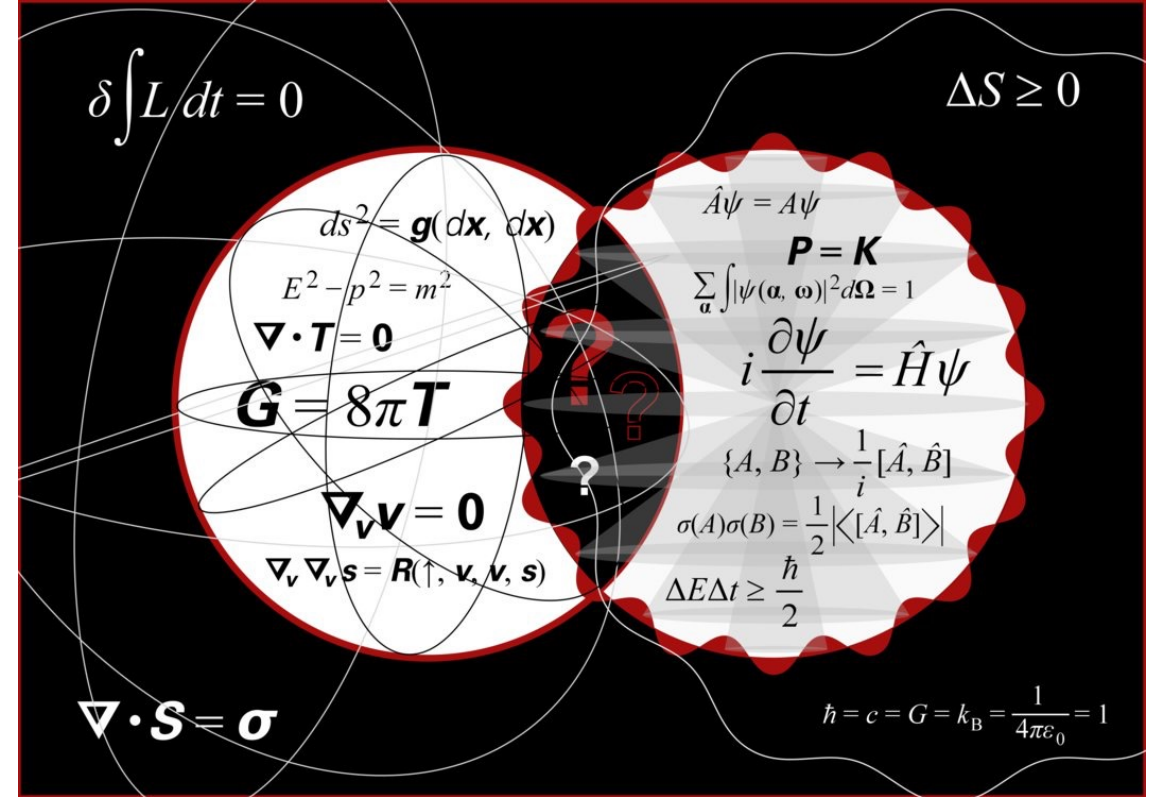


Monitoring et équipement

Robert Urbanowicz BEng, MD, FRCPC

Cours de sciences de base

Le 3 avril 2025





Les objectifs du Collège Royal (3^{ème} édition février 2020 – révision juillet 2022)

- Demonstrate knowledge of the principles of pressure measurement, including but not limited to:
- **Principles of Measurement**
 - Define the various units of mass, energy, pressure and density commonly used in Anesthesiology
 - Define the terms accuracy, precision and bias as related to measurement
 - Describe how most anesthesia monitors measure force (Newton's 2nd Law)
- **Static Pressure Measurement**
 - Describe the principle of measuring static columns of fluid (CVP)
 - Define 1 atmosphere of pressure
 - Convert between commonly used pressure units
- **Dynamic Pressure Management**
 - Demonstrate knowledge of how modern pressure transducers work
 - Describe the effects of compliance, natural resonant frequency damping and dynamic response of pressure in these systems
 - Describe the characteristics of the pressure versus time waveform in clinical practice
 - Describe the wave characteristics and causes of an overdamped or underdamped pressure and ways to remedy these problems
- **Signal-Processed Pressure Monitor**
 - Use a non-invasive blood pressure (NIBP) monitor properly
 - Understand mechanisms of blood pressure determination by NIBP
 - Describe the different false readings associated with NIBP

Les objectifs du Collège Royal

- Demonstrate knowledge of the principles behind flow measurement, including but not limited to:
- **Principles of Flow**
 - Describe the differences between flow and velocity
 - Describe the relationship between pressure and flow
 - Describe the different forces that can act on fluids (gravity, pressure gradient, and viscous force/friction)
 - Demonstrate knowledge of the Bernoulli equation and its relevance in Anesthesiology
 - Demonstrate knowledge of the relevance of the Reynolds number in Anesthesiology
 - Demonstrate knowledge of the relevance of the laminar flow and turbulent flow in Anesthesiology
- **Dilutional Flowmeters**
 - Describe Fick's principle and its relevance in Anesthesiology
 - Describe how cardiac output is measured using thermodilution and the potential errors associated with it
- **Velocity/Flow Measurements**
 - Describe how Pitot tubes are used in anesthetic monitors
 - Describe how a Venturi tube works and its relationship to the Bernoulli equation
- **Balance-of-Pressure Flow Meters**
 - Describe how the Thorpe and Bourdon flowmeters work and their applications in everyday anesthetic practice

Vos objectifs pour aujourd'hui... et demain!

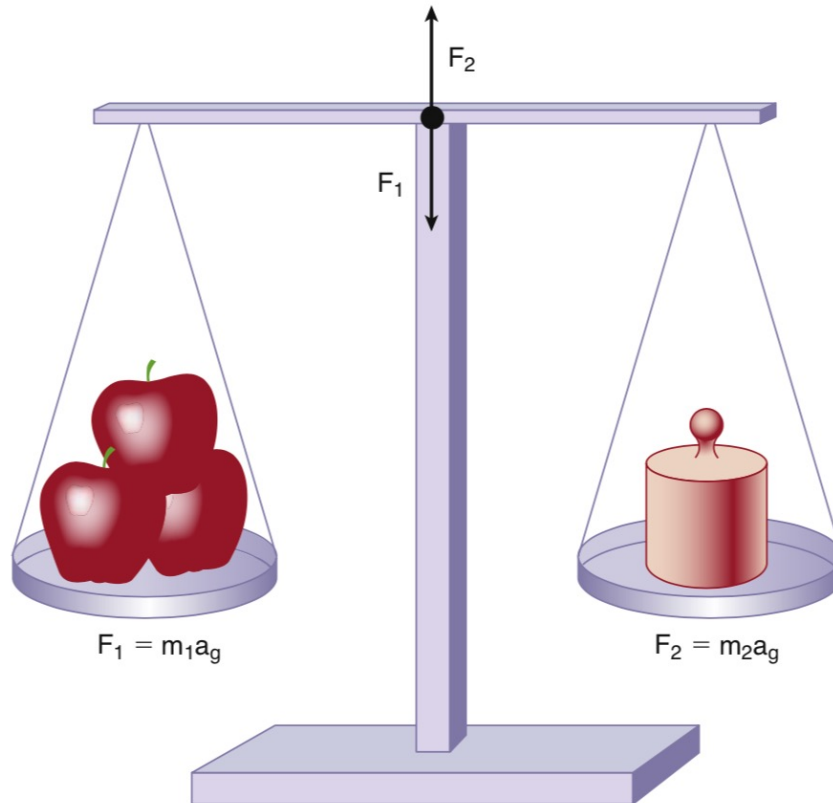
- Comprendre les notions de **physique** du monitoring anesthésique incluant:
 - La mesure de la pression
 - La mesure du débit (*flow*)
 - Connaître la relation entre
- Bien répondre aux questions du Collège Royal! 😊

Définition de force



La force

- Définition: Action mécanique exercée sur un objet permettant d'expliquer sa déformation ou les modifications de son mouvement.



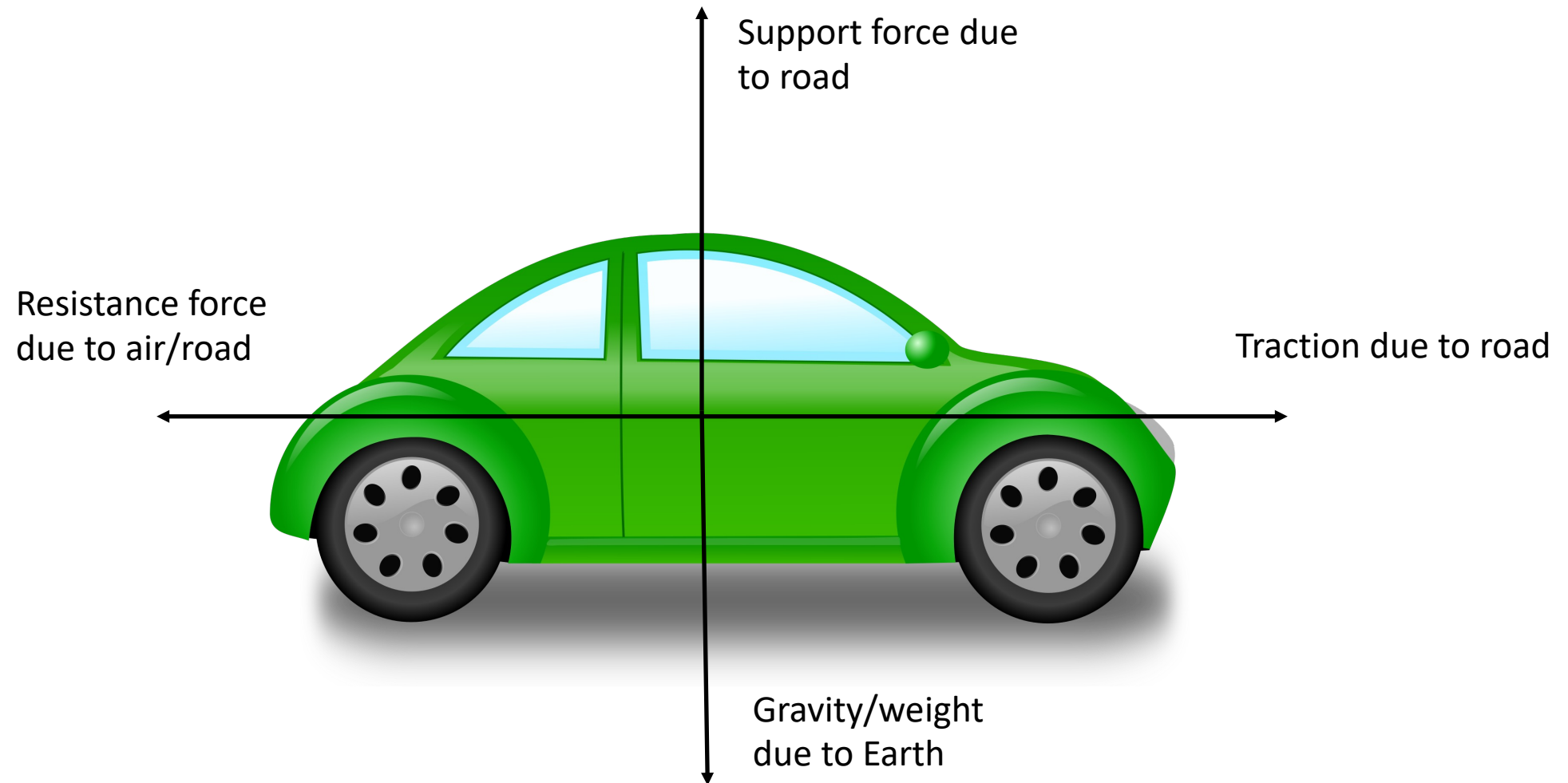
- 2^e loi de Newton:
 - $F = m \cdot a$
 - m: masse
 - a: accélération
- Gravité: 9.8 m/s^2



Action mécanique (masse du gant de boxe \times accélération du punch) exercée sur un objet permettant d'expliquer sa déformation (du visage) ou les modifications de son mouvement (bascule de la tête/KO).



La force



Définition de pression



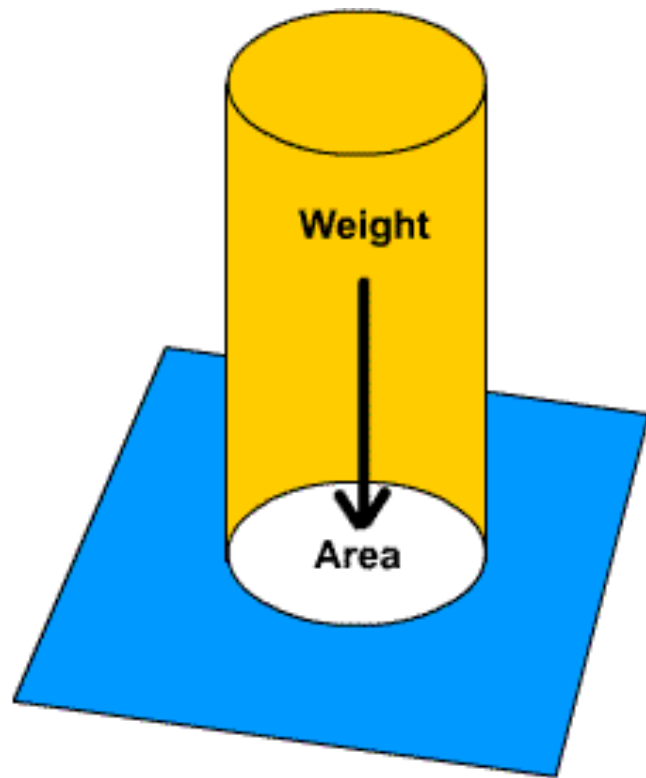
La pression

- Définition: force exercée par une matière (solide, liquide ou gazeuse) par unité de surface

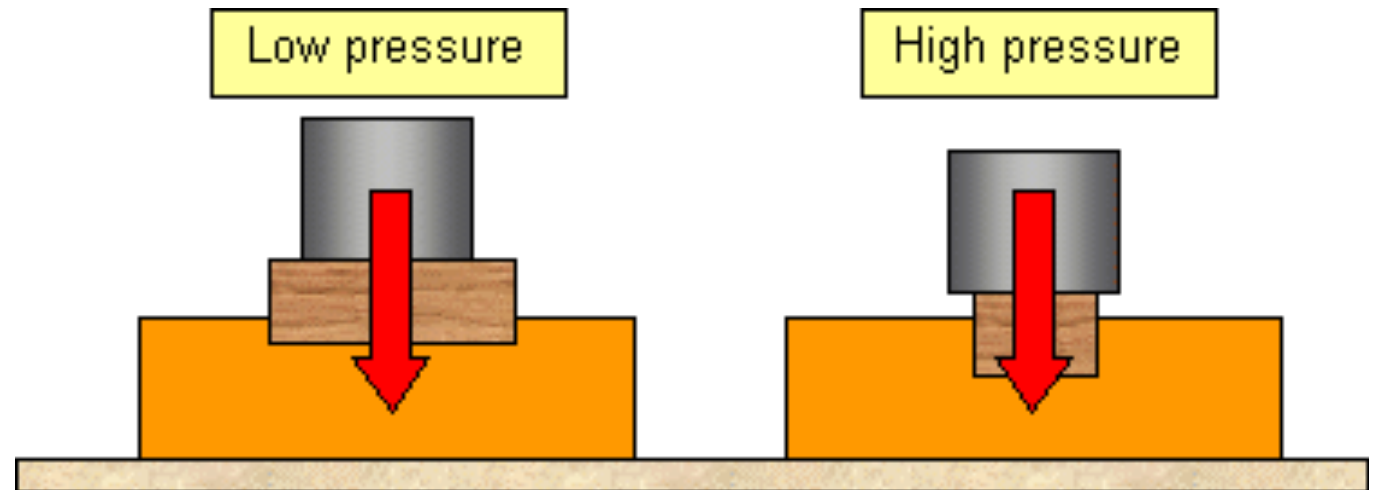


$$\text{PRESSURE} = \frac{\text{FORCE}}{\text{AREA}}$$

La pression



$$P = \frac{F}{A}$$





$$P = \frac{F}{A}$$

Les unités de mesure de la pression

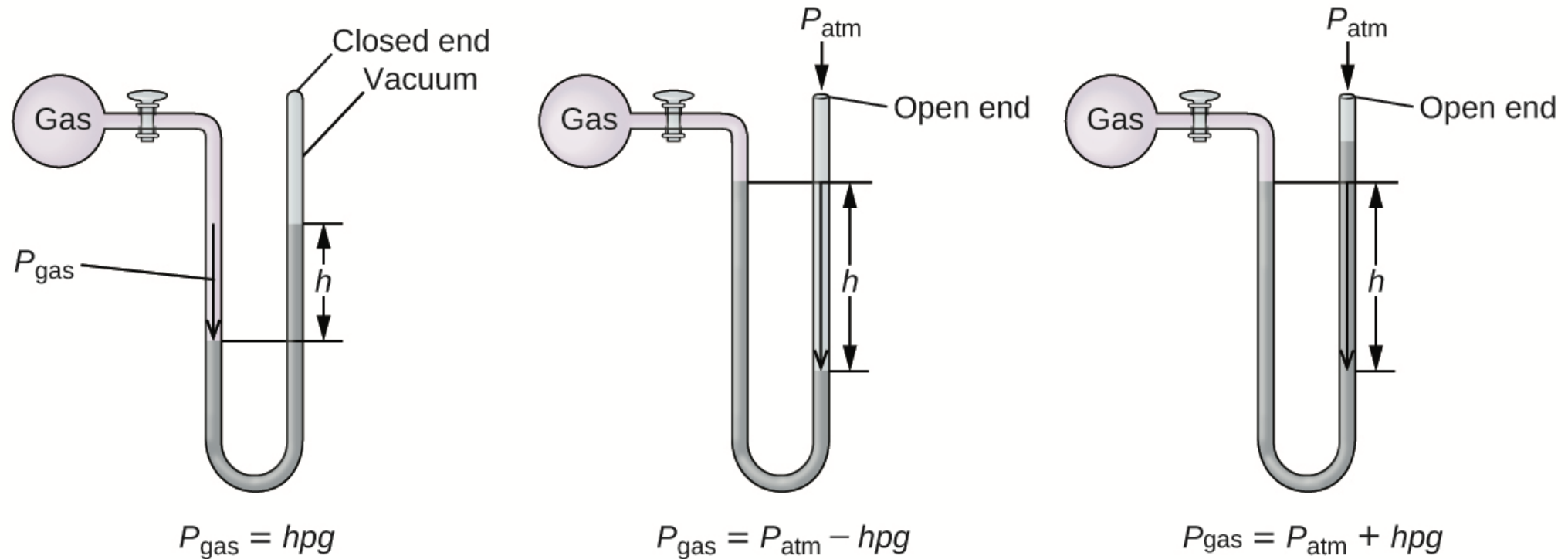
- N/m^2 (Newton par mètre carré)
- psi (Pounds per square inch)
- Pa (Pascal) ou kPa (kilopascal)
- atm (atmosphère)
- mmHg (millimètre de mercure)
- cmH₂O (centimètre d'eau)

