

Application de l'effet doppler au diagnostic des affections du réseau artériel et veineux - cas particulier des sténoses

Préambule

Chaque année en France, près de 150 000 personnes sont victimes d'un accident vasculaire cérébral (AVC). C'est un problème de santé publique qui survient lorsqu'il y a arrêt de la circulation sanguine vers ou dans le cerveau (AVC ischémiques). Sa prévention est par conséquent un enjeu majeur. L'échographie doppler qui s'est peu à peu imposée comme examen d'imagerie médicale rapide, non invasif, permettant d'explorer les flux sanguins est une première étape de diagnostic pour tous les problèmes liés au système vasculaire. Les problèmes cardiovasculaires peuvent venir du rétrécissement artériel, c'est le cas de la sténose, que nous retiendrons.

Quel est l'impact du rétrécissement d'un vaisseau sanguin dans le cas d'une sténose sur la résistance à l'écoulement et le signal doppler ?

Introduction

- Rappel des principes physiques sous-jacents à l'échographie Doppler
- Dispositif Expérimental – Appareil Gampt

Mise en évidence expérimentale

- Expérience n°1 : Influence d'une réduction du diamètre d'un vaisseau sur le signal Doppler
- Expérience n°2 : Influence d'une réduction du diamètre d'un vaisseau sur la résistance à l'écoulement / Tentative de modélisation d'une sténose

Introduction

Rappel des principes physiques sous-jacents à l'échographie Doppler

L'effet Doppler traduit une variation de fréquence entre l'onde émise de fréquence F_i et l'onde reçue de fréquence F_r lors d'un déplacement relatif récepteur-émetteur. Dans le cas de l'échographie doppler, on utilise des ultrasons. L'onde est réfléchiée sur les globules rouges.

En pratique le récepteur et l'émetteur sont sur la même sonde. Comme $c \approx 1500 \text{ m.s}^{-1}$ et $v \approx 1 \text{ m.s}^{-1}$, on a $v \ll c$ et donc

$$\Delta F = 2 * F_i \frac{v * \cos(\theta)}{c}$$

Après un traitement électronique du signal reçu, on peut donc accéder à la vitesse des globules rouges à partir du décalage en fréquence.

Comme F_i varie entre 2 et 10 MHz, on a un ΔF de l'ordre du kHz donc dans l'audible. Les médecins expérimentés peuvent ainsi reconnaître une anomalie par le son caractéristique qu'elle produit.

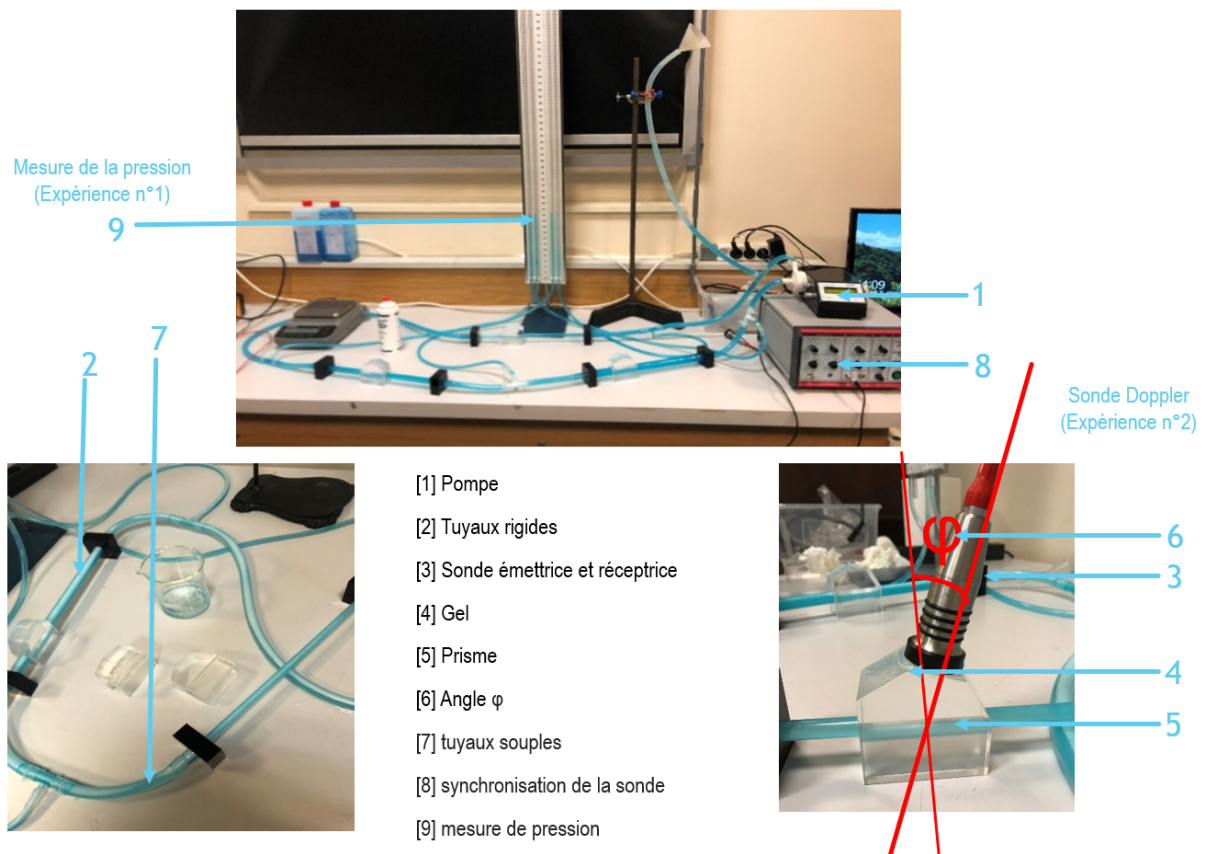
Dispositif expérimental : Appareil Gampt

