

# Caractérisation ultrasonore de la paroi d'un anévrisme

Sonia Chevallier

8 janvier 2009

---

Projet de TER - Master 1 SDI - Option MIS - Orientation *Acoustique*

Tuteur : Cécile Baron  
Centre d'accueil : Laboratoire de Modélisation en Mécanique  
Dates : Septembre 2008 - Décembre 2008

---



# Table des matières

<b>1</b>	<b>Première partie</b>	<b>4</b>
1.1	Présentation du problème clinique . . . . .	4
1.1.1	Définition d'un anévrisme . . . . .	4
1.1.2	Causes . . . . .	4
1.1.3	Rupture et critères d'opération . . . . .	5
1.2	Diagnostic par échographie . . . . .	5
1.2.1	Ondes ultrasonores . . . . .	5
1.2.2	Principe de l'échographie . . . . .	5
1.3	Une nouvelle perspective : l'élastographie . . . . .	6
<b>2</b>	<b>Modélisation du problème à l'aide du logiciel Comsol</b>	<b>8</b>
2.1	Pourquoi Comsol. . . . .	8
2.2	Construction de la géométrie . . . . .	8
2.3	Modélisation du milieu environnant, et paramètres physiques des sous-domaines. . . . .	9
2.3.1	Milieu environnant . . . . .	9
2.3.2	Premier sous-domaine : intérieur de la sphère . . . . .	10
2.3.3	Deuxième sous-domaine : anévrisme . . . . .	10
2.4	Conditions aux limites . . . . .	11
2.4.1	Condition aux limites de la sphère . . . . .	11
2.4.2	Conditions à l'interface anévrisme-eau . . . . .	11
<b>3</b>	<b>Maillage et résolution</b>	<b>12</b>
3.1	Maillage . . . . .	12
3.2	Résolution . . . . .	13

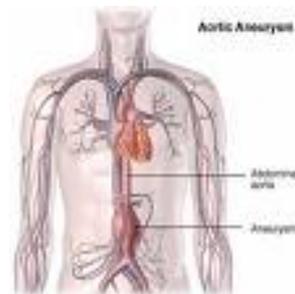
**Introduction générale** lqejfmQPJDFq

# 1 Première partie

## 1.1 Présentation du problème clinique

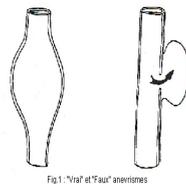
### 1.1.1 Définition d'un anévrisme

Un anévrisme est par définition une dilatation localisée de la paroi d'une artère, qui aboutit à la formation d'une poche de taille variable. Plus particulièrement, on parle d'anévrisme lorsqu'il y a perte de parallélisme entre les bords du vaisseau et que le diamètre est deux fois supérieur à la normale. Nous allons nous intéresser à l'artère aorte, qui est la plus grande artère du corps. Elle part du coeur et distribue le sang oxygéné à l'ensemble de l'organisme. Un anévrisme peut être situé à tout endroit de l'aorte, mais la localisation la plus fréquente est dans la dernière portion de l'aorte, en dessous des artères rénales, comme le montre le schéma ci-dessous :



Le diamètre normal de l'artère aorte varie de 2 à 3,5 cm.

On observe deux types d'anévrismes : les "vrais" anévrismes, dont la paroi conserve des éléments de la structure normale de la paroi aortique même s'ils sont partiellement altérés ou détruits par l'affection ; et les "faux" anévrismes, qui sont constitués d'une poche qui se forme à l'extérieur de l'artère, et qui communique avec cette dernière par un orifice appelé collet. La paroi de ces anévrismes ne contient aucun élément de la paroi d'une artère saine, mais est faite de tissus de voisinage.



Pour cette étude, on se penchera sur les "vrais" anévrismes, qui sont les plus courants, et qui ont également une géométrie plus facile à modéliser.

### 1.1.2 Causes

- La formation d'un anévrisme est liée à trois facteurs principaux :
- Une anomalie de la paroi artérielle, qui est amincie, et donc fragilisée.
  - Un dépôt de graisse sur la paroi des artères (athérome), qui entraîne des modifications

de la structure de la paroi.