1 atm = 101.3 kPa = 760 mmHg = 14.7 psi = 988 cmH₂O

Pression atmosphérique au niveau de la mer



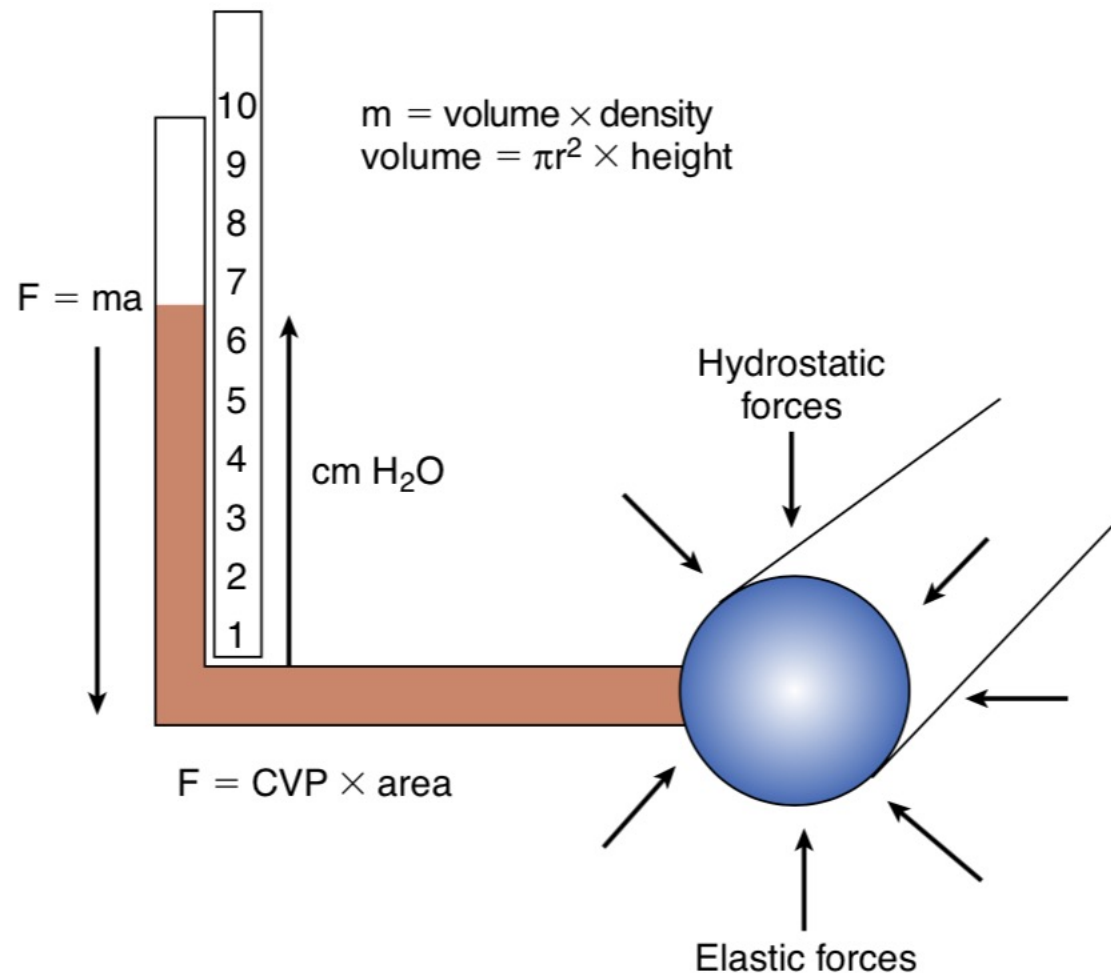
Le manomètre



Note: h is the height of the fluid, ρ is the density of the fluid, and g is acceleration due to gravity

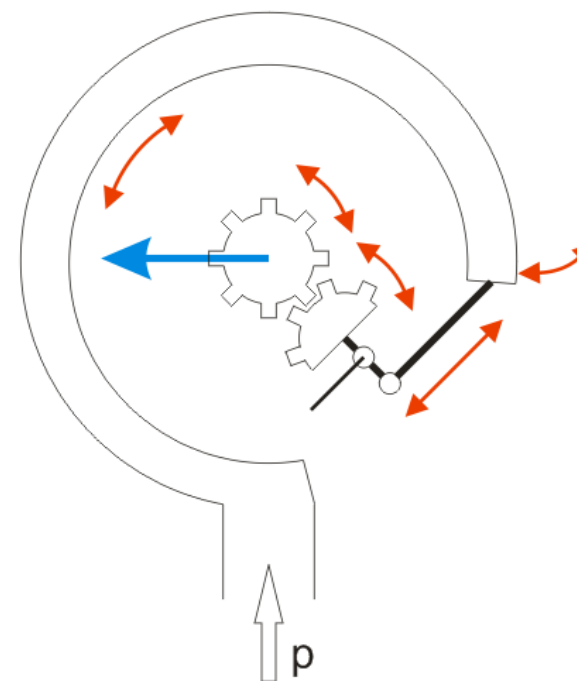
- Colonne de liquide: mercure ou eau
- Mercure utilisé à cause de sa grande densité, sensible à une variation de pression
- Une colonne d'eau devra être 13.6x plus grande pour mesurer la même différence de pression

Mesure de la pression statique



- Concept de forces qui s'opposent (et s'équilibrent) est le principe qui gouverne la plupart des outils de mesure de la pression en anesthésiologie
- Lorsqu'on mesure la CVP avec un manomètre, il y a équilibre des forces entre la CVP et l'effet de la gravité sur une colonne d'eau

Le manomètre de Bourdon



Exemples de manomètres de Bourdon

- Cylindres à moyenne ou haute pression:
 - Oxygène
 - Halogénés
 - N_2O

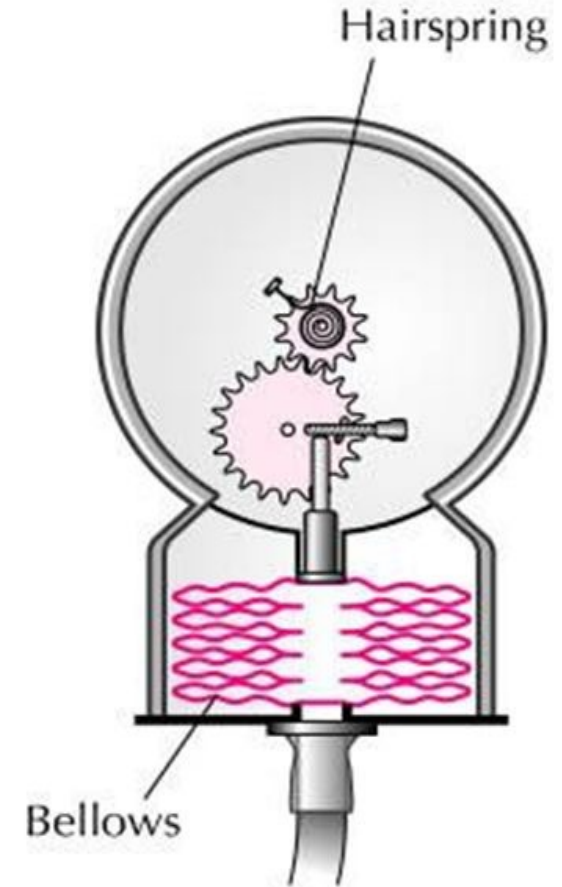


Manomètres anéroïdes

- Anéroïde: sans fluide
- Soufflet métallique qui bouge en fonction de la pression transmise



Aneroid
dial view



Aneroid
inside view

Exemples de manomètres anéroïdes



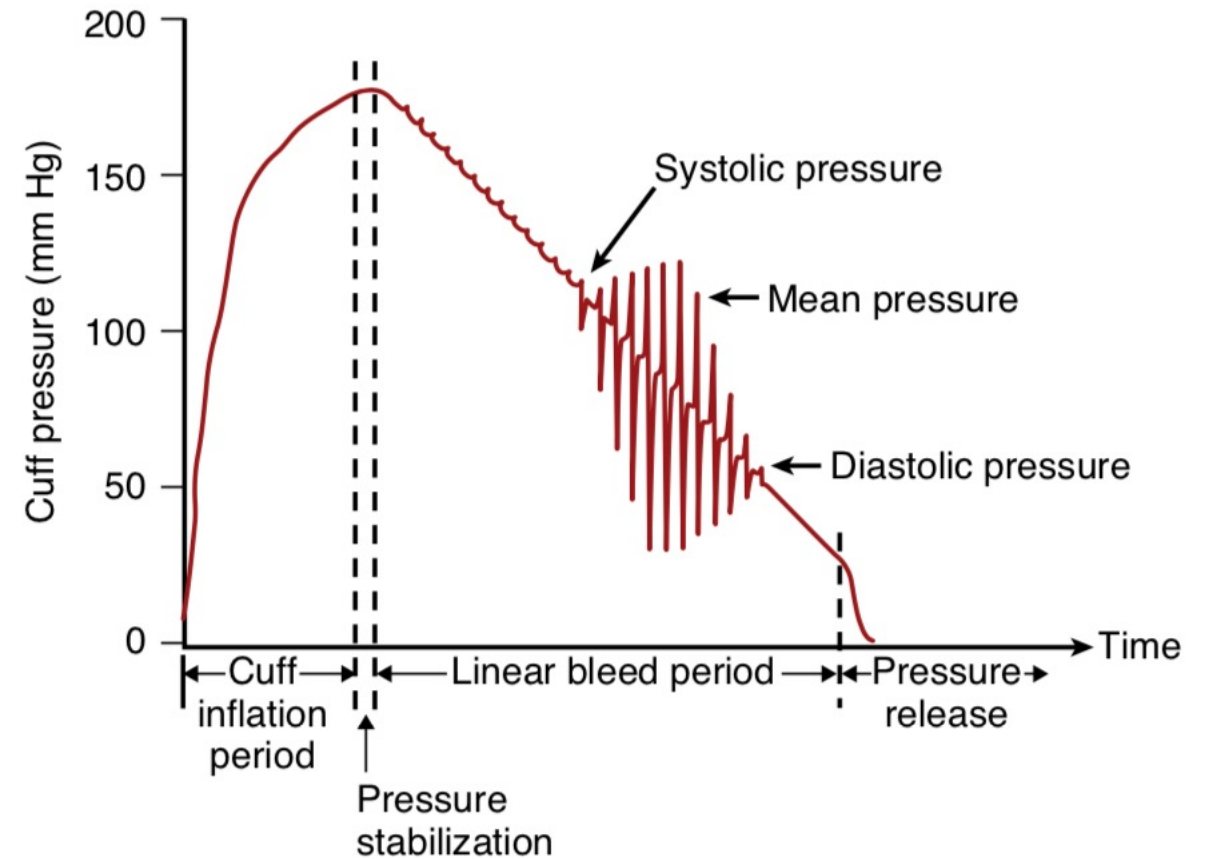
Sphygmomanomètre



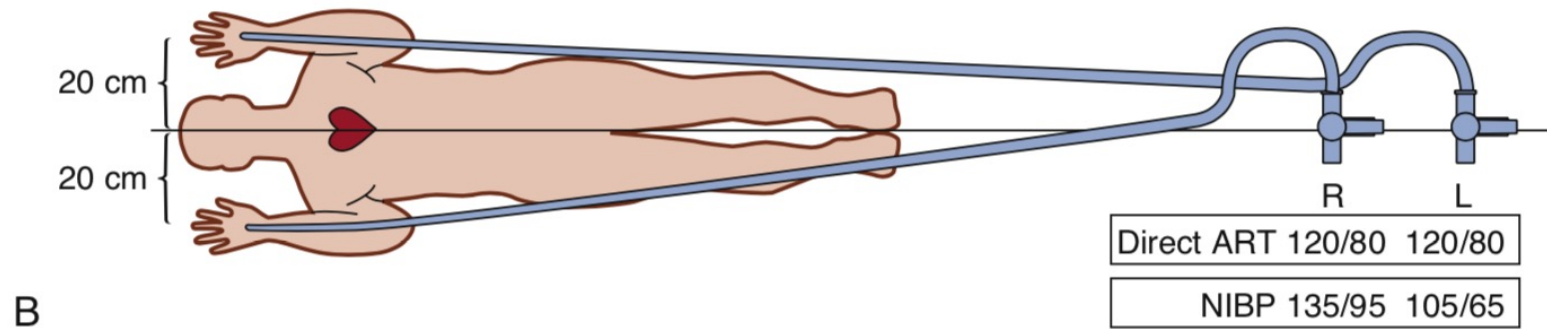
Manomètre pour tube
endotrachéal

Mesure de pression non-invasive automatique

- Principe d'oscillométrie
- Oscillation maximale = TA_M
- 25-50% de l'amplitude maximale = TA_S
- Amplitude la plus basse = TA_D
- **La meilleure mesure = TA_M**
- TA_S souvent sous-estimée
- TA_D souvent surestimée
- Pressions cheville, mollet, cuisse n'ont jamais été validées



Erreur de pression non-invasive automatique



- Bras non-dépendant (en haut): pression plus basse
- Bras dépendant (en bas): pression plus haute
- Différentiel de 20cm = 15 mmHg

Erreur de mesure de pression non-invasive

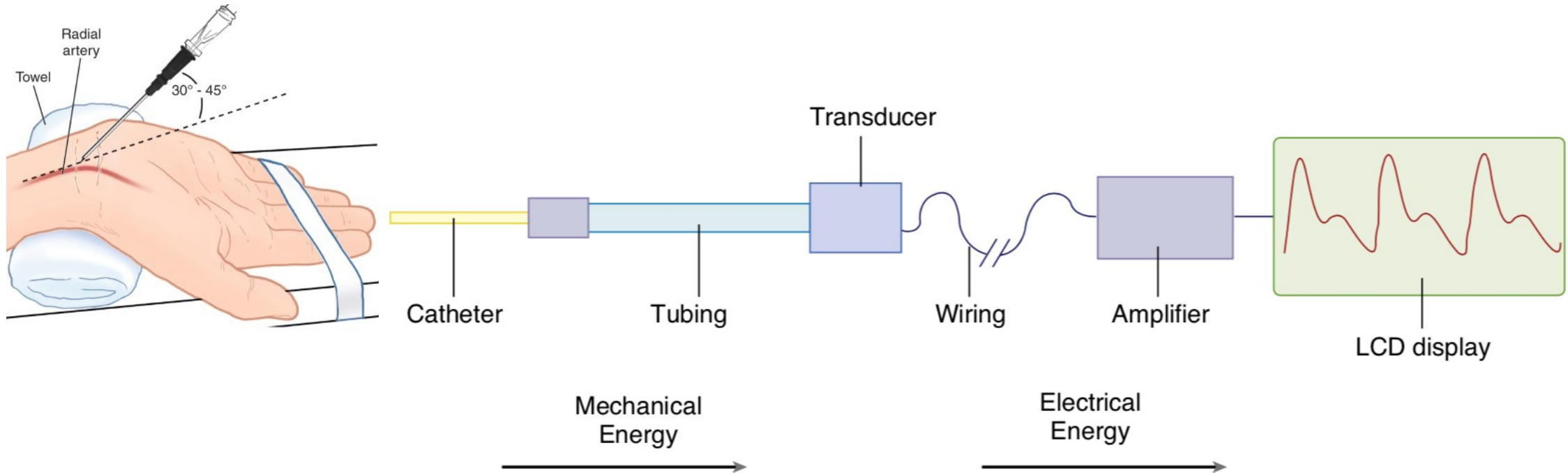
- Brassard trop petit = surestime la pression (Pression trop haute)
- Brassard trop grand = sous-estime la pression (Pression trop basse)
- Brassard trop lousse = surestime la pression (On gonfle plus...)
- Athéromatose artérielle = résiste à la compression du brassard
- Compression externe du brassard par patient/chirurgien = erreur de mesure (particulièrement de la pression diastolique)



Mesure de la pression dynamique

- Le manomètre est un outil de mesure efficace lorsque la pression varie peu (pression statique)
- Cependant, lorsque la pression change constamment et rapidement, le manomètre ne répond pas assez rapidement pour donner un résultat précis
- Ceci est dû à l'inertie de la colonne de liquide, i.e. la colonne de mercure résiste aux changements rapides de hauteur
- Nous utilisons donc un **transducteur**