Le dispositif permettant de modéliser un diagnostic d'Echo-Doppler est composé des éléments suivants (voir les photos de montage ci-dessous):

- Une sonde émettrice et réceptrice de fréquence 1Mhz
- Un gel et d'un prisme garantissant la transmission des ultrasons
- Un liquide constitué de particules solides modélisant les globules rouges
- Une pompe imposant un débit variable
- Des tuyaux rigides de 300mm de longueur et de diamètre variable ($D_1= 7\text{mm}/ D_2=10\text{mm}/ D_3=16\text{mm}$).
- Des tuyaux souples de 10mm de diamètre reliant les tuyaux rigides et liés à des colonne de pressions

En pratique, pour examiner le vaisseau dont il veut étudier l'écoulement, le médecin utilise un appareil Doppler couplé à un appareil d'échographie classique.

Dispositif expérimental – Appareil de Gampt



Mises en évidence expérimentales

Expérience I : Influence d'une réduction du diamètre d'un vaisseau sur le signal Doppler

Nous allons mettre en évidence expérimentalement l'effet du rétrécissement de la section sur le spectre Doppler. L'expérience va aussi nous permettre de mieux appréhender les différents paramètres sur lesquels peut agir le médecin afin d'optimiser son diagnostic.

Protocole et hypothèse de travail

Nous traiterons le cas simple d'écoulement laminaire stationnaire incompressible. Nous imposerons un débit continu à l'aide de la pompe et nous nous placerons au niveau des tuyaux rigides de diamètre $D1=7\text{mm}$ et $D2=10\text{mm}$. Après avoir choisi le mode adapté pour la sonde Doppler et testé les différents paramètres (angles/gain) nous allons les fixer en les configurant de manière à obtenir la réponse optimale. Une fois ces paramètres fixés, nous allons étudier l'évolution du spectre en fonction des différents débits et angles.

Vérification des hypothèses de travail et précautions expérimentales

Pour vérifier que la pompe induit un écoulement laminaire, on calcule $Re = \frac{\mu * V * L}{\eta} \approx 200$. La valeur peut augmenter en fonction du débit ou du tuyau étudié.

La pompe délivre une certaine puissance. Pour une même puissance, le débit peut varier en fonction de la géométrie du circuit. Tout comme le cœur, elle fonctionne comme un générateur de tension. La valeur affichée peut donc être théoriquement faussée à une constante multiplicative près. Pour réellement connaître le débit, j'ai démonté puis remonté le montage en y insérant un débitmètre.

Limites de l'expérience par rapport à la réalité

Un diagnostic de sténose est plus complexe puisque entre autres :

L'écoulement sanguin n'est pas toujours laminaire. En effet si on néglige le caractère non newtonien du sang, on peut calculer le nombre de Reynolds de l'écoulement sanguin

On trouve $Re = \frac{\mu * U * L}{\eta} = 1.3 * 10^3 < 2000$ mais proche. Il peut donc a priori y avoir des turbulences, notamment si la sténose est importante

De plus l'écoulement n'est pas stationnaire, il varie de façon périodique en fonction des périodes de diastole et systole.

