

# Application à la mesure de pression artérielle

## 6.1 Application à la mesure de pression artérielle

### 6.1.1 Morphologie du système cardio-vasculaire

Le système cardio-vasculaire est le système permettant d'assurer la circulation sanguine au sein de l'organisme. Il assure la distribution du sang vers les différents organes du corps afin de leur apporter les nutriments et le dioxygène nécessaires à leur bon fonctionnement. Il contribue également au transport des déchets issus des cellules. L'appareil circulatoire se compose du cœur et des vaisseaux sanguins [56].

#### 6.1.1.1 Le cœur

Le cœur est un organe musculaire qui fournit l'énergie mécanique nécessaire afin d'assurer la circulation du sang au sein de l'organisme. Le cœur se situe dans la partie de la cage thoracique délimitée par les deux poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Les différentes parties composant le cœur sont illustrés sur la figure 6.1 [57].

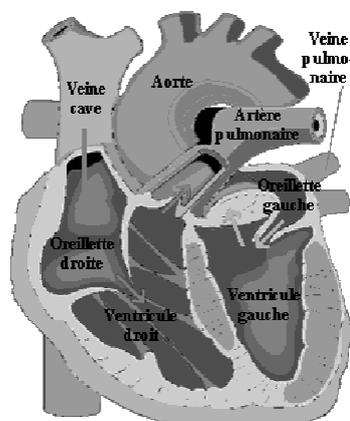


FIGURE 6.1 – Schéma représentant les diverses parties d'un cœur humain.

### 6.1.1.2 La révolution cardiaque

Au repos, le cœur effectue de 60 à 80 battements pour un débit de 4,5 à 5 litres de sang par minute. Chaque battement est constitué par trois étapes majeures :

- pendant la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et éjectent le sang vers les ventricules. Après cette éjection, les valves mitrales entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes,
- pendant la systole ventriculaire, la contraction des ventricules expulse le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les valves sigmoïdes se ferment, empêchant le reflux du sang vers les ventricules,
- la diastole est la période de relaxation de toutes les parties du cœur, les ventricules se remplissent de nouveau sang.

Ces périodes sont illustrées sur la figure 6.2. C'est au cours des deux systoles que l'on peut entendre les «battements du cœur».

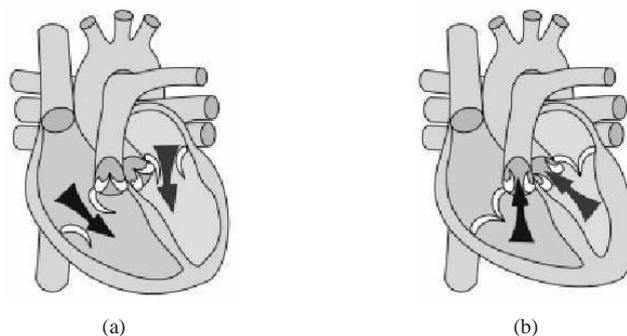


FIGURE 6.2 – Schéma montrant les flux sanguins au niveau du cœur. Les flèches indiquent les sens d'écoulement du sang. (a) principe de la systole auriculaire – (b) principe de la systole ventriculaire.

### 6.1.1.3 Le système circulatoire sanguin

Le système circulatoire sanguin est l'ensemble du réseau de vaisseaux qui permet au cœur de faire circuler le sang dans l'organisme. Les artères constituent l'ensemble des vaisseaux qui conduisent le sang du cœur vers les différents tissus de l'organisme. Les veines, quand à elles, permettent d'assurer le retour du sang des organes vers le cœur. Les principaux réseaux artérioveineux sont illustrés sur la figure 6.3.

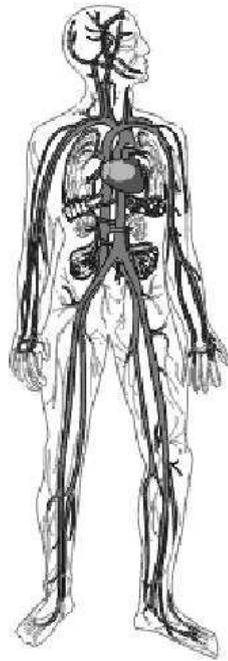


FIGURE 6.3 – Visualisation des principaux canaux du système circulatoire sanguin, les artères apparaissent en rouge et les veines en bleu.

#### 6.1.1.4 Modélisation de l'état mécanique moyen des vaisseaux sanguins

L'état physiologique moyen d'une paroi vasculaire est un état de contrainte non nul, ce qui conduit à étudier le comportement du matériau biologique autour de ce point de contrainte. Dans les conditions physiologiques, la variation relative du rayon des artères est au maximum de 7 à 10 % autour de sa valeur moyenne. Pour de telles déformations, le comportement de la paroi est suffisamment bien déterminé par la connaissance du module d'élasticité défini à cette valeur de la pression. Le comportement d'une artère est modélisé par un cylindre isotrope déformé à longueur constante, dont les rayons intérieur et extérieur sont respectivement  $R_i$  et  $R_e$  comme illustré sur la figure 6.4. Lorsqu'une variation de pression  $\Delta p$  entraîne une variation  $\Delta R_e$  du rayon extérieur, en appliquant les équations linéaires de l'élasticité et si l'on considère que l'épaisseur de la paroi est faible devant le rayon moyen, il vient alors [58] :

$$E_{inc} = (1 - \nu^2) \frac{R^2}{e} \cdot \frac{\Delta p}{\Delta R_e}$$

où  $E_{inc}$  représente le module d'élasticité,  $e$  représente l'épaisseur de la paroi.

La valeur du coefficient de Poisson peut être déterminé à partir de simulations numériques et vaut 0,35 [59].

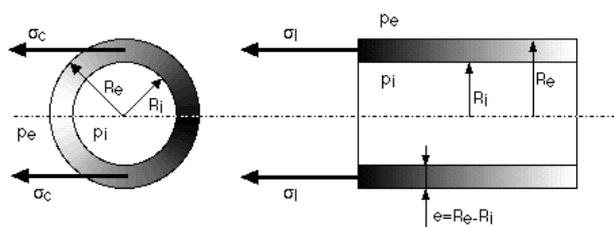


FIGURE 6.4 – Schéma d'une artère permettant de faire une modélisation.

D'une part les propriétés mécaniques d'une artère varient d'une personne à une autre notamment pendant la croissance d'un individu on observe [60] :

- une augmentation des fibres de collagènes et des fibres élastiques,
- une réduction de la teneur en eau du milieu extracellulaire.

Lors du vieillissement d'un individu, on observe la rigidification de l'aorte et les modifications suivantes :

- une réduction du nombre des cellules musculaire,
- une augmentation des fibres de collagènes,
- une diminution des fibres élastiques.

Les facteurs augmentant la rigidité artérielle sont nombreux, à savoir l'hypertension artérielle, l'hypercholestérolémie, le diabète, la ménopause, le tabac, etc...[61].

D'autre part, le diamètre artériel change au cours d'un cycle cardiaque et une courbe d'hystérésis apparaît sur la courbe pression diamètre. L'état de contrainte de la paroi n'est donc pas seulement déterminé par la déformation correspondante mais également par les déformations antérieures. La paroi constitue donc un solide viscoélastique et pas seulement élastique [61].

Il est important de noter que les artères sont vivantes et que leur réponse mécanique varie d'un individu à l'autre. De fait, bien que l'implantation d'un capteur par voie musculaire soit possible, la mesure de la pression artérielle absolue n'est pas possible sans la connaissance précise des propriétés mécaniques des tissus environnant.

## 6.1.2 Méthodes de mesure de pressions artérielles

La tension artérielle aussi appelée pression artérielle correspond à la pression exercée par le passage du sang sur les parois artérielles. Il existe principalement trois méthodes permettant de mesurer la pression artérielle dont on trouvera le détail ci-dessous.

### 6.1.2.1 La méthode intra-artérielle

La méthode intra-artérielle consiste à introduire un cathéter branché sur un capteur de pression dans une artère. C'est la méthode de référence de mesure de pression artérielle. Elle est cependant invasive et son utilisation est restreinte à des circonstances particulières comme la période proche opératoire et pour la recherche d'une pseudohypertension. La figure 6.5 représente une évolution de la pression artérielle en fonction du temps. On peut y distinguer les différents cycles cardiaques.

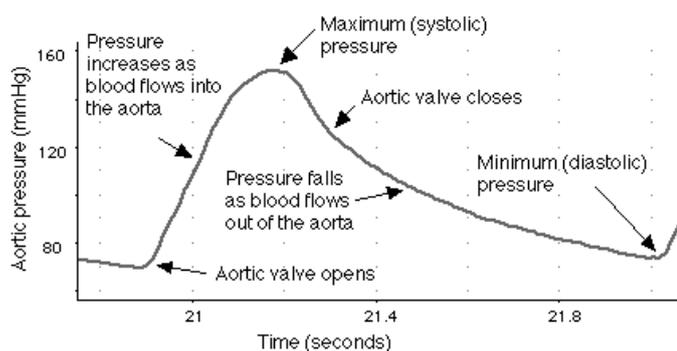


FIGURE 6.5 – Enregistrement manométrique de la pression artérielle en fonction du temps et du cycle cardiaque. [62]

### 6.1.2.2 La méthode auscultatoire

La méthode auscultatoire est celle communément utilisée en clinique. Son principe consiste à mesurer la pression artérielle au bras d'un patient, au niveau de l'artère humérale.

Un brassard gonflable entourant le bras est relié à un manomètre (voir figure 6.6). Le médecin prend le pouls radial et gonfle le brassard jusqu'à faire disparaître le pouls. Muni d'un stéthoscope placé sur l'artère humérale, il dégonfle lentement le brassard. La pression lue sur le manomètre au moment de l'apparition des bruits de fermeture et d'ouverture des valves cardiaques correspond à la pression artérielle systolique. La pression lue au moment de la disparition des bruits correspond à la pression diastolique.



(a)



(b)

FIGURE 6.6 – (a) sygmomanomètre classique (brassard) – (b) stéthoscope.

### 6.1.2.3 La méthode oscillométrique

C'est la méthode que l'on a utilisé pour effectuer des mesures de notre propre pression artérielle. Elle fut décrite pour la première fois en 1931 par Von Recklinghausen [63]. Cette méthode est proche de la méthode auscultatoire mais la détermination des tensions systolique et diastolique est réalisée de manière automatique via un algorithme. Le manomètre intégré enregistre des oscillations qui débutent avant la valeur réelle de la pression systolique et se poursuivent au-delà de la valeur réelle de la pression diastolique. Cependant l'amplitude de ces oscillations est maximale à la pression artérielle moyenne qui peut ainsi être directement mesurée. La pression artérielle

moyenne n'étant pas un paramètre utilisé en pratique clinique, les valeurs de la pression artérielle systolique et diastolique sont estimées via un algorithme.

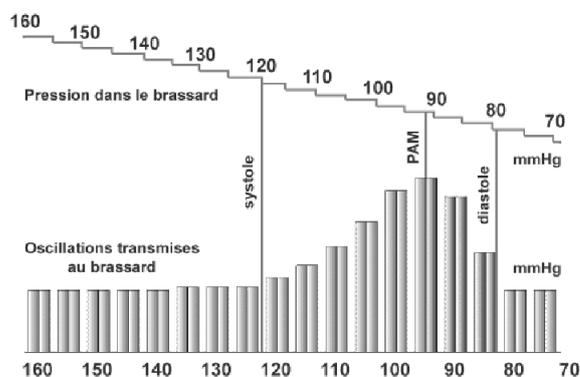


FIGURE 6.7 – Schéma représentatif de la corrélation entre la pression dans le brassard et le relevé oscillométrique [64]. La courbe supérieure indique la valeur de la pression dans le brassard en millimètres de mercure. La courbe inférieure indique l'amplitude des oscillations en fonction de la pression appliquée dans le brassard.

### 6.1.3 Application à la mesure de pression in vivo

D'une part, nous avons montré qu'il était possible de mesurer une pression fluide à l'aide du capteur, les essais ont été réalisés dans la bande ISM centrée à 434MHz. Notons qu'à cette fréquence, l'encombrement du résonateur est déjà important ( $1 \times 3 \text{mm}^2$ ) mais l'encombrement des antennes est bien plus important encore (17cm). L'implantation du capteur pour faire des mesures intra artérielles est donc très invasive pour des humains.

D'autre part, le capteur final doit être réalisé dans la bande ISM à 2,4 GHz (outre la réduction de la taille des antennes à l'échelle de la longueur d'onde, travailler à 2,4 GHz permet de bénéficier d'une bande ISM six fois plus importante). Par contre, les simulations numériques réalisées montrent que l'atténuation des ondes à 2,4 GHz au sein de l'organisme est trop importante pour permettre des mesures [65].

Dans le projet CIMPA fut également évoqué la possibilité de réaliser un capteur de pression intramusculaire. Les développements réalisés précédemment sur la mécanique artérielle des artères montrent qu'une telle réalisation est impossible sans connaître parfaitement la nature mécanique des tissus entourant le capteur. Il serait en effet nécessaire de réaliser un étalonnage du capteur ainsi qu'une adaptation de la sensibilité afin de s'adapter aux variations mécaniques des tissus.

### 6.1.4 Application à la mesure de pression ex-vivo

Il est possible de réaliser une mesure de pression ex-vivo par la méthode oscillométrique. Lorsque le capteur est placé entre le sphygmomanomètre et l'artère brachiale, on peut réaliser une mesure indirecte de la pression artérielle moyenne. La figure 6.8 illustre la disposition du capteur et du brassard.



FIGURE 6.8 – Photographie illustrant le dispositif mis en place pour effectuer une mesure de pression oscillométrique. Le capteur de pression est placé entre le sphygmomanomètre et l'artère brachiale.

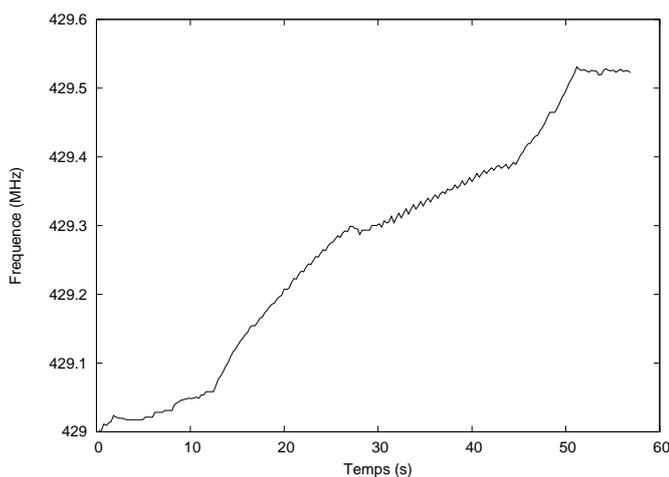


FIGURE 6.9 – Évolution de la fréquence de résonance du capteur en fonction du temps de mesure

Le principe consiste à imposer une pression haute dans le brassard jusqu'à 20 cm de mercure puis à redescendre la pression doucement jusqu'à 5 cm de mercure. On enregistre la réponse électrique du capteur en fonction du temps. Celui-ci est également relié à la pression dans le brassard. Le graphique 6.9 illustre la variation de fréquence du capteur en fonction du temps. La pente globale de la courbe est due à la variation de pression imposée par le brassard. Par contre, la courbe de la figure 6.10 correspond à un agrandissement de la courbe de la figure 6.9 entre 30 et 40 secondes. On peut y voir les oscillations dues aux pulsations cardiaques. On cherche maintenant à déterminer l'amplitude de ces oscillations en fonction de la pression dans le brassard.

La courbe de la figure 6.11 correspond à la décomposition spectrale du signal issu du capteur auquel on a enlevé la composante continue. Le maximum de la transformée de Fourier du signal auquel on a enlevé la composante continue permet d'obtenir la pulsation cardiaque  $F$  soit environ 1,3 Hz.

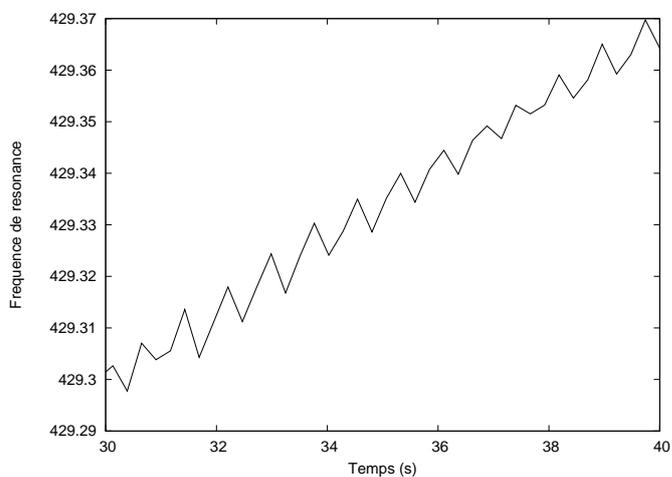


FIGURE 6.10 – Zoom de la courbe de la figure 6.9 pour une pression aux alentours de 10 cm Hg

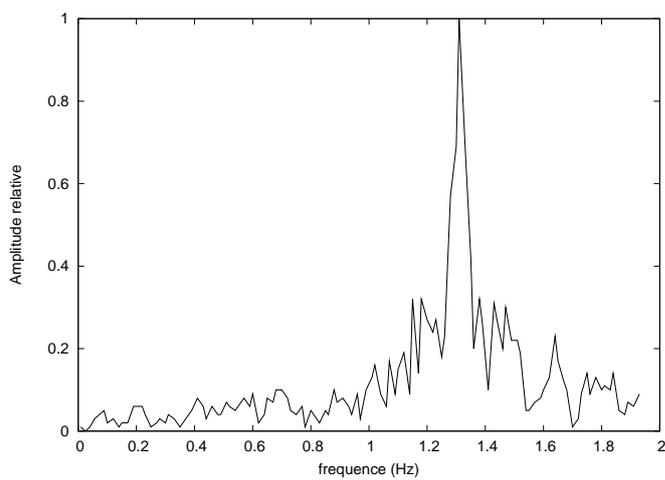


FIGURE 6.11 – Visualisation de l'amplitude des composantes spectrales du signal. L'amplitude maximale correspond à la pulsation cardiaque.

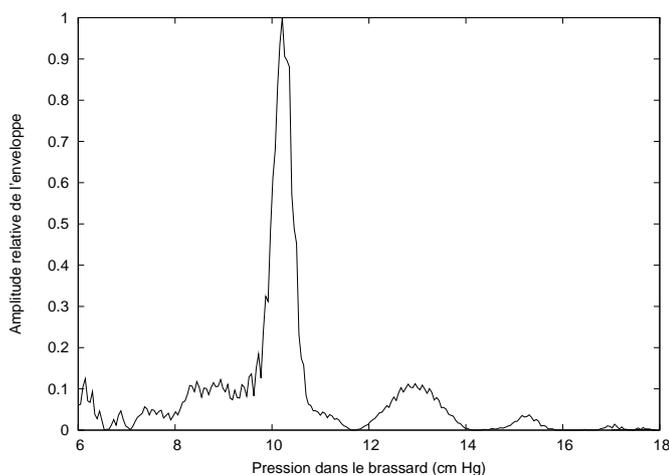


FIGURE 6.12 – Visualisation de l’amplitude de l’enveloppe du signal en fonction de la pression dans le brassard.

Après analyse et traitement du signal. Disposant d’un référentiel de pression, il est désormais possible d’extraire la pression moyenne. Afin de déterminer l’enveloppe du signal et d’ainsi déterminer la pression moyenne, il suffit d’utiliser la transformée de Hilbert du signal temporel [66]

$$\widehat{s}(x) = \mathcal{H}(s) = (h * s)(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{\pi(x-t)} s(t) dt$$

On obtient alors l’amplitude de l’enveloppe en fonction de la pression appliquée dans le brassard comme l’illustre la figure 6.12

On en déduit alors la pression artérielle moyenne soit 10 cm de mercure dans le cas présent. L’algorithme permettant de déterminer les pressions systoliques et diastoliques n’était pas connu et celles-ci n’ont pas été déterminées. Toutefois, afin de valider cette expérience, nous avons réalisé une mesure de la pression diastolique et systolique par la méthode auscultatoire. La pression basse ainsi obtenue est de 8 cm Hg et la pression haute de 12 cm Hg. Ces valeurs étant équidistantes de la valeur moyenne obtenus précédemment, elles confortent la validation de la méthode.

## 6.2 Conclusion

Dans cette partie, nous avons montré la possibilité de réaliser des mesures de pression artérielles ex-vivo par la méthode oscillométrique à partir de capteur à ondes élastiques de surface. Les algorithmes implémentés ont permis de déterminer la pression artérielle moyenne mais pas les pressions artérielles hautes et basses, cependant la mise en place de nouveaux algorithmes peut permettre de résoudre ce problème.

Les études ont montré que la réalisation de capteur de pression dont la fréquence de fonctionnement est 2,4 GHz était pour l’instant impossible à cause de la trop grande absorption des ondes par les tissus organiques, une électronique de mesure plus sensible pourrait permettre de pallier à ce problème.

Nous avons également montré que la réalisation de mesure de pression in-vivo était très difficile

avec une implantation musculaire à cause des propriétés mécaniques très variables d'un individu à un autre. La seule issue favorable semble donc la réalisation d'un capteur à 2,4 GHz et dont l'électronique de mesure permet une interrogation à distance.