Le transducteur



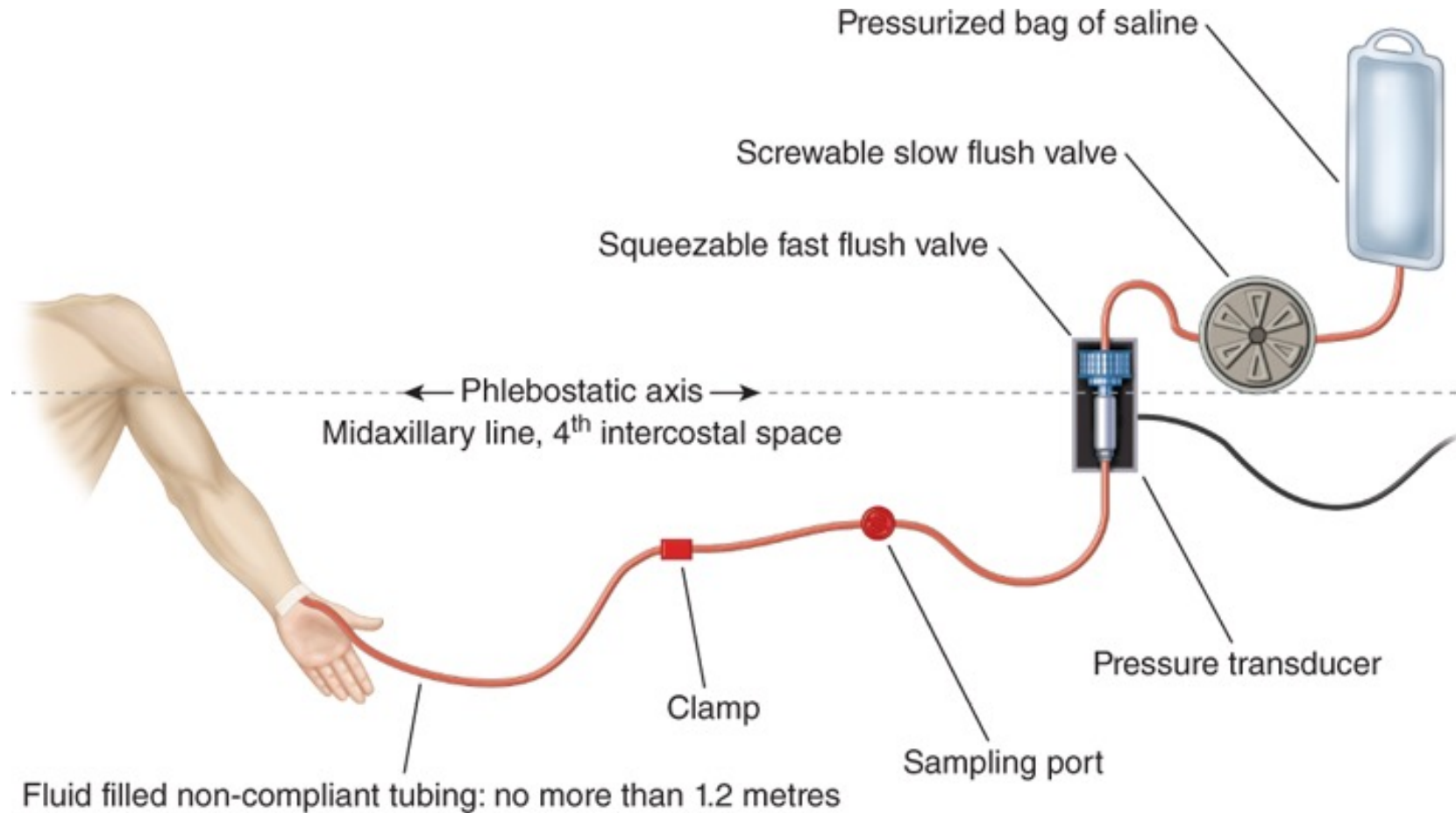
- Change une forme d'énergie en une autre (mécanique à électrique)

Le transducteur

- Changement de pression dans la tubulure va modifier la résistance du circuit électrique du transducteur
- Ce changement de résistance modifiera le signal électrique sur le moniteur



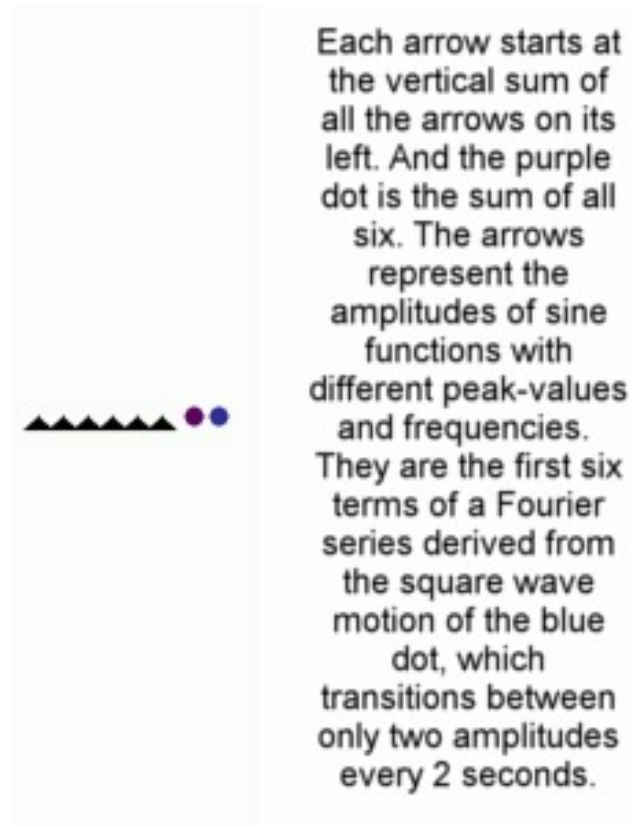
Ligne de canule artérielle



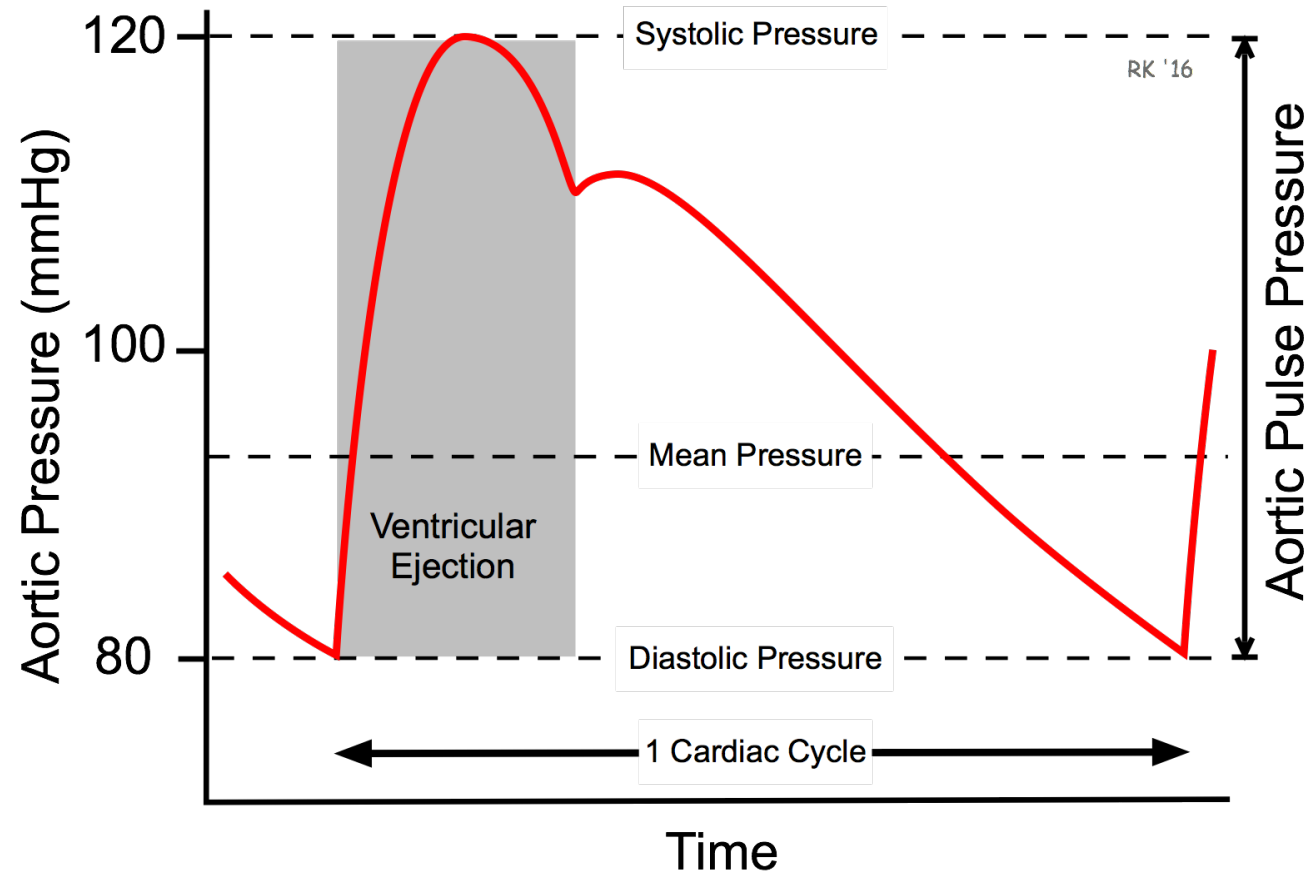
- Après une mesure de la pression mécanique, le transducteur envoie le signal électrique à l'ordinateur

La courbe de canule artérielle

- L'ordinateur recrée un complexe de courbes de pression via un algorithme mathématique en superposant des courbes périodiques selon la série de Fourier



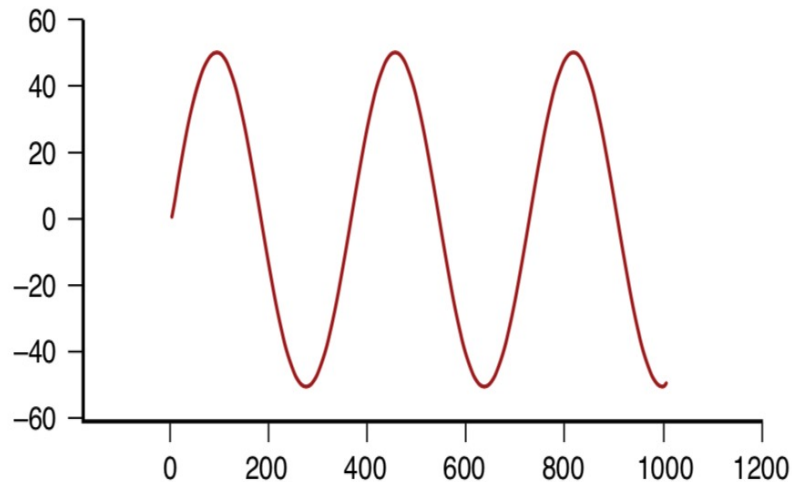
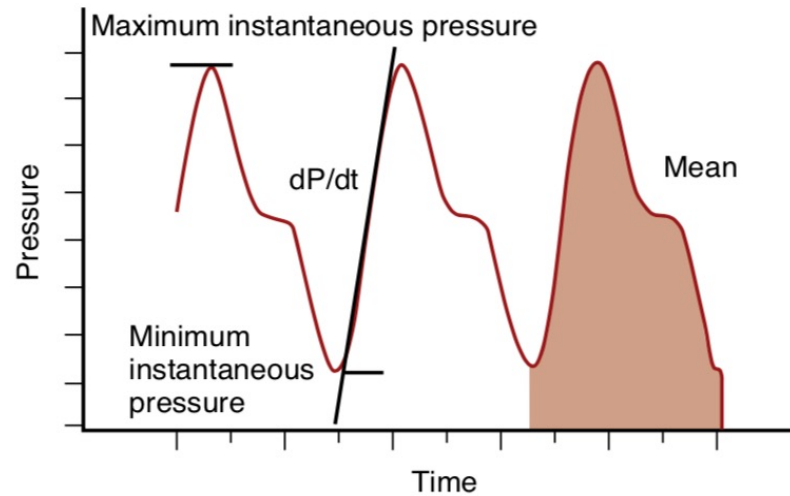
La courbe de canule artérielle



Erreur d'analyse de signal

- Erreur du signal
 - Manque de données
 - Vitesse d'affichage des données trop rapide
 - Vitesse d'échantillonnage des données trop lente
 - *Aliasing* (faux-signal)
- Atténuation du signal
 - Forces de friction
- Amplification du signal
 - Résonance

Vitesse d'affichage trop rapide = Manque de données



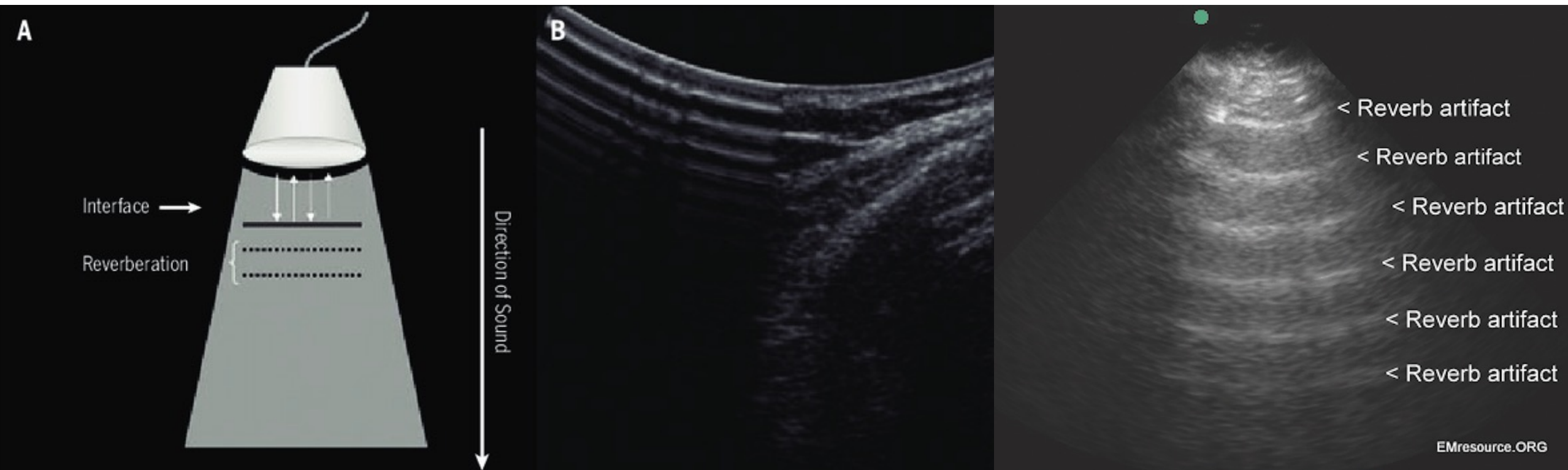
- Si on accélère la vitesse d'affichage de la courbe de canule artérielle, il y a perte d'information importante:
 - Perte de l'onde dicrote de fermeture de valve aortique
 - Difficulté à calculer la pente dP/dt correspondant au taux d'augmentation de la pression ventriculaire gauche
 - Difficulté à calculer l'air sous la courbe

Vitesse d'échantillonnage trop lente



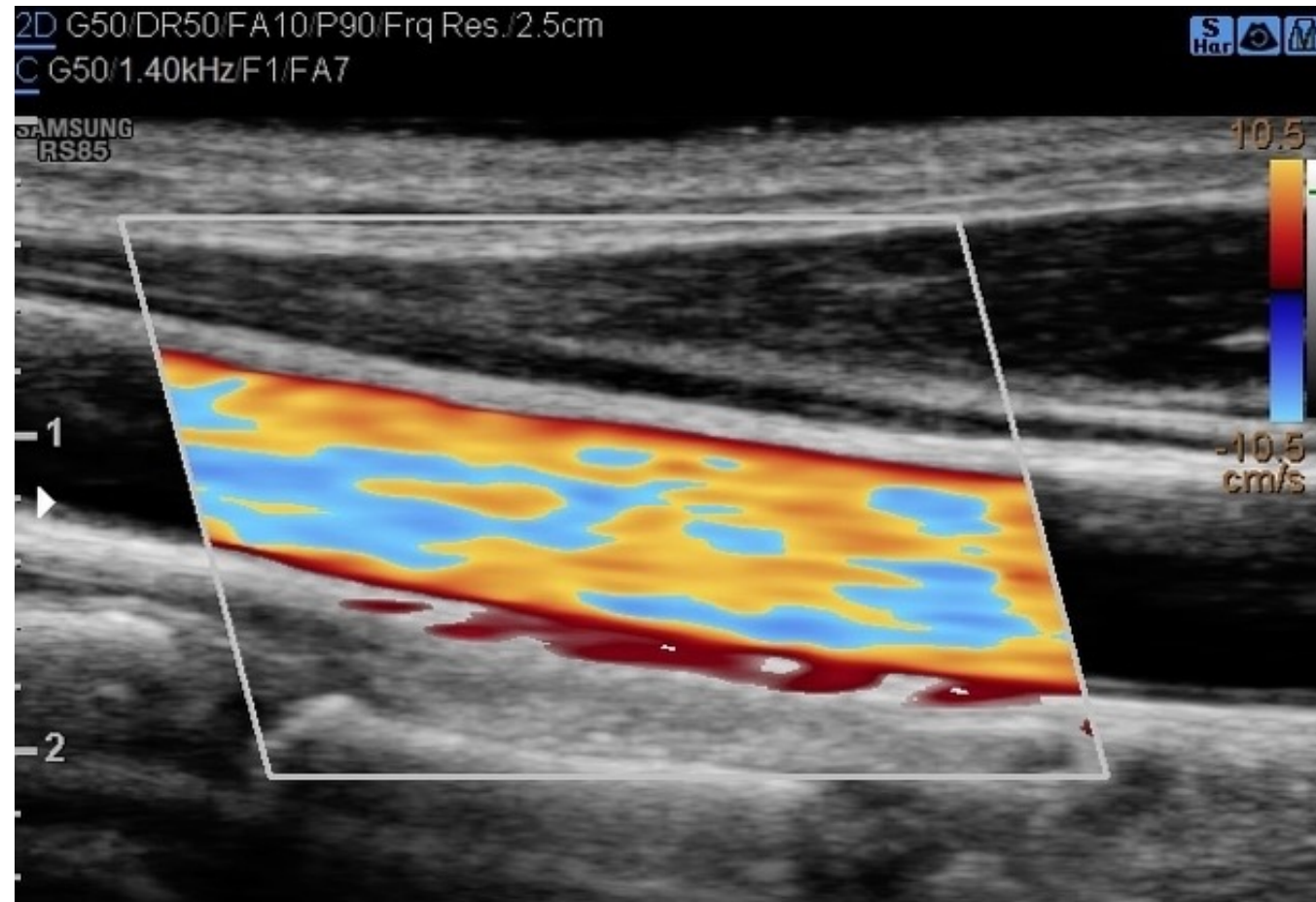
Aliasing = Faux signal

- Réverbération (distortion) de l'image à l'échographie

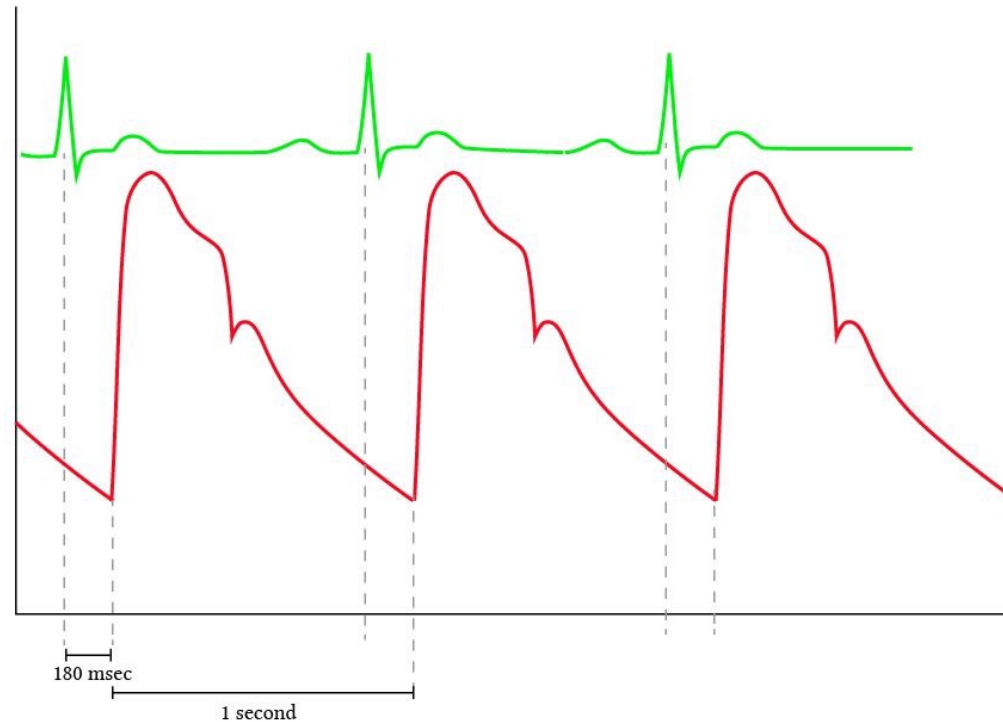


Aliasing = Faux signal

- Augmentation du gain au doppler va générer des artéfacts dynamiques



Courbe de canule artérielle



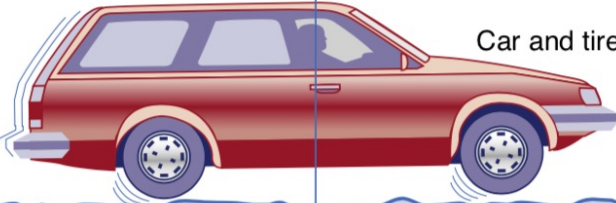
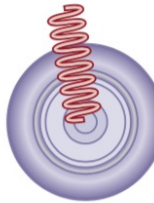
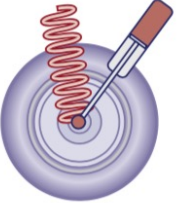
- Pour comprendre les autres types d'erreurs de canule artérielle, il faut comprendre les 2 facteurs qui influencent la courbe de pression artérielle:
 - le **coefficient d'amortissement du système**
 - la **fréquence naturelle du système**