Les vaisseaux sanguins sont élastiques et non rigides comme dans notre montage.

Optimisation des paramètres

Pour obtenir un signal exploitable, j'ai dû faire varier différents paramètres. Cela m'a aussi permis de comprendre comment le médecin peut agir pour réaliser le meilleur diagnostic selon la situation.

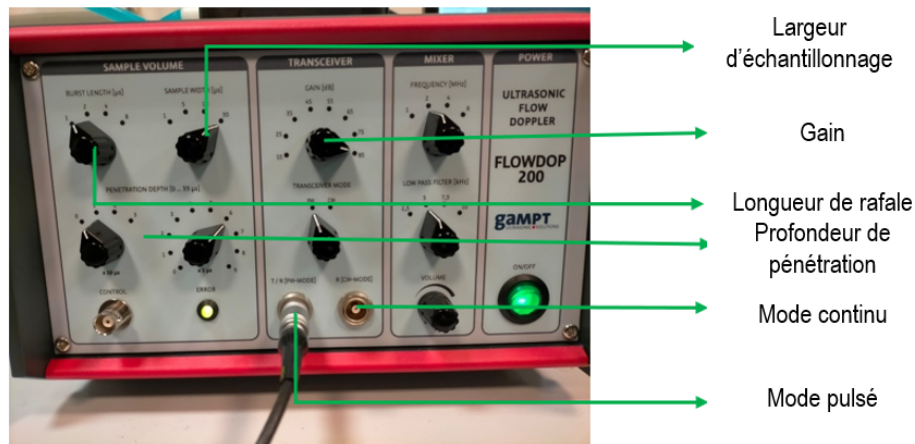


Photo de montage – synchronisation de la pompe

Choix du mode adapté

Il existe deux types de modes pour le Doppler :

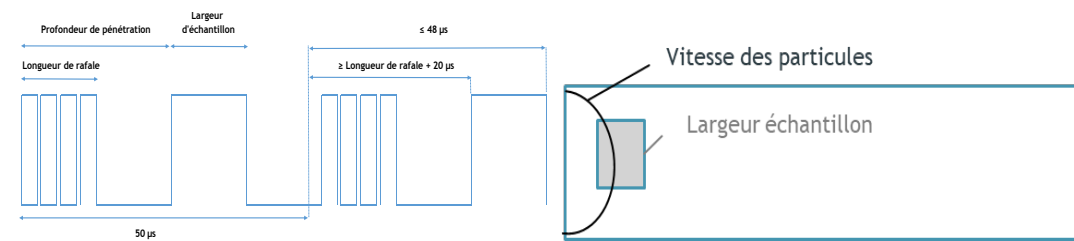
- Le mode continu envoie une sinusoïde à l'infinie.
- Le mode pulsé envoie des impulsions de sinusoïdes avec un délai entre deux impulsions caractérisé par une fréquence appelée PRF (Pulse Repetition Frequency).

A chaque mode un contexte médical différent :

- Le mode pulsé pour un diagnostic local associé à une échographie
- Le mode continu pour observer des vaisseaux en profondeur.

J'ai choisi de poursuivre exclusivement en mode pulsé.

Synchronisation du mode pulsé



Fonctionnement de la sonde sur une période

Profil de l'écoulement (parabolique)

Nous avons vu que l'écoulement est de type Poiseuille. Son profil n'est donc pas uniforme mais parabolique. Mon objectif était de calculer la vitesse moyenne au niveau de la section et non une vitesse locale. J'ai donc cherché à maximiser la largeur d'échantillonnage tout en respectant les règles de l'appareil.

En effet, pour que l'appareil fonctionne:

la profondeur de pénétration et la largeur d'échantillonnage doivent être inférieures à la période de répétition des impulsions fixées par l'appareil à 50 microsecondes.

La longueur de rafale doit être inférieure à la profondeur de pénétration moins deux microsecondes.

C'est donc suivant ces principes que j'ai fixé ces trois paramètres. J'ai augmenté la largeur d'échantillonnage (mesure de la valeur moyenne) tout en minimisant la longueur de rafale et la profondeur de pénétration. Je n'y ai plus touché pour la suite de l'expérience.