- L'hypertension artérielle, qui entraîne une dilatation de la paroi par les à-coup provoqués par la pression au niveau de la zone fragilisée.

La structure de la paroi artérielle joue donc un grand rôle dans la formation et l'évolution des anévrismes.

### **1.1.3 Rupture et critères d'opération**

La taille d'un anévrisme évolue au cours du temps. Le risque de rupture est important lorsque le diamètre atteint 7 cm. C'est à partir de cette taille que les médecins envisagent l'opération. Le critère de taille est au jour d'aujourd'hui l'un des principaux critères dont dispose les médecins pour effectuer le diagnostic. Or, dans certains cas, la rupture peut intervenir bien avant la taille critique de 7 cm, et dans certains cas, l'anévrisme peut atteindre une taille de 13 à 15 cm sans rupture ! On peut donc se dire que le critère de taille n'est certainement pas le seul à entrer en jeu.

## **1.2 Diagnostic par échographie**

Un anévrisme est aujourd'hui principalement détecté grâce à une échographie ultrasonore, par laquelle on va pouvoir déterminer sa taille. Mais il existe d'autres moyens de diagnostiquer cette affection tels que l'IRM, l'aortographie, ou le CTscan.

### **1.2.1 Ondes ultrasonores**

Une onde ultrasonore est une onde de pression qui se propage dans un milieu élastique. Il s'agit de la propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel. Ce déplacement ne peut pas se faire dans le vide. Les particules soumises à des surpressions et dépressions s'animent d'un mouvement de va-et-vient longitudinal dans les fluides parfaits, et d'un même mouvement longitudinal auquel s'ajoute un mouvement transversal dans les fluides visqueux et dans les solides. Il se trouve que, dans les tissus mous, pour des hautes fréquences, l'effet de cisaillement est très faible devant la propagation longitudinale. Il faut générer des ondes basse fréquence pour voir apparaître l'effet de cisaillement.

Alors que les sons audibles ont une fréquence comprise entre 20 Hz et 20 kHz, les ondes ultrasonores elles, ont une fréquence comprise entre 20 kHz et 1 GHz. Les ultrasons utilisés dans le diagnostic médical ont une fréquence comprise entre 1 et 10 MHz.

L'avantage des ultrasons pour la médecine est qu'ils sont non-invasifs, et non-destructifs, c'est-à-dire qu'ils sont sans danger pour le corps humain, ils n'altèrent aucun tissu. Il n'existe aucune contre-indication à subir une échographie.

### **1.2.2 Principe de l'échographie**

L'imagerie ultrasonore repose sur le principe de réflexion des ondes à la rencontre d'une frontière.

L'élément de base de l'échographie est une céramique piézoélectrique (PZT), située dans une sonde, qui, soumise à des impulsions électriques, vibre générant des ultrasons. Ces

ultrasons sont envoyés dans le corps du patient. Quand ils rencontrent une frontière (tissu ou os par exemple), une partie est réfléchiée vers la sonde, et une autre partie est transmise plus loin, jusqu'à rencontrer une autre frontière et ainsi de suite.

Toutes les ondes réfléchies sont détectées par la sonde, qui sert alors de récepteur, puis transmises au ordinateur de la station de travail pour être traitées. On peut alors calculer la distance entre la sonde et la frontière en utilisant la vitesse du son dans l'eau, 1500 m/s, et le temps entre l'émission d'une impulsion et la réception de son écho. En effet, la célérité du son dans les tissus biologiques étant d'environ 1540 m/s, valeur très proche de la vitesse du son dans l'eau, donc on ne peut considérer pour les calculs de distance sonde-frontières que la vitesse de propagation ~~su~~ son dans l'eau.