Ligne de canule artérielle

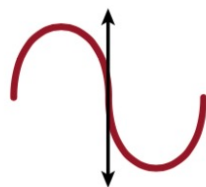
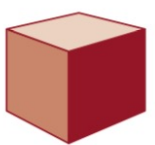
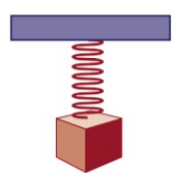
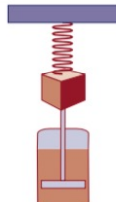
- **Coefficient d'amortissement:** détermine à quelle vitesse le système revient à son état d'équilibre après un stimulus.
- **Fréquence naturelle d'un système:** détermine à quelle vitesse le système se met à osciller après un stimulus

Ligne de canule artérielle





Amortisseur de choc = coefficient d'amortissement

Driving force	Mass	Spring force	Damping force
 Bumps in road	Car and tire	 Car spring	 Car shock absorber

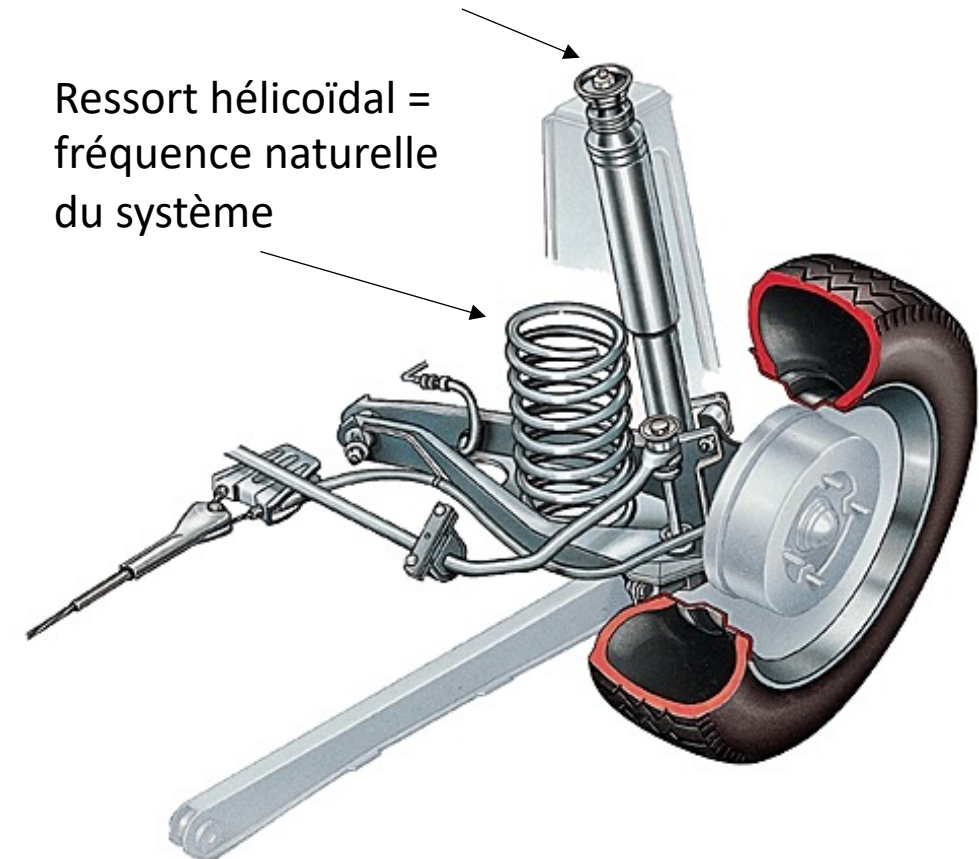
Car

 Bounce	 Mass	 Spring constant	 Dash pot
---	---	---	---

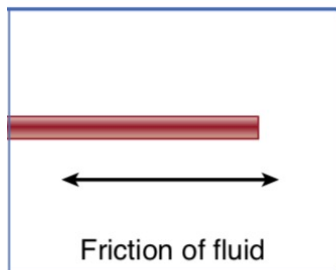
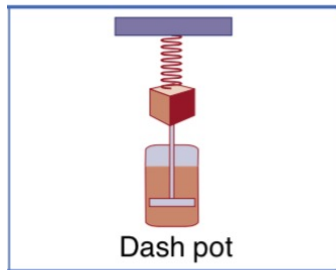
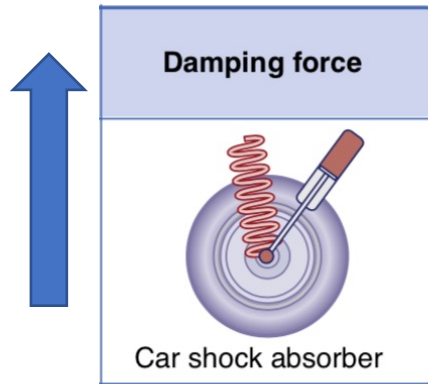
Physical model

 Arterial pressure	 Mass of fluid in tubing plus transducer	 Compliance of tubing	 Friction of fluid
--	---	---	--

Catheter

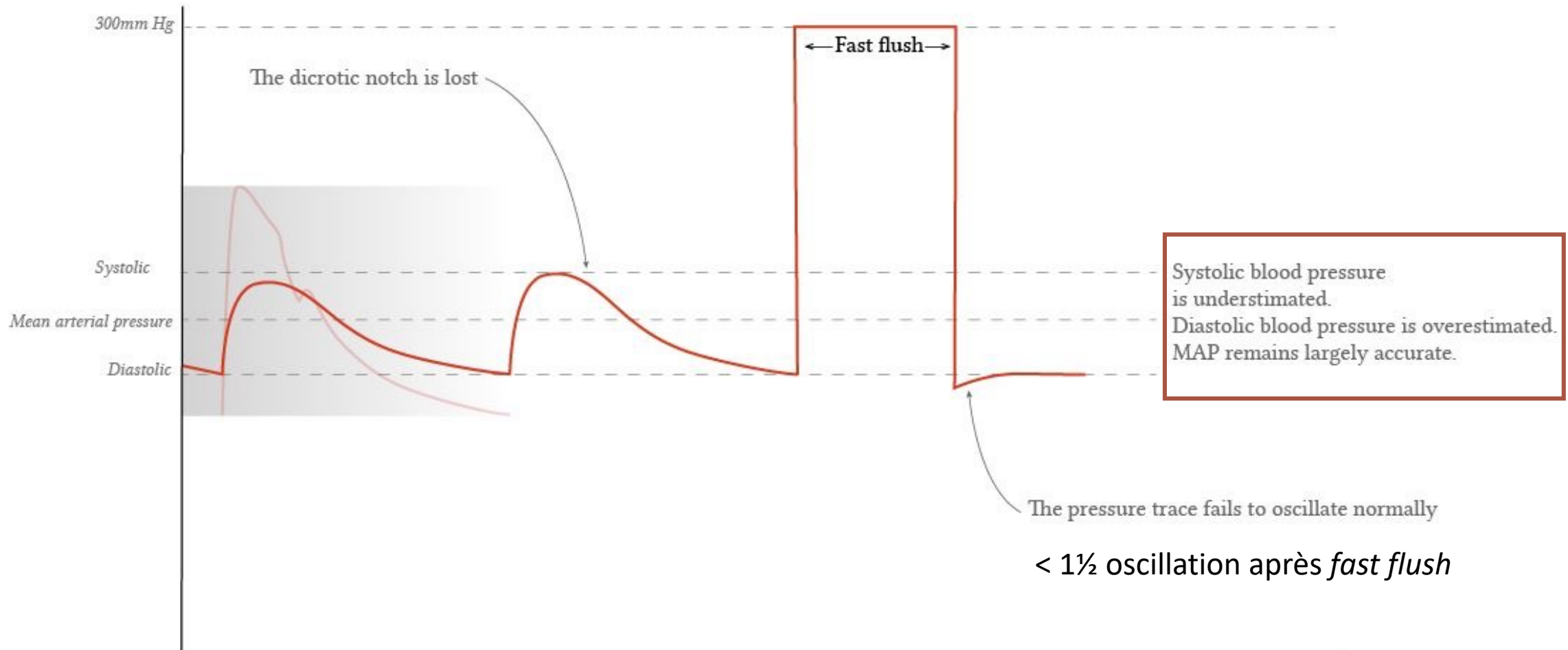


Erreur d'atténuation du signal

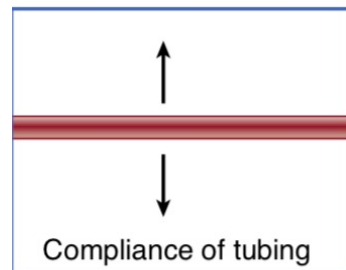
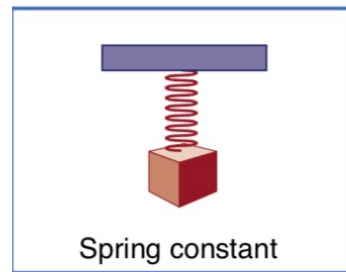
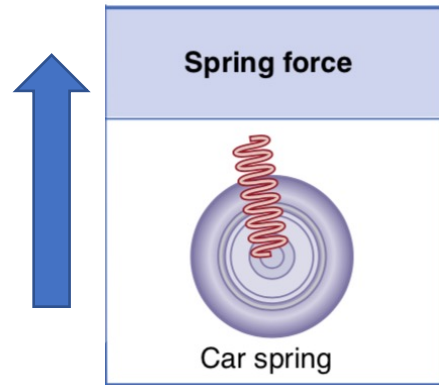


- Augmentation du coefficient d'amortissement
- Le système absorbe trop le signal (amortisseur de choc trop performant)
- Ceci est dû à:
 - une augmentation de la friction du liquide dans la tubulure de la canule
 - Restriction au passage du signal dans la tubulure
 - Présence de sang
 - Présence de caillot
 - Tubulure coudée
 - Artère occluse
 - **Présence de bulles de gros calibre**

Erreur d'atténuation du signal - *Overdamping*



Erreur d'amplification du signal



- Sur-amplification du signal de la canule (ressort hélicoïdal trop performant)
- En partie dû à une mauvaise compliance de la tubulure de la canule
- Mais, principalement dû à une fréquence d'oscillation qui se rapproche de la fréquence naturelle du système

Fréquence naturelle

- Fréquence à laquelle un système a tendance à osciller
- Tout matériau a une fréquence à laquelle il aura tendance à osciller, ceci va entraîner une résonance du système:
 - Vibration du châssis d'auto à une certaine vitesse
 - Chanteuse qui casse du verre



Résonance du système



Résonance du système



Tacoma Narrows Bridge, Washington, 1940

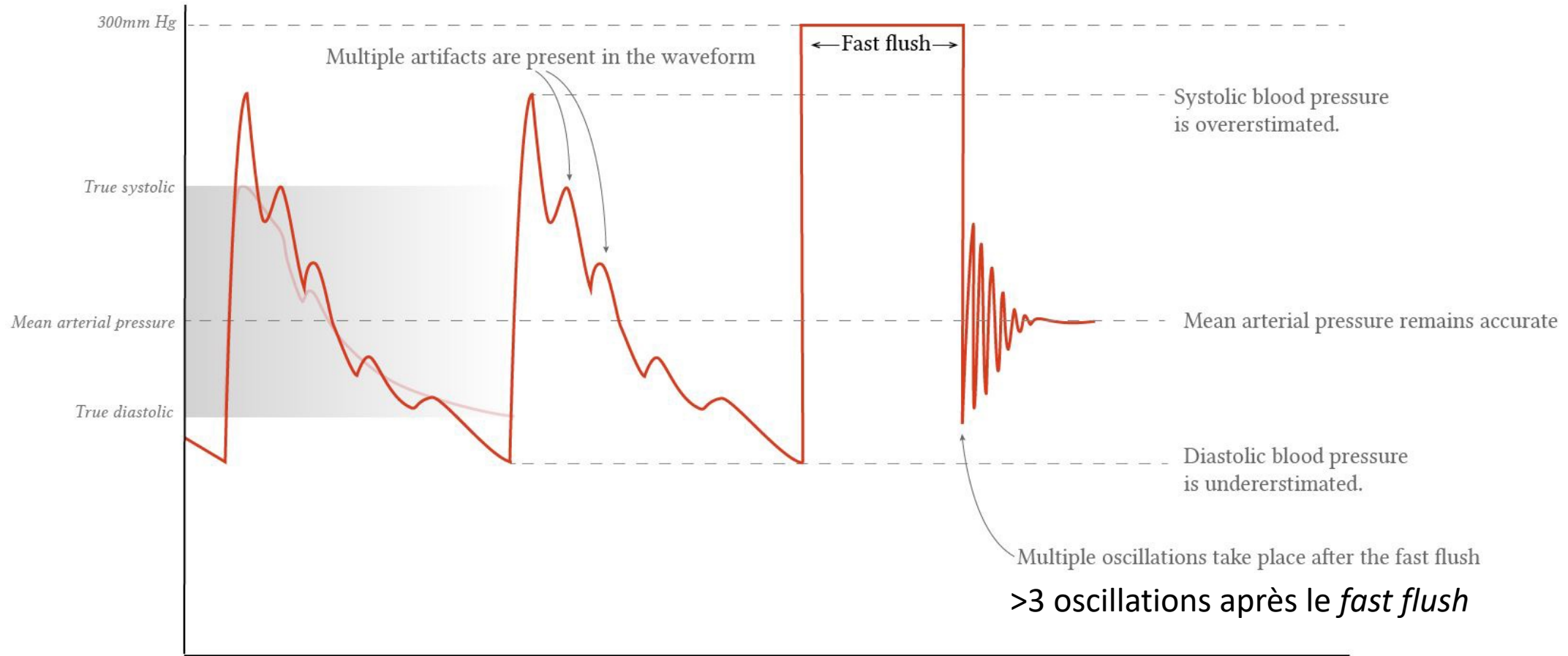
Résonance du système de canule artérielle

- Le système a tendance à **résonner** (i.e. amplifier le signal) si la fréquence de l'onde de la pression artérielle **est semblable** à la fréquence naturelle du système
 - Fréquence de résonance naturelle habituelle d'une canule: 10-15Hz
 - Fréquence d'un battement cardiaque : 1-2Hz
- Plus la fréquence naturelle est élevée, plus l'oscillation de la pression artérielle doit être élevée avant qu'il y ait amplification du signal

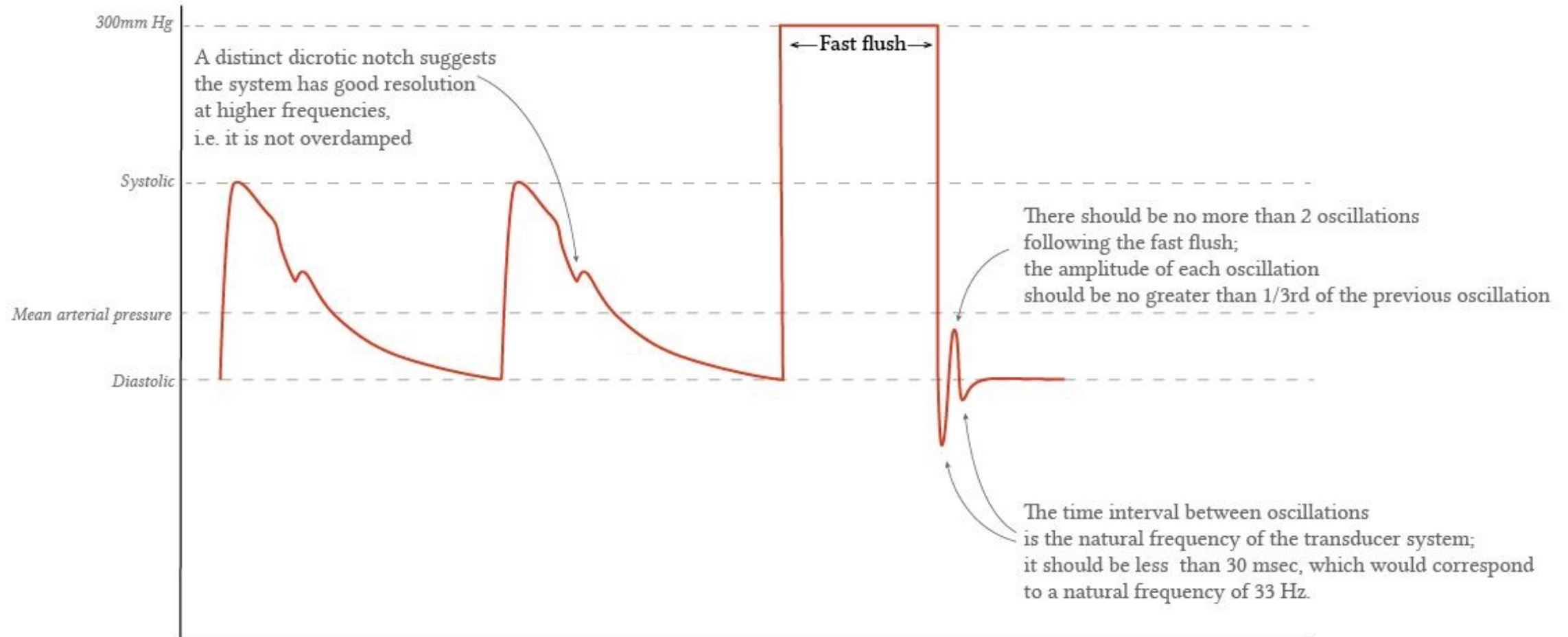
Résonance du système de canule artérielle