Résultats : Observation d'un spectre d'amplitude

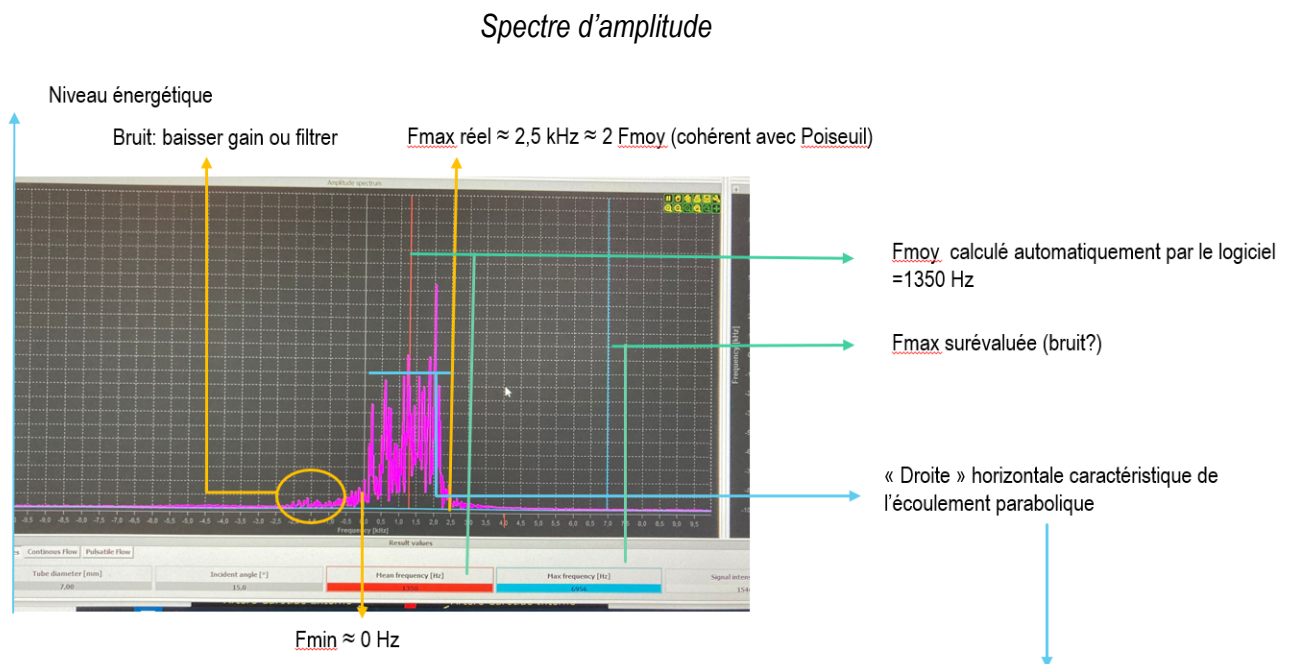
J'ai choisi de ne pas reporter les données relatives à tous les diamètres et angles pour me concentrer sur un cas particulier. Les conclusions que j'ai tirées de mes observations sont cependant les suivantes :

La méthode fonctionne mieux pour les petites sections ($D=7\text{mm}$) ainsi qu'en incidence rasante ($\varphi \text{ max}$)

En pratique, le médecin ne contrôle pas avec précision l'incidence. Il essaye de la maximiser « à l'œil nu » en consultant l'image échographique

Présentation d'un cas particulier

Voici un exemple de spectre en amplitude de signal reçu. Ce cas correspond à $D=7\text{mm}$ et un angle de 15° . Le logiciel calcule automatiquement la fréquence moyenne et la fréquence maximale du spectre.



« On démontre aisément qu'en cas d'écoulement parabolique le spectre de puissance est une droite horizontale, c'est-à-dire que chaque fréquence (ou vitesse) est détectée avec le même niveau énergétique. Par contre, si l'écoulement présente un profil non parabolique, cette relation n'est plus vraie. En particulier, en cas de flux turbulent, l'instabilité du spectre est caractéristique et permet éventuellement de graduer le degré de turbulence. »

L. Pourcelot: Application de l'Examen Doppler à l'étude de la circulation périphérique, Chapitre I, page 13

Interprétations

Le calcul automatisé de la fréquence maximale peut être mauvais, comme on le voit ici. En réalité, à l'œil, la fréquence maximale serait plutôt aux alentours de 2500 kHz donc environ égale à deux fois la

fréquence moyenne qui vaut=1250 Hz. C'est donc a priori cohérent avec le fait qu'on ait un écoulement de type Poiseuille. Une autre caractéristique d'un écoulement de type Poiseuille normalement observable sur le spectre est expliquée par L. Pourcelot dans son ouvrage.