Cette technique, dans le cas de l'anévrisme, ne permet que de le détecter et d'en évaluer la taille, et il est nécessaire, lorsqu'un anévrisme est détecté, de répéter l'échographie fréquemment afin d'en surveiller la progression. Mais on ne peut pas avec cette technique prévenir la rupture soudaine d'un anévrisme ayant une taille non critique. Tout l'enjeu de la recherche à ce sujet est donc de trouver un moyen qui permettrait d'avoir accès à des paramètres mécaniques caractérisant la paroi de l'anévrisme, afin d'en juger la fragilité.

Le travail présenté ici est une pré-étude permettant de vérifier que les propriétés mécaniques de la paroi artérielle et notamment sa rigidité, ont bien un impact sur la réponse d'une onde transmise et réfléchiée sur cette paroi. Nous opérerons pour cela une simulation numérique en utilisant le principe de l'échographie, et en exploitant la réponse de l'onde de manière à pouvoir la comparer pour différentes propriétés mécaniques de la paroi artérielle.

### 1.3 Une nouvelle perspective : l'élastographie

L'élastographie ultrasonore est une nouvelle technique qui permet de réaliser une imagerie des paramètres élastiques des tissus en étudiant la déformation de ces tissus au passage d'une onde de cisaillement basse fréquence. Cette technique est à l'état de recherche pour permettre de compléter le dépistage par palpation de nodules durs caractéristiques de zones cancéreuses. En effet, la palpation est un moyen de première évaluation de la rigidité des tissus, c'est à dire indirectement de leur module d'Young. On peut penser alors que cette technique pourrait éventuellement être utilisée pour caractériser la paroi d'un anévrisme, et donner un critère supplémentaire aux médecins pour décider d'une intervention.

L'élastographie impulsionnelle est un procédé utilisant les ondes de cisaillement, de célérité

$$c_t = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (1)$$

qui ne se propagent dans les tissus mous qu'aux très basses fréquences. Et qui, de part la relation ci-dessus, permettent d'accéder au module d'Young  $E$  qui est proportionnel au module de cisaillement  $\mu$  dans les tissus mous. On a en effet :

$$E \sim 3\mu \quad (2)$$

Pratiquement, on génère une onde de cisaillement en envoyant au milieu à étudier une impulsion basse fréquence (de quelques dizaines de Hz) et on observe la progression de cette onde au moyen d'ondes ultrasonores que l'on émet à une cadence élevée (de l'ordre de 5000 tirs par seconde). Cette cadence est requise si on veut observer les déplacements induits par l'onde de cisaillement à l'échelle du mm. Chaque tir ultrasonore renvoie plusieurs échos, et on obtient une succession d'échographie instantanée du milieu. Après traitement de ces signaux, on peut par exemple visualiser ces images sous forme d'un film ralenti. Les déplacements engendrés par la propagation d'une onde de cisaillement dans des zones plus "dures" sont plus faibles que dans des zones saines. Avec la valeur de la déformation, on peut obtenir la valeur locale de la célérité de l'onde, et calculer le module d'Young.

## 2 Modélisation du problème à l'aide du logiciel Comsol

### 2.1 Pourquoi Comsol.

Comsol est un logiciel généraliste de simulation multiphysique dont le point fort est de donner la possibilité de coupler les lois physiques des écoulements, de la mécanique des structures, et de l'électromagnétisme. Il permet de faire des études simples en utilisant les fonctions standards et automatiques, mais également des problèmes plus complexes qui nécessitent plus de précision et donc une paramétrisation plus fine. Le logiciel dispose également d'une bibliothèque fournie de modélisations spécifiques pouvant être utilisées telles quelle ou modifiées afin d'être adaptées au problème de l'utilisateur.

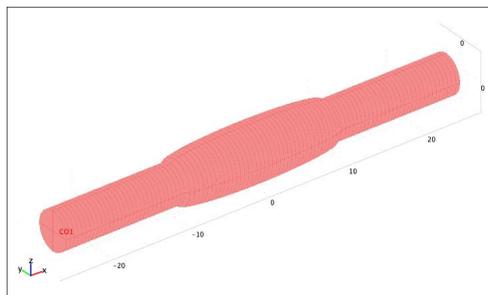
### 2.2 Construction de la géométrie

Afin de prendre le logiciel en main, et puisqu'au départ nous avons prévu de travailler sur une artère sans anévrisme, nous avons commencé par dessiner une artère saine avec ses trois couches.