- La fréquence naturelle du système est **augmentée** par :
 - Tubulure plus rigide (moins compliante)
 - Tubulure plus courte
 - Tubulure de petit diamètre
- La fréquence naturelle du système est **diminuée** par:
 - Tubulure plus longue et moins rigide
 - Tubulure de gros calibre
 - **La présence de bulles de petit calibre**

Erreur d'amplification du signal - *Underdamping*



Signal de canule artérielle idéal



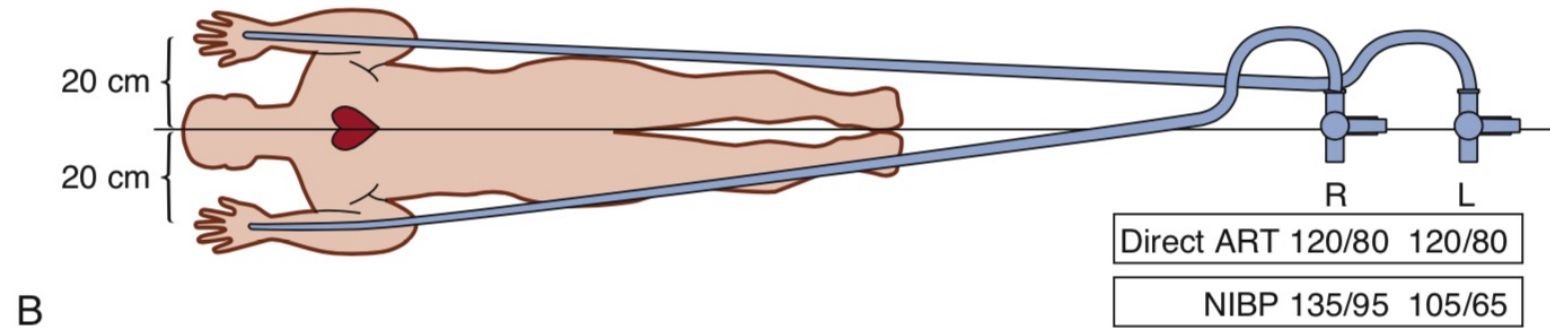
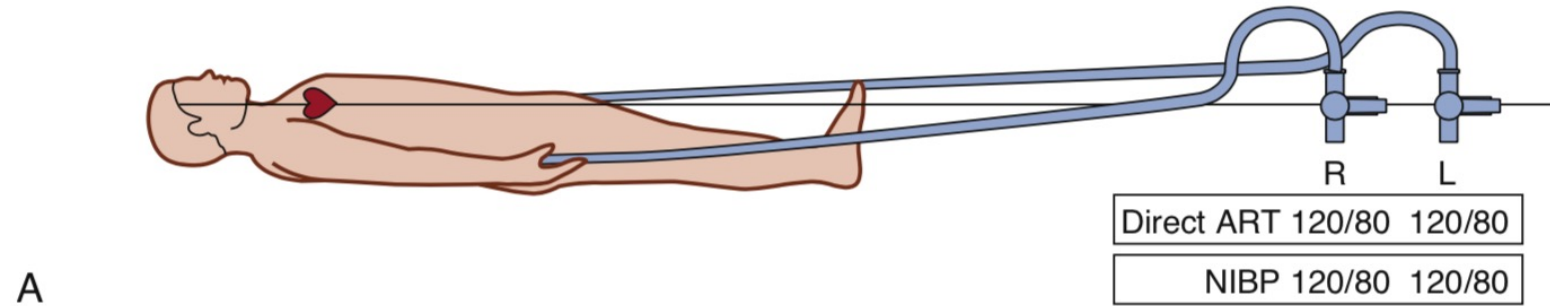
Calibration de la canule

- Transducteur doit être:
 - Ajusté à la valeur de la pression atmosphérique (« faire le zéro »)
 - Exposition du transducteur à la pression atmosphérique en ouvrant le bouchon
 - Calibré
 - Historiquement, par rapport à un manomètre au mercure
 - Actuellement, calibration automatique
 - Intuitivement, comparer à la mesure de brassard à pression
 - Mis au bon niveau relatif au patient
 - Lorsqu'on change le niveau de transducteur, il n'est pas nécessaire de « **refaire le zéro** » car la pression atmosphérique change peu

Mise à niveau de la canule

- Placé afin de mesurer la pression racine aortique
- Idéalement, 5cm postérieur au rebord sternal chez patient en DD
- Si patient placé en position assise:
 - Canule au niveau de l'oreille permet de mesurer la pression au cercle de Willis
 - La pression à la racine aortique va donc être augmenté par une valeur égale à la hauteur verticale entre les 2 points

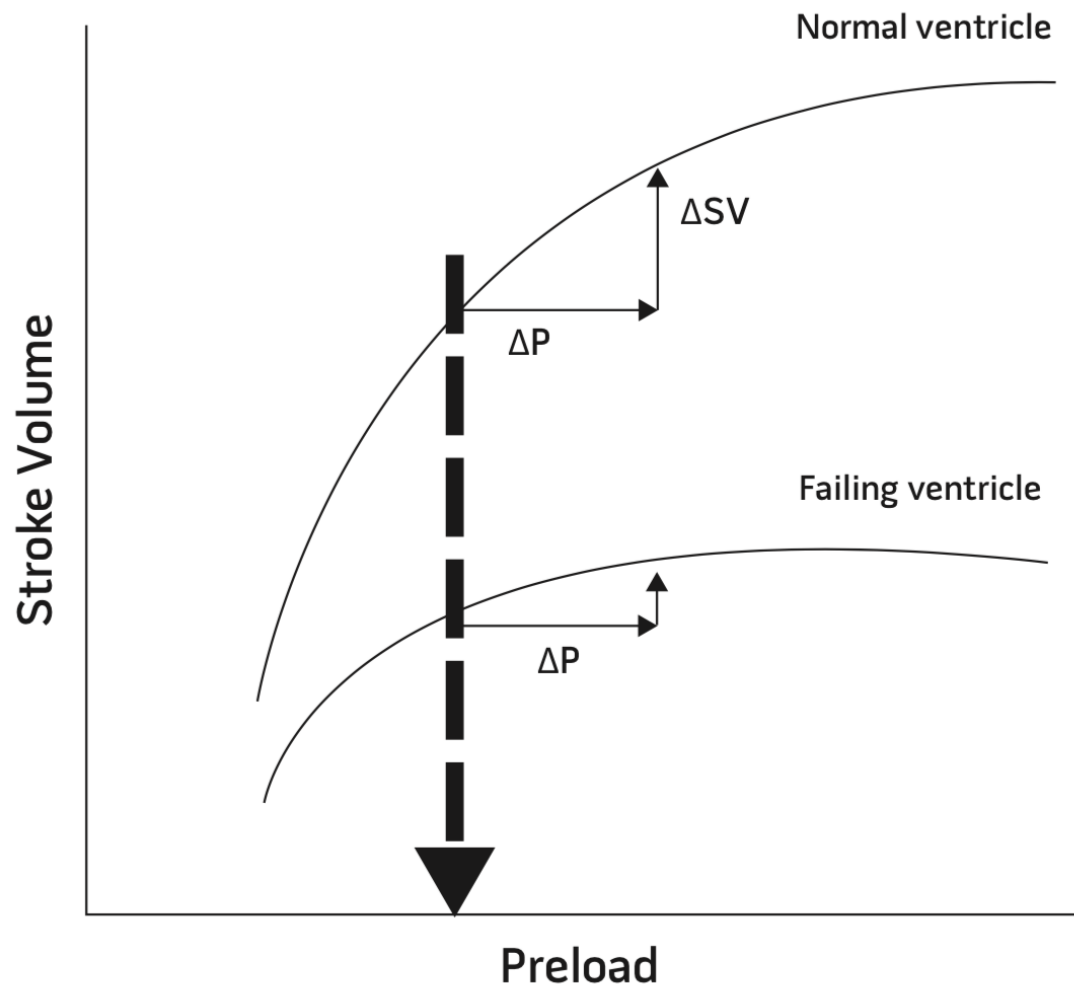
Mise à niveau de la canule



Canule artérielle comme indicateur de volémie

- Indicateurs statiques:
 - TVC
 - PAWP
- Indicateurs dynamiques:
 - Mesures associées à la TA invasive
 - ***PPV: Pulse Pressure Variation***
 - *SVV: Stroke Volume Variation*
 - Variations attribués à un changement de pression intra-thoracique lors de la respiration

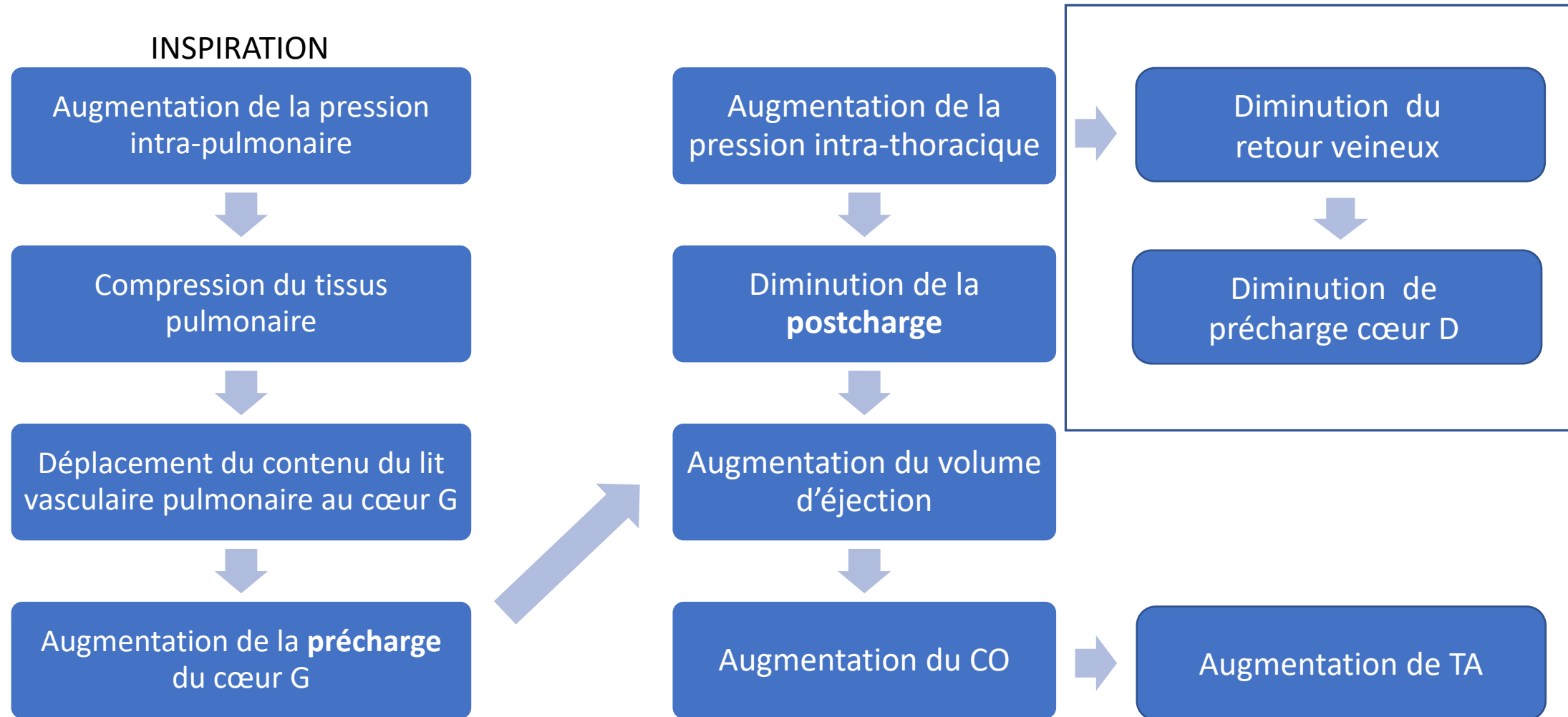
Courbe de Frank-Starling



- Relation entre VE et précharge n'est pas linéaire
- Au début de la courbe:
 - \uparrow précharge = \uparrow VE = \uparrow CO
 - Volume-dépendant
 - *Fluid responsive*
- Au plateau de la courbe:
 - \uparrow précharge \neq \uparrow VE \neq \uparrow CO
 - Volume-indépendant
 - *Fluid unresponsive*
 - À risque de surcharge, défaillance cardiaque, œdème pulmonaire

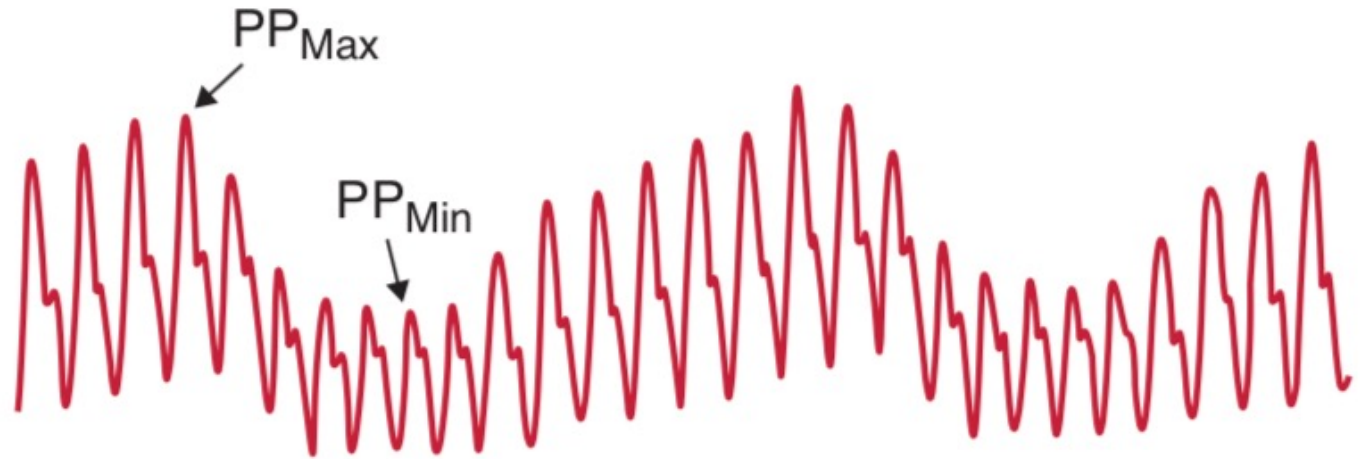
Figure 2. Frank-Starling curve showing relationship between stroke volume and preload in the normal and failing heart.

En ventilation en pression positive



Variation de pression pulsée (*Pulse Pressure Variation*)

- ΔPP
- Répondeurs: >13%
- Zone grise: 9-13%
- Non-répondeurs: <9%



Note: The arterial blood pressure tracing is not drawn to scale

$$PP_{Max} = 150 - 70 = 80$$

$$PP_{Min} = 120 - 60 = 60$$

$$PPV = (PP_{Max} - PP_{Min}) / ([PP_{Max} + PP_{Min}] / 2)$$

$$PPV = 80 - 60 / ([80 + 60] / 2) = 29\%$$

Valeur prédictive de la PPV

- Cependant, la PPV a été validée dans les conditions cliniques suivantes:
 - Ventilation mécanique **en pression positive + patient curarisé**
 - Volume courant $\geq 8\text{mL/kg}$
 - PEEP $\geq 5\text{ cmH}_2\text{O}$
 - Rythme **sinusal**
 - Pression intra-abdominale normale (pas de laparoscopie)
 - Thorax fermé
- Valeur pourrait être altérée par:
 - Trendelenburg et position latérale
 - HTAP et réduction de la FE du ventricule D

Valeur prédictive de la PPV

- PPV:
 - Supérieur à la TVC
 - Fiable même lorsque la fonction ventriculaire G est altérée
 - Fiable même lors de choc septique

Indicateur	Seuil de réponse à réplétion volémique	Sensibilité	Specificité
PPV	12.5% \pm 1.6%	89%	88%