J'avais parfois un spectre qui avait une allure différente, surtout lorsque je plaçais la sonde au niveau des jonctions entre tuyaux et rigides là où se trouvent des agrandissement et rétrécissement brusques.

Une conclusion est donc que, mis à part la valeur de la vitesse moyenne, le spectre d'amplitude a la même allure si l'écoulement reste laminaire, et donc que le rétrécissement sera difficilement détectable par le médecin. On verra que ce n'est pas un problème grâce à notre seconde expérience, en étudiant la notion de résistance à l'écoulement.

Expérience II : Résistance à l'écoulement

Nous allons maintenant étudier l'effet de la diminution de section sur la résistance à l'écoulement

Principe théorique

En considérant le modèle d'un écoulement laminaire incompressible pour étudier l'écoulement du sang, on peut appliquer la loi de Poiseuille le long d'un vaisseau:

$$\Delta P = \frac{8 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot R^4} \cdot D.$$

On remarque que l'on a une expression de la forme $\Delta P = R_{\text{éc}} \cdot D$ similaire à la loi d'Ohm: $U = R \cdot I$ ou $R_{\text{éc}}$ ne dépend que de la géométrie du circuit. Dans le cas d'une conduite circulaire de longueur L et de rayon R , on a $R_{\text{éc}} = \frac{8 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot R^4}$.

Dans un premier temps, nous étudierons l'effet de la section de l'artère sur la chute de pression. Puis nous modéliserons une sténose pour voir son effet sur la chute de pression

Expérience 2.1 : Influence de la section sur la chute de pression - loi de Poiseuille

Protocole

On produit le même type d'écoulement que dans la partie précédente. On étudie l'évolution de ΔP en fonction de D au niveau des tuyaux rigides de diamètre $D_1=10\text{mm}$ et $D_2=7\text{mm}$. On s'attend à retrouver la loi de Poiseuille donc une droite de pente égale à la résistance à l'écoulement.

Modification de montage

J'ai choisi de remplacer les tubes de pression par des capteurs liés au logiciel Capstone. Le logiciel calcule en temps réel la différence de pression.

Ce choix permet entre autres de pouvoir accéder à une plage de débit plus importante. En effet, les débits trop élevés étaient inaccessibles avec le montage précédent car le fluide passait en dessous du niveau minimal des tubes de pression. Cela permet d'avoir plus de points et de limiter fortement l'incertitude relative sur chaque mesure et donc d'avoir des barres d'erreurs beaucoup plus petites.

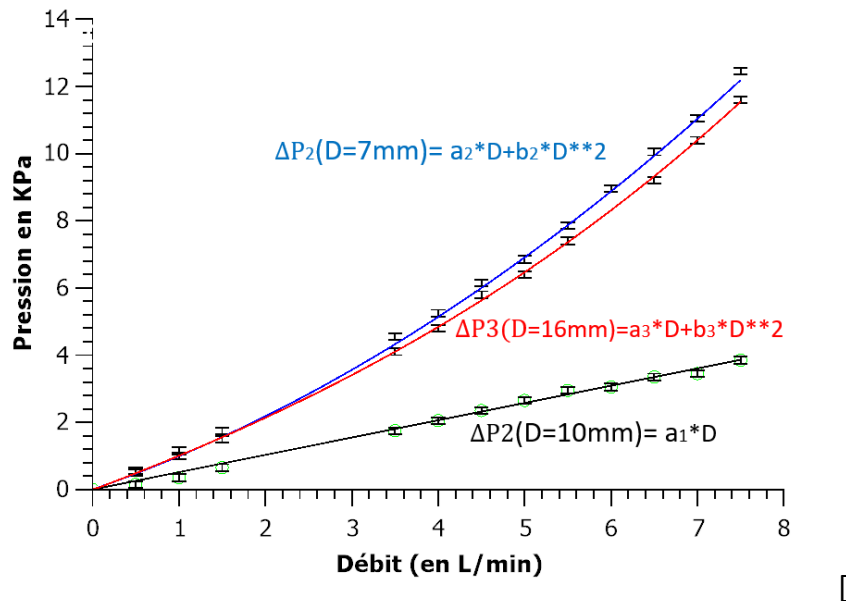
Résultats attendus : calcul des résistances à l'écoulement

Chaque résistance correspond à la résistance liée la différence de pression entre les jonctions. Pour la calculer, il ne faut pas oublier de prendre en compte les tuyaux souples. Dans ce cas, on somme les résistances puisque les tuyaux sont branchés en série. On notera là encore l'analogie avec l'électricité.

