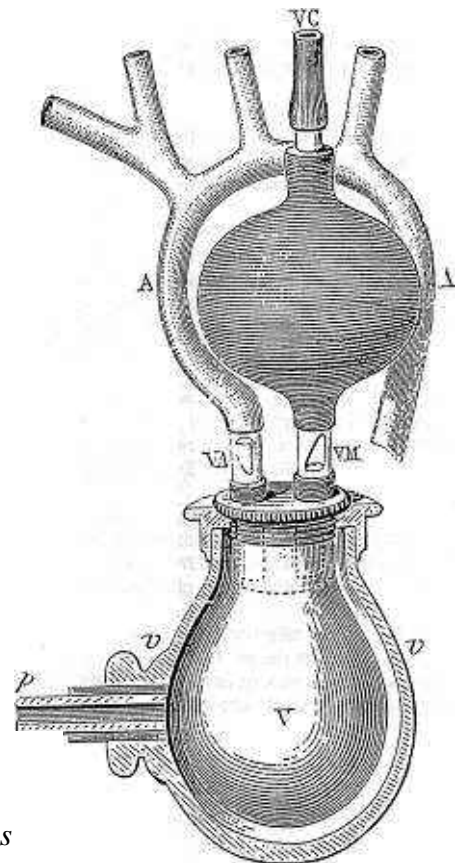
1955 : J Kirklin utilisant la machine de circulation extracorporelle décrite par Gibbon et améliorée par lui-même





Chapitre 1

Assistance circulatoire : Passé, Présent, Futur



MAREY 1881 :
*Cœur artificiel pour
reproduire le bruit des
valves cardiaques*

Introduction

Les maladies cardiovasculaires représentent la première cause de mortalité dans les pays développés. Parmi elles, l'insuffisance cardiaque correspond à l'altération de la fonction myocardique. Les étiologies les plus fréquentes sont les cardiopathies ischémiques, liées à la maladie athéromateuse lorsqu'elle touche les artères coronaires, et les cardiopathies idiopathiques, c'est-à-dire dont on ne connaît pas la cause intrinsèque, même si les progrès de la génétique et de la biologie apportent régulièrement un certain nombre de réponses. Selon l'étiologie, l'insuffisance cardiaque touche des patients d'âge différent. Les altérations de la contractilité du myocarde surviennent dans la plupart des cas chez des patients de moins de 60 ans, tandis que les altérations de la relaxation du myocarde touchent plutôt des patients de plus de 70 ans. En ce qui concerne le 2^{ème} groupe de patients, la seule thérapeutique proposée est le traitement médicamenteux qui permet de les stabiliser pendant quelques années. Pour les patients plus jeunes, le traitement médicamenteux permet dans une certaine mesure de stabiliser la situation parfois définitivement mais le plus souvent pour quelques années. Très souvent, le traitement médical finit par ne plus être efficace et les patients développent une insuffisance cardiaque invalidante qui aboutit au décès.

Le seul traitement efficace à proposer à ces patients en insuffisance cardiaque terminale est la transplantation cardiaque. Après la transplantation, la survie moyenne des patients est de 10 ans[1] en sachant qu'un certain nombre de patients transplantés dans les années 80 sont à plus de 20 ans de leur greffe. Actuellement, il est réalisé en France environ 300 transplantations cardiaques par an pour un nombre de nouveaux inscrits d'un peu plus de 400[2]. Il y a donc inadéquation entre le nombre de receveurs potentiels et le nombre de donneurs et l'on considère actuellement qu'il y a 2,5 patients en attente pour un greffon disponible. De ce fait, 10 à 20% des patients en attente de transplantation cardiaque décèdent avant d'avoir pu être transplantés. Chez ces patients, en quelques jours à quelques semaines, la fonction myocardique déjà très altérée s'effondre brusquement sans que les médicaments inotropes intraveineux puissent stabiliser la situation hémodynamique. Il est alors nécessaire d'utiliser des systèmes d'assistance circulatoire qui vont assurer une partie ou la totalité du travail du cœur, jusqu'à ce qu'un greffon compatible avec le patient soit disponible. Cette utilisation des assistances circulatoires en attente de transplantation constitue, aujourd'hui encore, l'essentiel des indications.

Un deuxième groupe d'indications est l'attente de récupération. A côté des cardiopathies chroniques, il existe des cardiopathies aiguës qui mettent brutalement en jeu le pronostic vital des patients. Il s'agit notamment des myocardites aiguës, des cardiopathies du post-partum, des cardiopathies toxiques et des infarctus graves du myocarde. Chez ces patients, le pronostic vital est mis en jeu en quelques heures du fait de l'inefficacité de la pompe cardiaque. Par contre, si l'on arrive à stabiliser la situation hémodynamique en implantant une assistance circulatoire et ainsi à éviter que le patient ne décède, alors il n'est pas rare d'observer après quelques jours à quelques semaines, une récupération de la fonction myocardique, parfois ad integrum, ce qui permet secondairement, de sevrer le patient de l'assistance circulatoire sans avoir à le transplanter [3]. Nous avons d'ailleurs, dans le service de chirurgie cardiaque de la Pitié-Salpêtrière, organisé une unité mobile afin de déplacer l'assistance circulatoire directement au lit de ces patients qui sont trop instables pour être transférés.

Le troisième groupe de patients correspond à ce que nos collègues anglo-saxons appellent la « destination therapy ». Il s'agit là, non plus d'utiliser l'assistance circulatoire comme traitement provisoire, en attente de transplantation ou de récupération, mais comme traitement à part entière, définitif. Les patients potentiellement candidats à ce type de stratégie sont tout d'abord les patients qui présentent une contre-indication à la transplantation. L'exemple

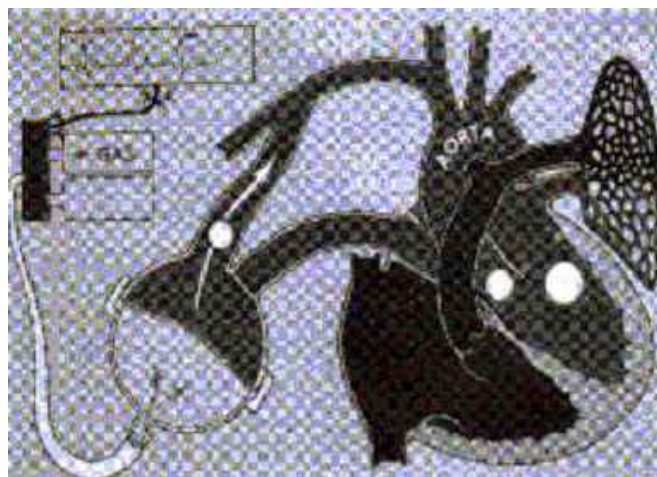
typique est le patient jeune qui présente un lymphome dont le traitement par chimiothérapie, toxique pour le cœur, a entraîné la constitution d'une insuffisance cardiaque. Le dilemme est alors le suivant : le cancer est curable mais le traitement aggrave l'insuffisance cardiaque et transplanter le patient va aboutir à une aggravation du cancer du fait du traitement immunosuppresseur. La seule solution, chez ce type de patient, est d'implanter une assistance circulatoire afin de pouvoir traiter le cancer, et ce pendant plusieurs années quitte, une fois le cancer considéré comme guéri, à transplanter le patient. Un groupe plus important de patients pouvant bénéficier de cette stratégie correspond aux patients de plus de 65-70 ans qui sont actuellement récusés pour la transplantation. Du fait du vieillissement de la population, la médecine va certainement être confrontée, dans les prochaines décennies, à une augmentation de la prévalence de l'insuffisance cardiaque au sein de la population générale. Le manque actuel de greffons cardiaques permettra encore moins de répondre à la demande. Il serait donc souhaitable, pour ces patients, de disposer d'assistances circulatoires permanentes. Enfin, même si la transplantation cardiaque constitue un traitement efficace de l'insuffisance cardiaque terminale, elle est associée à une morbidité non négligeable, essentiellement liée au traitement anti-rejet : cancers, infections, insuffisance rénale pour ne citer que les plus graves. Si un système d'assistance circulatoire était suffisamment fiable pour durer au moins 10 ans, il serait alors envisageable de proposer l'assistance circulatoire définitive en alternative à la transplantation cardiaque.

Dans ce chapitre, après avoir retracé les grandes lignes de l'histoire de l'assistance circulatoire, nous ferons un bilan de l'état de la situation actuelle.

1.1 Historique[4]

Les premières applications cliniques des assistances circulatoires ont découlé des « succès incomplets » de la circulation extra-corporelle (CEC): certains des cœurs opérés avec succès sous CEC nécessitaient plusieurs jours de support mécanique avant de pouvoir assurer de nouveau leur fonction de pompe. Il est vite apparu aux chirurgiens que la CEC de l'époque ne permettait d'assurer un soutien circulatoire de plusieurs jours qu'au prix de complications multiples et sévères et qu'il était donc nécessaire de développer des systèmes capables d'assurer, sur une durée plus longue, la fonction du cœur ou tout au moins du ventricule gauche. La première implantation d'un tel système fut réalisée par M. DeBakey en 1963. Il s'agissait d'un système intra-corporel, pneumatique, dérivant le sang de l'oreillette gauche vers l'aorte (Figure 1.1) Bien que ce premier patient décéda de complications neurologiques, le même chirurgien obtint son premier succès en 1966[5] à l'aide d'un système identique : une jeune patiente opérée d'un double remplacement valvulaire fut assistée pendant 10 jours puis sevrée après qu'elle eut récupéré une fonction ventriculaire normale. Elle décéda 6 ans plus tard d'un accident de la voie publique.

*Figure 1.1 :
Assistance circulatoire décrite
et implantée par M. DeBakey en
1966[5].*



L'année suivante (1967) était réalisée la première transplantation cardiaque par C. Barnard et 2 ans plus tard (1969), D Colley réalisa la première implantation humaine d'un cœur artificiel total orthotopique développé en collaboration avec D. Liotta. Le patient fut transplanté après 3 jours et mourut de sepsis dans les suites immédiates. Bien que cette expérience et quelques autres qui suivirent montraient l'efficacité potentielle de l'assistance circulatoire en attente de transplantation, il était évident que la limite essentielle résidait alors dans l'absence d'immunosuppression adaptée. Toutefois, différents programmes de recherche développés au cours des années 70 aboutirent à la plupart des machines actuellement les plus utilisées. Ce fut notamment le cas des assistances monoventriculaires gauches Novacor (électrique) et Heart-Mate (capable d'être activé de façon pneumatique et électrique) développées en réponse à une proposition du NIH dont le cahier des charges incluait notamment 2 items : que la pompe soit implantée à l'intérieur du corps et que le système soit capable d'assister la circulation pendant au moins 2 ans. L'efficacité de ces 2 systèmes n'est plus à prouver avec deux-tiers à trois-quart des patients implantés survivants jusqu'à la transplantation. Simultanément était développé le système thoratec, pneumatique et parcorporel, utilisable en mono ou biventriculaire. De même, le cœur artificiel total Jarvik-7, utilisé initialement par Devries[6] en tant qu'assistance définitive chez quelques patients, fit la preuve de toute son efficacité dans son utilisation en attente de transplantation (Figure 1.2).

Figure 1.2 : Première implantation d'un cœur artificiel total par Devries en 1982[6]



1.2 Les systèmes d'assistances circulatoires ayant fait leur preuve

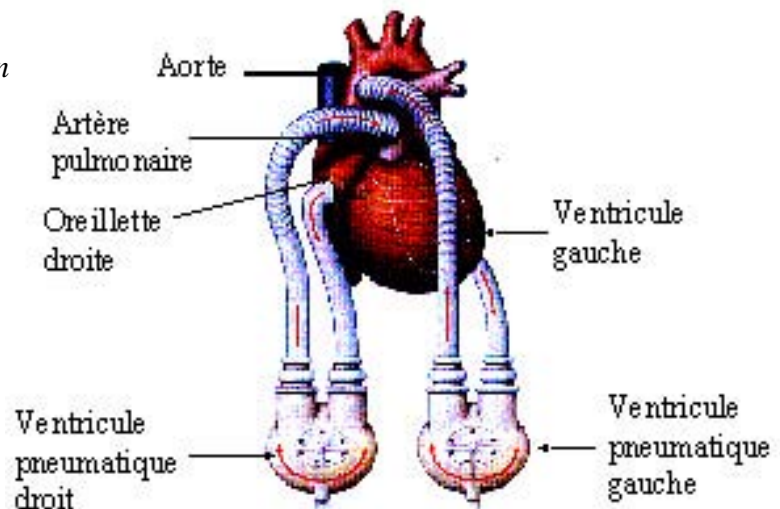
Au cours des 20 dernières années, différents types d'assistances circulatoires ont été couramment utilisés. Sans entrer dans les détails technologiques qui font l'objet du chapitre 2, nous nous proposons de décrire succinctement leur mode d'utilisation.

1.2.1 Définitions

Avant d'aller plus en avant, il est nécessaire d'expliquer la différence entre une assistance circulatoire et un cœur artificiel total.

Une assistance circulatoire est implantée en parallèle du cœur et donc, par définition, le cœur natif est laissé en place. Il s'agit le plus souvent d'une assistance ventriculaire gauche : dans ce cas le sang des cavités cardiaques gauches (oreillette ou ventricule) est dérivé dans une pompe par l'intermédiaire d'un tube synthétique. Puis le sang est réinjecté dans l'aorte par un autre tube. Dans le cas d'une assistance ventriculaire droite, le sang provenant des cavités cardiaques droites est dérivé dans une pompe et réinjecté dans l'artère pulmonaire. Il est possible d'utiliser simultanément les 2 configurations pour réaliser une assistance biventriculaire (Figure 1.3).

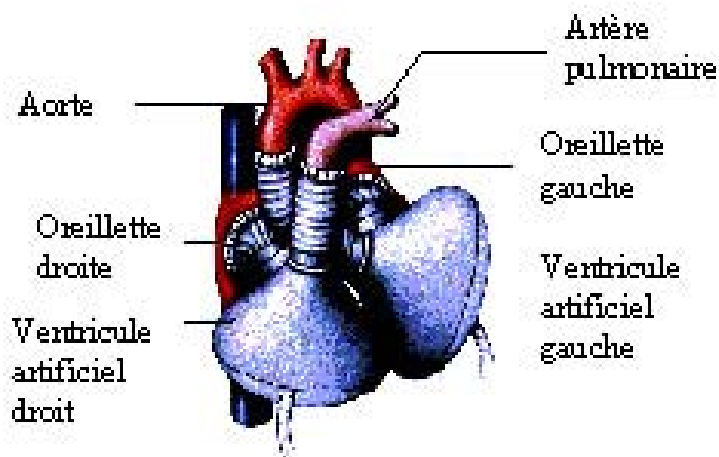
Figure 1.3 : Schéma d'implantation d'une assistance circulatoire



Les pompes sont le plus souvent placées à l'extérieur du corps et on parle alors d'assistance paracorporelle. Lorsque qu'elles sont placées à l'intérieur, on parle de système implantable. Il faut noter que certaines assistances circulatoires sont placées non pas en dérivation du cœur mais coaxiale à la circulation (Chapitre 2).

Le cœur artificiel est placé en série sur la circulation. Le cœur natif est alors réséqué et les 2 ventricules artificiels sont placés entre l'oreillette droite et l'artère pulmonaire à droite et entre l'oreillette gauche et l'aorte (figure 1.4).

Figure 1.4 : Schéma d'implantation d'un cœur artificiel total



En comparaison des systèmes d'assistance circulatoire, le cœur artificiel a pour avantage d'éliminer certains problèmes inhérents à la conservation du cœur natif: troubles du rythme, formation de caillots, dysfonctions valvulaires. De plus, son implantation directe à la place du cœur limite les pertes de charge rencontrées au niveau des assistances circulatoires. Par contre, en cas de panne, les assistances circulatoires ont pour avantage le fait que le cœur natif peut prendre le relais pour assurer la survie du patient, ce qui n'est pas le cas avec le cœur artificiel total dont le fonctionnement doit être infaillible.

1.2.2 Les pompes centrifuges

Il y a encore peu de temps, les pompes centrifuges étaient essentiellement utilisées dans le cadre d'assistances circulatoires externes de courtes durées. Comme nous le verrons dans le chapitre suivant, les progrès technologiques ont récemment permis de développer des pompes centrifuges implantables.

Les pompes centrifuges sont le plus souvent utilisées pour des assistances périphériques : une canule implantée dans la veine fémorale et qui remonte jusque dans l'oreillette droite draine le sang veineux qui passe dans la pompe puis dans un oxygénateur avant d'être réinjecté dans l'artère fémorale (Figure 1.4). Il s'agit d'une assistance d'urgence et transitoire. Elle est utilisée pour stabiliser les patients en grand choc cardiogénique, notamment pour pouvoir les transférer. Les canules peuvent aussi être implantées directement au niveau du cœur et des gros vaisseaux.

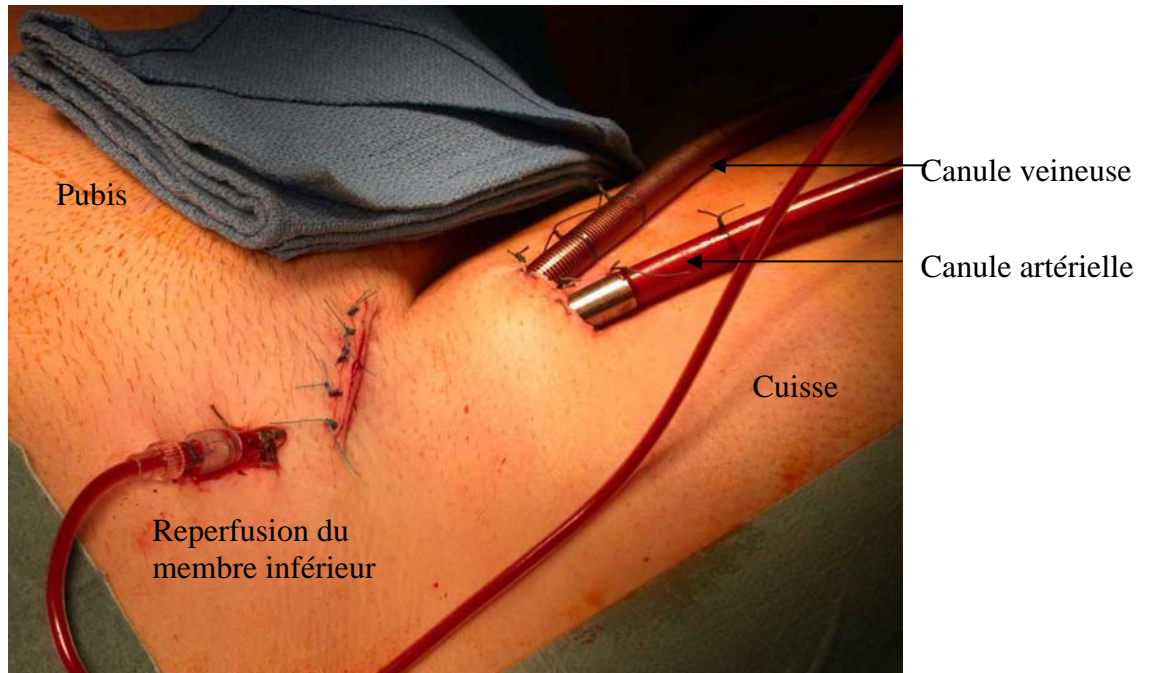


Figure 1.5 : Implantation dans les vaisseaux fémoraux des canules d'une pompe centrifuge type ECMO

1.2.3 Les assistances circulatoires pneumatiques paracorporelles.

Les ventricules artificiels sont placés à l'extérieur du corps et sont reliés au cœur par des canules qui traversent la peau. L'exemple type est celui du thoratec® (Figures 1.6). L'intérêt de ces systèmes réside dans le fait qu'ils peuvent être utilisés en assistance monoventriculaire gauche ou droite ou en assistance biventriculaire, que ce soit en attente de récupération ou en attente de transplantation. L'inconvénient tient au fait que ces pompes sont activées par une énergie pneumatique et doivent donc être connectées à des consoles imposantes. De plus, le passage per-cutané des canules est source d'infections (Figure 1.7)

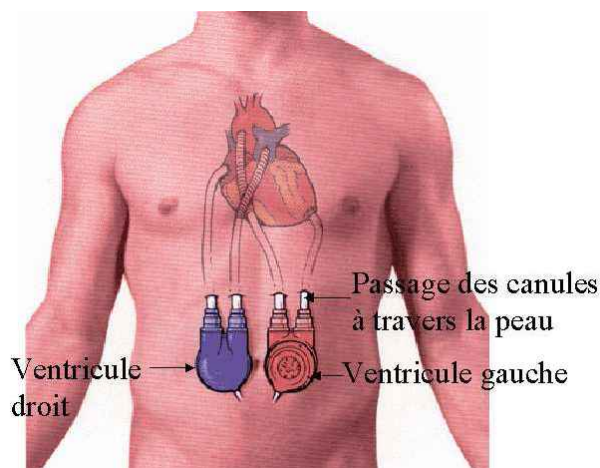


Figure 1.6 : Schéma d'une assistance circulatoire paracorporelle



Figure 1.7 : Détail du passage per-cutané des canules

1.2.4 Les assistances circulatoires électriques implantables

Il s'agit du Novacor et du HeartMate. Ces 2 assistances sont uniquement monoventriculaires gauches. Comme pour les précédentes, la pompe est reliée au cœur par des canules. Par contre, elle est implantée à l'intérieur du corps, dans l'épaisseur des muscles de l'abdomen et est reliée à l'extérieur par un câble électrique (Figure 1.8 et 1.9). Par rapport aux précédents, ces systèmes présentent un avantage évident en terme d'autonomie pour les patients. Par contre, la poche réalisée dans l'épaisseur de la paroi de l'abdomen pour les implanter est source de complications à type d'hémorragie ou d'infection. De plus, leur caractère strictement monoventriculaire gauche suppose que le ventricule droit du patient se contracte encore suffisamment ou qu'il faudra implanter une assistance ventriculaire droite d'un autre type.

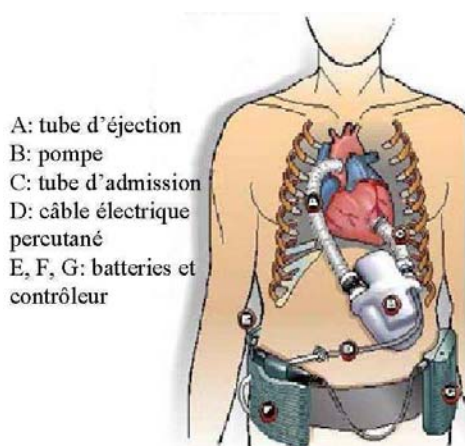


Figure 1.8 : Assistance électrique implantable Novacor

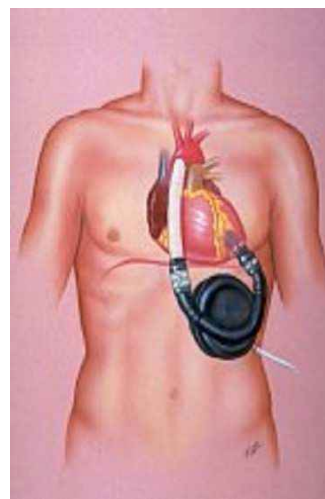


Figure 1.9 : Assistance électrique implantable HeartMate

1.2.5 Le cœur artificiel total Cardiowest

Par rapport au Jarvik-7 dont il est issu, le Cardiowest a subi très peu de modifications. Comme nous l'avons mentionné précédemment, le cœur artificiel total est implanté directement dans la cavité thoracique. Des collerettes synthétiques sont suturées au niveau des oreillettes et des tubes synthétiques au niveau de l'aorte et de l'artère pulmonaire. Les orifices de chaque ventricule seront emboîtés dans ces structures (Figures 1.10 et 1.11). Les

ventricules sont activés par une énergie pneumatique. Compte tenu de sa connexion directe au cœur, le cœur artificiel présente une vraie supériorité hémodynamique par rapport aux assistances circulatoires. Comme avec tout système pneumatique, l'autonomie du patient est limitée par la taille de la console d'activation du système.

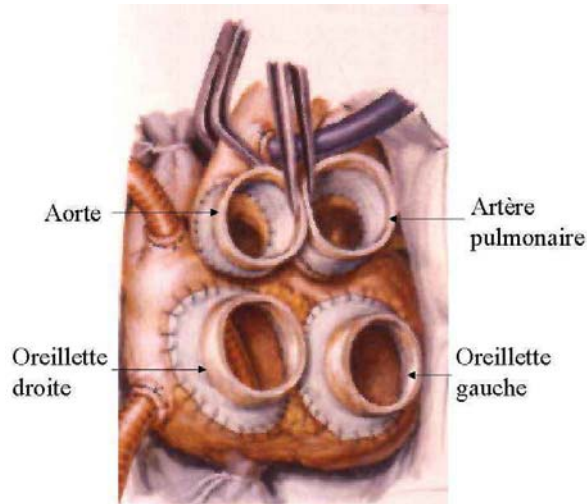


Figure 1.10 : Colerettes et tubes suturés aux oreillettes et aux gros vaisseaux pour l'implantation d'un Cardiowest

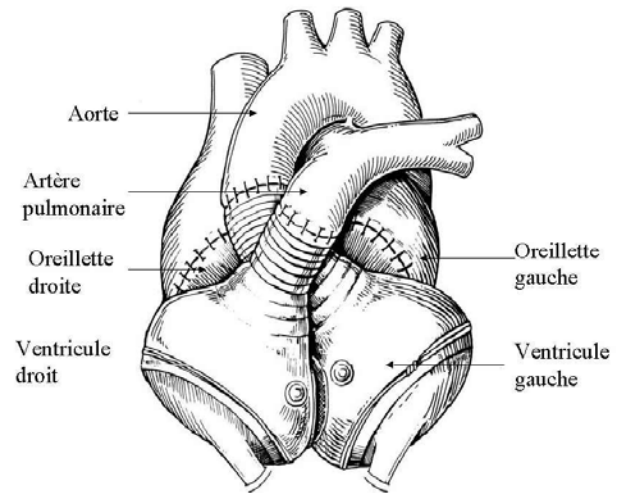


Figure 1.11 : Ventricules du Cardiowest connectés

1.2.6 Résultats cliniques actuels obtenus avec l'assistance circulatoire

1.2.6.1 Survie

Paradoxalement, l'un des événements clé du développement clinique de l'assistance circulatoire a été l'utilisation de la ciclosporine en transplantation cardiaque. Auparavant, les résultats de l'assistance circulatoire en attente de transplantation étaient limités par les résultats médiocres de la transplantation et, les quelques implantations définitives mirent en évidence la complexité des problèmes à la fois techniques et cliniques rencontrés.

Actuellement, l'utilisation de l'assistance circulatoire en attente de transplantation a atteint un niveau certain de maturité. A travers le monde, près de 4000 patients ont été implantés en attente de transplantation avec une assistance monoventriculaire gauche Heartmate, environ 1500 avec un Novacor et 1700 avec un Thoratec mono ou biventriculaire (environ 1000). De façon globale, environ deux tiers des patients implantés survivent sous assistance. Dix à quinze pour-cent de ces derniers décèdent dans les suites de la transplantation. De ce fait, 50 à 60% des patients sortent finalement vivants de l'hôpital. Bien que l'expérience avec le cœur artificiel total Cardiowest ne comporte qu'environ 400 patients, les résultats sont comparables à ceux obtenus avec les autres systèmes. Ainsi, dans notre service, nous avons rapporté une amélioration considérable des résultats obtenus avec le Cardiowest. Sur les 3 périodes 1986-1992, 1993-1997 et 1998-2001, parmi les 127 patients chez lesquels nous avons implanté un Cardiowest, la survie sous assistance est passée de 43% à 54% puis 75% [7]. Dans cette série (qui est la plus importante sur le plan international), une seule dysfonction est survenue,

pendant l'expérience initiale, liée à une fragilité du diaphragme qui sépare les compartiments gazeux et sanguin (cf chapitre 2).

Dans la majeure partie de ces cas décrits précédemment, les systèmes d'assistance circulatoire ont été utilisés comme moyen de suppléance provisoire en attente d'un autre traitement, la transplantation cardiaque. Toutefois, par la force des choses, un certain nombre de patients est resté sous assistance circulatoire pour des durées supérieures à un an. Ainsi, dans l'expérience avec le Novacor, 139 patients ont été implantés plus d'un an, 35 plus de 2 ans, 14 plus de 3 ans, 3 plus de 4 ans et 1 patient est sous assistance depuis plus de 6 ans (après avoir nécessité un remplacement de pompe au bout de la 4^{ème} année). Bien qu'anecdotiques, ces implantations de longue durée posent les premiers jalons d'une utilisation de l'assistance circulatoire non plus en attente de transplantation mais définitive.

1.2.6.2 Validation du concept d'implantation définitive

Une étude clinique a marqué un tournant dans le concept d'implantation définitive: l'étude REMATCH[8]. Cette étude était en effet la première étude randomisée comparant le traitement médical à l'assistance circulatoire définitive (destination therapy), chez des patients ayant une contre-indication à la transplantation. Le système utilisé était l'assistance électrique implantable mono-ventriculaire gauche HeartMate. Les résultats de cette étude ont été mitigés et n'ont pas permis au concept d'implantation définitive de prendre son essor. En effet, même si le bénéfice de l'assistance circulatoire dans cette étude était significatif et bien supérieur à ce qui peut être observé dans la plupart des études portant sur les médicaments (réduction de 48% du risque de décès), la survie à 2 ans n'était que de 23% (contre 8% dans le groupe de patients traités médicalement). Ce résultat n'est pas suffisant pour que le concept d'assistance circulatoire définitive devienne un traitement chirurgical de routine. Toutefois, plusieurs points importants sont à préciser. Tout d'abord, l'étude REMATCH a pour intérêt de fixer les bases chiffrées du traitement de l'insuffisance cardiaque terminale par assistance circulatoire. Ensuite, les résultats obtenus chez les patients inclus plus récemment dans l'étude sont en nette amélioration. Enfin, les causes de décès des patients sous assistance circulatoire sont intéressantes à analyser. Dix-sept pour cent des causes de décès étaient liées à une dysfonction de la pompe ce qui montre à quel point il est important d'améliorer la fiabilité de ces systèmes. Il est nécessaire de préciser que la survenue de dysfonctions mécaniques après 1 an est une des caractéristiques du HeartMate. La grande majorité des décès (41%) était liée à une complication infectieuse, notamment à partir du câble per-cutané ou de la poche réalisée pour implanter la pompe. Ceci plaide en faveur de la nécessité de miniaturiser les pompes afin de pouvoir les implanter directement dans la cavité thoracique, ainsi que de promouvoir d'autres systèmes de transmission de l'énergie comme la transmission trans-cutanée développée pour le Lion Heart ou l'Abiocor ou l'utilisation d'un implant électrique osseux occipital comme celui utilisé pour le Jarvik-2000. La troisième cause de décès était constituée par les accidents vasculaires cérébraux (10%). Ceci est un point important car, comme nous le verrons dans le chapitre IV, le revêtement de surface du HeartMate est supposé être peu thrombogène et habituellement, le seul traitement anticoagulant utilisé chez ces patients est l'aspégic. Une dernière question posée par l'étude était l'appréciation de la qualité de vie. Quelque soit l'item du questionnaire considéré, la qualité de vie était très nettement et significativement meilleure sous assistance circulatoire en comparaison des patients traités par médicaments.

1.3 Améliorations apportées aux assistances existantes

1.3.1 Consoles « portables »

Comme nous l'avons vu précédemment, l'un des inconvénients des assistances pneumatiques réside dans la taille des consoles utilisées. Par exemple, la console du Thoratec mesure (Longueur X Largeur X Hauteur) 60 X 50X 150 cm et pèse environ 100 Kg et celle du Cardiowest mesure 80 X 50 X 110 cm et pèse 200 Kg. Des consoles plus ergonomiques ont été développées afin de conférer une meilleure autonomie aux patients. Elles sont constituées de compresseurs d'une dizaine de kilos alimentés par batteries (Figure 1.12 à 1.15).



Figure 1.12 : Console du Thoratec



Figure 1.13 : Console portable du Thoratec



Figure 1.14 : Console du Cardiowest



Figure 1.15: Photos de patients avec 2 types de consoles portables pour le Cardiowest



1.3.2 Assistance pneumatique implantable : l'I-VAD (implantable ventricular assist device)

Il y a encore peu de temps, toutes les assistance circulatoires pneumatiques étaient paracorporelles, ce qui présentait un inconvénient majeur pour des assistances de longue durée. La compagnie Thoratec a développé une version implantable de son ventricule pneumatique. Bien que le volume d'éjection soit identique à celui des ventricules paracorporels, le design et surtout les matériaux ont été améliorés afin de diminuer l'encombrement (Figure 1.16).

Figure 1.16 : Comparaison entre le Thoratec paracorporel (à droite) et le Thoratec implantable (à gauche)



En plus du capteur à effet Hall existant sur les ventricules paracorporels pour analyser leur niveau de remplissage, le système implantable a été complété par un capteur qui permet d'évaluer le caractère complet de la vidange. En effet, sur le système paracorporel, la vidange était appréciée par trans-illumination du ventricule, ce qui n'est plus possible au niveau du ventricule implantable. En ce qui concerne l'autonomie de patients, les ventricules implantés sont reliés à la même console portable que celle utilisée pour le système habituel.

L'I-VAD constitue actuellement le seul système d'assistance circulatoire biventriculaire implantable (si l'on exclue le cœur artificiel total) et représente donc un intérêt important pour un certain nombre de patients en défaillance biventriculaire et dont l'attente d'un greffon cardiaque risque d'être longue.

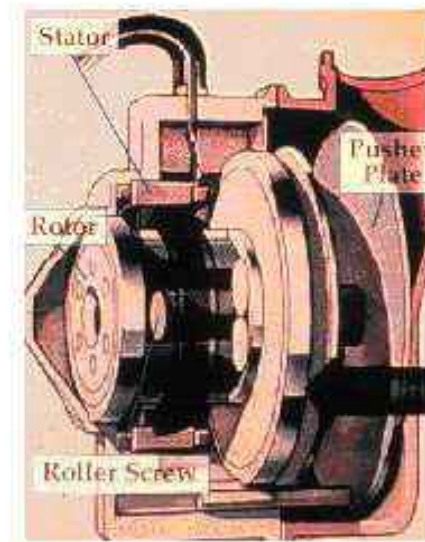
1.4 Les assistances circulatoires récentes

1.4.1 Le Lion Heart

Le Lion Heart a été innovant de 2 façons. Tout d'abord, il s'agissait de la première assistance monoventriculaire gauche totalement implantable. Deuxièmement, l'étude clinique utilisant ce système a été réalisée en implantation définitive, chez des patients ayant une contre-indication à la transplantation.

La pompe du Lion Heart est constituée d'un système à plateau écrasant une poche à sang, le tout étant contenu dans un corps de pompe rigide en titane. Le plateau est actionné par une vis sans fin mise en mouvement par un moteur électrique (Figure 1.17).

Figure 1.17 : Mécanisme actif de la pompe Lion Heart



Comme la plupart des autres systèmes monoventriculaires gauches, la pompe est connectée à la circulation sanguine par une canule de drainage, apicale gauche, et une canule d'éjection, anastomosée sur l'aorte ascendante.

Le Lion Heart étant totalement implantable, cela suppose l'implantation de nombreux autres éléments que la pompe elle-même (Figure 1.18). Etant donné que dans le chapitre 2 nous nous focaliserons essentiellement sur la technologie des actionneurs, nous allons détailler dans ce chapitre quelques points de fonctionnement du Lion Heart.

La pompe est implantée dans l'aponévrose du muscle grand-droit gauche de la paroi abdominale. Elle est reliée à un contrôleur, lui-même implanté dans l'aponévrose du muscle grand-droit droit. Ce contrôleur transmet à la pompe l'énergie électrique et les informations nécessaires à son fonctionnement. La transmission des paramètres de fonctionnement s'effectue par télémetrie comme pour les stimulateurs cardiaques. Le contrôleur est relié à une bobine électrique interne, implantée dans le tissu sous cutané de la face antérieure droite de la paroi thoracique. Cette bobine interne est électrisée par induction à partir d'une bobine électrique externe posée en regard, sur la paroi thoracique. Ainsi, l'énergie électrique est transmise au système implanté au travers de la peau en l'absence de toute connexion directe. Par ailleurs le contrôleur comporte aussi une batterie embarquée capable d'assurer un fonctionnement de la pompe en totale autonomie pour une durée de 30 à 45 minutes.

Les déplacements du plateau et les variations de volume du sac à sang se faisant à l'intérieur d'un corps de pompe rigide, il est indispensable d'équilibrer les variations de pression inhérentes à ces déplacements d'air. Dans les systèmes utilisant un câble per-cutané, l'intérieur de la coque rigide est mis en communication avec l'extérieur par l'intermédiaire de ce câble. L'absence de câble per-cutané nécessitait que le Lion Heart ait une chambre de compliance implantée. Celle-ci est constituée d'un ballon extensible, en forme de disque, positionné dans la cavité pleurale gauche et relié au corps de pompe par un tuyau. Lorsque la poche à sang se remplit et que le plateau revient vers sa position initiale, de l'air est chassé du corps de pompe vers la chambre de compliance et, inversement, de l'air revient de la chambre de compliance vers la pompe lorsque le plateau écrase la poche à sang. Pour des problèmes relatifs au choix du matériau constituant la chambre de compliance, celle-ci est poreuse et perd progressivement une certaine quantité d'air. C'est pourquoi elle est reliée à une chambre implantable, identique à celle utilisée pour les chimiothérapies et positionnée sous la peau du thorax. Ce dernier permet d'une part de mesurer la pression résiduelle à l'intérieure de la chambre de compliance et d'autre part de réinjecter régulièrement (toutes les 3 à 4 semaines) la quantité d'air nécessaire à son fonctionnement.

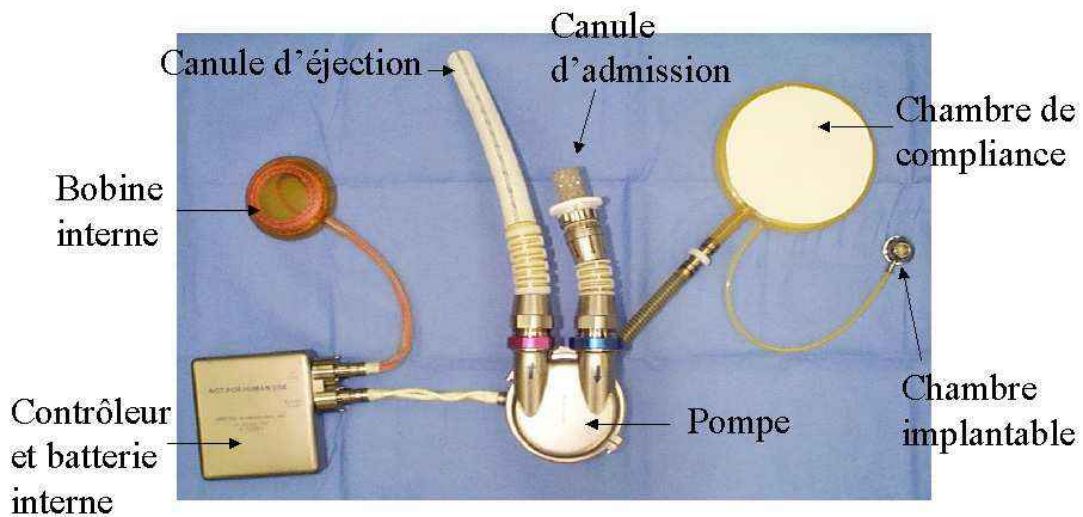


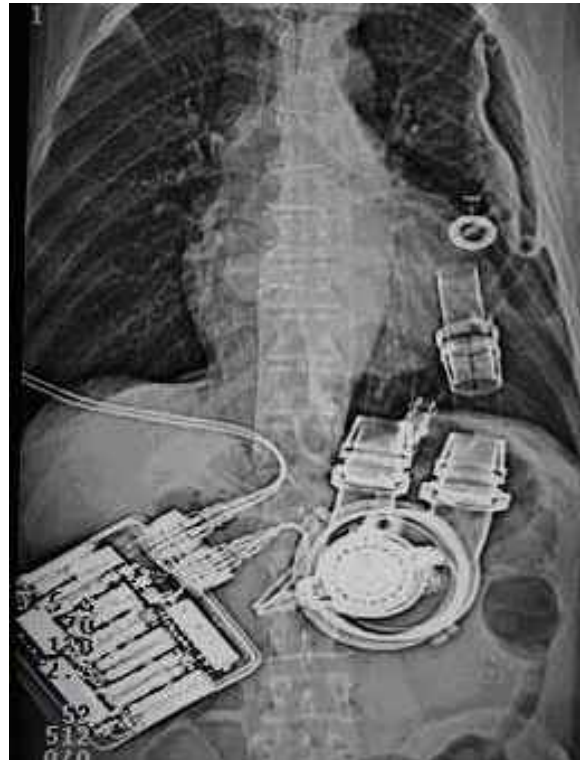
Figure 1.18 : Différents éléments associés au Lion Heart

Le fonctionnement de la pompe se fait essentiellement sur un mode automatique, par adaptation de la fréquence en fonction du remplissage. Ce remplissage est déterminé par le trajet décrit par le plateau entre son point initial et le moment où il rencontre la poche à sang (apprécié sur les variations de consommation électrique). Si ce trajet est long cela signifie que le remplissage est insuffisant et la fréquence de la pompe est lors diminuée, et inversement. Bien entendu, des valeurs limites supérieure et inférieure sont définies.

Parmi les autres particularités du système Lion Heart, il faut citer la conception modulaire permettant le changement de certaines pièces sans changer la totalité du système ainsi que la possibilité de contrôler le fonctionnement à distance en se connectant au réseau téléphonique. A ce jour, l'essentiel des implantations du Lion Heart a été effectué dans le cadre d'une étude multicentrique européenne : l'étude CUBS. Cette étude incluait des patients en insuffisance cardiaque terminale ayant une contre-indication à la transplantation. Il s'agissait donc d'implantations définitives. Vingt-trois patients ont été inclus dans cette étude. L'âge moyen des patients était de 65 ± 4 ans. Cet âge élevé s'explique par le fait que la plus fréquente des

contre-indications à la transplantation était l'âge. Cet âge explique aussi la mortalité précoce élevée avec 41% de survie à 1 an. A 2 ans, la survie était de 34%. Bien que limitée, cette étude de faisabilité a montré le bon fonctionnement de la chambre de compliance implantée et du transfert d'énergie sans câble per-cutané. Certaines pompes ont dû être changées après environ 2 ans du fait de ruptures de la poche à sang. Ce dernier point a très certainement conduit à la décision de retirer ce système du marché. En effet, le système était performant et fiable. Toutefois, la quantité de matériel à implanter chez un patient rendait la chirurgie lourde et agressive (Figure 1.19). Cela aurait pu être tolérable pour un résultat stable à 5 ou 10 ans. Par contre, la nécessité de subir une nouvelle opération loin d'être anodine après un délai de 2 à 3 ans enlevait tout intérêt au système.

Figure 1.19 : Radiographie montrant les différents éléments implantés du Lion Heart



1.4.2 Les pompes rotatives

Il s'agit de pompes non occlusives. Elles peuvent-être classées en 2 catégories : les pompes centrifuges, utilisées depuis de nombreuses années pour la CEC ou les supports circulatoires de courte durée, et les pompes axiales d'utilisation plus récentes. Ces pompes qui génèrent un flux continu, non pulsatile, sont quasiment silencieuses et ne comportent pas de valves. Le principe de fonctionnement et les technologies de sustentation des turbines seront détaillés dans le chapitre 2. Nous nous contenterons ici de résumer l'expérience clinique acquise récemment avec ces pompes.

1.4.2.1 Les pompes axiales

De nombreuses pompes axiales ont été développées au cours des dernières années. Elles sont toutes utilisées en assistance monoventriculaire gauche, entre la pointe du ventricule gauche et

l'aorte. Elles mesurent entre 25 et 30 mm de diamètre et 55 à 75 mm de long. La pompe Jarvik 2000 a la particularité d'être placée à l'extrémité de la canule ventriculaire et donc d'être implantée directement dans le ventricule gauche (Figure 1.20).

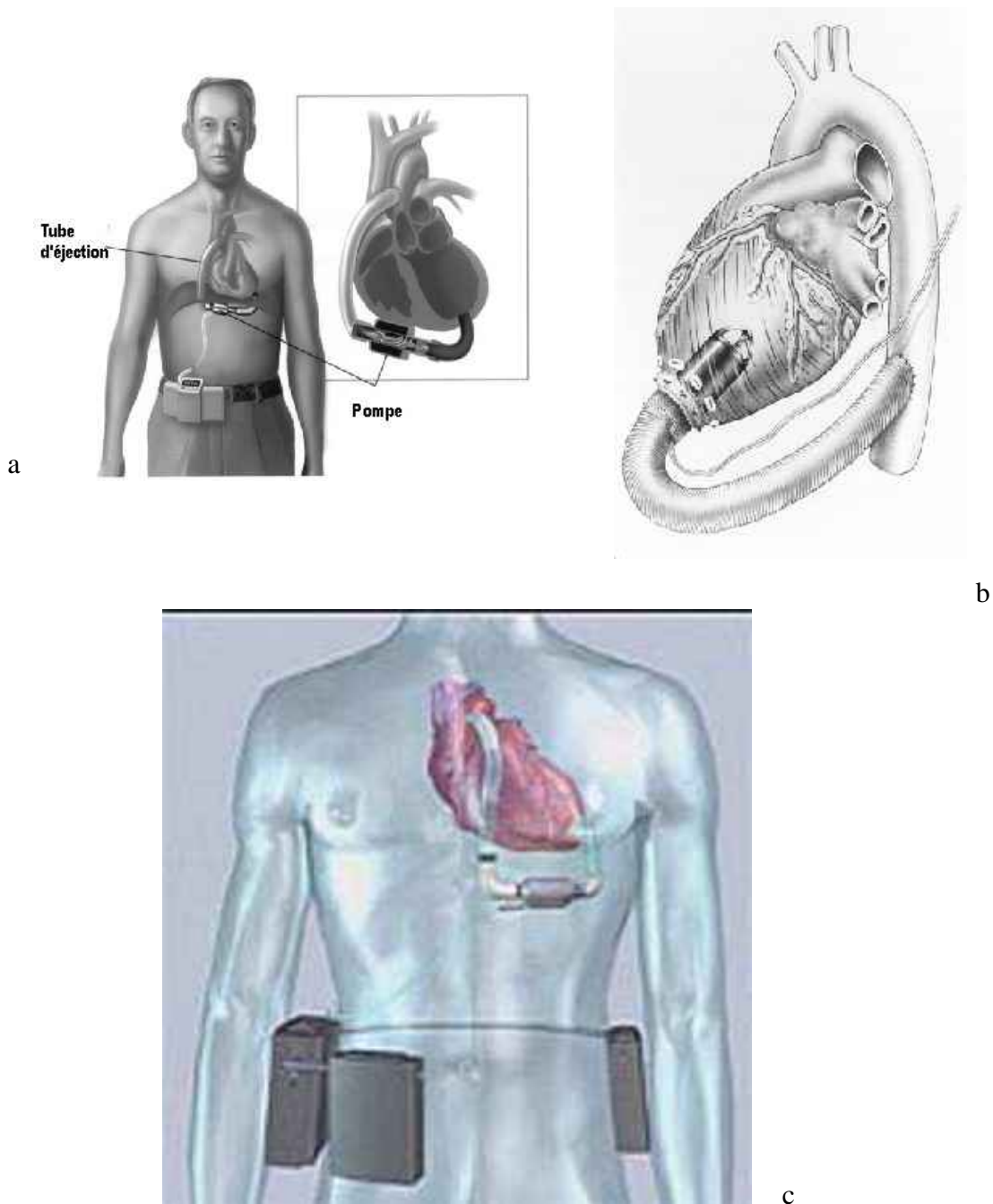


Figure 1.20 : Exemples de pompes axiales : a) Micromed Debakey, b) Jarvik 2000, c) Incor

Parmi ces pompes, la plus utilisée a été la Micromed DeBakey. Le dernier rapport de l'expérience internationale[9] fait état de 150 implantations (126 dans 11 centres européens et 24 dans 3 centres américains). La quasi totalité a été implantée en attente de transplantation chez des patients dont la surface corporelle s'étendait de 1,4 à 2,34 m². Les débits obtenus étaient en moyenne de 4,2±0,9 L/min chez les patients ayant une surface corporelle inférieure à 1,9 m² et de 4,8±0,8 L/min chez les patients de surface corporelle plus importante, pour des vitesses de rotation respectives de 9500 et 9700 tours/min. Dans l'expérience européenne environ la moitié des patients ont survécu sous assistance ce qui est inférieur aux résultats actuellement obtenus avec d'autres types d'assistances monoventriculaires gauches. Dans l'expérience américaine, les deux-tiers des patients ont pu être finalement transplantés. La complication la plus fréquente a été les réopérations pour hémorragie avec un taux de 32%, ce qui est identique aux taux de réopérations observés lors de l'implantation d'assistances plus importantes. Le taux d'accidents thrombo-emboliques (ATE) était de 10,7% soit un taux linéaire de 0,61 /patient-année, ces accidents survenant essentiellement au cours des 5 premiers mois. En plus de ces ATE, il est rapporté un taux de 10% de thromboses de pompe. Alors que le risque d'ATE était significatif essentiellement dans les premières semaines après l'implantation, le risque de thrombose de pompe persistait au-delà du premier mois. Dans la majeure partie des cas, la survenue de thrombus a pu être traitée par thrombolyse, changement de la pompe ou ablation du fait d'une transplantation. Ces thromboses n'ont que rarement été associées à un ATE. Toutefois, le mécanisme de formation de ces thrombus reste mal expliqué. Plus récemment, les surfaces exposées de la pompe ont été traitées par incorporation d'héparine (procédé Carmeda).

En ce qui concerne la pompe Jarvik 2000, le dernier rapport faisait état de 26 patients implantés, 22 en attente de transplantation et 4 de façon définitive[10]. Les résultats sont à peu près similaires à ceux obtenus avec la Micromed DeBakey sauf pour la formation de thrombus dans la pompe qui n'a pas été constatée avec le Jarvik 2000. Il est à noter que les 4 patients implantés de façon définitive ont bénéficié d'un implant osseux crânien pour connecter le câble de la pompe au contrôleur extérieur dans le but d'éliminer le câble transcutané et ainsi de diminuer le risque de complications infectieuses. Cet implant a été bien supporté chez ces patients.

L'expérience avec les pompes axiales a permis de montrer qu'il était possible de supporter la fonction ventriculaire gauche des patients avec des pompes à débit continu pendant des durées parfois importantes (durées maximales : 441 jours avec la Micromed DeBakey et 889 jours avec la Jarvik 2000). Ces pompes sont fiables, assurent une décharge correcte des cavités gauches et de ce fait la plupart des patients retrouvent une certaine pulsatilité liée à la fonction ventriculaire gauche résiduelle. Toutefois, malgré leur petite taille, ces pompes n'ont pas modifié les résultats de l'assistance circulatoire que ce soit en terme de mortalité qu'en terme de complications. Pourtant, elles sont habituellement implantées chez des patients dont l'état hémodynamique et son retentissement sont moins sévères que pour les autres systèmes d'assistance circulatoire. Par contre, il est vraisemblable que, en comparaison des pompes pulsatiles actuelles, les pompes axiales apportent aux patients une meilleure qualité de vie.

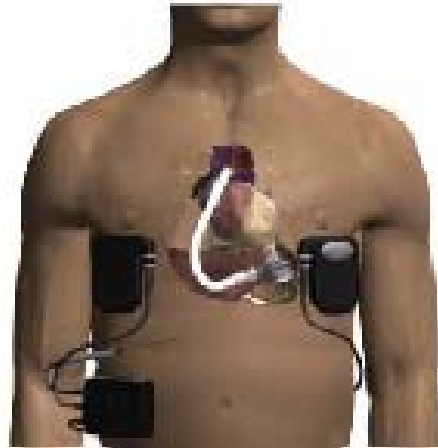
1.4.2.2 Pompes centrifuges

Les pompes centrifuges externes ont été utilisées depuis longtemps pour la circulation extracorporelle et l'assistance circulatoire de courte durée. Toutefois, de nouvelles pompes implantables ont été récemment développées : Dura Heart (Terumo), Coraide (Arrow), Ventracor (Ventrassist) et Heartmate III (TCI), HeartQuest (Abiomed). Seules les 3 premières sont en utilisation clinique

Tout comme les pompes axiales elles assurent un débit continu. Elles sont plus encombrantes et nécessitent la réalisation d'une poche pour être implantées (Figure 1.21). Par contre, elles peuvent assurer des débits plus importants pour des vitesses de rotation moindres. Les premières implantations semblent donner des résultats satisfaisants, toutefois l'expérience reste encore très limitée.



a



b

Figure 1.21 : Pompes centrifuges implantables. a) DuraHeart®, b) Coraide®

1.4.2.3 Le cœur artificiel total électrique Abiocr.

Le seul cœur artificiel total actuellement disponible et récemment approuvé par la Food and Drug Administration américaine est le Cardiacwest, anciennement Jarvik-7. Toutefois, un nouveau cœur artificiel total, électrique, totalement implantable a récemment été testé : l'Abiocr.

Les caractéristiques technologiques de l'Abiocr seront décrites dans le chapitre 2. Tout comme pour le Lion Heart, l'Abiocr possède une batterie interne et la transmission de l'énergie se fait sans fil, à travers la peau.

Une première étude de faisabilité a été réalisée aux Etats-Unis, incluant 7 patients[11]. L'étude concernait des patients sous inotropes ayant une espérance de vie inférieure à 30% à 1 mois (calculée à l'aide d'un score spécifiquement développé pour l'étude) et ayant une contre-indication à la transplantation. Là encore, il s'agissait d'implantations définitives. Le cœur artificiel Abiocr étant relativement volumineux et les 2 ventricules étant inséparables, il est important de pouvoir juger de la possibilité d'implantation en fonction de la physiologie du thorax du patient. Pour ce faire, une image numérique de l'Abiocr est superposée à une reconstruction scanographique tridimensionnelle du thorax du patient à la recherche d'un risque de compression des structures vasculaires ou bronchiques.

Parmi les 7 patients inclus dans l'étude, 3 avaient plus de 70 ans. Comme l'on pouvait s'y attendre, la surface corporelle des patients était plutôt élevée, allant de 1,83 à 2,17m². Deux patients sont décédés dans les suites immédiates de l'implantation, l'un d'hémorragie, l'autre d'embolie pulmonaire. Trois autres patients sont décédés entre 2 et 5 mois de défaillance multiviscérale pour l'un et d'accident vasculaire cérébral pour les 2 autres. Deux patients sont rentrés à leur domicile, après 2 et 7 mois d'hospitalisation. Il est à noter que parmi les 5 patients ayant survécu aux suites immédiates de la chirurgie, 4 ont nécessité une trachéotomie. Aucune dysfonction importante n'est survenue avec le cœur artificiel. Cette

étude limitée montre que le cœur artificiel total électrique, totalement implantable, peut maintenir en vie des patients dont l'état hémodynamique est particulièrement précaire. Toutefois, l'encombrement des ventricules artificiels pose un problème important quant à son utilisation chez tous les patients. Une seconde étude portant sur un nombre similaire de patients a retrouvé les mêmes résultats et a confirmé les problèmes inhérents à l'encombrement du cœur artificiel. Le projet est actuellement interrompu.

Conclusion

Presque 30 ans après la première implantation réussie d'un système d'assistance circulatoire chez l'homme, l'assistance circulatoire en attente de transplantation a atteint un certain degré de maturité. Pour ces patients, les pompes existantes, encombrantes et technologiquement peu évoluées pourraient être considérées comme suffisantes. Les évolutions récentes, tant des machines que des concepts se font vers des implantations définitives. Le but est de pouvoir proposer aux patients en insuffisance cardiaque une alternative à la transplantation cardiaque à condition que cette alternative ait des résultats au moins équivalents. L'étude REMATCH montre que ce stade n'est pas encore atteint avec les anciennes générations de systèmes. En effet, même si les résultats de l'étude REMATCH montrent un réel bénéfice de l'assistance circulatoire par rapport au traitement médicamenteux, ils restent peu convaincants en ce qui concerne la validité du concept d'implantation définitive. Comme nous l'avons vu, ceci est en grande partie lié au manque de fiabilité à long terme du système utilisé. Certains systèmes ont été décrits comme étant plus robustes, comme par exemple le Novacor, mais ils sont associés à d'autres complications, à type par exemple d'accidents thromboemboliques. Ainsi, de nombreux problèmes restent à régler et les innovations passent par un certain nombre de compromis qui peuvent s'avérer dans certains cas délétères. La miniaturisation est parfois associée à une diminution de l'efficacité (débits moindres, flux continue et non pulsatile), le « totalement implantable » rend l'implantation plus complexe et plus difficile à supporter pour les patients, les nouvelles technologies sophistiquées perdent souvent en fiabilité par rapport aux anciens systèmes plus « rustiques ». D'ailleurs, comme nous l'avons vu dans ce chapitre, les résultats cliniques obtenus avec les systèmes récents ne sont pas meilleurs et sont même parfois moins bons que ceux obtenus avec des systèmes plus anciens. Pourtant, comme nous allons le voir dans le chapitre suivant, de nombreux efforts de recherche ont été réalisés afin de concevoir des systèmes fiables, peu encombrants et malgré tout efficaces.

CHAPITRE 2

Etat de l'art des technologies utilisées
pour la conception de systèmes
d'assistances circulatoires

Introduction

Comme nous venons de le décrire dans le chapitre précédant, l'utilisation clinique des systèmes d'assistance circulatoire et du cœur artificiel s'est progressivement développée au cours des 20 dernières années. Les pompes volumétriques ont été les premières à être utilisées et ont largement fait la preuve de leur efficacité. Leur avantage est de pouvoir assurer des débits élevés à des niveaux de pression importants et cela sur un mode pulsatile. Toutefois, elles présentent un certain nombre d'inconvénients. Leur caractère volumétrique implique qu'elles sont constituées de poches à sang ou ventricules artificiels dans lesquels le sang est stocké pendant la phase de remplissage (diastole). Puis, ces ventricules sont comprimés pendant la phase d'éjection (systole) afin d'évacuer le sang stocké. Il est à noter que le cœur natif est lui aussi une pompe volumétrique. Le débit de la pompe est défini par le volume d'éjection multiplié par le nombre de systoles pendant une minute. La fréquence de chaque cycle de remplissage et de vidange étant de 60 à 120 cycles/s, il est nécessaire que le volume des poches soit d'au moins 50 ml pour obtenir un débit de 6 L/min. Dans les assistances actuellement utilisées, le volume des poches est le plus souvent de 65 à 75 ml. Ceci a pour corollaire un encombrement minimum correspondant au volume d'un ventricule en cas d'assistance monoventriculaire ou de 2 ventricules en cas d'assistance biventriculaire ou de cœur artificiel total. De plus, tout comme au niveau du cœur natif, il est indispensable que des valves unidirectionnelles soient placées au niveau des orifices d'entrée et de sortie afin que la circulation du sang dans les ventricules artificiels se fassent de façon antérograde. Ces valves sont les mêmes que les prothèses valvulaires utilisées en chirurgie cardiaque pour remplacer les valves natives du cœur. Elles peuvent être biologique ou mécaniques. Les premières ont l'avantage de ne pas favoriser la formation de caillots mais elles s'usent en quelques années, notamment lorsqu'elles sont soumises à des contraintes importantes comme au niveau des assistances circulatoires. Les secondes, sont beaucoup plus résistantes mais favorisent la formation de caillots.

La première génération de pompes volumétriques était essentiellement pneumatique pour des raisons de facilité de conception : au sein d'un ventricule artificiel un diaphragme sépare le sang de l'air. L'injection d'air sous pression refoule le diaphragme qui éjecte le sang. Lorsque la pression dans le compartiment gazeux est supprimée, le compartiment sanguin se remplit passivement en refoulant le diaphragme (Figure 2.1). L'avantage de ces pompes pneumatiques réside dans leur fiabilité du fait de la simplicité de leur conception. Par contre, par définition, leur source d'énergie est encombrante, même si, comme nous l'avons vu précédemment, des efforts technologiques ont été réalisés pour miniaturiser les compresseurs.

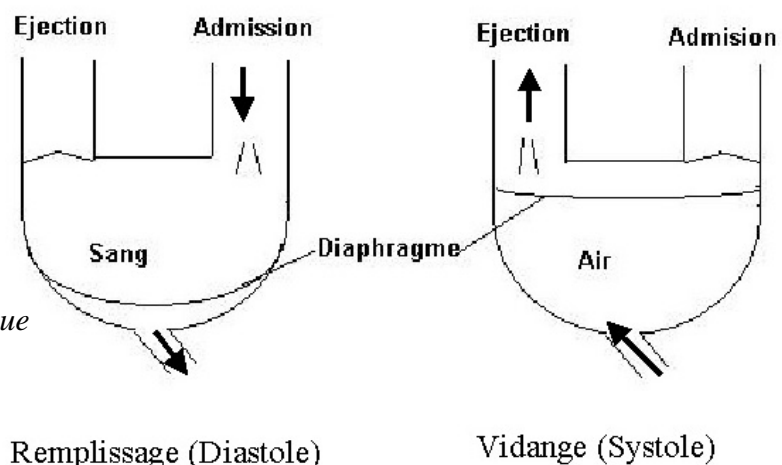


Figure 2.1 : Schéma d'une assistance circulatoire pneumatique

Au cours des années 70 se sont développées des assistances volumétriques électriques (essentiellement le Novacor et le HeartMate). Le fait d'utiliser l'électricité comme source d'énergie a permis un gain considérable concernant la miniaturisation des systèmes d'alimentation de ces pompes laissant aux patients une meilleure autonomie. Par contre, le concept technique est déjà plus sophistiqué que celui des pompes pneumatiques avec pour corollaire une fiabilité parfois moins bonne. De plus, la conception de pompes volumétriques électriques ne permet pas de gommer le problème d'encombrement de la pompe elle-même, du fait d'une part de la persistance de la poche à sang et d'autre part du volume occupé par le moteur ou autre composant électronique. Enfin, la poche à sang étant enfermée dans l'enceinte hermétique du corps de pompe, il est nécessaire d'équilibrer les variations de pression qui surviennent à l'intérieur de cette enceinte du fait des variations de volume de la poche à sang. Cet équilibre se fait le plus souvent par l'intermédiaire d'un tube, coaxial au câble électrique, qui relie l'intérieur du corps de pompe à l'air extérieur. Par contre, si le système a été conçu avec le but de supprimer tout câble per-cutané (comme cela est le cas au niveau du Lion Heart ou de l'Abiocor pour lesquels l'énergie électrique est transmise entre 2 bobines situées de part et d'autre de la peau), il est alors impossible d'équilibrer les variations de pression avec l'extérieur du corps. Dans ce cas, il est nécessaire que le corps de pompe soit relié à une chambre de compliance, implantée, capable d'équilibrer les variations de pression.

Dans ce chapitre, nous allons décrire le mode de fonctionnement des assistances volumétriques actuelles ainsi que celui de certains concepts plus récents. Nous décrirons ensuite plus en détail la nouvelle génération de pompes représentée par les pompes rotatives. Après avoir exposé le mode de fonctionnement général de ces pompes, nous nous attarderons plus particulièrement sur les problèmes inhérents aux axes de rotation en décrivant les différents moyens technologiques employés pour les résoudre.

2.1 Les pompes volumétriques

2.1.1 Les systèmes pneumatiques

2.1.1.1 Les assistances circulatoires pneumatiques

Nous prendrons comme exemple type celui du Thoratec®, même s'il en existe d'autres comme le Medos® ou le Berlin Heart®. Le Thoratec est une assistance ventriculaire pneumatique paracorporelle, c'est-à-dire que le ventricule pneumatique est placé à l'extérieur du corps (voir chapitre 1, Figures 1.6 et 1.7). Le ventricule artificiel est constitué d'une poche en Téralon, matériau flexible, munie de 2 orifices, et placée à l'intérieur d'un corps de pompe en polyuréthane (Figure 2.2).

Cette poche constitue le réservoir dans lequel est stocké le sang pendant la phase de diastole. Au niveau de chaque orifice est placée une valve unidirectionnelle qui permet de définir un orifice d'entrée et un orifice de sortie. L'enceinte en polyuréthane est connectée à un tube qui permet d'insuffler de l'air sous pression. Cette hyperpression comprime la poche en Téralon et permet ainsi d'évacuer le sang qu'elle contient. Le ventricule artificiel est connecté au cœur natif par une canule d'admission et au vaisseau correspondant (aorte pour une assistance ventriculaire gauche, artère pulmonaire pour une assistance ventriculaire droite) par une canule d'éjection (Chapitre 1, Figure 1.3).



Figure 2.2 : Corps de pompe et poche du Thoratec®

La pression dans le compartiment gazeux est réglée afin qu'elle soit supérieure à la pression systémique (pour une assistance ventriculaire gauche) ou pulmonaire (pour une assistance ventriculaire droite). Le seul composant électrique du système est un capteur à effet Hall entre la surface de la poche en Téralon et l'enceinte en polyuréthane. Le positionnement de ce capteur est tel qu'il produit un signal électrique lorsque le remplissage du ventricule artificiel est complet. Cette information a un double intérêt. Tout d'abord, cela permet de s'assurer du bon fonctionnement du ventricule pneumatique et de calculer le débit fourni (à partir de la fréquence de fonctionnement et en s'assurant que la vidange du ventricule est complète. cf 1.3.2). Mais surtout, cela permet de régler la fréquence de fonctionnement en mode automatique, en se basant sur la vitesse de remplissage du ventricule artificiel : dès que le signal de remplissage est émis, la console de contrôle déclenche l'éjection. Dans ce mode de fonctionnement dit « plein-vide », il est indispensable de définir une fréquence inférieure minimum pour éviter une fréquence de fonctionnement trop faible en cas de gêne au remplissage. Il est à noter que le remplissage peut être aidé activement en générant une dépression afin de faciliter l'expansion de la poche à sang de telle sorte qu'elle exerce un effet d'aspiration.

2.1.1.2 Le cœur artificiel total pneumatique

Le seul cœur artificiel total actuellement utilisé chez l'homme est le Jarvik-7 ou Cardiowest (si l'on exclue l'expérience limitée et terminée avec le cœur électrique Abiocor que nous détaillons dans le paragraphe 2.1.2.2). Le Cardiowest est constitué de 2 ventricules indépendants, en polycarbonate. Le volume interne de chaque ventricule est de 70 ml et l'encombrement total des 2 ventricules réunis est de 750ml (Figure 2.3). Chaque ventricule

présente un orifice d'entrée et un orifice de sortie, chacun étant muni d'une prothèse valvulaire mécanique.

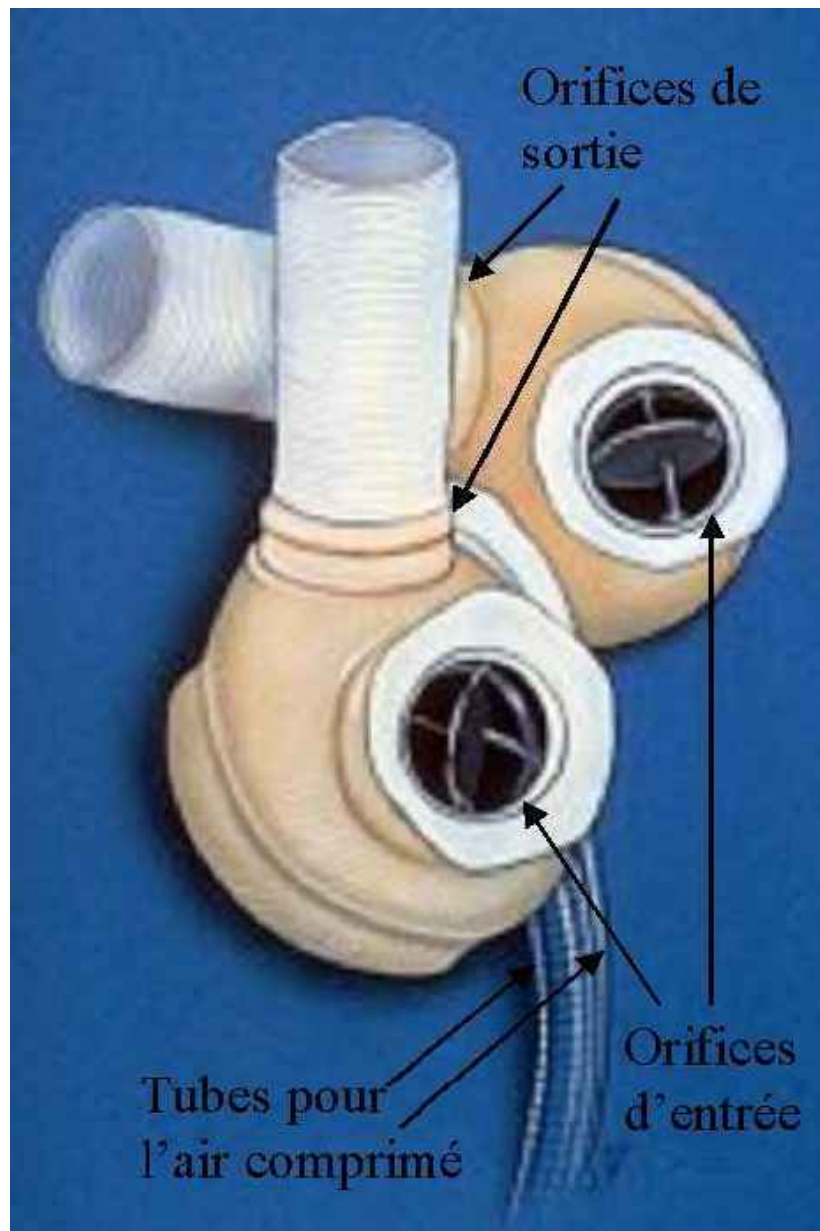


Figure 2.3 : Les ventricules du cœur artificiel total Cardiowest®

A l'intérieur de chaque ventricule se trouve un diaphragme en polyuréthane qui sépare le compartiment sanguin du compartiment gazeux. Comme pour le Thoratec® précédemment décrit, lorsque le compartiment sanguin est plein, le diaphragme est poussé par de l'air sous pression, ce qui assure la vidange du ventricule artificiel. Puis, l'air est évacué du compartiment gazeux et le diaphragme reprend sa position initiale, permettant le remplissage du ventricule. Là encore une aide active au remplissage est possible.

Les pressions d'activation de chaque ventricule sont réglées en fonction de la pression artérielle systémique pour le ventricule gauche et de la pression artérielle pulmonaire pour le ventricule droit. Le remplissage et la vidange des ventricules sont estimés à partir de

l'analyse des mouvements d'air. Pendant la phase de remplissage, la vitesse de retour de l'air depuis les ventricules vers la console est analysée et permet de mesurer indirectement la vitesse de remplissage des ventricules artificiels (Figure 2.4). De plus, si le mouvement d'air en retour devient nul avant la fin de la diastole (imposée par le réglage de la fréquence), cela signifie que le ventricule se remplit trop vite et qu'il faut accélérer la fréquence et/ou augmenter le temps de systole. Pendant la systole, l'évolution de la pression de l'air insufflé est analysée : une élévation brutale de la pression avant un plateau correspond à la fin de la vidange des ventricules (Figure 2.5). A la différence du Thoratec, il n'existe pas de mode automatique disponible.

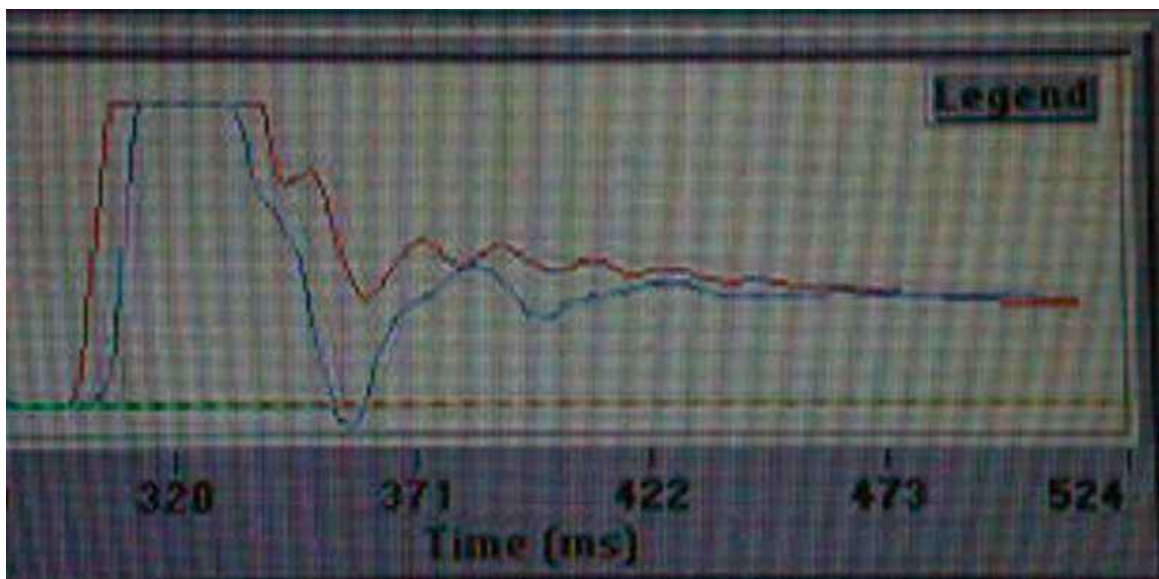


Figure 2.4 : Analyse de la vitesse du retour d'air pendant le remplissage

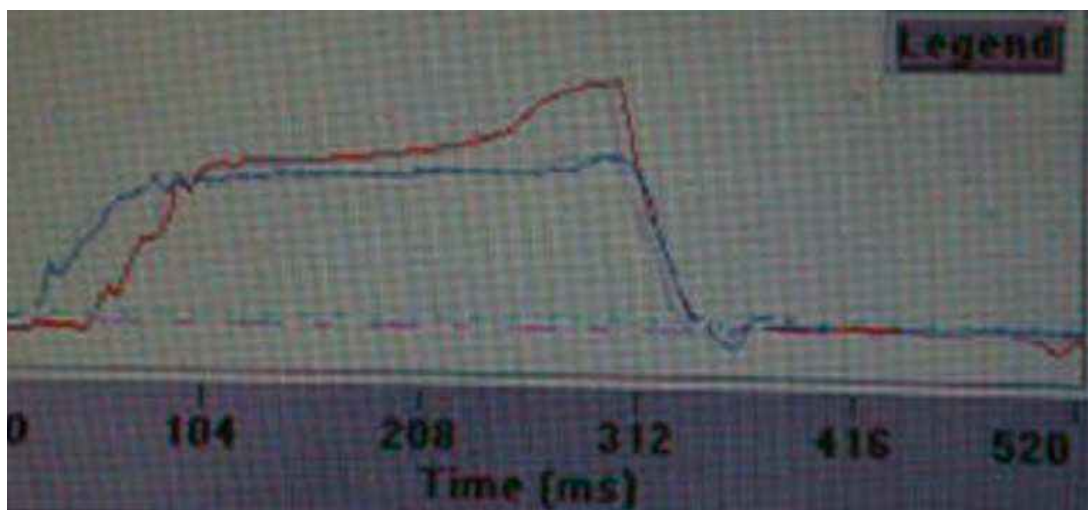


Figure 2.5 : Analyse de la pression d'air pendant la phase d'éjection

2.1.2 Les systèmes électriques

2.1.2.1 Les assistances circulatoires

2.1.2.1.1 Le Novacor

Le Novacor est une pompe électro-magnétique constituée d'un actionneur à double solénoïde et d'une poche à sang. L'ensemble est inclus dans un corps de pompe fait de plusieurs pièces assemblées entre-elles par une résine époxy qui forme une coque unique.

La poche à sang a une forme discoïde moulée dans du polyuréthane et comporte 2 conduits tangentiels à l'extrémité desquels sont disposées les valves unidirectionnelles. Chaque paroi de la poche est solidarifiée à un plateau. Lorsque les deux plateaux se rapprochent, ils compriment la poche à sang.

Chaque électro-aimant est relié à un des plateaux d'écrasement par un ressort en titane. Lors de l'alimentation électrique du solénoïde, les ressorts agissent d'abord essentiellement comme des leviers. L'électro-aimant ayant atteint sa fin course, les ressorts continuent à écraser la poche afin de compléter sa vidange. Les ressorts sont reliés aux plateaux par un pivot qui permet d'obtenir un écrasement le plus homogène possible (Figures 2.6 et 2.7).

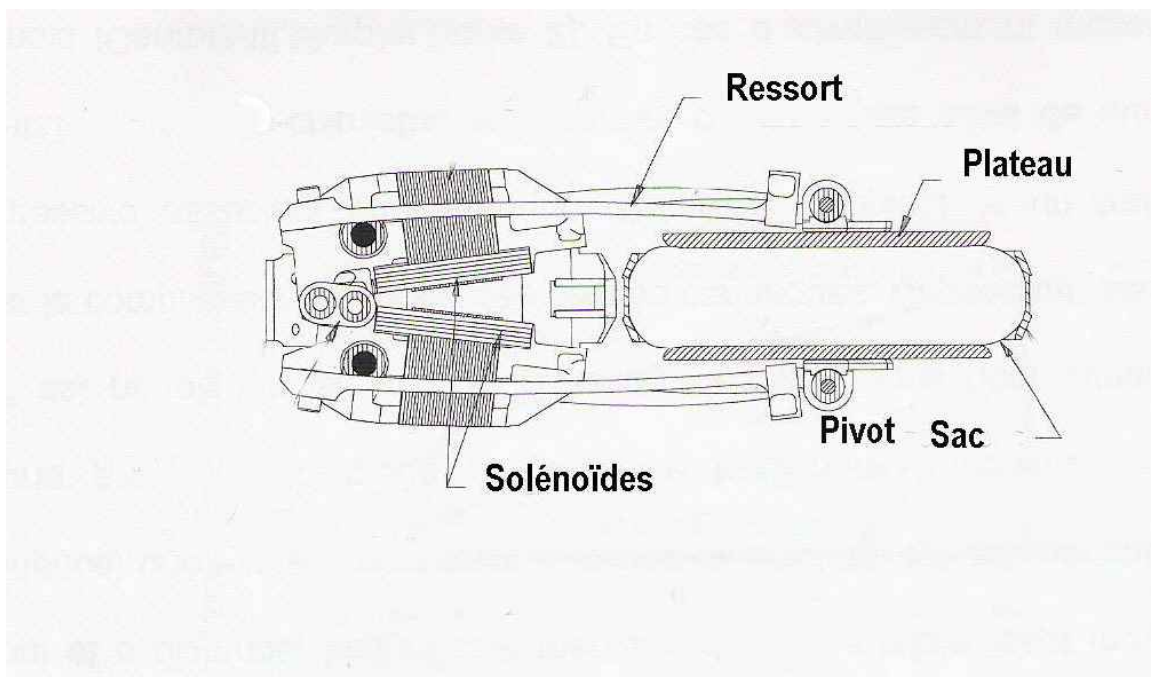


Figure 2.6 : Schéma du Novacor

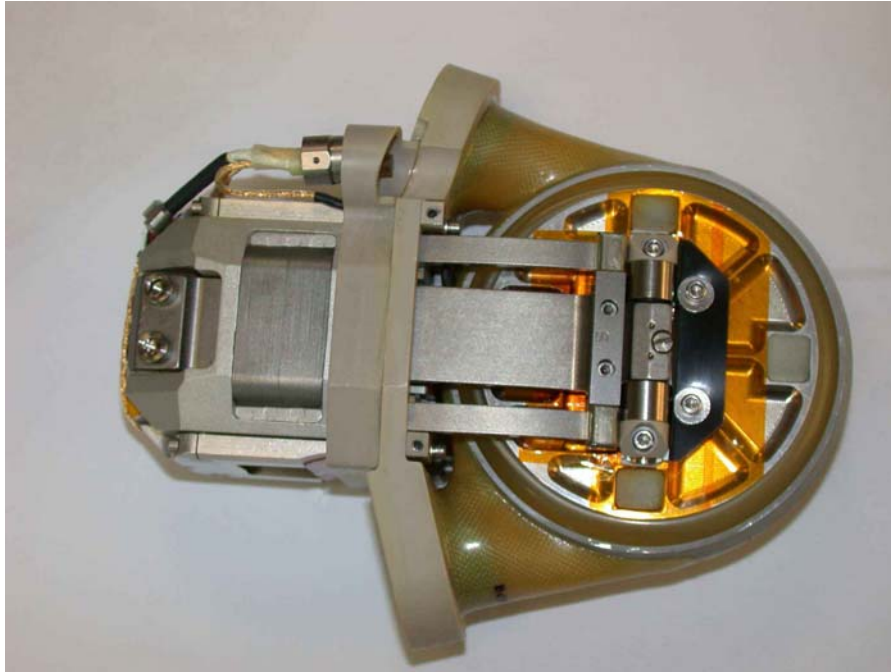


Figure 2.7 : Photo du mécanisme interne du Novacor

Des détecteurs à effet Hall permettent de mesurer la position de chaque moitié de l'actionneur par rapport au cadre rigide. L'énergie électrique est appliquée au solénoïde sous la forme d'impulsions brèves qui entraînent sa fermeture. La vitesse de fermeture de chaque ressort enregistrée par les capteurs à effet Hall est implémentée au niveau de l'algorithme de contrôle qui va appliquer pendant la période de 100ms que dure la fermeture de l'actionneur, des impulsions de tension brèves, de l'ordre de 240V, positives ou négatives, permettant ainsi de moduler la vitesse et la souplesse de l'écrasement du sac. L'intensité du courant utilisée peut atteindre 15A. La suppression de la tension appliquée à l'électro-aimant entraîne une ouverture de ce dernier laissant la poche à sang se remplir passivement, sous l'effet de la précharge et de la mémoire de forme du polyuréthane. Le Novacor mesure 16 cm de long, 13 cm de large et 6 cm d'épaisseur et pèse environ 800g (Figure 2.8).

Le point de faiblesse de ce convertisseur électro-hydraulique est le pivot situé à l'extrémité des ressorts. En effet ce pivot s'use et est responsable de dysfonctionnement de la machine en moyenne après 3 à 4 ans mais parfois plus précocement. Dans la version 2 du Novacor, les électro-aimants sont disposés directement au contact de la poche, permettant ainsi de supprimer les ressorts et leur pivot.



Figure 2.8 : Aspect extérieur du Novacor

2.1.2.1.2 Le HeartMate ou TCI

Le TCI a été élaboré comme le Novacor, dans les années 70, dans le cadre des programmes de recherche du NIH américain. La pompe est constituée d'une poche à sang de 83 ml écrasée par un plateau. Le plateau est entraîné à partir d'un moteur à commutation. Lorsqu'il est entraîné en rotation, le plateau suit, grâce à des roulements à billes, une série de cames disposées de façon hélicoïdale à la périphérie du corps de pompe ce qui permet de transformer le mouvement de rotation en mouvement de translation (Figure 2.9). Une révolution complète du moteur correspond à un cycle d'éjection.

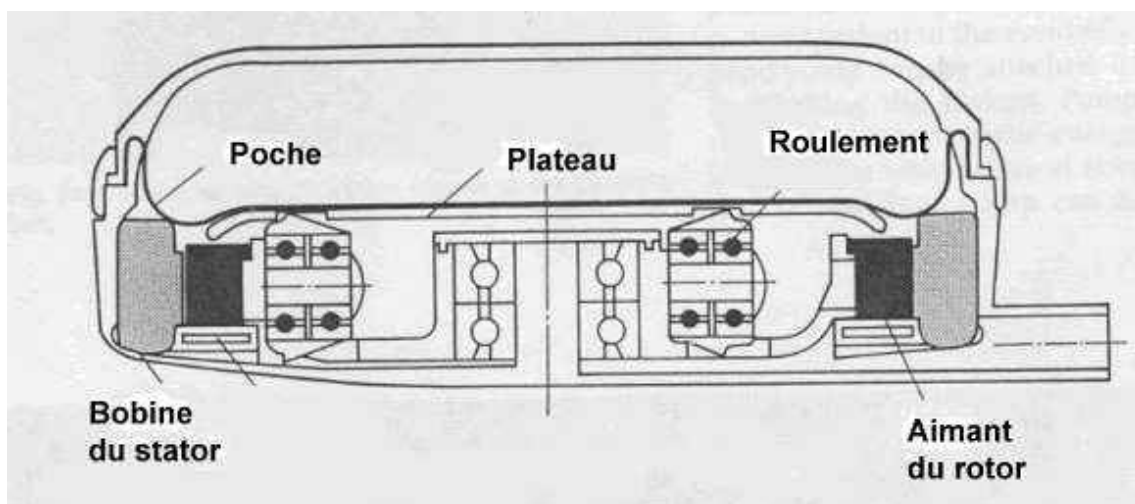


Figure 2.9 : Vue en coupe du HeartMate

Le poids total de la pompe est de 900g et son volume d'encombrement est de 460ml (Figure 2.10). La pompe peut assurer jusqu'à 10 L/min de débit. Le niveau de remplissage de la poche à sang est estimé indirectement par l'analyse de l'intensité instantanée de courant utilisé. Lorsque le plateau n'est pas encore en contact avec la poche, l'intensité de courant nécessaire pour assurer la rotation du moteur est faible. Elle augmente brutalement lorsque le plateau entre en contact avec la poche. La position du rotor du moteur dans son cycle de rotation étant connue à tout moment grâce à un capteur à effet Hall, cette position renseigne sur le remplissage de la poche à sang.

Le TCI présente par ailleurs deux particularités. La première réside dans son revêtement de surface dont nous discuterons les caractéristiques dans le chapitre IV. La deuxième particularité tient au fait que le TCI peut aussi être activé par une énergie pneumatique. Le tube qui permet d'équilibrer les variations de volume à l'intérieur de la pompe peut être connecté à une pompe à main. L'actionnement de cette pompe à main permet, en cas de défaillance du convertisseur électro-mécanique, d'assurer le fonctionnement de l'assistance.



Figure 2.10 : Vue externe du HeartMate

2.1.2.2 Le cœur artificiel total électrique

Le cœur artificiel Abiocor a été le premier cœur artificiel total électrique à être utilisé chez l'homme. Il a de plus comme caractéristique d'être totalement implantable c'est-à-dire qu'aucun câble ne traverse la peau pour le relier à sa source d'énergie externe et à son contrôleur. L'énergie électrique est transmise à travers la peau entre une bobine externe et une bobine interne. La pompe elle-même est constituée de deux ventricules en polyuréthane dont les orifices d'entrée et de sortie sont munis de valves unidirectionnelles. Entre les 2 ventricules est placée une pompe centrifuge miniature qui pressurise un liquide modérément visqueux (Figures 2.11). La pompe tourne toujours dans le même sens. Un clapet rotatif à 2

positions permet de pressuriser alternativement les ventricules artificiels droit et gauche, créant ainsi la systole.

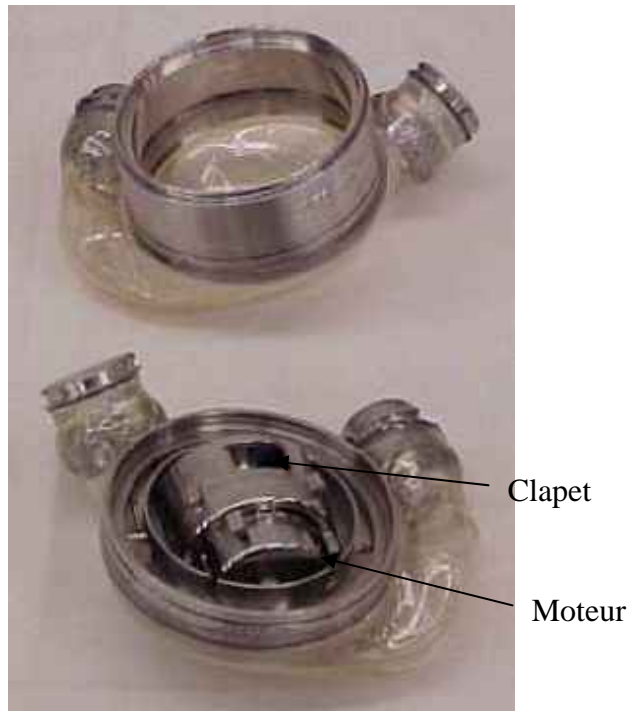


Figure 2.11 : Vue intérieure de l'Abiocor

La vitesse de changement de position du clapet détermine la fréquence de fonctionnement du cœur artificiel. Afin d'avoir un volume d'éjection du ventricule gauche toujours supérieur à celui du ventricule droit pour éviter tout risque de surcharge pulmonaire, pendant la systole ventriculaire droite, une partie du fluide sous pression est dirigée vers une chambre de complaisance intégrée à l'orifice d'entrée du ventricule gauche. L'un des inconvénients majeur de l'Abiocor est son encombrement qui le rend difficile à implanter même chez des patients de forte corpulence et dont le cœur natif est dilaté. Cela tient notamment au fait que la pompe centrifuge est intégrée dans la même unité que les 2 ventricules artificiels qui sont obligatoirement solidarisés (Figure 2.12).

Figure 2.12 : Vue externe de l'Abiocor



L'équipe d'Osaka a proposé un cœur artificiel[12] total basé sur le même principe de fonctionnement mais pour lequel la pompe centrifuge est déportée par rapport aux ventricules artificiels (Figure 2.13).

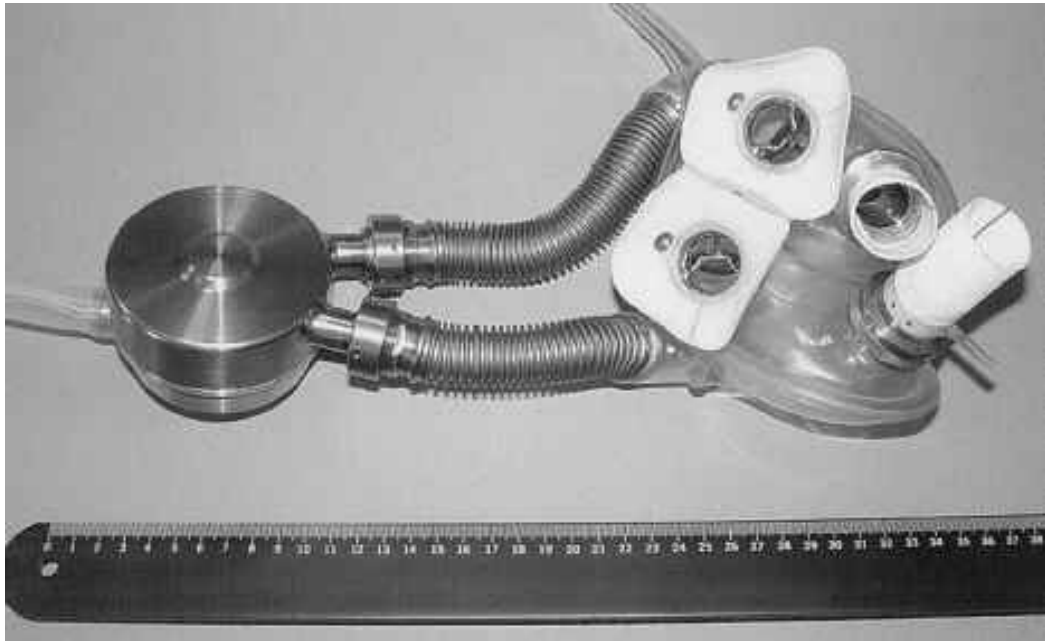


Figure 2.13 : Cœur artificiel total de l'équipe d'Osaka[12]

La pompe centrifuge inverse son sens de rotation afin de mettre en pression alternativement les 2 ventricules. Sa vitesse de rotation est de 1 200 à 1 600 rpm pour assurer la systole ventriculaire gauche et de 900 à 1 200 rpm pour la systole ventriculaire droite. La consommation moyenne de la pompe est assez élevée (14 W) et le rendement énergétique assez faible : 10%. Toutefois, ce type de cœur artificiel peut aisément assurer des débits de 6 à 10 L/min. La pompe centrifuge mesure 52 mm de haut pour 72 mm de diamètre et pèse 580 g et peut donc aisément être implantée dans l'épaisseur de la paroi abdominale.

Il est à noter qu'à la différence des assistances circulatoires électriques, les cœurs artificiels ne nécessitent pas de chambre de compliance pour équilibrer les variations de volume des poches à sang. En effet, les 2 ventricules fonctionnant de façon alternative les variations de volumes liées au remplissage de l'un sont compensées par la vidange de l'autre.

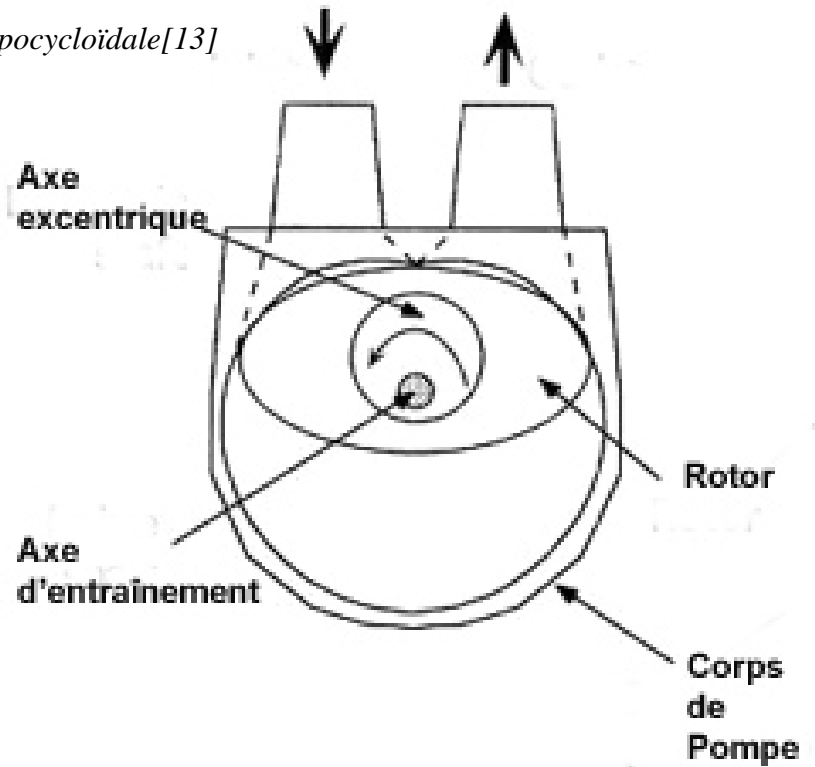
2.1.3 Les autres concepts de pompes volumétriques.

D'autres types d'actionneurs ont été envisagés pour constituer l'élément moteur du cœur artificiel total. Nous en décrivons 3 principaux, dont le premier a été développé par un chirurgien français.

2.1.3.1 La pompe hypocycloïdale

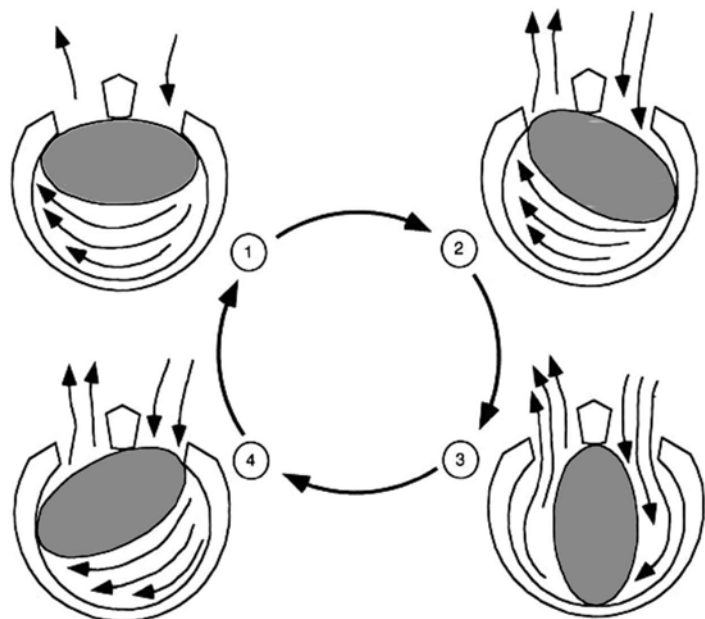
Développé par le Dr Monties[13], chirurgien à Marseille, le fonctionnement de la pompe hypocycloïdale est basé sur le principe du moteur de Wankel. Un rotor en forme d'ellipse tourne sur un axe excentrique (Figures 2.14).

Figure 2.14 : Schéma de la pompe hypocycloïdale[13]



A tout moment de la rotation, les 2 extrémités du rotor sont en contact avec le corps de la pompe. Par ce mécanisme, la pompe se remplit d'un côté au fur et à mesure qu'elle se vide de l'autre (Figure 2.15)

Figure 2.15 : Cycle de la pompe hypocycloïdale[13]



En fait, il ne s'agit pas d'une pompe volumétrique à proprement parler même si elle produit un débit semi-pulsatile. Ses avantages sont de ne pas comporter de valve, de ne pas nécessiter de chambre de compliance, d'être basée sur un concept simple et un moteur à courant continu à faible vitesse. Par contre, l'inconvénient majeur est la présence du sang au contact du rotor et surtout au contact des axes de rotation. Nous rejoignons là le problème majeur des pompes rotatives et de la nécessité d'isoler l'axe de rotation. Ce sujet sera développé un peu plus loin. Telle qu'elle est conçue, la pompe est modérément encombrante : 6 cm de diamètre pour 9,4 cm de haut. Son volume d'éjection est de 60 ml et la fréquence de rotation peut varier entre 40 et 180 rpm. Contre une pression de 100 mmHg, la pompe peut développer un débit de 9L/min.

2.1.3.2 Le cœur artificiel total Ovalis[14].

Dans le système Ovalis, un moteur à courant continu entraîne un engrenage placé à l'intérieur d'une roue crantée en forme d'ellipse (Figure 2.16). La rotation de l'engrenage entraîne un mouvement de translation de l'ellipse qui va alternativement mobiliser des plateaux latéraux qui à leur tour vont écraser ou relâcher les poches à sang (Figure 2.17).

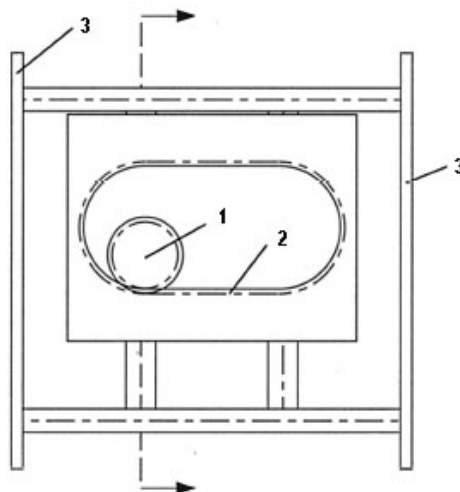


Figure 2.16 : Schéma de l'actionneur du système Ovalis [14]

L'axe de l'engrenage est maintenu en place par l'intermédiaire d'un roulement à bille. Le système mesure 75 mm de diamètre pour 95 mm de long, pèse 950 g et déplace un volume de 560 ml. L'un des avantages du système est d'être basé sur une rotation unidirectionnelle et à vitesse stable d'un moteur à courant continu, ce qui permet d'obtenir un meilleur rendement et de limiter l'usure mécanique par rapport à des systèmes dans lesquels le sens de rotation du moteur doit changer à chaque demi-cycle. De plus, la simplicité du système et le faible nombre de pièces mobiles le rendent fiable avec un rendement élevé de l'ordre de 39%. Toutefois, ses dimensions restent trop importantes pour une utilisation clinique.

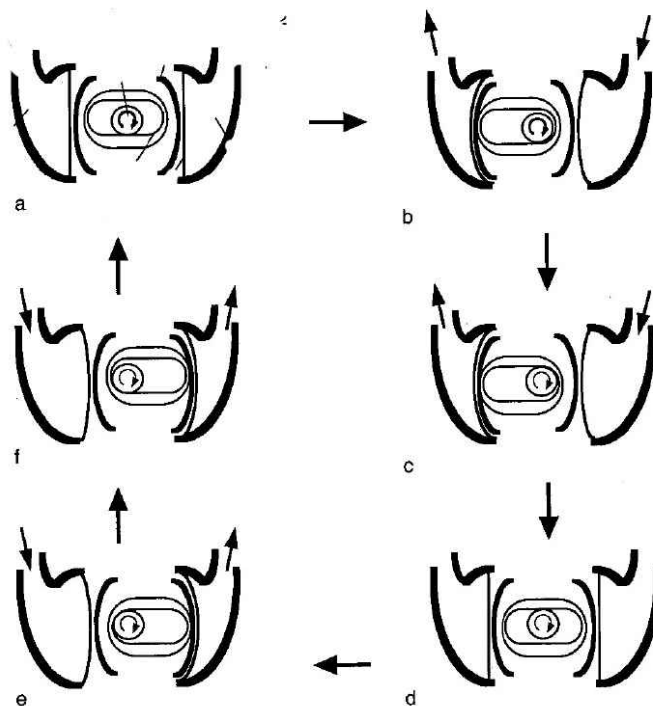


Figure 2.17 : Cycles du système Ovalis [14]

2.1.3.3 Cœur artificiel total électromécanique[15]

Le cœur est constitué d'un actionneur électromécanique situé entre 2 plateaux qui écrasent ou relâchent les ventricules artificiels droit et gauche. Chaque ventricule a un volume maximum de 55 ml. Les diaphragmes ont une forme conique afin de diminuer l'encombrement. Le mécanisme électromécanique est constitué d'un moteur à commutation électronique couplé à une vis à bille de 7 mm de diamètre. La rotation du moteur est transformée en mouvement de translation au niveau de la vis qui à son tour déplace les plateaux des ventricules artificiels (Figure 2.18).

Le remplissage des ventricules est passif lors du déplacement de la vis vers le plateau opposé. Le caractère plus ou moins complet du remplissage du ventricule gauche est estimé à partir de capteurs à effet Hall qui renseignent sur la position et la vitesse de déplacement du plateau correspondant. Lorsque le cœur artificiel est réglé en mode automatique, c'est sur les renseignements fournis par ce capteur que le contrôleur va commuter le sens de rotation du moteur. Par ailleurs, un capteur optique est placé en regard de chaque ventricule afin d'analyser la quantité d'hémoglobine et la saturation en oxygène du sang présent dans les poches ce qui permet d'évaluer le taux de remplissage et de vidange de chacune d'entre-elles. L'encombrement du système est de 400ml. Le diamètre externe est de 90 mm et son épaisseur de 70 mm. Le poids est de 450g.

L'énergie électrique consommée varie entre 10 et 15W et le rendement est d'environ 13%.

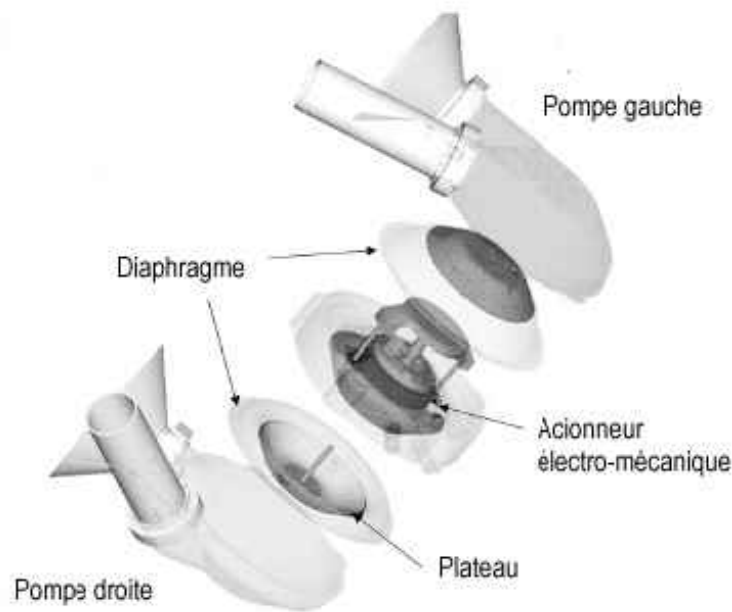


Figure 2.18 : Vue éclatée du cœur artificiel total électromécanique[15]

2.1.3.4 Le système Magscrew[16, 17]

Le système MagScrew est un concept d'actionneur électromagnétique basé sur le même principe que le précédent, c'est-à-dire celui d'un moteur linéaire à vis, mais le couple entre l'écrou et la vis est assuré par une transmission magnétique. L'écrou magnétique est solidaire du rotor d'un moteur électrique. La face interne de cet écrou comporte des aimants permanents disposés de façon hélicoïdale, comme le fil d'un pas de vis. La surface externe de la vis magnétique est constituée de la même façon (Figure 2.19). Lors de la rotation de l'écrou magnétique, l'interaction entre les pôles magnétiques entraîne la translation de la vis sur un axe central, la rotation de cette dernière étant fixée. De ce fait la transmission se fait sans frottement. La raideur mécanique du couple est d'environ 200N/mm. Cette entraînement doux permet de limiter la surpression lors du contact de la vis avec le diaphragme, limitant ainsi l'usure des valves. En cas de surcharge de travail, la vis glisse plutôt que d'entraîner un blocage du moteur.

Le moteur est asservi au remplissage du ventricule gauche. Ce remplissage est passif, la vis magnétique n'étant pas fixée au plateau. Un capteur à effet Hall détermine la position du plateau. Le contrôleur est réglé afin d'obtenir un remplissage de 90% du ventricule artificiel gauche et la fréquence est adaptée en fonction de ce remplissage ce qui permet de limiter les risques de surpression dans l'oreillette gauche. D'autres facteurs permettent de limiter ce risque. Le volume du ventricule droit est inférieur de 15% à celui du ventricule gauche, ceci afin de compenser l'existence du shunt veineux pulmonaire gauche et la moindre résistance à l'éjection du ventricule droit. De plus, afin de limiter la surcharge vasculaire pulmonaire, la vitesse de rotation du moteur lors de l'éjection droite n'est que de 80% de celle de l'éjection gauche.

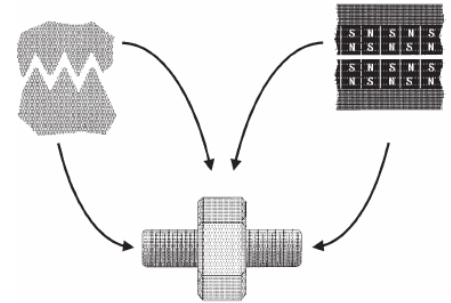
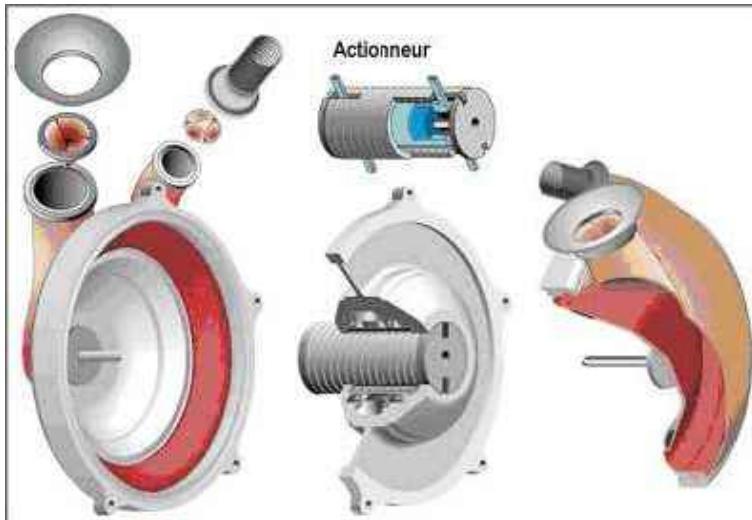


Figure 2.19 : Le système Magscrew[16]

2.2 Les pompes rotatives.

Largement utilisées pour la réalisation de la circulation extra-corporelle, les pompes rotatives connaissent un regain d'intérêt depuis quelques années dans le cadre de l'assistance circulatoire. A la différence des pompes volumiques précédemment décrites, les pompes rotatives propulsent le sang en continu. Ce mode de fonctionnement élimine la nécessité d'une poche à sang permettant ainsi une réelle miniaturisation par rapport aux pompes volumétriques. Autres avantages de ce mode de fonctionnement : les pompes rotatives sont beaucoup plus silencieuses et ne nécessitent pas de valve unidirectionnelle. En revanche, elles ne peuvent assurer qu'un débit continu, non pulsatile.

2.2.1 Rappel sur les pompes rotatives

Le but d'une pompe rotative est de transmettre l'énergie fournie par un moteur à un fluide sous forme d'énergie cinétique (débit). Du fait des résistances, cette énergie cinétique est transformée en pression. Cette force développée est habituellement exprimée sous la forme d'une hauteur de liquide H , afin de s'affranchir de la qualité intrinsèque du liquide utilisé. L'énergie est transmise au liquide par une partie mobile constituée d'une roue à aube ou turbine. Cette énergie est proportionnelle à la vitesse de rotation de cette roue et à son diamètre. De ce fait la pression développée par la pompe, exprimée en hauteur de liquide, est calculée par la formule :

$$H = \frac{v^2}{2g}$$

v : vitesse à la périphérie de la roue

g : accélération liée à la gravité ($9,8 \text{ ms}^{-2}$)

avec :

$$v = N \times D \times \pi$$

N : vitesse de rotation de la turbine
D : diamètre de la roue

La transcription en pression nécessite d'introduire la masse volumique du liquide ρ , soit $1,05 \cdot 10^3 \text{ Kg/m}^3$ pour le sang.

$$P(\text{mmHg}) = H \times g \times \rho \times 0,0075 = H \times 9,81 \times 1,05 \cdot 10^3 \times 0,0075 = H(m) \times 77,44$$

Pour une vitesse de rotation donnée, H est identique quelque soit le liquide. Par contre, l'énergie utilisée pour assurer cette rotation va varier en fonction du liquide et sera d'autant plus importante que le liquide est dense. La pression maximum que la pompe peut développer est déterminée par la vitesse de rotation maximum, le diamètre de sortie et les caractéristiques de la turbine.

Dans une pompe rotative, les relations entre son efficacité et ses caractéristiques sont les suivantes :

Le débit change de façon proportionnelle avec la variation du diamètre ou de la vitesse de rotation.

La pression change de façon proportionnelle avec le carré de la variation du diamètre ou de la vitesse de rotation.

La puissance transmise au rotor change de façon proportionnelle avec le cube de la variation du diamètre ou de la vitesse de rotation.

Deux grands types de pompes rotatives sont utilisées dans le cadre de l'assistance circulatoire : les pompes centrifuges ou radiales, et les pompes axiales.

2.2.1.1 Les pompes centrifuges

Les pompes centrifuges ont la forme d'un disque épais ou d'un cône tronqué (Figures 2.20 et 2.21). L'orifice d'entrée est situé au centre de la pompe. L'orifice de sortie est situé à la périphérie et est tangentiel au bord externe. La turbine à la forme d'un disque qui tourne sur un axe situé en regard de l'orifice d'entrée. Le sang qui pénètre au centre de la pompe est accéléré de façon centrifuge par la rotation de la turbine. A la périphérie, la distance entre la turbine et le corps de pompe augmente progressivement vers l'orifice de sortie. Cet aspect de spirale permet d'engendrer une pression croissante vers l'orifice de sortie.

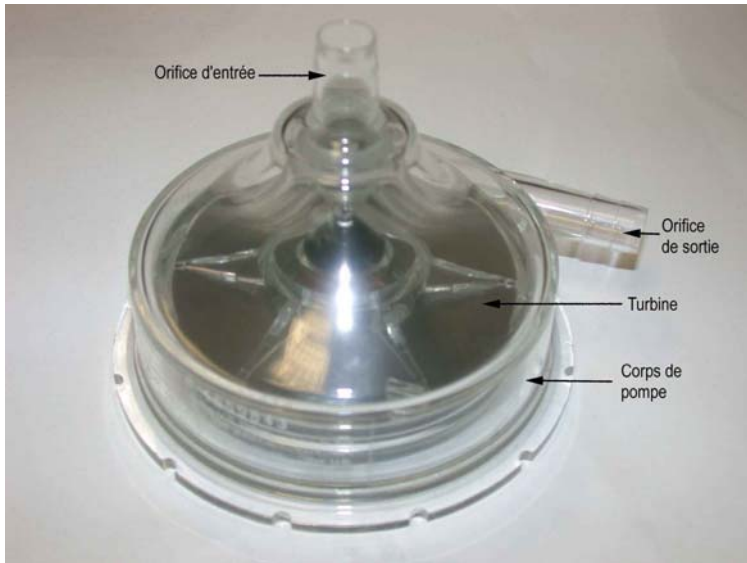


Figure 2.20 : Pompe centrifuge externe

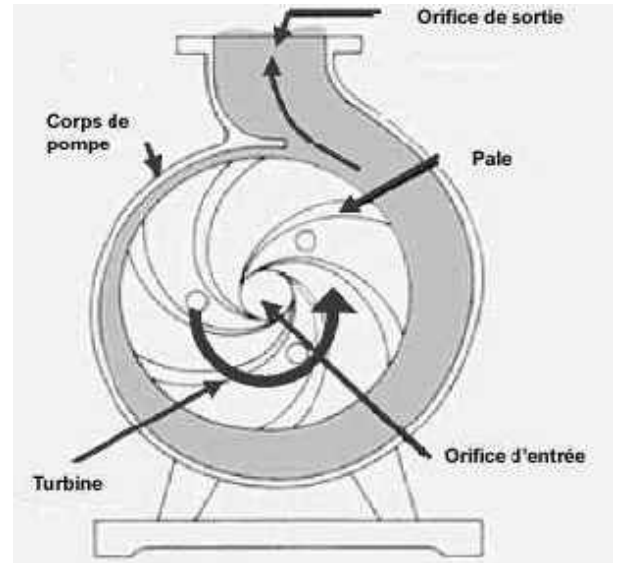


Figure 2.21 : Schéma interne d'une pompe centrifuge

Les pompes centrifuges les plus courantes sont des pompes externes utilisées pour la circulation extracorporelle ou des assistances de courte durée (Chapitre 1. Figure 1.5). La pompe qui constitue la partie non réutilisable ne contient que la turbine dont le socle est muni d'un plateau en fer. Elle s'encastre dans le support d'un moteur qui est lui réutilisable et entraîne la turbine par l'intermédiaire d'un plateau aimanté. Ce type d'architecture permet de disposer de pompes à faible coût, faites pour des utilisations de courte durée (Figure 2.22 et 2.23).



Figure 2.22 : Vue latérale d'une pompe centrifuge

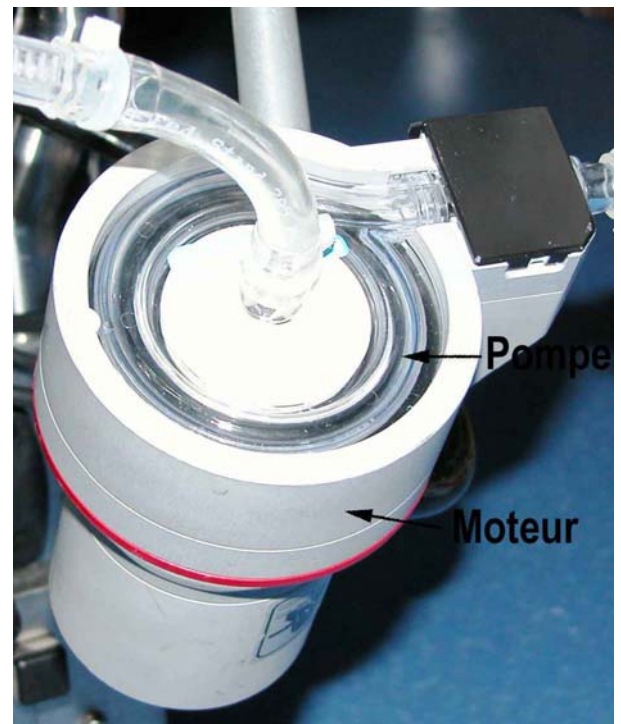


Figure 2.23 : Pompe centrifuge et son moteur

2.2.1.2 Les pompes axiales

Les pompes axiales ont la forme d'un cylindre allongé (Figure 2.24). Les orifices d'entrée et de sortie sont placés aux 2 extrémités du cylindre. La turbine a la forme d'un «obu» qui tourne sur un axe orienté selon l'axe du flux sanguin. A l'orifice d'entrée est placé un redresseur de flux dont le rôle est d'aligner l'écoulement dans l'axe de la pompe et d'éviter la formation de vortex avant que le fluide ne soit au contact de la turbine. La rotation de la turbine transmet une certaine énergie cinétique au fluide. Cette accélération n'est pas uniforme et se fait avec un certain angle par rapport à l'axe de rotation. De ce fait, il est nécessaire qu'au niveau de l'orifice de sortie, le fluide passe à travers un diffuseur qui transforme l'énergie cinétique acquise par le fluide en pression et limite les phénomènes de recirculation

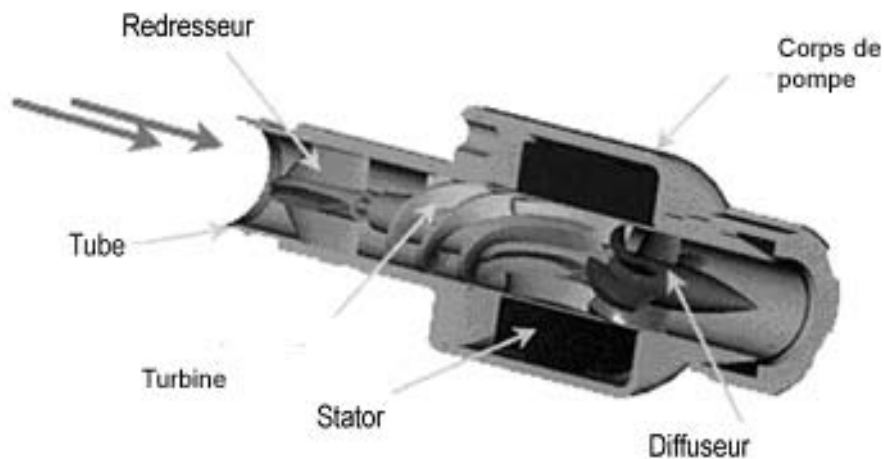


Figure 2.24 : Schéma en coupe d'une pompe axiale

2.2.1.3 Différences entre les pompes centrifuges et axiales

Bien que leur mode de fonctionnement soit voisin, les pompes centrifuges et axiales présentent des différences notables. Le diamètre de la turbine est beaucoup plus petit pour les pompes axiales. La géométrie des pompes axiales se prête mieux à la miniaturisation et donc à l'implantation humaine. Par contre, pour générer un travail identique, la vitesse de rotation de la turbine est inversement proportionnelle à son diamètre. De ce fait, les pompes axiales ont des vitesses de rotation nettement supérieures à celles des pompes centrifuges. Ces vitesses de rotation élevées génèrent des contraintes de cisaillement importantes qui peuvent être responsables d'hémolyse ainsi que d'une activation plaquettaire. Toutefois, le risque de zones de stagnations, source prépondérante de thrombus, est plus élevé dans les pompes centrifuges (cf chapitre III).

Comme le montrent les courbes de la figure 2.25, la relation débit-pression n'est pas identique entre les pompes axiales et les pompes centrifuges. En ce qui concerne les pompes axiales, la relation est linéaire. Pour ce qui est des pompes centrifuges, en-dessous d'une pression seuil, le débit reste relativement stable, montrant l'efficacité de ces pompes. Par contre, lorsque la

post-charge devient supérieure à ce seuil, le débit chute brutalement. Ce phénomène est lié à la perte de charge à l'intérieur de la pompe.

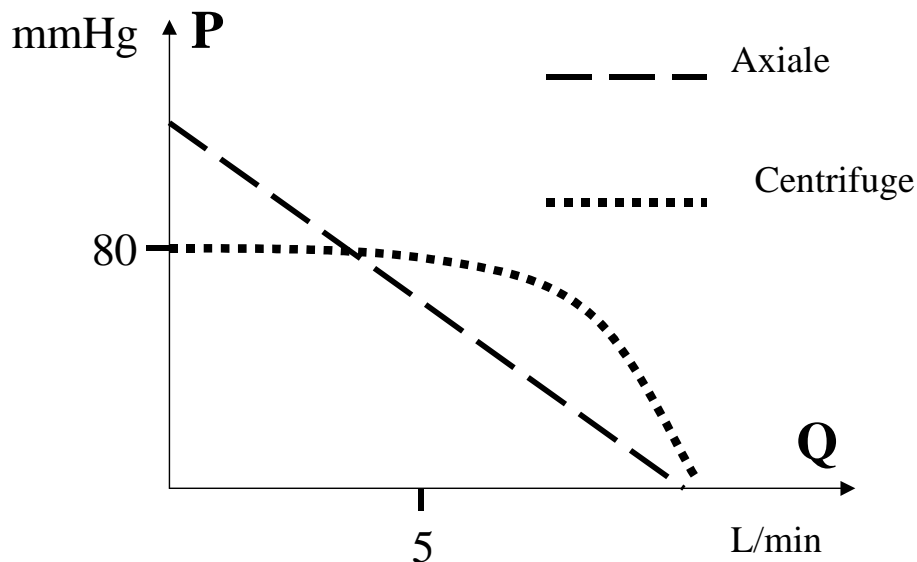


Figure 2.25 : Performances des pompes axiales et centrifuges

L'expérience de l'utilisation humaine de ces 2 types de pompe est encore trop récente pour pouvoir comparer leur efficacité. Toutefois, les pompes axiales semblent limitées dans leur débit et donc plutôt destinées à des patients conservant un certain degré de fonctionnement de leur cœur natif.

2.2.2 Le problème de l'axe de rotation dans les pompes rotatives

Qu'elles soient axiales ou centrifuges, l'axe de rotation des pompes rotatives constitue leur tendon d'Achille. La rotation est le plus souvent assurée par un support mécanique de type pivot qui est soumis à une utilisation continue et donc à une usure importante, limitant la durabilité de la pompe dans le temps. De plus, ces pivots ne peuvent être directement lubrifiés par le sang sans entraîner une hémolyse importante. Ils doivent donc être isolés hermétiquement du compartiment sanguin. Les systèmes de joint perdent rapidement leur efficacité et favorisent de plus la formation de caillots. Les systèmes le plus souvent utilisés sont des systèmes mécaniques constitués d'une cavité dans laquelle repose l'axe de rotation de la pompe. Un lubrifiant adéquate doit-être maintenu entre l'axe et les parois de la cavité. Notamment, il est important que la chaleur dégagée par les forces de friction ne soit pas responsable d'un dénaturation des éléments du sang. Ce phénomène se produit entre 50 et 100° C et parmi les protéines sanguines, le fibrinogène est particulièrement exposé. La polymérisation du fibrinogène au niveau de l'axe est responsable d'une augmentation de la viscosité du film lubrifiant avec une augmentation des forces de friction et une accentuation de la génération de chaleur. Il se produit alors un cercle vicieux qui aboutit à la dysfonction de la pompe. La production de chaleur dépend : du coefficient de friction, de la surface exposée du système d'étanchéité et du diamètre de son orifice central, de la différence de pression de part et d'autre du système et de la vitesse de rotation de la pompe. La dissipation thermique

dépend elle de la conductivité du système d'étanchéité et de ses dimensions, de la surface d'échange thermique, du coefficient de transfert de chaleur et du gradient de température de part et d'autre du système d'étanchéité.

Dans la majeure partie des pompes rotatives récentes, notamment axiales, les pivots sont constitués de céramiques (ou autres matériaux très durs) immergées dans le sang qui sert alors à la fois de lubrifiant et d'échangeur thermique. La figure 2.26 qui représente une coupe de la pompe axiale HeartMate II montre bien le système de pivots fait de l'emboîtement d'une partie convexe réalisée en rubis dans une partie concave réalisée en céramique, l'ensemble étant placé dans le flux sanguin qui traverse la pompe.

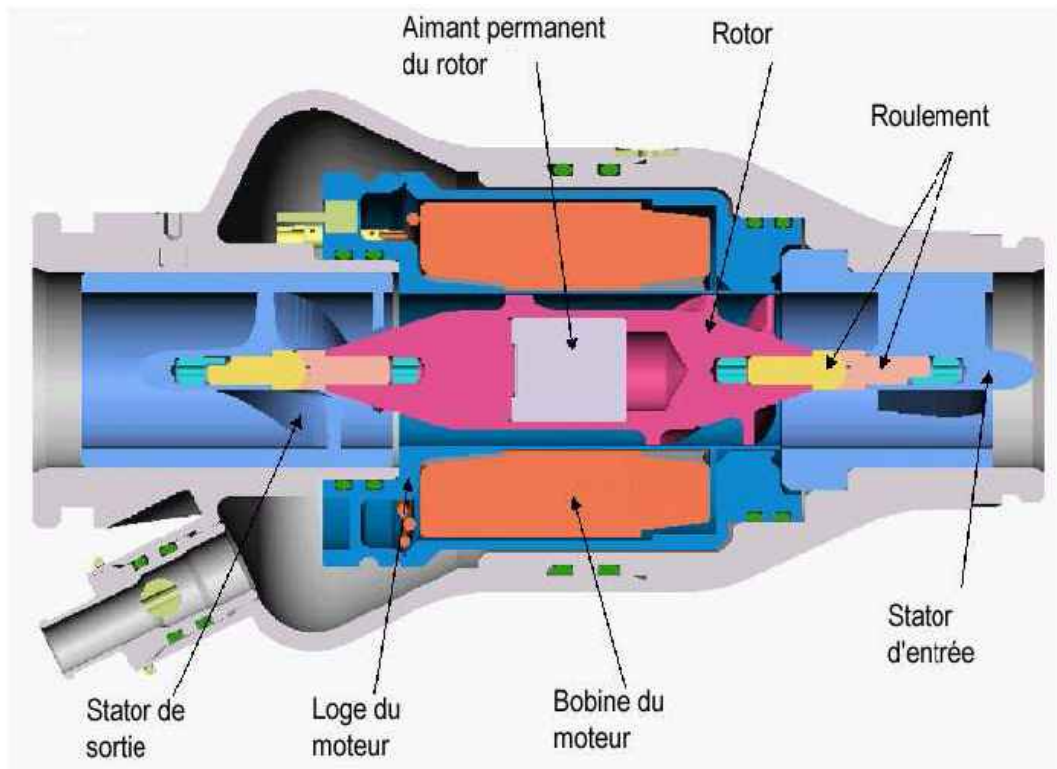


Figure 2.26 : Schéma en coupe de la pompe axiale HeartMate II

L'efficacité de ce type de pivot est basée sur la dureté des matériaux utilisés pour ce qui est de l'usure et sur la précision de l'emboîtement limitant ainsi l'espace entre les deux parties et donc le risque d'avoir une stagnation de sang entre les 2 parties. D'autres pompes axiales actuellement en utilisation clinique comme la Micromed DeBakey ou la Jarvik 2000 sont basées sur le même principe de support mécanique. La Jarvik 2000 est la plus petite d'entre-elles puisqu'elle mesure 5 cm de long pour 1,8 cm de diamètre (Figure 2.27). Du fait de la taille réduite des éléments de cette pompe, le diamètre des pivots en céramique n'est que d'un centimètre. Par ailleurs, la vitesse moyenne de rotation de la turbine est entre 16 000 et 18 000 rpm. De ce fait, il se forme juste à la périphérie des roulement une collerette étroite de thrombus qui reste fixée à la périphérie des céramiques. Les vitesses élevées du flux dans l'espace libre des pivots sont sensées en assurer une vidange permanente qui limite l'extension du thrombus à cette zone[18].

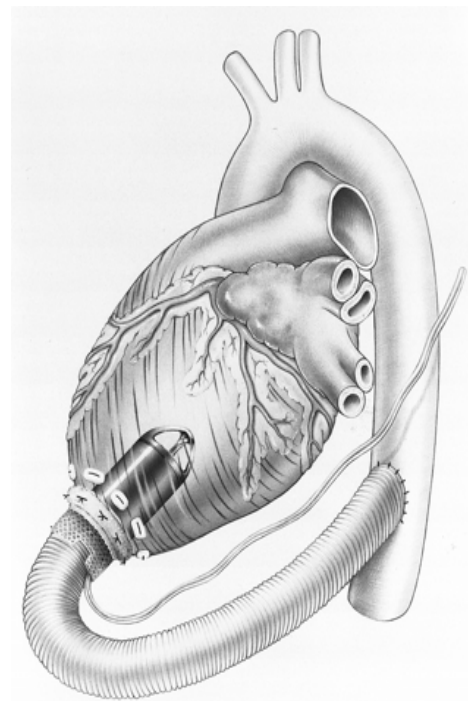
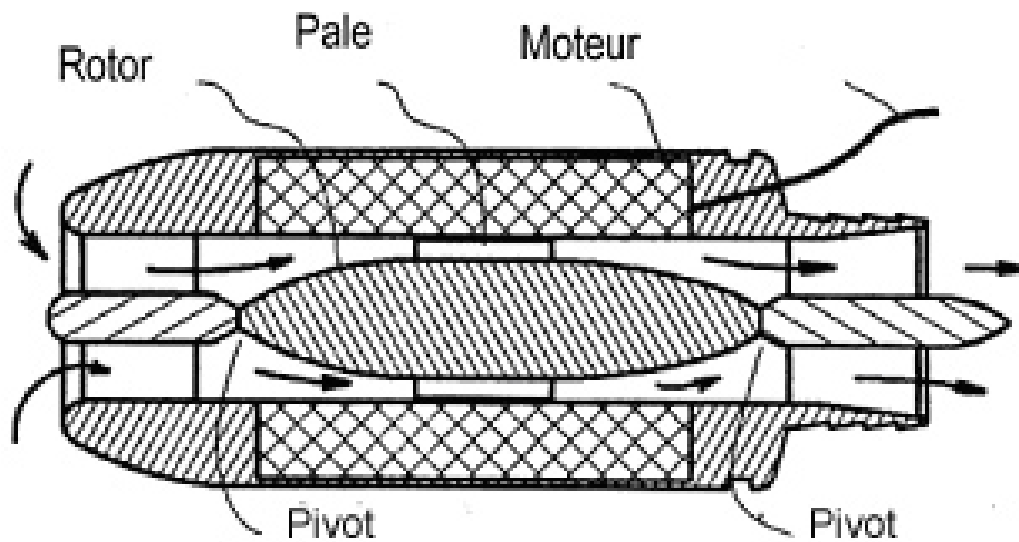


Figure 2.27 : La pompe axiale Jarvik 2000

Les études cliniques avec cette pompe décrivent peu d'accidents liés à la formation de caillots. Ceci n'est pas le cas avec toutes les pompes. Ainsi, avec la pompe axiale Micromed Debakey, il a été rapporté sur une série internationale de 150 patients, 10% d'accidents thromboemboliques et 10% de thromboses de pompe[9].

Afin de limiter les problèmes inhérents aux pivots et à leur contact avec le sang, des systèmes ont été développés afin de mieux les isoler voir même afin de les supprimer.

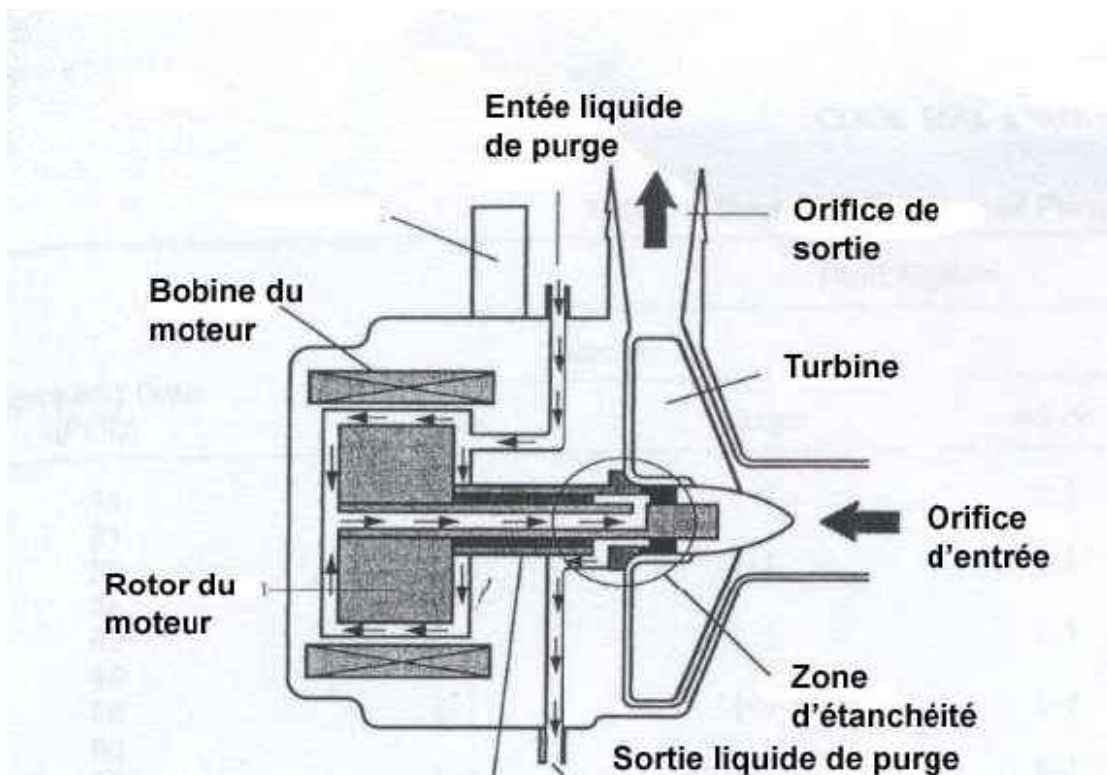
2.2.3 Systèmes de joints innovants

Les systèmes mécaniques qui permettent de séparer le sang de l'axe de rotation constituent un facteur limitant la durabilité et l'innocuité des pompes rotatives. D'autres systèmes ont été proposés.

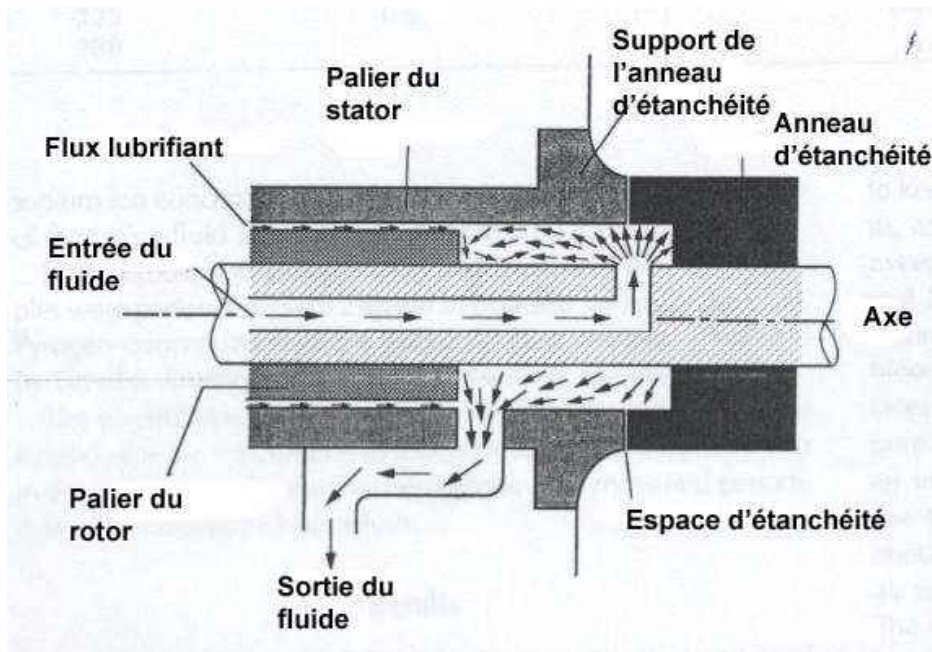
2.2.3.1 Pompes rotatives à joint hydraulique.

2.2.3.1.1 Pompe centrifuge à joint hydraulique

Yamazaki et al.[19] ont décrit une pompe centrifuge dans laquelle l'axe de rotation est protégé du contact avec le sang par une mécanique hydraulique. La périphérie de l'axe de rotation est baignée dans un liquide physiologique et visqueux (sérum glucosé à 20%) sous pression (Figure 2.28 a et b).



a

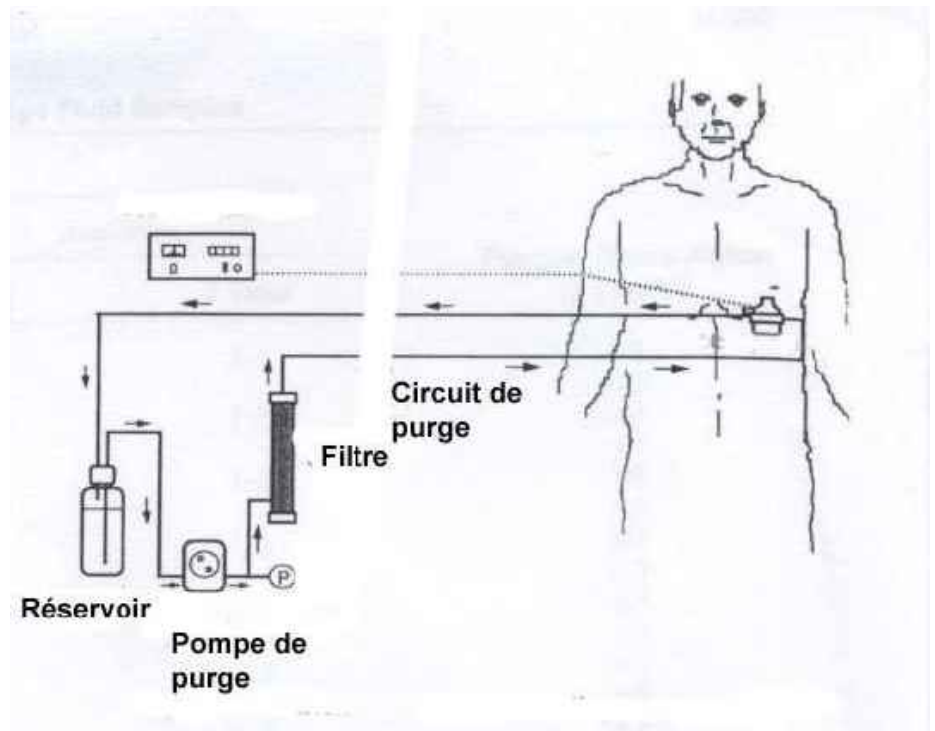


b

Figure 2.28: a) Vue en coupe de la pompe centrifuge à joint hydraulique, b) Détail du circuit d'étanchéité [19]

Le liquide est injecté à partir d'une pompe péristaltique externe, passe à travers la partie creuse de l'axe de rotation de la pompe, sort de l'axe pour circuler à sa périphérie avant de ressortir de la pompe par un circuit qui le ramène à un réservoir externe (Figure 2.29).

Figure 2.29 : Schéma général du circuit externe [19]



Ce système permet de maintenir autour de l'axe de rotation, une pression supérieure à celle qui règne autour de la turbine empêchant ainsi toute pénétration de sang au contact de l'axe. De plus, une petite quantité du liquide injecté s'infiltré entre les paliers du stator et du rotor afin d'en assurer la lubrification. Enfin, le liquide circulant permet de refroidir le moteur. Le débit de la pompe de purge est maintenu entre 50 et 100 ml/min avec une pression d'environ 100 mmHg. Un filtre est inséré sur le circuit de purge afin de prévenir toute contamination éventuelle par des bactéries, des virus ou des protéines plasmatiques de haut poids moléculaire. Même si ce système fonctionne dans son principe, la nécessité d'une pompe externe complique la gestion de l'assistance et peut diminuer l'autonomie du patient.

2.2.3.1.2 Pompe axiale à joint hydraulique

La compagnie Impella propose plusieurs pompes axiales de 4 à 7 mm de diamètre dans lesquelles l'étanchéité de l'axe de rotation est aussi assurée par l'injection d'un liquide sous pression (Figure 2.30).

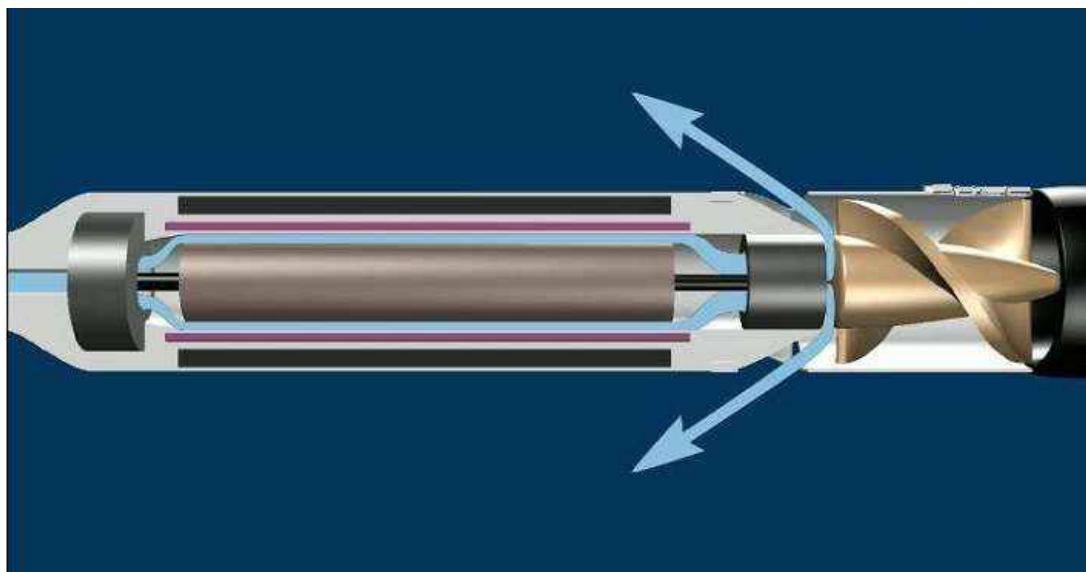


Figure 2.30 : Vue en coupe de la pompe Impella

Un liquide physiologique visqueux (sérum glucosé 20%) est injecté dans un tube coaxiale au câble électrique, circule autour de l'axe de rotation du rotor du moteur afin d'en assurer la lubrification puis sort dans le compartiment sanguin à la jonction entre le moteur et la turbine, empêchant ainsi toute pénétration de sang vers le compartiment du moteur. La pression d'injection du liquide est de 400 à 700 mmHg et le débit moyen est de 7 ml/h.

L'originalité de ces pompes est leur petite taille (4 à 7 mm de diamètre) (Figure 2.31) ce qui permet de les implanter directement par voie endovasculaire : la pompe passe à travers la

valve aortique, l'orifice d'entrée est placé dans le ventricule gauche, l'orifice de sortie dans l'aorte, et le moteur est situé en aval de l'orifice de sortie (Figure 2.32).



Figure 2.31 : Taille des pompes Impella

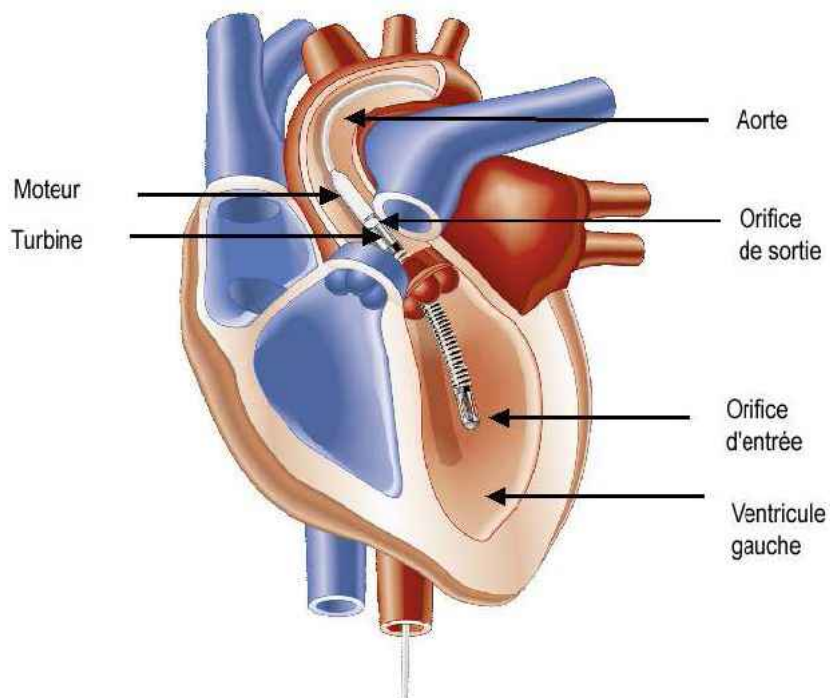


Figure 2.32 : Schéma d'implantation trans-valvulaire d'une pompe Impella

2.2.3.2 Utilisation des matériaux ferrofluides pour réaliser le joint de l'axe d'entraînement[20, 21].

Une équipe japonaise a décrit un concept original de mécanisme utilisant les propriétés des matériaux ferrofluides pour réaliser l'étanchéité de l'axe de rotation d'une pompe rotative. Le système est décrit sur la figure 2.33. Il est constitué d'un aimant permanent de 8 mm de diamètre et 1 mm d'épaisseur placé entre deux pièces polaires. L'aimant est magnétisé dans la direction radiale, a un champ d'excitation coercitif de 935 kA/m et une polarisation rémanente de 1,2 T (aimant en terres rares). Le matériau ferrofluide est injecté dans l'espace de 50 μm qui sépare l'aimant de l'axe du moteur. La figure 2.33 montre la ligne du champ magnétique qui passe dans les 2 pièces de l'entrefer. Ce champ permet de maintenir le ferrofluide entre l'aimant et l'axe de rotation, même lorsque ce dernier tourne. Afin d'éviter que le ferrofluide ne soit au contact du sang qui passe dans la pompe, l'aimant est isolé par un « bouclier » qui délimite une cavité de 5 mm de diamètre et de 1 mm de profondeur. Cette cavité contient une huile visqueuse. Même si une infime partie du ferrofluide peut-être amenée à se mélanger à l'huile, elle l'empêche d'entrer en contact avec le sang.

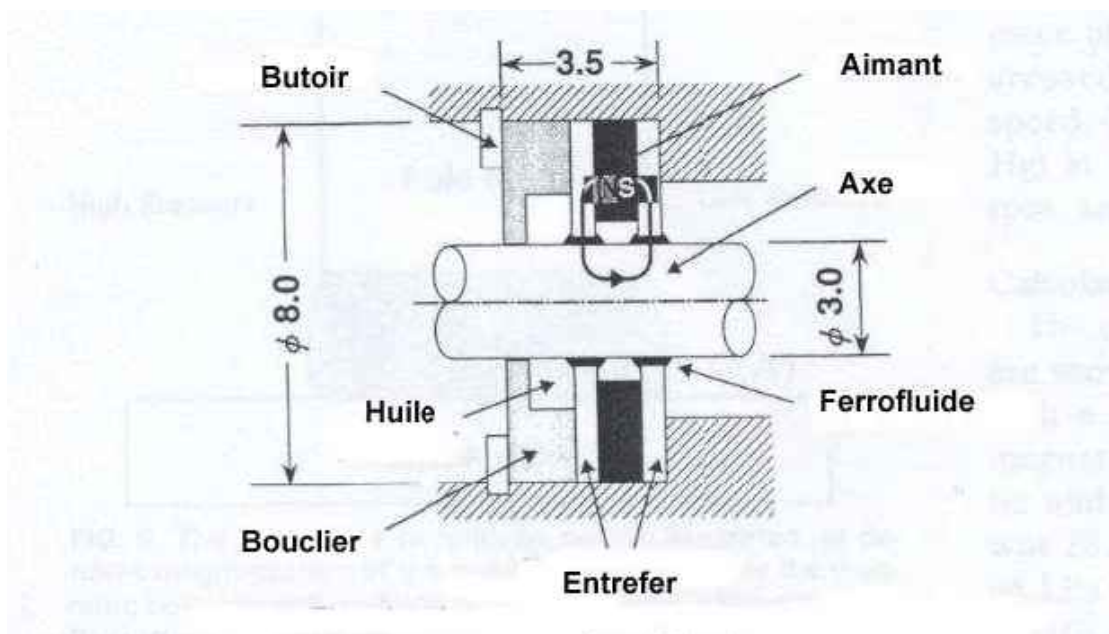


Figure 2.33 : Schéma du système d'étanchéité par ferrofluide [20]

L'un des paramètres importants d'efficacité de ce système d'étanchéité est sa résistance à la pression qui correspond à la pression à partir de laquelle une partie du fluide présent dans la partie pompe passe dans la partie moteur. La figure 2.34 montre que la « pression d'étanchéité » est d'environ 200 mmHg (environ 26 KPa) lorsque les mesures sont réalisées avec du sang et qu'elle ne varie quasiment pas avec la vitesse de rotation. Bien entendu, cette pression d'étanchéité est fortement dépendante d'une part de l'espace existant entre l'aimant et l'axe d'entraînement et d'autre part de la qualité de l'aimant (Figure 2.35).

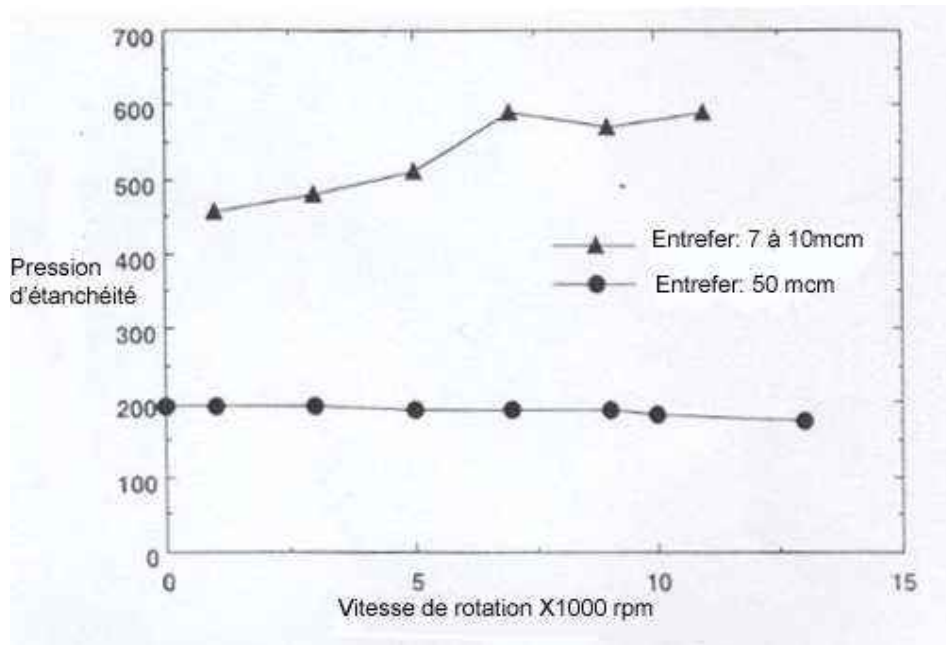


Figure 2.34 : Courbe de « pression d'étanchéité » en fonction de la vitesse de rotation [20]

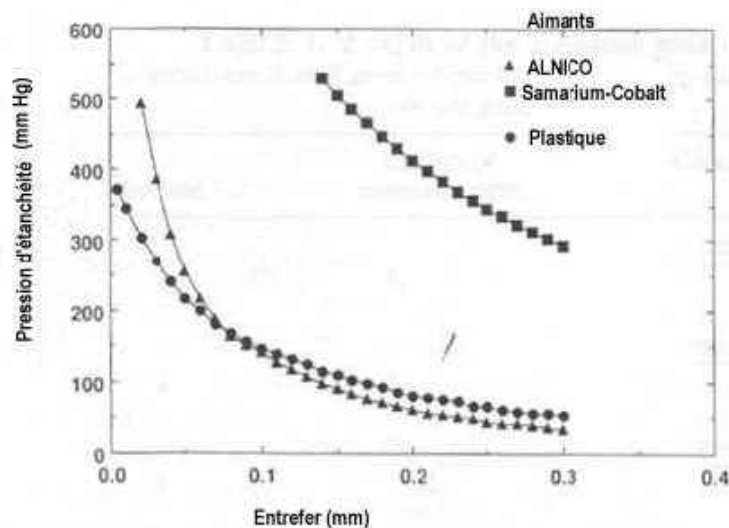


Figure 2.35 : Courbe de pression d'étanchéité en fonction de l'espace autour de l'axe et du type d'aimant utilisé [20]

La longévité de ce système a été testée (de façon très limitée) avec une pression maintenue à 100 mmHg et une vitesse de rotation de 8000 rpm. Sur 3 expériences, 2 ont été arrêtées à 34 et 39 jours du fait d'un dysfonctionnement du moteur. Dans ces 2 cas, le système ferrofluide était intact. Par contre, une dysfonction du système a été notée après 51 jours de fonctionnement, sans que les auteurs ne précisent le type de dysfonction notée ni sa cause. Aucun mélange entre le ferrofluide et le fluide présent dans la pompe n'a été noté. Cet exemple montre bien que l'utilisation des matériaux électroactifs passe par la création de concepts innovants quant à leur utilisation.

Ce type de système est utilisé au niveau de la « Valvo pump », pompe axiale implantée directement au niveau de la valve aortique[22].

2.2.4 Concept innovant d'axe de rotation : la pompe centrifuge à déplacement axial[23]

Comme le montre la figure 2.36, cette pompe est constituée d'une turbine (2) fixée directement dans l'axe du rotor du moteur (3). Ces structures sont placées à l'intérieur d'un habitacle sur lequel est fixé le stator du moteur (4). La rotation du moteur sur l'axe (5) est assurée par un mécanisme de roulement à billes (6) qui laisse par ailleurs au monobloc rotor et turbine un degré de liberté supplémentaire de translation axiale.

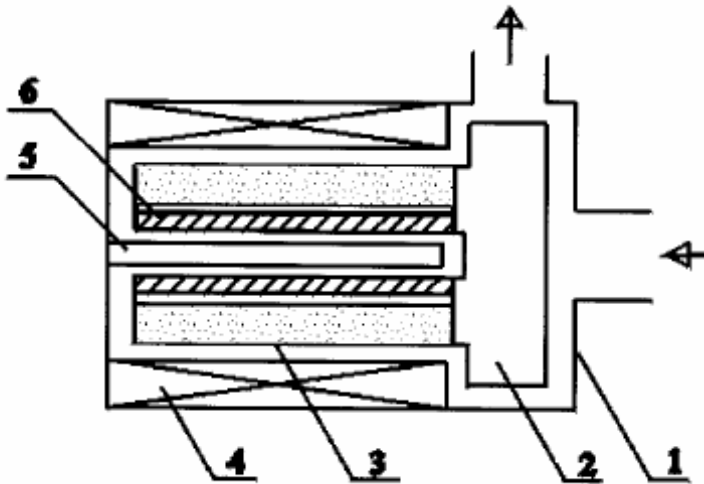
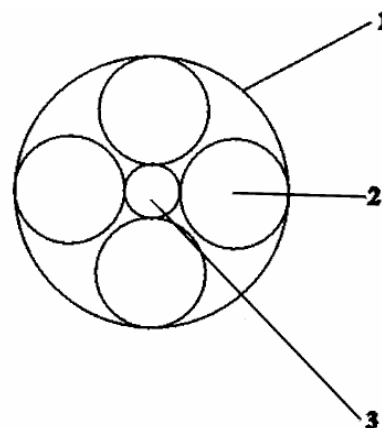


Figure 2.36 : Pompe centrifuge à déplacement axial [23]

La figure 2.37 montre une coupe du roulement du système rotor-roulement-axe. Les billes du roulement sont en polythène de haut poids moléculaire, matériau huit fois plus résistant à l'usure que le métal.

Figure 2.37 : Coupe du système rotor (1)-roulement (2)-axe (3) [23]



La force F agissant sur le déplacement axial du système rotor-turbine est la résultante de 3 forces:

- La force électromagnétique F_{EM} existant entre la bobine du stator du moteur et les aimants permanents du rotor. Cette force est fonction de la distance S entre ces 2 éléments.
- La force hydrodynamique F_{HD} exercée par le sang sur la turbine. F_{HD} peut-être décomposée en $F_{HD'}$, composante statique correspondant à la pression exercée sur la turbine et $F_{HD''}$, composante dynamique fonction du débit : $F_{HD''} = F_{HD''}(Q)$. $F_{HD'}$ dépend de la différence de pression entre l'orifice de sortie (P2) et l'orifice d'entrée (P1), et la surface (A) de la turbine exposée à cette différence de pression :

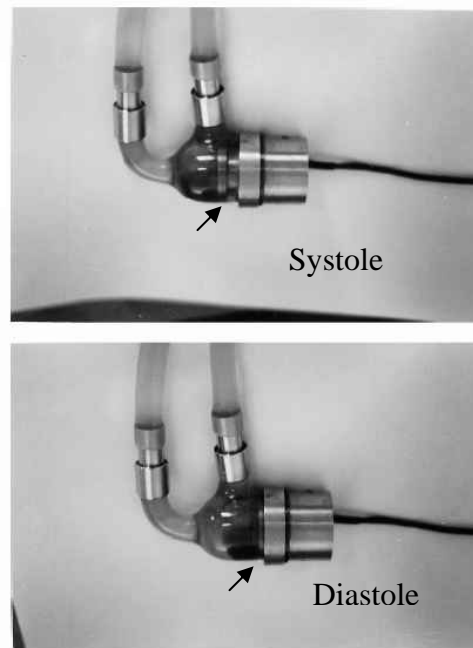
$$F_{HD'} = (P2 - P1)A$$
- La force de friction F_F au niveau du roulement qui s'oppose au déplacement du rotor.

F peut donc s'écrire sous la forme :

$$F = F_{EM} + (P2 - P1)A + F_{HD''}(Q) + F_F$$

Si le moteur est alimenté par un courant électrique de forme rectangulaire, la vitesse de rotation va varier de façon cyclique aboutissant à l'équivalent d'une systole et d'une diastole. Pendant la phase de systole de la pompe, le débit Q augmente de même que la pression générée $P2$ alors que $P1$ reste constante. De ce fait, F augmente pendant la systole de la pompe ce qui entraîne une translation de 3 à 5 mm de la turbine vers l'orifice d'entrée de la pompe. Inversement, lors de la diastole de la pompe, la turbine aura un mouvement de translation l'éloignant de l'orifice d'entrée (Figure 2.38).

Figure 2.38 : Mouvements de translation de la turbine en fonction du cycle systolo-diatolique [23]



Même en cas de rotation à vitesse constante du moteur, la contractilité résiduelle du cœur natif sera responsable d'une modification des pressions aboutissant à une translation de la turbine de moindre importance. Ces mouvements de translation permettent au système rotor-turbine de se comporter comme un piston résultant dans un lavage régulier de la zone de suspension, afin d'éviter tout problème thrombotique. A ce jour, les tests *in vivo* de ce concept ne sont pas publiés.

2.2.5 Les pompes centrifuges à sustentation électromagnétique.

Afin d'éviter les problèmes inhérents à l'axe de rotation dans les pompes rotatives, il a été conçu un certain nombre de pompes à suspension magnétique. A ce sujet il est important de rappeler le théorème de Earnshaw[24], qui spécifie que la lévitation stable et passive d'un aimant permanent est impossible. Ceci est à distinguer de la lévitation obtenue par phénomène de paramagnétisme dans le cadre d'un superconducteur pour 2 raisons : premièrement le phénomène paramagnétique nécessite un champ magnétique extérieur et deuxièmement le champ magnétique paramagnétique s'adapte constamment à ce champ extérieur.

Supposons que l'on souhaite définir un ensemble de particules grâce auxquelles il existe une zone de stabilité pour un électron donné. Cela suppose que lorsqu'on s'écarte de ce point il existe une force dirigée vers l'intérieur de cette zone qui tend à replacer l'électron à son point de stabilité. Or, d'après la loi de Gauss, la résultante des forces s'exerçant sur toute surface fermée de l'espace est donnée par la somme des charges contenues à l'intérieur du domaine ainsi délimité. Pour un espace vide, cette force est nulle. De ce fait, s'il existe une force dirigée vers l'intérieur en un point de la surface, celle-ci doit nécessairement être compensée, en d'autres points de la surface, par des contributions de sens opposées dirigées vers l'extérieur. Par conséquent ces derniers correspondent manifestement à des points instables. Ceci peut se généraliser à des systèmes plus complexes impliquant des courants électriques ou des corps polarisés. D'un point de vue mécanique, cela signifie que parmi les 6 degrés de mobilité (translation selon les axes X et Y et Z, et rotation autour de ces trois axes d'un corps soumis à un champs de forces électromagnétiques (en régime statique ou quasi statique), au moins un de ces degrés de liberté doit-être contrôlé activement par une boucle d'asservissement. Cette boucle de contrôle met en jeu un électro-aimant qui assure le retour à la position d'équilibre du mobile à chaque fois qu'il s'en écarte.

2.2.5.1 Pompes centrifuges à contrôle actif de 5 degrés de liberté

Il est possible de concevoir un système dans lequel les 5 degrés de liberté de la turbine en plus de la rotation sont activement contrôlés[25]. Comme le montre la figure 2.39, la pompe ainsi réalisée est particulièrement complexe et on peut prévoir que le contrôle électronique des différents électroaimants le sera plus encore. De ce fait, la pompe mesure 175 mm de haut pour 117 mm de diamètre. La majeure partie des éléments de suspension radiale étant contenue dans le rotor, la longueur de celui-ci est de 105 mm. De plus, l'essentiel de l'énergie consommée l'est pour l'activation des différents électro-aimants et représente environ 50 W. Ces quelques éléments montrent que la faisabilité d'une technique n'est pas un critère suffisant et que, même si la sustentation magnétique présente certains avantages intéressants à exploiter, il est nécessaire d'en adapter les principes ou de les associer à d'autres concepts comme cela a été décrit avec les systèmes qui vont suivre.

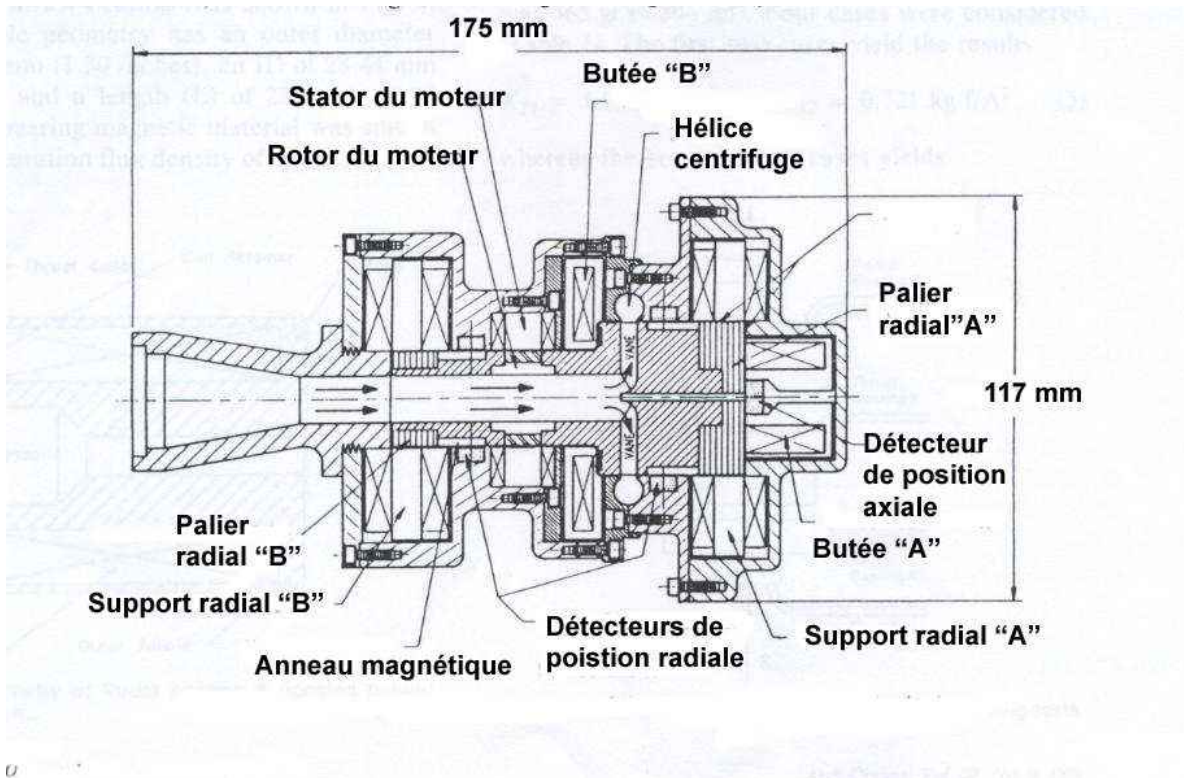


Figure 2.39 : Schéma d'une pompe centrifuge a sustentation magnétique avec contrôle actif de 5 degrés de liberté [25]

2.2.5.2 Pompes centrifuges à contrôle actif de 4 degrés de liberté

Hart et al.[26] ont conçu une pompe à suspension magnétique comportant un contrôle actif dans 4 directions. La figure 2.40 montre une coupe de cette pompe. Le rotor est centré activement par la force générée par 2 anneaux d'électroaimants (C). Chaque anneau est constitué de 4 paires de pôles en acier équipés de bobinages en cuivre. Ces électroaimants contrôlent le déplacement du rotor dans le plan radial ainsi que le tangage. Dans le sens axial, le rotor est stabilisé par une force hydrodynamique. Enfin, la rotation du rotor est entraînée par le stator du moteur. Ce couplage magnétique participe au maintien de la position radiale du rotor.

Le rotor est séparé du corps de pompe par un espace de 0,64 mm. Dans cet espace circule 10 à 25% du flux total, selon le gradient de pression entre l'orifice de sortie et celui d'entrée. Ce flux rétrograde qui permet de dissiper la chaleur produite par les éléments électromagnétiques diminue bien entendu l'efficacité de la pompe. Pour une vitesse de rotation de 3500 rpm, la vitesse de cisaillement dans ce circuit secondaire est d'environ $7\,000\text{s}^{-1}$. La pression générée dans cet espace permet par ailleurs de contrôler la position axiale du rotor. Comme le montre la figure 2.41, le sang pénètre entre les lames de la turbine par l'orifice A, près de l'axe de rotation et ressort à une pression plus élevée au niveau de B et s'infiltrer dans l'espace. Si le rotor se désaxe dans un sens (par exemple D), cela réduit l'orifice de sortie du circuit du flux rétrograde en C et génère donc une pression plus élevée en D. Cette pression tend à recentrer la position du rotor. Permet d'éliminer une boucle de contrôle.

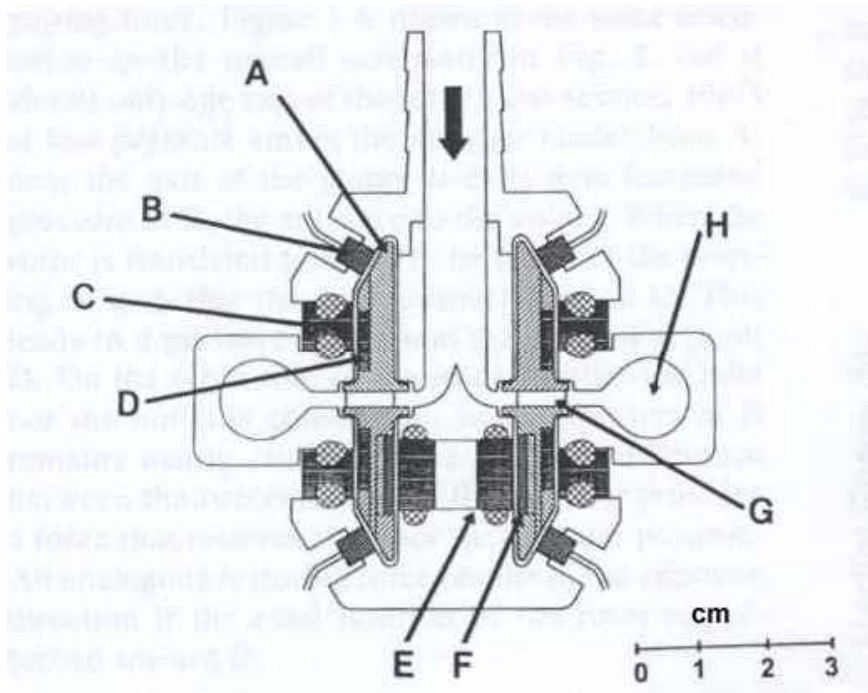


Figure 2.40 : Schéma d'une pompe centrifuge à sustentation magnétique avec contrôle actif de 4 degrés de liberté [26]

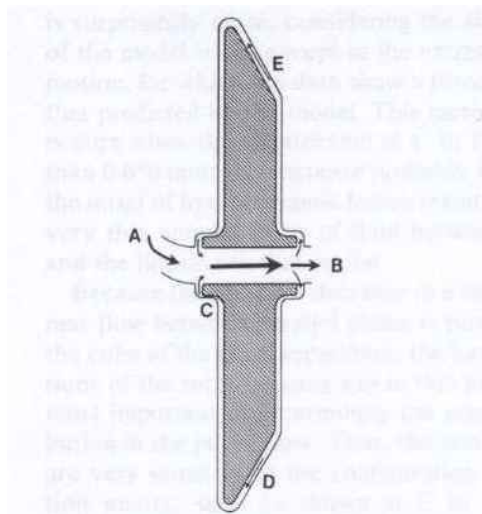


Figure 2.41 : Vue en coupe du système de sustentation hydrodynamique complémentaire [26]

2.2.5.3 Pompes centrifuges à contrôle actif de 3 degrés de liberté

Nojiri et al ont proposé un système de suspension magnétique avec un contrôle actif de 3 degrés de liberté [27] pour la réalisation de la pompe DuraHeart. La lévitation est activement contrôlée dans la direction axiale (translation selon Z et rotation autour de X et Y) alors que la translation selon les axes X et Y est contrôlée par des aimants permanents situés en périphérie (Figure 2.42).

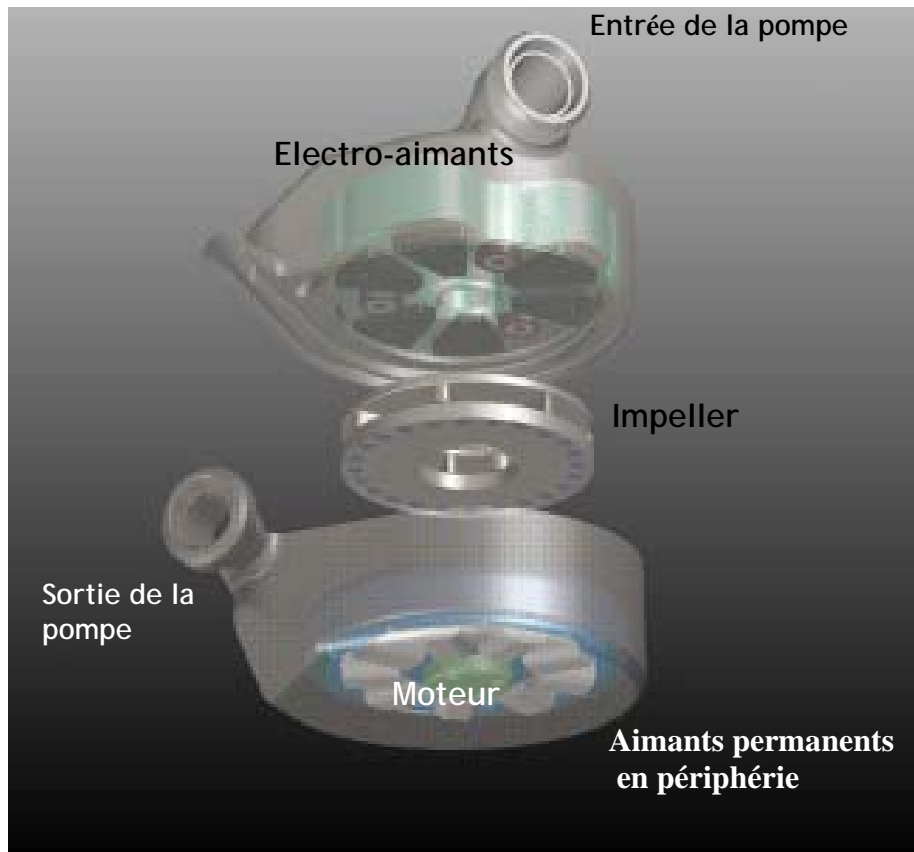


Figure 2.42 : Représentation de la pompe centrifuge DuraHeart

Le courant électrique alimentant l'électro-aimant est adapté en fonction des informations fournies par les capteurs de position, afin de conserver la turbine bien centrée. Initialement, le rotor était couplé magnétiquement à un moteur indépendant du circuit de lévitation et contenant des roulements qui limitaient l'intérêt de la suspension magnétique. Actuellement, la pompe utilise un moteur à induction.

Plus récemment, Onuma et al.[28] ont proposé un système assez voisin, non encore disponible à l'application clinique, qui fait aussi appel à un contrôle actif dans le plan axial mais réalisé cette fois par un « sandwich » d'électroaimants (Figure 2.43). Le stator supérieur comporte 4 électroaimants qui contrôlent la translation axiale et le tangage de la turbine, tandis que le stator inférieur comporte 12 électroaimants qui contrôlent la rotation. Dans cette pompe, le stator inférieur intègre à la fois les fonctions de rotation et de sustentation.

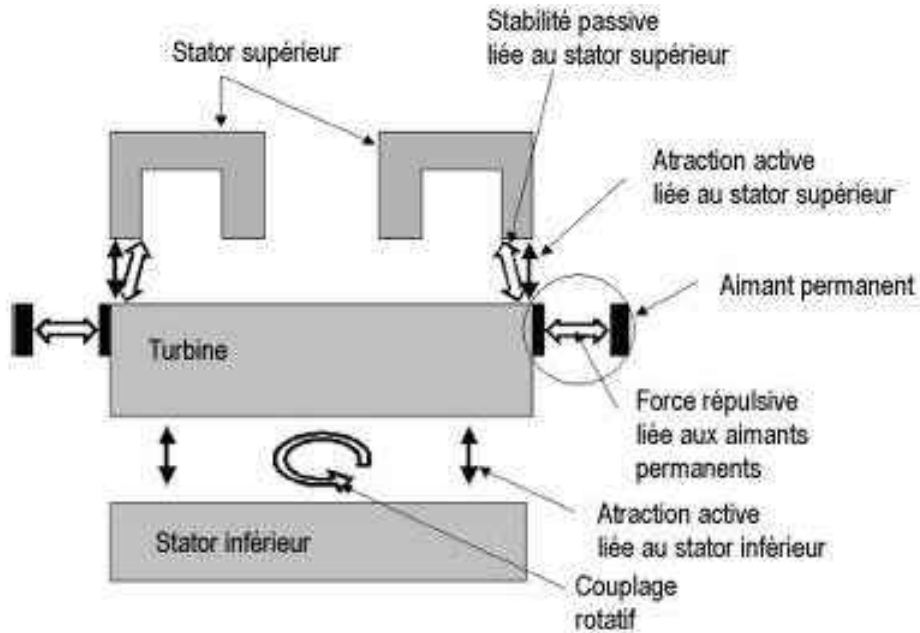


Figure 2.43 : Sustentation magnétique avec contrôle actif de 3 degrés de liberté [28]

La force qui maintient la turbine en lévitation est la résultante des forces d'attraction des 2 stators :

$$F = F_s - F_i$$

La force d'attraction du stator supérieur F_s dépend de:

- la surface S qui sépare le stator supérieur de la turbine (m^2)
- du nombre de tours de spires de l'électro-aimant N_s
- du courant de contrôle de position I_s (A)
- de la distance entre la turbine et le stator supérieur g_s (m)
- du champ magnétique d'un aimant permanent B_{tm} (T)

$$F_s = \frac{2S}{\mu_0} \left(\frac{\mu_0 N_s I_s}{2g_s} + B_{tm} \right)^2 \text{ ou } \mu_0 \text{ représente la perméabilité du vide soit } 4\pi \times 10^{-7} \text{ (H/m)}$$

Celle du stator inférieur dépend:

- de la différence entre les diamètres externe et interne du stator inférieur $r_2 - r_1$ (m)
- du champ magnétique produit par l'aimant permanent lié à la rotation B_{im} (T)
- du nombre de tours de spires de l'électro-aimant N_i
- du courant de contrôle de position I_i (A)
- de la distance entre la turbine et le stator inférieur g_i (m)
- du nombre de paires de pôle de l'aimant permanent lié à la rotation
- de la phase d'angle ψ (Rad)

$$F_i = \frac{\pi}{4\mu_0} (r_2 - r_1) \times \left\{ B_{im}^2 + 2B_{im} \frac{\mu_0 N_i I_i}{g} \cos(M\psi) + \left\{ \frac{\mu_0 N_i I_i}{g_i} \right\}^2 \right\}$$

La force de contrôle du tangage peut s'exprimer sous la forme :

$$T = \frac{B_{im} R}{\mu_0} \cdot \frac{\mu_0 N_s I_s}{g_T}$$

où :

R est le rayon de la turbine

I_t est le courant de contrôle du tangage

Dans ce système, le contrôle du déplacement de la turbine dans le plan radial dépend à la fois de l'attraction par l'électroaimant supérieur et du champ magnétique créé par les aimants permanents. Ceux-ci forment 2 anneaux, l'un disposé à la périphérie de la turbine et l'autre à la face interne du réceptacle. Les performances de ce système ont été testées pour 2 types de configurations de l'extrémité du stator supérieur : élargie (stator 1) ou simple (stator 2) (Figure 2.44).

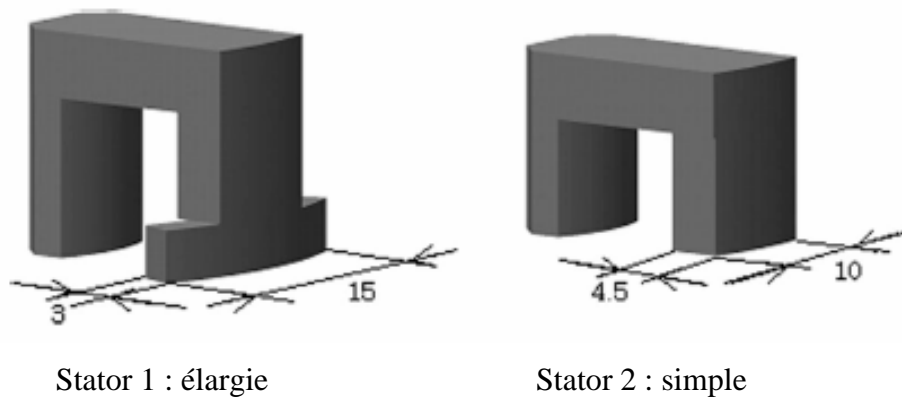
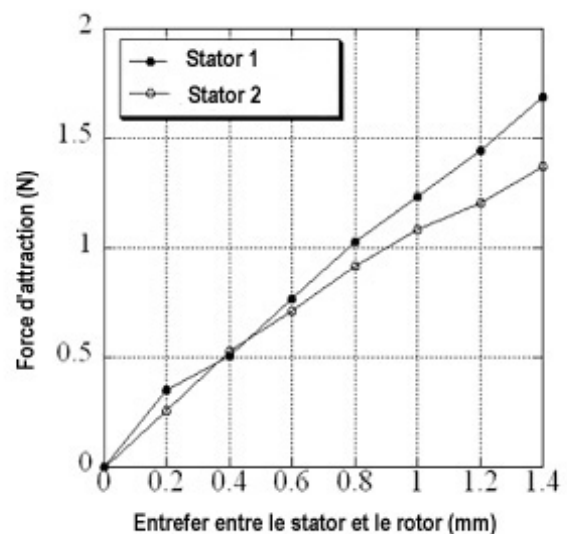


Figure 2.44 : Les 2 configurations de stators testées. La surface de chaque aimant est de 45 mm^2 . [28]

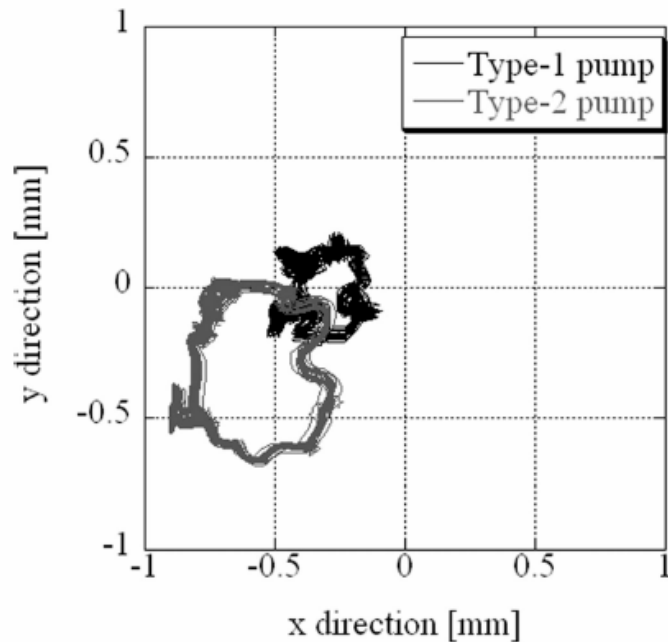
La figure 2.45 montre que lorsque la turbine se déplace de 1 mm dans le sens radial, les stators 1 et 2 développent une force de rappel plus importante pour le stator 1 : 1,25N et 1,1N respectivement.

Figure 2.45 : Force d'attraction développée par le stator supérieur en fonction de l'éloignement entre le stator et le rotor [28]



En plus d'une composante active d'attraction dans le sens axial, le stator supérieur participe passivement à la stabilité radiale. La différence entre les 2 configurations de stators supérieurs se traduit par une plus grande stabilité de la turbine dans le plan radial comme le montre la figure 2.46.

Figure 2.46 : Déplacement radial de la turbine en fonction du type de stator utilisé [28]



Pour les stators 1 et 2 et une vitesse de rotation de 1200 tours/minute, l'amplitude maximum des oscillations était de 0,15 mm et 0,25 mm dans le sens radial ; de 0,025 mm dans le sens axial ; et de 0,05° pour le tangage. Pour des conditions d'utilisation standards (débit : 5L/min ; Pression : 100 mmHg), la consommation globale du système (lévitation et propulsion) était de 8 W.

2.2.5.4 Pompes centrifuges à contrôle actif de 2 degrés de liberté

En 1995, Akatmatsu et al.[29] décrivaient un modèle de pompe centrifuge à suspension magnétique avec un contrôle actif de 2 degrés de liberté. Dans cette pompe, la turbine est encadrée par 2 disques. Le disque qui fait face au moteur comporte 24 aimants permanents qui font face aux aimants solidaires du rotor du moteur L'autre disque est constitué de ferrite et fait face à des électro-aimants. La turbine est donc suspendue magnétiquement par les forces développées par les aimants permanents et les électro-aimants. Par contre, le moteur reste conventionnel et utilise un pilotage mécanique de son rotor.

Le HeartMate III fait appel à un concept similaire mais s'affranchit du support mécanique de rotation du moteur et améliore la stabilité dans le plan radial. Développé par la compagnie Thoratec Corp.® il s'agit d'une pompe centrifuge utilisant un moteur à suspension magnétique dont 2 degrés de liberté sont contrôlés activement[30] en plus de la rotation. Le

rotor est activement suspendu dans le plan radial (translation selon X et Y) par des électro-aimants situés en périphérie. Des capteurs de proximité permettent d'évaluer la déviation du rotor de son axe et d'adapter l'intensité du courant nécessaire pour alimenter les bobines de répulsion. La translation axiale (Z) et la rotation selon X et Y (tangage) sont contrôlées passivement par des aimants permanents (Figure 2.47). La sustentation magnétique peut supporter des forces allant jusqu'à 10,8 N dans le plan radial et 7,9 N dans la direction axiale.

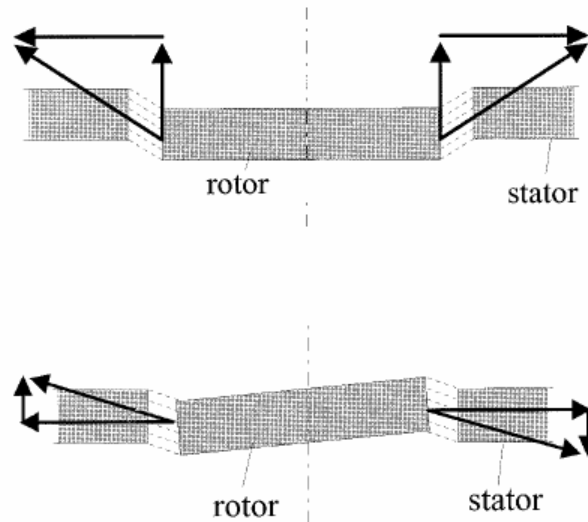


Figure 2.47 : Suspension magnétique passive du HeartMate III (axiale et tangage)[30]

La rotation selon Z correspond à la fonction pompe et est assurée par le contrôle de la rotation du rotor par le moteur. L'un des intérêts de ce système est que le moteur et les circuits inhérents à la lévitation sont intégrés dans un seul et même stator. De plus la disposition des électro-aimants à la périphérie permet de réaliser un système plus compact (Figure 2.48). Avec le moteur, la masse totale de la pompe est de 475g. Son volume d'encombrement est de 175 ml avec un diamètre de 69 mm et une hauteur de 30 mm.

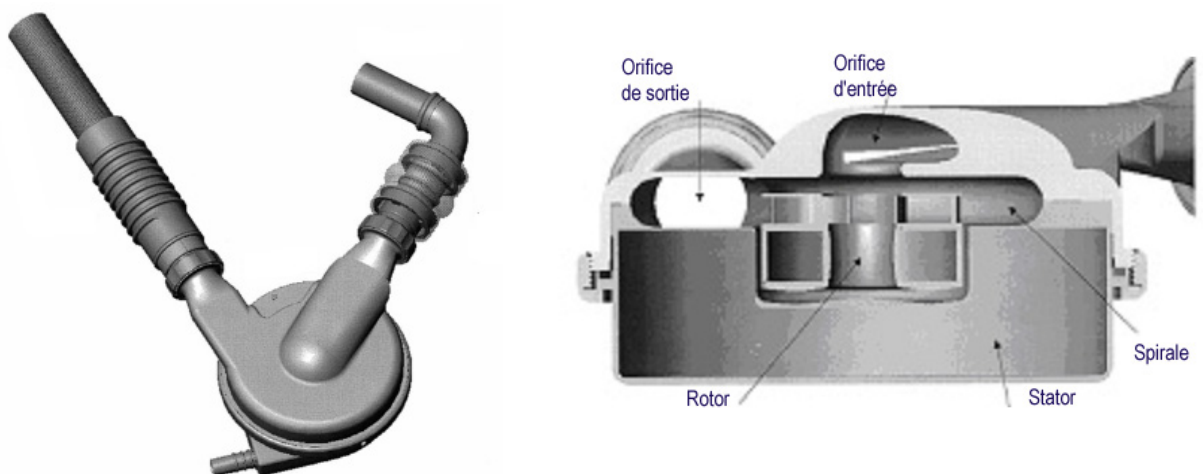


Figure 2.48 : Aspect externe et coupe de la pompe HeartMate III [30]

La pompe est équipée d'un moteur diphasé à phases dédoublées. Cela permet d'augmenter la fiabilité du moteur vis-à-vis de toute panne, le moteur restant opérationnel avec seulement la moitié des bobines en fonction. Le système électronique de contrôle est d'ailleurs lui aussi redondant.

Plusieurs études in vitro et in vivo ont été réalisées. La figure 2.49 montre les caractéristiques de fonctionnement de la pompe. Les implantations animales ont montré un taux d'hémolyse faible et l'absence de complication thrombo-embolique.

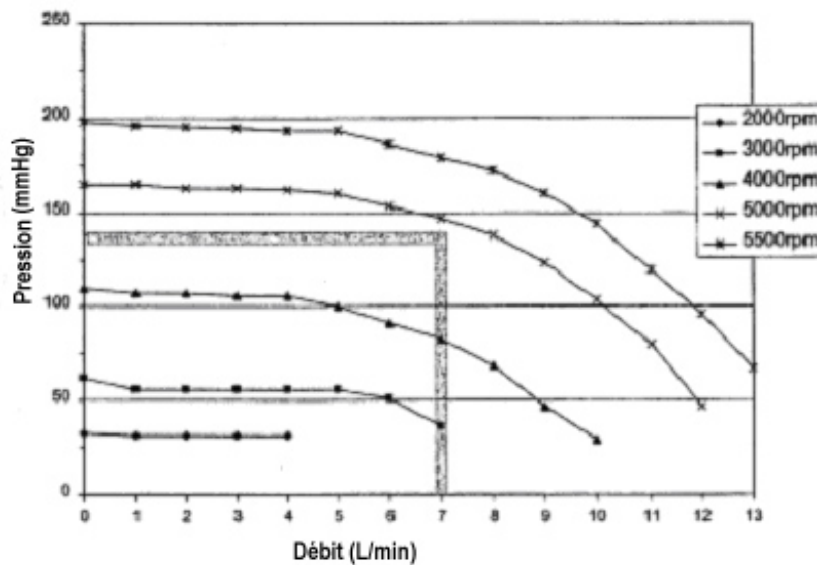


Figure 2.49 : Performances in vivo de la pompe centrifuge HeartMate III [30]

2.2.5.5 Intégration des fonctions de moteur et de sustentation

Plus récemment, Asama et al.[31] ont essayé de résoudre un certain nombre de problèmes rencontrés avec les autres pompes (stabilité de la suspension, consommation électrique ou encore diamètre de la turbine) en concevant une pompe avec un contrôle actif de 2 degrés de liberté et un moteur intégré de type Laplace.

Le rotor est constitué de 2 anneaux en fer encadrant un anneau lui même constitué d'aimants permanents magnétisés dans le sens radial (Figure 2.50). Le rotor est encadré par 4 électroaimants. Deux capteurs de déplacement placés entre les électroaimants détectent les mouvements du rotor.

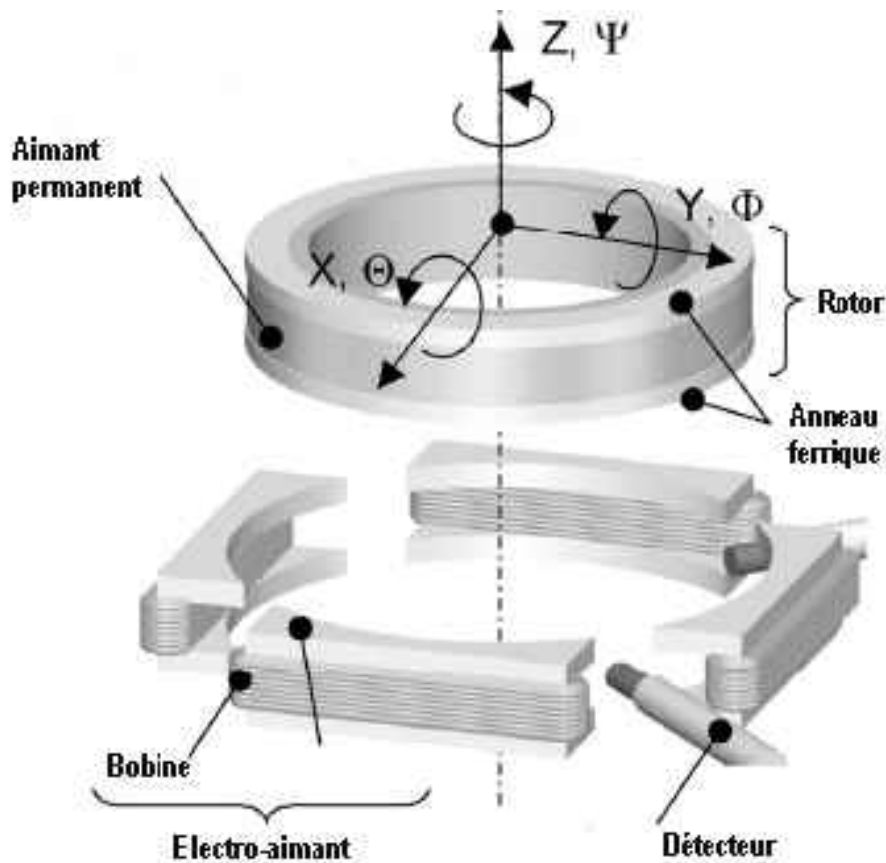
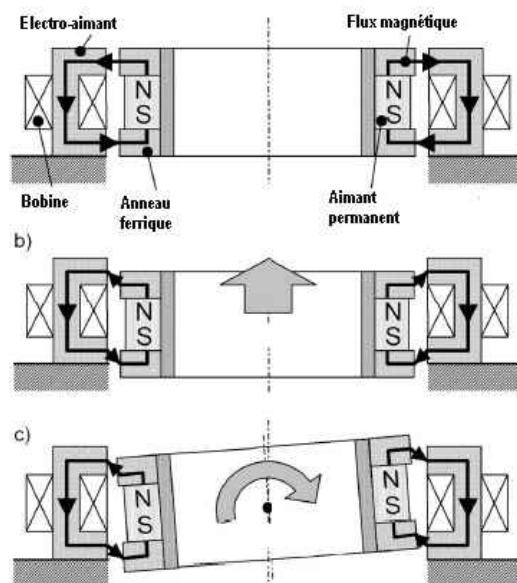


Figure 2.50 : Pompe à contrôle actif de 2 degrés de liberté et moteur intégré [31]

Les déplacements dans le plan radial sont contrôlés activement en réglant le courant qui alimente les électro-aimants. Le déplacement axial du rotor de même que la bascule dans le plan radial sont contrôlés passivement par le couplage magnétique statique (Figure 2.51). Ce couplage magnétique en circuit fermé est particulièrement stable avec une raideur mesurée à 15 N/mm dans la direction axiale et un couple de torsion à 3,9 Nm/rad en ce qui concerne la bascule. Cette raideur est meilleure que celle rapportée au niveau des autres systèmes utilisant le même nombre de degrés de contrôle. Ce couplage permet de limiter la consommation électrique liée à la suspension et permet d'utiliser des électro-aimants de petite taille.

Figure 2.51 : Contrôle passif du déplacement axial et de la bascule [31]



Le moteur est un moteur sans fer. Le stator est constitué de 16 bobines à air disposées en rayon de roue. Il est entouré d'un anneau d'aimants permanents magnétisés selon le principe de Halbach (Figure 2.52). Les avantages de ce type de moteur tiennent à l'absence de force d'attraction radiale qui nécessiteraient d'être compensées ainsi qu'à l'absence de couple de détente à l'origine d'excitations vibratoires, sources d'instabilité potentielle. Le moteur est intégré au centre du rotor (Figure 2.53).

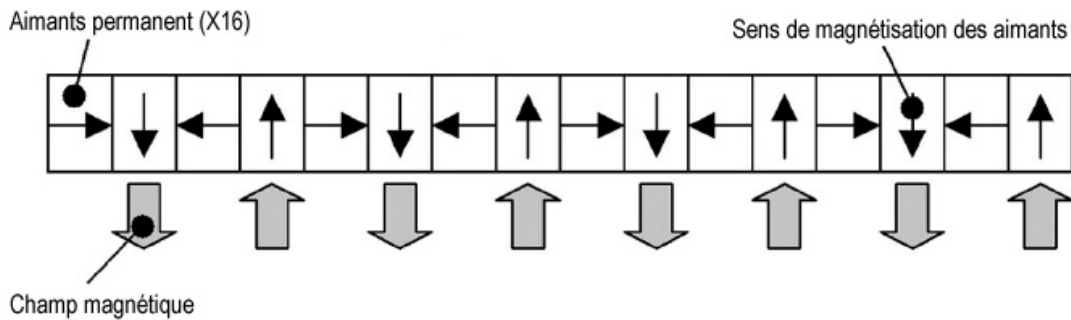


Figure 2.52 : Magnétisation des aimants selon le principe d'Halbach [31]

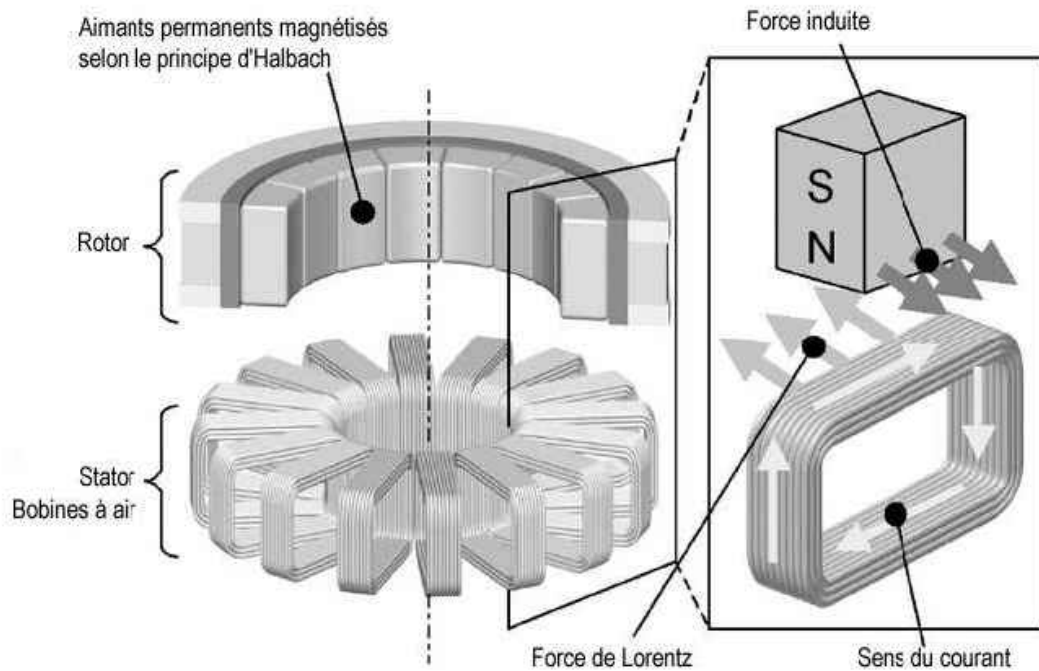


Figure 2.53 : Moteur intégré utilisant la force de Lorentz [31]

La pompe réalisée à partir de ce système mesure 65 mm de diamètre et 45 mm de haut, pour un poids approximatif de 360 g. L'espace entre le rotor et la périphérie de l'habillage d'une part et le stator d'autre part est de 2 mm. Le débit obtenu pour une pression de 100 mmHg est de 4,5L/min (Figure 2.54 a). Ce résultat inférieur à celui habituellement observé pour ce type de pompe est essentiellement lié à la faiblesse du couplage en rotation du moteur. La figure 2.54 b montre par ailleurs une consommation électrique particulièrement élevée mais essentiellement liée au fonctionnement du moteur alors que celle liée à la stabilisation ne dépasse pas 2W. Cette consommation élevée liée à la rotation est vraisemblablement inhérente au principe même du moteur sans fer dans lequel les conducteurs baignent directement dans les champs magnétiques ce qui entraîne des pertes importantes.

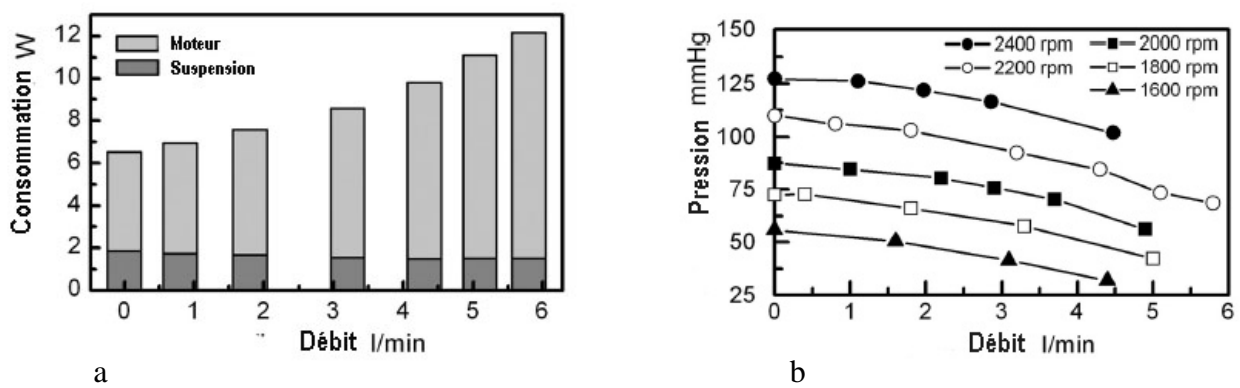


Figure 2.54 : Consommation et performances de la pompe à contrôle actif de 2 degrés de liberté et moteur intégré [31]

2.2.6 Pompe axiale à suspension magnétique

2.2.6.1 La pompe Incor

La pompe Incor est la seule pompe axiale actuellement disponible en utilisation clinique et dont le rotor est maintenue en équilibre dans un champ magnétique. Il s'agit d'une pompe en titane de 114 mm de long. Les électroaimants placés dans le stator du moteur créent un champ magnétique tournant qui entraîne le rotor de la turbine par l'intermédiaire des aimants qu'il contient. Par ailleurs, ce rotor comporte des aimants permanents polarisés dans le sens axial qui permettent de contrôler la position du rotor pour le maintenir au centre de la pompe (Figure 2.55).

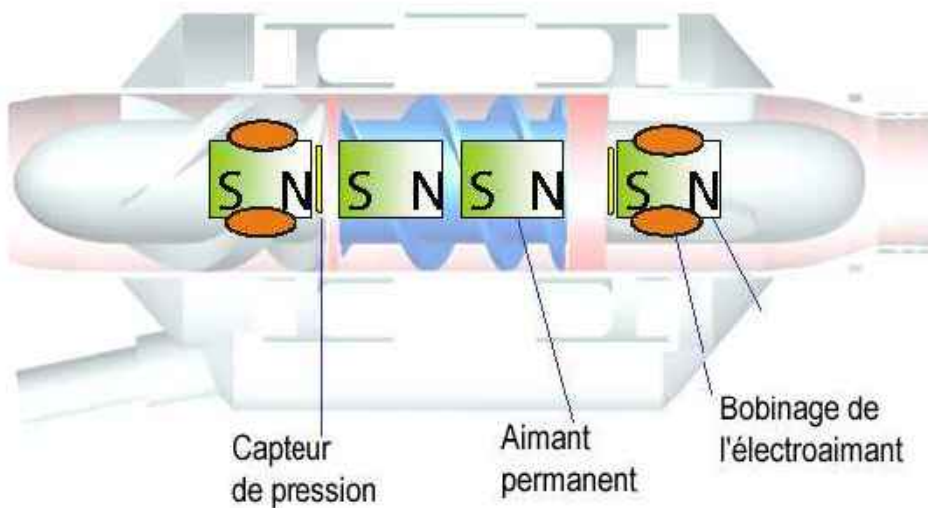


Figure 2.55 : Schéma en coupe de la pompe axiale Incor

Lorsque le rotor se déplace dans le sens axial, les capteurs de pression enregistrent des variations qui permettent de réguler la tension appliquée aux électroaimants situés dans le diffuseur et le redresseur de flux afin de ramener le rotor dans sa position d'équilibre. A l'équilibre, l'espace entre le rotor et le corps de pompe est de $100\mu\text{m}$ et celui entre le rotor et les électroaimants axiaux est de $150\mu\text{m}$. L'utilisation d'une sustentation magnétique n'augmente pas les dimensions de la pompe de façon rédhibitoire puisqu'elle mesure 114 mm de long et que ses diamètres interne et externe sont de 16mm et 30 mm respectivement (Figure 2.56). Le poids de la pompe est de 200g

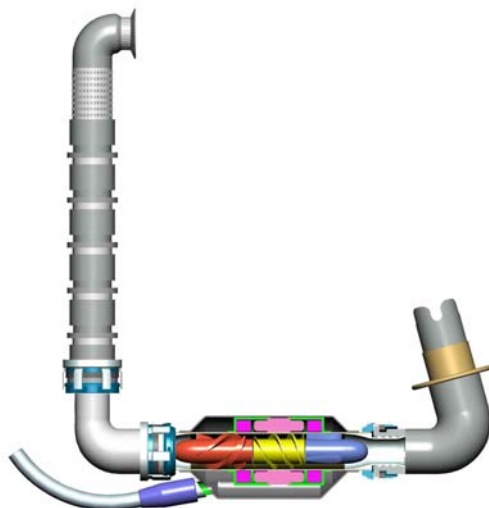


Figure 2.56 : Pompe axiale Incor

La consommation totale moyenne de la pompe est de 8,5W dont 5W sont consommés par le contrôle de position du rotor. La vitesse moyenne de fonctionnement est de 8 500 rpm, ce qui permet d'assurer un débit de 5L/min contre une pression de 100 mmHg (Figure 2.57). Les vitesses de rotation minimum et maximum sont de 5 000 et 10 000 rpm.

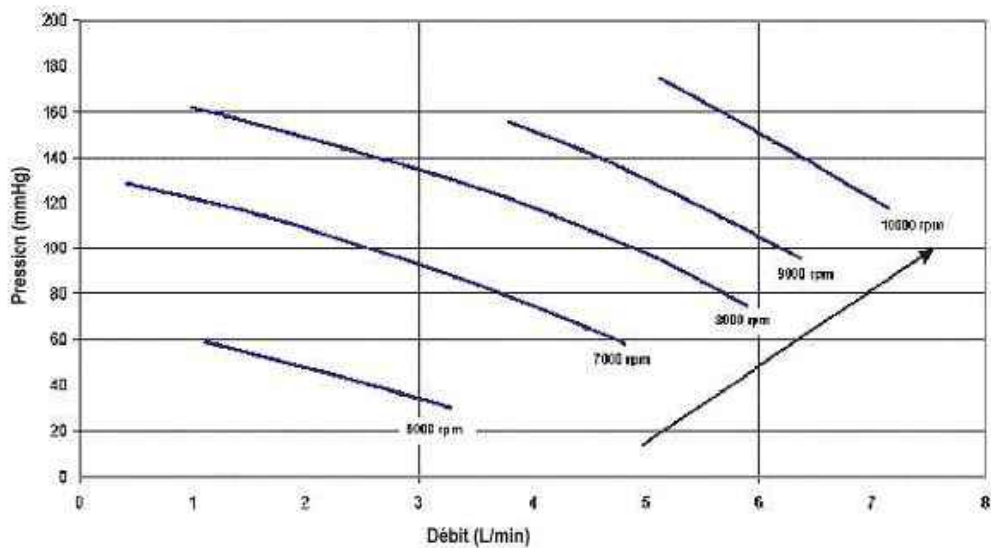


Figure 2.57 : Performances de la pompe axiale Incor

2.2.6.2 Mini-pompe axiale à suspension magnétique : Magnevad[32]

L'utilisation de concepts de sustentation magnétique n'augmente pas obligatoirement la taille des pompes. Goldowsky a récemment proposé une pompe de 2,5 cm de diamètre et 25 ml de volume (Figure 2.58).



Figure 2.58 : La pompe axiale Magnevac [32]

La pompe est constituée d'un rotor supportant les pâles d'une turbine et encadré par 2 stators (Figure 2.59). Chaque extrémité du rotor comporte un aimant permanent en néodymium constitué de 12 segments et magnétisé dans le sens axial. Le champ magnétique axial créé par cet aimant est concentré par des anneaux ferreux frangés qui recouvrent les surfaces opposées du stator et du rotor. Le champ magnétique traverse l'entrefer en passant d'une frange à l'autre, ce qui permet d'obtenir une sustentation radiale passive forte avec une raideur de positionnement de 7 000 N/mm.

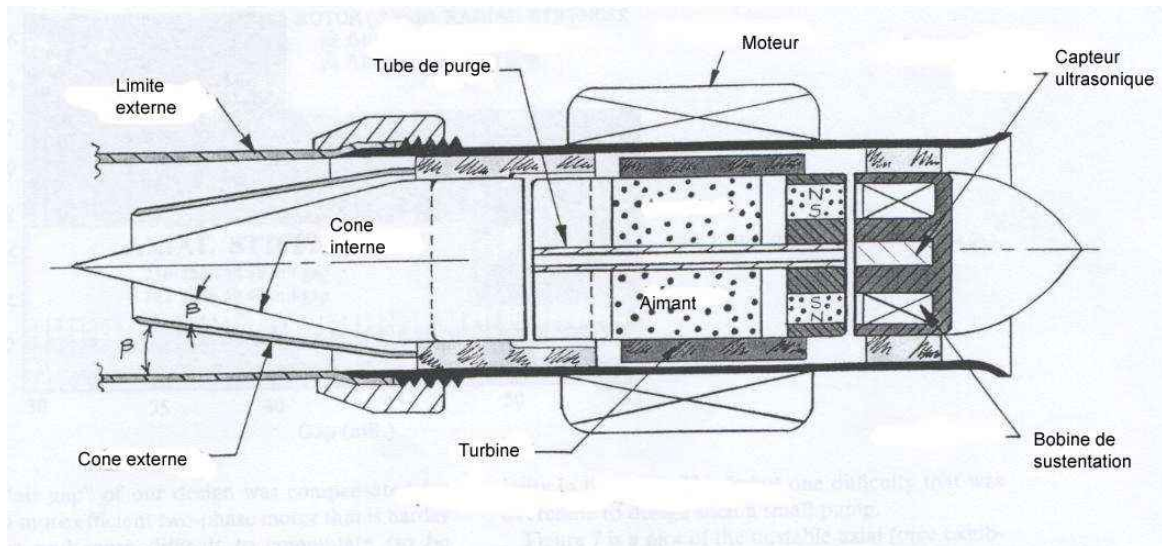


Figure 2.59 : Coupe de la pompe Magnevac [32]

Ces forces qui permettent de stabiliser le rotor dans le sens radial le rendent instable dans le sens axial. Dans ce sens, il existe déjà une force hydraulique qui tend à propulser le rotor vers l'orifice de sortie. Cette force est contrebalancée par celles générées par des bobines situées dans les stators. Lorsque ces bobines sont alimentées, un champ magnétique se superpose à

celui généré par les aimants permanents de façon positive ou négative selon le sens du courant. La raideur de positionnement axial est de 35 000 N/m. La position du rotor est analysée par un capteur ultrasonique à haute fréquence. Lorsque le rotor est en rotation, il est en position de quasi équilibre entre les forces magnétiques de suspension radiale et la force hydrodynamique. Son déplacement est alors quasi nul. De ce fait, la consommation liée à la sustentation reste faible, de l'ordre de 0,3W. Il est à noter qu'en cas de défaillance de la sustentation magnétique, les stators sont équipés d'axes fins qui peuvent servir de pivots. Pour éviter la formation de thrombus entre le rotor et les stators, le rotor est percé d'un canal longitudinal. Le gradient de pression existant entre le stator de sortie de celui d'entrée est responsable d'un écoulement permanent de sang à travers ce canal qui évite toute stagnation de sang à chaque extrémité. Les bobines du moteur sont placées à la périphérie du corps de pompe tandis que les aimants en néodymium sont localisés dans le rotor. La dernière particularité de cette pompe est la géométrie de double cône du stator de sortie. Cette géométrie permet d'éviter les phénomènes de séparation de flux et répartit le flux de sortie afin de minimiser le cisaillement. Ces efforts pour optimiser l'écoulement sont particulièrement importants pour cette pompe dont les vitesses de rotation sont élevées, entre 10 000 et 15 000rpm. La figure 2.60 montre l'efficacité de cette pompe.

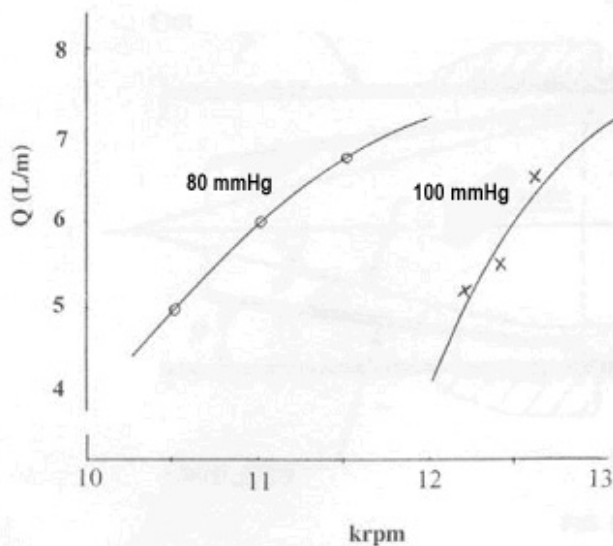


Figure 2.60 : Courbe d'efficacité de la pompe Magnevad [32]

2.2.7 Autres systèmes de sustentation

L'utilisation de systèmes en suspension magnétique étant techniquement difficile, d'autres équipes ont essayé de faire appel à des technologies différentes pour limiter les problèmes d'usure et thromboemboliques inhérents au maintien et à la rotation de l'axe de la turbine. C'est notamment le cas de la pompe centrifuge Coraide actuellement utilisée dans le cadre

d'un essai clinique. L'institut de biomatériaux de l'université chinoise de Jiangsu a aussi développé un concept innovant de pompe centrifuge à déplacement axial.

2.2.7.1 Pompe à suspension hydraulique[33].

La pompe centrifuge Gyro PI 710, était initialement une pompe à suspension mécanique, dont la turbine est couplée magnétiquement à un moteur isolé du compartiment sanguin. La suspension mécanique était assurée à chaque extrémité de l'axe de rotation par un système à emboîtement. Les expériences chez l'animal avaient montré que des caillots se développaient sous la base de la turbine au contact du pivot près du moteur. Pour éviter cela, ce système a été modifié afin de laisser une petite mobilité à la turbine dans le sens axiale : l'espace entre l'extrémité de la partie mâle de la turbine et le fond de la partie femelle est de 0,6mm. La force hydraulique développée à l'intérieur de la pompe lorsque la turbine est en rotation génère une force axiale qui tend à éloigner la turbine du moteur alors que les forces du couple magnétique d'entraînement tendent à attirer la turbine dans le sens opposé (Figure 2.61).

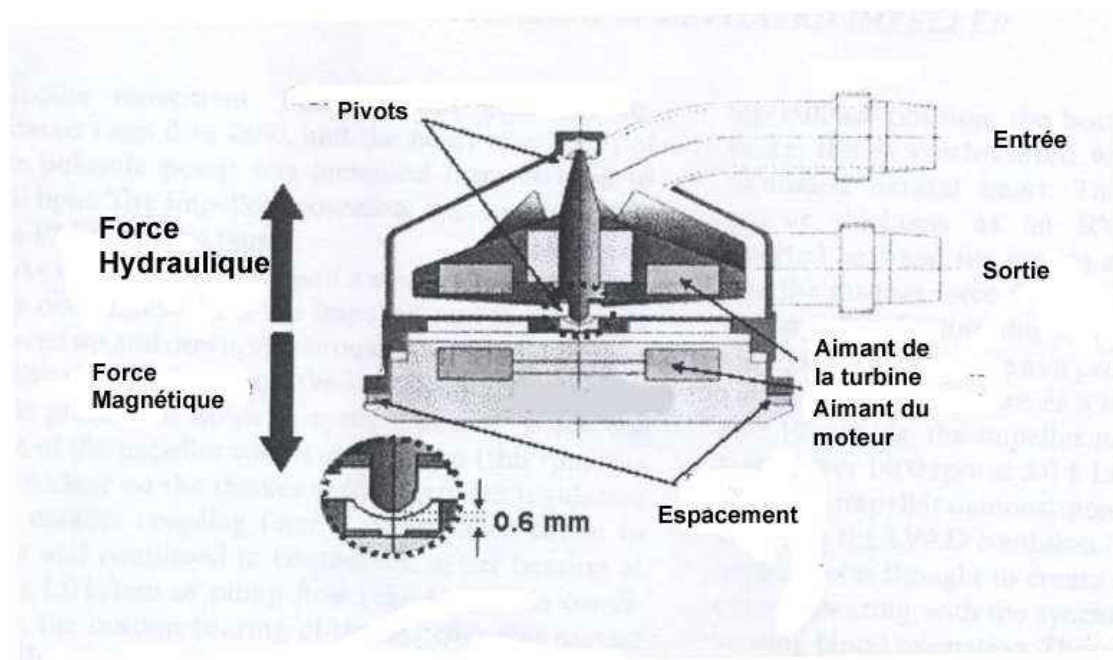


Figure 2.61 : Coupe de la pompe Gyro PI 710 [33]

Les tests sur banc d'essai ont montré qu'une fois mise en rotation, la turbine présentait des mouvements de translation axiale jusqu'à environ 2 600rpm, vitesse à partir de laquelle elle restait suspendue, le pivot supérieur restant au contact de la paroi. Le banc d'essai comportait une pompe permettant de mimer la persistance d'une contractilité cardiaque résiduelle. De façon synchrone à cette activité cardiaque, la turbine de la Gyro PI 710 présentait des mouvements pendulaires, le pivot inférieur se rapprochant de l'orifice de sortie pendant la systole et revenant en position inverse pendant la diastole (Figure 2.62). Ces mouvements limitent le risque de stagnation du sang au niveau du pivot inférieur.

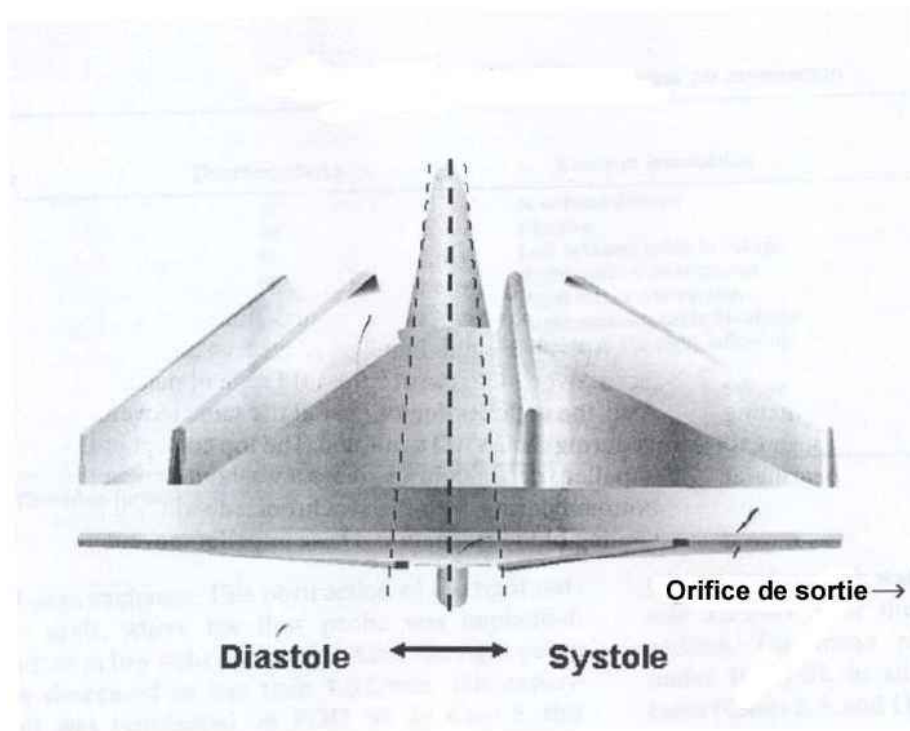


Figure 2.62 : Mouvements d'oscillation de la turbine au cours du cycle systolo-diatolique [33]

Les expériences ont été menées en définissant des conditions hémodynamiques correspondant à un ventricule droit ou à un ventricule gauche. La pompe a été adaptée à ces conditions (pré-charge et post-charge plus faibles à droite) en augmentant l'espace entre le moteur et la turbine afin de diminuer la force d'attraction magnétique. Le même comportement de la pompe a été retrouvé dans les 2 situations. Des expériences menées ensuite sur l'animal ont montré que la pompe pouvait débiter entre 4 et 5 L/min tant en position droite que gauche et consommait entre 7 et 9 W. Après des durées d'utilisation de 30 à 90 jours, des caillots n'ont été retrouvés que dans une pompe qui avait fait l'objet d'un bas débit prolongé.

La description de cette pompe montre que des moyens parfois simples peuvent permettre de résoudre en partie les problèmes inhérents aux pivots. Toutefois, l'expérience animale avec cette pompe reste limitée et les frottements permanents au niveau du pivot supérieur ainsi que les mouvements pendulaires peuvent vraisemblablement être le siège d'usure mécanique à long terme.

2.2.7.2 Pompe à suspension hybride, hydraulique et magnétique Coraide[34].

Le Coraide est une pompe centrifuge radiale de 293 g dont l'encombrement représente 84ml. Elle est composée de 3 éléments majeurs : un stator, un rotor et une spirale. Le rotor est un cylindre légèrement tronqué comportant un anneau d'aimants permanents et les turbines primaire et secondaire à chaque extrémité. Le stator est central, comporte le moteur et est entouré d'un mince cylindre de titane (Figure 2.63).

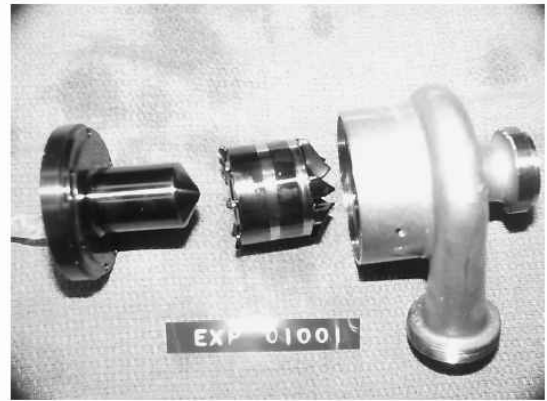
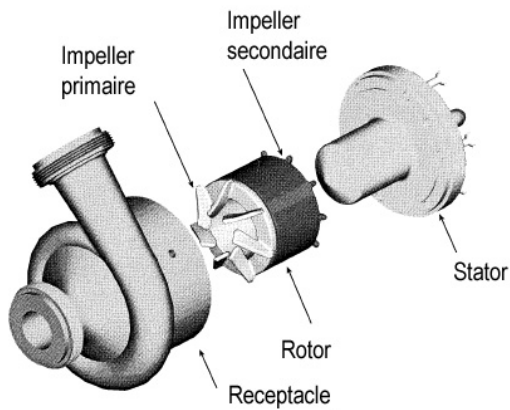


Figure 2.63 : Schéma et photo des éléments composant la pompe Coraïde [34]

Il existe un support magnétique axial passif. En plus de ce support magnétique, le film sanguin qui s'infiltré entre le stator et le rotor (flux secondaire. Figure 2.64) permet d'obtenir une suspension hydrodynamique dans le sens radial.

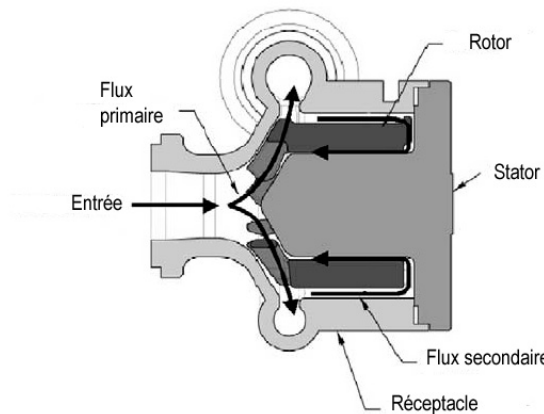


Figure 2.64 : Schéma des flux primaire et secondaire dans la pompe Coraïde [34]

Lorsque le rotor est mis en rotation, il se crée en effet un flux secondaire de $25 \mu\text{m}$ d'épaisseur qui, en s'infiltrant entre le stator et le rotor, génère une pression suffisante pour supporter le rotor selon la direction axiale. Cette poussée est contrebalancée par la pression générée au niveau de la turbine primaire ainsi que par le couplage magnétique du rotor du moteur et du stator. Le film hydrodynamique correspond à un écoulement laminaire qui décrit un tour de spire autour du rotor avant de ressortir et de regagner le flux primaire. Les déplacements micrométriques du rotor dans la direction axiale facilitent le renouvellement du film hydrodynamique. En plus de sa fonction hydrodynamique, ce film liquidien a une fonction de refroidissement. Des tests de stabilité de ce système de suspension ont permis de montrer une bonne stabilité de ce système pour des chocs voisins de ceux utilisés dans les tests automobiles.

Différentes améliorations techniques ont permis d'aboutir au modèle actuel : une pompe de 207 g, occupant un volume de 62 ml. Le volume de remplissage de la pompe est de 12 ml et sa consommation moyenne est de 6,5W. Les courbes suivantes représentent les caractéristiques de cette pompe en terme de pression générée (Figure 2.65 a) et de consommation électrique (Figure 2.65 b)

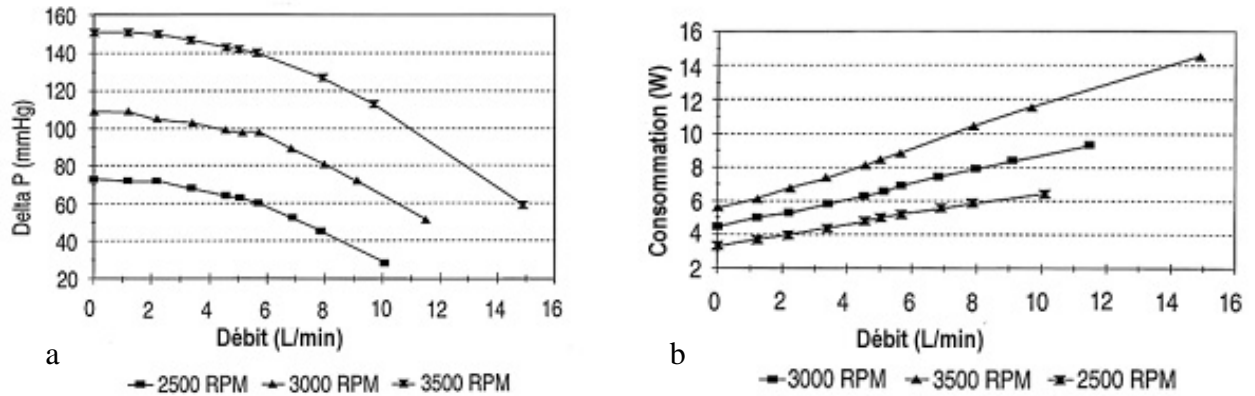


Figure 2.65 : Performance de la pompe Coraide. a) Débit. b) Consommation électrique [34]

2.3 Autres systèmes de pompes non volumétriques

Il existe d'autres pompes non volumétriques qui n'entrent pas dans la catégorie des pompes rotatives. Il s'agit des pompes à ondulations ou à vibrations.

2.3.1 Le cœur artificiel total à ondulations[35].

La pompe à ondulations est une pompe à débit continu dont le principe est basé sur le mouvement d'ondulation d'un disque qui permet de transférer le fluide depuis l'orifice d'entrée vers l'orifice de sortie. Le mode de fonctionnement est à rapprocher de celui d'une pompe péristaltique sauf que le disque comprime directement le sang. La pompe est constituée d'un moteur qui entraîne un axe sur lequel est fixée une sphère excentrée. La rotation de la sphère entraîne un mouvement d'ondulation du disque (Figure 2.66).

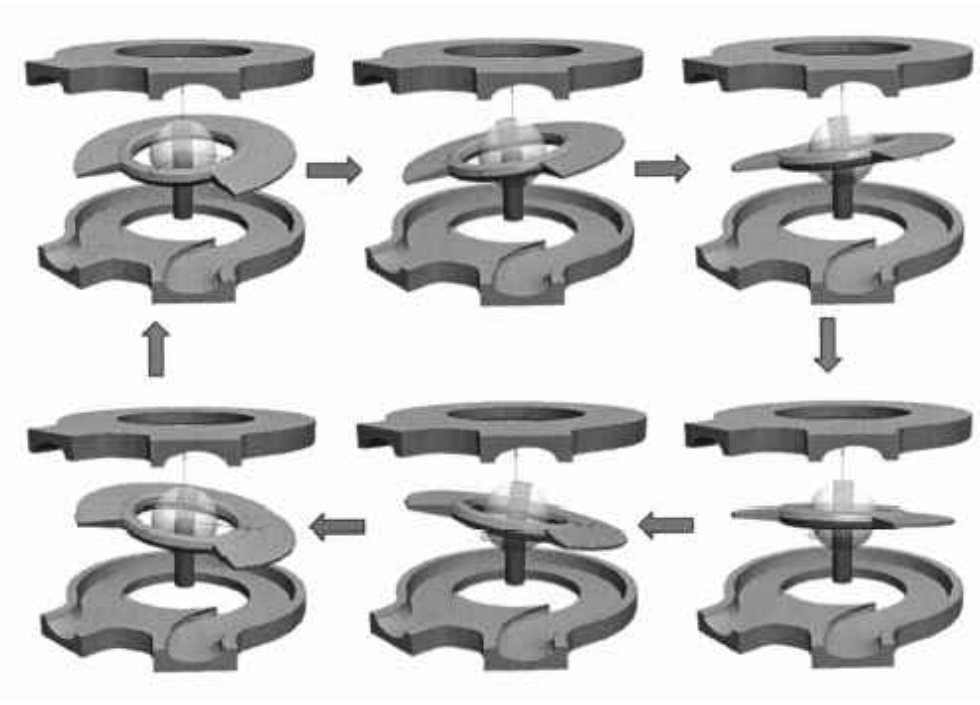


Figure 2.66 : Principe de fonctionnement de la pompe à ondulation [35]

Le disque mesure 70 mm de diamètre pour le ventricule gauche et 65 m de diamètre pour le ventricule droit. L'angle d'ondulation est de 18° (Figure 2.67). L'espace entre la périphérie du disque et le corps de pompe est de 0.6mm et l'angle entre les 2 orifices est de 50° .

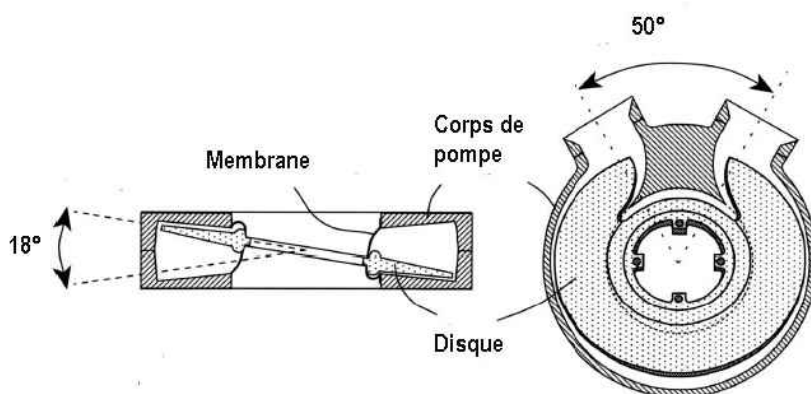


Figure 2.67 : Géométrie de la pompe à ondulation [35]

Le cœur artificiel est constitué de 2 pompes à ondulation. Il présente un encombrement de 292 ml et pèse 620g. Le débit maximum obtenu contre une pression de 100 mmHg était de 11 L/min. La consommation électrique est de 9 à 15W pour le ventricule gauche et de 2,5 à 3 W pour le ventricule droit avec un rendement moyen respectif de 7% et 3%. L'intérêt de ce type de pompe réside dans ses performances élevées vis à vis de son faible encombrement. En modifiant périodiquement la vitesse de rotation du moteur, il est possible de générer un flux pulsatile. Par contre, tout comme une pompe péristaltique, ce système peut créer des phénomènes de succion importants. Enfin, l'axe de rotation constitue un point de faiblesse non négligeable.

2.3.2 La pompe « FishTail »[36]

Il s'agit d'un système qui produit des vibrations transmises à une membrane qui va créer dans le sang des ondes et donc générer un déplacement. Parmi les différentes formes étudiées (plate, tubulaire, discoïde) la forme discoïde a été retenue et testée in vivo. Le système est conçu pour être utilisé comme une assistance externe, de la même façon que les pompes centrifuges type biomédicus (Figure 2.68) et comporte un moteur réutilisable sur lequel s'emboîte la partie pompe qui est à usage unique.



Figure 2.68 : La pompe FishTail et son moteur

La partie pompe mesure 12 mm de diamètre et est constituée de 2 disques qui enserrant une membrane de polyuréthane. Cette membrane limite ainsi deux chambres égales qui communiquent par des orifices percés à la périphérie de la membrane. Le disque supérieur présente une entrée périphérique, oblique et une sortie perpendiculaire, centrale. Le moteur est

constitué d'un aimant permanent, central, fixé, entouré d'une bobine qui est solidarisée au bord de la membrane en polyuréthane (Figure 2.69).

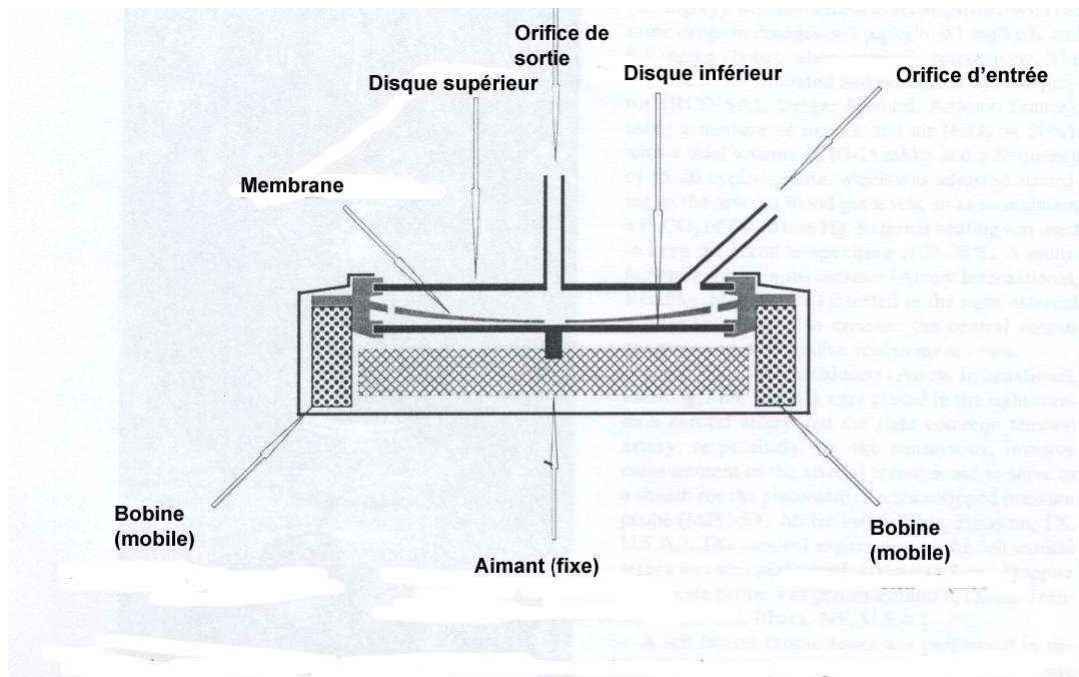


Figure 2.69 : Schéma en coupe de la pompe FishTail [36]

Lorsque le solénoïde est alimenté avec un courant alternatif, il se crée un champ magnétique dont le sens varie rapidement et qui a pour conséquence de mobiliser la bobine dans le sens axial. Ce mouvement de la bobine se répercute à la périphérie de la membrane induisant un mouvement vibratoire qui tend à chasser le sang vers l'orifice central. L'amplitude et la fréquence de vibration de la membrane (1,5 mm, 40-70Hz) sont déterminées par les caractéristiques du courant. Les tests sur l'animal ont montré qu'il était possible d'obtenir avec cette pompe des débits identiques à ceux obtenus avec une pompe Biomédicus, soit environ 6L/min pour une pression de 110 mmHg. Par contre le taux d'hémolyse était considérable, l'hématocrite passant de 28,6% à 16,4% après 3 heures d'utilisation. Afin d'améliorer la biocompatibilité de cette pompe, il est sûrement nécessaire de réaliser des études d'écoulement afin de définir les zones où les forces de cisaillement sont élevées et corriger ainsi son design.

Conclusion

Comme nous l'avons vu, un grand pas a été franchi entre les pompes volumétriques et les pompes rotatives. Vingt ans les séparent, que ce soit pour leur mise au point ou pour leur

utilisation clinique. Pourtant, qu'elles soient volumétriques ou rotatives, la présence d'axes, de pivots ou de roulements constitue une limite majeure à leur fiabilité et à leur durabilité. Les pompes pneumatiques sont peu ou pas concernées par ce problème. Toutefois, la nécessité d'utiliser un compresseur pour les activer limite considérablement l'autonomie des patients et donc leur utilisation sur des périodes de plusieurs années. L'utilisation de pompes électriques volumétriques a été le premier progrès. Mais l'encombrement de ces pompes et la fiabilité imparfaite de certains éléments mécaniques a un peu occulté l'incroyable gain d'autonomie apporté aux patients.

L'émergence de pompes rotatives a constitué et constitue encore une véritable rupture. Tout d'abord sur le plan conceptuel : nous avons vu dans le paragraphe précédent la différence d'efficacité clinique entre les pompes volumétriques et les pompes rotatives. De plus, l'innocuité d'un débit continu sur de longues périodes n'est pas démontrée. C'est d'ailleurs en partie ce qui a motivé le travail de recherche exposé dans le paragraphe suivant. Ensuite, sur le plan miniaturisation, les pompes rotatives représentent un gain considérable. Les pompes axiales sont pour la plupart implantables directement dans la cavité thoracique alors que le cœur reste en place et certaines d'entre-elles sont même implantables directement dans le cœur ou les vaisseaux. Enfin, les pompes rotatives représentent une rupture technologique, à la fois sur les problèmes rencontrés que sur les solutions proposées. Au niveau des pompes volumétriques, le problème du contact entre le sang et les éléments moteurs ne se posait pas puisque le sang est systématiquement contenu dans une poche. La recherche se faisait plutôt sur les polymères constituant ces poches. Au niveau des pompes rotatives, le contact du sang avec les éléments mécaniques posent des problèmes majeurs de compatibilité. L'utilisation de systèmes de sustentation magnétique a permis de supprimer ces éléments mécaniques. Les tentatives de contrôler activement tous les degrés de liberté des turbines ont abouti à des pompes non utilisables compte-tenu de leur taille, de leur complexité et de leur consommation électrique. L'utilisation intelligente d'aimants permanents a permis de limiter la multiplicité et la complexité des contrôles actifs. Enfin, certaines pompes récentes intègrent les fonctions motrices et de sustentation.

Il est intéressant de noter que aussi bien pour des pompes volumétriques que rotatives, l'utilisation de systèmes hybrides est séduisante. Pour les pompes volumétriques, c'est le cas du cœur artificiel total électrique dont les ventricules sont activés par une autre pompe elle-même rotative. Il est possible d'imaginer que ce type de système pourrait conjuguer l'efficacité des pompes volumétriques avec les avantages des pompes rotatives (alimentation électrique, système moteur peu encombrant, silence de fonctionnement), sans leurs inconvénients liés au contact du sang avec les parties rotatives. En ce qui concerne les pompes rotatives, les solutions hybrides qui consistent à utiliser les forces magnétiques et les forces hydrodynamiques semblent intéressantes, l'énergie hydrodynamique étant fournie par le fonctionnement même de la pompe.

Enfin, certains systèmes sont à la frontière entre pompes volumétriques et pompes rotatives. C'est le cas de la pompe hypocyloïdale, du cœur à ondulation ou de la fisch-tail. Les deux premiers se caractérisent par le fait que, de la même façon que les pompes volumétriques, ils contiennent une certaine quantité de sang qui est éjecté de façon discontinue aboutissant à un flux « semi-pulsatile ». Par contre, comme les pompes rotatives, ils ne nécessitent pas de valve et le sang entre en contact avec les éléments mobiles. Il est actuellement difficile de prévoir si ces systèmes auront les avantages des pompes volumétriques et rotatives ou au contraire tous leurs inconvénients.

Chapitre 3 :

Etude expérimentale sur la mise au point
d'un actionneur réalisé à partir
d'un fluide magnéto-rhéologique

Introduction

Comme nous venons de le voir au cours des deux chapitres précédents, de nombreux progrès ont été réalisés dans le domaine de l'assistance circulatoire. Toutefois, l'implantation permanente de ces systèmes se heurte encore à de nombreuses barrières, dont bon nombre sont technologiques : encombrement, difficulté et lourdeur de l'implantation, fiabilité, systèmes non physiologiques n'assurant que des débits continus, efficacité insuffisante. Bien entendu, le système idéal devrait être fiable, de petite taille mais efficace, facile à implanter et assurant un débit pulsé. Nous avons vu que malgré des efforts technologiques parfois considérables, les nouvelles générations de pompes ne remplissent pas ce contrat. Dans le travail qui suit, nous avons voulu explorer un concept différent de pompe réalisée à partir de matériaux électroactifs. Ces derniers présentent en effet des propriétés fort intéressantes qui sont actuellement peu exploitées dans le domaine considéré (mis à part le système d'étanchéité utilisant un ferrofluide (cf chapitre 2). Notre cahier des charges initial était de développer un actionneur capable d'assurer un débit pulsé physiologique avec comme but à long terme de pouvoir être implanté directement dans l'aorte. De plus, dans un souci de miniaturisation et afin de supprimer certains problèmes inhérents aux prothèses valvulaires, il nous est apparu souhaitable de conserver cette fonction « valve » en essayant de l'intégrer avec la fonction « pompe ».

Les matériaux électroactifs et notamment les fluides magnétorhéologiques faisant appel aux propriétés des corps et des champs magnétiques, nous commençons ce chapitre par un bref rappel sur le magnétisme. Puis nous décrivons le type d'actionneur envisagé et nous détaillons les différents matériaux électroactifs et leurs propriétés afin de choisir le plus approprié à notre travail. L'étude expérimentale commencera par un exposé des forces mises en jeu au sein d'un fluide magnétorhéologique et se poursuivra par une caractérisation du fluide envisagé pour la réalisation de notre actionneur. A partir de ces données, nous utiliserons le tenseur de Maxwell pour calculer et simuler les forces magnétiques présentes au sein de l'actionneur. Enfin, nous décrivons la réalisation d'une version plus simple de l'actionneur permettant de caractériser les forces hydrauliques mises en jeu.

3.1 Rappel sur le magnétisme.

3.1.1 Historique

Bien avant l'utilisation des propriétés magnétiques de la magnétite (ou pierres de Magnésie) par les chinois (1000 après JC) puis les européens (1200 après JC) pour la réalisation de boussoles destinées à la navigation, le philosophe grecque Thales avait décrit cette propriété en 500 avant JC. D'ailleurs le terme magnétique tient son origine du nom de la province « Magnésia » où étaient trouvées ces pierres.

La première étude scientifique du magnétisme est mise au crédit du physicien anglais William Gilbert qui en 1600 décrit la terre elle-même comme étant un aimant. Il faut ensuite attendre 200 ans pour que les phénomènes magnétiques soient étudiés par les grands noms de la physique à commencer par Charles Coulomb puis, Poisson, Oersted, Ampere, Henry, Faraday, Weber, Gauss et enfin Maxwell avec sa synthèse de la théorie électromagnétique en 1875. Toutefois, il fallut attendre l'avènement de la mécanique quantique dans les années 1920 pour comprendre les propriétés magnétiques diverses de matériaux différents.

3.1.2 Différents types de comportements magnétiques.

Parmi les différentes propriétés que peut présenter la matière aimantée, trois types de comportement jouent un rôle particulièrement important. Il s'agit du diamagnétisme, du paramagnétisme et du ferromagnétisme.

Les 2 premiers sont directement liés au mouvement de rotation des électrons autour du noyau de l'atome et ne constituent que des réponses à l'application extérieure d'un champ magnétique. Les électrons représentent en effet des charges en rotation autour du noyau et de ce fait génèrent un courant électrique qui induit un champ magnétique au sein de l'atome. Pour la majeure partie des atomes, les différents dipôles magnétiques ainsi créés dans les plans orbitaires multiples des électrons s'annulent tant et si bien que leur résultante est nulle. D'un point de vue comportemental, le diamagnétisme peut être rapproché de la loi de Lenz qui stipule que la direction et le sens d'un courant électrique induit par un champ magnétique variable sont telles que ce courant induit lui-même un champ magnétique qui s'oppose au précédent. De ce fait, lorsqu'un atome est soumis à un champ magnétique, l'orbite des électrons s'oriente de telle sorte qu'il y a création d'un champ opposé. Ce phénomène diamagnétique est par nature présent à des degrés divers dans toute substance, mais très faible. A température ambiante, le bismuth a le diamagnétisme le plus élevé bien que le courant induit par la rotation des électrons reste très faible. Par contre, sous certaines conditions, les supraconducteurs ont un comportement diamagnétique parfait et peuvent ainsi permettre d'obtenir une lévitation stable en régime quasi-stationnaire.

Les corps paramagnétiques ont un comportement inverse aux corps diamagnétiques, sans pour autant violer la loi de Lenz. Les atomes des composés paramagnétiques se caractérisent par le fait que la résultante des mouvements orbitaires de leurs électrons induit un champ magnétique. La répartition aléatoire de ces dipôles magnétiques au sein du composé annihile habituellement leur effet. Toutefois, lorsqu'un tel composé est mis en présence d'un champ magnétique externe, il se produit, en plus de l'effet diamagnétique, une tendance à l'orientation des dipôles magnétiques dans le même sens que le champ imposé. De ce fait, si le champ imposé n'est pas uniforme, le composé sera attiré dans la direction du champ externe. L'attraction paramagnétique est plus forte que la répulsion diamagnétique mais le phénomène reste faible, souvent contrebalancé par l'agitation thermique.

Le 3^{ème} comportement magnétique est le ferromagnétisme qui est responsable de l'existence de composés comme la magnétite, spontanément magnétiques même en l'absence de champ magnétique extérieur. Le ferromagnétisme est directement lié au spin des électrons. Par simplification et par analogie avec les phénomènes macroscopiques, le spin d'un électron peut être envisagé comme responsable de la rotation sur un axe central des charges présentes à la surface de l'électron, créant ainsi un courant électrique responsable d'un champ magnétique induit. Dans la plupart des composés, les axes de rotation des électrons sont répartis de façon aléatoire et donc les champs magnétiques induits s'inhibent entre eux. Toutefois, dans les composés ferromagnétiques, les axes de rotations de la majeure partie des électrons sont alignés à la fois au sein d'un atome et entre les atomes. L'interaction entre dipôles n'est pas suffisante pour aboutir à cet alignement et l'explication est donnée par la mécanique quantique. Celle-ci explique que lorsque la distance entre les électrons à l'intérieur d'un atome et avec ceux des atomes voisins est suffisamment faible pour qu'il y ait un chevauchement de leur fonction d'onde, il existe une interaction qui tend à orienter l'axe de rotation des électrons dans la même direction (le phénomène inverse existe aussi, nommé alors anti-ferromagnétisme). Seuls 5 éléments ont une structure spatiale qui soit ferromagnétique : le fer, le cobalt, le nickel, le gadolinium et le dysprosium. Par ailleurs, un

certain nombre de composés « de transition » qui comme la magnétite (Fe_3O_4) comportent des éléments ferromagnétiques sont magnétisables.

Dans un composé ferromagnétique, à l'intérieur d'un même domaine, l'alignement des axes de rotation des électrons aboutit à un champ magnétique. Toutefois, les zones de jonction entre les différents domaines sont autant d'imperfection dans l'arrangement spatial qui militent les interactions d'un domaine à l'autre. De ce fait, à l'échelle macroscopique, un composé ferromagnétique est rarement spontanément magnétique. Par contre, par l'action d'un champ magnétique extérieur, il est possible d'aligner les dipôles des différents domaines et d'obtenir un composé magnétique. A la différence des composés paramagnétiques pour lesquels le phénomène d'alignement disparaît à la suppression du champ extérieur, les composés ferromagnétiques conservent un certain niveau d'alignement entre les domaines même à l'arrêt du champ externe (hystérésis). Ainsi, pour créer un aimant permanent puissant, l'une des méthodes consiste à chauffer le ferromagnétique à température de fusion et à la placer dans un champ magnétique puissant, puis à le laisser refroidir. Ceci permet de créer une structure avec peu d'imperfection d'alignement.

3.2 Description de l'actionneur envisagé

3.2.1 Aspect général

L'idée directrice de la recherche entreprise est de concevoir une pompe mue par effet électromagnétique et susceptible de développer un débit pulsé compatible avec la physiologie humaine et n'ayant pas les contraintes d'encombrement d'une pompe volumique, le but ultime étant de pouvoir disposer cette pompe directement dans le flux sanguin. L'analyse de l'état de l'art dans la littérature (Chapitre 2) et l'expérience clinique acquise avec les différents systèmes disponibles nous ont amené à préconiser un concept représentant une réelle rupture tant conceptuelle que technologique. L'élément central de cette pompe est constituée d'un actionneur incluant simultanément les fonctions de valve et de propulseur : la translation de la valve en configuration fermée permet de propulser le liquide dans le sens du flux tandis que le retour de la valve à sa position de départ se fait dans sa configuration ouverte, sans interférer avec le flux. (Figure 3.1).

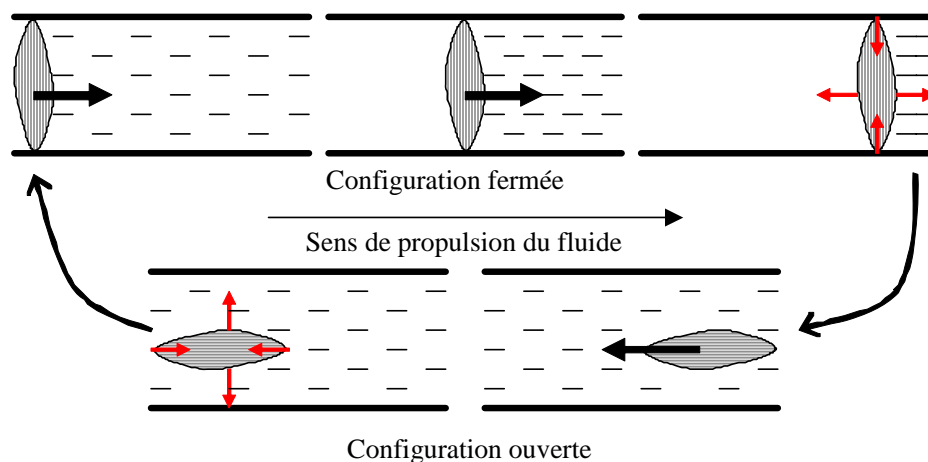


Figure 3.1 : Représentation schématique de l'actionneur envisagé

3.2.2 Recherche bibliographique

La recherche bibliographique, indispensable à l'écriture du chapitre 2 ne nous a pas permis de trouver la description d'un système d'assistance circulatoire dont le mécanisme de fonctionnement serait basé sur un concept voisin de celui que nous venons de définir, quelque soit le matériau utilisé.

On pourrait cependant rapprocher de l'actionneur envisagé le système de pompe « enabler » décrit par Sharony et al.[37] et réexploré plus récemment par Takagaki[38]. Il s'agit d'un cathéter à valve qui est placé à travers l'orifice aortique, et qui draine le sang du ventricule gauche pour le réinjecter dans l'aorte (Figure 3.2).

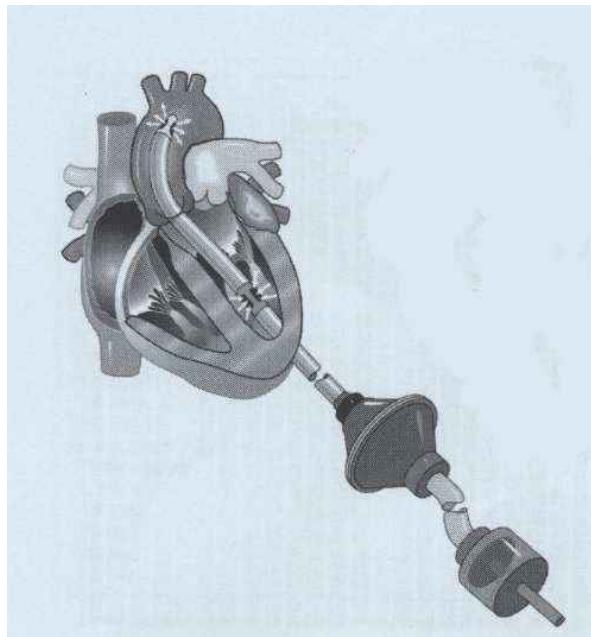


Figure 3.2 : Schéma de la pompe Enabler [38]

La partie proximale du cathéter est reliée à une pompe constituée de 2 cônes opposés par la base et qui comporte un diaphragme en polyuréthane. Cette pompe est elle même reliée par un tube rempli d'eau à une console électrique qui comporte un piston. Les mouvements du piston déplacent la colonne d'eau qui mobilise ainsi le diaphragme. Ces mouvements du diaphragme génèrent l'éjection pulsatile du sang au niveau du cathéter : lorsque le diaphragme se rétracte vers la pompe, la valve située dans le cathéter laisse pénétrer le sang du ventricule gauche dans le cathéter mais empêche le flux rétrograde à partir de l'aorte. Lorsque le diaphragme est propulsé par la pression du piston, la valve du cathéter ferme les orifices ventriculaires et le sang est éjecté vers l'aorte (Figure 3.3). Comme le montre la figure 3.2, le principe de fonctionnement de ce système implique une implantation par la pointe du ventricule gauche. Il peut aussi être utilisé en assistance ventriculaire droite.

Différentes tailles de cathéter ont été élaborées allant de 5 mm à 10 mm de diamètre pour des longueurs variant de 30 à 110 cm.

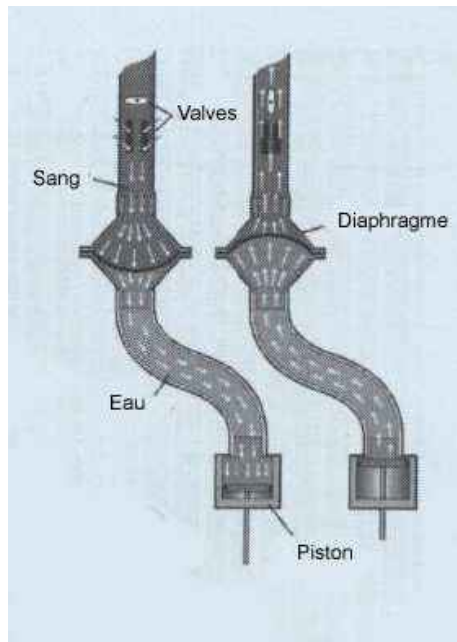


Figure 3.3 : Cycles systolo-diastoliques de la pompe Enabler [38]

Cette pompe est utilisée en synchronisme avec le cœur en l'asservissant à l'électrocardiogramme. Les études animales, après création d'un infarctus, ont montré une amélioration d'environ 40 % du débit et de la pression artérielle. Toutefois, ces chiffres restent inférieurs de 60% aux chiffres de base, avant création de l'infarctus. En fonction du diamètre de cathéter utilisé, le débit était de 2,5 L/min pour un diamètre de 6 mm et de 3,5 L/min pour un diamètre de 8 mm. Ces performances restent insuffisantes pour assister un patient en grande insuffisance cardiaque. Toutes les expérimentations ont été réalisées de façon aiguës et aucune information n'est disponible en ce qui concerne la fiabilité et l'efficacité d'un tel système à long terme.

3.3 Choix du matériau

Afin d'obtenir un niveau d'intégration le plus évolué de notre actionneur, sa réalisation pratique nécessite à notre avis le recours à des techniques d'actionnement innovantes permettant de dépasser les limites imposées par l'exploitation de forces électromagnétiques exercées entre des corps indéformables à travers un entrefer. Dans ce contexte, les matériaux électroactifs constituent une alternative adaptée dont nous nous proposons d'explorer les propriétés et les fonctionnalités.

3.3.1 Les matériaux électroactifs.

A la différence des machines électriques conventionnelles, les matériaux électroactifs offrent l'avantage d'une conversion directe de l'énergie électrique en énergie mécanique, au sein même de la matière. Le terme électroactif s'applique classiquement aux matériaux qui présentent des propriétés électro-élastiques (céramiques piézoélectriques ou électrostrictives) ou magnéto-élastiques (alliages magnétostrictifs). Toutefois, le terme peut-être étendu aux

fluides contrôlables à partir de l'électricité (fluides électro- ou magnéto-rhéologiques) voire aux matériaux permettant d'exploiter un couplage électro-mécanique indirect sur la base d'effets thermo-élastiques (alliages à mémoire de forme)[39].

3.3.1.1 Composés piézoélectriques ou électrostrictifs

Cette première famille de matériaux résulte de la possibilité d'un couplage des propriétés diélectriques et élastiques de la matière, soumise conjointement à un processus de déformation mécanique et de polarisation électrique. A température constante et dans le cas d'une action linéaire en régime quasi-statique, l'enthalpie libre volumique du système peut s'écrire sous la forme :

$$G_{elec-elast} = -\frac{1}{2} s_{iklm}^E T_{ik} T_{lm} - d_{jik} T_{ik} E_j - \frac{1}{2} \varepsilon_{ij}^T E_i E_j \quad (i, j, k, l, m = 1, \dots, 3)$$

où s_{iklm}^E , ε_{ij}^T et d_{jik} désignent respectivement les constantes isothermes de souplesse mécanique à champ constant, les constantes de permittivité diélectrique à contrainte constante et les constantes de charge isotherme.

Le terme : $-d_{jik} T_{ik} E_j$ traduit l'interaction entre les 2 formes d'énergie en présence. En d'autres termes, l'application d'une contrainte au matériau piézoélectrique génère une polarisation électrique (effet piézoélectrique direct utilisé dans les capteurs) et inversement l'application d'une tension induit une déformation du matériau piézoélectrique (effet piézoélectrique inverse utilisé dans les actionneurs). Les déformations engendrées sont relativement faibles, de l'ordre de 300 parties par million (ppm) sous un champ électrique de 1 MVm^{-1} . En revanche, les contraintes susceptibles d'être générées par effet inverse sont de l'ordre de 40 MPa, 10 à 100 fois supérieures aux valeurs limites des « pressions d'entrefer » exploitées dans les convertisseurs électromagnétiques classiques. Des astuces techniques permettent de maximiser l'utilisation des propriétés des piézoélectriques, comme par exemple tirer partie de la résonance mécanique du matériau afin d'optimiser les déplacements obtenus. Nous avons utilisé cette caractéristique pour la réalisation de l'actionneur décrit dans le chapitre IV.

Le moteur piézoélectrique annulaire à onde progressive constitue un excellent exemple des performances potentielles de ces matériaux. Par rapport à des solutions magnétiques classiques, à couple développé équivalent, la solution piézoélectrique permet une réduction de masse d'un rapport 5 pour un moteur de 60 mm de diamètre, et d'un rapport de 500, pour des moteurs de taille millimétrique[40].

3.3.1.2 Alliages magnétostrictifs.

Les alliages magnétostrictifs sont au champ magnétique ce que les piézoélectriques sont au champ électrique. Sous l'effet d'un champ magnétique, un barreau de fer s'allonge (effet Joule longitudinal) tandis qu'il subit une striction dans le sens transversal (effet Joule transversal). Inversement, l'effet Villari correspond à l'aimantation du barreau sous l'effet d'un allongement. Selon la géométrie considérée, il est aussi possible d'exploiter des déformations en flexion (effet Guillemin) ou en torsion (effet Wiedemann). Seuls les alliages de Fer et de Terres rares, tel que le Terfenol-D, permettent d'obtenir des déformations importantes, de l'ordre de 1000 à 2000 ppm, soit 10 à 50 fois supérieures à celles obtenus avec les métaux. Bien que ces déformations soient légèrement plus importantes que celles obtenues avec les piézoélectriques, elles sont plus difficiles à mettre en jeu du fait de la

perméabilité relativement faible des matériaux (4 dans le cas du Terfenol-D). Ces alliages pourraient être intéressants dans la réalisation de moteurs à effort élevé et faible vitesse.

3.3.1.3 Fluides magnétorhéologiques.

Un fluide magnétorhéologique (FMR) est une solution non colloïdale (à la différence des ferrofluides, les FMR sont constitués de particules micrométriques) contenant des particules ferromagnétiques en suspension. En l'absence de champ magnétique, les particules sont réparties de façon aléatoire dans la solution. Sous l'action d'un champ magnétique, les particules se polarisent et s'orientent dans le sens et la direction du champ (Figure 3.4).

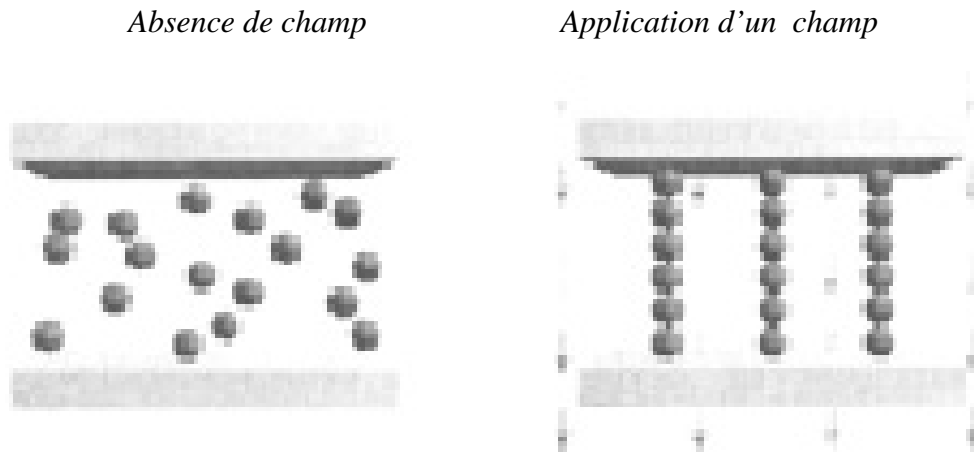


Figure 3.4 : Schéma du comportement d'un FMR dans un champ

Cet alignement des particules s'explique aisément par une approche dipolaire.

En effet, l'enthalpie d'interaction entre un dipôle de moment \mathbf{m} et un champ extérieur \mathbf{H} s'écrit de manière générale :

$$G_{\text{int.}} = -\mu_0 \mathbf{m} \cdot \mathbf{H}$$

La minimisation de cette enthalpie à l'équilibre implique le fait que \mathbf{m} cherche à s'aligner dans le sens de \mathbf{H}

D'où une organisation en chaînes lorsque l'on considère un ensemble de particules. Cette organisation induit une augmentation de la viscosité relative η_r avec la relation :

$$\eta_r = \frac{\tau}{\gamma}$$

où :

τ = contrainte de cisaillement

γ = taux de cisaillement

Cette augmentation de la viscosité relative du fluide le fait passer d'un état liquide à un état solide ou quasi-solide (selon l'intensité du champ). Toutefois, une contrainte de cisaillement perpendiculaire au champ magnétique \mathbf{H} peut détruire l'agencement spatial du fluide et le ramener à un état liquide (Figure 3.5). Pour ce faire, la contrainte de cisaillement doit être supérieure à une contrainte seuil τ_c .

En l'absence de champ magnétique, le fluide a un comportement newtonien:

$$\tau = \eta \cdot \dot{\gamma}$$

Sous l'action d'un champ magnétique le comportement du fluide peut être décrit selon le loi de Bingham[41]:

$$\tau = \tau_c + \eta \cdot \dot{\gamma} \text{ pour } \tau > \tau_c$$

$$\tau = 0 \text{ pour } \tau < \tau_c$$

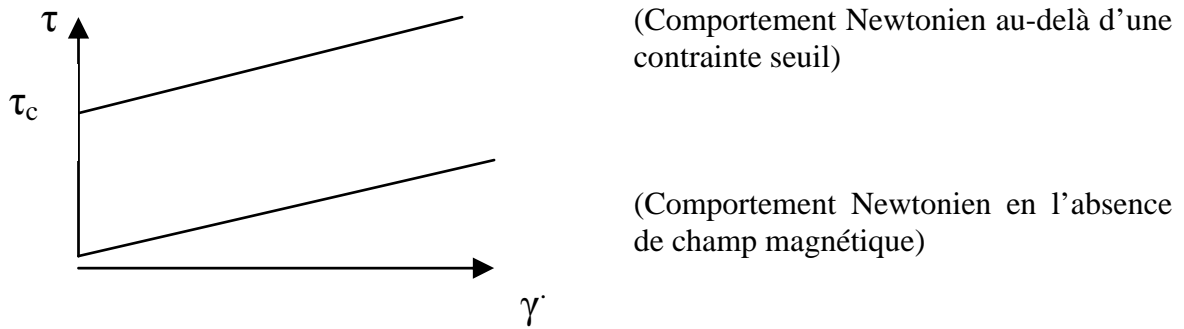


Figure 3.5 : Relation entre taux et contrainte de cisaillement dans un FMR

En fonction du fluide considéré, on peut être amené à considérer d'autres lois de comportement telles que[42]:

Lois de Casson :

$$\tau = \sqrt{\tau_c} + \sqrt{\eta \cdot \dot{\gamma}} \text{ pour } \tau > \tau_c$$

Loi de Herschel-Bulkley :

$$\tau = \tau_H + (\eta \cdot \dot{\gamma})^\alpha \text{ pour } \tau > \tau_c \text{ et } \alpha \text{ compris entre } 0 \text{ et } 1.$$

En fait les mesures effectuées dans le cadre des expérimentations conduites au laboratoire sur le sujet[43] permettent de définir 3 zones (Figure 3.6) :

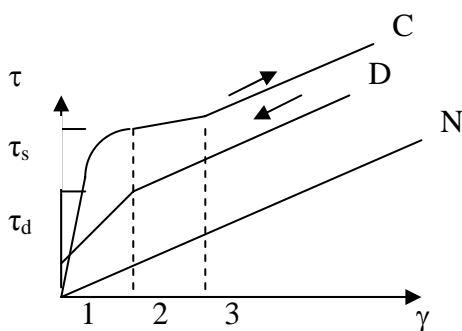


Figure 3.6 : Courbes de charge et de décharge d'un FMR

En l'absence de champ, on retrouve la courbe d'un liquide newtonien N

En présence d'un champ :

On distingue 3 phases pour la montée en charge (courbe C) :

1 : vitesse quasi nulle correspondant à une réponse élastique

2 : à partir d'une contrainte seuil élastique τ_s , le squelette se déchire progressivement (phase pseudo-élastique)

3 : le fluide a un comportement newtonien

Pour la décharge (courbe D), il n'existe pas de phase intermédiaire pseudo-élastique et la contrainte seuil dynamique τ_d est plus faible que la contrainte seuil statique.

Alors qu'avec les matériaux précédemment décrits, les taux de déformation sont faibles, la déformation des FMR n'est contrainte que par l'enveloppe qui les contient. Les contraintes de cisaillement mises en jeu pour une excitation magnétique de l'ordre de $250\text{kA}\cdot\text{m}^{-1}$ sont voisines de 0,1 MPa. La possibilité de déformer et de mobiliser ces FMR à distance, par un champ magnétique, nous a fait choisir ces fluides pour la réalisation de l'actionneur décrit dans ce chapitre. A noter qu'il existe aussi des fluides électrorhéologiques, constitués de particules dotées de propriétés diélectriques qui réagissent à l'application d'un potentiel électrique.

3.3.1.4 Alliages à mémoire de forme

D'autres modes de conversion électromécanique de l'énergie peuvent être utilisés. C'est le cas de l'exploitation des caractéristiques physico-chimiques de certains alliages dits « à mémoire de forme ». Contrôlés par des variations de température, ces matériaux sont capables de recouvrer « à chaud » leur forme initiale préalablement modifiée « à froid » (effet unidirectionnel), ou peuvent basculer de manière réversible entre les deux formes limites ainsi « mémorisées » (effet bidirectionnel). Il est donc possible de les contrôler électriquement par l'intermédiaire de l'effet Joule. Ces matériaux sont particulièrement performants du point de vue des efforts générés (contraintes de l'ordre de 80 MPa). Par contre, leur temps de réponse est élevé, de l'ordre de 100 à 1000 ms pour des matériaux millimétriques. Ces matériaux sont utilisés pour la réalisation d'actionneurs développés notamment en microrobotique, ou plus récemment, en vue de nouvelles fonctions de contrôle électroactif en aéronautique[44].

3.3.1.5 Comparaison des différents procédés.

La figure 3.7 décrit les performances dynamiques spécifiques associées aux différents phénomènes précédemment décrits. Il existe le plus souvent une dualité entre contrainte mécanique produite et vitesse de déformation relative. Le produit de ces 2 grandeurs correspond à la puissance volumique théorique associée à l'effet considéré. Il est intéressant de noter la complémentarité fonctionnelle qui existe entre les matériaux électroactifs qui se caractérisent par des contraintes élevées à basses vitesses et les procédés de couplage par effets électromagnétiques qui exploitent une action « à distance » et se caractérisent par des contraintes réduites à vitesses élevées.

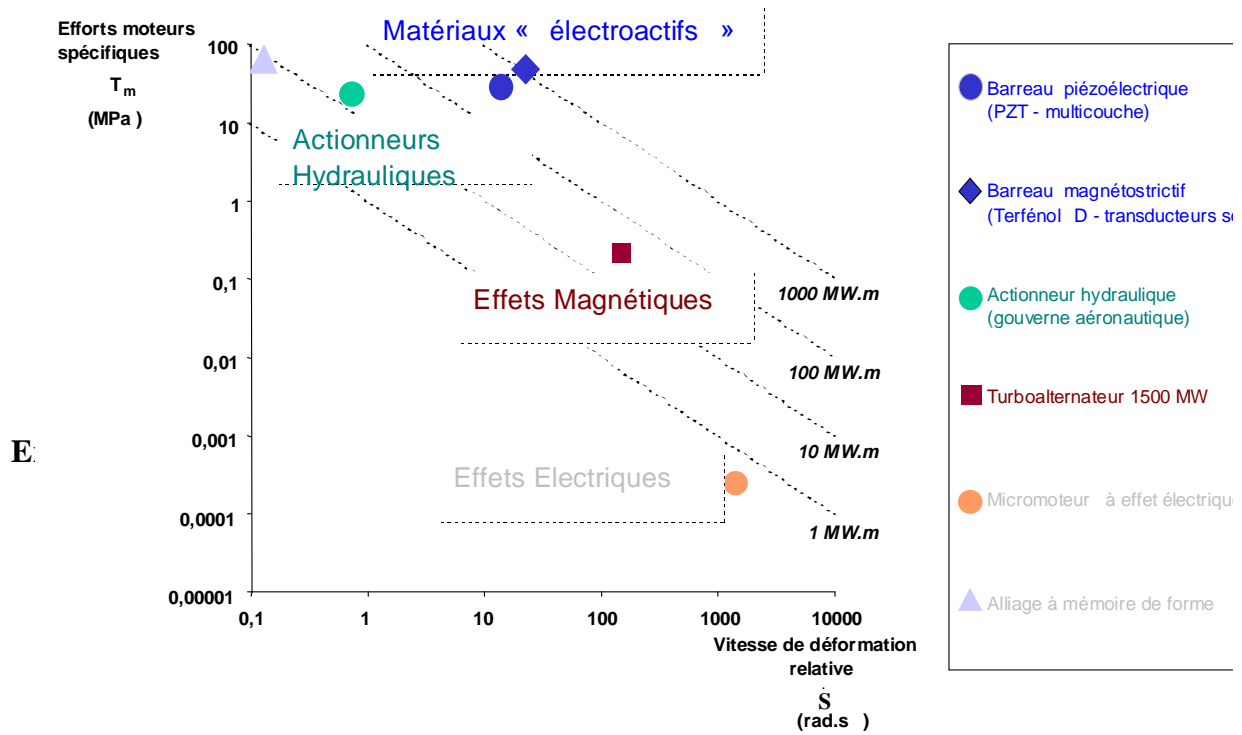


Figure 3.7 : Performances dynamiques spécifiques des différents actionneurs

3.4 Etude expérimentale

3.4.1 Forces mises en jeu au sein du FMR

Deux types de forces s'exercent sur les particules du FMR : magnétique et hydrodynamique. Les particules peuvent être assimilées à des dipôles magnétiques de moment \mathbf{m} . Les forces magnétiques interparticulaires λ peuvent s'exprimer sous la forme suivante:

$$\lambda = \frac{m^2}{4 \cdot \pi \cdot \mu_0 \cdot \mu_f \cdot r^3 \cdot k \cdot T}$$

μ_f : perméabilité relative du fluide

k : constante de Boltzmann

T : température

Le rapport entre les forces hydrodynamiques de cisaillement et les forces magnétiques interparticulaires peut être exprimé par le nombre de Mason $M_n(\text{ref})$ qui correspond au taux de cisaillement adimensionnel :

$$M_n = \frac{F_{hyd}}{F_{mag}} = \frac{6\pi \cdot \eta_0 \cdot \dot{\gamma} \cdot a^2}{0,75 \cdot \pi \cdot \mu_0 \cdot \mu_f \cdot a^2 \cdot \beta^2 \cdot H^2}$$

Des expériences montrent, selon la forme des ellipsoïdes, que la contrainte adimensionnelle $\tau^* = \tau / \mu_0 \mu_f H^2$ s'exprime en fonction de M_n par la relation : $\tau^* = C \cdot M_n^p$ avec C une constante.

L'exposant p ne vaut pas 1 (il en est proche : il varie entre 0,78 et 0,98 suivant le type de solution). La modélisation de Bingham, qui impose que $\tau^* = C \cdot M_n$, n'est donc pas rigoureusement valable pour un fluide magnétorhéologique.

Deux types de phénomènes perturbent les mouvement des particules au sein du FMR : le mouvement brownien et la sédimentation.

Le mouvement brownien s'exprime par le nombre de Peclet (P_H). Ce dernier correspond au rapport de 2 temps : le temps nécessaire pour obtenir une collision du fait du mouvement brownien (t_B) et le temps nécessaire pour obtenir une collision du fait du cisaillement (t_H) :

$$P_H = \frac{t_B}{t_H} = \frac{6\pi \cdot a^3 \cdot \eta_0 \cdot \dot{\gamma}}{k.T} \text{ avec } a=2R \text{ (particules en contact)}$$

La sédimentation s'oppose au mouvement brownien et représente la propension de 2 particules à s'agglomérer. La vitesse de sédimentation v_s s'exprime sous la forme :

$$v_s = \frac{2}{9} \cdot \frac{r^2(\rho_p - \rho_f) \cdot g}{\eta_0}$$

r : rayon d'une particule

ρ_p, ρ_f : densité de la particule et densité du fluide

η_0 : viscosité du fluide

La balance entre le mouvement brownien et la sédimentation peut s'exprimer par le nombre de Peclet gravitationnel P qui correspond au rapport entre le temps du mouvement brownien et le temps de sédimentation :

$$P_G = \frac{4(\rho_p - \rho_f) \cdot a^4 \cdot g}{3 \cdot k.T}$$

Afin de limiter la sédimentation, des particules d'aérosol sont ajoutées au FMR. Toutefois, ces dernières modifient les propriétés rhéologiques du fluide :

En l'absence de champ magnétique, les particules d'aérosol augmentent la viscosité du fluide en formant un gel autour des particules solides (et de ce fait limitent la sédimentation)

Par contre, les particules d'aérosol sont susceptibles de diminuer les forces d'interaction magnétique (en augmentant les distances interparticulaires) et par là même de diminuer la contrainte seuil. Expérimentalement, une concentration d'aérosol de 1,5% permet d'augmenter la viscosité tout en conservant une contrainte seuil acceptable.

Afin de caractériser un FMR, il est indispensable de déterminer sa perméabilité relative. La théorie de Maxwell-Garnett (ref) permet d'établir une relation entre la perméabilité relative du mélange (μ), celle d'une particule (μ_p) et le pourcentage volumique des particules de fer dans le mélange (Φ).

Pour des particules sphériques, cette théorie aboutit à la relation suivante :

$$\frac{\mu - 1}{\mu + 2} = \phi \frac{\mu_p - 1}{\mu_p + 2}$$

soit

$$\mu = \frac{\mu_p(1 + 2\phi) + 2 - 2\phi}{\mu_p(1 - \phi) + 2 + \phi} \quad (1)$$

Pour des particules ellipsoïdales la relation est la suivante :

$$\mu = \frac{1 + \phi \cdot \beta}{1 - \phi \cdot n \cdot \beta} \quad \text{avec } \beta = \frac{\mu_p - 1}{1 + n \cdot (\mu_p - 1)} \quad (n, \text{ facteur de démagnétisation dépend des proportions de l'ellipsoïde)}$$

A l'aide d'un hystérésimètre, nous avons testé dans des échantillons toriques des solutions ferromagnétiques contenant une concentration croissante de fer[45]. Chaque échantillon était

placé dans le champ magnétique d'une bobine. Une seconde bobine, reliée à la carte d'acquisition de l'ordinateur permettait de recueillir la force électro-motrice développée et d'en déduire, selon la loi de Faraday, la courbe de magnétisation du fluide. Les résultats obtenus sont les suivants (Tableau 3.1 et Figure 3.8) :

| ϕ (%) | 10 | 20 | 30 | 40 |
|--|-----|-----|-----|------|
| μ_r (mesuré) | 1,9 | 2,7 | 3,4 | 4,25 |
| μ_r (calculé par (1) avec $\mu_p=1000$) | 1,4 | 1,8 | 2,3 | 3 |

Tableau 3.1 : Perméabilités mesurées et calculées pour différentes concentration en particules de fer

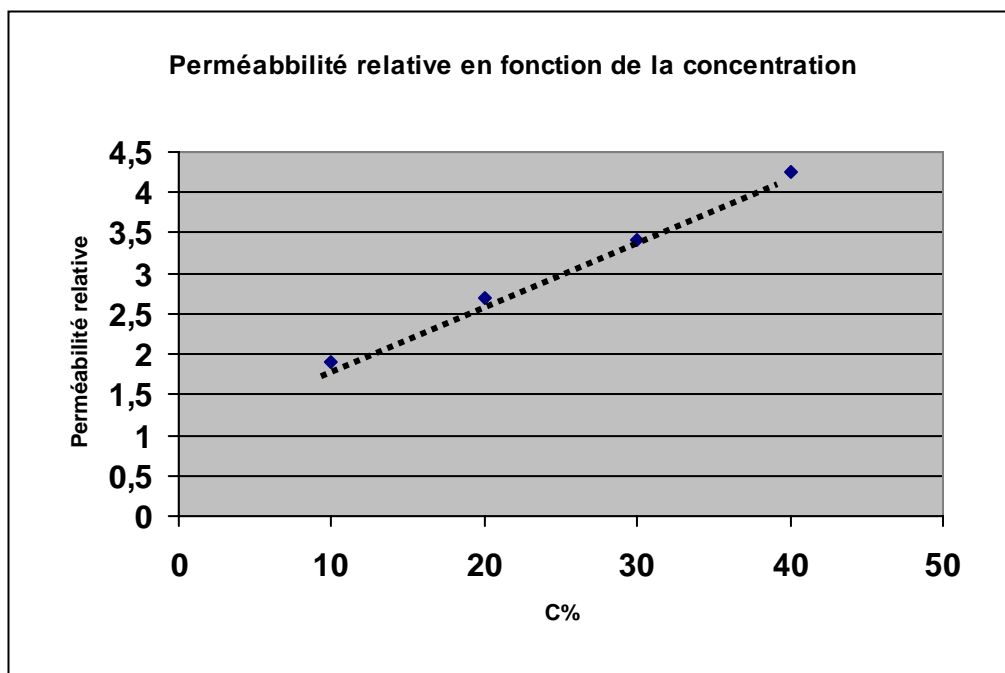


Figure 3.8 : Courbe de perméabilité en fonction de la concentration en particules de fer

La droite représente l'évolution de la perméabilité relative μ_r en fonction de la concentration en particules de fer : $\mu_r = k.C+1$ où k est la pente de la droite et $k=0,59$. Ces résultats restent identiques quelque soit le temps d'exposition au champ magnétique. Le temps nécessaire aux particules pour s'aligner est très court, inférieur à 50 ms. De plus, à champ constant, si la solution n'est pas secouée entre 2 mesures, la perméabilité mesurée à la mesure suivante est plus élevée.

3.4.2 Exemples d'utilisation de FMR

L'exploitation des FMR en mode de flux contrôlé a donné lieu à plusieurs applications telles que des systèmes de suspension active à amortissement contrôlé pour l'automobile, ou encore des amortisseurs anti-sismiques. Plus près du domaine médical, Lord Corporation, Rheonetic, a travaillé avec un fabricant de prothèse, Biedermann OT Vertrieb, pour utiliser la technologie des FMR dans le but de concevoir un nouveau type de prothèse articulée du membre inférieur pour les patients amputés au-dessus du genou (Figure 3.9).

L'utilisation des FMR permet d'obtenir des déformations suffisantes avec des temps de réponse très courts, aussi bien en charge qu'en décharge et des forces de cisaillement élevées. Ceci devrait permettre aux porteurs de ce type de prothèse d'avoir une démarche plus fluide et de faciliter la marche sur des plans inclinés ou dans les escaliers.

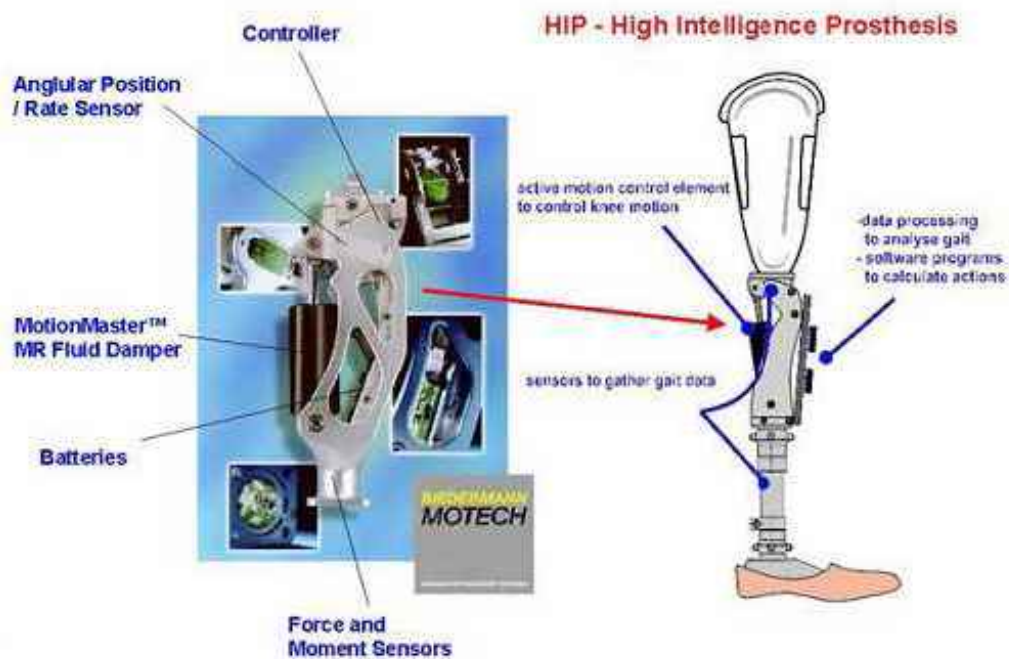


Figure 3.9 : Prothèse de membre inférieur réalisée à partir de FMR

3.4.3 Etude par simulation du principe d'actionnement préconisé.

Le concept d'actionneur préconisé dans le cadre de notre étude peut-être défini comme un « Conformateur-Translateur ». Un champ magnétique est appliqué à une capsule remplie de FMR afin de lui imposer 2 configurations spatiales. Dans une première configuration, la capsule à la forme d'un disque qui occupe toute la lumière du cylindre qui la contient. La capsule peut, dans cette situation, être envisagée comme une valve en position fermée. La translation de la capsule dans cette configuration génèrera sur le liquide (par exemple le sang) qui l'entoure une certaine pression aboutissant à la mise en mouvement de ce liquide. Une fois arrivée à sa position finale, le champ magnétique est modifié afin de conformer la capsule dans son 2^{ème} état. Elle prend alors la forme d'un tube allongé occupant une partie aussi réduite que possible de la section du tube. La capsule peut alors être envisagée comme une valve en position ouverte. La translation de la capsule dans cette configuration permet de la ramener à son point de départ en interagissant le moins possible avec le liquide dans lequel elle baigne.

Afin de calculer les forces mises en jeu pour la déformation de la capsule nous allons faire appel au tenseur de Maxwell.

3.4.3.1 Tenseur de Maxwell

L'idée de Maxwell est de décrire les forces transmises par un champ magnétique de la même façon que le seraient les forces développées dans un milieu continu (ce qui revient à considérer le champ électromagnétique comme un objet matériel contenant de l'énergie et de la quantité de mouvement[46]). De ce fait, les forces transmises par le champ magnétique peuvent être décrites par un tenseur analogue aux formulations utilisées en mécanique des milieux continus.

Nous pouvons illustrer l'utilisation du tenseur de Maxwell pour nous aider à calculer les forces exercées par 2 corps magnétiques A et B sur une surface entourant le corps A d'élément $d\vec{S}$ (Figure 3.10).

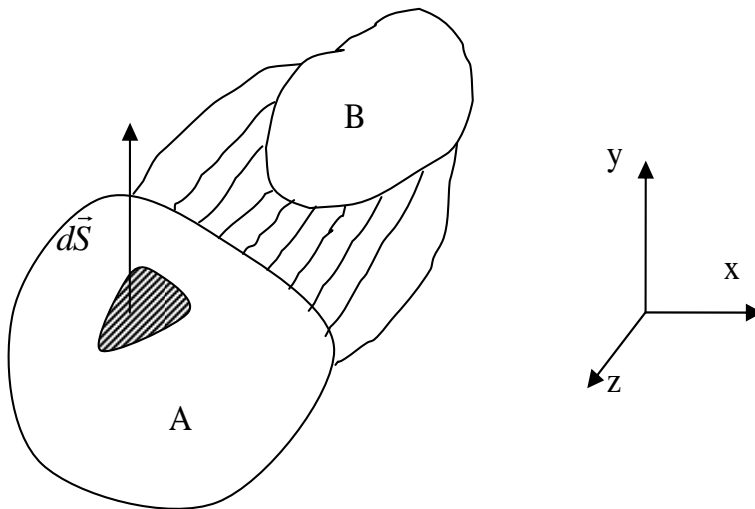


Figure 3.10 : Schématisation des forces exercées par 2 corps magnétiques A et B sur une surface entourant le corps

Nous allons calculer la force exercée sur un élément de surface $d\mathbf{S}$ (arbitrairement orienté selon Oy) lorsque les lignes de champ sont :

- a) Normales à la surface (selon Y)
- b) Tangentielles à la surface (selon X)
- c) Obliques à 45° par rapport à la surface (dans le plan XY)

Avec le tenseur de Maxwell, exprimé en notation indicielle, la force élémentaire $d\mathbf{F}$ s'exerçant sur l'élément de surface $d\mathbf{S}$ est donnée par:

$$dF_i = T_{ik} \cdot dS_k \quad \text{en N}$$

Avec :

$$T_{ik} = \left[\frac{1}{\mu_0} B_i \cdot B_k - \frac{1}{2\mu_0} \delta_{ik} B_0^2 \right] \quad \text{en N.m}^{-2}$$

avec :

δ_{ik} : Symbole de Kronecker $\delta_{ik} = 1$ si $i=k$ sinon $\delta_{ik} = 0$

a) Lignes de champ normales à l'élément de surface :

$$\mathbf{B} \begin{pmatrix} 0 \\ B_0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$T_{ik} = \begin{bmatrix} -\frac{B_0^2}{2\mu_0} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{B_0^2}{2\mu_0} & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{B_0^2}{2\mu_0} \end{bmatrix}$$

$$d\mathbf{F} = \begin{bmatrix} T_{12} dS_2 = 0 \\ T_{22} dS_2 = \frac{B_0^2 dS}{2\mu_0} \\ T_{32} dS_2 = 0 \end{bmatrix} = \frac{B_0^2 dS}{2\mu_0} \mathbf{e}_y \quad \text{en N.}$$

soit une force normale dirigée dans le même sens que $d\mathbf{S}$ (force sortante).

b) Lignes de champ tangentielles à l'élément de surface :

$$\mathbf{B} \begin{pmatrix} B_0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{T}_{ik} = \begin{bmatrix} \frac{B_0^2}{2\mu_0} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{-B_0^2}{2\mu_0} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{-B_0^2}{2\mu_0} \end{bmatrix}$$

$$d\mathbf{F} = \begin{bmatrix} T_{12}dS_2 = 0 \\ T_{22}dS_2 = -\frac{B_0^2 dS}{2\mu_0} \\ T_{32}dS_2 = 0 \end{bmatrix} = -\frac{B_0^2 d\mathbf{S}}{2\mu_0} \mathbf{e}_y$$

soit une force normale dirigée dans le sens opposé à $d\mathbf{S}$ (force rentrante).

c) Lignes de champ obliques de 45° à l'élément de surface

$$\bar{\mathbf{B}} \begin{pmatrix} \frac{B}{\sqrt{2}} \\ B \\ \frac{B}{\sqrt{2}} \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{T}_{ik} = \begin{bmatrix} \frac{B_0^2}{2\mu_0} - \frac{B_0^2}{2\mu_0} & \frac{B_0^2}{2\mu_0} & 0 \\ \frac{B_0^2}{2\mu_0} & \frac{B_0^2}{2\mu_0} - \frac{B_0^2}{2\mu_0} & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{B_0^2}{2\mu_0} \end{bmatrix}$$

Soit

$$\mathbf{T}_{ik} = \begin{bmatrix} 0 & \frac{B_0^2}{2\mu_0} & 0 \\ \frac{B_0^2}{2\mu_0} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{B_0^2}{2\mu_0} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{dF} = \begin{bmatrix} T_{12}dS_2 = \frac{B_0^2 d\mathbf{S}}{2\mu_0} \\ T_{22}dS_2 = 0 \\ T_{32}dS_2 = 0 \end{bmatrix} = \frac{B_0^2 d\mathbf{S}}{2\mu_0} \mathbf{e}_x$$

Soit une force tangentielle à l'élément de surface.

Le tenseur de Maxwell nous permet de définir l'orientation des forces générées par des lignes de champ magnétique d'orientations différentes et nous donne la relation numérique existant entre ces forces. La perméabilité qui intervient dans la formulation correspond à celle du milieu au sein duquel passe la surface entourant le corps (ici l'air de perméabilité μ_0).

3.4.3.2 Caractéristiques du FMR utilisé pour la simulation de notre actionneur.

3.4.3.2.1 Perméabilité magnétique

Comme nous l'avons vu précédemment, la perméabilité magnétique d'un FMR est une de ses caractéristiques essentielles et est fonction de la concentration en particules de fer du fluide. Pour notre simulation, nous avons choisi une concentration volumique de 20% ce qui correspond à une perméabilité relative de 2,7 (Tableau 3.1 et Figure 3.6).

3.4.3.2.2 Viscosité

Nos simulations se font aux changements d'état de la capsule c'est-à-dire quand le champ magnétique est faible et augmente vers sa valeur maximale. A ce moment, les réseaux de fibrilles de particules de fer ne sont pas formés et donc la viscosité du FMR est proche de celle de l'huile dans laquelle les particules sont plongées. La viscosité de l'huile seule est de 0,1 Pa.s. Les particules de fer augmentent très largement cette viscosité. C'est pourquoi nous avons pris comme approximation une viscosité de 1 Pa.s pour notre FMR.

3.4.3.2.3 Densité

Le tableau 3.2 montre les variations de densité du FMR calculées pour des concentrations volumiques croissantes de particules de fer.

Tableau 3.2 : Densité du FMR utilisé en fonction de la concentration de particules de fer

| Solution de fluide magnétorhéologique (% des particules de fer) | 10 % | 20 % | 30 % | 40 % |
|---|-------------------------|------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Densité | 1 579 Kg/m ³ | 2 278Kg/m ³ | 2 977 Kg/m ³ | 3 676 Kg/m ³ |

Nous avons considéré que la répartition des particules dans l'huile était homogène car le fluide est en mouvement dans la capsule. La concentration de particules de fer que nous avons choisi étant de 20%, la densité du FMR est donc de 2 278 Kg/m³.

3.4.3.3 Résultats des simulations : allongement de la capsule

Ce travail a été réalisé par Mr Nicolas Martinez supervisé dans le cadre de cette thèse pour l'obtention de son DEA[47].

Le principe de notre actionneur comporte deux types de mouvements : la déformation de la capsule et sa translation. Cette dernière fait appel à l'alimentation successive de bobines. Nous avons préféré mettre de côté ce problème afin de nous concentrer sur les caractéristiques de l'architecture et des phénomènes à mettre en œuvre pour assurer la déformation de la capsule.

Pour effectuer cette simulation, nous avons représenté notre actionneur comme le montre la figure 3.11. Des bobines de 80 mm de diamètre extérieur et de 5 mm de haut sont placées en série autour d'un tube de 15 mm de diamètre à l'intérieur duquel est placée la capsule remplie de FMR.

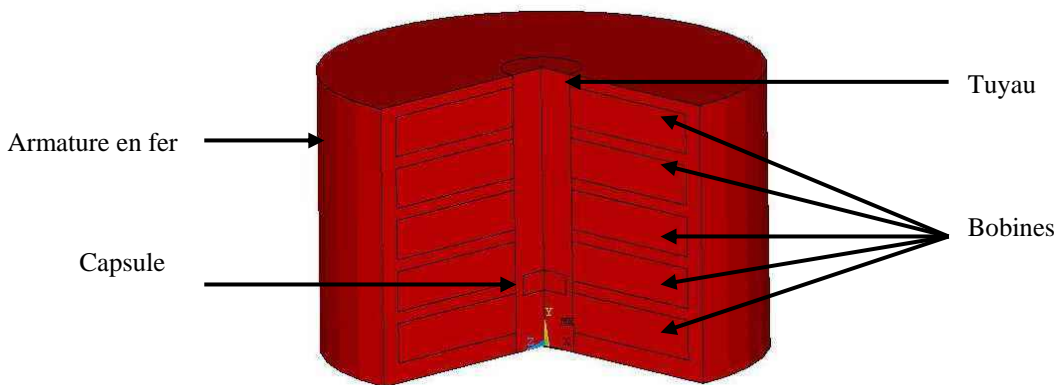


Figure 3.11 : Structure de l'actionneur

Nous avons procédé en 2 étapes successives. Dans un premier temps nous avons simulé la structure magnétique et calculé les forces de Maxwell qui s'exercent sur la capsule. Puis, nous avons appliqué les forces calculées sur une capsule virtuelle remplie de FMR et observé les déformations obtenues. Parallèlement au calcul des forces par le tenseur de Maxwell, les calculs ont aussi été réalisés en utilisant la méthode des travaux virtuels afin de comparer nos résultats avec ceux obtenus en utilisant une autre technique de calcul.

3.4.3.3 1 Forces calculées.

Pour le calcul des forces nous avons alimenté les deux bobines inférieures en série avec une densité de courant de l'ordre de 4.10^6 A.m^{-2} . Notons que l'intensité du champ magnétique ainsi généré demeure relativement faible (valeurs maximales inférieures à 0,25 T), ce qui semble à priori tout à fait acceptable d'un point de vue biologique pour le sang constituant à terme le fluide pompé.

```

SUMMARY OF FORCES BY VIRTUAL WORK
Load Step Number:      1.
Substep Number:       1.
Time:                 0. 1000E+01
Units of Force:       ( N )
Component             For
ce-Y
FBAS                  -0. 30057E+01
FHAUT                 0. 30191E+01
FTOTO                 0. 15124E-01
    
```

```

SUMMARY OF FORCES BY MAXWELL STRESS TENSOR
Units of Force:       ( N )
Component             Force-Y
FBAS                  -0. 29773E+01
FHAUT                 0. 29906E+01
FTOTO                 0. 15025E-01
    
```

(FBAS et FHAUT correspondent aux forces qui s'exercent en 2 points diamétralement opposés de la capsule. FTOTO est la résultante des 2 forces).

Nous obtenons en chacun des 2 points diamétralement opposés une force sortante de 3N. En terme de pression, cette force équivaut à :

$$P = \frac{F}{S} = \frac{3}{\pi \times 0.0075^2} = 16985,14 \text{ N} \text{ soit } 127 \text{ mmHg. Le résultat obtenu est similaire}$$

quelque soit le type de calcul utilisé.

Par ailleurs, nous vérifions que la résultante des forces exercées sur la capsule est faible (0,015 N) ce qui signifie que la capsule ne bouge pas pendant sa déformation.

La figure 3.12 montre l'aspect du champ magnétique dans les bobines. Le champ magnétique est bien confiné dans les culasses entourant la bobine, montrant l'absence de phénomène de saturation.

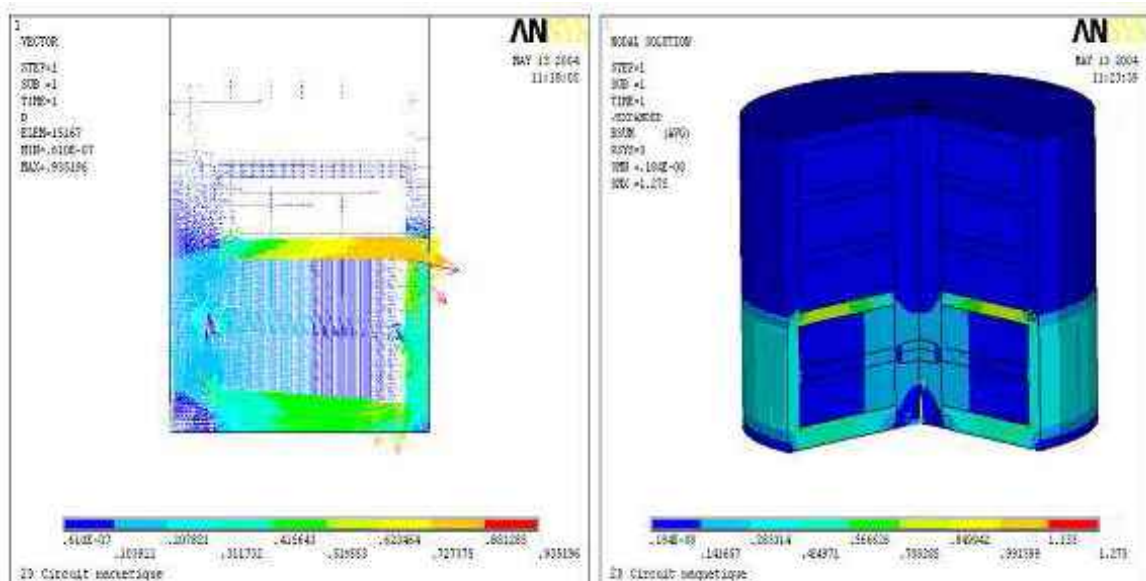


Figure 3.12 : Aspect du champ magnétique dans la structure

La figure 3.13 montre la répartition du champ magnétique dans la capsule. Les lignes de champ sont orientées selon une direction normale à la surface de la capsule, créant ainsi des forces sortantes, dirigées dans l'axe du cylindre dans lequel la capsule doit coulisser.

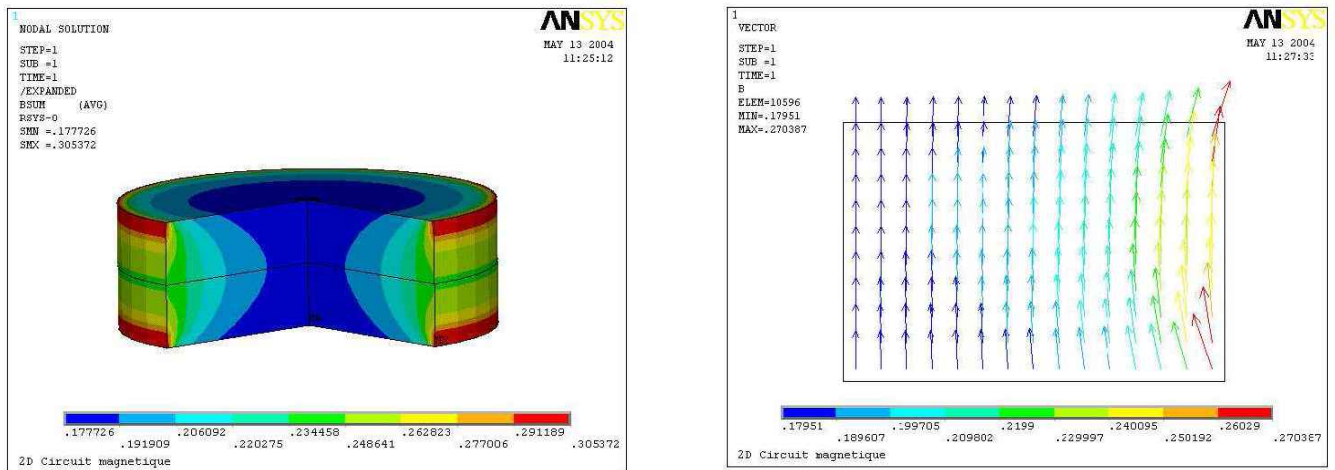


Figure 3.13 : Orientation du champ dans la capsule

3.4.3.3.2 Application sur la capsule des forces calculées.

Pour cette simulation, nous avons considéré que la membrane de la capsule était en élastomère avec un module de Young de 500MPa. Nous avons appliqué une force de 3N sur une face de la capsule tout en imposant un déplacement nul à l'autre face. La simulation a consisté à coupler la dynamique de l'enveloppe qui contient le FMR avec celle du FMR lui-même. Cela revient à étudier une interaction fluide-structure. En ce qui concerne le FMR, nous avons imposé une vitesse nulle en début de déformation ainsi qu'une vitesse nulle au niveau des parois.

La figure 3.14 montre le résultat de la simulation de la déformation de la capsule.

Nous obtenons un allongement de 1,2 cm pour une capsule de 2 cm de large et de 0,5 cm de haut. Du fait du caractère élastique de la membrane de la capsule, un allongement permanent est obtenu selon une courbe du second ordre après 150 ms (Figure 3.15)

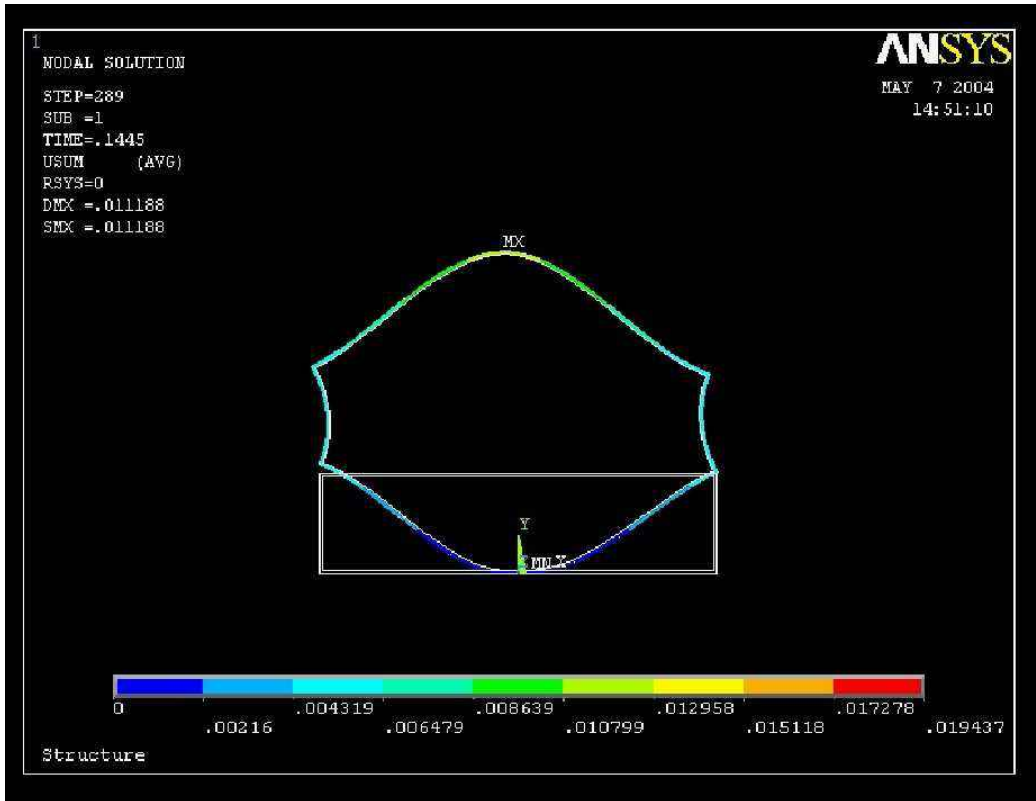


Figure 3.14 : Simulation de la déformation de la capsule

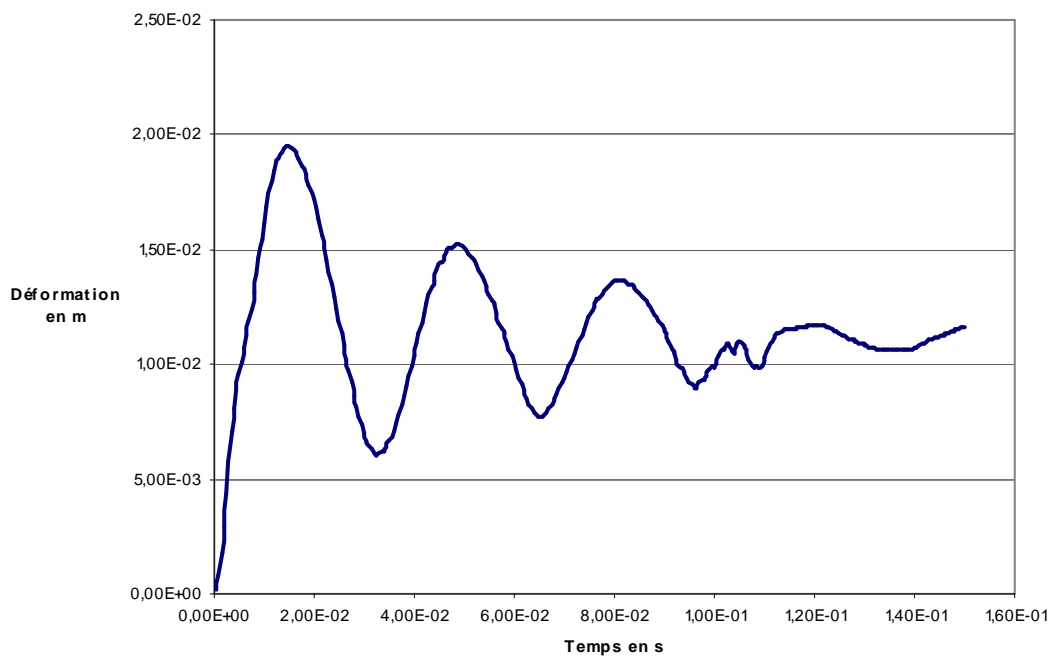


Figure 3.15 : Courbe de déformation de la capsule en fonction du temps

3.4.3.4 Résultat des simulations : déformation de la capsule sous forme d'un disque.

Pour donner à la capsule une forme de disque capable d'occuper toute la surface de section de l'aorte ou du tube dans lequel la capsule coulisse, nous avons envisagé d'utiliser des bobines disposées en selles de cheval, autour du tube (Figure 3.16)

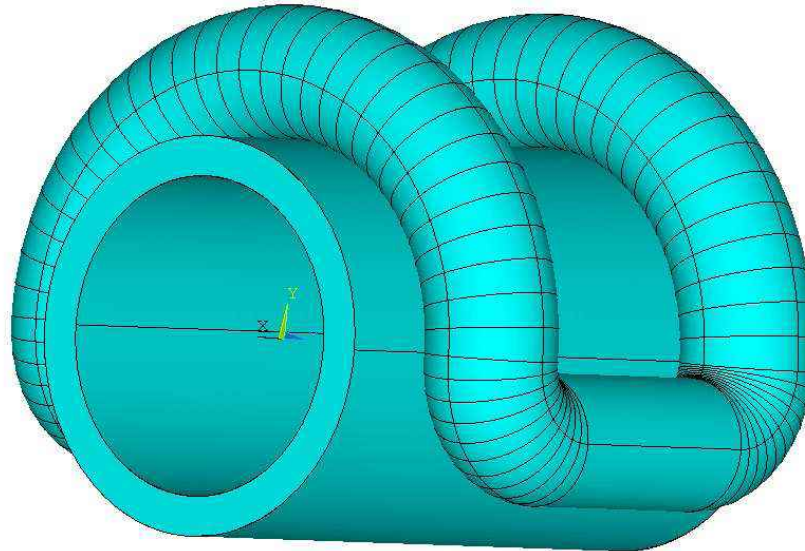


Figure 3.16 : Schéma de la bobine disposée en fer à cheval et des lignes de champ

En effet, les lignes de champ produites sont orthogonales au courant alimentant la bobine. L'utilisation de 2 bobines devrait permettre d'obtenir des lignes de champ perpendiculaires en chaque point de la surface de la capsule (Figure 3.17 a). De ce fait, comme nous l'avons calculé à partir des équations de Maxwell, les forces produites par des lignes de champ normales sont des forces sortantes dirigées dans la même direction que les lignes de champ, entraînant au niveau de la capsule un étirement dans toutes les directions afin d'aboutir à la forme d'un disque (Figure 3.17 b). Les simulations de ces forces sont en cours de réalisation.

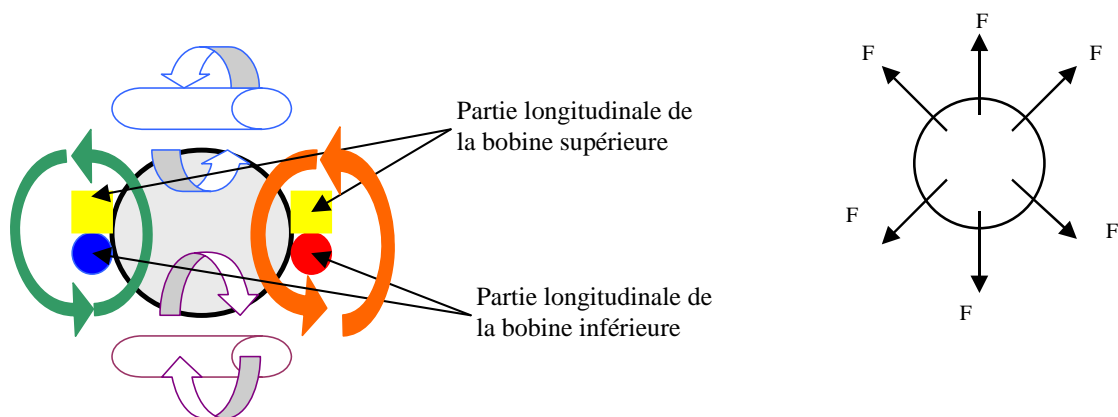


Figure 3.17 : Schéma des lignes de champ développées par 2 bobines en fer à cheval (a) et forces résultantes (b)

3.5 Construction d'un actionneur magnéto-hydraulique.

Comme nous l'avons montré dans les simulations précédentes, il est théoriquement possible de déformer, sous l'effet d'un champ magnétique, une capsule remplie de FMR en lui donnant 2 formes : celle d'un disque et celle d'un cylindre allongé. L'entraînement en translation de la capsule nécessite alors l'alimentation simultanée des bobines placées en série afin de créer un champ glissant. Toutefois, il est difficile d'apprécier et de simuler les contraintes subies par cette capsule de même qu'il est difficile d'en prédéterminer l'efficacité. C'est pourquoi nous avons conçu un actionneur magnéto-hydraulique ayant le même type de fonctionnement que le conformateur-translateur mais au niveau duquel le mécanisme qui fait fonction de valve a été simplifié.

3.5.1 Description de l'actionneur magnéto-hydraulique

L'actionneur est constitué de 2 bobines disposées en série. La largeur de chaque bobine est de 2 cm, son épaisseur de 2,5 cm et sa profondeur de 5 mm. Dans le cylindre délimité par les bobines est placée une culasse cylindrique mobile de 25 mm de diamètre interne et de 34 mm de diamètre externe (Figure 3.17). A l'intérieur de la culasse est placée une prothèse valvulaire mécanique double ailette St Jude de 25 mm de diamètre.

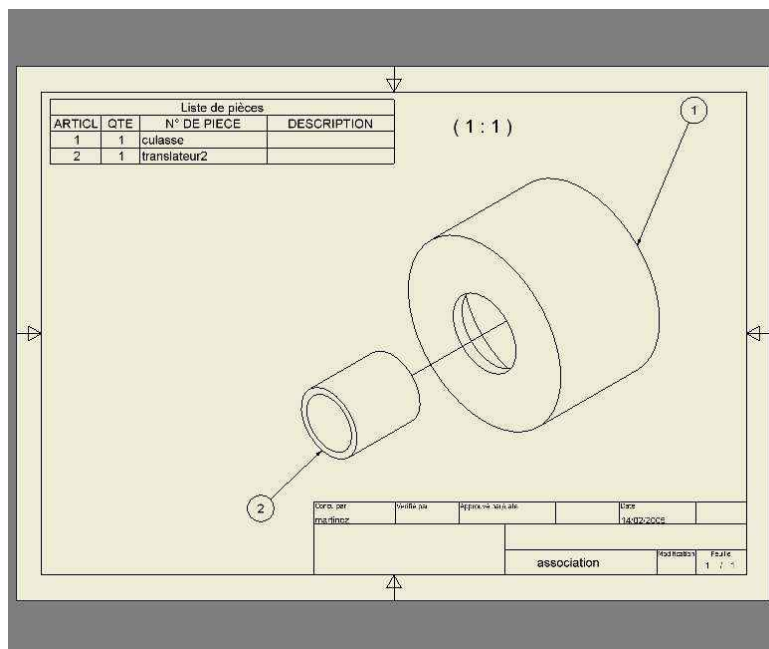


Figure 3.18 : Plan de l'actionneur magnéto-hydraulique

L'alimentation successive des bobines crée un champ magnétique qui glisse alternativement de l'une vers l'autre en faisant effectuer à la culasse des mouvements d'aller-retour. Lors de la translation de la culasse dans un sens, la prothèse valvulaire se ferme et exerce ainsi une pression sur le liquide ce qui lui imprime un déplacement. Lors de la translation dans le sens inverse, la prothèse valvulaire s'ouvre afin de limiter autant que faire se peut son action sur le fluide.

3.5.2 Résultat

La figure 3.18 montre une vue d'ensemble de la maquette de pompe en cours d'essai. Le corps statorique à double bobines est relié en amont à un tuyau qui permet le remplissage du circuit et le réglage de la précharge. En aval, un autre tuyau permet de calculer la hauteur de liquide développée.

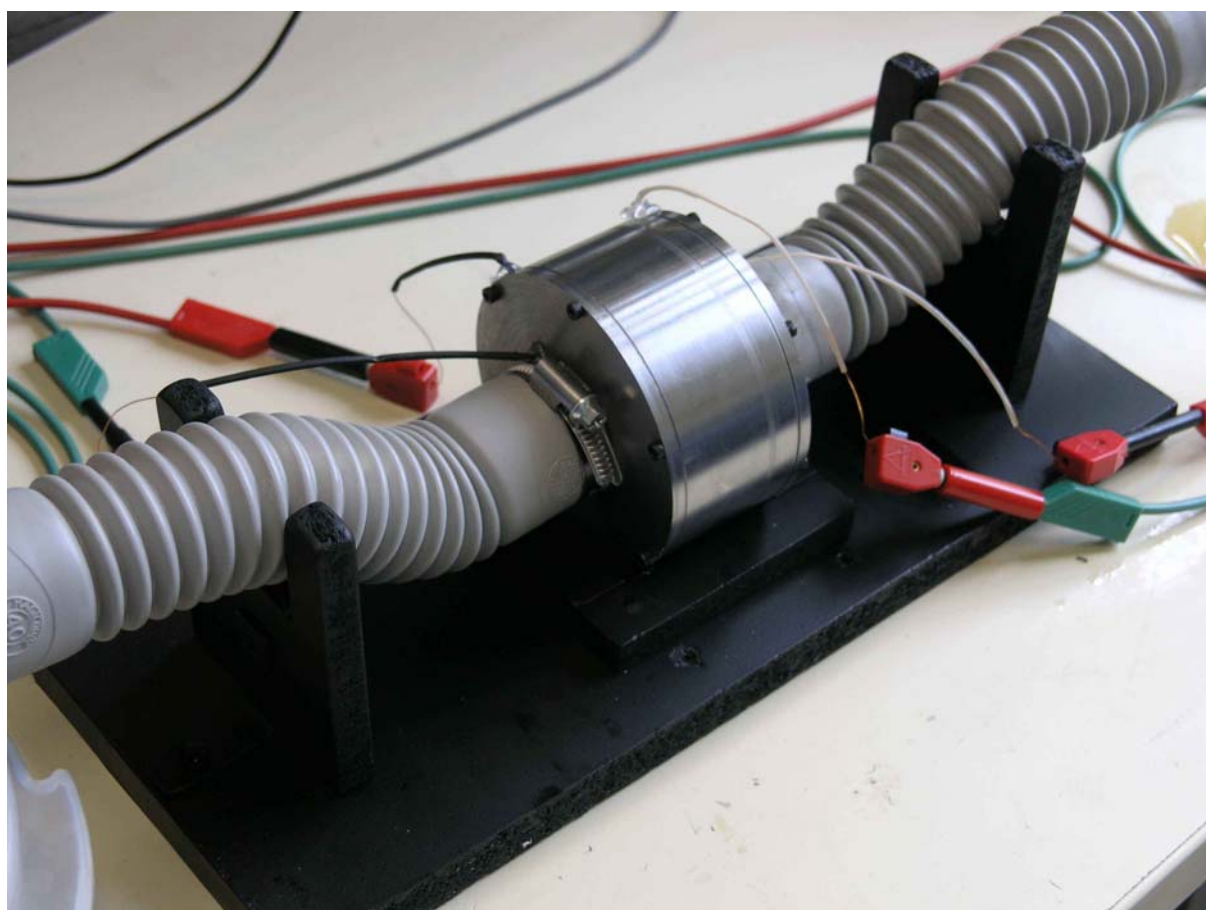


Figure 3.19 : Photo de l'actionneur magnéto-hydraulique

Nous avons alternativement alimenté les bobines par des courants en créneaux d'une intensité maximale de l'ordre de 2 A (sous une tension d'environ 100V), à une fréquence comprise entre 1 à 3 Hz. Le débit est calculé par la formule :

$$Q = \pi R^2 l f$$

où f est la fréquence d'excitation, la course de la culasse mobile (de l'ordre de 25 mm pour la maquette réalisée) et R le rayon de la prothèse valvulaire. Pour une fréquence de 1 Hz, nous obtenons un débit calculé de 0,7 L/ minute. Pour obtenir un débit de 5 L/min, il est nécessaire d'accélérer la fréquence de déplacement de la culasse à 7 Hz, ce qui ne soulève pas de difficultés techniques majeures, en ce qui concerne l'électronique d'alimentation et de commande. Par contre, on peut envisager qu'une telle fréquence de fonctionnement ait un retentissement hydrodynamique non négligeable avec un risque de cavitation et d'hémolyse. De plus, l'usure du système à cette fréquence doit être étudiée même si le concept de notre actionneur limite en grande partie les frottements et autres pièces mécaniques sensibles à l'usure. Néanmoins, l'anatomie nous permet d'utiliser des systèmes au niveau desquels la course de la capsule pourrait être plus longue, de l'ordre de 50 mm ce qui permettrait d'aboutir à un débit de 5L/min pour une fréquence de fonctionnement de 3,4 Hz.

Conclusion

Nous avons dans ce chapitre défini le concept d'un actionneur dont le but est d'agir tel un piston sur le sang. Les éléments de notre cahier des charges étant de pouvoir placer cet actionneur directement à l'intérieur de l'aorte d'une part et d'assurer un débit pulsatile d'autre part, il était indispensable que le piston soit muni d'une valve. C'est d'ailleurs ce que nous avons réalisé en concevant un banc d'essai magnéto-hydraulique au niveau duquel le piston est constitué d'une valve unidirectionnelle. Ce banc d'essai nous a permis de montrer que le concept d'actionneur que nous voulons créer permet de répondre aux attentes hémodynamiques en terme de pression développée mais nécessite des fréquences de fonctionnement élevées.

Parmi les matériaux électroactifs, les fluides magnéto-rhéologiques nous sont apparus comme les plus adaptés à la réalisation de notre actionneur du fait de leur rapidité de réaction, de la contrainte développée et de la possibilité d'interaction à distance par l'intermédiaire d'un champ magnétique. Il est intéressant de noter que ces matériaux obéissent à un certain nombre de lois inhérentes au milieu qui nous intéresse, à savoir celui des fluides. Parmi les 2 composantes de translation et de déformation de notre actionneur, la seconde nous est apparue comme la plus intéressante à étudier dans un premier temps, la seconde étant liée à l'alimentation successive de bobines. Toutefois, compte tenu des implications liées à la nécessité d'une fréquence élevée de fonctionnement, l'étude de cette alimentation devra faire l'objet d'un travail précis afin d'assurer cette fréquence en limitant ses effets indésirables comme l'impact sur l'usure, les phénomènes de cavitation et le risque d'hémolyse.

Après avoir étudié et défini les caractéristiques du FMR que nous voulions utiliser, nous avons montré par simulation numérique qu'il était possible de modéliser une enveloppe remplie de ce FMR selon l'une des configurations désirées et pour des niveaux de pression

compatibles avec les contraintes hémodynamiques. La seconde conformation, plus complexe, est en cours de simulation.

La phase suivante de ce projet est de passer de la numérisation à l'application. Nous avons commencé avec des moyens simples en remplissant de FMR un ballon de baudruche et en observant sa déformation lors de l'application d'un champ magnétique.

CHAPITRE 4

Conception et expérimentation d'un actionneur électro-mécanique vibratoire anti-thrombotique.

Introduction

Les pompes utilisées pour l'assistance circulatoire ont cette particularité qu'elles agissent sur le sang qui est loin d'être un fluide standard. Parmi les différentes fonctions qui lui incombent (défense et nettoyage de l'organisme, transport des nutriments et des déchets, voie de communication principale...), le sang doit assurer l'étanchéité de son propre contenant. En effet, en cas de plaie vasculaire, différents « pansements » vont être activés afin de colmater la brèche. Ce phénomène ou hémostasie comporte deux phases qui font intervenir des éléments différents. La première phase ou hémostasie primaire fait intervenir les plaquettes, véritables « pinoches » de la coagulation : lorsqu'un vaisseau est blessé, se produit une vasoconstriction réflexe qui a pour but de ralentir la circulation à ce niveau et aboutit à l'accumulation de plaquettes et de protéines de la coagulation. Les plaquettes adhèrent au sous endothélium lésé, deviennent activées et libèrent leurs granules qui accélèrent le recrutement d'autres plaquettes et facilitent leur agrégation. Les plaquettes forment alors un caillot qui devient imperméable. Cette phase d'hémostasie primaire est suivie d'une phase de coagulation qui correspond à la transformation du fibrinogène en fibrine qui va agir comme une véritable colle qui va parfaire l'oblitération de la plaie vasculaire. Cette transformation du fibrinogène est catalysée par la formation de thrombine elle-même formée à partir de la prothrombine suite à une cascade d'activation enzymatique (Figure 4.1).

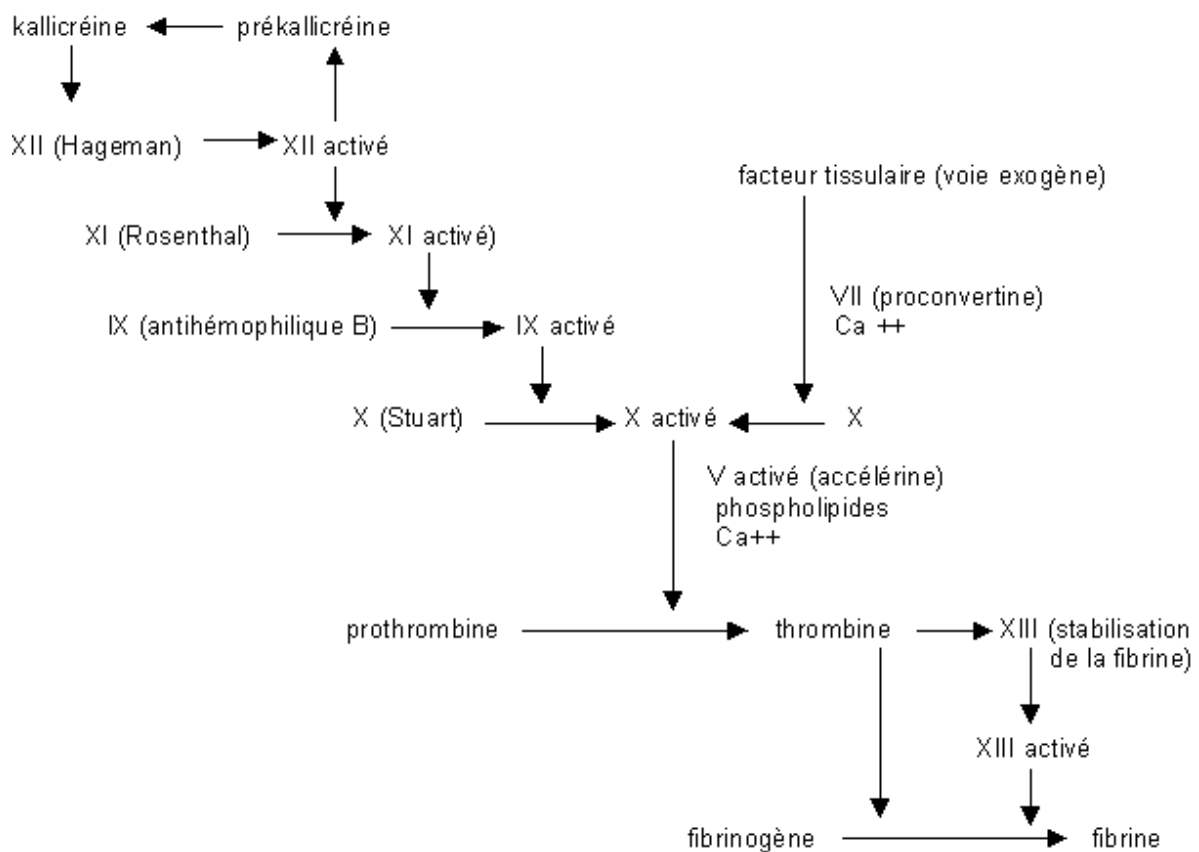


Figure 4.1 : schéma classique de la coagulation

Cette formation de fibrine est contrôlée d'une part par la présence en quantité suffisante des différents facteurs de coagulation (notés en chiffres romains sur la figure 4.1) mais aussi par des inhibiteurs qui agissent par des mécanismes de rétro-contrôle (antithrombine, co-facteur de l'héparine, alpha 2 macroglobuline, alpha 1 antitrypsine). Une fois le vaisseau cicatrisé intervient le processus de fibrinolyse dont le but est de détruire le caillot devenu inutile (Figure 4.2).

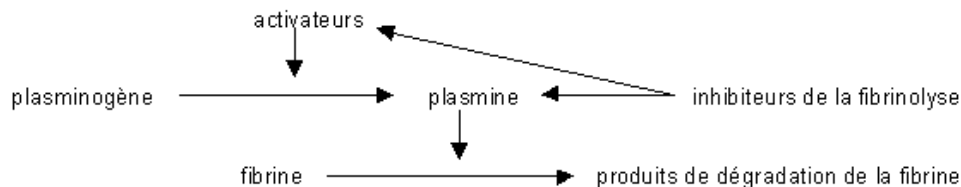


Figure 4.2 : Processus de fibrinolyse

Bien entendu, un déficit en l'un des facteurs ou un excès d'activation conduira à un déséquilibre qui se traduira par un saignement anormal ou la formation exagérée de caillots. Localement, 3 facteurs connus sous le nom de triade de Virchow interviennent dans l'homéostasie hémostatique : la paroi du vaisseau, les caractéristiques de l'écoulement et l'état de coagulation. L'implantation d'une assistance circulatoire modifie 2 de ces facteurs : d'une part la paroi du vaisseau qui est en l'occurrence le revêtement interne artificiel de l'assistance et d'autre part les caractéristiques de l'écoulement. De plus, la coagulation du patient est déjà le plus souvent perturbée avant l'implantation de l'assistance du fait de l'état hémodynamique précaire et le devient de toute façon après l'implantation, du fait de l'utilisation de la circulation extracorporelle, des phénomènes inflammatoires qui en découlent et de l'utilisation de médicaments anticoagulants.

Si les complications hémorragiques peuvent être difficiles à gérer (polytransfusion, multiples opérations, fatigue de l'équipe chirurgicale) au moins, il existe une réponse. Inversement, lorsqu'un caillot se forme, il passe le plus souvent inaperçu jusqu'au moment où, entraîné par le flux sanguin, il migre vers un vaisseau qu'il va occlure : c'est l'embolie artérielle avec pour corollaire la destruction ischémique du territoire tissulaire qui en dépend. Lorsqu'il s'agit d'un vaisseau cérébral, on parle alors d'accident vasculaire cérébral.

Les accidents thrombo-emboliques (formation de caillot et migration dans la circulation) constituent une des complications majeures et réhabilitaires de l'assistance circulatoire. Des taux atteignant 30% ont été rapportés, notamment si l'on s'intéresse aux accidents infra-cliniques mis en évidence uniquement sur l'imagerie. Des taux de 10 à 20% sont rapportés avec les pompes de dernière génération. Ces taux restent réhabilitaires si l'on veut considérer l'assistance circulatoire comme une alternative à la transplantation.

Pour lutter contre ces accidents thromboemboliques il est possible d'agir sur l'un ou plusieurs des facteurs de la triade de Virchow. Dans ce chapitre nous expliquerons d'abord les moyens d'action médicamenteux en détaillant particulièrement un test de la coagulation qui sera utilisé dans les expérimentations qui suivront. Puis nous analyserons les méthodes utilisées en assistance circulatoire pour améliorer la compatibilité des revêtements synthétiques et nous détaillerons les points essentiels concernant les écoulements au sein des assistances circulatoires. La suite du chapitre sera consacrée à l'étude d'un actionneur électromécanique dont le but est de limiter la formation de caillots dans un tube synthétique.

4.1 Gestion clinique de l'anticoagulation chez les patients sous assistance circulatoire

La coagulation sanguine comporte 3 grands systèmes : le système plaquettaire, le système des protéines procoagulantes et leurs inhibiteurs, le système fibrinolytique. Il est impératif que ces 3 systèmes soient équilibrés afin d'éviter tout saignement intempestif mais aussi toute formation exagérée de caillots, tout en favorisant la lyse des caillots qui pourraient se former. Les tests habituellement utilisés pour explorer l'hémostase, sont spécifiques de l'un ou l'autre de ces systèmes, voir de sous-systèmes mais ne reflètent pas l'état de l'hémostase biologique dans son ensemble. C'est pourquoi dans le service de chirurgie thoracique et cardiovasculaire du groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière, sous l'impulsion du Dr Szefer[48], nous avons toujours utilisé le thromboélastogramme pour explorer la coagulation globale des patients sous assistance circulatoire. Le thromboélastogramme permet de mesurer la force des liaisons entre la fibrine et les plaquettes en se basant sur les caractéristiques viscoélastiques du sang. La figure 4.3 montre le schéma typique d'un thromboélastogramme qui caractérise les différentes phases de formation d'un caillot.

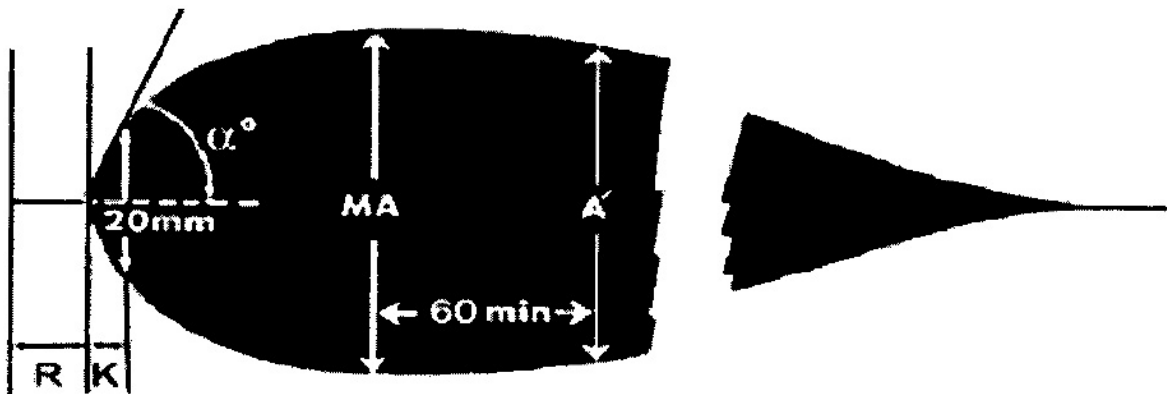


Figure 4.3 : Résultat typique d'un thromboélastogramme

Les différents paramètres du thromboélastogramme sont :

- le temps de réaction R nécessaire pour obtenir une déflexion du tracé de 2 mm qui correspond au temps nécessaire pour observer un début de réaction de coagulation. R est influencé par les anticoagulants comme l'héparine mais pas par les modifications de la fonction plaquettaire
- le temps de coagulation K nécessaire pour obtenir une déflexion du tracé d'au moins 20 mm qui correspond à la phase précoce de formation du caillot. L'angle α reflète la rapidité de la polymérisation de la fibrine. Cette phase est modifiée notamment lorsqu'il existe un retentissement sur la réaction entre les plaquettes et la fibrine (comme par exemple avec les médicaments inhibiteurs des récepteurs IIb/IIIa plaquettaires).
- L'amplitude maximale MA qui correspond à la solidité finale du caillot. La mesure de MA permet de calculer un coefficient d'élasticité ε tel que :
$$\varepsilon = \frac{100 \cdot MA}{100 - MA}$$

Dans une étude récente, J Kawasaki et al.[49] ont corrélés les différentes phases du thromboélastogramme avec des images de la formation du caillot en microscopie électronique (Figure 4.4). Ils ont montré que le thromboélastogramme analysait de façon plus précise les caractéristiques du caillot en comparaison des tests de coagulation habituellement utilisés.

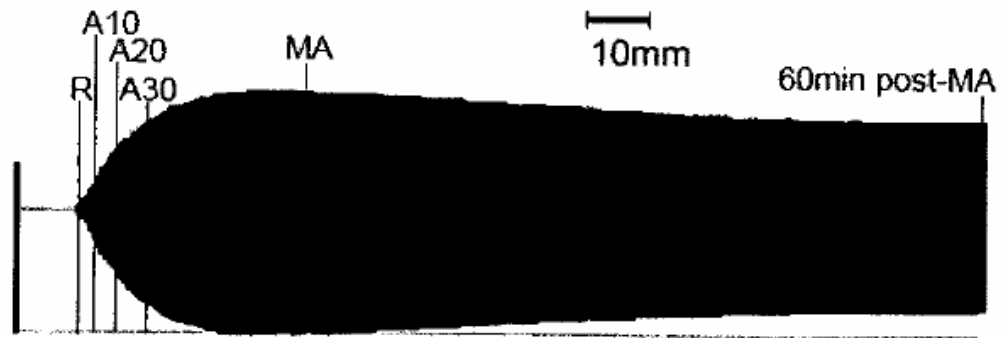
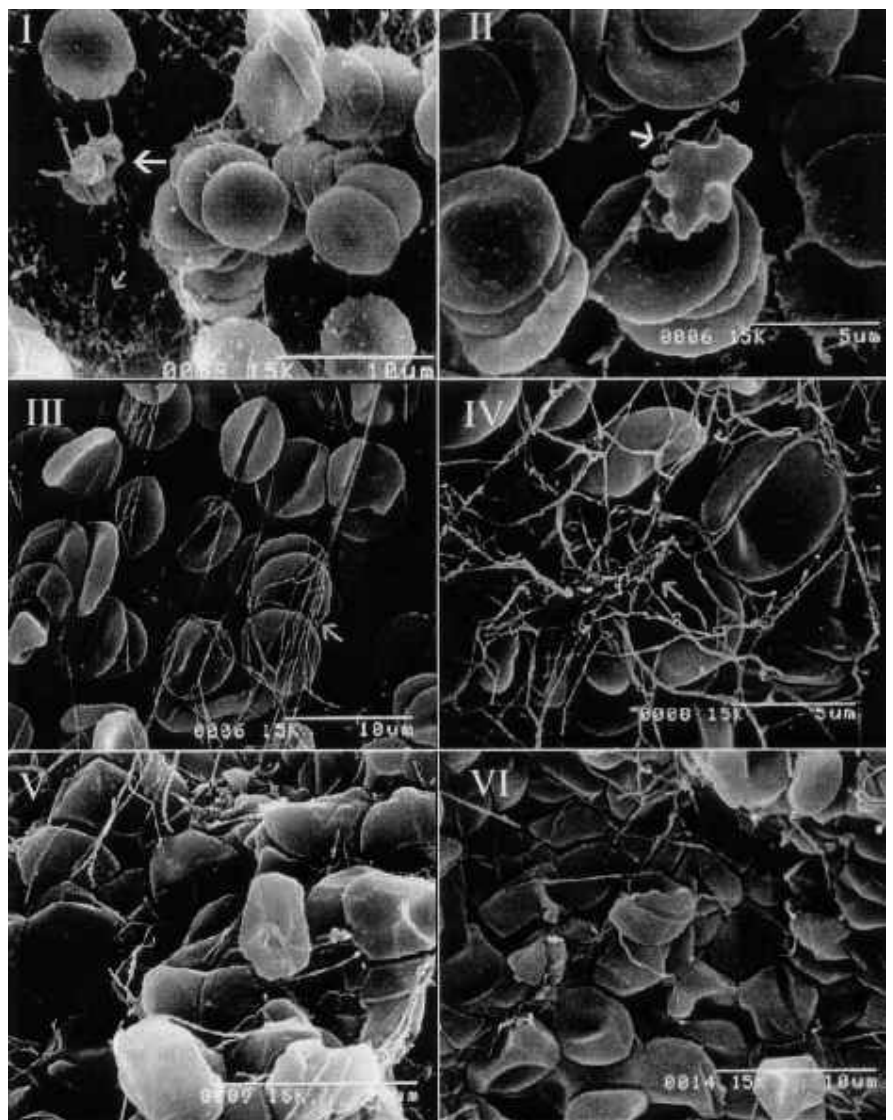


Figure 4.4 : Corrélation entre formation du caillot vue en microscopie électronique et thromboélastogramme[49]



Même si les différents paramètres du thromboélastogramme peuvent être analysés séparément, il est aussi intéressant de calculer l'index potentiel thrombodynamique IPT qui permet de qualifier le degré de coagulabilité en normo-, hyper-, ou hypocoagulable :

$$IPT = \frac{\varepsilon}{K}$$

IPT et R sont les 2 paramètres que nous avons utilisés dans l'étude expérimentale décrite plus loin dans ce chapitre.

D'autres tests sont bien entendu utilisés pour adapter le traitement anticoagulant des patients sous assistance circulatoire. Il s'agit essentiellement des tests d'agrégation plaquettaire ainsi que des dosages des facteurs de la coagulation et des substances libérées notamment par les plaquettes. Le traitement consiste à équilibrer les différents systèmes mis en jeu dans le processus de coagulation par des médicaments différents : héparine, antiagrégants plaquettaires (aspirine, clopidogrel), persantine, protamine, aprotinine, antithrombine III.

4.2 Thrombose et revêtement synthétique de surface des assistances.

Le rôle de la qualité du revêtement interne de l'assistance a été particulièrement étudié. Deux concepts s'opposent : celui le plus répandu du revêtement le plus lisse possible limitant tout dépôt à sa surface et celui du HeartMate dont le revêtement au contraire favorise la formation d'une couche cellulaire.

4.2.1 Thrombose et Novacor

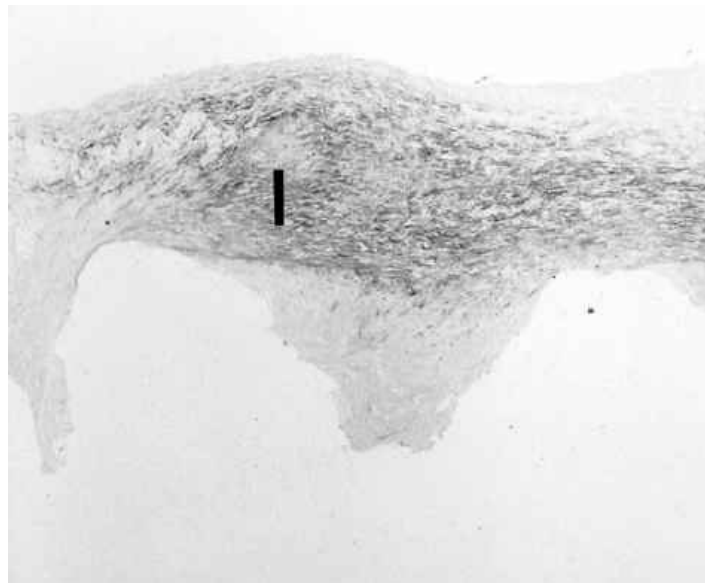
Le meilleur exemple de l'intérêt du revêtement interne est illustré par le choix du matériau composant les tubes d'entrée et de sortie du Novacor. Initialement le Novacor était relié au ventricule gauche par un tube en polyester : d'abord un polyester à faible porosité (Cooley) secondairement remplacé par un polyester tricoté (Vascutek)[50]. Il a été montré que ces matériaux favorisaient le développement à leur surface d'une pseudointima potentiellement thrombogène. Les caractéristiques de cette pseudointima ont été étudiées par Houel et al.[51, 52]. Elle était macroscopiquement présente dans tous les tubes d'entrée explantés au delà de 57 jours d'utilisation. Elle est constituée d'une couche d'épaisseur irrégulière (Figure 4.5), ne recouvrant pas toute la surface interne du tube et pouvant s'étendre à la prothèse valvulaire d'admission dans le cas des implantations les plus longues. Une autre caractéristique essentielle de cette pseudointima est sa séparation facile de la surface du tube.

Figure 4.5 : Pseudointima dans le tube d'admission d'un Novacor [51]



Les études microscopiques ont révélé des caractéristiques différentes selon la durée d'implantation et la survenue de complications thrombo-emboliques. A la base, le dépôt était constitué d'une matrice de collagène recouverte de fibrine. L'allongement de la durée d'implantation se caractérisait par l'accumulation de protéines plasmatiques avec une désorganisation de plus en plus marquée des fibres de collagène. Ces zones d'irrégularités étaient particulièrement marquées chez les patients ayant développé un ATE (Figure 4.6). Par ailleurs, l'orientation des cellules musculaires lisses était aléatoire dans tous les tubes explantés avant 150 jours.

Figure 4.6 : Analyse en microscopie de la pseudointima [51]



Bien que le matériau composant le tube de sortie soit identique au tube d'entrée, les caractéristiques de la pseudointima étaient totalement différentes. Macroscopiquement, il s'agissait d'une couche fine, discontinue et surtout adhérente, retrouvée uniquement au-delà de 99 jours d'implantation. Histologiquement, cette pseudointima était constituée de couches régulières de collagène, de cellules musculaires lisses orientées selon le sens du flux et de macrophages ayant migré à partir du tissu périprothétique. Ces différences montrent l'importance du régime d'écoulement sur la qualité des dépôts à la surface des revêtements synthétiques. Les dépôts retrouvés au niveau des tubes d'éjection sont très certainement moins thrombogènes que ceux retrouvés au niveau des tubes d'entrée. Toutefois,

l'écoulement dans le tube d'entrée étant plus proche d'un écoulement veineux qu'artériel, les tubes de polyester ont récemment été changé pour un tube en polytétrafluoroéthylène expansé (ePTFE). Il a été montré que ce matériau était moins thrombogénique et entraînait une activation moindre des plaquettes[53] et du complément[54]. Des études animales ont montré la disparition de la pseudointima au niveau des tubes de ePTFE. Les séries cliniques, bien que soumises à de nombreux biais potentiels, ont abondé dans ce sens, montrant une diminution des ATE avec ces nouveaux tubes (Figure 4.7)[55].

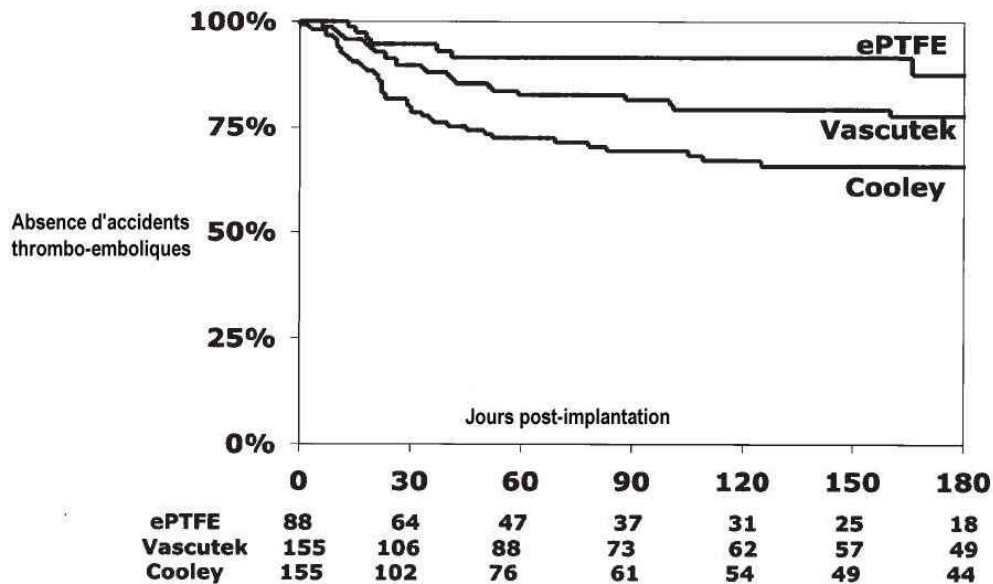


Figure 4.7 : Courbe de survie en l'absence d'accident thromboembolique avec les différents tubes d'admission du Novacor [55]

4.2.2 Thrombose et HeartMate

Inversement, le HeartMate a été développé avec un revêtement rugueux : les éléments rigides sont recouverts de microbilles de titane et le diaphragme flexible est constitué de polyuréthane rugueux. Les éléments du sang circulant sont aisément fixés sur ces surfaces rugueuses et forment ainsi une néointima fortement adhérente à la surface. Par la suite, le sang circulant ne sera en contact qu'avec cette néointima[56]. La néointima, constituée d'éléments cellulaires au sein d'un substrat fibrineux se forme en quelques jours. Elle comprend des cellules fibroblastiques et des cellules hématopoïétiques. Parmi ces dernières, des cellules pluripotentes (exprimant l'antigène CD-34 à leur surface) sont retrouvées en proportion importante : $4 \pm 2\%$ des cellules mononuclées de la néointima alors que ces cellules ne représentent que 0,03 à 0,09% des hématopoïétiques circulantes. La présence de ces cellules à la surface de la néointima est peut-être responsable du faible taux d'ATE observé avec le HeartMate. Ainsi, sur une série incluant 57 patients assistés par une HeartMate et chez lesquels divers protocoles d'anticoagulation ont été utilisés (avec absence d'anticoagulation pour certains) seuls 2 ATE cliniques ont été rapportés. Dans les 2 cas, un facteur déclenchant était retrouvé : une végétation colonisée à *Candida Albicans* dans la canule d'admission chez l'un et une prothèse valvulaire mécanique thrombosée en position aortique chez l'autre. Il est intéressant de noter que le même concept a été utilisé dans la conception de la pompe axiale HeartMate II. La première série d'implantation humaine a été émaillée d'un taux de

thrombose rédhibitoire aboutissant à un retrait de son utilisation humaine. Une nouvelle série d'expérimentations animales a permis de montrer que la suppression du revêtement rugueux à l'intérieur de la pompe permettait de supprimer ce problème. L'hypothèse avancée est que dans le HeartMate I, le cycle systolo-diastolique permet un temps de contact entre le sang et les parois suffisant pour permettre le développement d'une néo-intima. De plus, la pression exercée par le sang à l'intérieur de la pompe facilite l'adhésion de cette néointima. Inversement, le caractère continu du régime d'écoulement dans la pompe axiale HeartMate II ne permet pas le développement d'un néointima stable. De ce fait, au contact du revêtement rugueux se forment en permanence des caillots non adhérents qui vont soit migrer dans la circulation, soit gêner le fonctionnement de la pompe et s'auto-entretenir.

4.2.3 Circuits de circulation extra-corporelle « biocompatibles »[57]

Les circuits de circulation extracorporelle ont fait l'objet de nombreuses recherches visant à améliorer leur biocompatibilité. Ces circuits sont constitués de matériaux divers : polyéthylène, polypropylène, polyvinylchloride, polyester, polystyrène, polyuréthane, silicone, polysulfone, polyamide, PTFE.....La totalité du sang passe au contact de ces surfaces. Il s'ensuit une activation massive des systèmes de défense (passant notamment par l'activation du complément) et de la cascade de la coagulation. Le procédé le plus utilisé pour améliorer la biocompatibilité des circuits est l'incorporation d'héparine dans le revêtement. La présence de molécules d'héparine sur la surface interne du circuit semble favoriser une adhésion sélective des protéines plasmatiques ce qui permet d'une part d'entraîner la formation d'une membrane superficielle moins thrombogène (comme dans le cas du revêtement du HeartMate) et d'autre part de limiter l'activation de ces protéines ainsi que des cellules sanguines. Différentes méthodes de fabrications ont été décrites, aboutissant à des systèmes d'efficacité différente.

D'autres circuits « biocompatibles » ne faisant pas appel à l'héparine ont été décrits. Le système développé par Dennis Chapman utilise les propriétés antithrombogènes des groupements phosphorycholine exprimés à la surface de la membrane des érythrocytes. Des copolymères voisins, synthétiques (métacryloyl-phosphorylcholine/lauryl-méthacrylate) sont fixés sur les surfaces synthétiques[58]. Les études animales montrent une excellente thromborésistance de ces circuits avec une adhésion plaquettaire très limitée. Dans le système SMART®, la modification est apportée directement lors de la formation du tube synthétique. Un copolymère est ajouté au matériau synthétique et se distribue ainsi en surface lors du refroidissement. Il se crée ainsi une surface où alternent les régions hydrophiles et hydrophobes, générant une charge globale neutre qui limite les dépôts de plaquettes et de leucocytes[59].

4.3 Thrombose et écoulement des fluides dans les systèmes d'assistance circulatoire.

Le troisième composant influençant la formation des thrombus est la caractéristique de l'écoulement. Nous avons déjà mentionné dans le chapitre décrivant les différents types de pompes existant que certains systèmes comme la pompe centrifuge à déplacement axial ou la pompe CorAide incluent un effet de piston de la turbine, ce qui limite toute stagnation de sang, notamment dans les zones où le sang constitue un film liquidien de suspension hydrodynamique. D'autres pompes ont inclus un système de perfusion de sérum hépariné de la zone de rotation de la turbine.

Il a été montré d'une part que les situations hémodynamiques où les contraintes de cisaillement sont élevées favorisent la survenue d'une hémolyse et facilitent l'activation plaquettaire. D'autre part, les zones de stagnation ou de recirculation sont particulièrement exposées à la formation d'agrégats plaquettaires[60, 61]. Il n'est pas rare que les deux types d'écoulement coexistent au sein d'une même pompe. Par exemple, les contraintes de cisaillement sont habituellement élevées au niveau des prothèses valvulaires. Ceci est d'autant plus vrai avec les prothèses mécaniques et qu'il s'agit d'un flux de régurgitation précédant la fermeture de la valve. Les éléments figurés du sang qui rencontrent cette situation vont être hautement activés. On comprend aisément que si ces éléments, et notamment les plaquettes, rencontrent alors une zone de stagnation, l'aggrégation va être immédiate. Toutefois, la formation d'un thrombus nécessite habituellement la formation d'un réseau fibrineux qui va faciliter la fixation des éléments figurés du sang[62].

Les mesures de Ryu et al[63] ont montré que les zones de faible vitesse favorisaient aussi l'adsorption protéique à la surface du revêtement synthétique. Après avoir étudié l'écoulement dans un ventricule artificiel pneumatique par une méthode de visualisation de flux, cette équipe a montré que la concentration maximale de fibrinogène se situait dans une zone de faible cisaillement où se produisait une séparation de flux[64].

4.3.1 Ecoulement dans les pompes volumétriques

Il existe peu d'études d'écoulement concernant les pompes volumétriques. Hochareon et al.[65] ont étudié les caractéristiques de l'écoulement dans un ventricule artificiel pneumatique : le « 50 cc Penn State artificial heart ». Il s'agit d'un ventricule artificiel de type électro-hydraulique proche du TCI (2.1.2.1.2) ou du cœur artificiel total électromécanique décrit au paragraphe 2.1.3.3. Il est constitué d'une poche qui se remplit de sang pendant la diastole et qui, pendant la systole, est écrasée par un plateau qui assure sa vidange. L'écoulement à l'intérieur de la poche a été étudié par une méthode d'analyse de vitesses de particules de polystyrène fluorescentes, en différents endroits et à différentes profondeurs. Les figures 4.8 à 4.10 représentent les résultats de cette étude. Les vitesses de cisaillement sont représentées en différents points en début de diastole (Figure 4.8), en fin de diastole et début de systole (Figure 4.9) et pendant le reste de la systole (Figure 4.10). En début de diastole, les vitesses sont représentées négativement (Figure 4.9 : a) 0ms, b) 25 ms) puis s'inversent du fait de l'arrivée de sang dans la poche (Figure 4.9 : c) 50ms, d)100ms). Les vitesses continuent à s'élever jusqu'à la fin de la diastole (Figure 4.10 : a) 200ms, b) 300ms, c) 400ms). Pendant la systole, les vitesses ont tendance à être très faibles dans la majeure partie de la poche. On constate surtout qu'il existe une zone au niveau de laquelle les taux de cisaillement sont constamment inférieurs à $250s^{-1}$. Cette zone est située juste en regard du jet de régurgitation de la prothèse valvulaire d'éjection au niveau de laquelle les taux de cisaillement sont très élevés[66] et donc favorables à l'activation plaquettaire. Il n'est donc pas étonnant qu'au cours des implantations chez l'animal, des caillots mobiles aient été systématiquement retrouvés au niveau de cette zone[65].

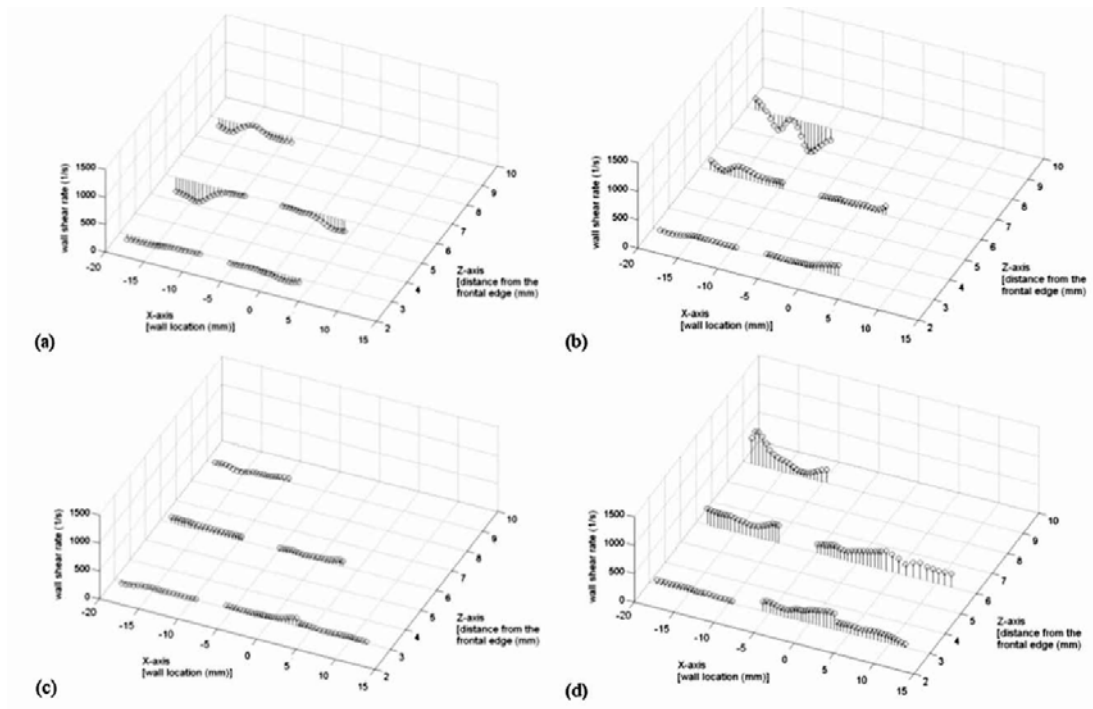


Figure 4.8 : Taux de cisaillement dans le « Penn state artificial heart » en fin de diastole : a) 0ms, b) 25ms, c) 50ms et d) 100ms [66]

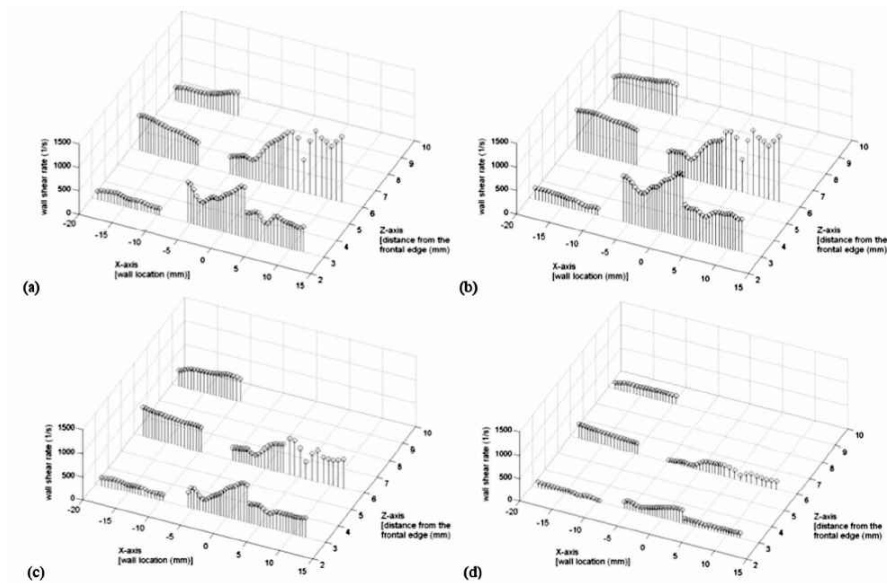


Figure 4.9 : Taux de cisaillement dans le « Penn state artificial heart » en fin de diastole et début de systole: a) 200ms, b) 300ms, c) 400ms, d) 500ms [66]

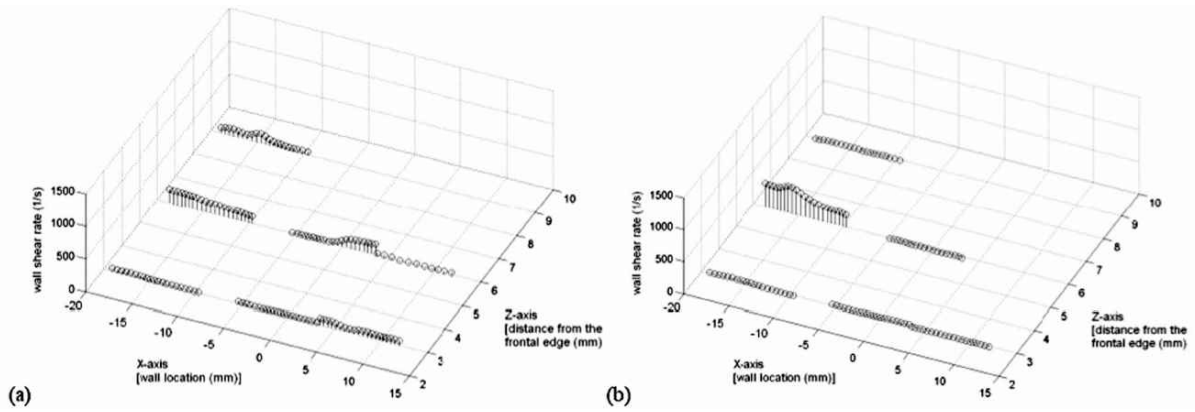


Figure 4.10 : Taux de cisaillement dans le « Penn state artificial heart » pendant la systole: a) 600ms, b) 700ms [66]

4.3.2 Ecoulements dans les pompes centrifuges

La relation existant entre les vitesses d'écoulement, la géométrie de la turbine d'une pompe centrifuge et la formation de caillots est particulièrement bien montrée dans l'étude de Yamane et al.[67]. Les figures 4.11 à 4.13 montrent la présence de thrombus au niveau des zones où les vitesses relatives sont les plus basses. Toutefois, ces zones correspondent à des taux de cisaillement différents selon la turbine considérée. Les deux premières turbines étudiées comportaient 4 orifices de vidange de 2,5 mm de diamètre pour la première et de 5 mm de diamètre pour la seconde. Dans les deux cas, les taux de cisaillement correspondant aux zones de vitesse les plus faibles étaient de 1300 s^{-1} et de 1700 s^{-1} pour des taux atteignant 5000 s^{-1} dans le reste de la pompe (Figures 4.11 et 4.12).

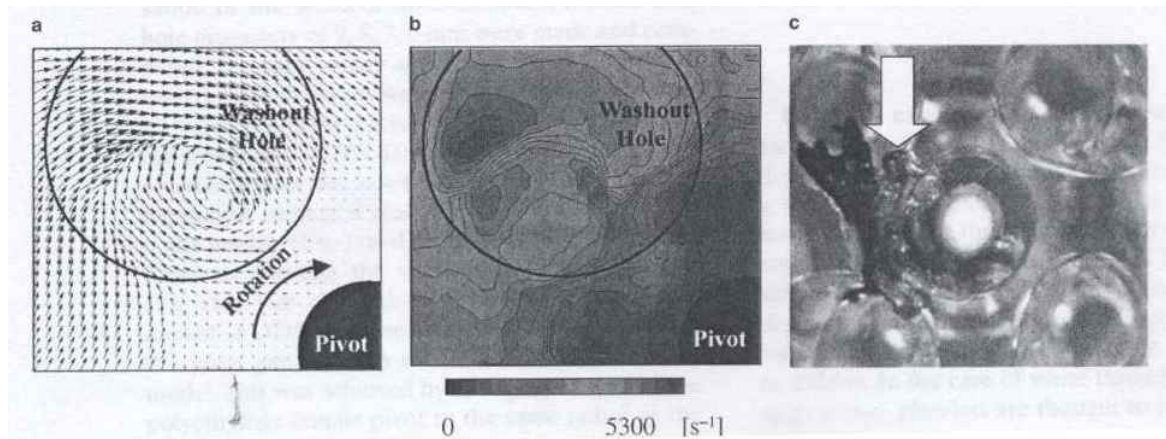


Figure 4.11 : Vecteurs vitesses, taux de cisaillement et thrombus pour une turbine comportant 4 orifices de vidange de 2,5 mm de diamètre [67]

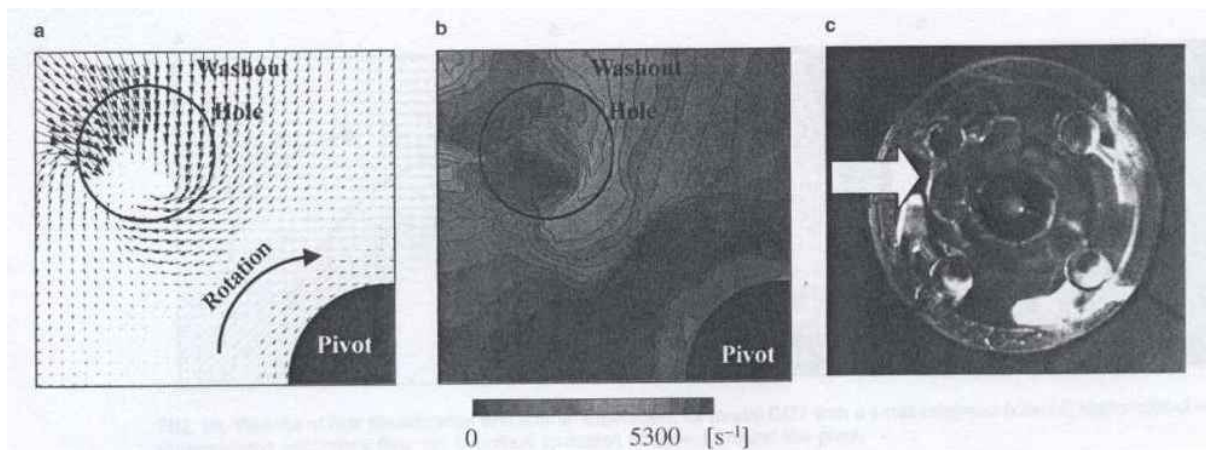


Figure 4.12 : Vecteurs vitesses, taux de cisaillement et thrombus pour une turbine comportant 4 orifices de vidange de 5 mm de diamètre[67]

Considérant, à la vue de ces premiers résultats que des orifices séparés de vidange ne permettaient pas de limiter la formation de caillots, les auteurs ont réitérés l'expérience avec une turbine ne possédant qu'un seul orifice central. Dans ce cas, les vitesses d'écoulement étaient globalement plus faibles que celles rencontrées avec les modèles précédant et correspondaient à des taux de cisaillement atteignant au maximum 1000s⁻¹. Mais là encore, les thrombus étaient situés dans des zones où les taux de cisaillement étaient les plus faibles, de l'ordre 300 s⁻¹ (Figure 4.13).

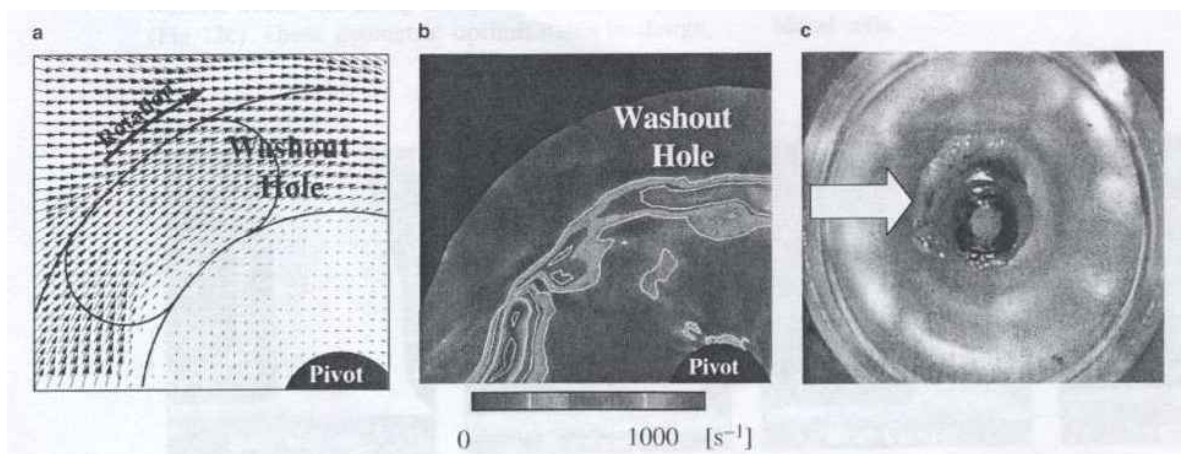


Figure 4.13 : Vecteurs vitesses, taux de cisaillement et thrombus pour une turbine ne comportant qu'un seul orifice central [67]

Pour expliquer la formation de thrombus pour des taux de cisaillement si différents, les auteurs avancent l'hypothèse qu'il ne s'agit pas du même type de caillots. Dans les 2 premiers cas, les taux de cisaillement sont suffisamment élevés pour induire une activation plaquettaire. Les plaquettes activées vont alors se déposer dans les zones de moindre débit et former un thrombus blanc. Dans le troisième cas, les vitesses de cisaillement sont faibles et favorisent directement le dépôt de fibrinogène et d'érythrocytes qui vont initialiser la formation d'un

thrombus rouge. Cette étude montre la complexité de la relation entre écoulement et coagulation et que les deux phénomènes d'activation et de stagnation et par conséquent les zones à taux de cisaillement faible et élevé jouent un rôle tout aussi important. Cette étude montre aussi l'importance de la géométrie d'une turbine sur la qualité de l'écoulement.

Les auteurs ont montré que de petites variations de la géométrie de la turbine pouvaient améliorer la qualité de l'écoulement avec pour corollaire une absence de formation de thrombus. Pour la troisième configuration de turbine, la collerette de caillots retrouvée autour de l'axe central était plus étroite lorsque le diamètre de l'orifice central était diminué de 16 à 10 mm. Afin d'optimiser ce diamètre, une étude de visualisation de flux a été réalisée en faisant varier le diamètre de l'orifice central unique entre 6 mm et 9 mm. La figure 4.14 montre que pour un diamètre inférieur à 8 mm, le flux de recirculation atteint l'espace compris entre le pivot et son support.

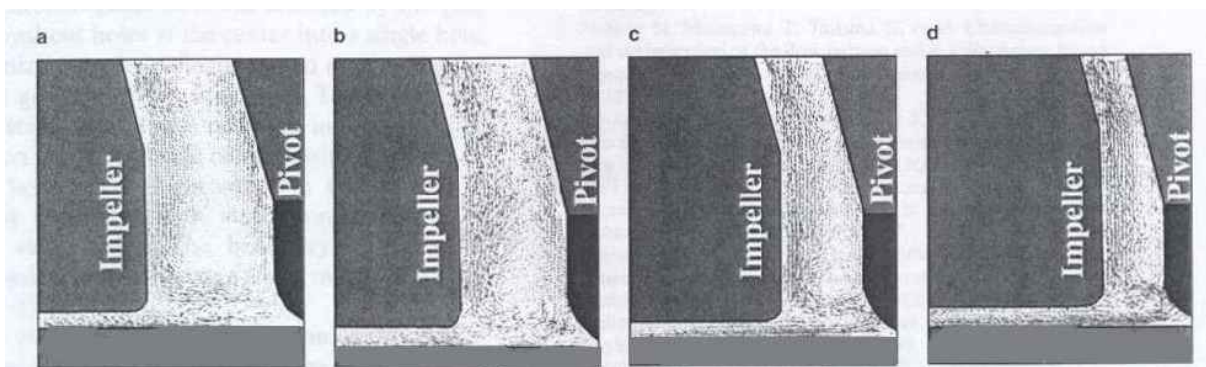


Figure 4.14: Visualisation de l'écoulement au voisinage du pivot pour différents diamètres de l'orifice central [67]

La figure 4.15 montre la même expérience réalisée avec une turbine dont le diamètre de l'orifice central mesure 7 mm et la géométrie du pivot a été modifiée afin de supprimer au maximum tout espace. La figure 4.15 a montre une répartition homogène des vitesses à la surface de la turbine et la figure 4.15 b un meilleur flux de lavage au niveau du pivot. Les tests chez l'animal ont montré l'absence de formation de caillot tant autour de l'axe de rotation qu'au niveau du pivot.

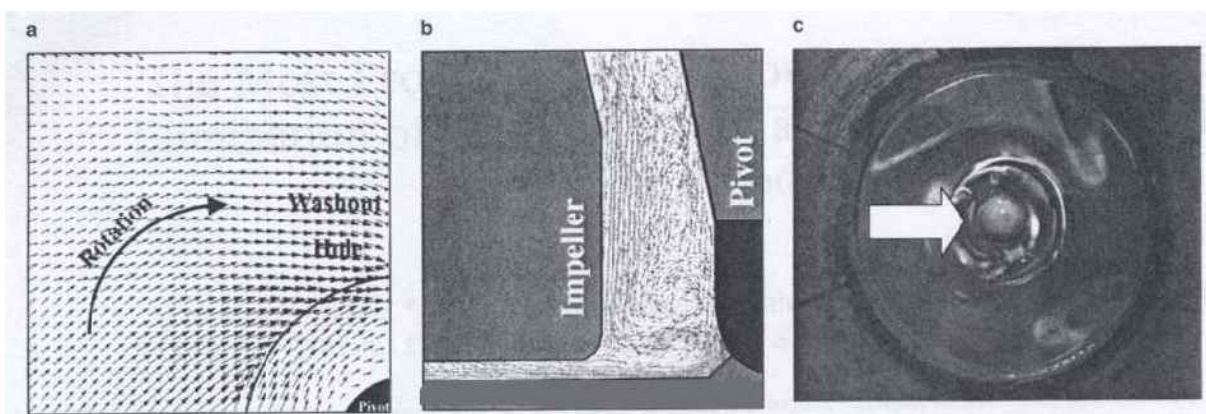


Figure 4.15: vecteurs vitesses, visualisation de flux et thrombus pour une turbine comportant un seul orifice central de 7 mm de diamètre et après modification de la géométrie du pivot

4.3.3 Ecoulements dans les pompes axiales

Des études de visualisation de flux ont aussi été réalisées avec les pompes axiales. Il est particulièrement important qu'au niveau de l'orifice d'entrée, l'orientation du flux soit le plus tangentiel possible aux pales de la turbine afin d'éviter tout phénomène de séparation, de turbulence ou de formation de vortex. La figure 4.16 montre des images de visualisation de flux à l'entrée d'une pompe axiale[68]. La figure 4.16 b est un agrandissement et montre bien l'existence d'une recirculation le long de la pale de la turbine, notamment sur le versant sous pression. L'importance de cette recirculation augmente avec la vitesse de rotation de la turbine.

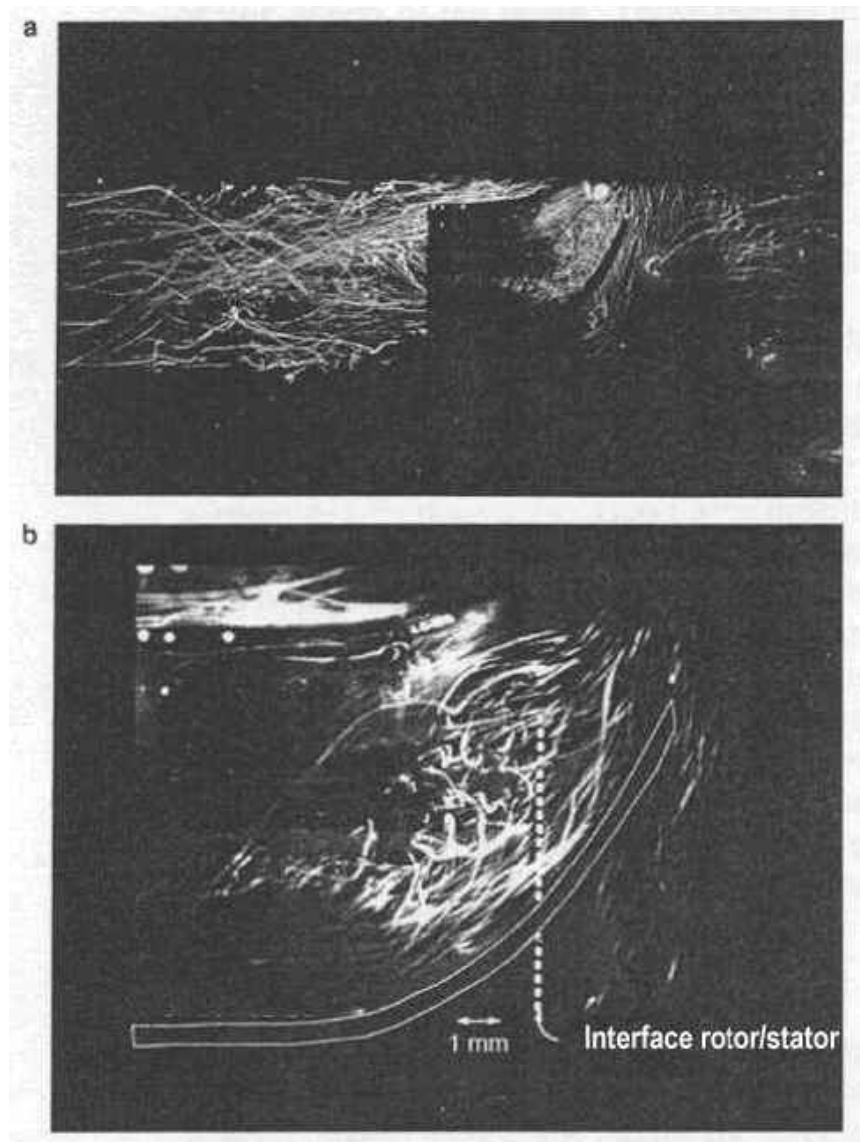


Figure 4.16 : Visualisation de l'écoulement à l'entrée d'une pompe axiale [68]

La figure 4.17 montre que le flux turbulent observé à l'extrémité des pales de la turbine se transforme rapidement en flux laminaire après le stator de sortie. Comme le montre l'agrandissement (Figure 4.17 b), une zone de recirculation peut se former transitoirement au niveau de l'extrémité distale du stator.

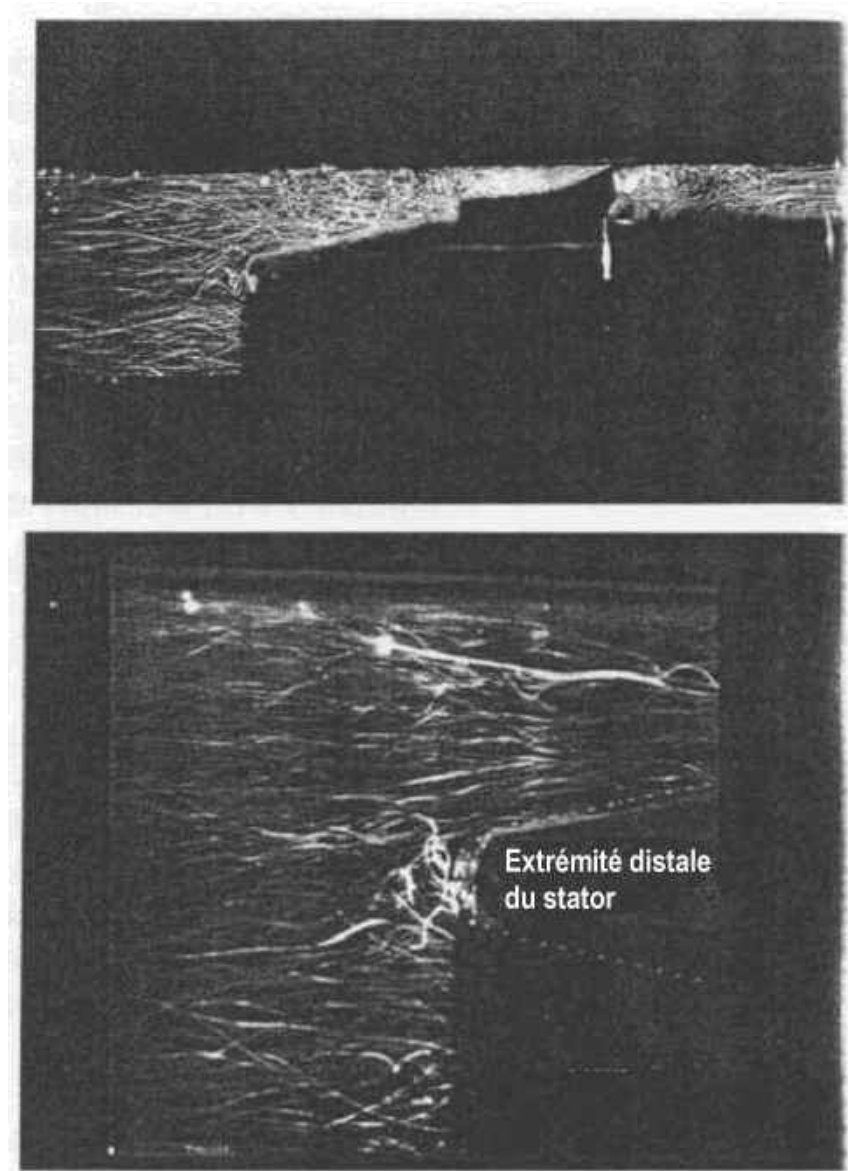


Figure 4.17 : Visualisation de l'écoulement à la sortie d'une pompe axiale [68]

Les vitesses analysées à partir de ces images de visualisation de flux s'échelonnaient entre 200 et 750 mm s⁻¹. Bien entendu, même si le profil général du flux est assez voisin pour un

type de pompe considéré, toute variation des caractéristiques géométriques ou de fonctionnement de la pompe va avoir un impact sur les caractéristiques du flux. Ceci peut avoir des conséquences désastreuses comme par exemple au cours de l'expérience initiale avec la pompe Coraide pour laquelle des variations de l'ordre de 100 μm dans la réalisation du rotor ont été responsables de phénomènes de recirculation majeurs entraînant une hémolyse rédhibitoire. Un autre exemple cité précédemment est celui du retentissement différent du revêtement de surface des pompes Heartmate I et II selon le type de flux. De plus, les études sont réalisées avec des conditions de fonctionnement optimales en ce qui concerne la précharge et la post-charge. Il est évident que toute anomalie de remplissage ou de vidange aura pour risque d'augmenter les zones de stagnation mais aussi les zones de taux de cisaillement élevés entraînant un accroissement du risque d'activation de la coagulation et de formation de thrombus.

4.4 Etude expérimentale concernant l'influence d'une action vibratoire externe sur la formation d'un caillot dans un tube synthétique

Comme nous venons de le décrire dans le paragraphe précédant, les conditions d'écoulement joue un rôle capital dans la genèse des thrombus. Il apparaît de façon évidente que les zones de stagnation du sang constituent l'élément central de ce phénomène. Afin de limiter ce phénomène, nous avons voulu étudier la possibilité d'agir sur ces zones de stagnation par l'intermédiaire d'une action mécanique sur la paroi en contact avec le sang. Notre réflexion initiale découle du travail réalisé par l'équipe de B Nogarède portant sur la possibilité de modifier l'écoulement de l'air à la surface d'une aile d'avion en appliquant à cette surface des microvibrations[69], et ce afin de diminuer la traînée de l'avion. Le but de notre travail était donc d'étudier l'application d'un concept analogue à un écoulement sanguin : diminuer la formation de caillots à partir du sang en mouvement au contact d'une paroi artificielle par application externe de vibrations. Nous n'avons pas trouvé dans la littérature d'étude essayant d'appliquer ce concept à un écoulement liquidien et encore moins à un écoulement sanguin. De plus, il existe peu d'informations sur le comportement d'un liquide en mouvement soumis à des vibrations perpendiculaires à l'écoulement. Le passage par la numérisation semble donc impossible. Notre travail a comporté 3 étapes :

4.4.1 : Conception et validation d'un modèle de formation de caillot adapté à nos besoins

4.4.2 : Réalisation et caractérisation d'un vibreur piézo-électrique

4.4.3 : Utilisation du vibreur dans le cadre de notre modèle.

4.4.1 Conception et validation d'un modèle de formation de caillot adapté à nos besoins

Pour notre étude notre modèle devait répondre à plusieurs caractéristiques :

Pouvoir être réalisé sur sang total, en l'absence d'anticoagulant.

Ne nécessiter que des petites quantités de sang

Obtenir de façon reproductible et dans des délais acceptables la formation d'un caillot en un point donné.

Pour respecter ce cahier des charges, nous avons conçu un circuit présentant en un de ses points un segment particulièrement à risque de thrombose.

4.4.1.1 Le circuit

Le circuit est constitué d'un tube synthétique de 6,35 mm de diamètre ($\frac{1}{4}$ d'inch) dont la surface est héparinée (cf 4.2.3). La longueur totale du circuit est de 1840 mm. Sur la boucle sont interposés 3 raccords de 6,35 mm de diamètre et dont la surface n'est pas traitée.

Le premier raccord (R1) est un raccord droit de 65 mm de long, muni d'un luer-lock qui sert au remplissage du circuit (Figure 4.18 a).

Le second raccord (R2) est le raccord étudié. Il s'agit d'un raccord en Y dont chacune des 3 branches mesure 32 mm de long (Figure 4.18 b). Ce raccord ne présente pas de luer-lock. Il est raccordé au précédent par un segment de tube de 40 mm de long. Chacune de ses branches de bifurcation se poursuit par un segment de tube de 130 mm de long.

Le troisième raccord (R3) est un second raccord en Y qui permet de relier les 2 branches parallèles à la boucle. Ce raccord est muni d'un luer-lock qui permet d'évacuer l'air lors du remplissage de la boucle puis de remplir la zone des raccords (Figure 4.18 c). Le volume total du circuit est de 58 ml.



a



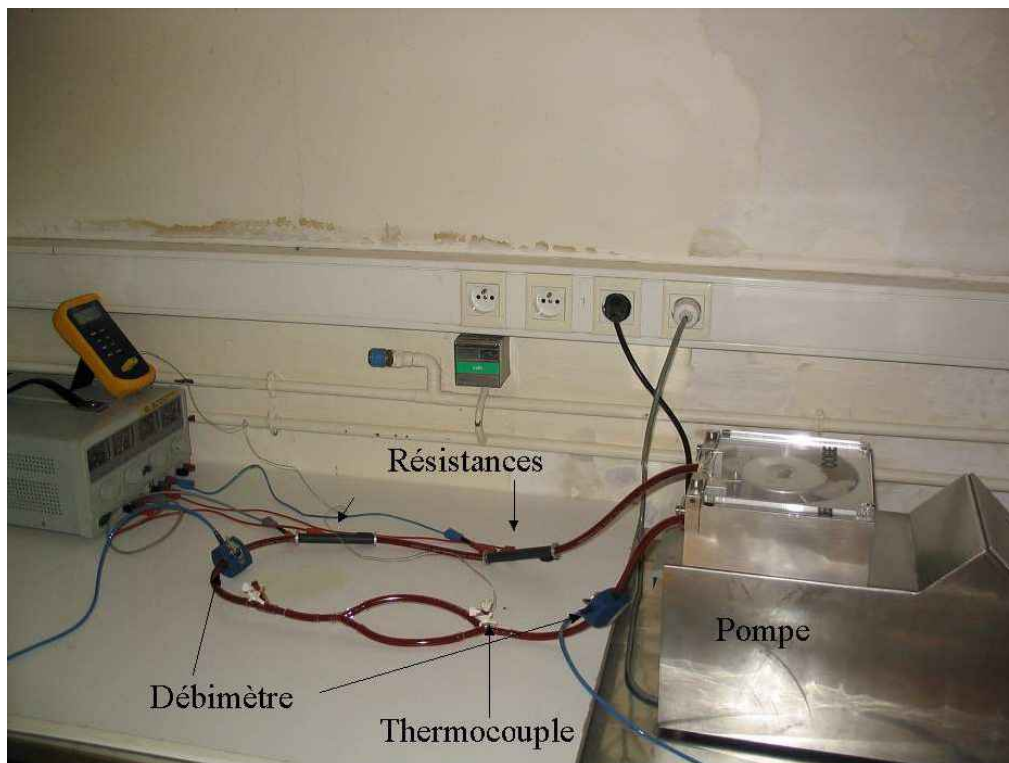
b



c

Figure 4.18 : Raccords utilisés dans le circuit : a) Raccord droit avec luer-lock, b) Raccord en Y sans luer-lock (Raccord test), c) Raccord en Y avec luer-lock

La boucle du circuit est placée dans l'habitacle d'une pompe péristaltique à galets. La vitesse de rotation de la pompe est réglée afin d'obtenir un débit affiché de 1L/min avec une occlusivité complète. Toutefois, afin d'éviter tout effet de mobilisation des caillots, l'occlusivité est ensuite réglée afin d'obtenir un débit de 0,3L/min et donc un taux d'occlusion de 30%. Le débit est mesuré par un capteur transonique clipé autour du tube. Deux résistances placées autour du tube permettent de régler la température du fluide. Cette dernière est contrôlée par l'intermédiaire d'un thermocouple introduit par le luer-lock du raccord R3. La totalité du circuit est maintenu dans un plan horizontal (Figures 4.19 et 4.20).



a



b

Figure 4.19 : Le circuit expérimental. a) aspect général, b) zone des raccords

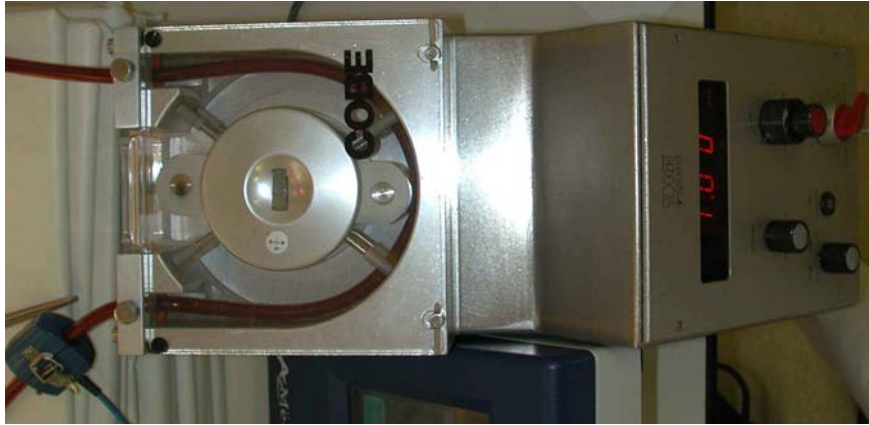


Figure 4.20 : Pompe à galets

4.4.1.2 Préparation du sang.

Le sang est prélevé chez des cochons utilisés pour l'entraînement des internes en chirurgie aux techniques opératoires vidéoscopiques. De ce fait, en fonction du moment de prélèvement et du type d'intervention réalisé, la coagulation sera plus ou moins activée. Après anesthésie générale, une veine jugulaire interne est abordée chirurgicalement afin d'y introduire un cathéter de 16G (Figure 4.21).

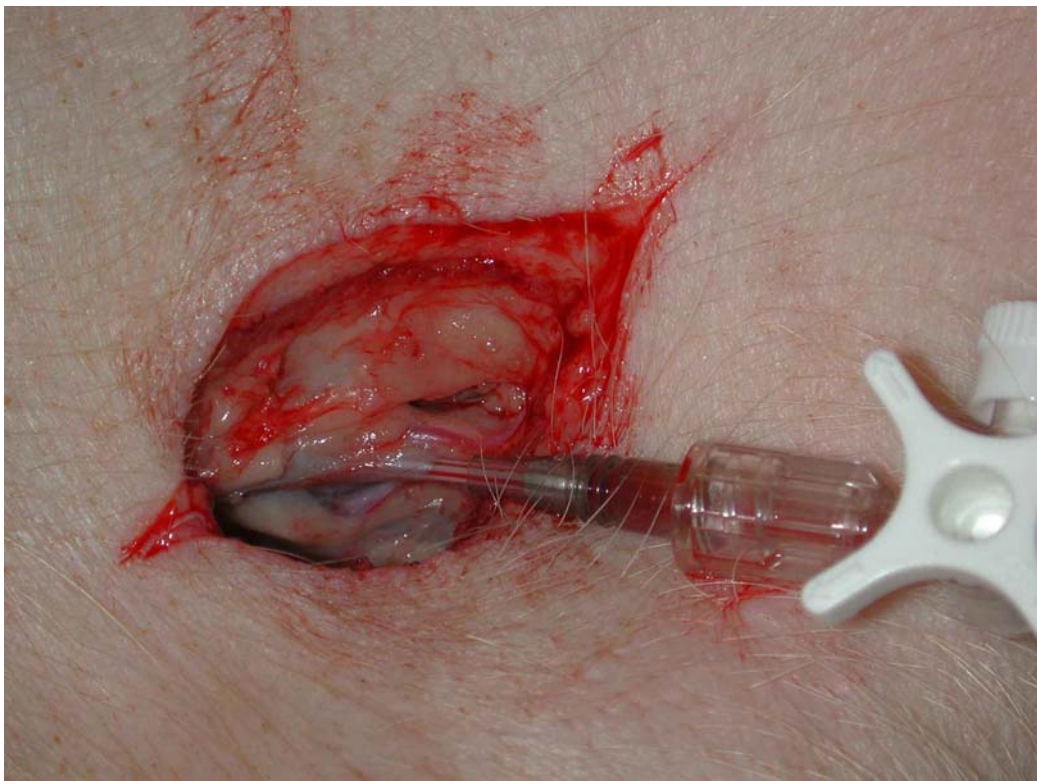


Figure 4.21 : Cathéter introduit dans la veine jugulaire interne du cochon

L'extrémité du cathéter est connectée à un robinet 3 voies qui permet les manœuvres de purge et de prélèvement en mobilisant le moins possible le cathéter. Après purge du cathéter, 100 ml de sang sont prélevés dans 2 seringues de 50 ml. Un prélèvement supplémentaire de 5 ml est effectué pour la réalisation du thromboélastogramme

Le circuit est alors rempli avec le sang total. Il est impératif, pendant les manœuvres de prélèvement du sang et de remplissage du circuit d'éviter toute introduction d'air. Dès que le circuit est rempli, la sonde du thermo-couple est mise en place, le circuit est placé dans l'habitacle de la pompe péristaltique qui est démarrée. Simultanément les résistances sont alimentées.

Le débit est alors surveillé et noté toutes les 5 minutes. L'expérience est arrêtée lorsque le débit est inférieur à 0,09 L/min. Le circuit est alors sectionné au niveau de chacun des raccords qui sont rincés sous l'eau courante. Le reste du tube est vidé directement. La présence de caillot au niveau de chaque raccord ainsi qu'au niveau du tube principal est alors notée.

4.4.1.3 Validation du modèle.

Après mise au point du modèle nous avons réalisé une série d'expériences avec du sang faiblement hépariné (n=12). Le but de cette faible anticoagulation était d'éviter la formation de caillots pendant le prélèvement du sang et le remplissage du circuit. De l'héparine était diluée afin d'obtenir une concentration de 0,5U/ml. Les seringues de 50 ml utilisées pour le prélèvement sanguin étaient préalablement remplies avec 0,1 ml de cette solution d'héparine diluée. Le sang prélevé pour réaliser le thromboélastogramme ne comportait pas d'héparine. Une seconde série d'expériences a été réalisée en l'absence totale d'héparine (n=13). Nous n'avons pas observé de formation de caillots dans les seringues ou au cours du remplissage du circuit. Les résultats des 2 séries d'expériences sont détaillés dans les tableaux 4.1 et 4.2. Les données sont classées par IPT croissant. L'analyse statistique a été réalisée sur le système SAS. Les données ont été comparées par le test de Wilcoxon. La corrélation entre les différents paramètres a été analysée par le test de corrélation de Spearman.

| IPT | Durée | r | T MIN | T MAX |
|------|-------|----|-------|-------|
| | 46 | | 24,7 | 37,8 |
| 1,38 | 120 | 67 | 27 | 37 |
| 26 | 40 | 11 | 31 | 38 |
| 27 | 83 | 9 | 30 | 38 |
| 27 | 95 | 11 | 26,7 | 36,7 |
| 46 | 35 | 5 | 27 | 31 |
| 48 | 29 | 5 | 26 | 34 |
| 50 | 32 | 7 | 31 | 38 |
| 66,5 | 43 | 9 | 32 | 38 |
| 78 | 34 | 8 | 27 | 35 |
| 78 | 24 | 7 | 26 | 34 |
| 93 | 21 | 9 | 31 | 37 |

Tableau 4.1 : Résultats des expériences réalisées en présence d'héparine (IPT : index potentiel thrombotique, r : Temps de coagulation, TMIN et TMAX : températures minimum et maximum)

| PTI | durée | r | T MIN | T MAX |
|-------|-------|----|-------|-------|
| | 37 | | 29,3 | 36,7 |
| 36 | 44 | 11 | 27 | 31 |
| 37,6 | 55 | 11 | 23 | 32 |
| 40,6 | 48 | 3 | 26 | 36 |
| 42,3 | 28 | 8 | 24 | 31 |
| 48 | 30 | 6 | 26 | 34 |
| 56,5 | 18 | 6 | 25 | 36 |
| 59,3 | 133 | 13 | 25 | 38 |
| 61 | 22 | 6 | 25 | 36 |
| 69 | 15 | 6 | 27 | 34 |
| 81,5 | 35 | 5 | 24 | 35 |
| 106 | 28 | 7 | 30,2 | 37 |
| 128,7 | 25 | 10 | 27 | 37 |

Tableau 4.2 : Résultats des expériences réalisées sans héparine

(IPT : index potentiel thrombotique, r : Temps de coagulation, TMIN et TMAX : températures minimum et maximum)

Le tableau 4.3 résume les moyennes, écart-types et médianes des 2 séries d'expériences. Les médianes ont été indiquées afin de lisser certains points aberrants.

| | PTI | durée | r | T MIN | T MAX |
|---------------|-------------|-------------|-------------|------------|------------|
| Avec héparine | | | | | |
| Moyenne±DS | 49,17±27,75 | 50,17±31,54 | 13,45±17,87 | 28,28±2,52 | 36,21±2,24 |
| médianes | 48 | 37,5 | 9 | 27 | 37 |
| Sans héparine | | | | | |
| Moyenne±DS | 63,87±28,80 | 39,84±30,32 | 7,66±2,96 | 26,03±2,07 | 34,9±2,34 |
| médianes | 57,9 | 30 | 6,5 | 26 | 36 |

Tableau 4.3 : Moyennes, déviations standards et médianes des résultats des expériences réalisées avec et sans héparine

Nous n'avons pas trouvé de différence significative entre les 2 groupes à l'exception du paramètre TMIN qui était plus faible dans le groupe sans héparine. Toutefois, aucune corrélation n'était retrouvée entre ce paramètre et la durée de fonctionnement du circuit avant thrombose. Par contre une corrélation inverse et hautement significative a été trouvée entre le résultat de l'IPT et la durée de fonctionnement du circuit avec un $r=-0.64$ (Figure 4.22). A noter qu'il existait aussi une corrélation entre la variable r et la durée de fonctionnement du circuit ($r=0,5$).

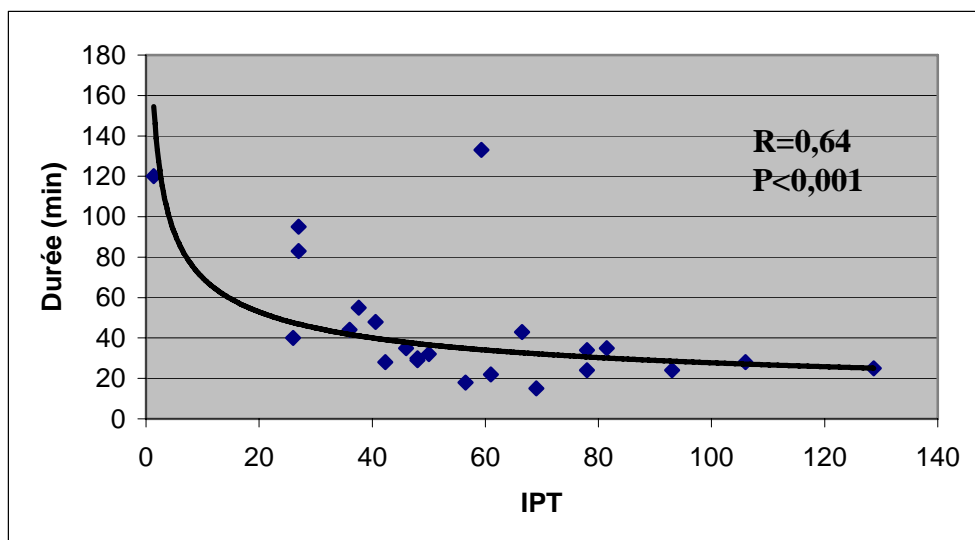


Figure 4.22 : Courbe des durées de coagulation en fonction de l'IPT.

A la fin de chaque expérimentation, le circuit était sectionné et la partie ne comportant pas de raccord était vidée. Dans tous les cas, le sang était parfaitement fluide sans dépôt de caillot sur les parois (Figure 4.23). A noter qu'en cas d'utilisation d'un circuit à paroi non traitée, il se forme en quelques minutes une thrombose complète de la totalité du circuit.

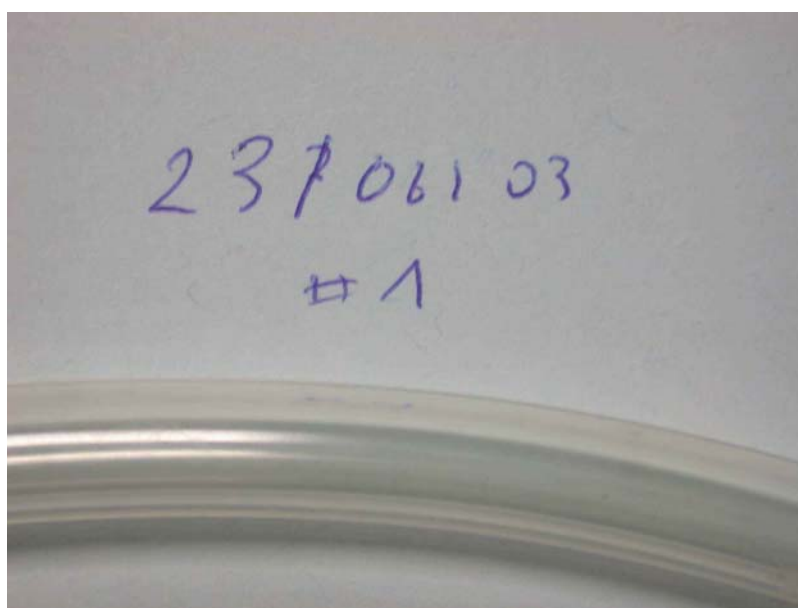


Figure 4.23 : Photo d'un tube après expérimentation montrant l'absence de dépôts

Au niveau du raccord R2, les 2 branches étaient systématiquement thrombosées. Dans certains cas, cette thrombose n'occupait que l'origine des 2 branches (Figure 4.24), alors que dans d'autres la totalité du raccord était occlus (Figure 4.25). Le raccord R1 n'était occlus que dans 3 cas. Le plus souvent, la lumière du raccord était libre de tout thrombus et seuls quelques dépôts punctiformes étaient visibles à la surface de la paroi (Figure 4.26). De même,

le raccord R3 était rarement occlus et présentait souvent les mêmes dépôts que R1 (Figure 4.27).



Figure 4.24 : Thrombose localisée aux 2 branches de bifurcation du raccord R2



Figure 4.25 : Thrombose extensive du raccord R2



Figure 4.26 : Quelques dépôts visibles à la surface du raccord R1, sans thrombus



Figure 4.27 : Dépôts visibles à la surface du raccord R3, sans thrombus

4.4.1.4 Caractéristiques de l'écoulement au sein de notre circuit.

La mécanique des fluides décrit l'écoulement laminaire d'un fluide Newtonien au sein d'un tube (écoulement de Poiseuille) comme un ensemble de cylindres télescopiques glissant les uns autour des autres du fait de la viscosité du fluide[70]. On considère que la couche directement au contact de la paroi a une vitesse nulle. Comme le montre la figure 4.28, la vitesse de chaque couche augmente de la périphérie vers le centre selon une courbe parabolique. Cette vitesse $U(r)$ en un point donné dépend de la distance r qui sépare ce point de l'axe du tube, du rayon du tube et du débit du fluide :

$$U(r) = \frac{2Q}{\pi R^4} (R^2 - r^2)$$

où R est le rayon du tube et Q le débit.

Le gradient de vitesse entre les couches ou taux de cisaillement γ décroît de la périphérie où il est maximum, vers le centre :

$$\gamma(r) = \frac{4Q}{\pi R^4} r \quad (4.1)$$

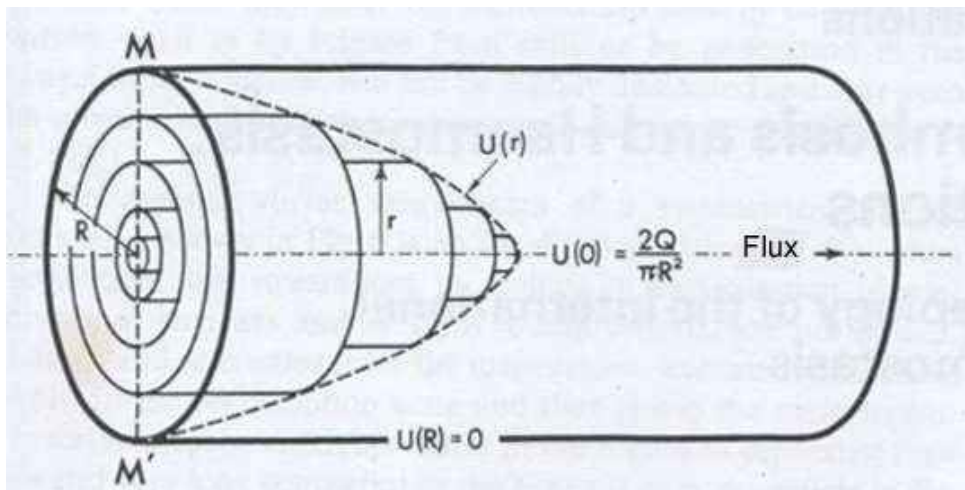


Figure 4.28 : Schématisation de l'écoulement d'un fluide dans un tube [70]

Au gradient de pression ΔP qui engendre le mouvement du liquide s'oppose les forces de friction ou contrainte de cisaillement τ . Dans le cas d'un fluide newtonien, taux et contrainte de cisaillement sont proportionnelles. Le coefficient de proportionnalité est la viscosité η qui correspond à la force par unité de surface nécessaire pour conserver une unité de gradient de vitesse :

$$\tau(r) = \eta \gamma(r)$$

Ainsi, le plasma a une viscosité de 0,011 Poise, soit environ 60% plus visqueux que l'eau. L'importance relative entre les forces inertielles (proportionnelles au carré de la vitesse moyenne \overline{U}^2 et à la densité du fluide ρ) d'une part et les forces de friction (proportionnelles à la viscosité) d'autre part est donnée par le nombre de Reynolds :

$$\text{Re}_{(tube)} = \frac{\rho \bar{U}^2}{\eta \bar{U} / 2R} \quad (4.2)$$

Le débit dans notre circuit est de :

0,3 L min⁻¹ soit 5000 mm³s⁻¹

Selon l'équation 4.1, le taux de cisaillement à la paroi $\dot{\gamma}$ (R) est de 199 s⁻¹

La vitesse moyenne d'écoulement \bar{U} est :

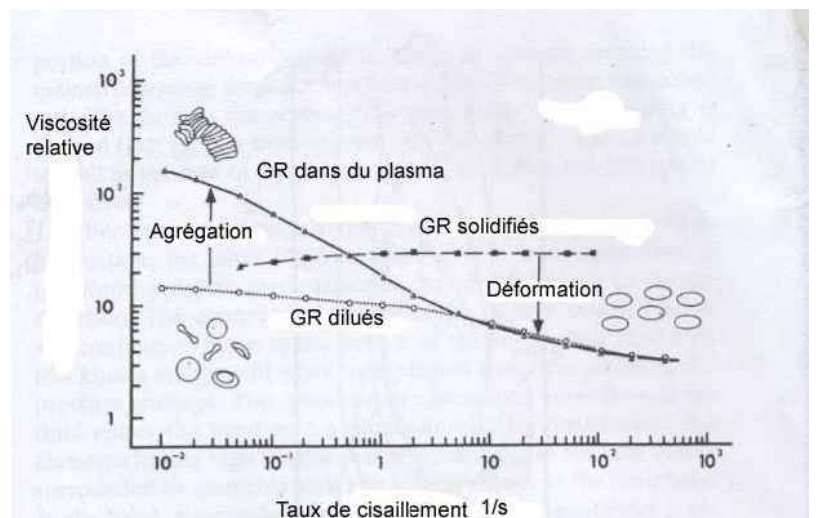
$\bar{U} = \frac{Q}{\pi R^2} = 157,96 \text{ mm s}^{-1}$ ce qui pour comparaison correspond à la vitesse de circulation dans

les artères de 2^{ème} ou 3^{ème} ordre du corps humain comme les artères carotides internes ou externes ou les artères fémorales.

Pour calculer le nombre de Reynolds dans un tube Re_t à partir de l'équation 4.2, nous prenons comme densité du sang $\rho = 1,05 \text{ g cm}^{-3}$. Par souci de simplification, et compte-tenu du diamètre du tube utilisé, il est habituel de considérer le sang comme un fluide Newtonien. Dans ces conditions, la viscosité du sang dépend essentiellement de l'hématocrite et de la protidémie et est habituellement comprise entre 3 et 5 10⁻³ PI. Dans ces conditions, le nombre de Reynolds est compris entre 351 et 210 ce qui là encore correspond au nombre de Reynolds observé dans les artères de 2^{ème} ordre. Le nombre de Reynolds calculé pour notre circuit correspond bien à un écoulement laminaire.

Le sang total comprend en effet les « éléments figurés » à savoir les érythrocytes, les leucocytes et les plaquettes. Parmi ces éléments, ce sont essentiellement les érythrocytes, cellules les plus nombreuses et les plus grosses (rayon des érythrocytes : 2 800nm, rayon des plaquettes : 1 200 nm), qui confèrent au sang total ses caractéristiques visco-élastiques. Ainsi, le sang total n'a pas un comportement Newtonien : sa viscosité varie avec la vitesse de cisaillement. Cette caractéristique est liée aux propriétés des érythrocytes de former des agrégats lorsque la vitesse de cisaillement est faible et de se déformer pour des vitesses élevées. Comme le montre la figure 4.29, la perte de ces propriétés, du fait par exemple de la fixation de érythrocytes dans de la glutaraldéhyde, amène à une disparition des caractéristiques visco-élastiques[71].

Figure 4.29 : Viscosité relative du sang en fonction des taux de cisaillement pour du sang total, du sang dilué et du sang dont les érythrocytes ont été fixés [71]



Lorsque le sang est en mouvement, la déformation et la rotation des érythrocytes leur confèrent un mouvement de migration dans le sens perpendiculaire à la propagation du flux. Ce mouvement va retentir sur l'interaction des cellules avec la paroi du tube. Pour un $Re_{(T)}$ faible ($\ll 1$: forces de friction élevées), l'interaction des érythrocytes avec la paroi du tube leur confère un mouvement de migration dirigé vers le centre du tube. La vitesse de migration est d'autant plus importante que le débit est élevé, que le diamètre du tube est faible par rapport à celui des cellules considérées et que la cellule est située près de la paroi. Lorsque le $Re_{(T)}$ est élevé (> 1 : forces inertielles élevées), à l'interaction avec la paroi précédemment décrite s'ajoute un éloignement de l'axe central. Les plaquettes qui sont plus petites et moins déformables que les érythrocytes sont moins soumises à cette migration à distance de la paroi. Toutefois, la présence de érythrocytes est responsable d'une augmentation importante de la concentration des plaquettes au voisinage de la paroi. Ces propriétés concernent essentiellement la microcirculation. Les dimensions de notre circuit nous permettent de considérer le sang comme un fluide Newtonien. D'ailleurs, si nous voulons utiliser pour nos calculs une viscosité plus spécifique de nos vitesses d'écoulement, nous pouvons nous reporter à la publication de Windberger et al.[72] qui ont calculé la viscosité du sang de cochon pour différents taux de cisaillement. Pour un cisaillement de $94s^{-1}$, la viscosité était de $4,9 \text{ mPa s}$. Notre approximation d'une viscosité comprise entre 3 et 5 mPa s pour nos calculs semble donc raisonnable.

4.4.1.5 Simulation numérique de l'écoulement d'un fluide au niveau du raccord test R2.

Les caractéristiques géométriques du circuit et du raccord R2 ainsi que les données hydrodynamiques ont été mesurées dans le laboratoire de biomécanique et génie médical de l'université de technologie de Compiègne (UMR CNRS 6600) par Cécile Legallais. Ces données ont permis de construire une simulation de l'écoulement dans le raccord R2 sur le logiciel fluent 6.0. Les figures 4.30 et 4.31 montrent les lignes d'écoulement et les vecteurs vitesse à l'intérieur du raccord R2. La simulation retrouve bien la répartition parabolique des vitesses d'écoulement à l'intérieur du tube, avant la bifurcation. Immédiatement après la bifurcation, les lignes de haute vitesse se concentrent vers la paroi interne des branches. Au contact de la paroi externe existe une zone où les vitesses sont faibles voir nulles. D'ailleurs, les expériences réalisées au laboratoire avec du Kalioscope® montrent très nettement l'existence de phénomènes de recirculation au niveau de cette zone.

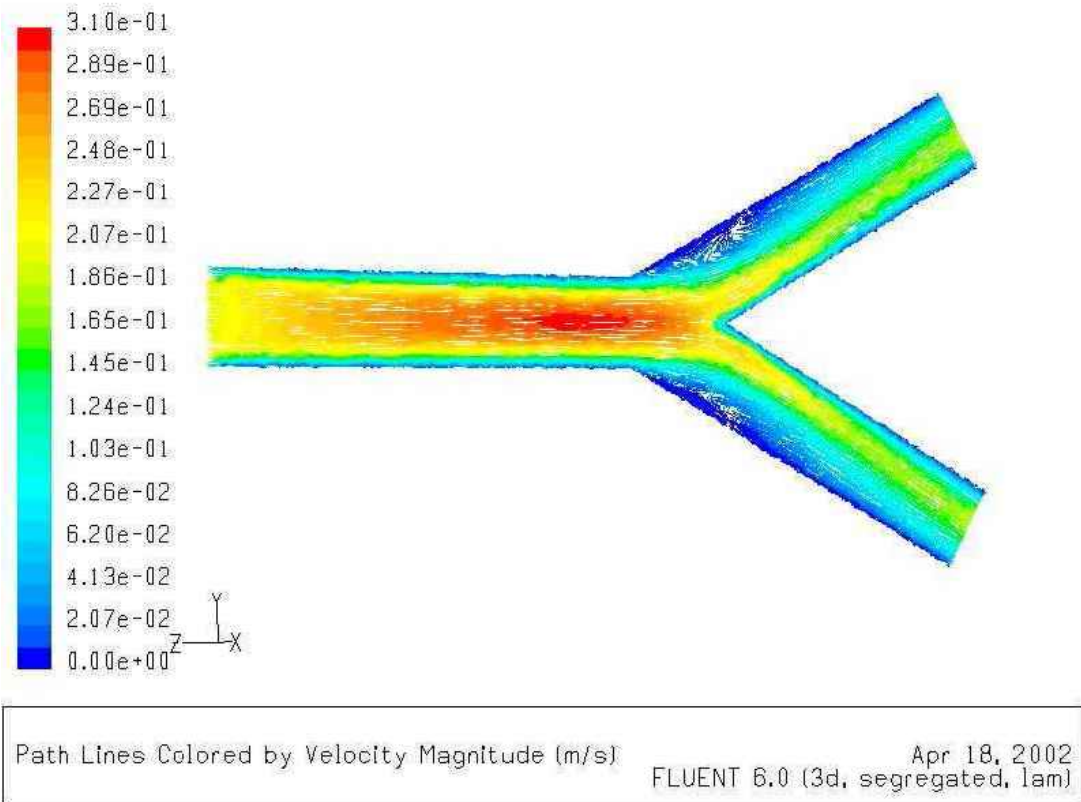


Figure 4.30 : Lignes de flux dans le raccord R2

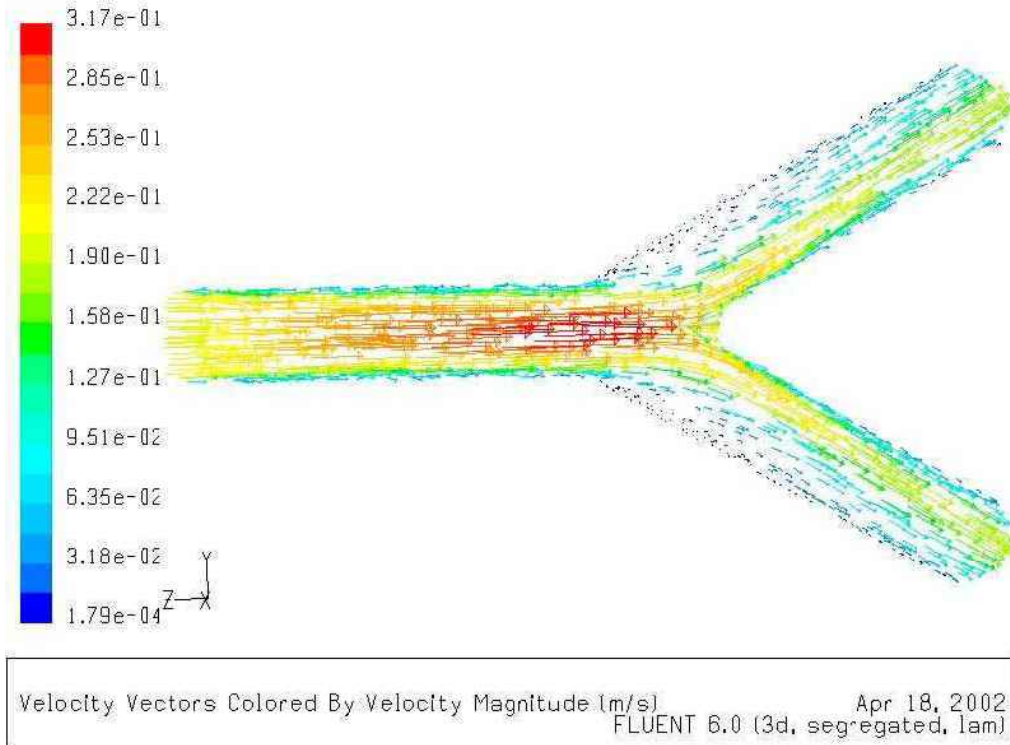


Figure 4.31 : Vecteurs vitesse dans le raccord R2

4.4.2 Description de l'actionneur piézoélectrique. (La conception de cet actionneur a été réalisée par Mr Viguiet Christophe co-encadré par Mrs Bertrand Nogarède et Pascal Leprince dans le cadre de l'obtention de sa thèse de science).

L'analyse des caractéristiques du raccord en polycarbonate et la réalisation de simulation structurelles nous a permis de déterminer qu'une contrainte de 152 M Pa entraînait une déformation de 500 μ m. Nous avons dimensionné notre actionneur à partir de ces valeurs. Parmi les différents matériaux envisageables et discutés au chapitre 3, les composés piézoélectriques et magnétostrictifs pouvaient remplir ce cahier des charges. Nous avons choisi les piézoélectriques pour trois raisons. Premièrement, ces composés offrent une grande diversité de performances et de possibilités géométriques. Deuxièmement, ils possèdent une large gamme de fréquences exploitables. Troisièmement, ils pourraient être utilisés sous la forme de polymères pour des études ultérieures.

L'architecture de l'actionneur devait permettre de générer des déformations sur les parois du raccord. Il était par ailleurs nécessaire que sa géométrie soit compatible avec celle du circuit et notamment que l'application des vibrations puisse commencer aussitôt le circuit rempli de sang. Ces différentes spécifications nous ont fait opter pour un système constitué de deux pistons qui se font face et viennent écraser le raccord (Figure 4.32).

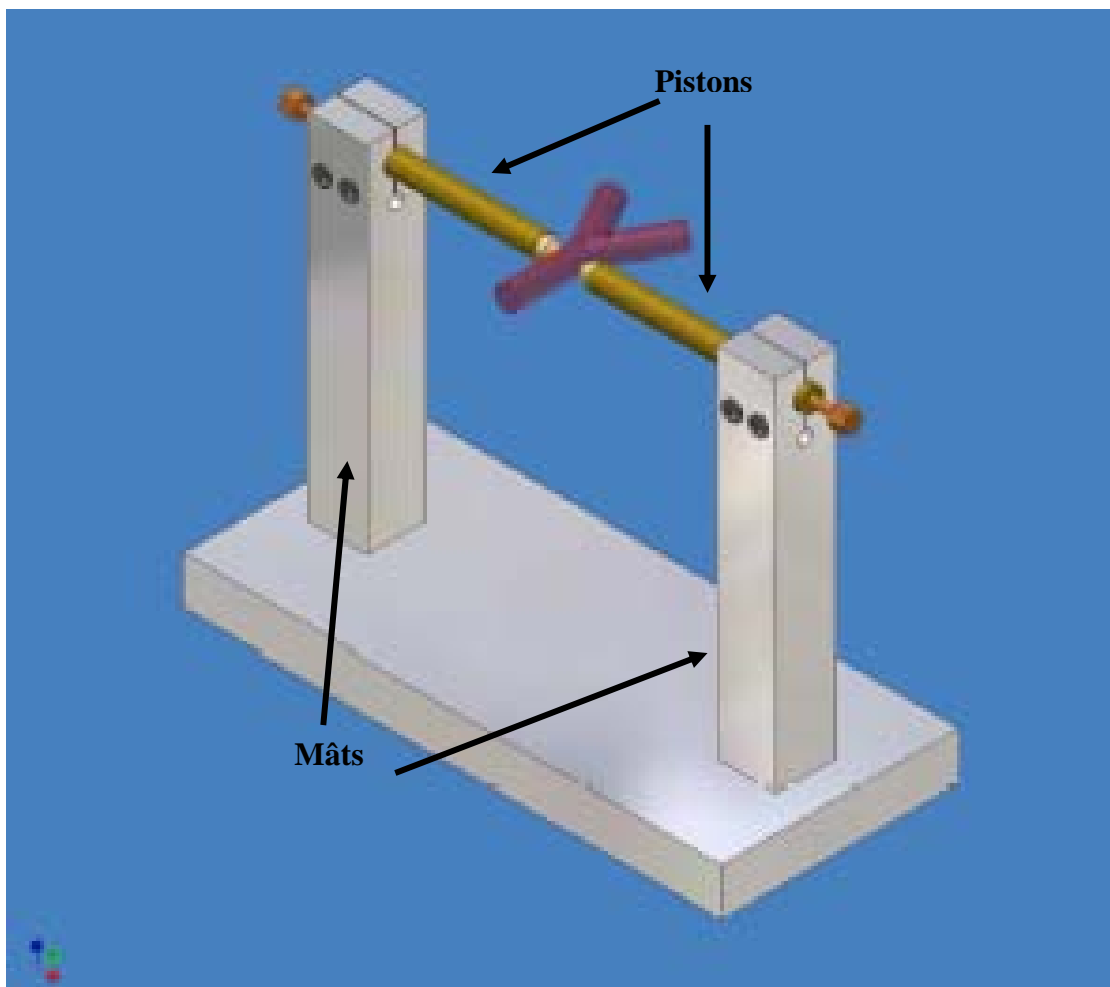


Figure 4.32 : Représentation de l'actionneur

Chaque piston est constitué de barreaux de céramiques multicouches (Morgan Electro Ceramic). Les céramiques élémentaires qui les composent sont réalisées avec le matériau piézoélectrique PXE54. Elles ont une épaisseur de $40\mu\text{m}$, se caractérisent par un champ électrique maximum de 3kV/mm et peuvent fournir un effort bloqué de 10kN . Les barreaux sont constitués de 1 175 céramiques piézoélectriques élémentaires empilées et ont donc une épaisseur de 47 mm pour une largeur et une longueur de 5 mm chacune. Au sein du barreau, les céramiques élémentaires sont positionnées de telle sorte que leurs polarisations soient en opposition afin de faciliter leur alimentation. La déformation totale du barreau correspond à la sommation du déplacement de chaque céramique (Figure 4.33).

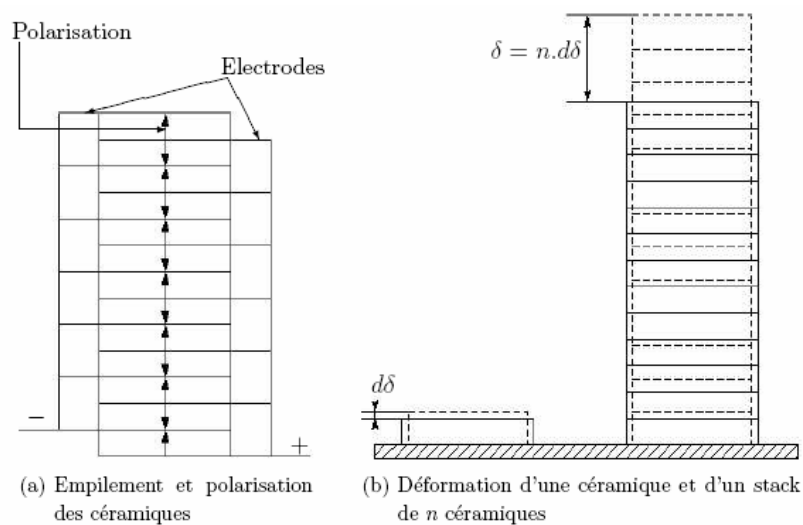


Figure 4.33 : Schéma d'un barreau de céramiques multicouches

Comme le montre la figure 4.34, les barreaux de céramiques comportent l'une de leur extrémité une pièce en bronze qui constitue le points de contact et assure la transmission des mouvements des barreaux aux élément extérieurs. A l'autre extrémité est placée une autre pièce en bronze qui permet, par l'intermédiaire d'une vis, d'appliquer une précontrainte sur le barreau. Le tout est inséré dans un corps cylindrique en acier qui joue le même rôle qu'une chemise pour un piston.

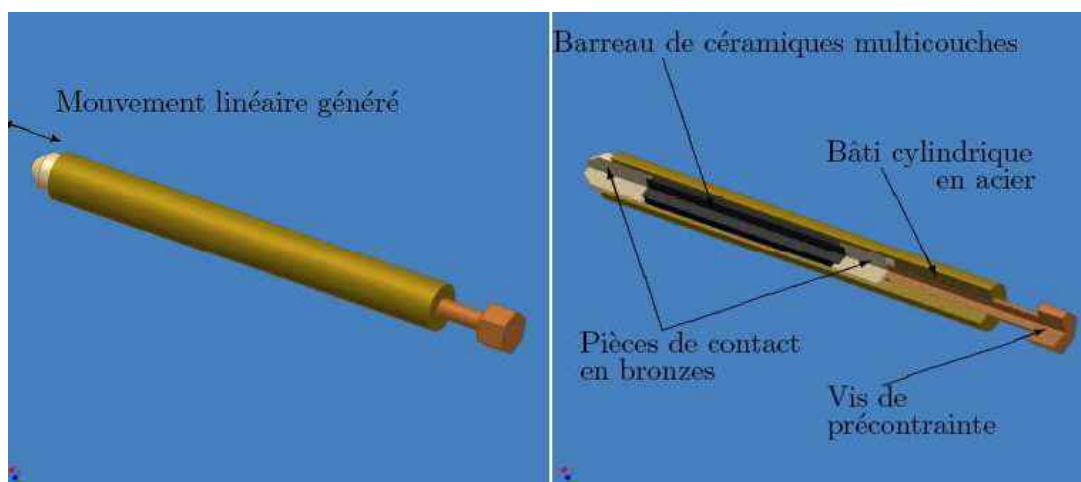


Figure 4.34 : Représentation des pistons

Chaque piston est monté sur un mât en aluminium, les 2 mâts étant solidarités par l'intermédiaire d'un socle.

Le mode de fonctionnement de l'actionneur et le but recherché nous ont amenés à le nommer : PIVERT (Piezoactuator Induced Vibrations to Eliminate the Risk of Thrombosis).

La caractérisation des actionneurs a été réalisée sur un banc d'acquisition équipé d'un vibromètre laser OFV512 qui a permis de définir le gain de déplacement (déplacement ramené à une tension unitaire) et le gain vibratoire (vitesse de vibration ramené à une tension unitaire) en fonction de la fréquence d'alimentation.

4.4.3 Etude de l'effet antithrombotique obtenu par application de vibrations au contact de la paroi du raccord test R2.

Après avoir validé notre modèle expérimental d'une part et conçu et caractérisé notre actionneur d'autre part, nous avons entrepris d'étudier l'impact des vibrations appliquées par l'actionneur sur la paroi du raccord R2 du circuit dans le but de limiter la formation du thrombus. Nous nous sommes basés sur la simulation de l'écoulement au sein du raccord (paragraphe 4.4.1.5) afin d'essayer de déterminer le point optimal pour l'application des vibrations. Dans tous les cas, les 2 éléments du PIVERT ont été alimentés en phase afin d'obtenir un effet de compression de la paroi et non pas un effet d'agitation du raccord. La fréquence de résonance de l'actionneur a été définie pour chaque configuration et choisie comme fréquence d'alimentation. Trois configurations ont été définies afin d'agir en des points différents du raccord.

4.4.3.1 Première configuration : PIVERT 1

Dans la première, l'appui des pistons de l'actionneur est placé au niveau de la partie initiale du raccord, avant la divergence (Figure 4.35), dans une zone de flux laminaire stable (figure 4.36).

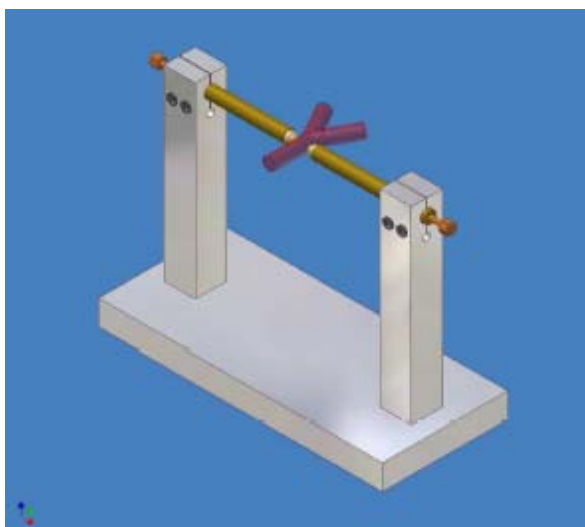


Figure 4.35 : PIVERT 1

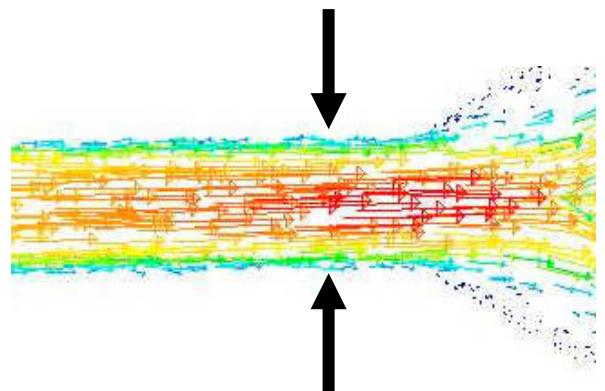


Figure 4.36 : Site d'application des vibrations

Les caractéristiques mécaniques de l'actionneur dans cette configuration sont décrites sur la figure 4.37.

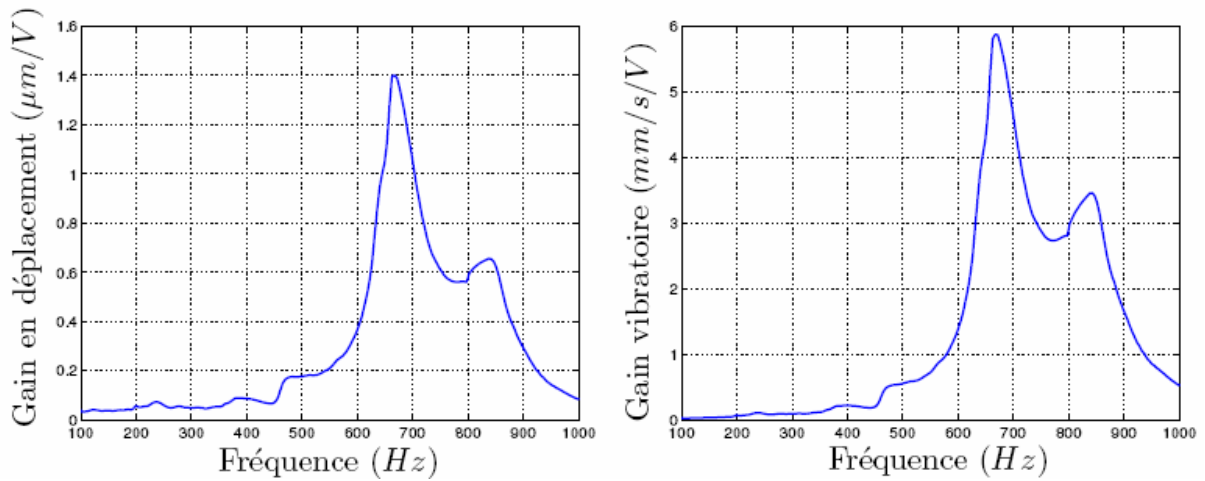


Figure 4.37 : Caractéristiques de PIVERT 1

Il existe 2 pics de résonance. Le premier qui correspond à une fréquence de 667 Hz, a un gain de déplacement de 1,4 $\mu\text{m}/\text{V}$ et un gain vibratoire de 5,87 $\text{mm}/\text{s}/\text{V}$. Le second pic de résonance qui correspond à une fréquence de 838 Hz, a un gain de déplacement de 0,656 $\mu\text{m}/\text{V}$ et un gain vibratoire de 3,46 $\text{mm}/\text{s}/\text{V}$. Dans cette configuration, nous avons utilisé le premier pic de résonance et appliqué une tension de 100V, ce qui nous permet d'obtenir un déplacement de 140 μm et une vitesse vibratoire de 587 mm/s .

Nous avons réalisé 13 expériences en utilisant cette configuration. Les données sont résumées dans le tableau 4.4. Nous n'avons obtenu un thromboélastogramme que dans 9 expériences. La durée moyenne de formation d'un caillot obstructif a été de 14,35 \pm 8,86 minutes.

| | IPT | Durée |
|--------------------------|-------------|------------------|
| | 11 | 9 |
| | 27 | 12 |
| | 50 | 18 |
| | 89 | 13 |
| | 93 | 11 |
| | 101 | 11 |
| | 106 | 11 |
| | 116 | 26 |
| | 284 | 19 |
| | | 7 |
| | | 6 |
| | | 6 |
| | | 37 |
| Moyenne \pm écart-type | 97,62+79,02 | 14,35 \pm 8,86 |
| Médiane | 93 | 11 |

Tableau 4.4 : Résultats obtenus avec la première configuration du PIVERT

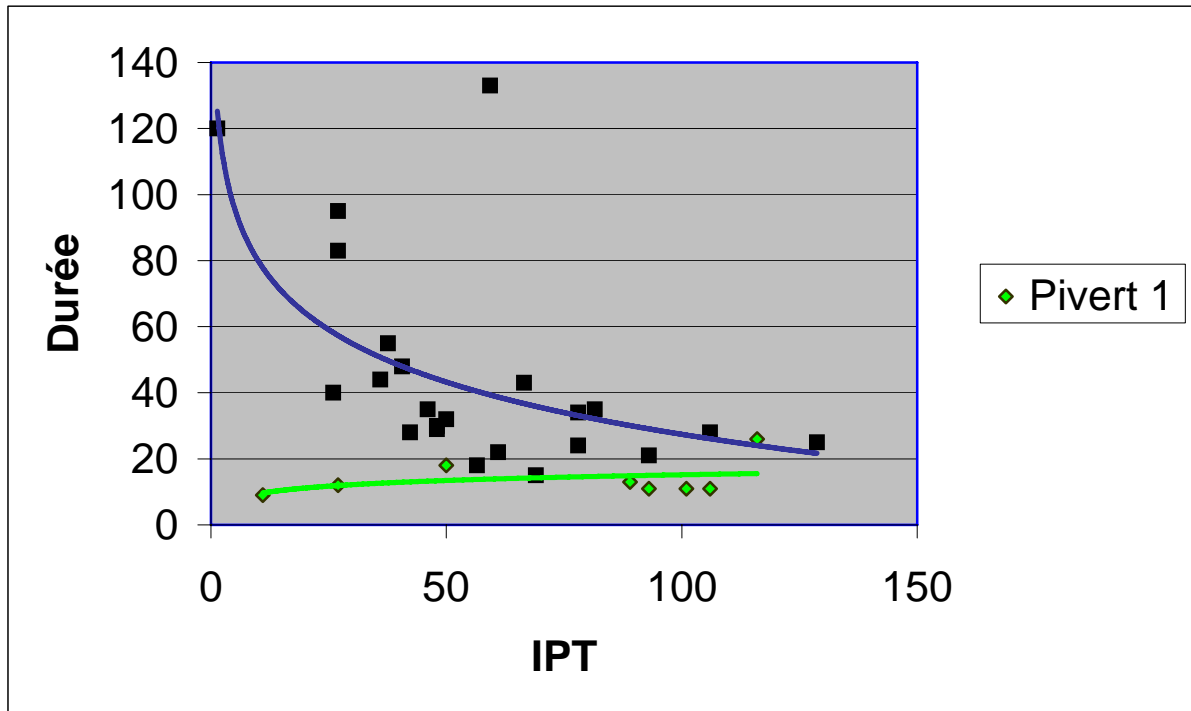


Figure 4.38 : Comparaison de la courbe Durée/IPT obtenue avec le PIVERT 1 par rapport à la courbe des groupes contrôles (le point du groupe PIVERT 1 avec un IPT à 284 été supprimé de la figure pour une meilleur lisibilité)

Comme le montre les points et la courbe verts de la figure 4.38, l'application de vibrations sur la partie droite du raccord semble entraîner une accélération de la formation d'un thrombus occlusif et ce quelque soit le niveau de coagulabilité du sang. L'examen des raccords a montré des résultats similaires aux expériences réalisées sans actionneur. Sur l'exemple montré dans la figure 4.39, on peut constater que le thrombus est situé au niveau du raccord R2, c'est à dire du raccord testé. Tout comme pour les expériences réalisées sans actionneur, le thrombus s'est développé au niveau de la partie initiale des 2 branches de bifurcation du raccord. Sur les 13 expériences réalisées dans cette configuration, le thrombus n'intéressait que les branches de bifurcation dans 10 cas alors qu'il était étendu à la partie droite, proximale du raccord dans 3 cas. Ce résultat nous amène à supposer que l'application des vibrations sur la partie proximale du raccord n'avait pas de retentissement direct sur le flux comme par exemple en favorisant une recirculation locale. Par contre, l'excitation locale peut avoir été responsable d'une activation de la coagulation et notamment des plaquettes simplement par l'action mécanique favorisant ainsi la formation du thrombus dans la zone à risque située immédiatement en aval. D'ailleurs, comme le montre la figure 4.40, à la fin de certaines expériences, le sang évacué du reste du circuit était en voie de coagulation alors que dans les expériences sans actionneur, le sang évacué a toujours été fluide.

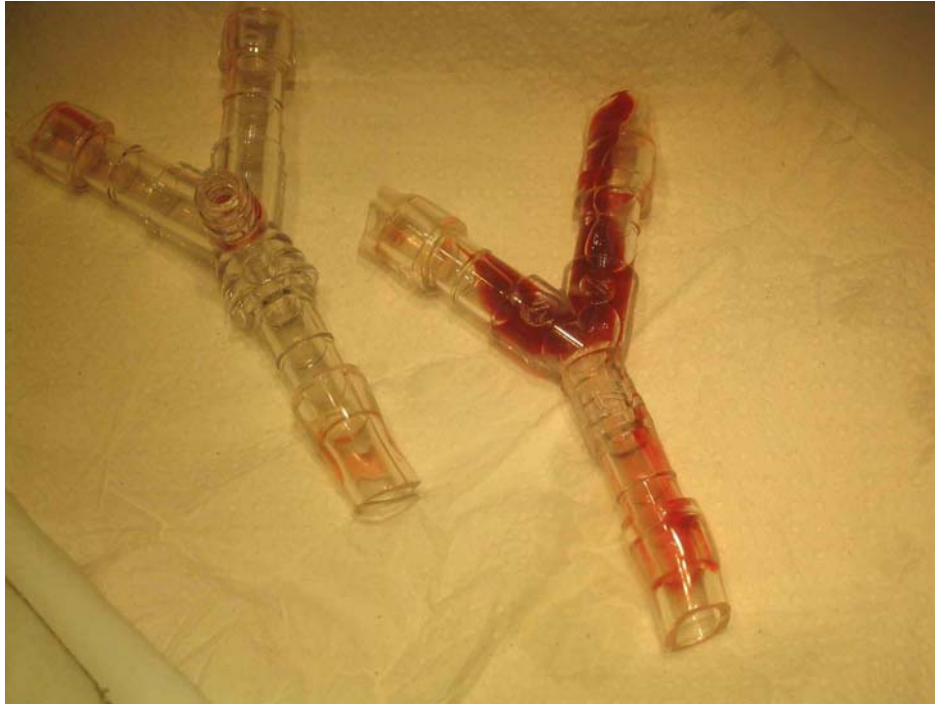


Figure 4.39 : Raccords R2 et R3 à la fin d'une expérience avec PIVERT 1



Figure 4.40 : Sang coagulé dans le circuit après une expérience avec PIVERT 1

4.4.3.2 Deuxième configuration : PIVERT 2

Dans cette deuxième série d'expériences, les pistons du vibreur sont placés au niveau des branches de bifurcation, approximativement à l'endroit où le flux de recirculation revient vers la bifurcation (Figures 4.41 et 4.42). Afin d'éviter que le raccord ne glisse d'entre la pince constituée par les 2 pistons de l'actionneur, il a été nécessaire d'ajouter une butée qui vient s'appuyer dans l'angle de la bifurcation.

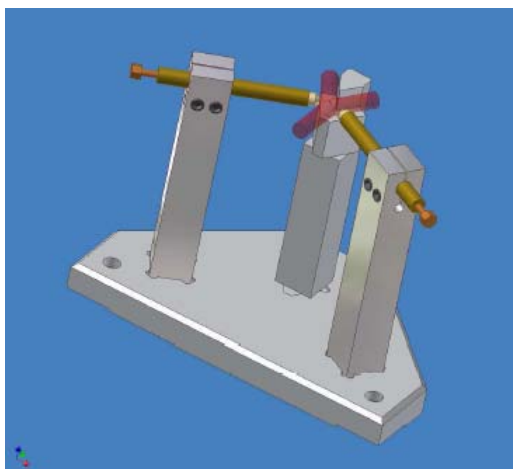


Figure 4.41 : PIVERT 2

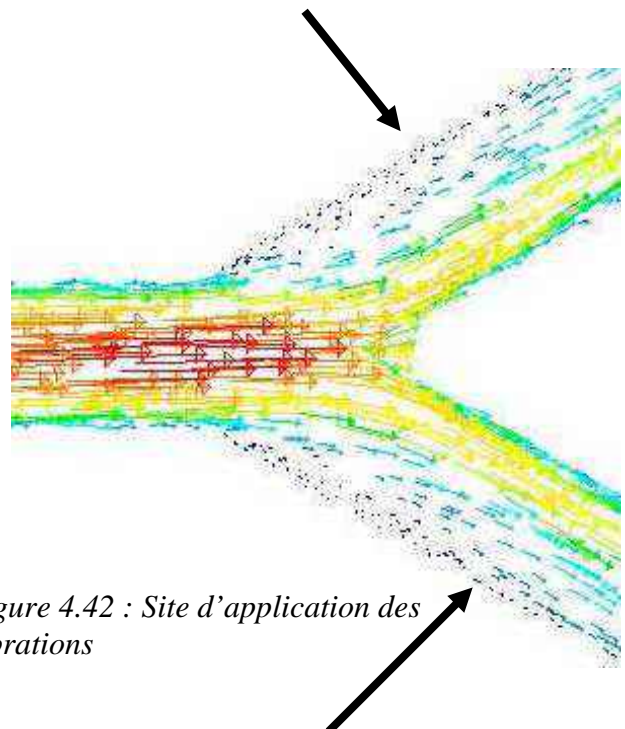


Figure 4.42 : Site d'application des vibrations

Cette configuration présente encore 2 pics de résonance (Figure 4.43) : la première à 590 Hz avec un gain de déplacement de 0,344 $\mu\text{m}/\text{V}$ et un gain vibratoire de 1,27 $\text{mm}/\text{s}/\text{V}$ et la seconde à 830 Hz avec un gain de déplacement de 0,812 $\mu\text{m}/\text{V}$ et un gain vibratoire de 4,27 $\text{mm}/\text{s}/\text{V}$.

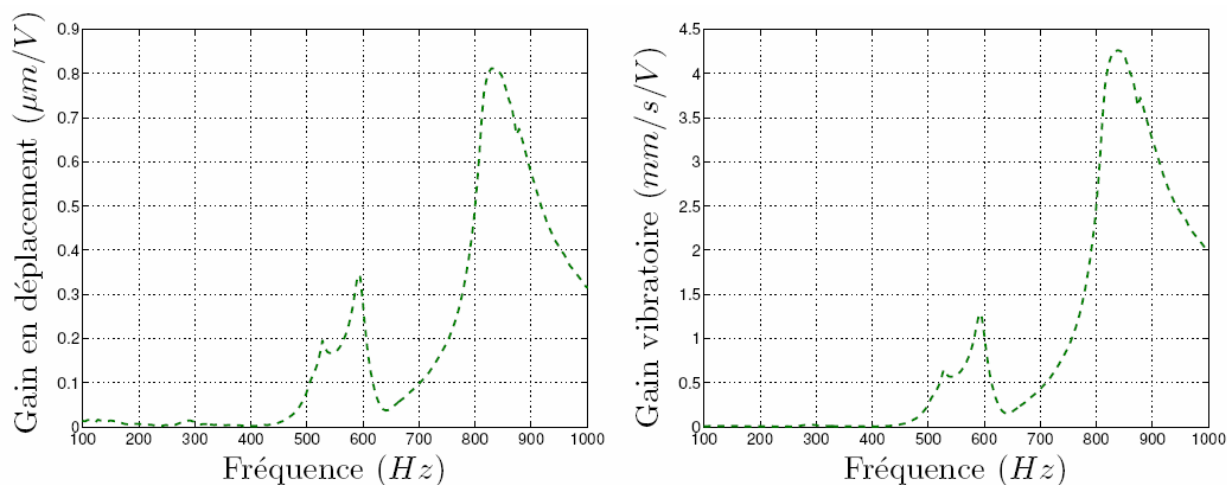


Figure 4.43 : Caractéristiques de PIVERT 2

Dans cette configuration, nous avons réalisé tout d'abord 10 expériences au premier pic de résonance, en appliquant une tension de 80 V. Un thromboélastogramme n'était disponible que dans 7 cas. Le tableau 4.5 montre les résultats. La durée moyenne avant formation d'un thrombus occlusif était de $30 \pm 22,7$ minutes soit légèrement inférieure à celle observée au cours des expériences sans l'actionneur, et pour des PTI similaires. La courbe 4.44 montre bien la similarité de résultat entre cette série d'expériences et celles de la série contrôle.

| | IPT | Durée (min) |
|--------------------------|------------------|---------------|
| | 33 | 44 |
| | 37 | 66 |
| | 54 | 17 |
| | 56 | 7 |
| | 59 | 25 |
| | 75 | 31 |
| | 89 | 13 |
| | | 22 |
| | | 69 |
| | | 6 |
| Moyenne \pm écart-type | 57,3 \pm 18,48 | 30 \pm 22,7 |
| Médiane | 56,6 | 23,5 |

Tableau 4.5 : Résultats obtenus avec PIVERT 2

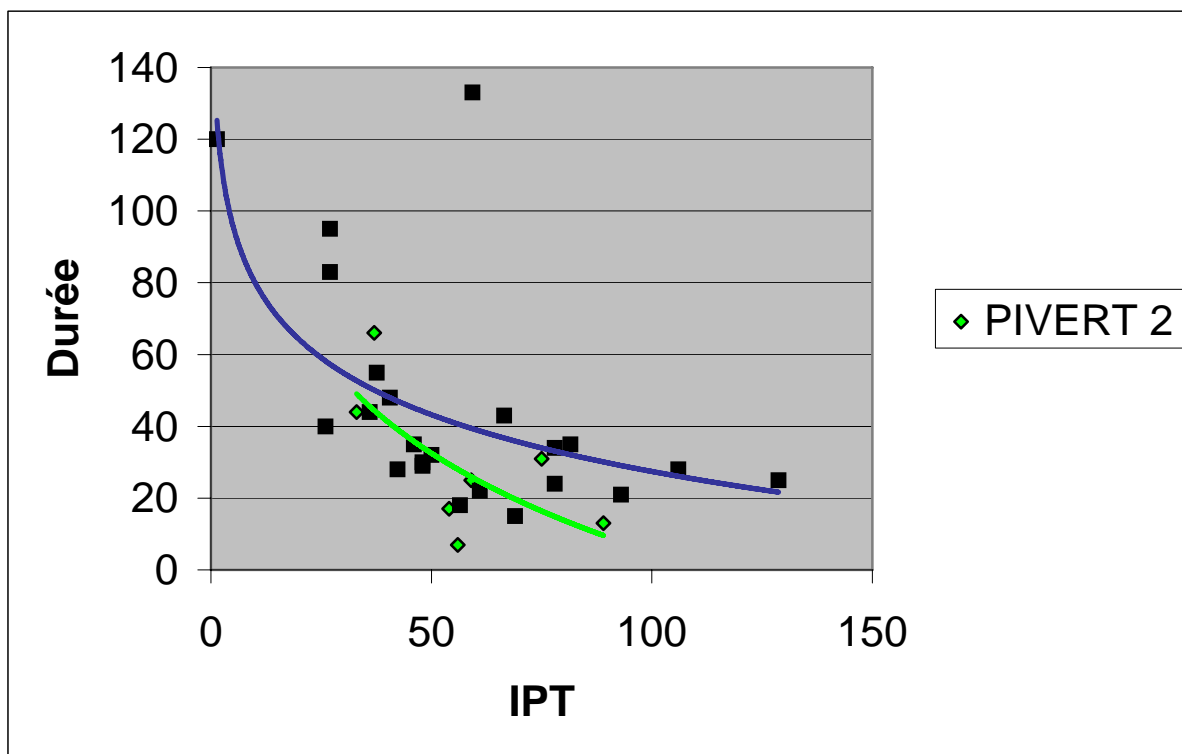


Figure 4.44: Comparaison de la courbe Durée/IPT obtenue avec le PIVERT 2 par rapport à la courbe des groupes contrôles

En ce qui concerne les caillots observés au niveau du raccord R2, les résultats étaient assez hétérogènes.

Dans 3 cas, il n'y avait du thrombus qu'au niveau du raccord R2 (Figure 4.45). Dans 2 autres cas, le thrombus n'était présent qu'au niveau de R3 (Figure 4.46). Dans 3 cas, les 2 raccords R2 et R3 étaient thrombosés (Figure 4.47). Dans 2 cas, il y avait une thrombose d'une seule branche de chaque raccord (Figure 4.48). Enfin dans les 2 derniers cas, nous n'avons retrouvé aucun thrombus (Figure 4.49). Ceci peut s'expliquer par la migration du thrombus dans le circuit. D'ailleurs, dans un certain nombre des expériences de cette série, le sang évacué du circuit était partiellement coagulé. Il est aussi possible que le thrombus, peu adhérent, ait été décroché de la paroi lors du rinçage des raccords.

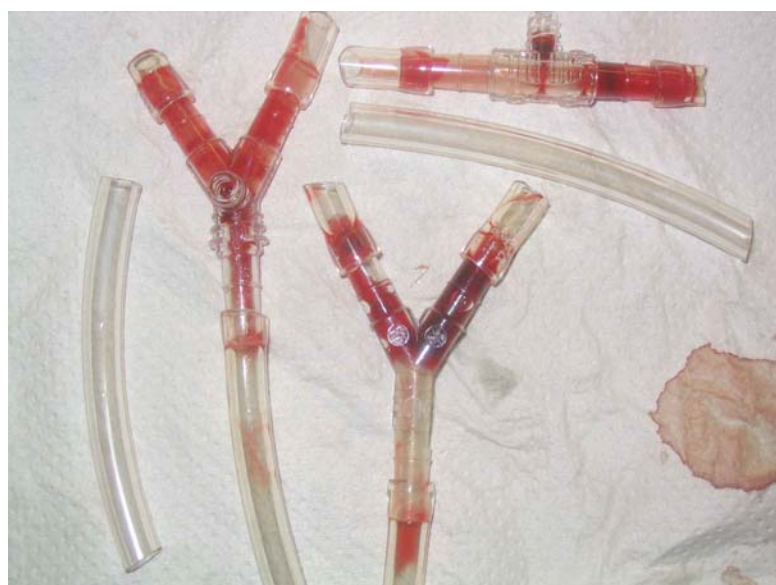


Figure 4.45 : Thrombus uniquement au niveau de R2

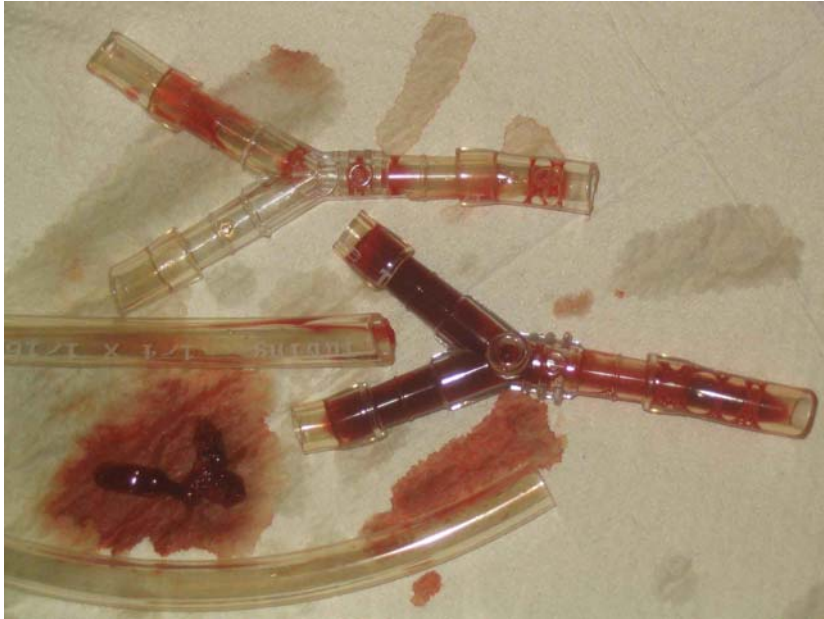


Figure 4.46 : Thrombus uniquement au niveau de R3



Figure 4.47 : Thrombose de R2 et R3



Figure 4.48 : Thrombus dans une seule branche des raccords



Figure 4.49 : Absence de thrombus

Dans cette deuxième série d'expériences, il semble que l'on influence la formation de thrombus même si cela ne retentit pas sur la durée de circulation. Il est à noter que le déplacement et les vitesses vibratoires étaient environ 4 fois plus faibles dans cette configuration en comparaison de la première. Il est donc possible que le point d'application des vibrations soit correct pour observer une action potentielle mais que l'énergie délivrée soit insuffisante. Toutefois, on peut aussi envisager que les vibration appliquées dans cette configuration facilitent la formation d'un thrombus, expliquant la tendance à une durée plus courte de circulation, mais que par contre l'action mécanique soit responsable d'un phénomène d'embolisation à distance du thrombus, notamment dans le raccord R3 ou encore dans le reste du circuit. Ceci pourrait expliquer le caractère hétérogène de l'aspect des raccords.

Afin de vérifier que l'absence d'effet objectif observé n'était pas liée à une action mécanique trop faible, nous avons réalisé une série d'expériences dans la même configuration mais en réglant l'alimentation de l'actionneur sur la deuxième fréquence de résonance. Nous avons alimenté PIVERT 2 avec des tensions allant de 37 à 64 V et des fréquences de 890 à 980 Hz. Nous obtenons alors des déplacements allant de 30 à 52 μm et une vitesse de vibration de 170 à 368 mm/s. Nous avons été contraints de diminuer la tension d'alimentation par rapport aux autres expériences du fait du risque de fêlure du raccord. Le tableau 4.6 montre que les durées de formation du caillot ont été courtes en comparaison de celles observées dans le groupe contrôle.

| | IPT | Durée |
|--------------------------|-----------------|-----------------|
| | 16 | 12 |
| | 19.3 | 6 |
| | 19.3 | 7 |
| | 22.6 | 17 |
| Moyenne \pm écart-type | 19,3 \pm 2,69 | 10,5 \pm 5,07 |
| Médiane | 19,3 | 9,5 |

Tableau 4.6 : Résultats obtenus avec PIVERT 2 à la seconde fréquence de résonance

4.4.3.3 Troisième configuration : PIVERT 3

Dans cette troisième série d'expériences, les pistons du vibreur sont placés dès le début des branches de bifurcation, ce qui correspond à la fin de la zone de recirculation (Figures 4.50 et 4.51).

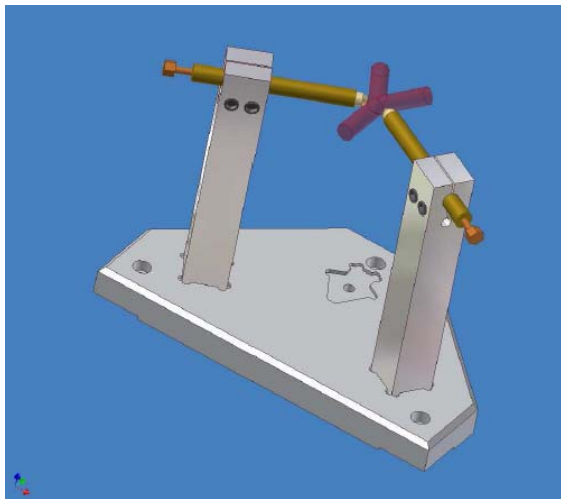


Figure 4.50 : PIVERT 3

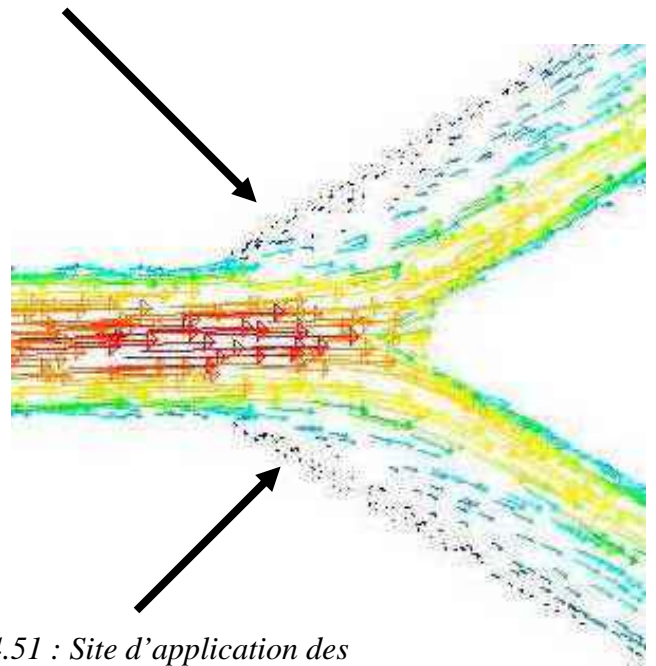


Figure 4.51 : Site d'application des vibrations

Dans cette configuration, les pistons de l'actionneur présentent essentiellement un pic de résonance pour une fréquence de 650 Hz qui entraîne un gain de déplacement de $0,523\mu\text{m}/\text{V}$ et un gain vibratoire de $2,14\text{mm}/\text{s}/\text{V}$ (Figure 4.52). Les caractéristiques pour une tension de 80 V (déplacement de $41,8\mu\text{m}$ et vitesse vibratoire de $171,5\text{mm}/\text{s}$) sont comprises entre celles observées dans les premières et deuxièmes séries d'expériences.

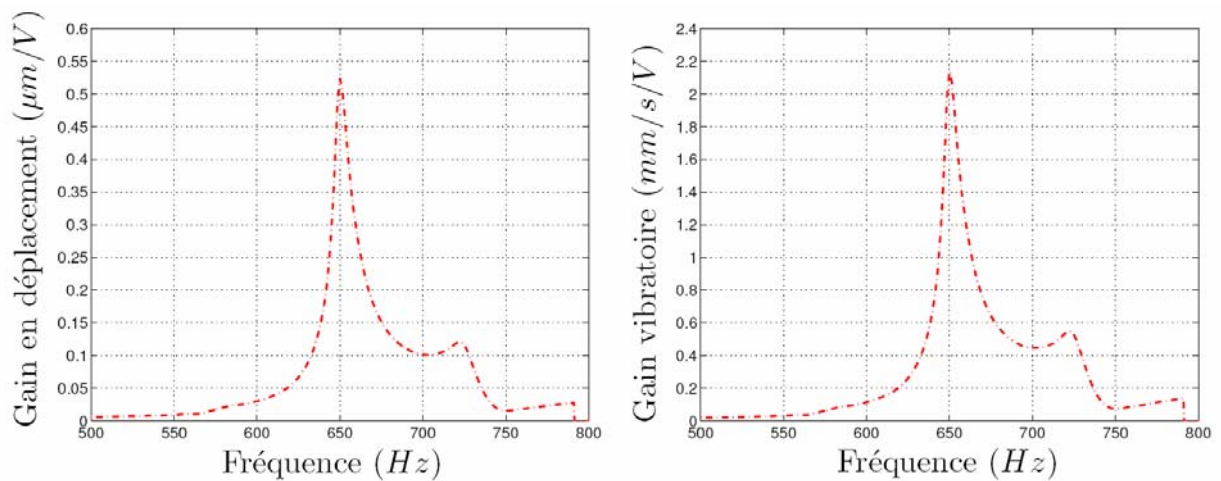


Figure 4.52 : Caractéristiques de PIVERT 3

Nous avons réalisé 5 expériences avec cette troisième configuration mais les résultats de l'une d'entre-elles n'ont pas été pris en compte car une quantité importante de bulles d'air avait pénétré dans le circuit. Le tableau 4.7 montre les résultats. La durée moyenne de formation d'un thrombus occlusif était de $88,75 \pm 28,44$ minutes pour un PTI moyen de $66,5 \pm 27,26$. On constate facilement que la durée de formation était plus longue dans cette dernière série d'expériences en comparaison du groupe contrôle (contrôle avec héparine : 50 ± 31 ; contrôle sans héparine : 39 ± 30), alors que les PTI étaient comparables (contrôle avec héparine : 49 ± 27 ; contrôle sans héparine : 63 ± 28). La figure 4.53 montre que les points sont décalés vers le haut par rapport à ceux du groupe contrôle.

| | IPT | Durée |
|--------------------|-----------------|-----------------|
| | 27 | 98 |
| | 72 | 118 |
| | 78 | 80 |
| | 89 | 51 |
| Moyenne±écart-type | $66,5 \pm 27,2$ | $86,7 \pm 28,4$ |
| Médiane | 75 | 89 |

Tableau 4.7 : Résultats obtenus avec PIVERT 3

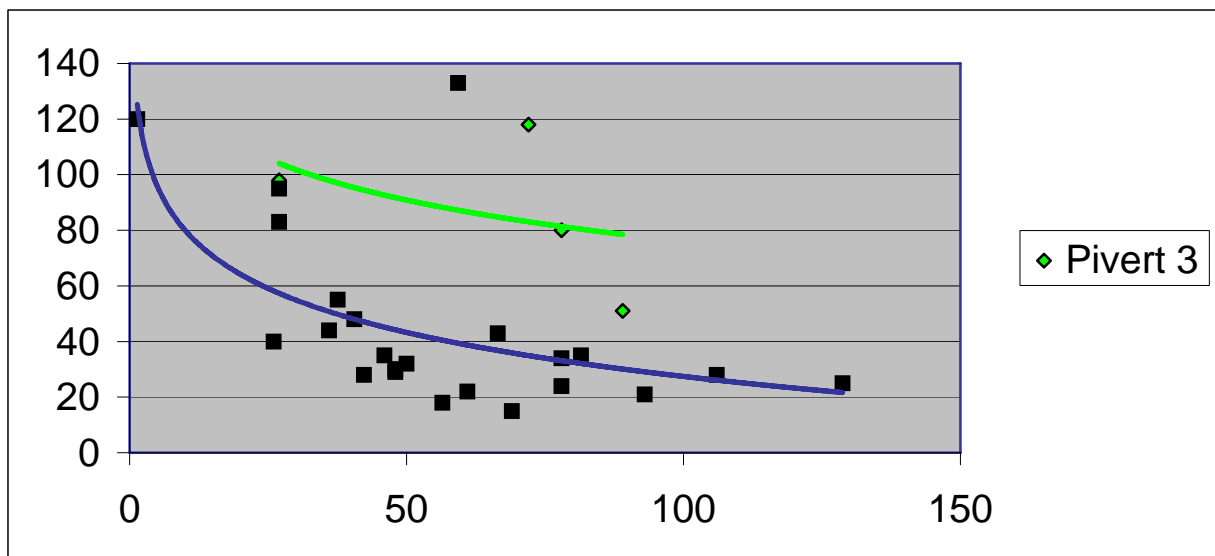


Figure 4.53 : : Comparaison de la courbe Durée/IPT obtenue avec le PIVERT 3 par rapport à la courbe des groupes contrôles

L'aspect du thrombus dans les raccords était assez homogène et présentait des différences par rapport au groupe contrôle. Au niveau de R2, il existait du thrombus au niveau des deux branches de bifurcation. Les raccords R1 présentaient dans tous les cas du thrombus et les raccords R3 dans 3 cas sur 4 (Figure 4.54). Cette répartition plus homogène des thrombus au sein des 3 raccords peut faire supposer que les vibrations appliquées à R2 ont diminué le risque spontané de formation de caillots à son niveau.



Figure 4.54 : Présence de thrombus au niveau des 3 raccords

4.4.3.4 Interaction du sang circulant avec la paroi d'un tube[70].

Pour comprendre l'interaction du sang circulant avec une paroi statique, qu'elle soit naturelle ou synthétique, il est nécessaire d'envisager les lois qui régissent le transfert du plasma et des éléments figurés en suspension, le tout étant en mouvement. Les transferts de masse au sein d'un fluide résultent de 2 mécanismes : les mouvements convectifs liés au flux et la diffusion liée au mouvement brownien. La convection est régie par les lois énoncées au paragraphe 4.4.1.4. Dans un écoulement laminaire, les lignes de flux sont parallèles à la paroi et donc la convection favorise peu les interactions du plasma, des protéines et des éléments figurés du sang avec cette paroi. Par contre ces différents éléments sont animés d'un mouvement brownien qui tend à les faire diffuser de façon aléatoire dans des directions transverses par rapport aux lignes de flux. Cette diffusion suit le gradient de concentration les collisions entre particules étant plus élevées lorsque leur concentration est plus importante. Ce transport par diffusion peut d'ailleurs être caractérisé par un coefficient de diffusion D (m^2/s) inversement proportionnel à la taille des particules et à la viscosité du fluide :

$$D = \frac{kT}{6\pi b \eta}$$

où b représente le rayon de la particule, k la constante de Boltzmann et T la

température absolue. Cette équation montre que la diffusion des plaquettes ou de protéines sera plus importante que celle des globules rouges. Ainsi, à $37^\circ C$, le coefficient de diffusion (m^2/s) du fibrinogène est de 2.10^{-11} , celui des plaquettes de $1,58.10^{-13}$ et celui des globules rouges $6,75.10^{-14}$. Au sein d'un flux, les particules étant sans cesse renouvelées, le gradient de concentration persiste. De plus, les vitesses de déplacement liées à la diffusion sont nettement inférieures aux vitesses de circulation. Les distances moyennes parcourues par une plaquette ou un globule rouge en une seconde du fait du phénomène de diffusion sont respectivement de $0,56$ et $0,37 \mu m$. Toutefois, on peut considérer, selon l'approximation de Nernst, que la couche immédiatement au voisinage de la paroi est stagnante et de ce fait fortement influencée par le phénomène de diffusion. En fait, tout comme il existe une couche limite dynamique on peut décrire une couche limite de diffusion au sein de laquelle ont lieu tous les phénomènes importants concernant l'interaction avec la paroi. Il est montré que pour les

protéines, l'épaisseur de la couche limite de diffusion ne représente que 2 à 3% de la couche limite dynamique et que pour les plaquettes elle est encore plus fine, avec un ratio inférieur à 0,4%. L'épaisseur de la couche limite de diffusion augmente avec le coefficient de diffusion de l'élément considérée et inversement proportionnelle à la vitesse de cisaillement au niveau de la paroi. Elle dépend aussi, tout comme l'épaisseur de la couche limite dynamique, de la distance qui sépare le point considéré du point d'entrée dans le tube, puisqu'au fur et à mesure que le flux se stabilise dans le tube, l'épaisseur de la couche limite augmente. De ce fait, dans notre circuit, au niveau du premier raccord droit, cette distance correspond à celle qui le sépare de la pompe et donc l'épaisseur de la couche limite est importante. Ceci explique l'absence de caillot à son niveau. Cette remarque reste vraie pour le second raccord. D'ailleurs, dans un certain nombre d'expériences, le caillot n'est visible qu'au niveau des branches de bifurcation. Au niveau de la bifurcation se produisent des changements de direction du fluide responsables de la formation d'un gradient de pression transverse (Figure 4.55).

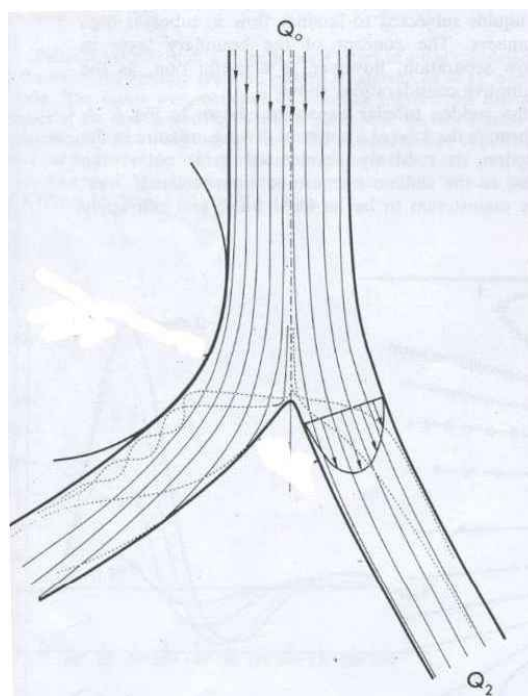


Figure 4.55 : Phénomène de séparation de flux au niveau d'une bifurcation [70]

Les zones de séparation ou stagnation favorisent la formation de caillots. En effet, les mécanismes de diffusion sont à ces endroits prépondérants sur la dynamique du fluide. Les lignes de flux décrivent des recirculations dont certaines longent la paroi à des distances inférieures au diamètre d'une cellule. Les protéines et les éléments figurés du sang qui circulent au sein de ces recirculations parfois pendant plusieurs cycles avant de rejoindre le flux central voient leur temps de contact avec la paroi augmenter, ce qui favorise la formation de thrombus. Dans l'expérience décrite par Reininger et al.[73] utilisant un tube en « T », la formation du thrombus était systématiquement localisée entre le point de séparation de flux et le point de rattachement. Schoepfoerster et al[74] ont étudié ce phénomène en analysant le dépôt de plaquettes radiomarquées de sang de chien circulant dans un circuit proche du notre et incluant une zone de rétrécissement simulant une sténose de 84%. Comme le montre la figure 4.56 (débit 1,5L/min, $Re : 900$, vitesse de cisaillement à la paroi : $252s^{-1}$), il existe 2 pics de dépôt plaquettaire de part et d'autre de la sténose. A l'endroit le plus serré du rétrécissement, le dépôt de plaquettes est plus faible du fait des vitesses de cisaillement

élevées en ce point. L'importance du dépôt et son étendue sont grandement fonction du débit et donc des conditions d'écoulement.

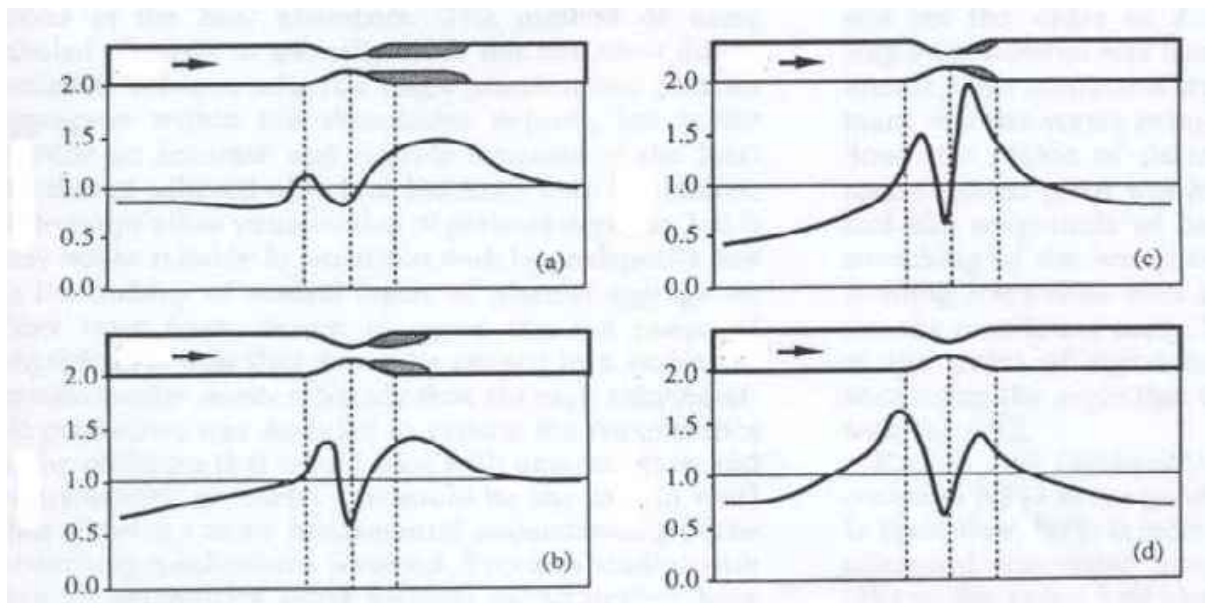


Figure 4.56 : Concentrations plaquettaires (taux de radioactivité) au niveau d'une zone de rétrécissement en fonction des vitesses d'écoulement. a) $Q : 0,5L/min, Re : 300, \gamma(R) : 84$; b) $Q : 1,5L/min, Re : 900, \gamma(R) : 252$; c) $Q : 3L/min, Re : 1800, \gamma(R) : 504$; d) $Q : 6L/min, Re : 3006, \gamma(R) : 1008$ [74]

La répartition de ces dépôts plaquettaires peut être expliquée par la géométrie des lignes de flux étudiée dans la même étude par visualisation de flux. La figure 4.57 indique les lignes de flux de part d'autre de la sténose du modèle de Schoephoerster et al.[74]. Comme le montre la figure 4.57 a, dès le début du rétrécissement, le flux subit une accélération qui entraîne une contraction de lignes de flux directement proportionnelle à l'importance du rétrécissement. De ce fait, les lignes de flux se rapprochent de la paroi, facilitent le dépôt de plaquettes, et ce de façon cumulative. Théoriquement, entre les points C et D de la figure 4.57 a, la quantité de plaquettes déposée devrait être constante. Toutefois, l'augmentation des contraintes de cisaillement est telle qu'entre C et D les plaquettes sont embolisées, expliquant la faible quantité de plaquettes déposées au niveau le plus rétréci[74]. Au delà de ce point, il existe une zone de recirculation (Figure 4.57 b). Dans cette zone, les plaquettes sont portées par les lignes de flux 1 à 3 qui ont des trajectoires proches de la paroi, avec là encore un effet cumulatif de ces lignes entre C et D. De plus, pour des débits plus élevés (nombre de Reynold plus élevé), la déviation de lignes de flux vers la paroi s'accroît et la zone de recirculation se rétrécit, ce qui explique l'évolution de dépôts plaquettaires en fonction du débit.

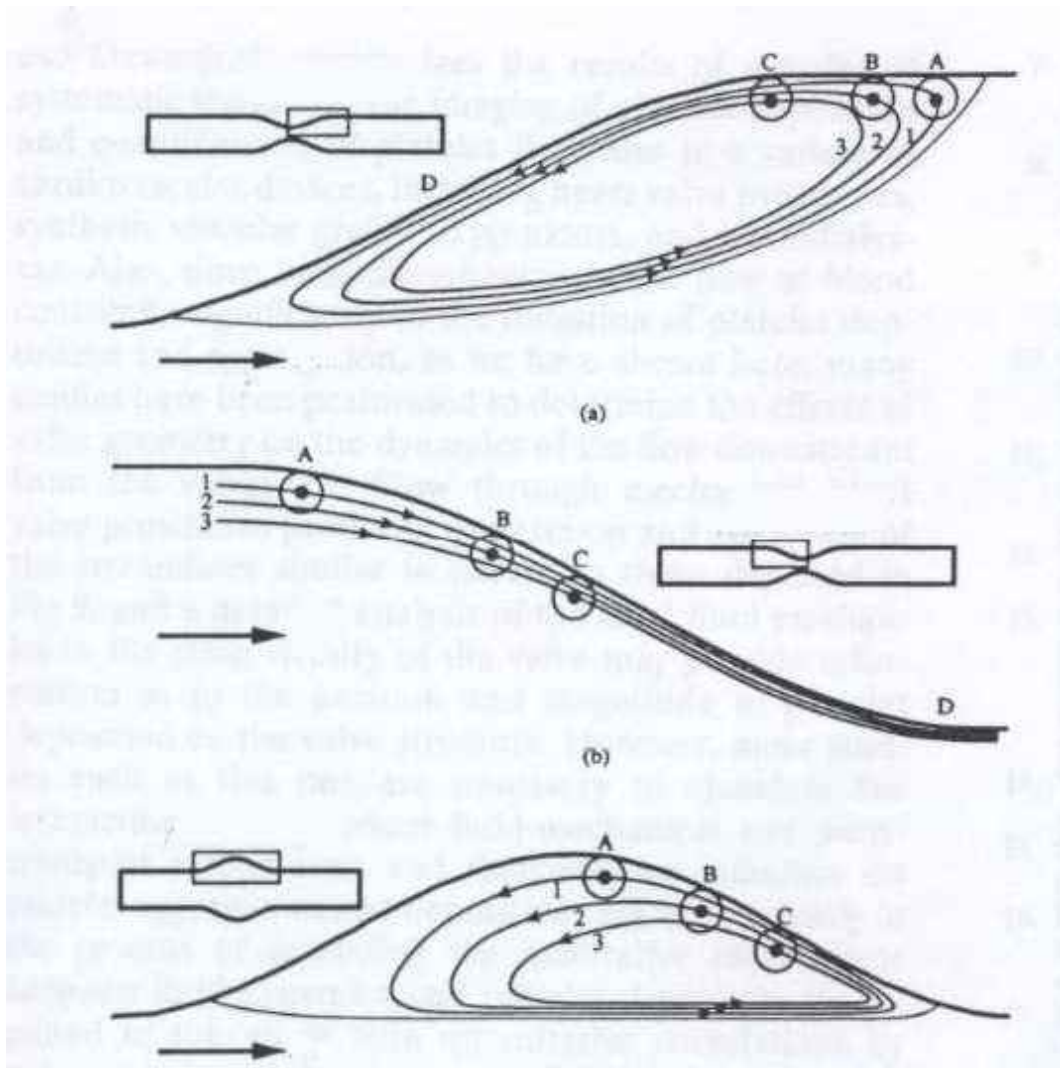


Figure 4.57 : Lignes de flux étudiées par visualisation de flux ; a) après le rétrécissement, b) avant le rétrécissement , c) au niveau d'un anévrisme [74]

La zone de recirculation présente après le rétrécissement peut être rapprochée de celle que nous observons dans la simulation d' l'écoulement dans le raccord R2. On peut supposer que les vibrations appliquées dans cette zone sont susceptibles d'interagir avec les lignes d'écoulement qui longent la paroi et modifier ainsi les dépôts plaquettaires. Par contre, dans l'expérience Pivert 1, nous avons apporté des vibrations de haute fréquence et fort déplacement dans une zone où les lignes de flux sont censées être parallèles aux parois du tube. La perturbation de ce régime stable peut avoir créé des turbulences pouvant être à leur tour responsables d'une activation de la coagulation. Bien entendu, ces assertions ne sont que des hypothèses qui demandent à être démontrées par des méthodes de visualisation de flux et de numérisation.

Conclusion

Pour réaliser la série d'expériences décrites dans ce chapitre, il a fallu concevoir d'une part l'actionneur envisagé et d'autre part le modèle expérimental pour pouvoir le tester. En effet, les études portant sur la coagulation du sang circulant dans un circuit artificiel sont habituellement réalisées *in vivo* en implantant l'assistance circulatoire ou la circulation extra-corporelle directement sur le gros animal. Inversement, les études d'écoulement ou de formation locale de thrombus sont rarement réalisées avec du sang total et utilisent le plus souvent des solutions de viscosité proche du sang. Le modèle que nous avons développé a pour avantages d'utiliser une petite quantité de sang total sans anticoagulant et d'offrir une zone à risque thrombotique spécifique bien individualisée. Un modèle de ce type était indispensable afin de pouvoir tester notre concept à petite échelle et de limiter au maximum les interactions multifactorielles qui modifient la coagulation. Nous avons d'ailleurs testé avec ce circuit le retentissement de l'utilisation de tubes pré-traités différents ou encore remplacé le raccord à risque par un raccord à surface modifiée et obtenus des résultats intéressants.

De même, en réalisant l'actionneur, notre but était plus de tester le concept que l'actionneur lui-même. En effet, l'idéal aurait été de rendre mécaniquement active toute la surface d'un raccord ou d'un tube sur une certaine longueur. Un projet aussi ambitieux ne pouvait passer que par une phase plus modeste permettant d'étudier un aspect peu connu de l'interaction fluide/structure ce qui est d'autant plus vrai lorsque le fluide est le sang. Par contre, la conception de cet actionneur restait dans la philosophie de cette thèse à savoir l'utilisation de matériaux électro-actifs pour accomplir une fonction que nous avons préalablement redéfinie. Nos résultats montrent que l'application de vibrations au niveau d'un raccord dans lequel circule du sang a un effet sur la formation de caillots. En fonction du site d'application des vibrations, cet effet peut-être positif ou négatif. De façon intéressante, il semble que lorsque l'on perturbe un flux relativement stable avec de fortes énergies, cela active les phénomènes de coagulation. Par contre, les perturbations à des niveaux d'énergie moindres mais appliquées dans des zones de récirculation particulièrement à risque de thrombose semblent ralentir la formation de caillots sans avoir de retentissement sur la coagulation du sang en lui-même. Bien entendu, ces résultats restent à confirmer par de nombreuses autres expériences ainsi que par des analyses plus fines de l'état d'activation du sang et de la coagulation en fin d'expérience et de la composition du caillot. Mais surtout, il est nécessaire de comprendre quelles interactions sont mises en jeu entre les vibrations et le sang circulant. Pour répondre à cette question il sera nécessaire de se tourner vers des méthodes de visualisation de flux. Ces dernières devraient nous permettre d'accéder à la simulation de ces interactions afin de concevoir le système idéal de matériau intelligent, point de départ de nos réflexions.

Conclusion générale

En introduction de cette thèse, nous insistions sur un point qui peut paraître à certains comme plus près de la philosophie que de la médecine ou de l'électromagnétisme mais qui nous apparaît comme central : la nécessité d'établir des collaborations actives entre des milieux de recherches éloignées. Combien d'ingénieurs-chercheurs de l'INPT de Toulouse avaient entendu parler, avant cette collaboration, d'insuffisance cardiaque terminale, d'assistance circulatoire ou de thrombose (et à l'instar de Christophe Viguier avaient vu une jugulaire interne de porc)? Qui, dans mon entourage, savait ce qu'était un fluide magnétorhéologique, comment fonctionnait un matériau piezoélectrique (et que, nuits de gardes obligent, Maxwell avait fait autre chose que du café instantané)?

*« Ce que l'on conçoit bien s'énonce clairement,
Et les mots pour le dire arrivent aisément. » Nicolas Boileau (1636-1711) L'Art poétique.*

Notre collaboration nous a tout d'abord obligé de faire l'effort d'énoncer clairement les problèmes auxquels nous voulions répondre et de quelle façon nous voulions le faire. D'ailleurs, le premier chapitre de cette thèse avait pour vocation de formaliser par écrit un certain nombre d'années d'expérience clinique vécue au contact des patients en insuffisance cardiaque terminale et traités par assistance circulatoire. Cette étape était importante pour deux raisons. La première était d'expliquer à nos collègues ingénieurs-chercheurs pourquoi ce sujet avait à nos yeux tant d'importance. La seconde était de faire le point sur nos résultats pour essayer de définir nos besoins. Nous avons décrit dans ce chapitre que l'utilisation de l'assistance circulatoire en attente de transplantation avait atteint une maturité certaine grâce aux machines certes un peu rustiques mais efficaces dont nous disposions. Nous avons aussi détaillé l'évolution actuelle qui tend à faire de l'assistance circulatoire un traitement à part entière, une vraie alternative plutôt qu'un traitement provisoire en attente de transplantation. Comme nous l'avons vu, les résultats ne sont pas encore au rendez-vous, en partie du fait des machines elles-mêmes. Même avec les systèmes les plus récents, les taux de succès ont tendance à être identiques voire moins bons. Bien que l'amélioration de l'autonomie des patients soit indiscutable, la durabilité des systèmes n'est pas à la hauteur du challenge.

Dans le second chapitre, nous avons essayé de donner un aperçu aussi large que possible des concepts technologiques utilisés dans la réalisation des systèmes d'assistances circulatoires. Nous avons vu que les pompes de nouvelle génération représentées essentiellement par les pompes rotatives amenaient un confort sans conteste en ce qui concerne leur encombrement. Ces pompes nécessitent de faire certains compromis vis-à-vis de leur efficacité, notamment en ce qui concerne le caractère continu du débit qu'elles assurent. La conception de ces pompes a amené les différentes équipes d'ingénieurs à trouver des solutions à des nouveaux problèmes inhérents aux contacts directs des éléments rotatifs avec le sang. Il est intéressant de noter que de nombreuses solutions sont passées par l'utilisation des propriétés électromagnétiques voir même de concepts électroactifs innovants. Il ressort aussi de cette revue de littérature que les systèmes hybrides semblent les plus prometteurs et que l'intégration de différentes fonctions comme par exemple celle de la motorisation et de la sustentation présente un réel bénéfice. Il est important de souligner que l'un des risques essentiels de la sophistication, notamment lorsqu'elle concerne l'électronique, est la perte de fiabilité qui nécessite alors d'accroître encore la composante électronique.

L'analyse de cette littérature nous a amené à concevoir un actionneur différent des pompes actuellement utilisées et décrit dans le chapitre 3. Cet actionneur fait appel à un concept de

« conformateur-translateur » dont l'un des avantages est de ne présenter aucune liaison mécanique. Son principe de fonctionnement est basé sur les propriétés qu'ont les matériaux magnétorhéologiques de modifier presque instantanément leur viscosité lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique. L'intérêt d'utiliser les champs magnétiques réside dans la simplicité de l'électronique de contrôle et dans cette possibilité qu'ils offrent d'agir à distance et donc éventuellement de déporter la partie fixe de l'actionneur hors de la zone d'action de la partie mobile et du fluide quelle mobilise. Les simulations numériques utilisant notamment les équations de Maxwell, nous ont permis de montrer que la partie conformateur de cet actionneur était réalisable et que les champs magnétiques et les forces mises en jeu étaient compatibles avec la physiologie. Afin d'étudier le versant hydraulique de l'actionneur, nous avons par ailleurs construit une version magnéto-hydraulique qui permet de reproduire son mécanisme de fonctionnement et ainsi de tester aisément certaines performances.

Le dernier chapitre de cette thèse s'est focalisé sur la réalisation et surtout l'utilisation d'un autre actionneur électroactif visant à réduire le risque de formation de caillots. Nous avons d'abord détaillé les différents moyens d'action actuellement utilisés pour répondre à ce problème. Nous avons notamment insisté sur l'importance des caractéristiques des écoulements au sein des assistances circulatoires car le but de notre actionneur est de modifier l'écoulement notamment en limitant les zones de stagnation. Même si l'idée originale était de réaliser un matériau « intelligent » il nous a fallu nous rendre à l'évidence que peu de données existaient sur les interactions fluide/structure semblables à celles que nous voulions produire, le sang et les phénomènes de coagulation ajoutant un niveau supplémentaire de complexité. Ce n'est pas la description des caractéristiques de fonctionnement du système « Cricket », anti-fouling électronique basé sur l'implantation de vibreurs sur les coques des bateaux afin de limiter leur encrassement qui nous permettait de valider notre concept[75]. Nous avons donc développé à la fois un modèle expérimental et un actionneur qui nous permettaient de tester ce concept. Nous avons montré que l'application de vibrations sur la paroi d'un raccord rigide parcouru par du sang, permettait de modifier positivement ou négativement le risque thrombotique. Notamment une action directe sur les zones de recirculation entraînait un retard significatif de la formation du caillot.

On peut regretter et reprocher à ce travail qu'il n'ait donné lieu à aucune publication dans des revues internationales mais uniquement à 2 présentations dans des congrès[76]. Sans vouloir à tout prix chercher des excuses, quelques explications chronologiques s'imposent. Tout d'abord, il faut rappeler que ce travail est né de réflexions et de discussions qui ont eu lieu il y a environ 4 ans. A ce stade, le seul paramètre connu était la volonté de travailler ensemble. Puis ont été définis les actionneurs à développer et les technologies à utiliser. Simultanément a été réalisé le modèle expérimental. Que ce soit pour la réalisation de ce modèle ou pour celle des actionneurs, le point de départ était représenté essentiellement par l'expérience de chaque équipe dans son domaine. Nous avons donc le sentiment d'avoir en 4 années fait mûrir un projet fraîchement semé qu'il va nous être maintenant possible d'exploiter aussi en terme de publications. Ce travail n'a pas pour autant été non productif puisqu'il a donné lieu à la réalisation de 2 DEA, de 2 thèses (dont celle-ci) qui arrivent à terme et d'une troisième qui est en cours.

Les perspectives d'avenir découlant de ce travail nous semblent importantes. Tout d'abord nous devons finaliser la conception d'un prototype de notre « conformateur-translateur ». Nul doute qu'un certain nombre de problèmes imprévus surviendra qu'il nous faudra résoudre. Comme nous l'avons spécifié en conclusion du chapitre 3, l'alimentation devra faire l'objet d'un travail précis afin de l'optimiser et de rendre les mouvements de l'actionneur

compatibles avec la fragilité du sang. On peut d'ailleurs imaginer tester une version miniaturisée de notre actionneur directement sur le modèle expérimental utilisé dans le chapitre 4. Pour ce faire il nous faudra notamment déterminer le matériau le plus à même de contenir le fluide magnétorhéologique. Ce matériau devra présenter des qualités importantes de compliance et surtout de fiabilité en terme de résistance à des mouvements répétés de déformation. Les perspectives d'avenir en ce qui concerne l'actionneur anti-thrombotique sont tout aussi passionnantes. Comprendre le mode d'action des vibrations sur l'écoulement du sang va nécessiter un travail important de visualisation de flux. Les résultats obtenus en visualisation de flux et ceux observés avec le sang devraient nous permettre de modéliser les mécanismes d'action des vibrations. Il est à espérer que cela nous permettra de développer le matériau «intelligent» qui a alimenté nos premières réflexions. Toute cette perspective ne sera réalisable qu'au travers d'une continuation de notre collaboration mais aussi de son élargissement afin de regrouper les compétences nécessaires.

Références

1. Taylor DO, Edwards LB, Boucek MM, et al. Registry of the International Society for Heart and Lung Transplantation: twenty-second official adult heart transplant report--2005. *J Heart Lung Transplant* 2005; 24:945-955.
2. efg. <http://www.efg.sante.fr> .
3. Leprince P, Combes A, Bonnet N, et al. Circulatory support for fulminant myocarditis: consideration for implantation, weaning and explantation. *Eur J Cardiothorac Surg* 2003; 24:399-403.
4. Frazier OH. Prologue: ventricular assist devices and total artificial hearts. A historical perspective. *Cardiol Clin* 2003; 21:1-13.
5. DeBakey ME. Left ventricular bypass pump for cardiac assistance. Clinical experience. *Am J Cardiol* 1971; 27:3-11.
6. DeVries WC, Anderson JL, Joyce LD, et al. Clinical use of the total artificial heart. *N Engl J Med* 1984; 310:273-278.
7. Leprince P, Bonnet N, Rama A, et al. Bridge to transplantation with the Jarvik-7 (CardioWest) total artificial heart: a single-center 15-year experience. *J Heart Lung Transplant* 2003; 22:1296-1303.
8. Rose EA, Gelijns AC, Moskowitz AJ, et al. Long-term mechanical left ventricular assistance for end-stage heart failure. *N Engl J Med* 2001; 345:1435-1443.
9. Goldstein DJ. Worldwide experience with the MicroMed DeBakey Ventricular Assist Device as a bridge to transplantation. *Circulation* 2003; 108:II272-277.
10. Frazier OH, Myers TJ, Westaby S, Gregoric ID. Use of the Jarvik 2000 left ventricular assist system as a bridge to heart transplantation or as destination therapy for patients with chronic heart failure. *Ann Surg* 2003; 237:631-636; discussion 636-637.
11. Dowling RD, Gray LA, Jr., Etoch SW, et al. Initial experience with the AbioCor implantable replacement heart system. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2004; 127:131-141.
12. Tatsumi E, Taenaka Y, Homma A, et al. The National Cardiovascular Center electrohydraulic total artificial heart and ventricular assist device systems: current status of development. *Asaio J* 2003; 49:243-249.
13. Monties JR, Trinkl J, Mesana T, Havlik PJ, Demunck JL. Cora valveless pulsatile rotary pump: new design and control. *Ann Thorac Surg* 1996; 61:463-468.
14. Sauer IM, Frank J, Spiegelberg A, Bucherl ES. Ovalis TAH: development and in vitro testing of a new electromechanical energy converter for a total artificial heart. *Asaio J* 2000; 46:744-748.
15. Takatani S, Sakamoto T, Ohuchi K, Nakamura M, Mizuno T, Arai H. One piece ultracompact totally implantable electromechanical total artificial heart for permanent use. *Asaio J* 2002; 48:538-545.
16. Weber S, Doi K, Massiello AL, et al. In vitro controllability of the MagScrew total artificial heart system. *Asaio J* 2002; 48:606-611.
17. Doi K, Smith WA, Harasaki H, et al. In vivo studies of the MagScrew total artificial heart in calves. *Asaio J* 2002; 48:222-225.
18. Kaplon RJ, Oz MC, Kwiatkowski PA, et al. Miniature axial flow pump for ventricular assistance in children and small adults. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1996; 111:13-18.
19. Yamazaki K, Mori T, Tomioka J, et al. The cool seal system: a practical solution to the shaft seal problem and heat related complications with implantable rotary blood pumps. *Asaio J* 1997; 43:M567-571.
20. Mitamura Y, Wada T, Okamoto E. Ferromagnetic artificial cells for artificial circulation. *Asaio J* 1996; 42:M402-406.

21. Mitamura Y, Sekine K, Asakawa M, Yozu R, Kawada S, Okamoto E. A durable, non power consumptive, simple seal for rotary blood pumps. *Asaio J* 2001; 47:392-396.
22. Mitamura Y, Nakamura H, Okamoto E, Yozu R, Kawada S, Kim DW. Development of the Valvo pump: an axial flow pump implanted at the heart valve position. *Artif Organs* 1999; 23:566-571.
23. Qian KX, Zeng P, Ru WM, Yuan HY. Axial reciprocation of rotating impeller: a novel approach to preventing thrombosis in centrifugal pump. *Asaio J* 2002; 48:562-564.
24. Earnshaw S. On the nature of the molecular forces which regulate the constitution of the luminiferous ether. *Trans. Camb. Phil. Soc* 1842; 7:97-112.
25. Allaire PE, Kim HC, Maslen EH, Olsen DB, Bearnson GB. Prototype continuous flow ventricular assist device supported on magnetic bearings. *Artif Organs* 1996; 20:582-590.
26. Hart RM, Filipenco VG, Kung RT. A magnetically suspended and hydrostatically stabilized centrifugal blood pump. *Artif Organs* 1996; 20:591-596.
27. Nojiri C, Kijima T, Maekawa J, et al. Development status of Terumo implantable left ventricular assist system. *Artif Organs* 2001; 25:411-413.
28. Onuma H, Murakami M, Masuzawa T. Novel maglev pump with a combined magnetic bearing. *Asaio J* 2005; 51:50-55.
29. Akamatsu T, Tsukiya T, Nishimura K, Park CH, Nakazeki T. Recent studies of the centrifugal blood pump with a magnetically suspended impeller. *Artif Organs* 1995; 19:631-634.
30. Bourque K, Gernes DB, Loree HM, 2nd, et al. HeartMate III: pump design for a centrifugal LVAD with a magnetically levitated rotor. *Asaio J* 2001; 47:401-405.
31. Asama J, Shinshi T, Hoshi H, Takatani S, Shimokohbe A. A new design for a compact centrifugal blood pump with a magnetically levitated rotor. *Asaio J* 2004; 50:550-556.
32. Goldowsky M. Magnevad--the world's smallest magnetic-bearing turbo pump. *Artif Organs* 2004; 28:945-952.
33. Watanabe K, Ichikawa S, Asai T, et al. Centrifugal blood pump with a hydraulically-levitated impeller for a permanently implantable biventricular assist device. *Artif Organs* 2004; 28:556-563.
34. Golding L, Medvedev A, Massiello A, Smith W, Horvath D, Kasper R. Cleveland Clinic continuous flow blood pump: progress in development. *Artif Organs* 1998; 22:447-450.
35. Abe Y, Chinzei T, Isoyama T, et al. Advance in animal experiments with the undulation pump total artificial heart: 50 and 54 day survival periods with 1/R control. *Asaio J* 2003; 49:325-332.
36. Feier H, Mekkaoui C, Drevet JB, et al. A novel, valveless ventricular assist device: the FishTail pump. First experimental in vivo studies. *Artif Organs* 2002; 26:1026-1031.
37. Sharony R, Porat E, Nishimura Y, et al. The intra-aortic cannula pump: A novel assist device for the acutely failing heart. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1999; 118:924-929.
38. Takagaki M, Rottenberg D, McCarthy PM, et al. A novel miniature ventricular assist device for hemodynamic support. *Asaio J* 2001; 47:412-416.
39. Nogarède B. Machines tournantes: conversion électromécanique de l'énergie- principes et constitution. *Les Techniques de l'Ingénieur, Traité Genie Electrique* 2000; D 3410 & D 3411.
40. Budinger M, Rouchon J, Henaux C, Nogarède B. Un exemple de motorisation piézoélectrique et de son alimentation électronique associée pour applications embarquées. *Revue de l'Electricité et de l'Electronique* 2002; 2:42-47.
41. Jolly M, Bender J, Carlson J. Properties and applications of commercial magnetorheological fluids. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 1999; 10:5-13.
42. Volkova O. Thèse: Etude de la rhéologie de suspension de particules magnétiques. *Laboratoire de Physique de la Matière Condensée: Université de Nice-Sophia Antipolis.*

43. Benedetti M. Rapport de DEA: Contribution à l'étude des fluides magnéto-rhéologiques (Directeur B. Nogarède). Ecole doctorale Génie Electrique, Electronique et Télécommunication - GEET. Toulouse, 2003.
44. Renotte A, Duval J, Nogarède B. Electroactive Wing : towards Novel Actuation Concepts. Actuator 2004: 9th International Conference on New Actuators. Bremen, Germany, 2004.
45. Delehelle A. Stage de fin de 2^{ème} année: Les fluides magnéto-rhéologiques - Etude et Caractérisation. Département de "Génie Electrique-Automatique" de l'ENSEEIH. Toulouse, 2002.
46. Nogarède B. Electrodynamique appliquée. In S. Sup, ed. Paris: DUNOD, 2005.
47. Martinez N. Rapport de DEA: Mise en oeuvre d'un actionneur à base de fluide magnéto-rhéologique (Responsables B. Nogarède, P. Leprince). Ecole Doctorale Génie Electrique, Electronique et Télécommunication. GEET. Toulouse, 2005.
48. Szefer J. Control and treatment of hemostasis in cardiovascular surgery. The experience of La Pitie Hospital with patients on total artificial heart. *Int J Artif Organs* 1995; 18:633-648.
49. Kawasaki J, Katori N, Kodaka M, Miyao H, Tanaka KA. Electron microscopic evaluations of clot morphology during thrombelastography. *Anesth Analg* 2004; 99:1440-1444; table of contents.
50. Portner PM, Jansen PG, Oyer PE, Wheeldon DR, Ramasamy N. Improved outcomes with an implantable left ventricular assist system: a multicenter study. *Ann Thorac Surg* 2001; 71:205-209.
51. Houel R, Moczar M, Clerin V, Loisanse DY. Pseudointima in inflow conduits of left ventricular assist devices. *Ann Thorac Surg* 1999; 68:717-723.
52. Houel R, Moczar M, Ginat M, Loisanse D. Pseudointima in inflow and outflow conduits of a left ventricular assist system: possible role in clinical outcome. *Asaio J* 2001; 47:275-281.
53. Keough EM, Mackey WC, Connolly R, et al. The interaction of blood components with PDMS (polydimethylsiloxane) and LDPE (low-density polyethylene) in a baboon ex vivo arteriovenous shunt model. *J Biomed Mater Res* 1985; 19:577-587.
54. Shepard AD, Gelfand JA, Callow AD, O'Donnell TF, Jr. Complement activation by synthetic vascular prostheses. *J Vasc Surg* 1984; 1:829-838.
55. Mussivand T, Hetzer R, Vitali E, et al. Clinical results with an ePTFE inflow conduit for mechanical circulatory support. *J Heart Lung Transplant* 2004; 23:1366-1370.
56. Rose EA, Levin HR, Oz MC, et al. Artificial circulatory support with textured interior surfaces. A counterintuitive approach to minimizing thromboembolism. *Circulation* 1994; 90:II87-91.
57. Wendel HP, Ziemer G. Coating-techniques to improve the hemocompatibility of artificial devices used for extracorporeal circulation. *Eur J Cardiothorac Surg* 1999; 16:342-350.
58. Campbell EJ, O'Byrne V, Stratford PW, et al. Biocompatible surfaces using methacryloylphosphorylcholine laurylmethacrylate copolymer. *Asaio J* 1994; 40:M853-857.
59. Tsai CC, Deppisch RM, Forrestal LJ, et al. Surface modifying additives for improved device-blood compatibility. *Asaio J* 1994; 40:M619-624.
60. Turitto VT, Hall CL. Mechanical factors affecting hemostasis and thrombosis. *Thromb Res* 1998; 92:S25-31.
61. Wootton DM, Ku DN. Fluid mechanics of vascular systems, diseases, and thrombosis. *Annu Rev Biomed Eng* 1999; 1:299-329.
62. Mandrusov E, Puszkun E, Vroman L, Leonard EF. Separated flows in artificial organs. A cause of early thrombogenesis? *Asaio J* 1996; 42:M506-513.
63. Ryu GH, Kim J, Chang JK, et al. The fluid dynamic effect on protein adsorption in left ventricular assist devices. *Asaio J* 1993; 39:M332-336.

64. Kim J, Ryu G, Shin I, et al. Effect of shear rates on protein adsorption in the total artificial heart. *Asaio J* 1992; 38:M532-535.
65. Hochareon P, Manning KB, Fontaine AA, Tarbell JM, Deutsch S. Correlation of in vivo clot deposition with the flow characteristics in the 50 cc penn state artificial heart: a preliminary study. *Asaio J* 2004; 50:537-542.
66. Baldwin JT, Deutsch S, Geselowitz DB, Tarbell JM. Estimation of Reynolds stresses within the Penn State left ventricular assist device. *ASAIO Trans* 1990; 36:M274-278.
67. Yamane T, Maruyama O, Nishida M, et al. The most profitable use of flow visualization in the elimination of thrombus from a monopivot magnetic suspension blood pump. *Artif Organs* 2004; 28:390-397.
68. Kerrigan JP, Yamazaki K, Meyer RK, et al. High-resolution fluorescent particle-tracking flow visualization within an intraventricular axial flow left ventricular assist device. *Artif Organs* 1996; 20:534-540.
69. Duval J. Thèse: Conception et mise en oeuvre d'un système d'actionneurs AMF répartis pour le contrôle de forme électroactif de voilures aéronautiques. Ecole doctorale Génie Electrique, Electronique et Télécommunication - GEET. Toulouse, 2005.
70. Goldsmith HL, Turitto VT. Rheological aspects of thrombosis and haemostasis: basic principles and applications. *ICTH-Report--Subcommittee on Rheology of the International Committee on Thrombosis and Haemostasis*. *Thromb Haemost* 1986; 55:415-435.
71. Chien S. The Microcirculatory Society Eugene M. Landis Award lecture. Role of blood cells in microcirculatory regulation. *Microvasc Res* 1985; 29:129-151.
72. Windberger U, Bartholovitsch A, Plasenzotti R, Korak KJ, Heinze G. Whole blood viscosity, plasma viscosity and erythrocyte aggregation in nine mammalian species: reference values and comparison of data. *Exp Physiol* 2003; 88:431-440.
73. Reininger AJ, Reininger CB, Heinzmann U, Wurzinger LJ. Residence time in niches of stagnant flow determines fibrin clot formation in an arterial branching model--detailed flow analysis and experimental results. *Thromb Haemost* 1995; 74:916-922.
74. Schoepfoerster RT, Oynes F, Nunez G, Kapadvanjwala M, Dewanjee MK. Effects of local geometry and fluid dynamics on regional platelet deposition on artificial surfaces. *Arterioscler Thromb* 1993; 13:1806-1813.
75. Antifouling. <http://www.clubsnautiques.com/antifouling.electronique/manuel/introduction.html> .
76. Viguier C, Leprince P, Karouia M, Nogarède B. Electroactive Actuators for Mechanical Circulatory Support. *Actuator 2004: 9th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2004.