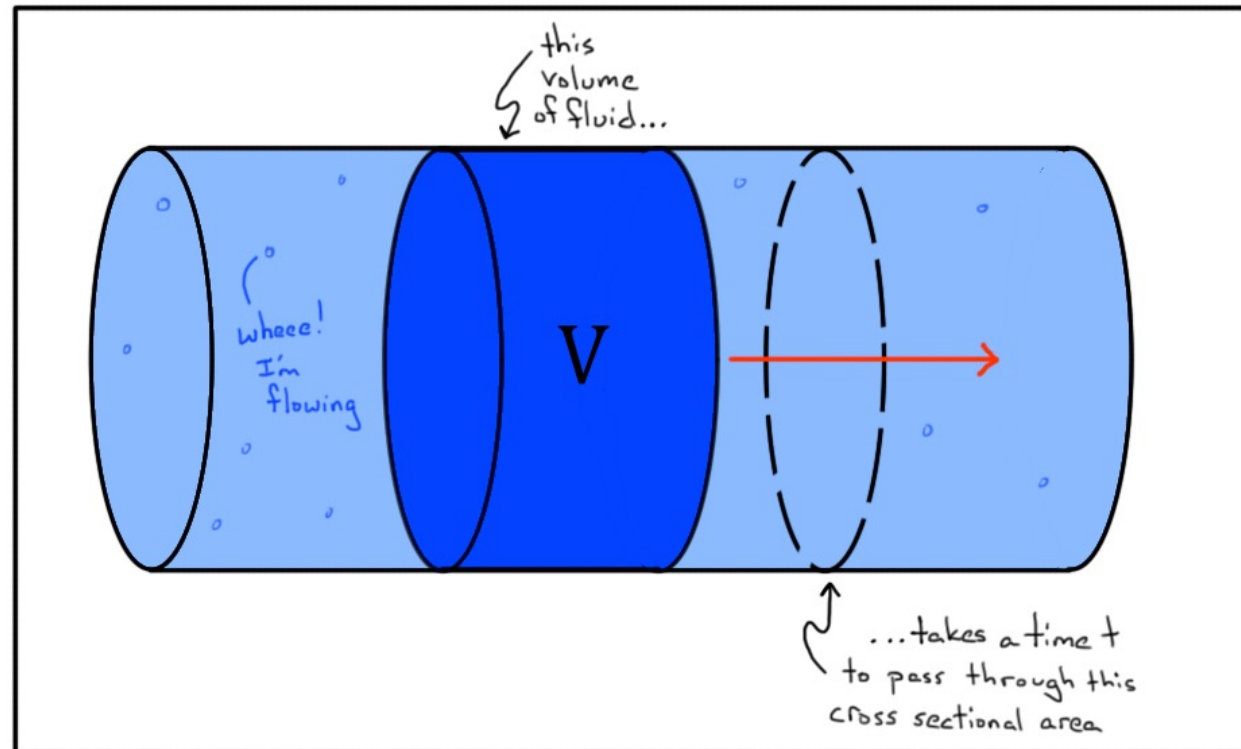


ou



Le débit

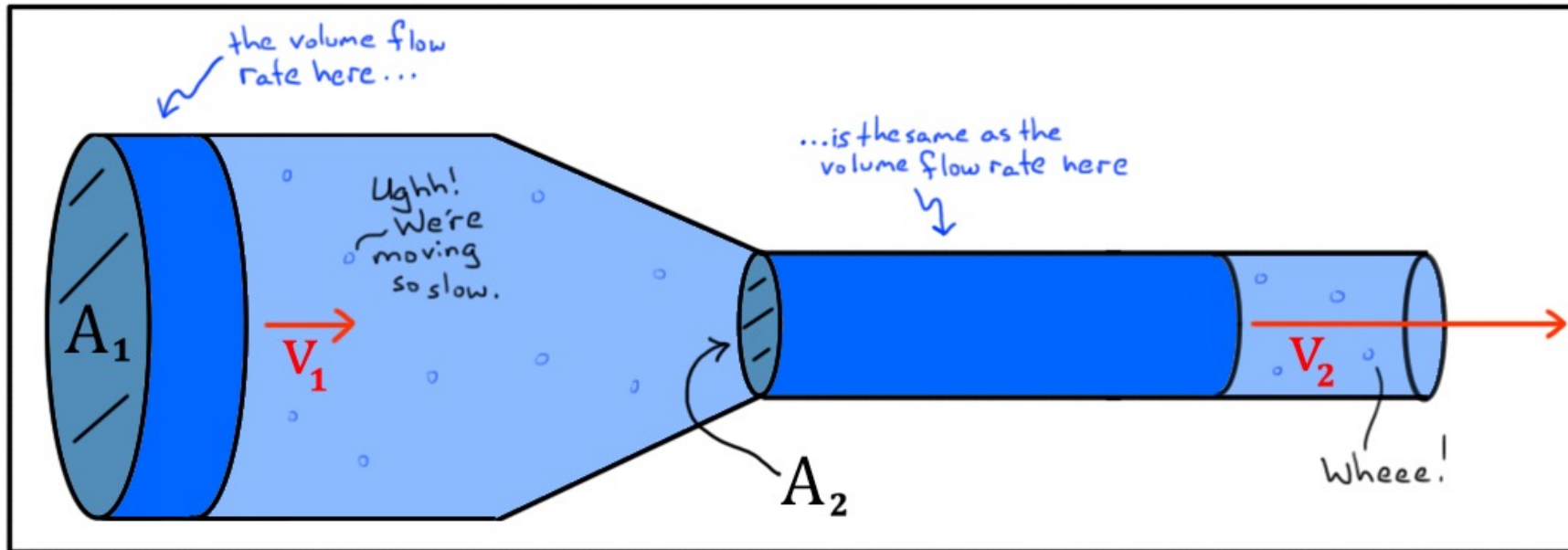
- Volume déplacé (ou une quantité de matière déplacée à travers une surface) par unité de temps
- Unité de mesure: m^3/sec ou mL/sec ou L/min



$$Q = V/t$$

La vélocité

- Vitesse d'une matière à un point précis dans l'espace
- Unité de mesure: m/sec, km/h



$$Q = A * v$$

$$A_1 v_1 = A_2 v_2$$

Débit vs vélocité

Vélocité: Vitesse d'une seule auto



Débit: quantité d'autos qui passent un point donné sur l'autoroute

Utilité du débit en anesthésie

- Le volume/temps ou débit peuvent être calculés par technique de dilution
- Cette technique consiste à mesurer la concentration d'un indicateur mesurable d'un point A à un point B en fonction du temps
- L'indicateur mesurable peut être:
 - Bolus de colorant
 - **Consommation d'oxygène**
 - Production de CO₂
 - **Température**

Principe de Fick

- Concept fondamental en physiologie cardiovasculaire permettant de calculer le débit cardiaque
- Le débit cardiaque peut être calculé si on connaît:
 - Consommation d'O₂ par les tissus
 - Concentration en O₂ artérielle
 - Concentration en O₂ veineuse



Mesure du débit cardiaque

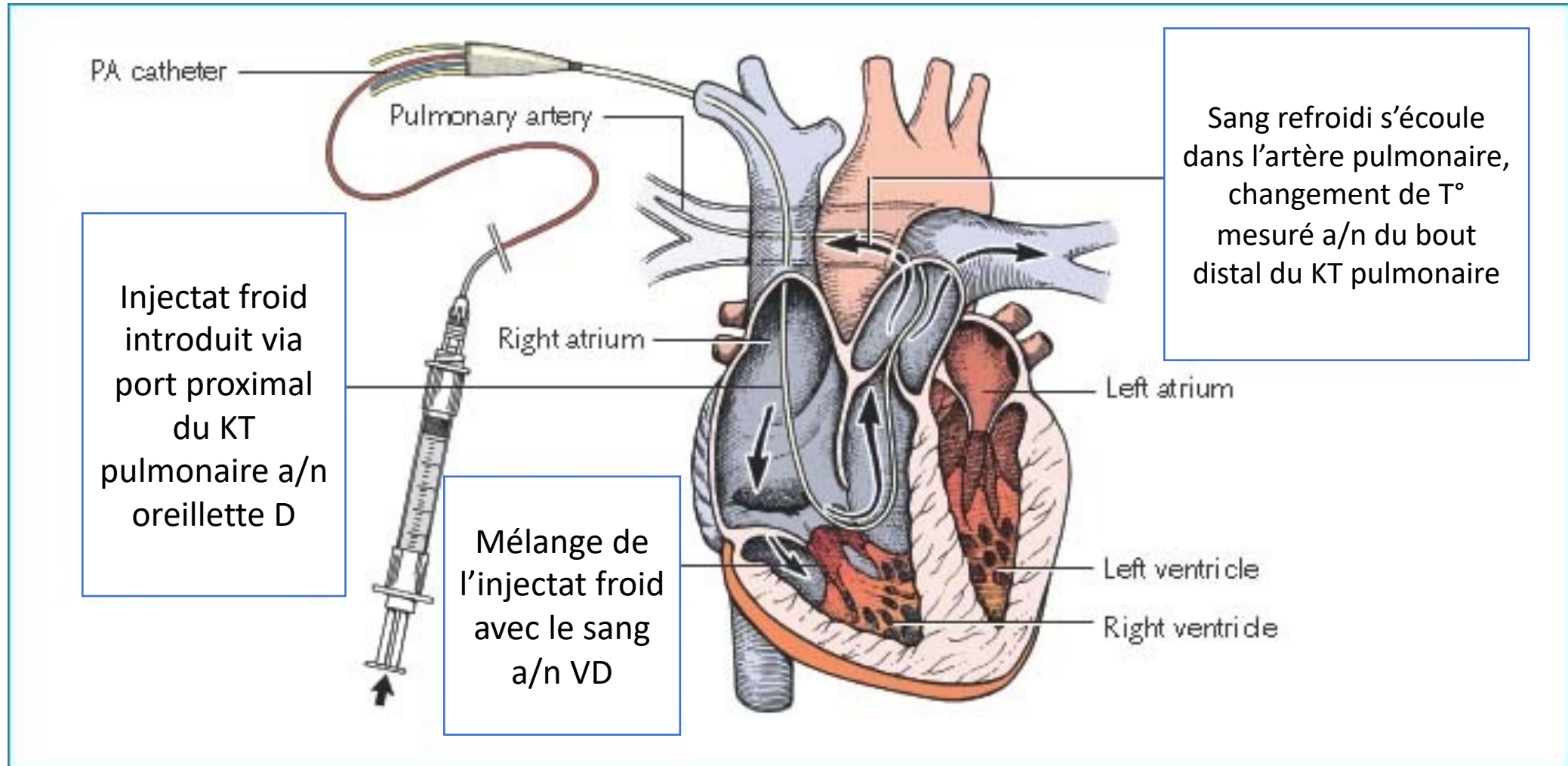
- $$CO = \frac{VO_2}{(CaO_2 - CvO_2)}$$
- Débit cardiaque (CO) = volume de sang éjecté par le ventricule par unité de temps (L/min)
- VO_2 : consommation d' O_2 par les tissus par minute (mL/min).
- CaO_2 : contenu en O_2 au niveau artériel (mL/L)
- CvO_2 : contenu en O_2 au niveau veineux (mL/L)

Mesure du débit cardiaque



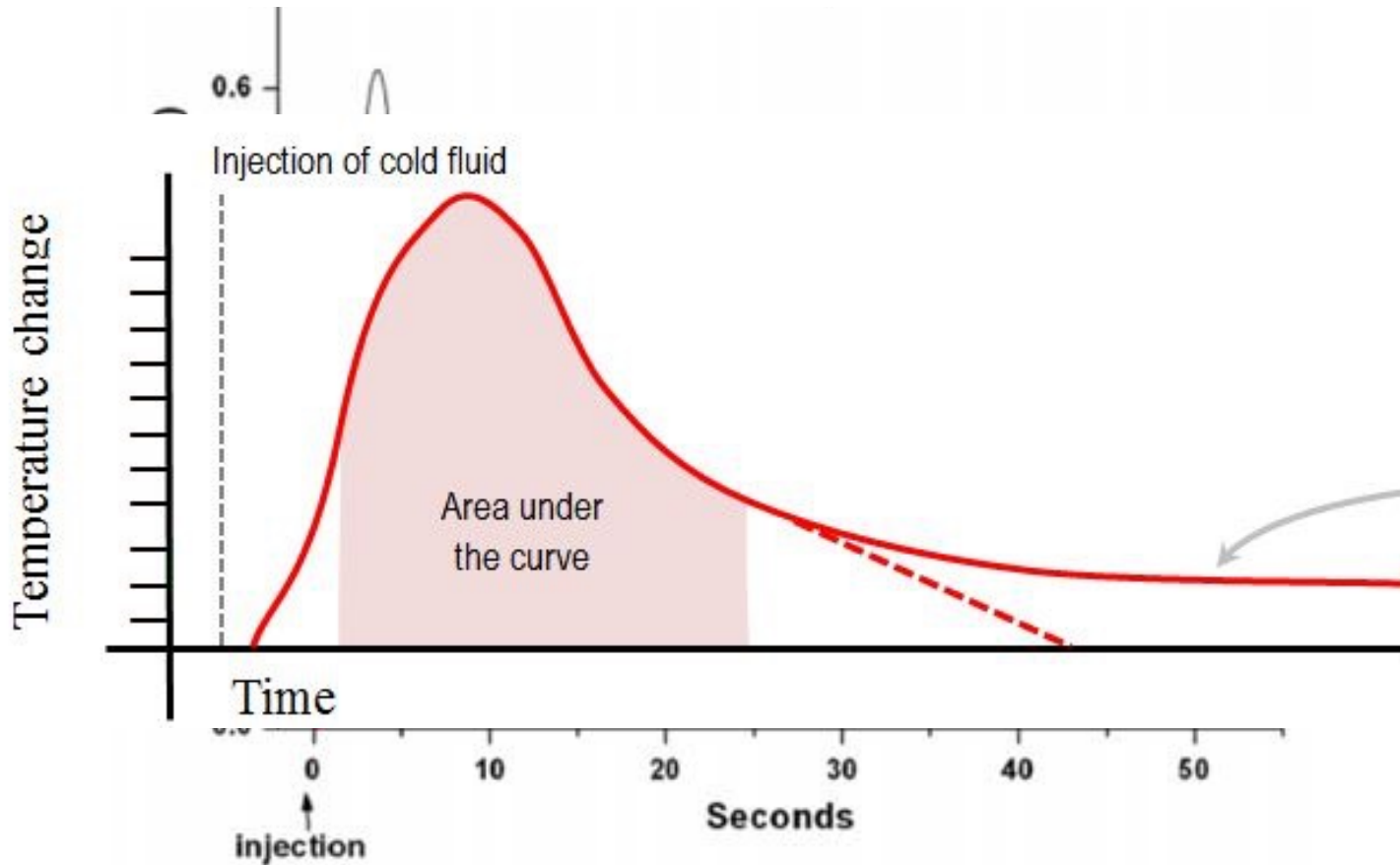
- Directe:
 - VO_2 : calculé en mesurant l'oxygène inspirée et expirée en laboratoire
 - CaO_2 : idéalement mesuré a/n oreillette G
 - CvO_2 : idéalement mesuré a/n artère pulmonaire
- Indirecte (estimée):
 - $\text{VO}_2 \text{ (mL/min)} = 125 \text{ (mL/min/m}^2\text{)} \times \text{surface corporelle (en m}^2\text{)}$
 - CaO_2 : $\text{Hb (g/dL)} \times 1.31 \text{ (mL/g)} \times \text{saturation artérielle en O}_2 \text{ (via canule artérielle)}$
 - CvO_2 : $\text{Hb (g/dL)} \times 1.31 \text{ (mL/g)} \times \text{saturation veineuse en O}_2 \text{ (via TVC)}$
- $\text{CO (L/min)} = \frac{10 \times 125 \times \text{surface corporelle}}{([\text{SaO}_2 - \text{SvO}_2] \times \text{Hb} \times 1.31)}$

Débit cardiaque mesuré par thermodilution



- Capteur thermique au bout du cathéter mesure le changement de température

Débit cardiaque mesuré par thermodilution



The cardiac output is calculated from the area under this curve using the Stewart-Hamilton equation

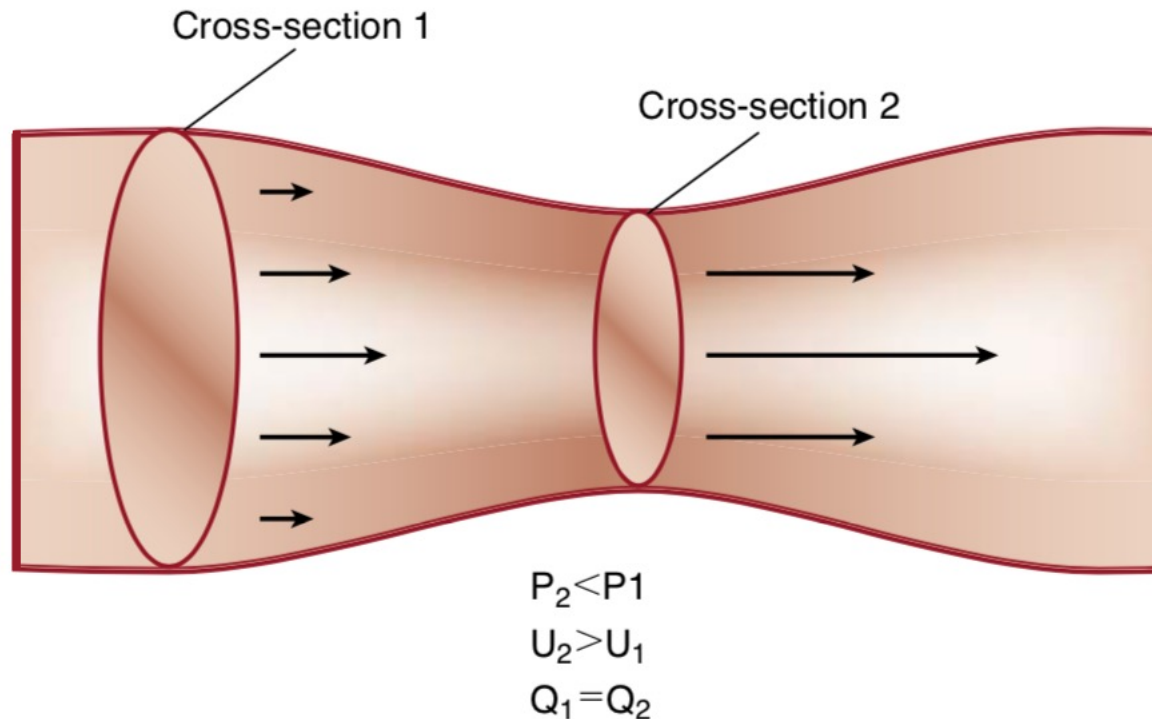
This is the recirculation of cold fluid; if it did not recirculate, the graph would trend to zero.

Erreurs associées à la méthode de thermodilution

- Mauvais volume d'injectat
 - Volume trop petit associé à surestimation du débit
- Erreur de mesure de température

Relation entre pression et vitesse

- Pour un débit fixe, un fluide s'accélère lorsque la dimension du tuyau diminue
- Une augmentation de vitesse du fluide est accompagnée d'une réduction de pression!



Principe de Bernoulli

Équation de Bernoulli

Energy per unit volume before = Energy per unit volume after

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + \rho gh_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + \rho gh_2$$

Pressure
Energy

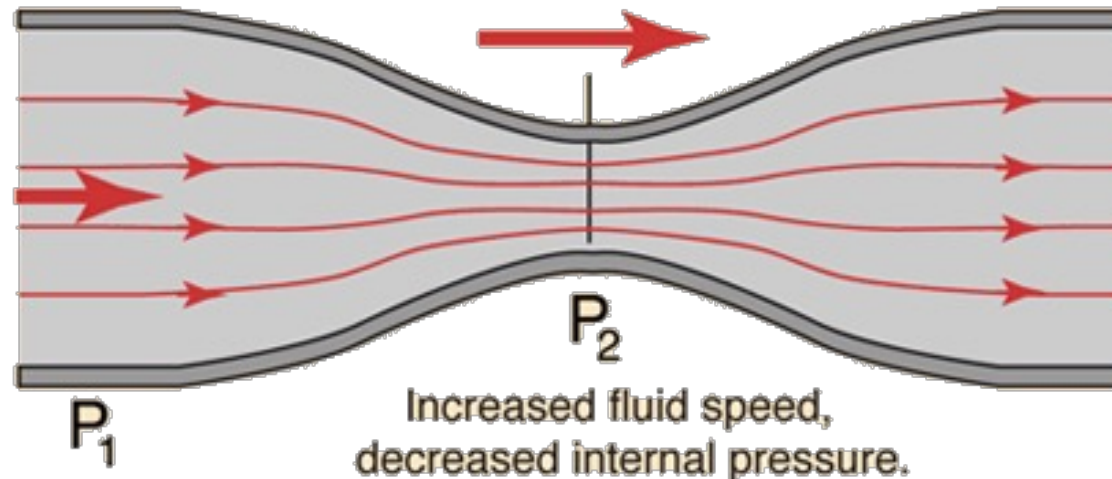
Kinetic
Energy
per unit
volume

Potential
Energy
per unit
volume

The often cited example of the Bernoulli Equation or "Bernoulli Effect" is the reduction in pressure which occurs when the fluid speed increases.