- $\text{RecD1} = \text{Rec}(D=7\text{mm}, L=30\text{cm}) + \text{Rec}(D=10\text{mm}, L=30\text{cm}) = 1.3 \cdot 10^3 \text{ Pa} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{L}$
- $\text{RecD2} = \text{Rec}(D=10\text{mm}, L=60\text{cm}) = 4.9 \cdot 10^2 \text{ Pa} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{L}$
- $\text{RecD3} = \text{Rec}(D=16\text{mm}, L=30\text{cm}) + \text{Rec}(D=10\text{mm}, L=125\text{cm}) = 0.05 + 1,0 = 1,1 \cdot 10^3 \text{ Pa} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{L}$

Résultats obtenus

Courbe obtenue - Qtiplot



Je n'ai pas pu prendre de mesures entre 1.5 et 3 L.min à cause de bulles d'air qui perturbaient le montage.

$a_1 = 515 \pm 7 \text{ Pa} \cdot \text{L} \cdot \text{min}^{-1}$

$R^2 = 0,9991$ pour le modèle linéaire

$= 0,9995$ pour les modèles paraboliques

Interprétation

On obtient comme attendu une droite avec un assez bon coefficient de corrélation pour l'étude au niveau du tuyau de section $D=10 \text{ mm}$. On a la pente Rec1 qui vaut $a_1 = 515 \pm 7 \text{ Pa} \cdot \text{L} \cdot \text{min}^{-1}$ assez proche de la valeur théorique $4,9 \cdot 10^2 \text{ Pa} \cdot \text{L} \cdot \text{min}^{-1}$.

Lors de la modélisation, un modèle parabolique convenait mieux pour les deux autres sections. J'interprète cette croissance plutôt polynomiale comme caractéristique des turbulences.

J'ai cherché à savoir d'où pouvait provenir les turbulences. J'ai pensé que ces turbulences provenaient des variations brutales de section au niveau des jonctions entre les tuyaux rigides et les tuyaux souples. En effet, la courbe pour laquelle on obtient une droite est celle liée au tuyau rigide de diamètre $D=10 \text{ mm}$. C'est justement celle pour laquelle il n'y a pas de variation brusque car les tuyaux souples ont le même diamètre. Et ça serait cohérent avec ce que j'avais observé avec le spectre Doppler. Je me suis donc renseigné sur ces turbulences aux jonctions

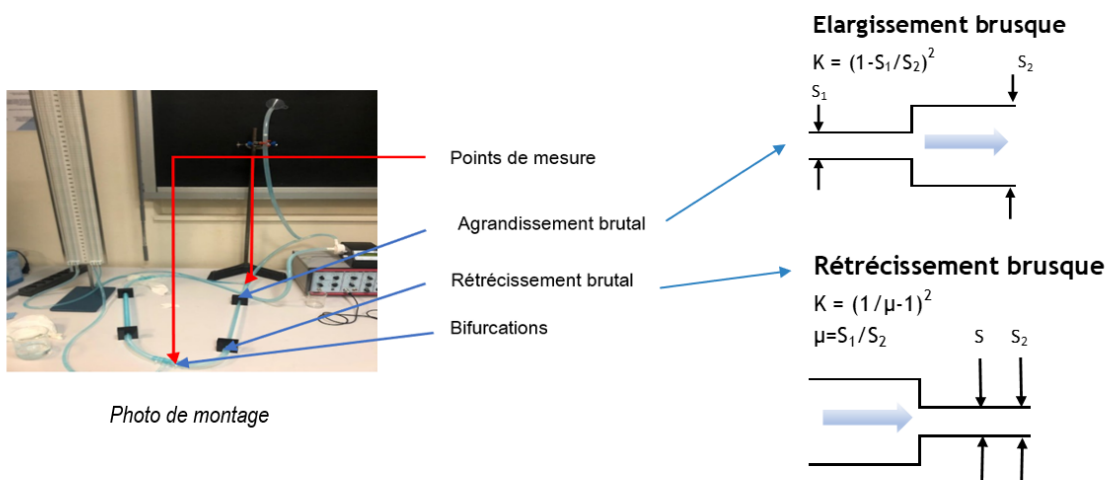
Turbulences aux jonctions

Ces pertes de charges dites singulières s'écrivent à l'aide du théorème de Bernoulli dit généralisé sous la forme: $\Delta P_{\text{sing}} = 0.5 * \rho * v_e^2 * K'$ où K' dépend de la forme géométrique du rétrécissement

Elles sont proportionnelles à la vitesse au carré et donc au débit au carré.

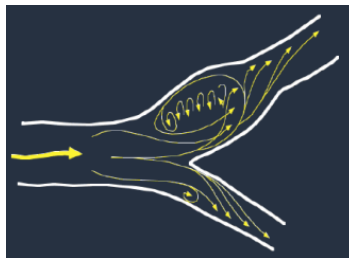
En sommant les variations de pression liées aux pertes de charges dites régulières (Poiseuille) et celles singulières,

$\Delta P = \Delta P_{\text{reg}} + \Delta P_{\text{sing}} = \text{Rec} * D + B * D^2 : == \}$ polynôme d'ordre 2 en D . C'est donc a priori cohérent avec l'expérience.



Lien avec la medecine : pertes de charges analogues dans le système cardiovasculaire

Par ailleurs, des pertes de charges singulières analogues sont présents au niveau de la circulation sanguine. Transition d'une artère à un capillaire plus petits, bifurcations entre deux vaisseaux. Toutes ces pertes de charges, augmentent la résistance à l'écoulement et donc perturbent le débit. La méthode doppler peut alors détecter une perturbation de l'écoulement sans que celle-ci ne soit due à une sténose. Cela constitue une difficulté supplémentaire pour le médecin qui doit faire attention à ne pas faire de mauvais diagnostic.



C. Gautier : Bases d'interprétation

des signaux doppler dans le réseaux artériel, 2013, slide 60

J'ai calculé les pertes de charges du montage. Mais l'identification par rapport aux coefficients des courbes obtenues n'a pas été concluante

Expérience 2.2 – Tentative de modélisation d'une sténose

Choix du modèle

Pour calculer la résistance à l'écoulement d'une sténose j'ai songé à deux modèles en fonction de l'écoulement.

Un premier modèle pour lequel l'écoulement reste laminaire au niveau de la sténose. Une approche peut être de considérer la sténose comme une succession de tuyaux élémentaire de longueur dx dont on somme les résistances en série. On peut montrer analytiquement que l'augmentation de la résistance à l'écoulement est alors négligeable.

Un autre modèle pour lequel l'écoulement y est turbulent. Dans ce cas la sténose intervient comme perte de charge singulière et est source de non-linéarité. On la considère comme un agrandissement brutal et un rétrécissement brutal.

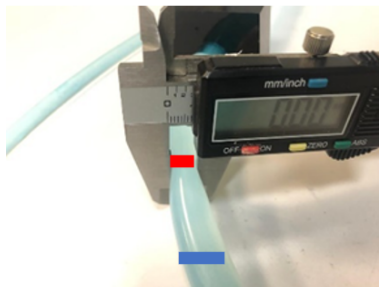
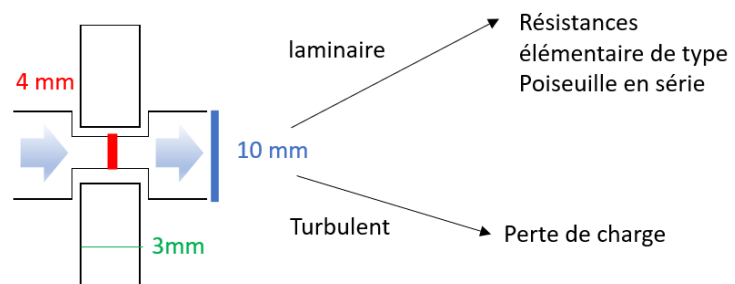


