
ENDOCOM : Conception d'un banc in vitro de simulation des anévrismes de l'aorte abdominale

Johan Mazeyrat* — **Olivier Romain*** — **Patrick Garda***
Pierre-Yves Lagree** — **Michel Destrade****
Pascal Leprince***

* SYEL équipe d'accueil 2385 *Université Pierre et Marie Curie*
3, rue Galilée - B.C. 252 - 94200 Ivry sur seine
olivier.romain@lis.jussieu.fr, johanmazeyrat@yahoo.fr, patrick.garda@upcm.fr
** *L'Institut Jean Le Rond d'Alembert UMR7607*
4 place jussieu, B.C. 162 – 75252 Paris Cedex05
pyl@ccr.jussieu.fr, destrade@lmm.jussieu.fr
*** *Service de Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire - Pitié Salpêtrière*
47 Boulevard de l'Hopital 75013 Paris
karouia@yahoo.fr, pascal.leprince@psl.ap-hop-paris.fr

RÉSUMÉ. Un Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) représente une dilatation de l'aorte à la hauteur de l'abdomen dont la rupture entraîne dans 80% des cas le décès du patient. L'essor des procédures de chirurgie mini-invasives suscite que le traitement des AAA par voie endovasculaire, est aujourd'hui prédominant à plus de 65% mais à risques. Le suivi post-opératoire devient alors crucial. Le projet de recherche ENDOCOM vise à concevoir une endoprothèse communicante intégrant un capteur de pression, dédiées aux suivis post-opératoires des traitements des AAA. Il est alors nécessaire pour valider et vérifier la conformité des mesures de concevoir en parallèle à l'endoprothèse communicante, des outils de modélisation numérique et de tests in vitro. Le banc de mesure recrée le flux aortique aux travers un AAA et permettra l'optimisation et la validation du principe de mesure. Ce banc original est décrit en détail dans cet article.

ABSTRACT. An abdominal aortic aneurysm (AAA) is a dilatation of the aorta at the abdominal level, which rupture is a life threatening complication. Recent treatment of AAA consists in endovascular treatment with covered stent grafts. Despite improving devices, this treatment is still associated with close to 25% of failure related to persisting pressure into the excluded aneurismal sac. The follow-up becomes thus crucial and demands frequent examinations (CT-scan, IRM), which are not so liable given the complications. In order to evaluate the post-operative period of an AAA treatment, we designed a communicative stent, comprising of an integrated pressure sensor. This paper presents the conception of a communicative

sensor, the elaboration of a numerical model, and the development of an experimental testbench constituting the aortic flux across an AAA and allowing the optimization and validation of the measurement principle. The experimental testbench must be elaborated close to real physiological condition.

MOTS-CLÉS : Anévrisme de l'aorte abdominal, Endofuites, capteurs RFID, Modélisation Numérique, Modélisation In vitro.

KEYWORDS: Abdominal Aortic Aneurysms, Endoleaks, RFID sensor, Numerical Modelisation, In vitro Modelisation.

1. Introduction

Un Anévrisme de l'Aorte Abdominale, AAA, est une pathologie de la paroi aortique, responsable d'une dilatation localisée et permanente de la lumière artérielle. Il est localisé entre les artères rénales et la bifurcation aorto-bi-iliaque qu'il peut parfois englober. Trois millions de personnes dans le monde sont touchées par les AAA et cette maladie représente la troisième cause de mortalité chez l'homme de plus de 60 ans. Il est estimé que 6 à 7% des patients âgés de 65 ans présentent une AAA. La mortalité globale des anévrismes rompus, traités ou non, reste de 80%. Ceci montre l'intérêt de traiter ces anévrismes précocement, avant leur rupture.

Plusieurs procédures chirurgicales sont actuellement disponibles pour éradiquer les AAA. La chirurgie conventionnelle consiste à accéder à l'aorte abdominale pour la clamper de part et d'autre de l'anévrisme et remplacer la partie anévrismale par un tube synthétique.

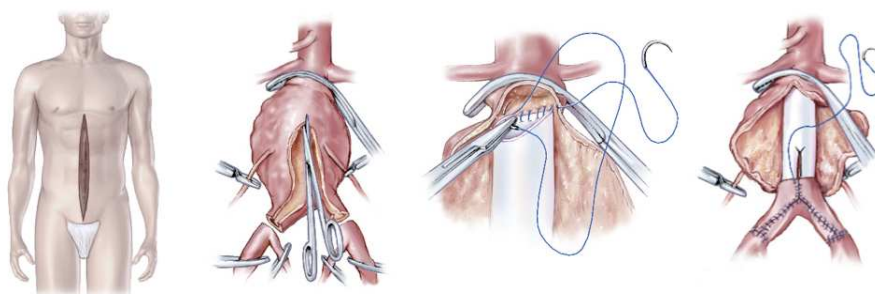


Figure 1. *Motus operandi du traitement classique des AAA*

La voie d'abord la plus souvent utilisée est une voie transpéritonéale mais il est aussi possible de passer par voies rétro-péritonéale. Il s'agit d'une chirurgie bien codifiée et dont les résultats sont parfaitement connus à moyens et longs termes. La chirurgie conventionnelle est associée à une mortalité faible, inférieure à 3% dans certaines séries monocentriques. Le taux de morbidité post-opératoire reste stable

entre 15 et 35%. Cette morbidité est essentiellement cardiaque et pulmonaire, lié au clampage aortique et à l'abord chirurgical. Les complications pariétales sont loin d'être négligeables.

Le traitement endovasculaire consiste à introduire par une artère périphérique (généralement la fémorale) une endoprothèse couverte (Stent : Figure 2). Ce stent comprimé dans le cathéter va être déployé dans la poche anévrysmale et accroché de part et d'autre aux parois internes de l'aorte. Ainsi, la circulation sanguine dans l'aorte est guidée et l'anévrisme est exclu de toute pression artérielle.

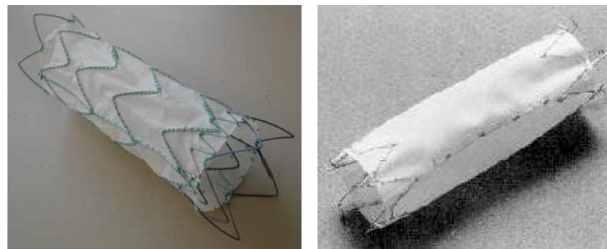


Figure 2. Endoprothèse tube couverte à ossature complète ou non

L'intérêt de ce traitement réside dans le caractère peu invasif de l'abord chirurgical ainsi que dans l'absence de clampage aortique. De ce fait, ce traitement est particulièrement indiqué chez les patients présentant un risque chirurgical élevé : patients âgés ou ayant une pathologie cardiaque ou pulmonaire associée ou encore patients déjà opérés de l'abdomen. Les inconvénients de ce traitement résident dans le fait que la prothèse n'est pas toujours parfaitement étanche et qu'il peut persister une fuite de sang entre cette prothèse et la paroi aortique. Plusieurs types de fuites (Figure 3) ont été répertoriées et classifiées en 4 groupes.

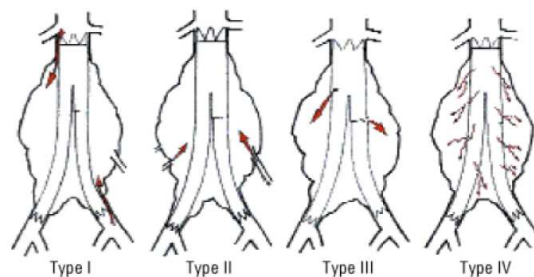


Figure 3. Classification des différentes fuites des AAA traités par stent

De ce fait, la poche anévrismale reste sous pression et le risque de rupture persiste. Il a même été démontré que des ruptures pouvaient survenir en l'absence de fuite authentifiée : ce phénomène est appelé endotension. Pour détecter l'existence de fuites ou de phénomènes d'endotension, le patient est surveillé par des examens d'imagerie répétés, essentiellement des scanners réalisés à 3, 6, 12, 18 et 24 mois puis tous les ans. Hormis les dépenses de santé que représentent ces examens d'imageries répétés, ils constituent une source non négligeable d'irradiation du patient.

L'idéal serait de pouvoir surveiller la pression dans la poche anévrismale. La mesure de ce paramètre par un système électronique télé alimenté et implanté dans la poche anévrismale représente un véritable enjeu sur le plan médical. Ce système permettrait une surveillance aisée et répétée du patient sans multiplier les examens d'imagerie qui sont contraignant et coûteux à la sécurité sociale. Au delà de l'enjeu médical, un tel système électronique permettra de répondre à de nombreuses questions concernant l'évolution de la pression dans une poche anévrismale exclue : répartition au sein du thrombus, conséquences au contact de la paroi, variation en fonction des différents types de fuite, connaissances plus approfondie sur le phénomène encore mal connu de l'endotension (G. White, 2002),

2. Etat de l'art

Les progrès réalisés en microélectronique, en conception de microsystèmes électromécaniques (MEMS) ainsi qu'en télécommunication ouvrent de nouvelles perspectives en matières de capteurs intelligents ; c'est-à-dire la combinaison de transducteurs associés à des circuits intégrés et plus précisément en matières de capteurs biomédicales. Ces capteurs destinés en priorité à des modalités de routine clinique non invasives intervenant notamment dans le diagnostic et le suivi de ces pathologies ont pour objectifs une meilleure prise en charge des patients et ce avec un meilleur confort et à moindre coût pour la société.

Depuis plusieurs années, des laboratoires internationaux de recherche et des industriels du monde biomédical œuvrent au développement de nouvelles technologies non invasives pour des applications cardiovasculaires. Nous aborderons tout d'abord dans cette partie, les spécifications fonctionnelles communes aux capteurs implantés puis dans une seconde partie les différentes solutions envisagées jusqu'ici pour répondre aux enjeux plus spécifiques du suivi post-opératoire des AAAs opérés par voie endovasculaire.

Actuellement, il existe de nombreux systèmes génériques de capteur de pression et de transpondeurs qui respectent les critères communs de faible consommation d'énergie, de capacité de traitement et de biocompatibilité. Nous nous limiterons à la présentation des deux projets les plus aboutis et pertinents en rapport avec le problème de détection de fuites des AAA opérés.

CardioMEMS Inc. est une compagnie dont le secteur d'activité est la conception de systèmes biomédicaux utilisant des MEMS. Celle-ci a développé une sonde sans fil implantable visant le suivi des anévrismes de l'aorte abdominale. Le système développé par Cardiomems (Figure 4) se comporte comme un circuit résonant dont la fréquence change selon la pression locale exercée. La conception de ce système repose sur un simple circuit inductif-capacitif résonnant avec un capteur de type capacitif. La capacité change donc en fonction de la pression exercée par l'environnement dans lequel le système est placé en conséquence de quoi, la fréquence de résonance de ce circuit change selon la pression locale.

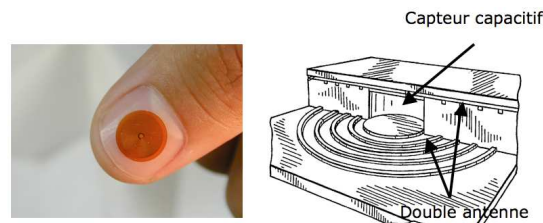


Figure 4. *Capteur de pression de CardioMems*

La simplicité du composant tant au niveau de la fabrication (électrique et mécanique) que du principe de fonctionnement lui confère une grande longévité. De plus, sa petite taille et sa flexibilité assurent une intégration facile au sein d'un cathéter et donc une simplification de l'implantation du système via l'artère fémorale. Le 22 juillet 2004 à Atlanta, CardioMEMS Inc. a lancé l'étude clinique de son système. Deux patients à la base de clinique de Cleveland (Cleveland, Ohio) ont eu des sondes implantées pendant le traitement de leur AAA.

Toutefois, ce type de sonde LC souffre de nombreuses limitations inhérentes à sa conception. Ainsi la fiabilité de la mesure peut être remise en cause par, d'une part, par le manque de paramètres de contrôle suivant la dérive du système (dus à la température par exemple) et, d'autre part, par le manque de précision de mesures dues à son système de communication. En effet, les MEMS de pression capacitif ont un faible taux de variation capacitif aussi la plage de variation de la fréquence de résonance permettant d'estimer la pression anévrismale, est restreinte. On en déduit que la précision de la mesure est uniquement fonction de la précision de détection de cette fréquence porteuse et donc soumis à la physiologie du patient. Enfin, le système de fixation de la sonde étant quasiment nul, on ne peut placer celle-ci précisément au sein du sac anévrisimal exclu; par conséquent, on est loin d'exclure la possibilité de la dérive de la sonde et donc d'une mesure isolée en périphérie de l'anévrisme. Ainsi, Cardiomems a reconnu dans une de ses dernières publications que son système montre des problèmes de détection dans le cas des endofuites de type II.

La compagnie Remon Medical Technologies, localisée à Césarée en Israël, cherche depuis longtemps, à exploiter le marché des capteurs de pression biomédicaux adapté à la surveillance et au suivi de malades. Ses principales recherches sont axées sur l'utilisation des ondes acoustiques comme sources d'énergies et de communication. Ils ont élaboré un système de surveillance des anévrismes post opération composé d'un capteur de pression et d'un transporteur à ondes acoustiques. Cette alternative à l'utilisation des radiofréquences comme source d'énergie externe pour une sonde implanté est très originale même si l'utilisation des ultrasons est largement répandue dans l'imagerie médicale notamment pour sa fiabilité mais aussi pour la facilité de transmission du signal à travers un environnement liquide. Le système RemonAAA a été implanté dans les poches anévrismales exclues de 21 patients. Les tests cliniques ont montré dans 70% des cas, une réduction de la pression dans la poche anévrismale. Or, aucun patient ne présentait de fuites. Il n'est pas alors possible de conclure si ce capteur serait capable de détecter le cas d'endotension.

3. Projet ENDOCOM

Les résultats actuels pratiqués in vitro et in vivo ne permettent pas de conclure sur la fiabilité des systèmes développés. En effet, il existe plusieurs verrous à surmonter. Les propriétés intrinsèques de l'anévrisme (géométrie, élasticité), généralement variable de même que la nature changeante du caillot sanguin et la répartition des hypothétiques fuites au sein de la poche anévrismale nous ont amené à émettre l'hypothèse d'une répartition inhomogène du champ de pression au sein de la poche anévrismale exclue et par conséquent, l'inefficacité d'un capteur situé de façon non optimale face à la détection d'une fuite très localisée. L'anévrisme étant profondément positionné par rapport à l'abdomen, les différentes couches (peau, graisse, os, muscle et thrombus) vont contribuer à perturber les transmissions.

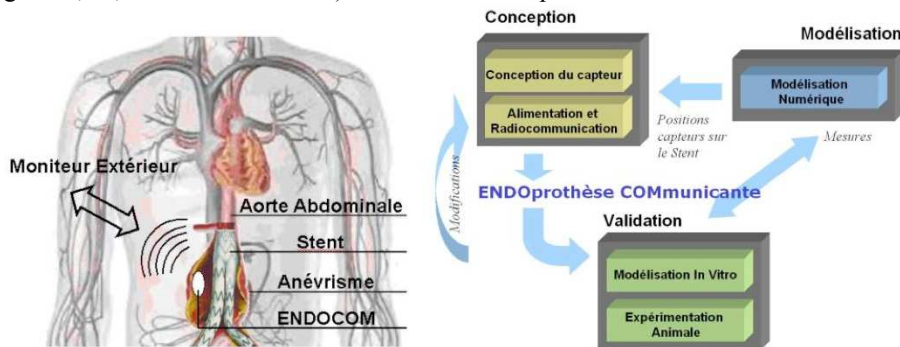


Figure 5. Endocom et flot de conception

Dans ce contexte, le projet ENDOCOM (Figure 5) consiste à concevoir une nouvelle ENDOprothèse COMMunicante dédiée aux suivis post-opératoires des AAA. Cette prothèse sera munie d'un système électronique intégré, composé d'un transducteur de pression et d'une architecture de communication. Le système électronique sera télé-alimenté lors d'une communication. Le recueil régulier la pression dans le sac anévrisimal lors d'une consultation postopératoire permettra de contrôler l'évolution de l'intervention. Il constituera alors une alternative fiable et moins onéreuse à l'imagerie médicale préconisée actuellement.

La conception de l'endoprothèse communicante s'articule autour de trois phases de développement. Une phase de développement d'un capteur de pression. L'architecture fonctionnelle du système correspond à une étiquette RFID à 13,56MHz muni d'un capteur de pression. Cette architecture est décrite plus précisément dans (Mazeyrat J, 2006).

Les outils de modélisation et de validation expérimentales constituent les deux autres phases de développement du projet. Ils ont pour objectifs de déterminer à termes l'emplacement optimal du/des capteurs sur le stent en fonction des propriétés géométriques de l'anévrisme du malade et de vérifier expérimentalement sur des bancs de simulations *in vitro* et *in vivo* les performances de l'endoprothèse communicante.

Dans le reste de cet article, nous détaillerons précisément la réalisation d'un de ces bancs *in vitro* de simulation des anévrismes de l'aorte abdominale.

4. Le Banc de modélisation *in vitro* d'un anévrisme de l'aorte abdominal

La validation du procédé de mesure et les bases de la modélisation numérique passe par le développement d'un banc d'instrumentation expérimental se rapprochant au plus près des réalités médicales.

De nombreux travaux de simulation *in vitro* de ce type de comportement physiologique ont déjà été effectué (Deplano 2007, Wallis 1886, Lermuziaux P 2001, Lalka S.G. 1998, Chong CK 1998). Toutefois le besoin de mesures des profils de pression et des écoulements sanguins au sein de l'anévrisme nécessaire à l'établissement de nos modèles numériques, et donc de nos outils de simulation, nous ont amenés à développer notre propre banc d'instrumentation.

Les principales originalités du protocole expérimental reposent dans la possibilité de mesurer les variations du champ de pression au sein même d'un modèle d'anévrisme compliant (élastique). Ainsi ce banc expérimental récrée en circuit fermé, le flux aortique dans un modèle d'anévrisme élastique autour d'un cœur artificiel. La détermination des profils de pression qui dépend notamment des propriétés intrinsèque de l'anévrisme nécessite des mesures selon les 3 dimensions spatiales. On a donc été amené à inclure un réseau de capteurs directement au sein de la paroi élastique.

Le synoptique du banc de simulation in vitro est donnée sur la Figure 6. Sa conception a nécessité un développement mécanique et électronique particulier et attentionné.

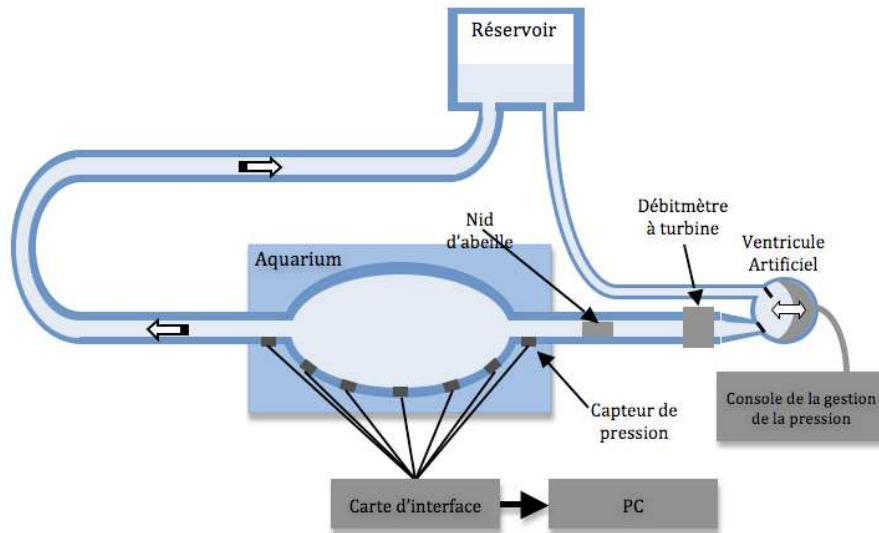


Figure 6. Architecture du banc de simulation in vitro des AAA

4.1. Réalisation mécanique du banc

Le banc d'instrumentation (Figure 6 et Figure 7) repose sur le développement d'un circuit pulsatile fermé articulé autour d'un réservoir et d'une compliance réglable, faisant respectivement office de post et précharge sanguine, et d'un modèle reconstitué d'anévrisme. Ce dernier est en caoutchouc au silicone ce qui permet d'obtenir des moules élastiques, souples et légers, présentant une bonne résistance à la chaleur et à l'eau résistant aux solutions diluées au glycol et radio-transparent (permettant une imagerie de contrôle de notre modèle d'anévrisme exclus par stent) et donc proche des conditions physiologiques.

Le modèle d'AAA (Figure 8) est à l'échelle 2 par rapport aux moyennes pathologiques connues Afin de permettre une plus grande répartition des capteurs au sein de la paroi anévrismale de la prothèse. L'anévrisme comporte en outre deux entrées/sorties supplémentaires pour la simulation d'artères collatérales permettant la simulation d'un flux rétrograde et donc d'une endofuite de types II.

Le modèle d'anévrisme repose dans un aquarium plein d'eau de 60x40x40cm permettant de simuler la pression intra abdominale et d'envelopper la prothèse sans laisser celle-ci subir les déformations dus à son poids. Les centres des petites faces opposées de l'aquarium ont été percés pour laisser passer le reste du système, composé d'un tuyau non élastique permettant de raccorder l'anévrisme en circuit fermé autour d'un ventricule artificiel.

Historiquement la non élasticité du système hors anévrisme a été compensée par l'association de trois compléments :

- Une vanne située juste à la sortie de l'anévrisme permettant de simuler les résistances à l'éjection (post charge cardiaque),
- Un réservoir servant de compliance de sortie réglable représentant les pertes de pression liées au passage du sang dans le reste du système vasculaire,
- Une poche d'eau située proche du cœur servant de retour veineux pour caractériser les conditions de remplissage du ventricule (précharge cardiaque).

Aujourd'hui, la compliance et la poche de précharge ont été réunis en un seul et unique réservoir hermétique situé au plus près du cœur permettant de simplifier les paramètres du banc.

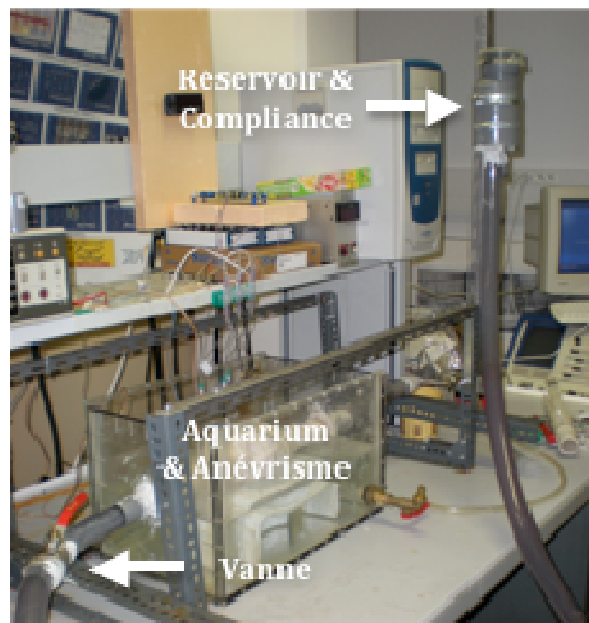


Figure 7. Photo du banc conçu

Un ventricule artificiel de type Thoratec (utilisé en chirurgie cardiaque) muni de son interface de gestion pulsatile permet de simuler le flux aortique dans les mêmes conditions que celles utilisées en milieu hospitalier. Les mesures sont faites en plusieurs étapes. Dans un premier temps, les mesures ont été faites avec un liquide de perfusion constitué d'un mélange glycérol/eau dont la viscosité est similaire à celle du sang, avec des débits et des fréquences cardiaque ajustés, via le facteur d'échelle de la prothèse.



Figure 8. Modèle d'anévrisme

Dans un second temps, les mesures seront effectuées avec du sang afin de constituer un thrombus au sein de la poche anévrismale exclue par l'endoprothèse. Ainsi la répartition du champ de pression dans le cas d'endofuites (de type I, II ou IV) et le retentissement de celle-ci sur le phénomène d'endotension pourra être étudiés.

4.2. Conception électronique et traitement de l'information du banc

Les principales originalités du protocole expérimentale et du banc développé reposent dans la possibilité de mesurer de façon fiable et reproductible les variations dynamiques du champ de pression au sein d'un modèle d'anévrisme compliant. Ce banc expérimental qui récrée en circuit fermé, les conditions d'écoulement et de circulation sanguine en prenant en compte un certain nombre de paramètres physiologiques (profil de pression, précharge et postcharge cardiaque, ainsi que compliance et résistance du réseau) est complètement original car les réalisations existantes sont différentes. Dorénavant, il va nous permettre, non seulement, de valider nos modèles numériques mais aussi d'avoir une structure de test in vitro pour les prototypes de capteurs à venir.

La conception et la mise au point de la chaîne de mesures est, elle aussi passée par de nombreux développements préliminaires avant d'arriver à la version actuelle. Les points les plus délicats de celle-ci ont évidemment été le choix des capteurs mais aussi la conservation de l'intégrité des signaux de mesures avant acquisition.

4.2.1. Capteurs de pression

La mesure précise des informations de pression dépend entièrement du choix des capteurs utilisés. Le capteur choisit pour nos mesures est le MPX2300DT1 de chez Freescale. Ce capteur est une jauge de contraintes piezorésistive (MEMS) très adaptée à notre application car elle a été développée au départ pour des applications de mesures de pression vasculaire. Elle est donc parfaitement adaptée en terme de gamme de mesure (de 0 à 300 mmHg), de précision (inférieure à 0,1 mmHg), de biocompatibilité (l'isolation Polysulfone de la partie sensible du capteur lui permet un contact avec le sang). D'autre part, son circuit de compensation en température, et son coût réduit ont fini de nous convaincre.

Toutefois ce type de capteur de pression vasculaire, en raison de leur utilisation en général déporter du lieu de mesures, et pour des raisons évidentes de coût est conçu sur une technologie de mesures différentielles. Ils nécessitent donc une référence de pression atmosphérique du côté opposée à la zone sensible biocompatible pour donner une mesure fiable. Un boîtier d'encapsulation a été conçu, permettant de positionner au mieux la fenêtre sensible du capteur tout en garantissant d'une part une certaine étanchéité et d'autre part, que la pression atmosphérique servant de référence arrive au niveau du MEMS.

Pour éliminer au maximum les sources d'erreur de mesures, les capteurs sont directement intégrés au sein de la paroi anévrismale, pendant le moulage, laissant uniquement la zone sensible du capteur en contact avec l'intérieur de la poche anévrismale. Cette exposition nous permet d'utiliser au mieux la sensibilité des capteurs. Les dimensions extérieures du boîtier du MEMS (0.6x0.89x0.36), permettent d'obtenir un boîtier final après encapsulation étanche de à 0,9x1,2x0,45 cm (Figure 9). Les dimensions finales de ce boîtier rigide, qui peuvent sembler importantes pour une implantation directe d'un réseau de capteurs au cœur de la paroi anévrismale de notre modèle, ont été le principal argument de la mise à l'échelle 2 de la pathologie et donc de notre dispositif expérimental in vitro.

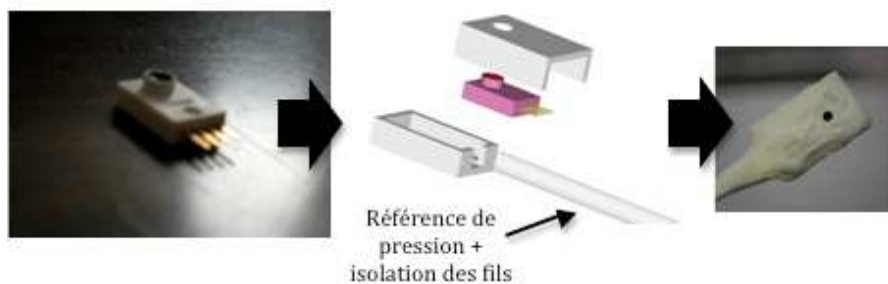


Figure 9. Encapsulation des capteurs

La répartition des capteurs de pression (Figure 10) et leur positionnement dans le modèle sont des points clés dans l'évaluation du champ de pression. En effet, si l'on considère un champ de pression inhomogène au sein d'un anévrisme, en présence de thrombus et de fuite, alors une disposition spatiales non optimisé pour cette géométrie peut nous amener à une mauvaise évaluation de la pression et donc des risques de rupture de cet anévrisme. Parmi les distributions évaluées, la répartition en lignes sur toute la longueur du modèle nous permet d'évaluer l'évolution de la pression par tranches. En effet, compte tenu du postulat qu'au vu des profils de pression et de vitesses, l'on peut considéré chaque tronçon du modèle d'anévrisme comme ayant une pression uniforme.

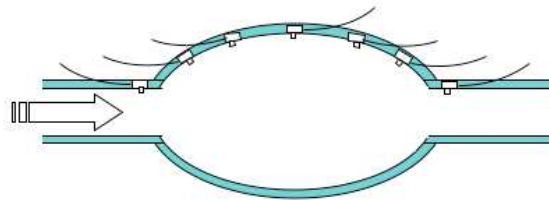


Figure 10. Répartition des capteurs dans la paroi de l'AAA

4.2.2. Interfaçage et acquisition des mesures

L'acquisition des signaux de mesures et leurs traitements passent par une carte de prétraitement puis sur une carte d'acquisition PC6143 de National Instrument. Etant donné la sensibilité des capteurs de pression ($30\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$ pour une alimentation typique de 6V), on peut espérer une variation dynamique de la tension de sortie des capteurs sur une gamme de pleine échelle à hauteur de 18mV au maximum. Il paraît alors évident de prendre un soin tout particulier des différentes sources de bruit ainsi qu'à la conservation de l'intégrité des signaux de mesures.

Malgré la très faible fréquence des signaux physiologique, nous avons choisit une architecture de traitement complètement parallélisée offrant une voie d'acquisition (comprenant une amplification, une gestion de l'offset et une conversion analogique numérique) par capteur. Un maximum de précaution a été pris pour réduire les sources de bruit parasites lors de la conception et la fabrication de la chaîne d'acquisition (Figure 11) :

- Stabilisation de l'alimentation,
- Les capteurs sont reliés depuis le modèle d'anévrisme jusqu'à la carte d'acquisition via des paires torsadées,
- Les amplificateurs utilisés sont des amplificateurs d'instrumentation différentiels INA114,
- La carte de prétraitement comporte un plan de masse,

- La connexion entre la carte de prétraitement et la carte d'acquisition se fait par câbles BNC et un boîtier blindé NIBNC2110.



Figure 11. *Chaîne d'instrumentation de mesures de pressions*

La carte d'acquisition utilisée est une NI PCI-6143 comportant 8 voies d'échantillonnage analogique simultanée de 250 kS/s (Kilo Sample per Second), et des CAN de résolution 16 bits (caractéristique largement supérieur à nos besoins). L'emploi de cette carte sous un environnement Labview nous a permis de développer des outils de calibrage, d'étalonnage et d'affichage temps réel nécessaire à la prise de mesure de pression. Cette chaîne d'instrumentation opérationnel est un véritable outil pour l'interprétation du comportement de la pression en fonction des paramètres cardiaques d'entrée et des différentes caractéristiques mécaniques que nous imposons à l'écoulement.

5. Performances du banc

Les principales originalités du protocole expérimentale et du banc développé reposent dans la possibilité de mesurer de façon fiable et reproductible les variations dynamiques du champ de pression au sein d'un modèle d'anévrisme compliant. Ce banc expérimental qui récrée en circuit fermé, les conditions d'écoulement et de circulation sanguine en prenant en compte un certain nombre de paramètres physiologiques (profil de pression, pré-charge et post-charge cardiaque, ainsi que compliance et résistance du réseau) est complètement original car les réalisations existantes sont différentes. Dorénavant, il va nous permettre, non seulement, de valider nos modèles numériques mais aussi d'avoir une structure de test in vitro pour les prototypes de capteurs à venir.

5.1. Procédure d'étalonnage

L'intérêt de la chaîne d'instrumentation décrite au chapitre précédent réside dans le seul fait de pouvoir comparer les différentes voies de mesures. Aussi nous avons pris un soin tout particulier à l'étalonnage de ces voies. Un banc d'étalonnage a été tout spécialement conçu à cet effet. L'organe principal de ce banc d'étalonnage consiste en une colonne d'eau d'une hauteur 1,80m nous permettant de faire varier à

notre guise la pression appliquée sur nos capteurs. Ceux-ci sont alignés, dans le but de conserver la même pression statique, et reliés à cette colonne d'eau via des tubes de perfusion (plein d'eau) disposé sur la partie sensible du capteur comme le montre la Figure 12. Sachant qu'1 cm d'eau correspond à 0,775mmHg cette colonne nous permet un étalonnage à hauteur d'environ 140mmHg.

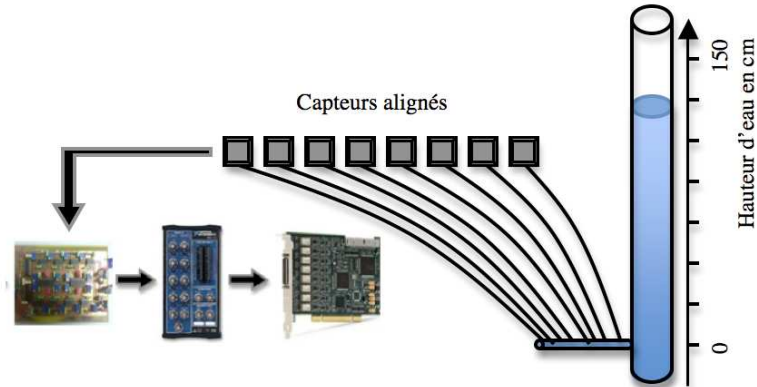


Figure 12. *Synoptique de l'étalonnage des capteurs*

Une fois les capteurs en place sur le banc, l'étalonnage se fait en deux temps. Tous d'abord les voies d'acquisition sont réglées via la carte de prétraitement en l'offset et en gain. Une fois ces paramètres réglés, les courbes d'étalonnage sont établies (Figure 13). Celles-ci nous serviront de base pour établir une régression linéaire de ces voies d'acquisition qui seront par la suite corrigé en post traitement de façon logicielle afin d'obtenir un étalonnage finale le plus précis possible.

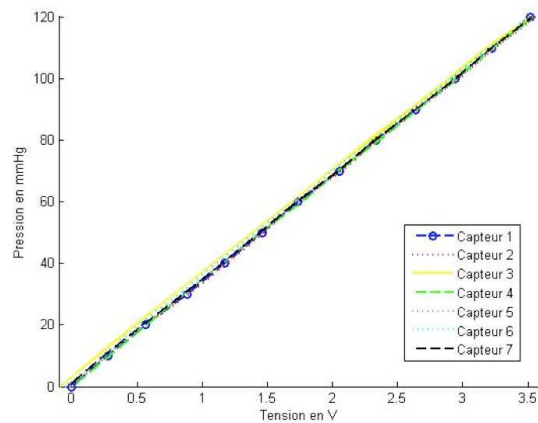


Figure 13. *Courbes d'étalonnage des capteurs de pression*

5.2. Performance du banc

La fonction première du banc développé est de donner un profil de pression adéquat à nos besoins. Aussi, différents paramètres de réglage externe nous permettent d'interagir sur le profil mesuré. Ceux-ci sont soit commandés électro mécaniquement via la console de contrôle du ventricule ou réglables en agissant directement sur certaines parties complémentaires du banc (vanne, réservoir, etc.).

Evidemment tous ces paramètres sont interdépendants et la modification d'un seul peut influencer tout le profil mesuré. Nous allons d'abord commenter un profil anévrismale « classique » in vitro et le comparer à son équivalent in vivo. Puis nous énumérerons les paramètres de réglages, ainsi que leur gamme de variation afin d'appréhender au mieux les conséquences de celle-ci sur le profil de pression mesurée.

5.2.1. Adéquation du profil de pression in vitro avec le profil physiologique

Avant de diagnostiquer une éventuelle fuite, il est important au préalable de comparer les formes de profil de pression aortique obtenu sur le banc avec les profils aortique physiologique connus. Dans ce cas, un modèle en caoutchouc en silicone d'une aorte saine (Figure 14), obtenu via le même procédé de fabrication que les modèles anévrismaux, a servi pour les mesures.



Figure 14. *Modèle en Silicone d'une aorte saine*

Les figures 15 et 16 donnent le profil de pression in vivo théorique et sa simulation in vitro. Les différences montrent de multiples pics de réflexion qui sont dus d'une part aux interfaces entre les parties dures et souples du banc (de part et d'autre de l'aquarium), aux changements de sections intervenant dans le circuit

fermé, (à la sortie du ventricule artificiel) et aux temps de fermeture et d'ouverture des clapets anti-retour du ventricule qui entraînent de petits flux rétrograde. Toutes ces réflexions peuvent varier en fonction des réglages des paramètres du banc mais seront de toutes façons présentes dans les différentes mesures effectuées quel que soit le modèle (aorte saine ou anévrismale choisit).

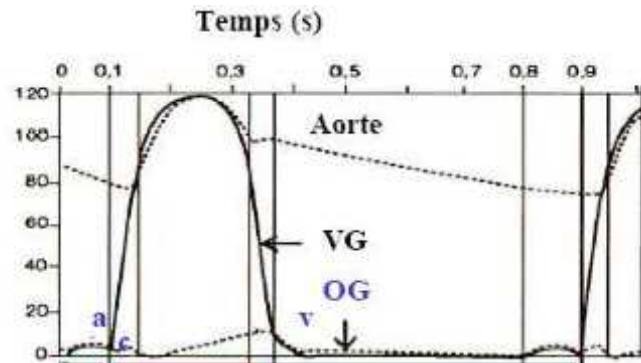


Figure 15. Profil de pression artérielle physiologique

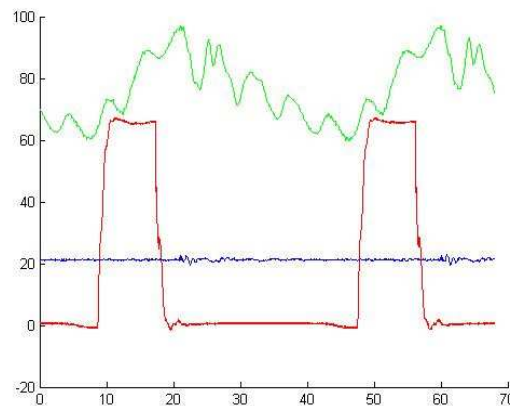


Figure 16. Profil de pression artérielle in vitro sur l'aorte saine

Ces réflexions « parasites » mise à part ainsi que quelques harmoniques supplémentaires plus hautes fréquences, nous retrouvons bien la forme de profil de pression physiologique attendu. Cette forme générale de profil « physiologiques » est conservée même dans une variation importante des différents paramètres de réglages du banc. Ainsi nous pouvons conclure que le profil de pression obtenu dans

le modèle aortique du banc est suffisamment proche de la réalité pour nos besoins de mesures et que les différents paramètres de réglages du banc nous serviront à simuler différents comportements physiologiques correspondant aux différences naturelles entre les patients (On peut légitimement penser que le comportement cardiaque et artériels diffèrent entre une femme de 40kg type « mannequin » et un homme de 100kg type « bucheron »).

5.2.2. Paramètres de réglages du banc

Nous allons maintenant préciser les performances de notre banc en isolant et présentant les paramètres de réglages et en estimant de quel façon ils interviennent sur le profil de pression mesurés.

Toutes les mesures présentées ont été effectuées avec le même mode opératoire et dans les conditions de mesure les plus génériques possibles. En effet, afin de se soustraire au maximum de l'influence du comportement du modèle souple contenu dans le réservoir, les mesures de pression ont été effectuées de part et d'autre de celui-ci au sein même du modèle rigide. Les profils présentés sont donc différents de l'exemple précédent mais nous permettent tout de même d'évaluer l'influence des paramètres.

Dans le but de faciliter la compréhension des mesures pour le lecteur, nous avons ajouté sur chaque chronogramme le signal de commande du ventricule par la console de contrôle. Ce signal (en rouge) n'est pas une pression mais juste une tension dont la forme influe sur la fréquence, le rapport cyclique et l'amplitude du signal cardiaque.

5.2.2.1. Variation de la compliance

Le réglage de la compliance intervient dans la hauteur de colonne d'air contenu dans le réservoir situé juste en amont du ventricule artificiel. En effet, sachant que tout le système extra anévrisme est composé de tubes rigides, on déduit donc que le seul endroit compliant du banc (modèle anévrismale mis à part) est le réservoir. Celui-ci étant étanche, alors la variation de la compliance consiste donc en la hauteur de colonne d'air comprise entre le niveau de l'eau et la hauteur max du réservoir car c'est elle qui sera la plus compressible.

Les mesures des figures 17 et 18 illustrent respectivement une grande colonne d'air et donc une compliance élevée et une colonne d'air réduite pour une petite compliance. La variation de ce paramètre nous montre donc que la compliance agit donc comme l'inverse d'une capacité et la variation entre les profils s'apparente donc à la variation de la fréquence de coupure d'un filtre passe bas. On remarque évidemment tous les pics de réflexion présentée précédemment qui ne facilite pas la lecture du signal.

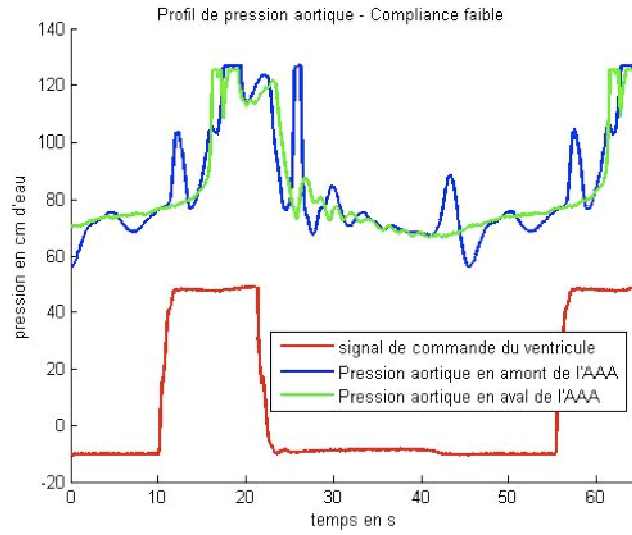


Figure 17. Profil de pression à compliance élevée

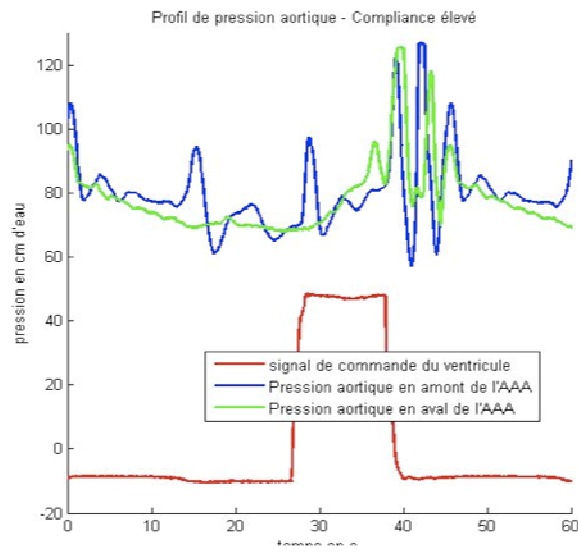


Figure 18. Profil de pression à compliance faible

5.2.2.2. Précharge Cardiaque

La précharge cardiaque qui caractérise les conditions de remplissage du ventricule est quantifiée par la mesure de la pression en fin de diastole (télédiastolique) du circuit sanguin. Le réglage de ce paramètre intervient donc encore une fois sur une hauteur du réservoir. Mais cette fois c'est sur la hauteur d'eau que la pré-charge va varier. En effet, la vitesse de remplissage du ventricule dépend évidemment de la pression amont à son entrée et donc de la hauteur de colonne d'eau maximal du banc.



Figure 19. *Précharge cardiaque*

Les figures 20 et 21 illustrent deux niveaux de précharge . On confirme avec ces mesures que la valeur de la précharge est équivalente à la pression moyenne au repos et donc quasiment équivalente à la valeur diastolique de la pression. D'autre part cette pression va joué un rôle sur la vitesse de remplissage du ventricule ce qui, combiner avec d'autres paramètres (comme un rapport cyclique faible ou une fréquence cardiaque élevé) va jouer un rôle primordiale dans la valeur du pic de pression systolique (si le ventricule est peu rempli, il éjecte peu et la pression maximum reste faible).

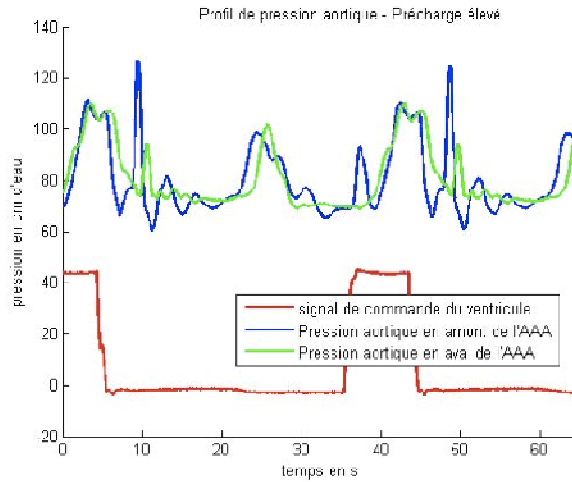


Figure 20. *Précharge élevée*

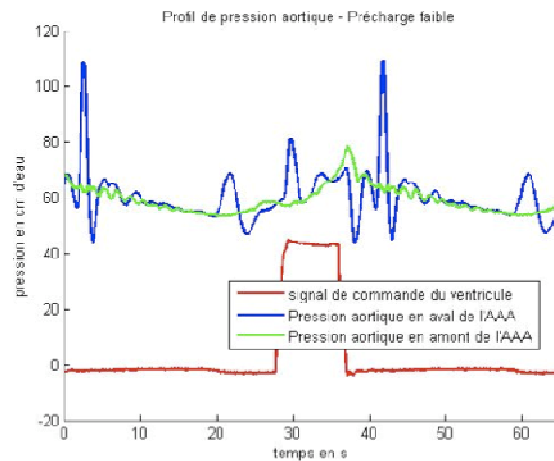


Figure 21. *Précharge faible*

5.2.2.3. Pression systolique

La pression systolique qui caractérise la force avec laquelle le ventricule se vide dans l'aorte est une commande directe de la console de contrôle du ventricule artificiel. La gamme de réglage peut varier entre 0 et 220 mmHg, ce qui est bien supérieur aux possibilités physiologiques « classiques » (entre 70 et 110 mmHg).

La variation de la pression d'expulsion correspond tout naturellement à une variation d'amplitude des signaux utiles. On remarque que les bruits générés par les pics de réflexion sont moins sensibles à la variation de ce paramètre. Les figures 22 et 23 montrent respectivement l'influence d'une systole élevée et faible.

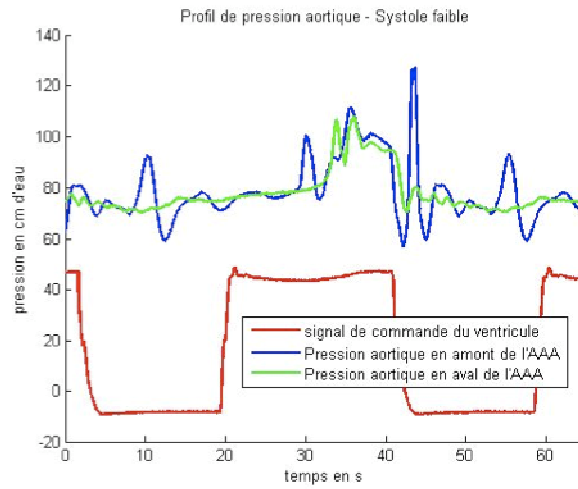


Figure 22. *Systole faible*

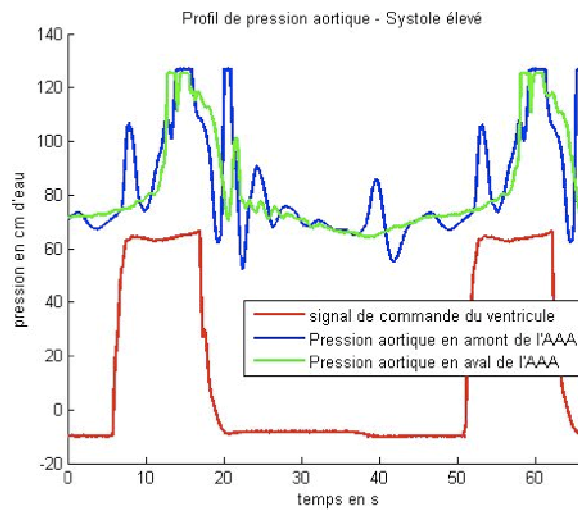


Figure 23. *Systole élevée*

5.2.2.4. Pression diastolique

La diastole est la période au cours de laquelle le cœur se relâche après s'être contracté. La pression diastolique moyenne varie entre 60 et 80mmHg. Ici la pression systolique peut être stimulé (par aspiration) ou retenue entre -20 et 130 mmHg.

La variation de ce paramètre, présenté figure 24, ne modifie pas ou très peu la pression diastolique du système (paramètre quasiment négligeable devant la précharge). Toutefois on peut remarquer que celle-ci va influencer directement sur la vitesse de remplissage du ventricule (comme la précharge) mais aussi sur la forme du profil et va même permettre de réduire certains bruits. En effet, dans le cas d'une pression diastolique soutenue par aspiration (cf. figure 25 droite) alors le clapet anti retour correspondant à la valve aortique se ferme plus rapidement ce qui limite les petits flux rétrogrades observés précédemment.

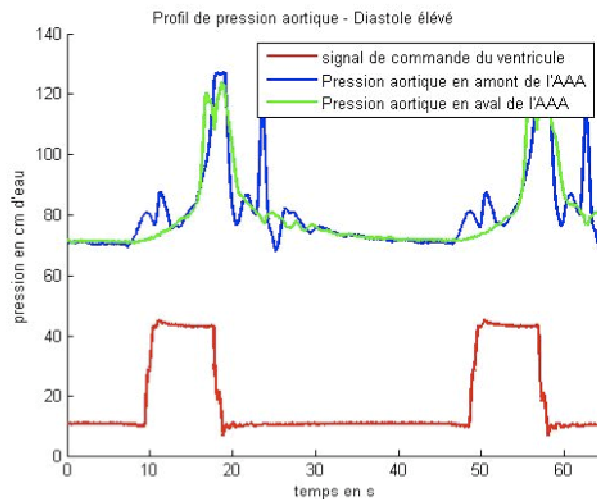


Figure 24. Diastole élevée

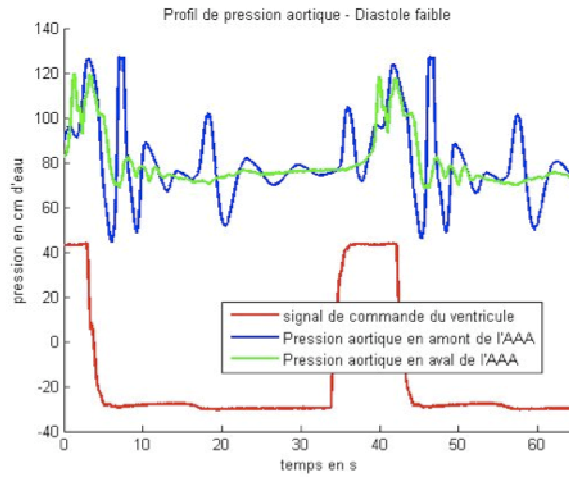


Figure 25. *Diastole faible*

5.2.2.4. Temps d'expulsion ventriculaire

La largeur du pulse cardiaque équivalent du rapport cyclique du signal de commande du ventricule à une grande importance sur la forme du profil. En effet, ce paramètre contrôle la durée allouée à l'expulsion et donc le volume d'éjection systolique (indirectement liés à la pression systolique). Si celle-ci est trop faible, la circulation du flux dans le système devient quasiment nul et la pression systolique s'effondre.

Ce paramètre, réglable sur le panneau de commande du ventricule, est susceptible de varier pratiquement de 0 à 100% du rapport cyclique du signal de commande du ventricule mais durant nos campagnes de mesures, le temps attribué à l'expulsion ventriculaire variait en général peu et tournait toujours autour d'une demi seconde.

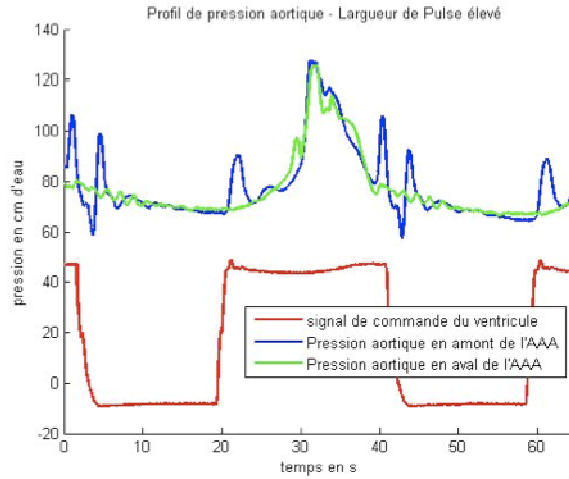


Figure 26. Temps d'expulsion élevé

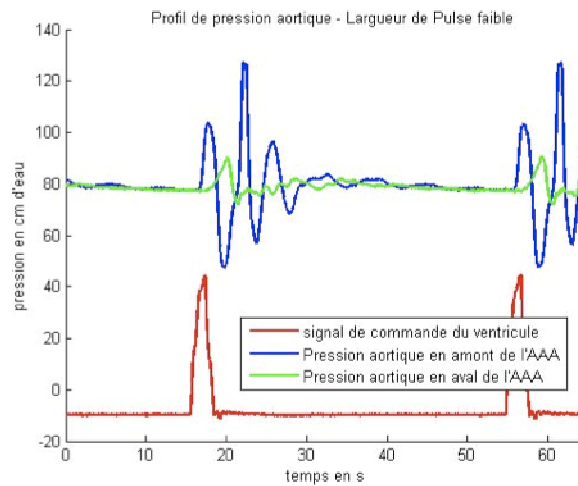


Figure 27. Temps d'expulsion faible

5.2.2.4. Rythme cardiaque

Le rythme cardiaque (ou pouls) est, au sens médical du terme, le mécanisme électrophysiologique à l'origine de la contraction des ventricules. Dans le sens commun, le rythme correspond à la fréquence cardiaque. Chez l'adulte en bonne santé, le pouls se situe entre 50 pulsations par minute (sportif au repos) jusqu'à 200

(fréquence cardiaque maximale théorique à 20 ans). La variation de ce paramètre est variable de 30 à 160 sur notre banc.

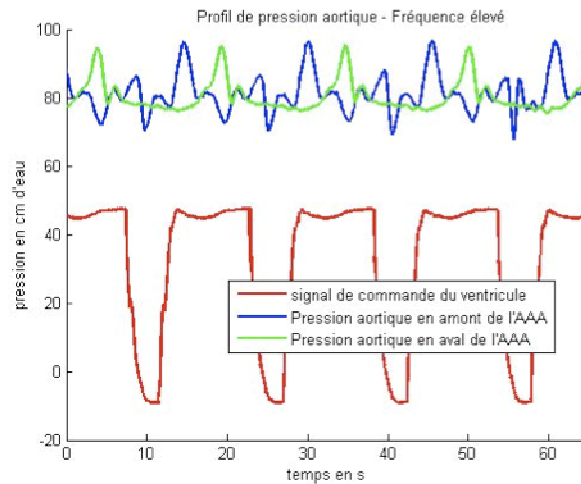


Figure 28. *Fréquence cardiaque élevée*

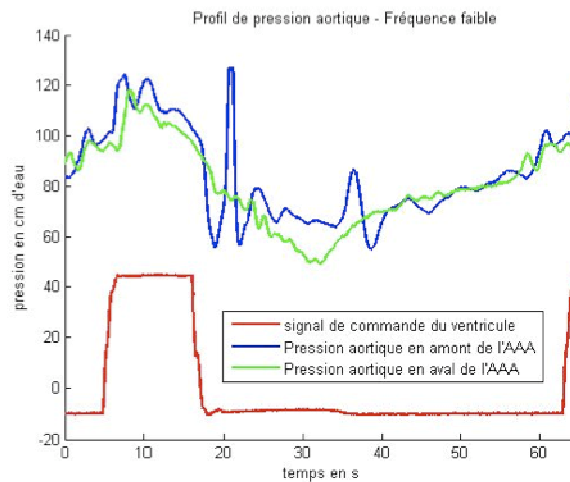


Figure 29. *Fréquence cardiaque faible*

Le réglage de la fréquence cardiaque correspond naturellement à la fréquence du signal. Tout de fois de même que pour le paramètre précédent, cette fréquence va naturellement influencer le temps de remplissage du ventricule et donc la quantité de

flux expulsé. On remarque que lors d'une forte augmentation du rythme cardiaque, la gamme de variation de pression de notre banc s'écrase car elle est tout le temps soutenue par les pics de pression systolique.

5.2.2.5. Résistance artérielle globale

Dans le cas d'un débit pulsatile comme ici, la résistance artérielle globale est représentée par l'association du frottement contre la paroi vasculaire, de l'élastance de la paroi (résistance à la distension des parois) et de l'inertie sanguine (le sang va s'immobiliser dès lors que la pression et la force d'inertie sont contrebalancées par les résistances vasculaires).

Dans notre modèle, les diamètres des tubes sont élevés, aussi les résistances associées aux frottements sur les parois sont pratiquement négligeables et la seule véritable résistance consiste en une vanne disposée entre l'aquarium et le réservoir. L'ouverture et la fermeture de la vanne n'agissant plus sur le débit que sur la pression, il nous est difficile de quantifier cette résistance autrement qu'en pourcentage de fermeture de la vanne.

Comme précisé précédemment, la vanne influe peu sur le profil de pression (Figure 30 et Figure 31) mais plutôt sur le débit associé. Aussi une grosse différence du réglage de la vanne déformera le profil uniquement par des petites réflexions supplémentaires dues à la géométrie de la vanne plus qu'à la résistance qu'elle implique.

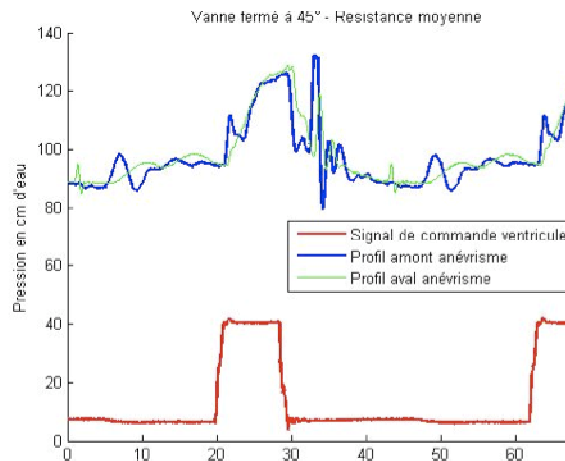


Figure 30. Résistance moyenne

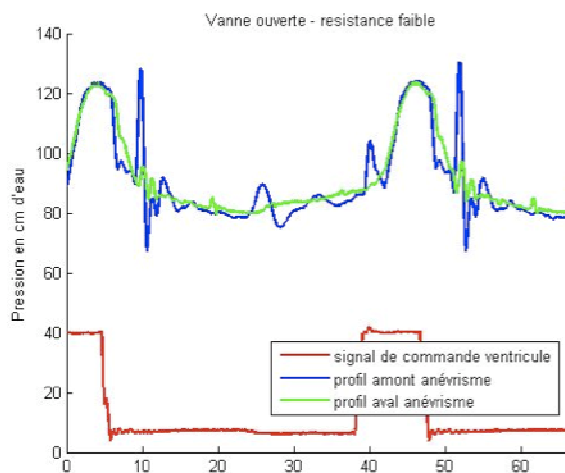


Figure 31. Résistance faible

5.3. Bilan des performances du banc

Le Tableau 1 ci dessous reprend les différents paramètres de réglages du banc et présente leur gamme de variation possible par rapport à la gamme de variation physiologique.

Tableau 1. Bilan des performances du banc

Paramètre de réglages	Influence sur le profil	Gamme de variation in vitro	Gamme de variation physiologique
Compliance	<i>Filtre Passe-Bas</i>	<i>30 cm d'air</i>	<i>Aucune donnée existe</i>
Pré-charge	<i>Pression moyenne + Remplissage du ventricule</i>	<i>7,75 à 77,5 mmHg (10 à 100 cm d'eau)</i>	<i>60 à 80 mmHg</i>
Pression systolique	<i>Amplitude du signal utile</i>	<i>0 à 220 mmHg</i>	<i>110 à 140 mmHg</i>

Pression Diastolique	<i>Remplissage du ventricule + réduction du bruit</i>	<i>-20 à 130 mmHg</i>	<i>60 à 80 mmHg</i>
Temps d'expulsion ventriculaire	<i>Quantité de mélange expulser</i>	<i>0 à 100% de la période</i>	<i>autour de 33%</i>
Rythme cardiaque	<i>Fréquence du Profil</i>	<i>40 à 220 bat/min</i>	<i>50 à 200 bat/min</i>
Résistance	<i>Réduction débit</i>	<i>De 0 à 100 %</i>	<i>De 0 à 100%</i>

Ce banc d'instrumentation original représente dès lors un outil non seulement paramétrable, fonctionnel et adapté à nos besoins en terme de mesures mais aussi d'un formidable outil de compréhension de la variation des profil de pression. Les perspectives de ce banc sont la validation du prototype d'endoprothèse communicante, l'étude des profils de pression correspondant aux fuites et le développement d'un modèle numérique de l'anévrisme. Les premiers résultats obtenus concernant ce dernier point, sont donnés ci-après.

6. Modélisation Mécanique

Le Modelage numérique des écoulements en fonction de la géométrie de l'anévrisme est étudié, pour à terme, obtenir un outil fonctionnel permettant de définir le positionnement optimal du/des capteurs pour la détection de variation de pression au sein de la poche anévrisimal exclues.

Sur le banc, les mesures de pression effectuées à l'entrée et à la sortie de l'anévrisme sont utilisées comme conditions aux limites pour une résolution numérique simplifiée de l'interaction fluide/structure (une troisième mesure est prise au centre de l'anévrisme). Les équations à résoudre sont les équations de Navier Stokes instationnaires laminaires axisymétriques moyennées sur la section. La compliance de la paroi est modélisée par une relation entre la pression et la variation de rayon. En utilisant les mesures de pression en entrée et en sortie comme conditions aux limites, on ajuste les paramètres du modèle numérique de manière à reproduire le mieux possible, pour la pression calculée au centre, la pression mesurée au centre.

Une version systématique sera mise en œuvre pour obtenir par le biais d'une méthode inverse le jeu de paramètres numériques optimaux (dont la compliance de la paroi) assurant la meilleure correspondance entre l'expérience et le calcul.

On peut voir sur la Figure 32, la pression calculée au centre de l'anévrisme augmenter. Les pressions d'entrée "input" et de sortie "output" proviennent du banc.

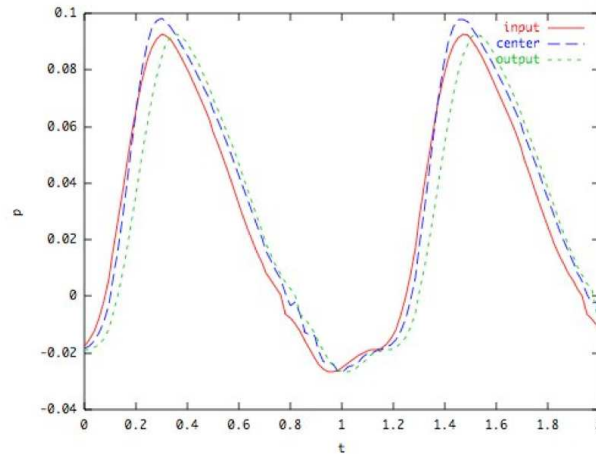


Figure 32. Modélisation numérique du profil de pression

7. Conclusion

Cet article décrit la mise en œuvre d'un banc d'instrumentation original permettant de simuler le flux sanguin dans un anévrisme de l'aorte. Ce banc nous permettra d'étudier l'inhomogénéité du champ de pression au sein du sac anévrismale des AAA exclue par endoprothèse, lors de complication de type endofuite et son retentissement sur l'endotension. Il nous permettra de valider ensuite, avant les tests sur animaux, le bon fonctionnement de la prothèse communicante du projet ENDOCOM, et de faire des mesures en vue de raffiner la modélisation numérique. Ce banc est le premier à délivrer des informations sur l'évolution du champ de pression dans une poche anévrismale exclue et compliant et permettra à terme d'étudier la répartition de celle-ci en fonction du thrombus, les conséquences au contact de la paroi ou la variation en fonction des différents types de fuite.

8. Bibliographie

- Mazeyrat J, Romain O & Al, « Endoprothèse Intelligente » Brevet français N°BFF06P0044
 G. White, J. May et Al, « Pourquoi un anévrisme continue à croître après un traitement endovasculaire ? Concept d'endotension », 2002.

- Mazeyrat J, Romain O & Al, « Wireless communicative stent for follow-up of abdominal aortic aneurysm », *Proceedings of the 2006 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*
- Deplano V., Knapp Y & Al, « Flow behaviour in an asymmetric compliant experimental model for abdominal aortic aneurysm », *Journal of biomechanics (2007) sous presse [hal-00137129 – version 1]*
- Wallis HB. « Flow in tubes and arteries. A comparison », *Biorheology 1986 ; 23 : 395-433*
- Lermuziaux P, Leroux C.& Al,. « Aortic aneurysm : construction of a life-size model by rapid prototyping », *Ann Vasc Surg 2001, 15:131-135*
- Lalka S.G., Stockberger S.M.& Al, « Phantom for calibration of pre-operative imaging modalities in endoluminal stent-graft repair of aortic aneurysms », *J Vasc Inter Radiol 1998, 9 : 799-807*
- Chong CK, How TV, & Al, « Development of a simulator for endovascular repair of abdominal aortic aneurysms », *Ann Biomed Eng 1998, 26 :798-802*
- Chong CK, Brennan J & Al, « A prototype simulator for endovascular repair of abdominal aortic aneurysms », *Eur J Vasc Endovasc Surg 1997, 13 :330-333*
- Lagrée P.-Y, « An inverse technique to deduce the elasticity of a large artery », *Eur. Phys. J. AP 9, 153-163, 2000*