Flow velocity
 v_1

Flow velocity
 v_2



$$A_2 < A_1$$

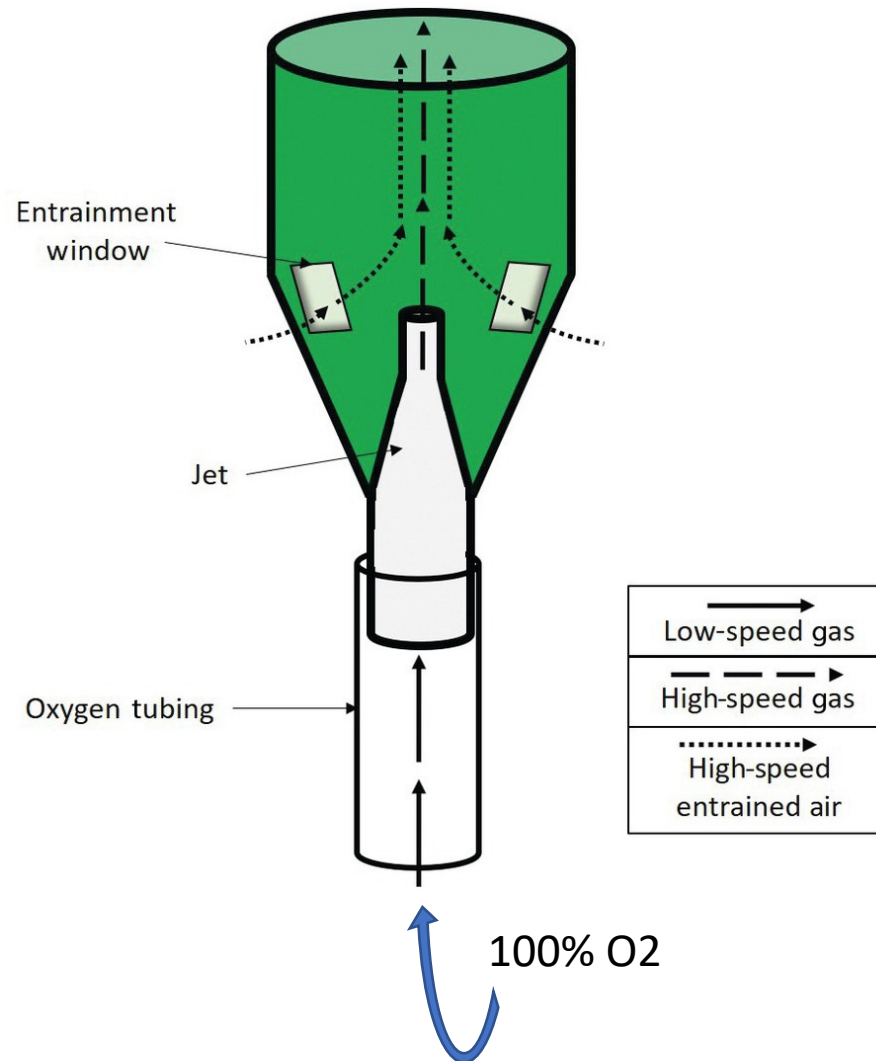
$$v_2 > v_1$$

$$P_2 < P_1 !$$

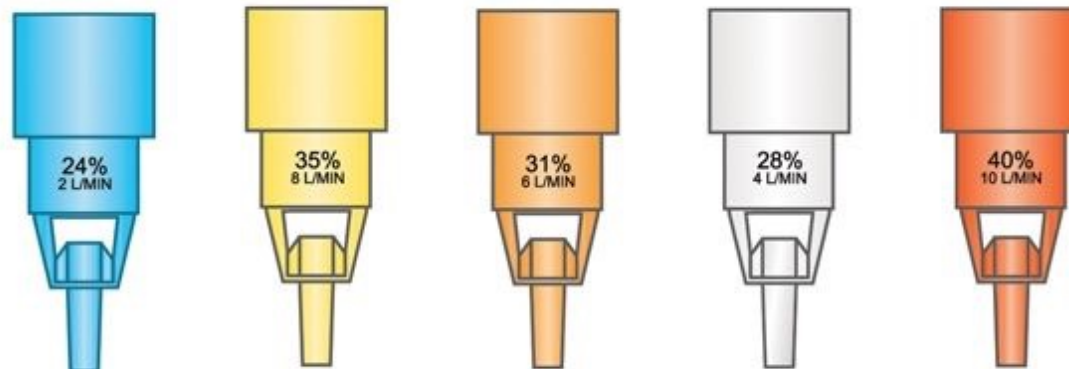
Exemples du principe de Bernouilli: effet Venturi



Valves de Venturi + Ventimask



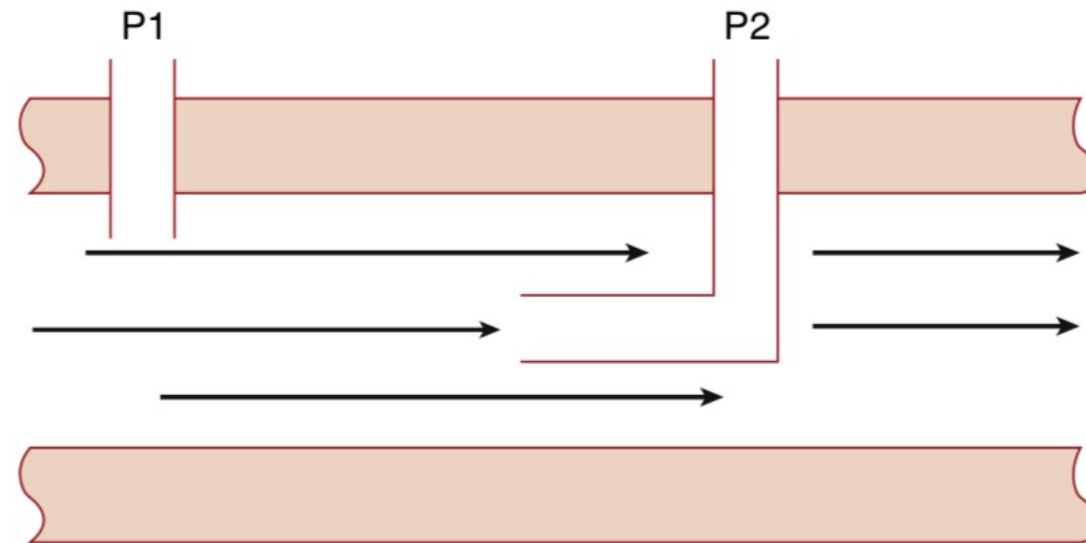
Valves de Venturi



Interchangeable Venturi Valves

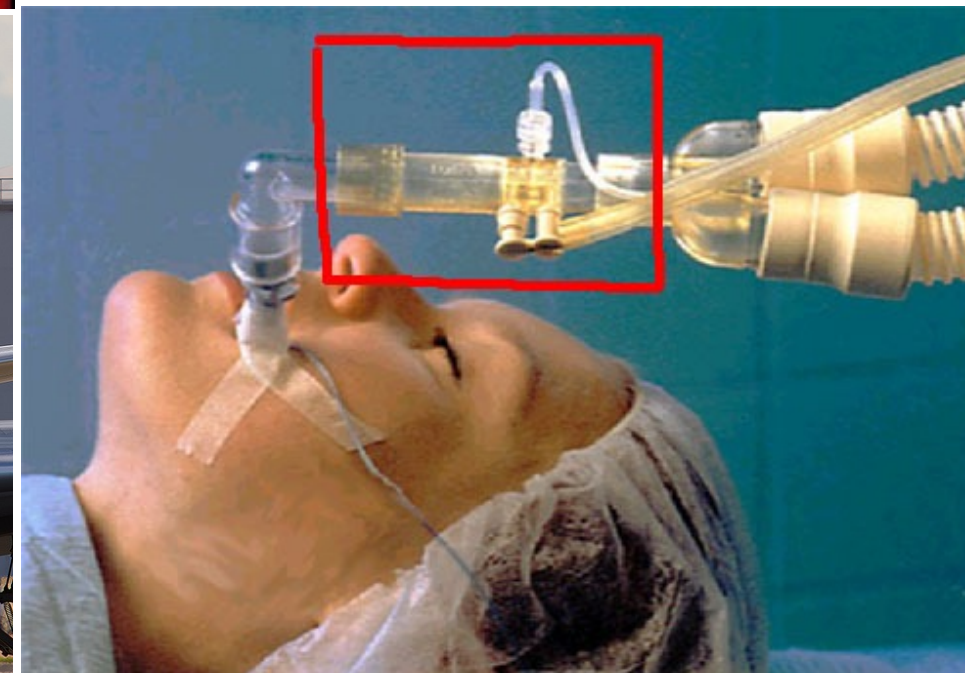
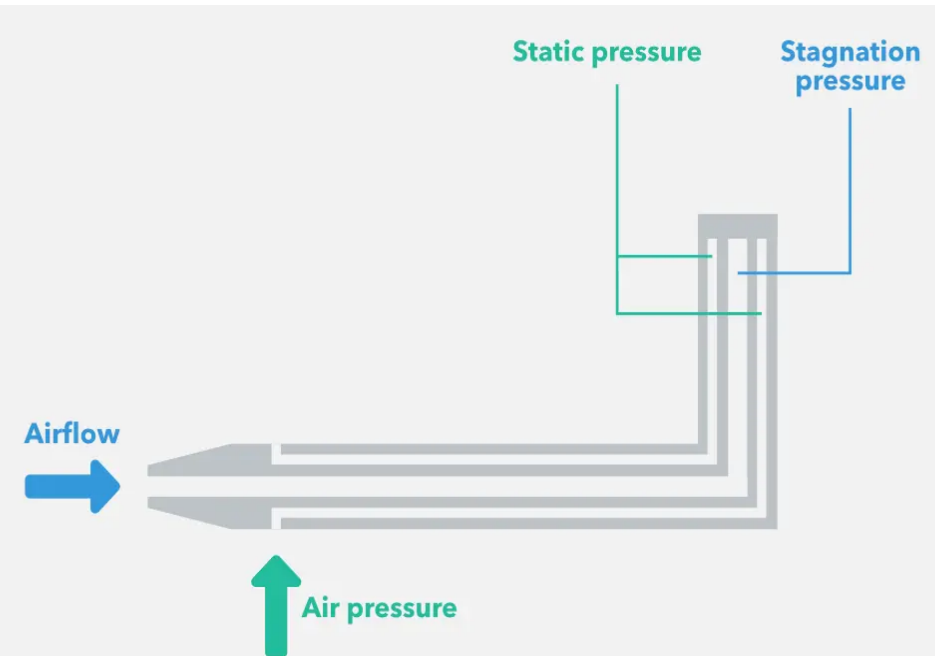
Tubes de Pitot

Mesure de
la vitesse
(et débit) de
gaz frais

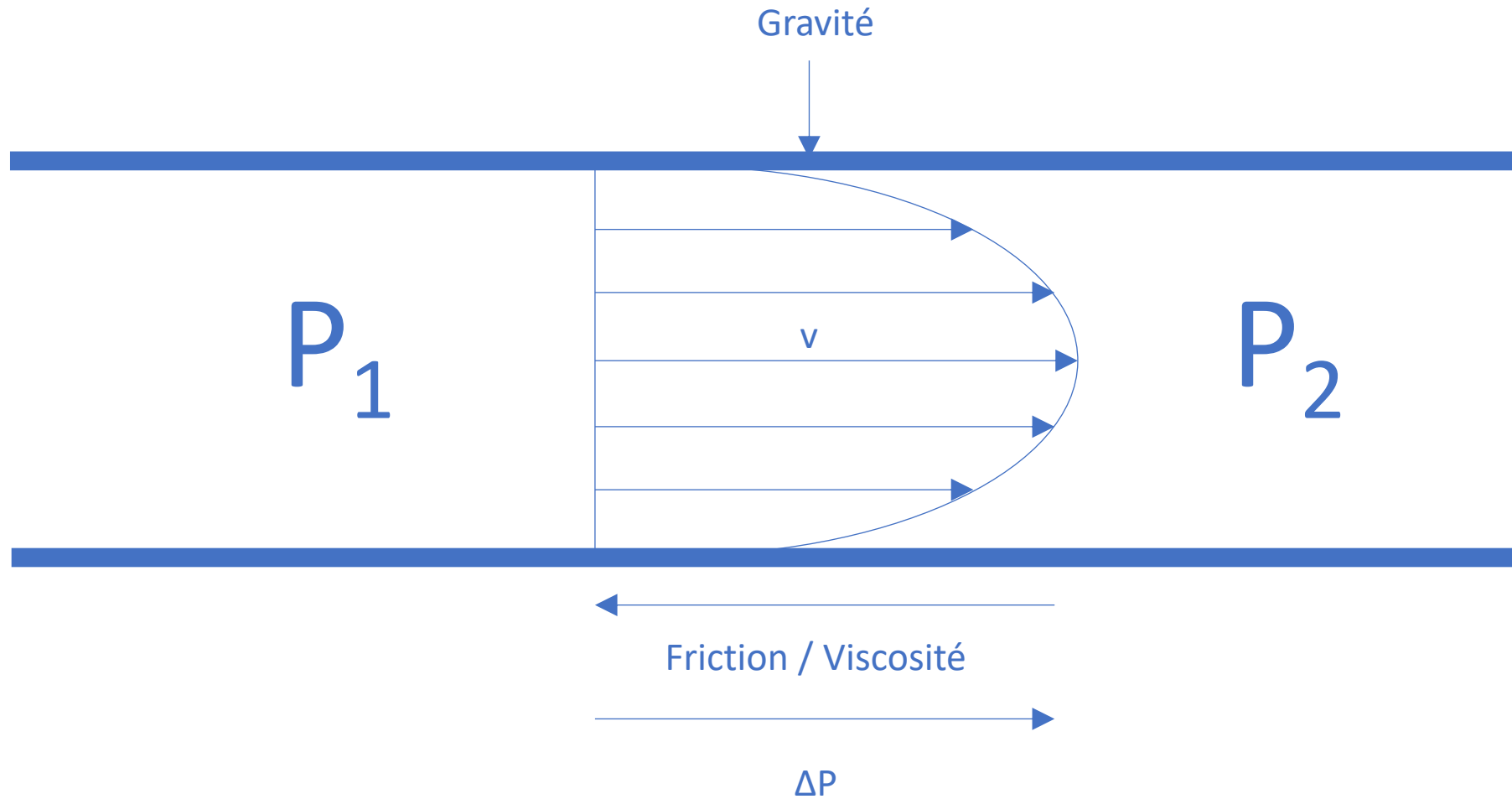


$$Q^2 \propto (P_2 - P_1)$$
$$Q \propto \sqrt{(P_2 - P_1)}$$

Figure 44-32. Pitot tube. As flows increase, wall pressure decreases as a result of the Bernoulli principle. The Pitot tube measures the difference in pressure from the middle of the flow to the wall and converts this to a flow measurement (see Appendix 44-5). (Modified from Ehrenwerth J, Eisenkraft J: Anesthesia equipment: principles and applications. St. Louis, 1993, Mosby.)

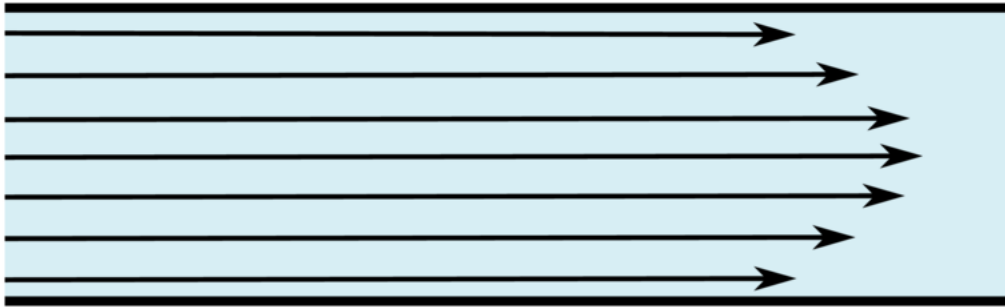


Forces agissant sur un fluide

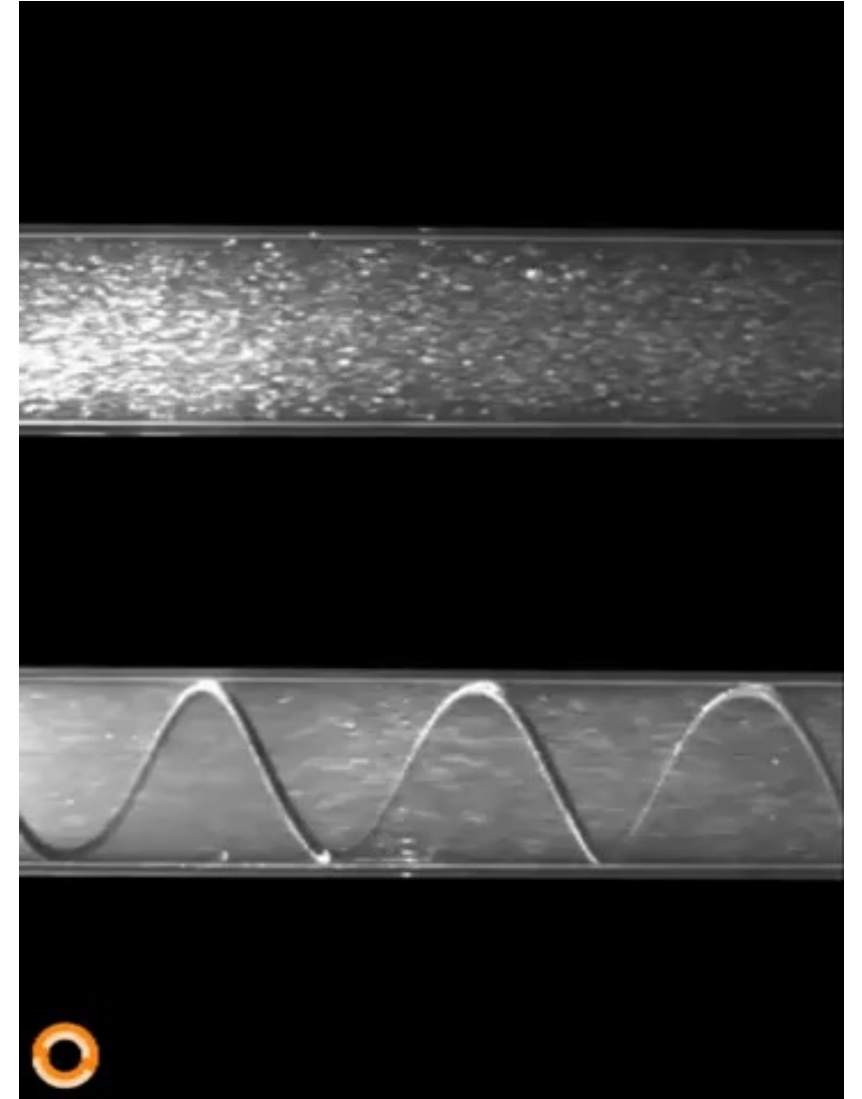
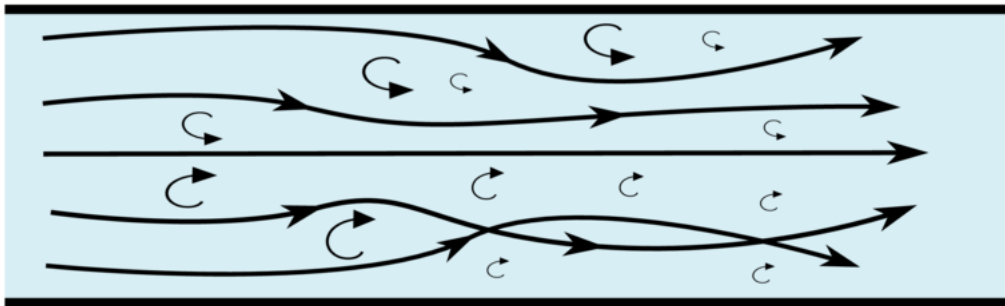