Photo de montage



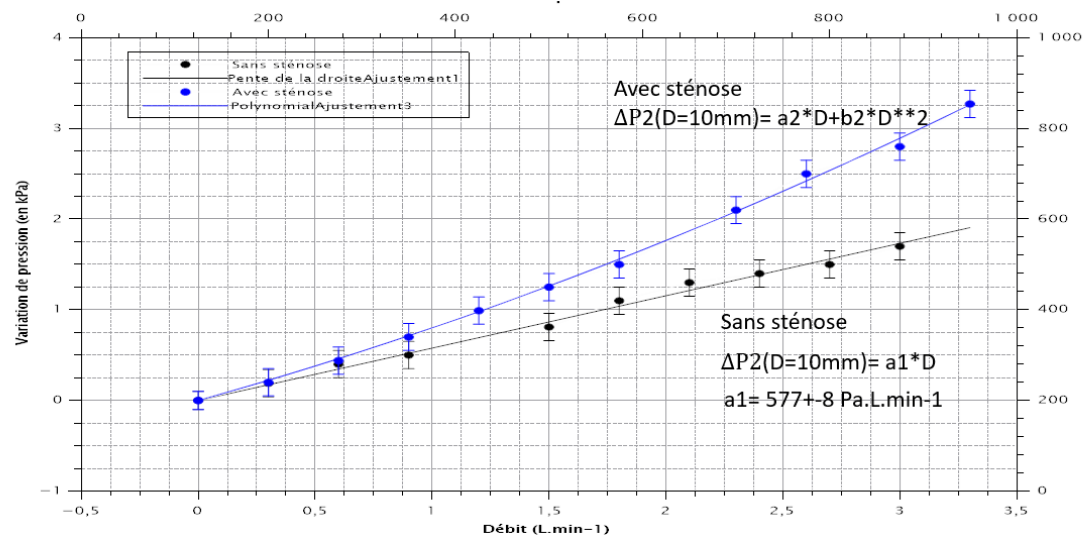
Réalisation pratique

Je me suis donc placé sur le tuyau de diamètre $D=10$ mm et avec un pied à coulisse j'ai comprimé le tuyau pour faire une section de diamètre $D=4$ mm. L'épaisseur de la pince faisant 3 mm, on suppose que la sténose fait 3 mm de long.

J'ai réalisé la même expérience mais avec une réduction de 10 mm à 7 mm. L'effet était alors négligeable.

Résultats

J'avais réalisé l'expérience avec l'ancien montage ; c'est-à-dire avec les tubes de pression sans les capteurs. Les différences de pression sont plus faibles car je pouvais seulement accéder aux faibles débits. C'est pourquoi l'incertitude relative augmente : les barres d'erreur apparaissent plus grosses.



Courbe obtenue - Qtiplot

Interprétation

On retrouve pour le cas sans sténose la même allure que précédemment. Cela nous rassure quant à la reproductibilité. On trouve $R_{th}=577\pm 8 \text{ Pa.L.min}^{-1}$. On voit que la sténose provoque de la non linéarité. On peut en conclure que l'écoulement y est turbulent à son niveau.

Conclusion

Rappel des objectifs du TIPE	Résultats de nos expérimentations
Influence du rétrécissement du vaisseau sur résistance à l'écoulement	Augmentation de la résistance à l'écoulement : Linéaire en l'absence de jonctions, quadratiques sinon Les jonctions induisent des turbulences : pertes de charge singulières
Tentative de modélisation d'une sténose	Estimation de la perte de charge engendrée par une sténose : <ul style="list-style-type: none"> Négligeable si écoulement laminaire (faible diminution de section) Importante si turbulences. Croissance quadratique : sténose perte de charge singulière Sténose pathologique surtout si turbulences
Optimisation du diagnostic par paramétrage de l'échodoppler	Identification des paramètres d'optimisation suivants : <ul style="list-style-type: none"> choix du mode adapté (continu ou pulsé) se placer en incidence rasante
Influence du rétrécissement du vaisseau sur le signal doppler et vitesse d'écoulement	Identification des caractéristiques du spectre pour un écoulement parabolique. La déformation du spectre peut suggérer le degré de turbulence Sténose détectable surtout si turbulences

Ouvertures

- Dans le cas de sténoses profondes, l'équation de Bernouilli indique que la pression extérieure est plus forte que la pression intérieure. Les parois vont donc être comprimées et la sténose va s'accroître.
- Dans le cas du Doppler, en pratique, le médecin ne s'intéresse pas au spectre d'amplitude mais directement à l'évolution de la vitesse moyenne en fonction du temps qui varie en fonction de la diastole et systole. Pour quantifier le degré de turbulence, il existe d'autres types de résistance à l'écoulement plus adaptés/ exemple : résistance de Pourcelot.