Il suffit de dessiner le profil en 2D, puis d'extruder la géométrie pour obtenir la figure voulue en 3D. La séparation des trois couches, auxquelles on doit attribuer des caractéristiques mécaniques ~~différents~~, se fait avec la fonction "difference", et obtient ainsi trois cylindres les uns dans les autres. La figure est ensuite manipulable très facilement. On peut accéder à ses paramètres, et les modifier à souhaits.

Quand nous avons décidé de traiter finalement le problème de l'anévrisme, nous avons abandonné pour la modélisation l'idée de séparer les trois couches, afin de se concentrer sur une géométrie simple, mais de forme la plus réaliste possible.

Nous avons donc dessiné un anévrisme, en utilisant une forme elliptique. Toujours en commençant par la géométrie 2D, nous avons ensuite utilisé la symétrie de révolution autour de l'axe principal pour donner la géométrie 3D. Nous obtenons la géométrie ci-dessous, pas très réaliste, mais facile à modéliser.

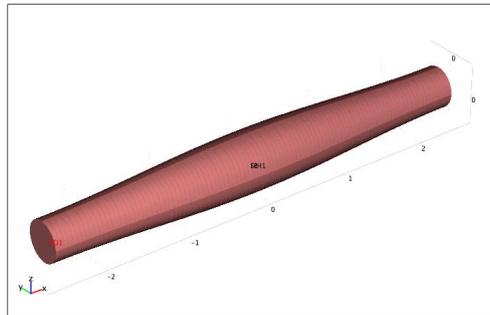


En deuxième lieu, il a fallu ôter les discontinuités engendrés par la forme elliptique. La courbure de l'anévrisme a été dessinée "à la main". Nous obtenons une figure plus réaliste, mais plus compliquée à modéliser.

Enfin, nous avons voulu réaliser une figure reparamétrable facilement, et non pas dessinée de façon aléatoire à la main. En effet, puisque la taille de l'anévrisme varie beaucoup avec le temps, il est intéressant de pouvoir effectuer les simulations pour des tailles différentes, sans avoir à créer une nouvelle géométrie à chaque fois.

Le mode "dessin" du logiciel Comsol de base ne permet pas une paramétrisation de courbe à l'aide d'une équation. Il faut pour cela soit disposer de l'extension "Comsol script", qui permet une telle programmation, soit importer une géométrie créée à l'aide d'un logiciel de programmation ou de CAO. N'ayant pas accès à l'extension "Comsol script", nous avons paramétré la courbe sous Matlab, puis l'avons importée.

Nous obtenons la figure ci-dessous, c'est cette géométrie que nous avons utilisé dans la suite de l'étude.



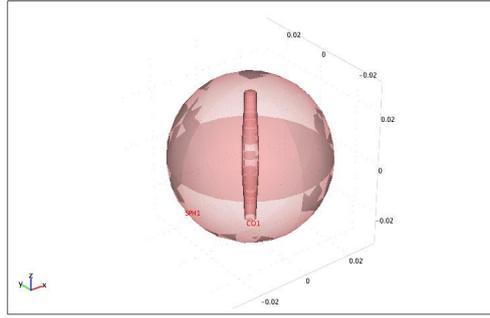
Une géométrie d'anévrisme creux a également été faite, mais nous n'avons pas eu le temps de l'exploiter.

## 2.3 Modélisation du milieu environnant, et paramètres physiques des sous-domaines.

### 2.3.1 Milieu environnant

Nous avons considéré le milieu environnant comme de l'eau, et avons réalisé la suite de l'étude en nous inspirant du modèle Comsol "Acoustic-Structure Interaction", qui traite le problème acoustique d'un cylindre immergé dans de l'eau.

Une sphère entourant l'anévrisme a été créée, pour permettre de délimiter le milieu environnant. Ce qui donne la géométrie suivante :



Ainsi, nous avons deux sous-domaines : l'intérieur de la sphère, auquel nous allons donner les propriétés de l'eau, et l'anévrisme, auquel nous allons attribuer les caractéristiques de la paroi artérielle en essayant de nous en rapprocher un maximum.

Nous allons donc pouvoir modéliser l'envoi d'une onde acoustique à l'extérieur de la sphère selon une incidence quelconque, et lire la réponse de cette onde à la rencontre de l'anévrisme.

### 2.3.2 Premier sous-domaine : intérieur de la sphère

On modélise l'intérieur de la sphère par de l'eau. Réellement, l'intérieur de la sphère serait l'intérieur du corps humain, mais comme nous l'avons vu plus haut, on peut le considérer comme de l'eau. On définit donc dans le logiciel ce sous-domaine par les constantes suivantes :

- Densité de l'eau :  $\rho_e = 997 \text{ kg/m}^3$
- Vitesse du son dans l'eau :  $c = 1500 \text{ m/s}$

La pression sonore dans ce domaine obéit à l'équation générale d'Helmholtz, et c'est cette équation générale qu'utilise Comsol pour la résolution :

$$\nabla \cdot \left( -\frac{1}{\rho_0} \nabla p + \mathbf{q} \right) - \frac{\omega^2 p}{\rho_0 c^2} = 0 \quad (3)$$

- $\mathbf{q}$  est un vecteur source optionnel que nous définirons nul pour notre étude
- $p$  est la pression ( $\text{N/m}^2$ )
- $\omega$  est la pulsation ( $\text{rad/s}$ ), calculée par le logiciel à partir de la formule :  $\omega = 2\pi f$ , la fréquence étant un paramètre d'entrée.
- $c$  est la vitesse du son ( $\text{m/s}^2$ )
- $\rho_0$  est la densité ( $\text{kg/m}^3$ )

### 2.3.3 Deuxième sous-domaine : anévrisme

L'anévrisme est un tissu mou, et est considéré ici comme un solide immergé dans de l'eau. Il est difficile d'attribuer à ce sous-domaine des valeurs précises, tant elles diffèrent

selon les personnes. Cependant, un modèle Comsol servant à étudier l'écoulement du sang dans les artères donne des paramètres que nous avons utilisés. Ces données ~~ont~~ les suivantes :

- Module de cisaillement initial :  $\mu = 6,2 \cdot 10^6$  Pa
- Module de volume initial :  $K = 20\mu$
- Densité du matériau :  $\rho_a = 960$  kg/m<sup>3</sup>
- Coefficient de dilatation thermique :  $\alpha = 4,15 \cdot 10^{-6}$  Pa

Le matériau est de plus défini comme **hyperélastique Néo-Hookéen**.

## 2.4 Conditions aux limites

Nous utilisons un modèle couplé acoustique-structure. Il faut donc définir les conditions aux limites en acoustique, et en solide, car les deux sous-domaines ne peuvent être définis dans les deux modules. Il suffit pour cela d'indiquer au logiciel si le sous-domaine est actif ou pas dans tel ou tel module.

### 2.4.1 Condition aux limites de la sphère

La sphère n'est pas définie en tant que solide. Sa limite sert simplement à définir la surface sur laquelle on envoie l'onde. Nous définissons dans le domaine extérieur à la sphère une onde incidente plane arrivant sur la surface.

Cette onde est de la forme  $p_0 e^{i\omega t}$ .

- $p_0$  étant l'amplitude de pression
- $\omega$  étant la pulsation
- $t$  représentant le temps

On définit en paramètres acoustiques  $p_0$  et la fréquence  $f$ . Ce sont ces deux valeurs que nous allons modifier lors des calculs.

Le vecteur d'onde est défini par :

$$\mathbf{k} = \begin{pmatrix} \sin \theta \cos \phi \\ \sin \theta \sin \phi \\ \cos \theta \end{pmatrix}$$

Où  $\phi$  et  $\theta$  sont les angles définissant la direction de l'onde.  $\phi$  et  $\theta$  sont choisis arbitrairement de façon à avoir une incidence quelconque :

- $\phi = \frac{-\pi}{6}$
- $\theta = \frac{4\pi}{6}$

### 2.4.2 Conditions à l'interface anévrisme-eau

Les conditions à cet interface sont définies en deux temps. Dans un premier temps, pour référence, nous étudions un modèle simple où le solide immergé est considéré comme un milieu infiniment rigide. Nous ne définissons donc pas, pour cette première étude, l'anévrisme comme un solide, mais nous conférons à sa surface le caractère d'interface

rigide. La condition s'écrit alors :

$$-\mathbf{n}_a \cdot \left( -\frac{1}{\rho_0} \nabla p + \mathbf{q} \right) = 0 \quad (4)$$

Où  $n_a$  est la normale entrante à la surface du solide.

Dans un deuxième temps, le modèle d'anévrisme est défini comme un solide, il faut donc coupler la pression sonore du domaine acoustique au solide. Pour que le logiciel puisse faire le calcul, il faut coupler les deux domaines réciproquement.

A la surface du solide, nous définissons donc dans le module "solide", la force répartie

$$\mathbf{F} = -\mathbf{n}_s p \quad (5)$$

Où  $n_s$  est la normale sortante à la surface du solide,  $p$  la pression ~~sonore~~  $\lambda$

Enfin, pour la réciprocité, nous définissons à la surface du solide, dans le module "acoustique", une accélération normale

$$-\mathbf{n}_a \cdot \left( -\frac{1}{\rho_0} \nabla p + \mathbf{q} \right) = a_n \quad (6)$$

avec

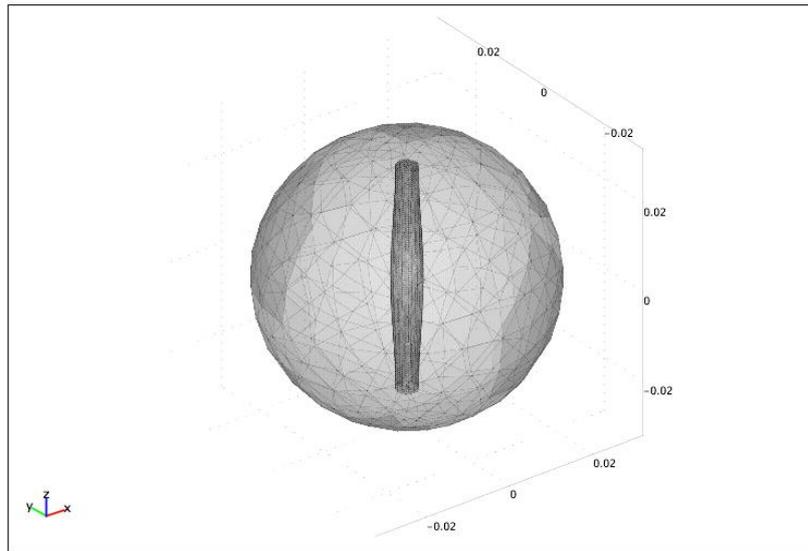
$$a_n = (\mathbf{n}_a \cdot \mathbf{u}) \omega^2$$

Où  $\mathbf{u}$  est le vecteur déplacement de la surface du solide (ce vecteur est déterminé par le logiciel)

## 3 Maillage et résolution

### 3.1 Maillage

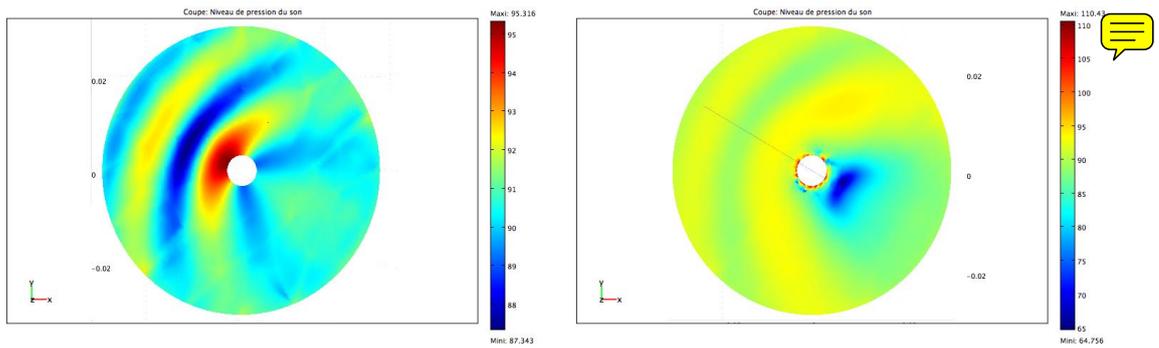
Sous Comsol, le maillage peut se faire automatiquement, en conservant les paramètres de maillage enregistrés par défaut. Mais il est également possible d'imposer des critères. Ici, les paramètres par défaut ont été conservés, mais il existe tout de même une contrainte : pour la stabilité de la solution numérique, il ne faut pas que la taille des éléments dépasse  $\frac{\lambda}{5}$  ( $\lambda$  est la longueur d'onde en m). Il faut donc faire attention, quand on modifie la valeur de la fréquence à ce que la taille maximale des éléments correspondent. On accède à la longueur d'onde avec la formule  $\lambda = \frac{c}{f}$ . La mémoire disponible ne permettant pas un maillage très fin, on effectue un maillage grossier représenté sur la figure suivante :

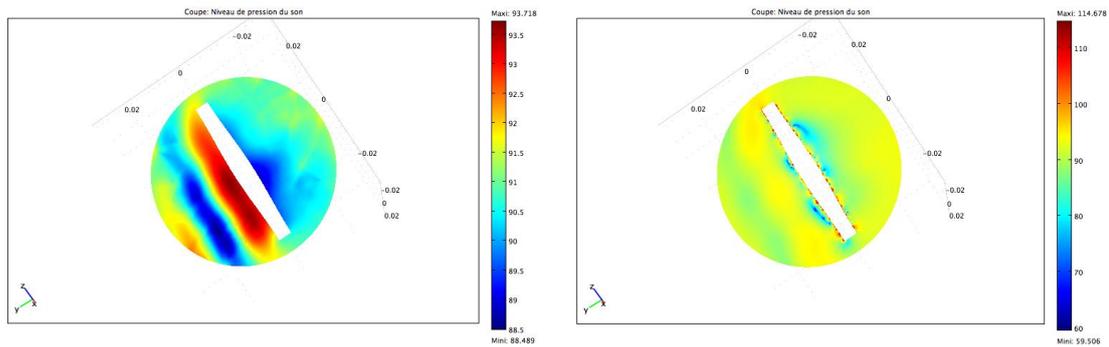


### 3.2 Résolution

Comme il l'a été décrit plus haut, deux calculs ont été réalisés pour chaque couple fréquence-amplitude de pression que nous définissons en paramètres d'entrée. Nous obtenons à chaque fois deux résultats que nous pouvons comparer. A chaque calcul, une coupe de la pression sonore dans le domaine acoustique (à l'intérieur de la sphère) a été affichée.

*Résultats pour  $f=60kHz$ , et  $p_0=1Pa$*





Sur ces figures, la direction de provenance de l'onde est évidente. Les deux figures de gauche représentent la réponse fréquentielle dans deux plans différents lorsque la surface du solide est considérée comme une interface rigide. Les deux de droite représentent la même réponse, mais pour un modèle d'anévrisme, également dans deux plans différents. On constate que, dans le premier cas, la réflexion est quasi-totale, tandis que dans le deuxième, elle est très faible. On observe beaucoup moins de variations de la pression sonore. Ceci peut s'expliquer par le fait que la vitesse du son dans les tissus mous est très proche de celle dans l'eau.

Pour une meilleure exploitation du résultat, le niveau de pression sonore a été tracé le long de la ligne directrice du vecteur d'onde. La courbe bleue représente le cas où la surface est une interface rigide, la rouge le cas où le solide a les propriétés des tissus biologiques.