Flow laminaire et turbulent

laminar flow
(smooth, constant fluid motion)



turbulent flow
(chaotic motion, vortices and flow instability)

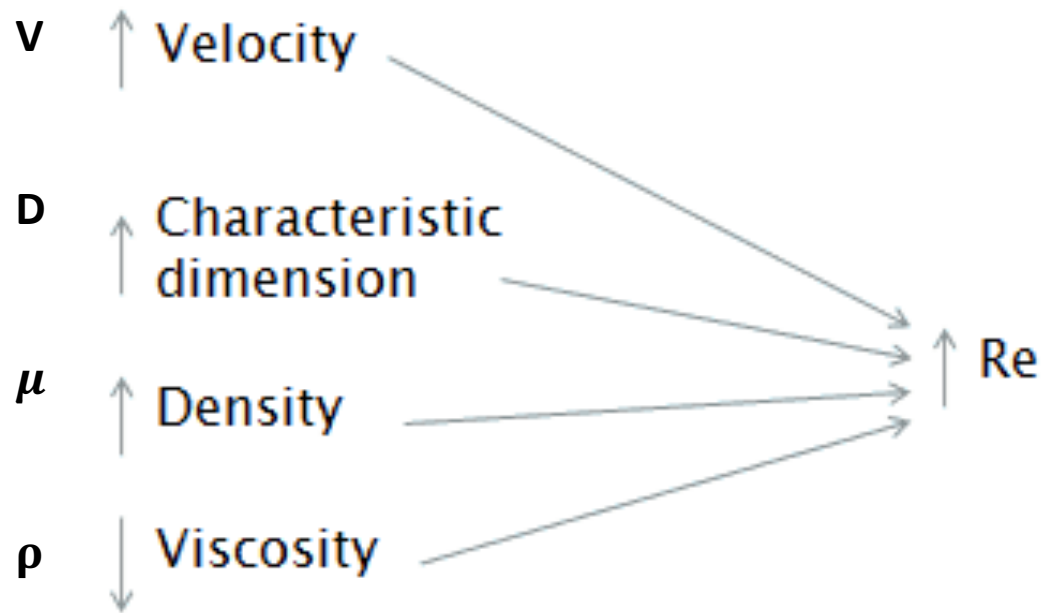


Flow laminaire et turbulent

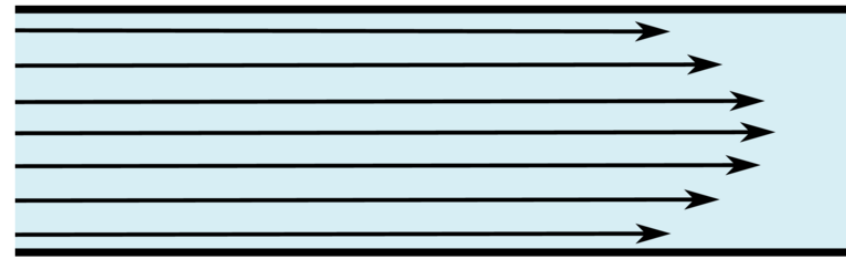
- La transition d'un débit laminaire à turbulent dépend de:
 - Densité du fluide (quantité de masse dans un volume)
 - Vitesse du fluide
 - Viscosité du fluide (la résistance du fluide au *flow*)
 - Longueur de l'écoulement
 - Caractéristiques du trajet du fluide
- Tous ces paramètres permettent de calculer le **nombre de Reynolds**
- *Le principe de Bernoulli s'applique pour des débits **laminaires seulement**

Numéro de Reynolds

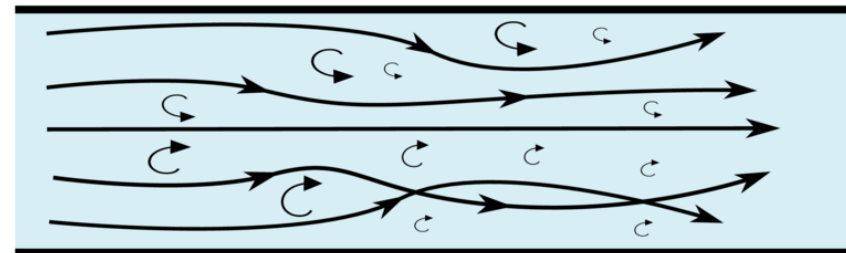
$$Re = \frac{\text{inertia forces}}{\text{viscous forces}} = \frac{\rho \cdot V \cdot D}{\mu}$$



laminar flow



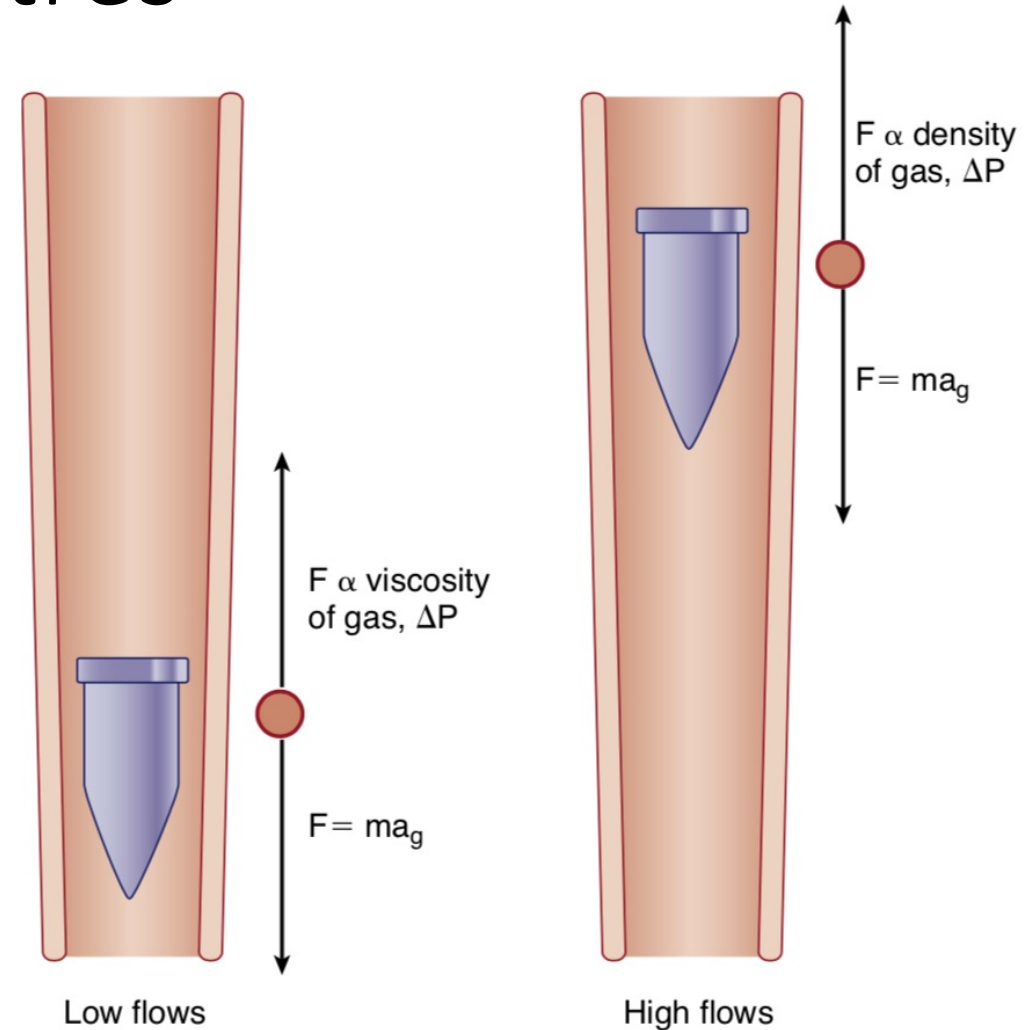
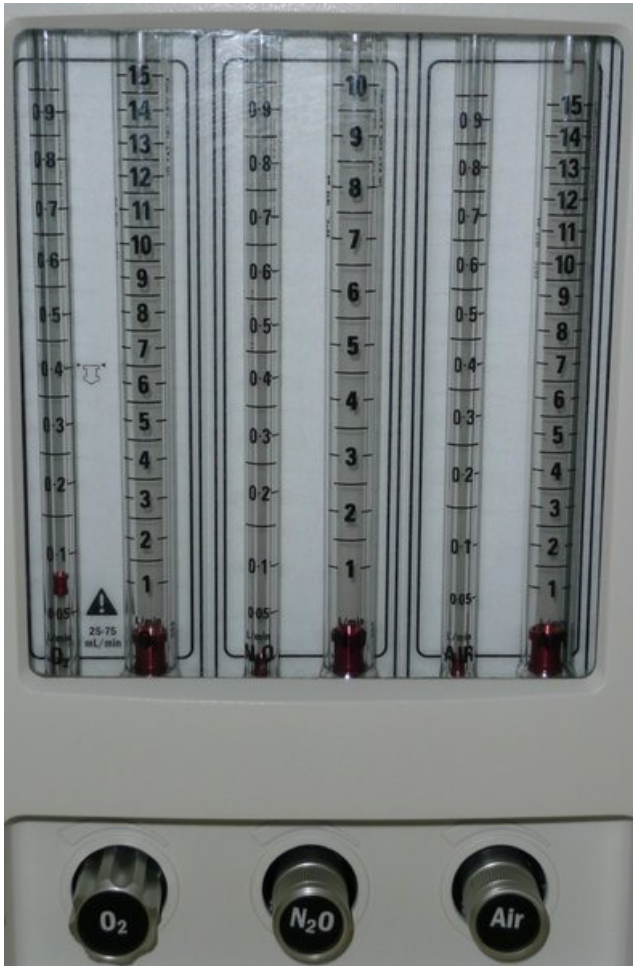
turbulent flow



Numéro de Reynolds

Numéro de Reynolds	Type de flow
bas	Laminaire
haut	Turbulent

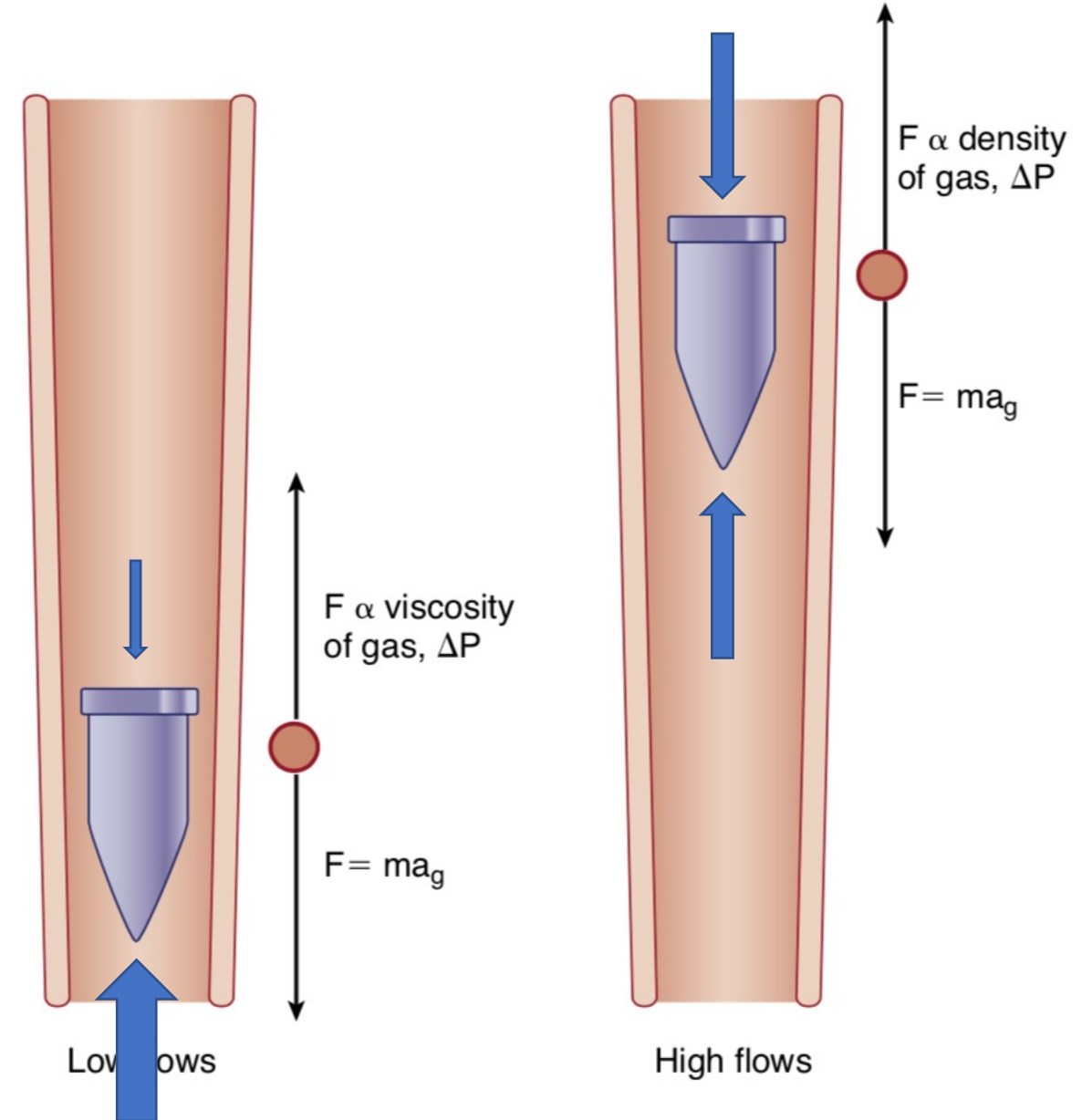
Tubes de Thorpe – débitmètres



N.B.: Principe de Bernouilli ne s'applique pas dans ce cas parce que le flow n'est pas laminaire

Débitmètres de Thorpe

- Lorsqu'on ouvre la valve, force de l'air pousse la bobine vers le haut dans un cylindre de forme **conique** (*tapered*)
- Éventuellement, plus la bobine monte dans le cylindre conique, plus il y a **équilibre** des forces de l'air et des forces de la gravité

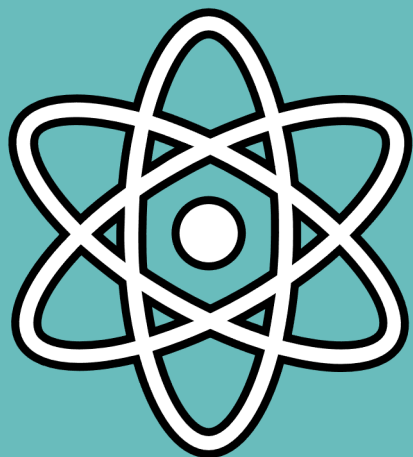


Conclusion

- Une pression est une entité qui a une composante **statique** et/ou **dynamique**
 - Il est donc important d'avoir les bons outils pour la mesurer
- L'erreur de mesure est inévitable
 - Il faut donc savoir la reconnaître et l'interpréter
- La fiabilité de la canule artérielle dépend du coefficient d'amortissement et de la fréquence d'oscillation du système
- La relation entre pression et vitesse est expliquée par le principe de Bernoulli
 - Cette relation trouve une foule d'applications en anesthésie



Merci!



REMEMBER THE "F" IN PHYSICS

STANDS FOR FUN



Bibliographie

- Miller et al., Miller's Anesthesia, Elsevier: 2005, pp1197-1221 and 1345-1361
- Balaban et al., Efficacy and Safety of "Coronary Artery Bypass Graft Angiography" with Right Transradial Access versus Left Transradial Access and Femoral Access: a Retrospective Comparative Study, Braz J Cardiovasc Surg 2019;34(1):48-56
- Kolkailah et al., Transradial versus transfemoral approach for diagnostic coronary angiography and percutaneous coronary intervention in people with coronary artery disease (Review), Cochrane Database of Systematic Reviews: 2018, Issue 4
- Lu et al., Complications related to invasive hemodynamic monitors during adult liver transplantation, Clin Transplant 2013; 27: 823–828
- Masimo technical bulletin, Pleth Variability Index: A Dynamic Measurement to Help Assess Physiology and Fluid Responsiveness
- Edwards FloTrac Sensor & Edwards Vigileo Monitor technical brochure, Understanding Stroke Volume Variation and Its Clinical Application
- Deltex Medical technical brochure, Where there's flow, there's life
- Min et al., Predictor of fluid responsiveness in the 'grey zone': augmented pulse pressure variation through a temporary increase in tidal volume, British Journal of Anaesthesia, 119 (1): 50–6 (2017)
- Basnet A, Rout P. Calculating FICK Cardiac Output and Input. [Updated 2024 May 29]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan