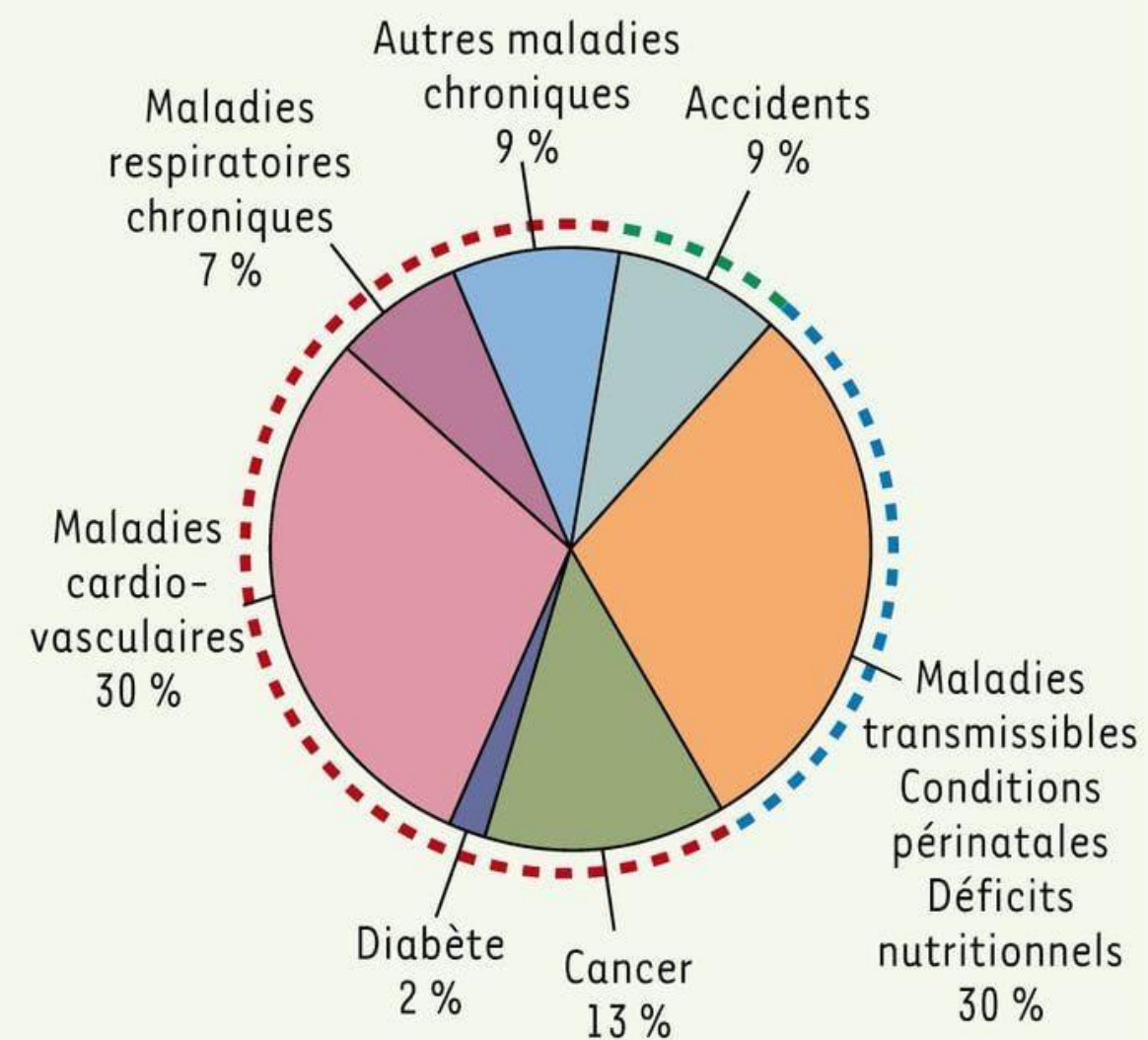


Contrôle du flux sanguin chez les malades atteints de problèmes vasculaires et prévention en cas de crises

NACHITE SAAD

Numéro d'inscription : 11739



La problématique :

Question :

- Comment réduire le taux de mortalité effrayant lié aux maladies cardiovasculaires ?

Plan du TIPE :

① Effet Doppler

Utilité :

- ✓ Mesure du flux sanguin

② Fluidification du sang

Utilité :

- ✓ Correction du flux sanguin

③ Conception

Consiste à :

- ✓ L' "invention" d'un appareil



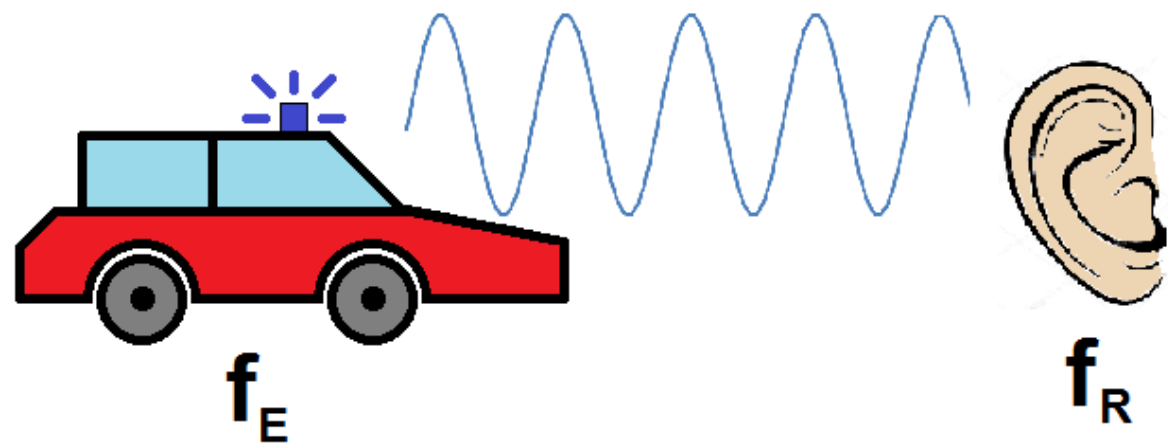
I. Effet doppler

Utilité : Mesure du flux sanguin

Formule de DOPPLER

$$Fr = Fe \frac{V - Vo}{V - Vs}$$

- **Fr** : fréquence reçue
- **Fe** : fréquence émise
- **V** : vitesse qu'on cherche
- **Vo** : vitesse de l'observateur
- **Vs** : vitesse de la source



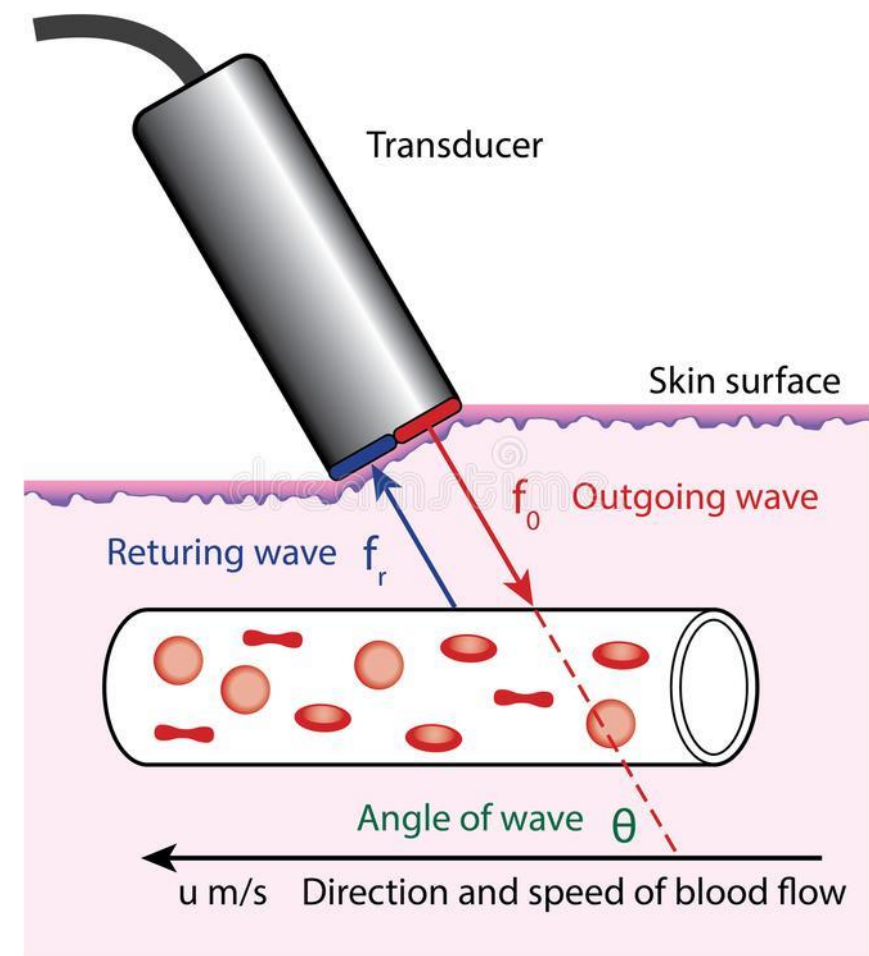
Phénomène de Doppler (ambulance en mouvement)

Equation de Doppler

En appliquant la formule précédente deux fois , on obtient : (a)

$$F_r = F_e \frac{C + V \cos \theta}{C - V \cos \theta}$$

- C : la célérité des ultrasons (1480 m/s)
- V : la vitesse des hématies ($0 < V < 1.5$) (m/s)
- θ : l'angle d'incidence



Principe de fonctionnement médical

En poursuivant nos calculs : (a)

$$\Rightarrow \Delta F = F_e - F_r$$

$$= \frac{2 F V \cos \theta}{C - V \cos \theta}$$

$$\xRightarrow{V \ll C} \frac{\Delta F}{F} \approx \frac{2 V \cos \theta}{C}$$

Remarque :

- ✓ Tous les programmes et les calculs faits sont détaillés vers la fin de cette présentation.

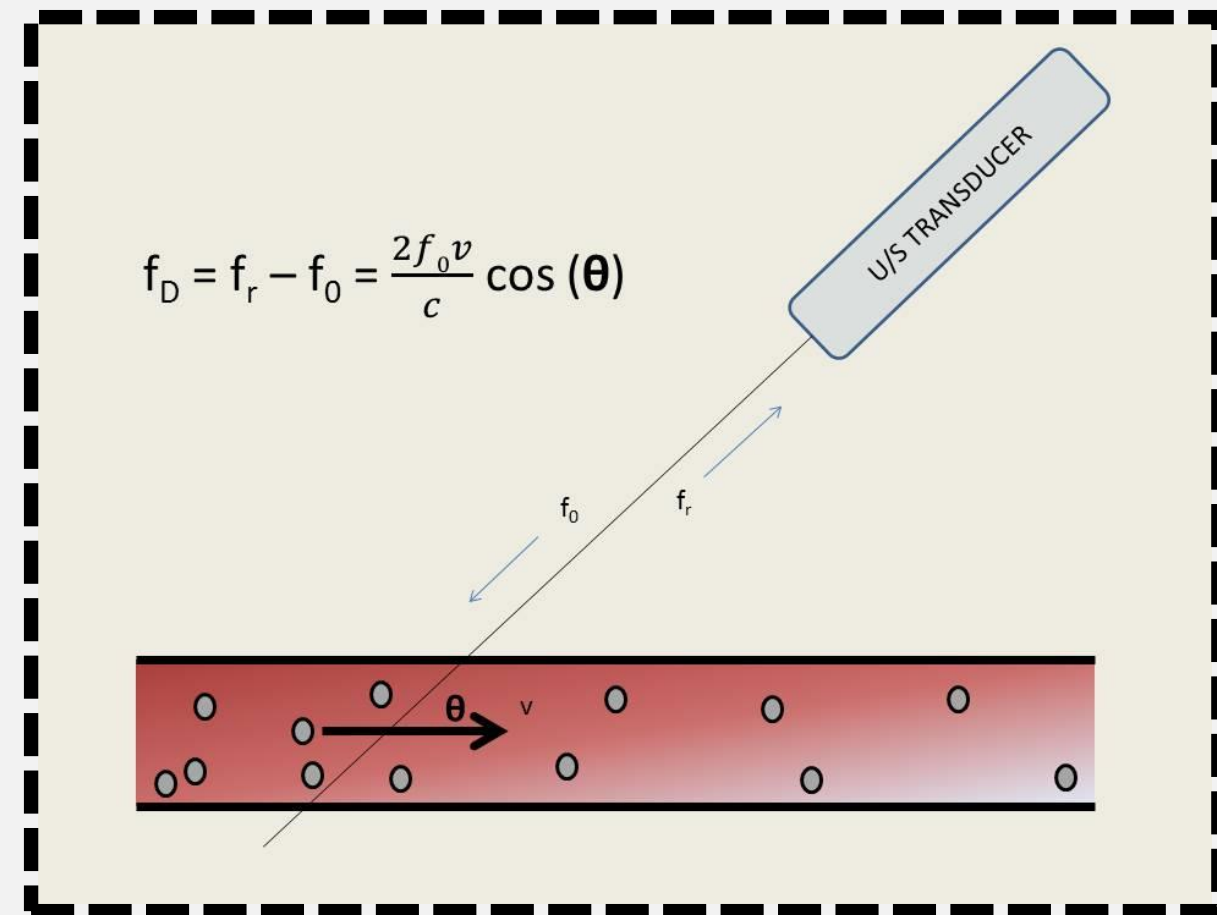
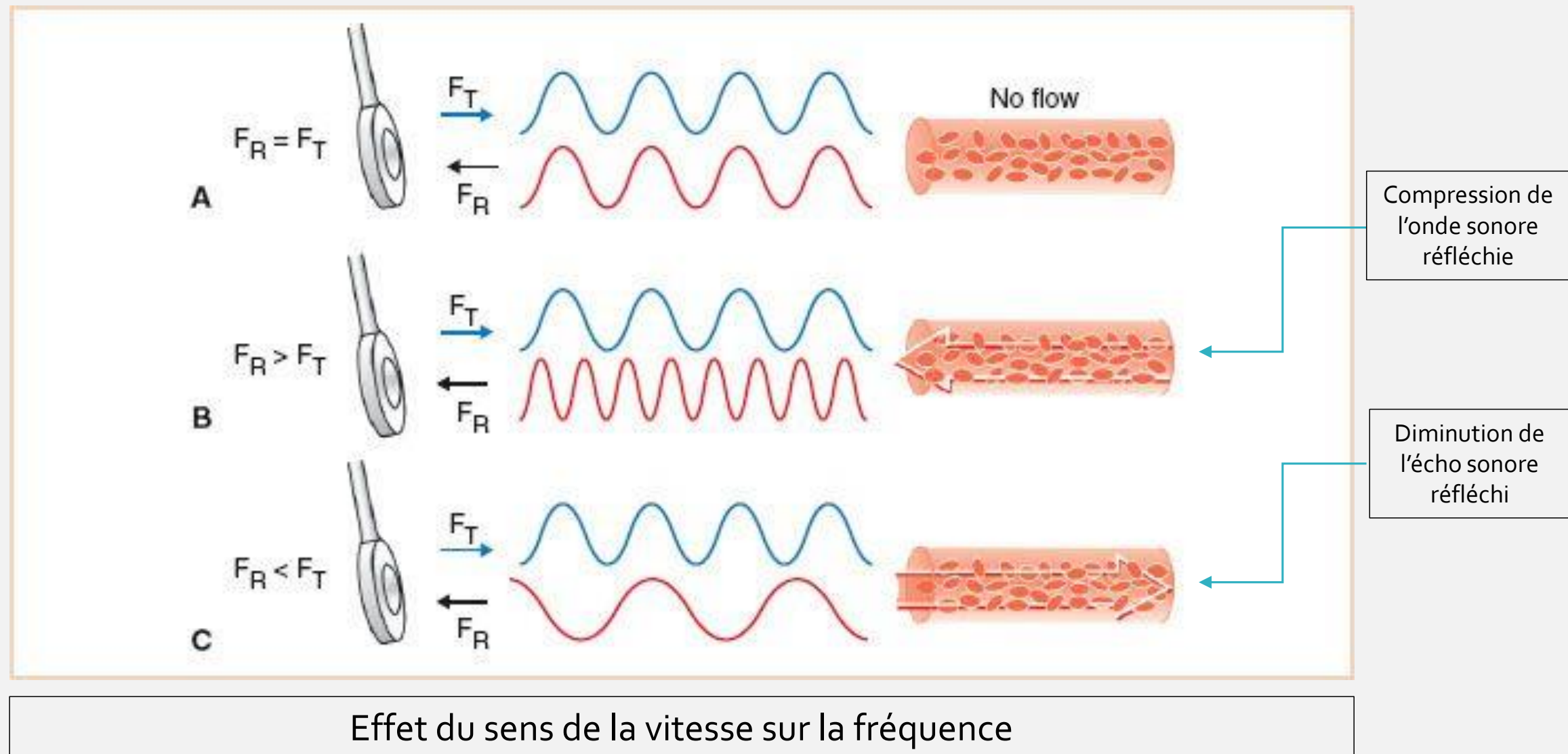


Schéma illustratif de l'opération

Effet de la circulation du sang sur la fréquence



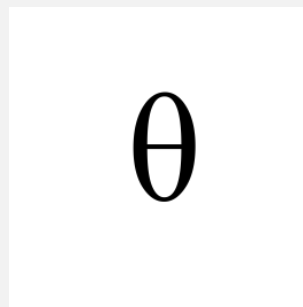
Remarque :

- Ceci implique qu'on peut déterminer le sens et même la vitesse des globules rouges à partir du gradient de la fréquence



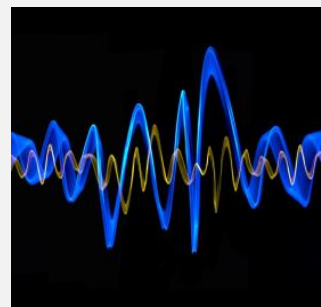
Gel

Utilité ?



Angle

Pratique ?



Fréquence

Favorable ?

Contraintes

- ✓ Comment avoir une meilleure mesure (avec la plus petite marge d'erreur) ?

• Le gel :

- Le **gel** classiquement utilisé permet d'éviter les interférences que l'air pourrait engendrer entre la sonde et la peau , puisqu'il possède une impédance comparable à celle de cette dernière . (★)

L'impédance acoustique d'un milieu (Z_{ac} ou Z) :

LES ONDES ULTRA-SONORES

- Notion d'impédance acoustique (Z) :
 - caractéristique acoustique du milieu

$$Z = \sqrt{\rho/\chi} \text{ (kg/m}^2\text{/sec)}$$

ρ : densité ou masse volumique (kg/m³)
 χ : compressibilité

- air $Z = 0,0004 \quad 10^{-6} \text{ kg/m}^2\text{/sec}$
- eau $Z = 1,48 \quad 10^{-6} \text{ kg/m}^2\text{/sec}$
- tissus mous $Z = 1,63 \quad 10^{-6} \text{ kg/m}^2\text{/sec}$
- os $Z = 3,65 - 7,09 \quad 10^{-6} \text{ kg/m}^2\text{/sec}$

- elle conditionne la vitesse de propagation de l'onde US

$$C = Z / \rho \text{ (m/sec)}$$

→
Onde plane
progressive

$$Z_{ac} = \rho C$$

C : la célérité de l'onde
dans le milieu (m/s)

Vitesses de propagation

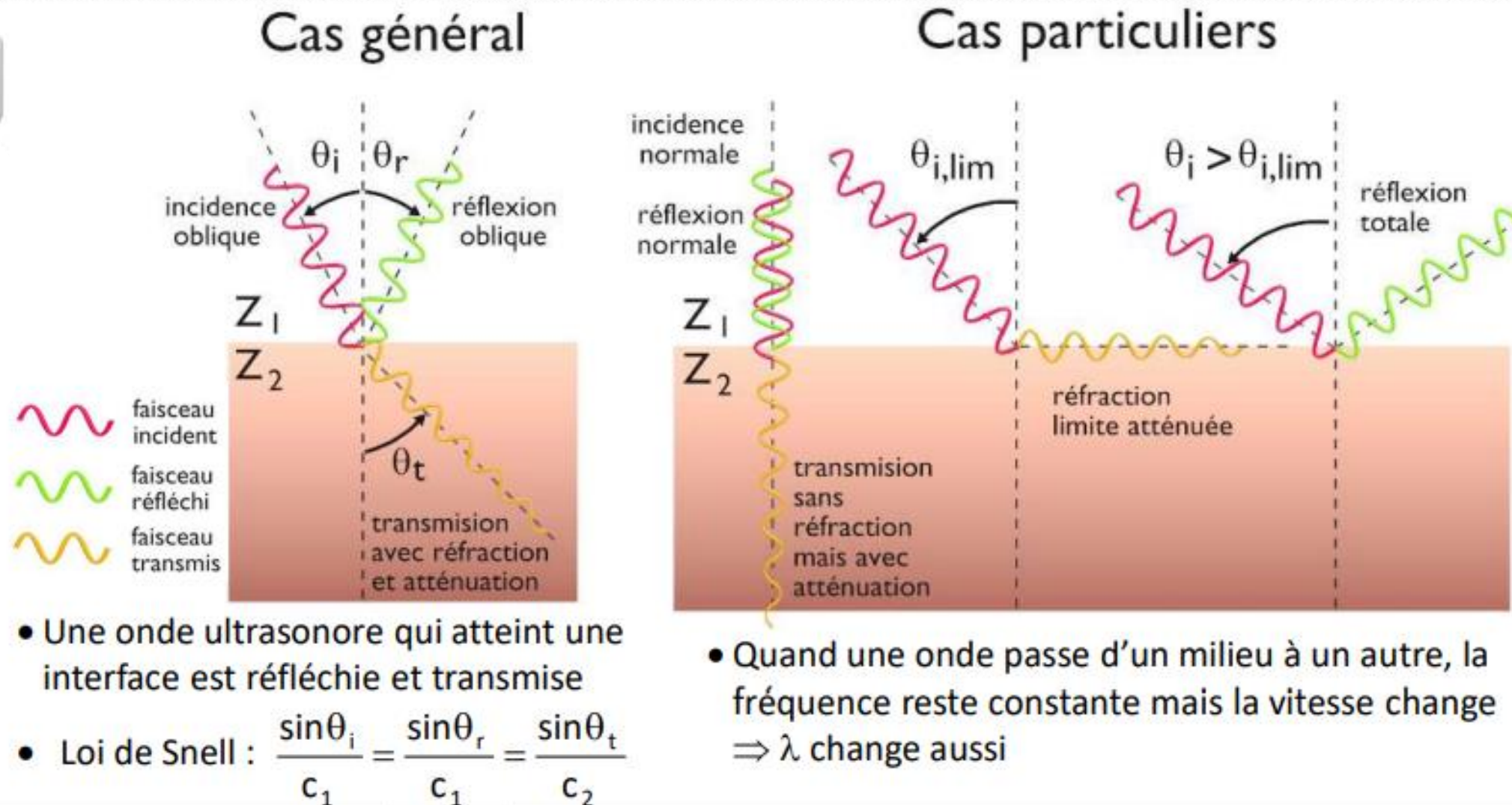
Tissu	c (m/s)
Eau	1480
Air	340
Sang	1566
Os spongieux	1450 - 1800
Os cortical	3000 - 4000
Graisse	1450
Muscle	1550 - 1630
Peau	1600
Cerveau	1530
Foie	1560
Moyenne tissus mous	1540

Quelques exemples concernant la propagation des
ultrasons dans des différents organes humains

- Pour éviter le semi-classique , on parvient à faire une analogie entre l'impédance des ultrasons et l'indice optique d'un milieu :

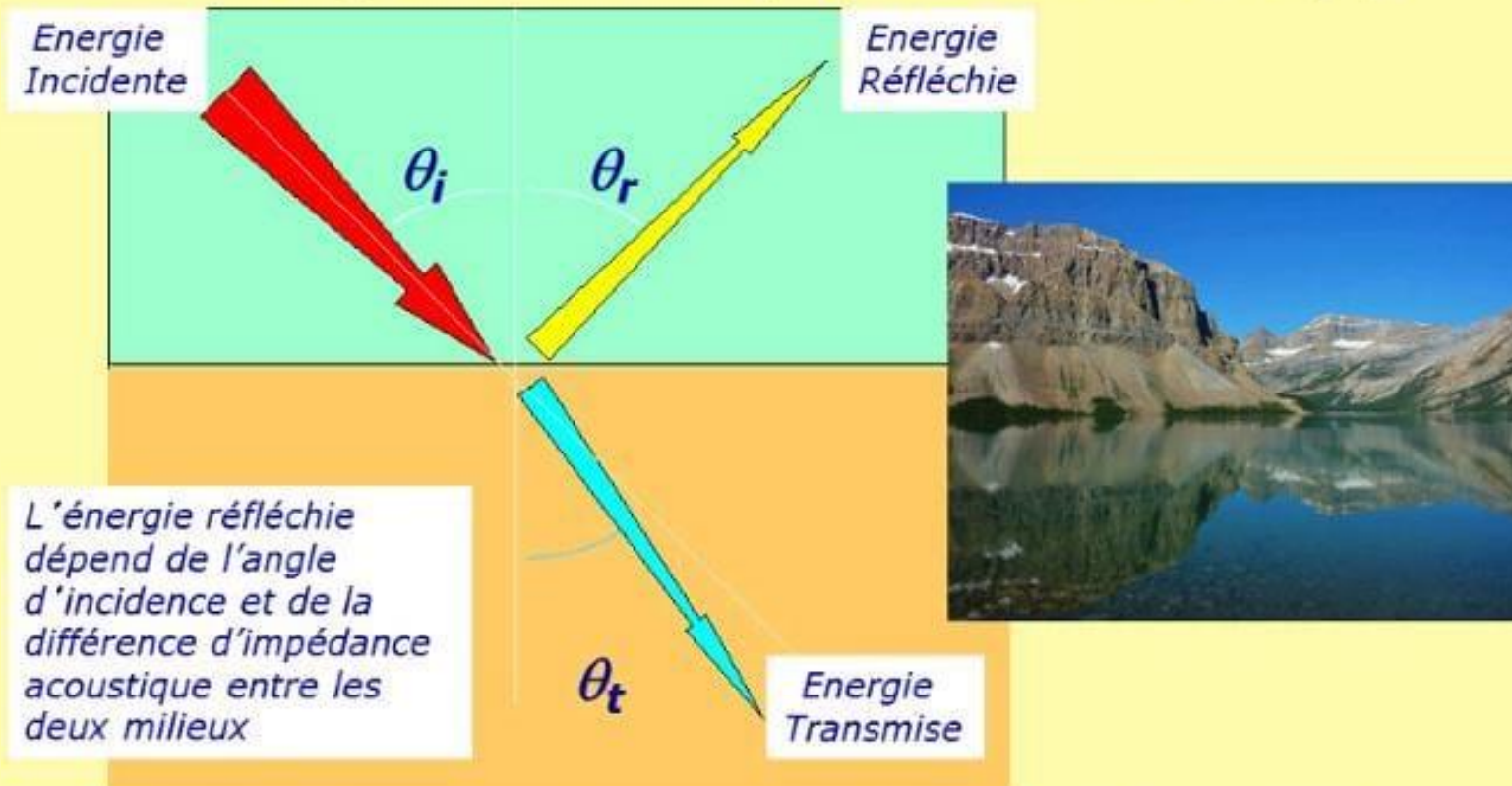
Incidence, réflexion et transmission

Analogie avec l'optique



Analogie : Onde lumineuse ~ Onde sonore

Energie Réfléchie (R) et Transmise (T)



$$R = [(Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t) / (Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)]^2$$

$$T = 4Z_1 Z_2 \cos \theta_i \cos \theta_t / (Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2$$

Coefficients de réflexion et d'absorption acoustiques

Etude des impédances acoustiques

(★) est validée par le fait que :

Incidence parfaite si $\{ Z_1 \rightarrow Z_2 : (\rho \rightarrow 0) \}$:

Coefficient de réflexion:

$$\rho = \frac{I_\rho}{I_{\text{incident}}} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

Coefficient d'absorption:

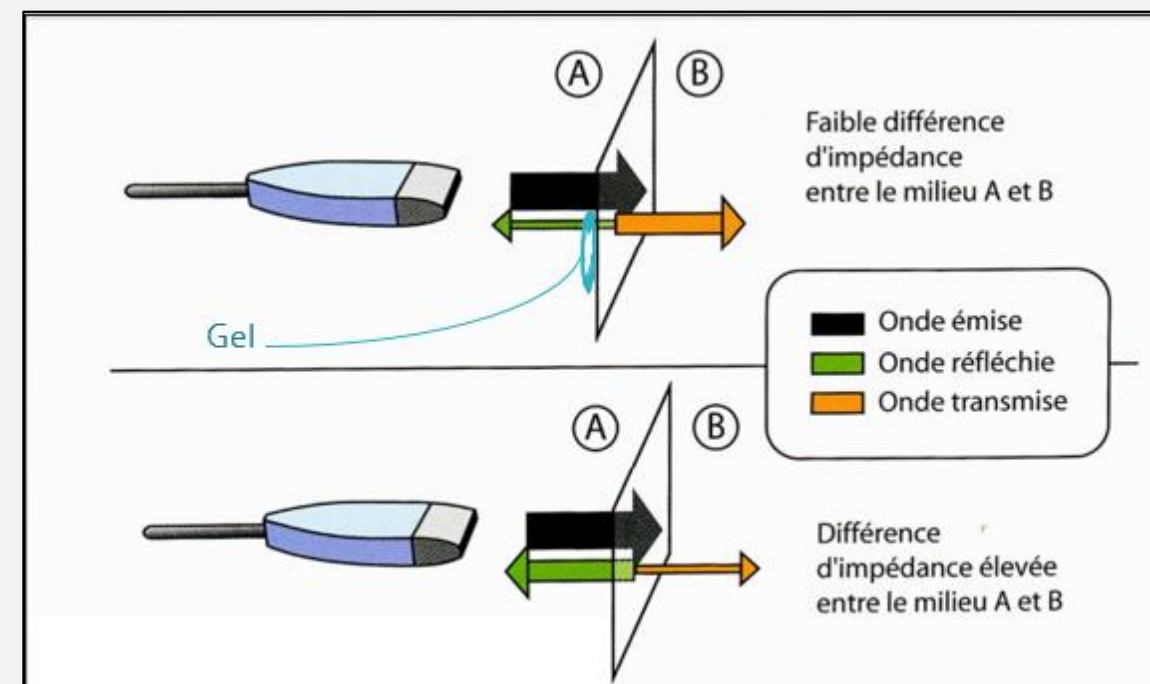
$$\alpha = \frac{I_\alpha}{I_{\text{incident}}} = 1 - \rho = \frac{4 Z_1 \cdot Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (\theta \rightarrow 90^\circ)$$

valable pour
un son à
incidence
normale
($\theta \rightarrow 90^\circ$)

Z_j Impédance acoustique du milieu j $\text{kg} \cdot (\text{m}^2 \cdot \text{s})^{-1}$

Coefficients de réflexion et d'absorption acoustiques
(Cas normal)

Ajout du gel :



Effet de la différence d'impédance entre deux milieux

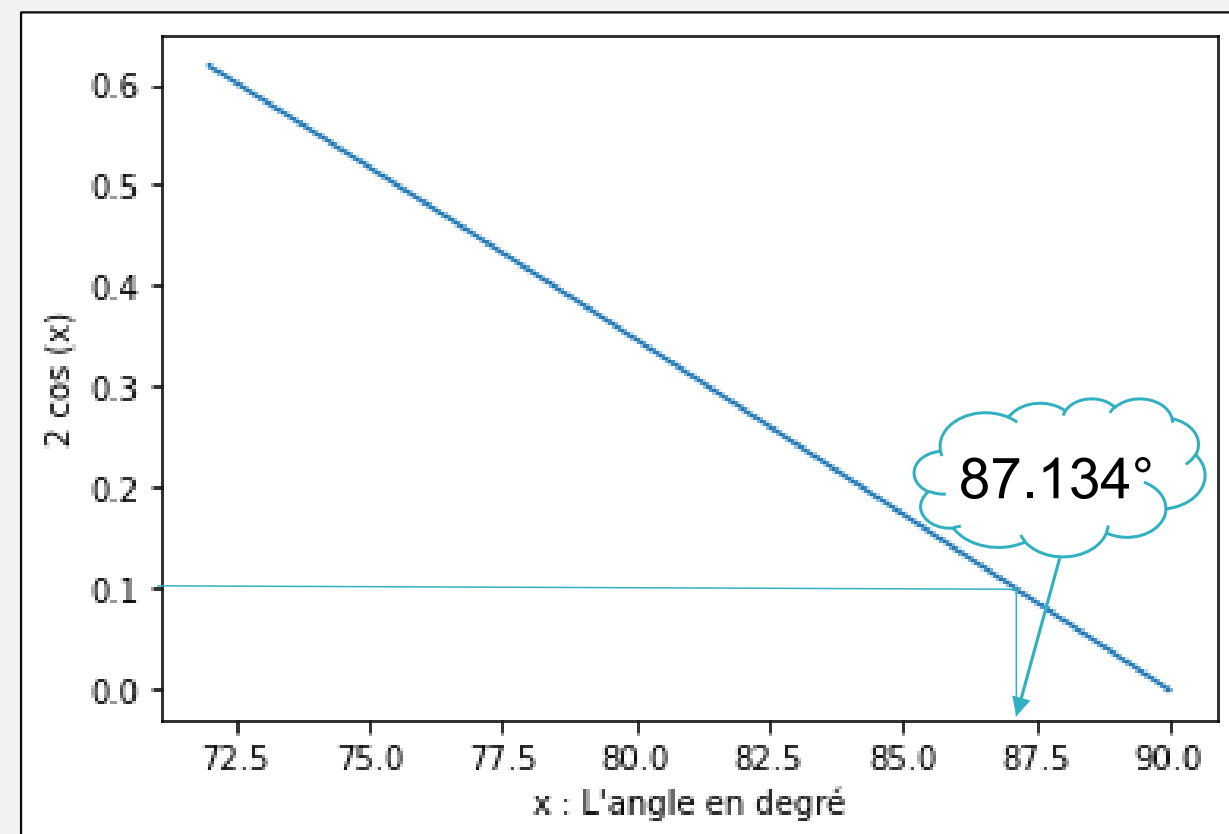
\Rightarrow Absence de perturbations car $(\alpha \rightarrow 1)$

- Ce qui impose la nécessité de mettre un produit à la tête de la sonde , soit un gel d'impédance $\{ Z = 1.5 \text{ (SI)} \}$ de l'ordre de celle des organes . **Il facilite aussi chez les spécialistes le mouvement de la sonde.**

- L'angle (θ) :

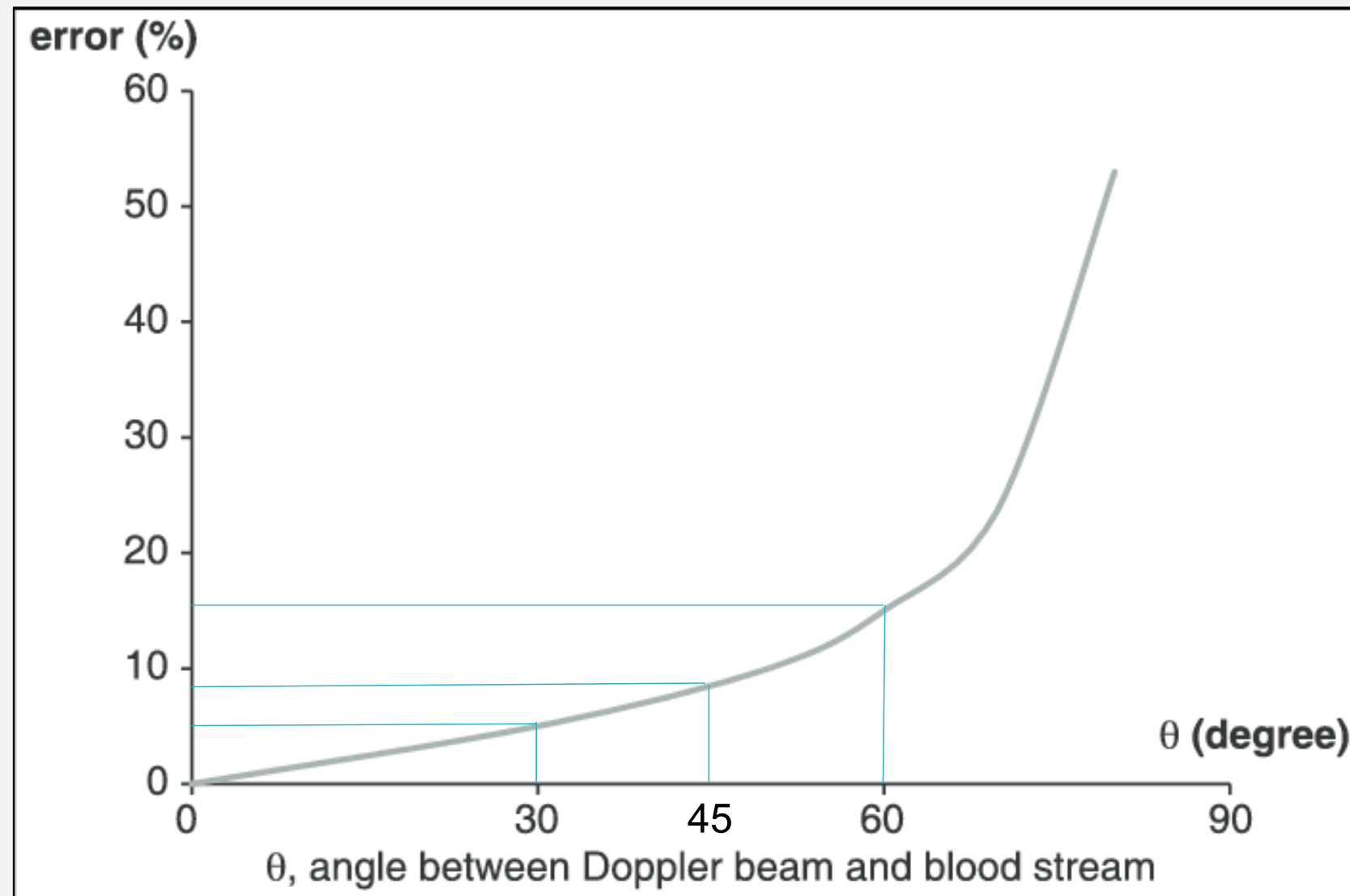
- Il est clair qu'une petite erreur concernant l'angle θ traduit une très grande marge de tolérance , ce qui va nous pousser en pratique de fixer cet angle dès le début .
- Soit dans un premier temps
- $\theta = 87.134^\circ \rightarrow 90^\circ$:
- Donc notre relation devient très simple :

$$\frac{\Delta F}{F} \approx \frac{V}{10 C}$$



b) Confirmation graphique (python)

Les résultats expérimentaux donnent la courbe suivante :



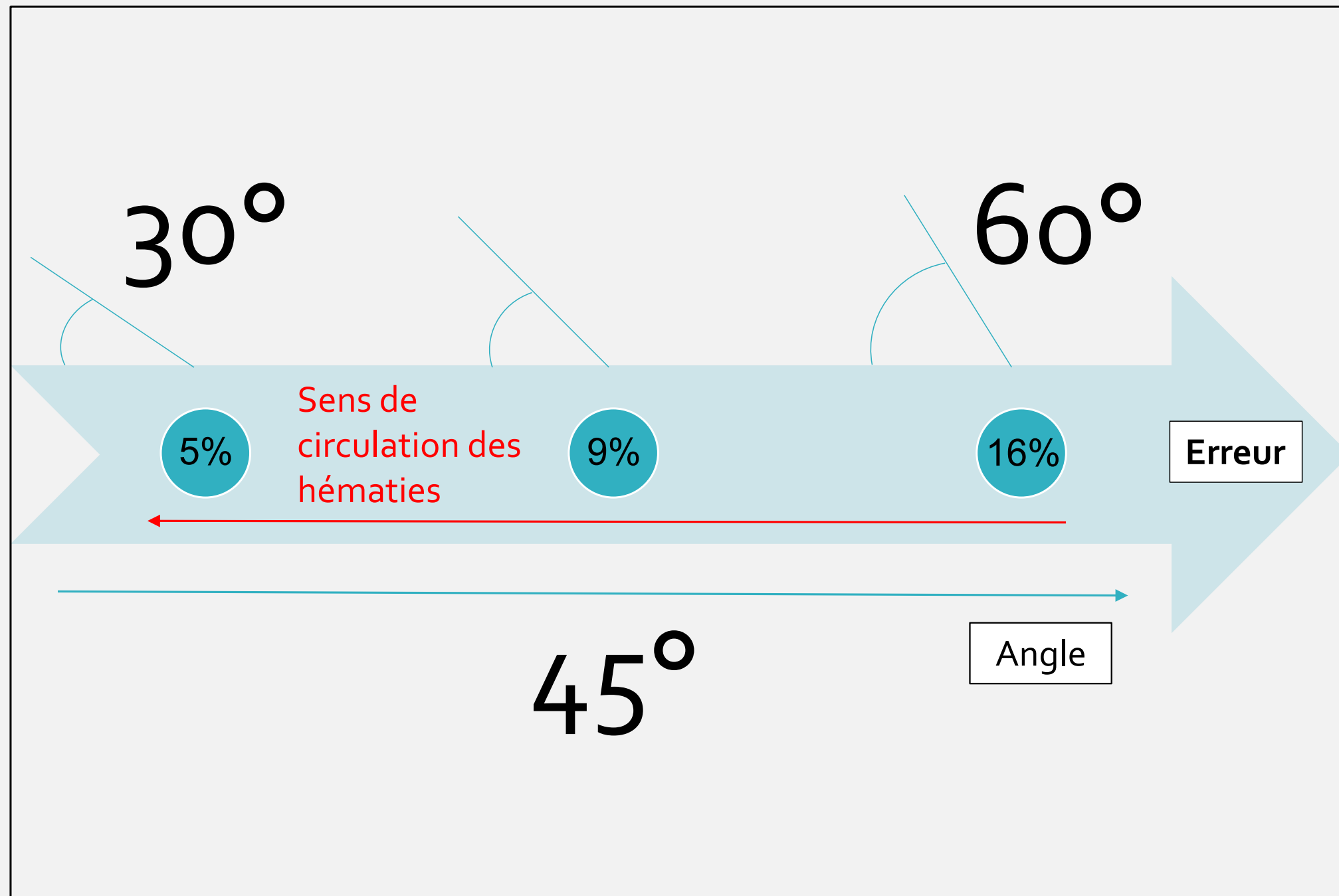
L'erreur de mesure en fonction de l'angle θ

- On obtient par la suite le tableau suivant :

L'angle d'émission (θ)	La relation simplifiée	L'erreur ($\varepsilon_{\%}$)
15°	$\frac{\Delta F}{F} \approx \frac{(\sqrt{6} + \sqrt{2}) V}{2 C}$	3%
30°	$\frac{\Delta F}{F} \approx \frac{\sqrt{3} V}{C}$	5%
45°	$\frac{\Delta F}{F} \approx \frac{\sqrt{2} V}{C}$	9%
60°	$\frac{\Delta F}{F} \approx \frac{V}{C}$	16%
87.134°	$\frac{\Delta F}{F} \approx \frac{V}{10 C}$	84%

Tableau de mesures (angle-vitesse-erreur)

- On déduit que l'erreur augmente au fur et à mesure avec l'angle θ :



➤ Diminution de la marge d'erreur ($\varepsilon_{\%}$) :

- Soit φ l'application définie par :

$$\varphi : E \longrightarrow \mathcal{P}(\mathbb{R})$$

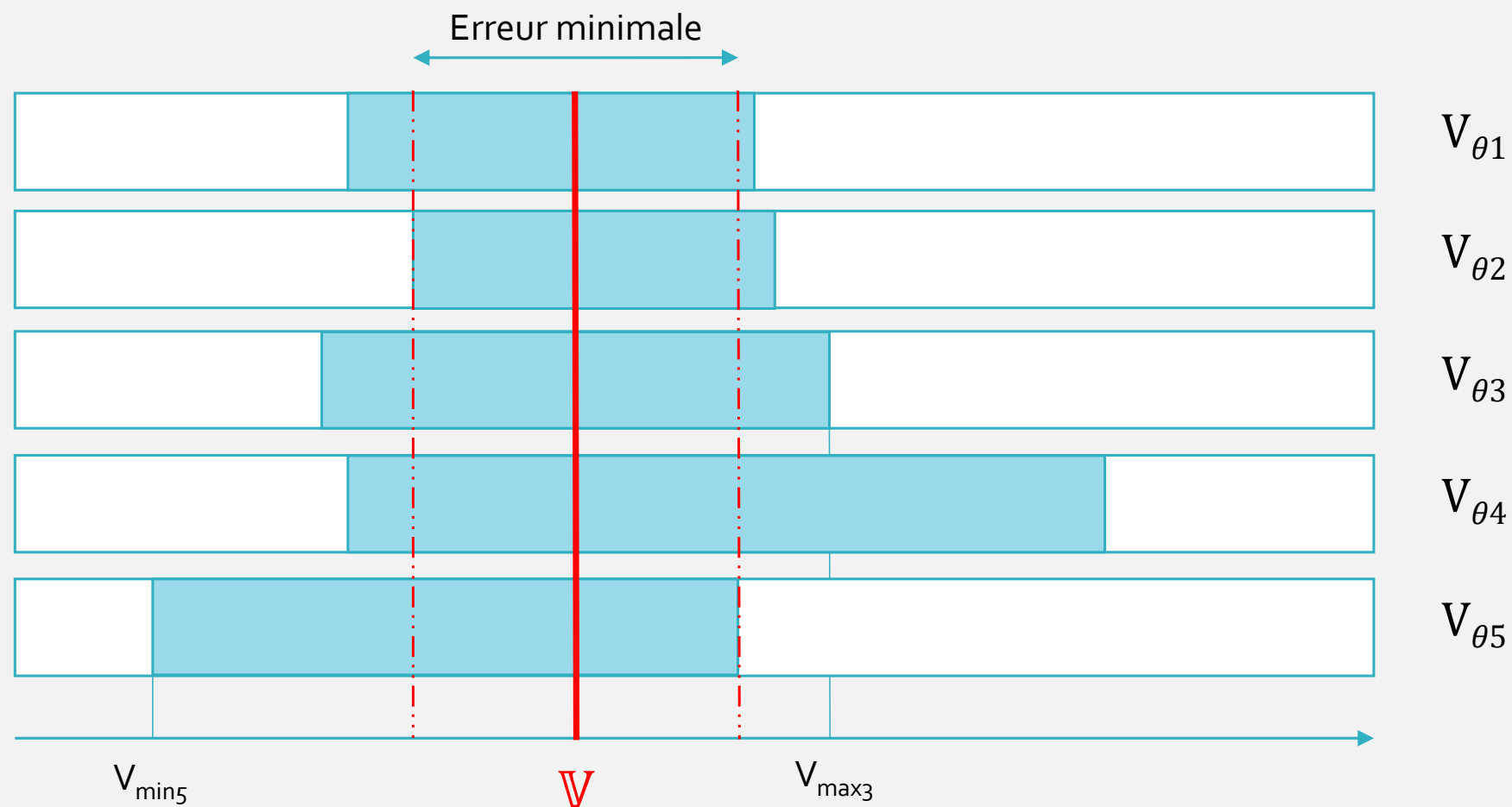
$$\theta \longmapsto \left[\frac{95}{100} V_{\theta} , \frac{105}{100} V_{\theta} \right]$$

Marge d'erreur initiale $\pm 5\%$

- E : l'ensemble des angles mesurés
- $\mathcal{P}(\mathbb{R})$: l'ensemble des parties de \mathbb{R}
- V_{θ} : la vélocité sanguine mesurée pour l'angle θ

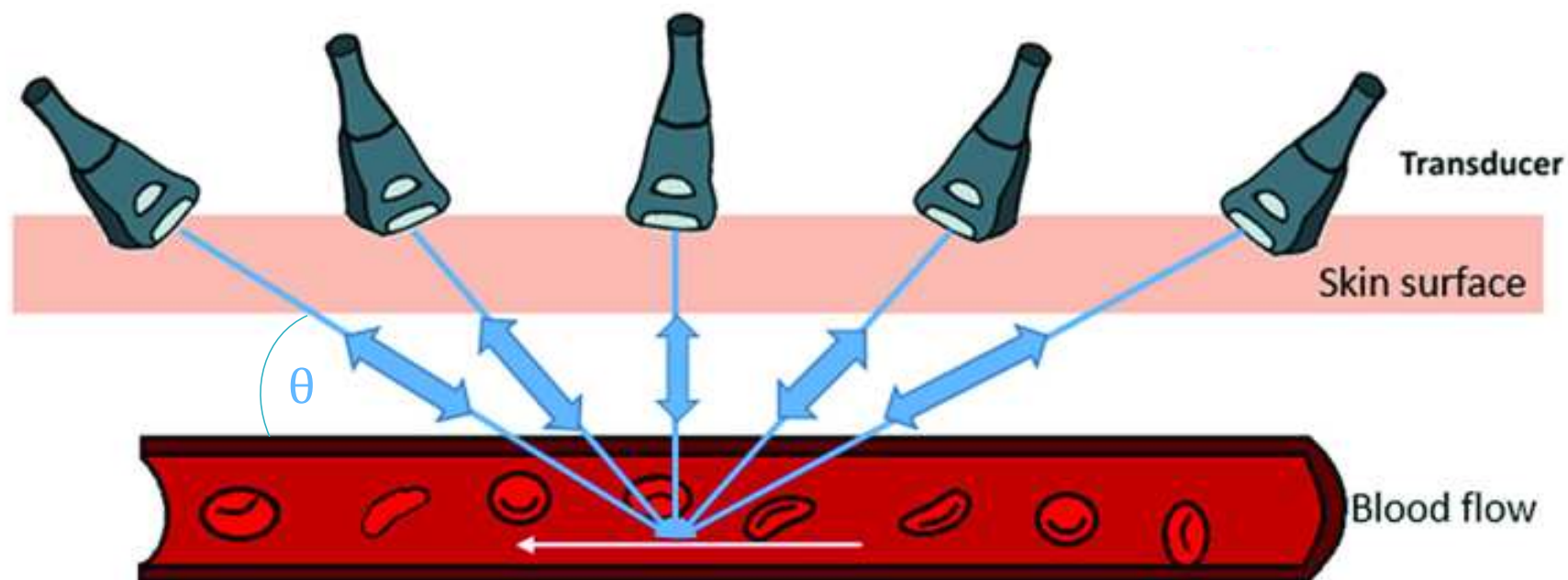
$$\mathbb{V} = \frac{1}{2} \left[\min \left(\bigcap_{\theta \in E} \varphi(\theta) \right) + \max \left(\bigcap_{\theta \in E} \varphi(\theta) \right) \right]$$

✓ Exemple :



Positionnements de la sonde sur la surface de la peau pour effectuer la vélocimétrie

- θ : l'angle qu'effectue la normale de la sonde avec la surface de la peau

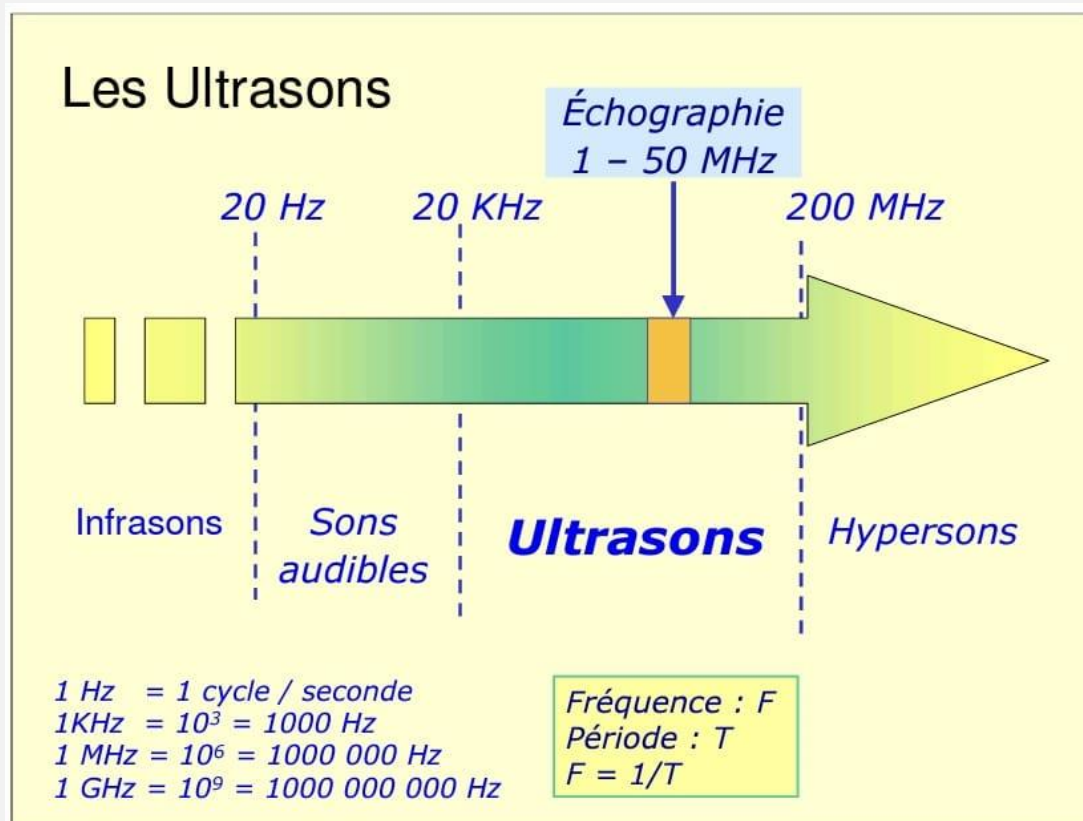


Remarque :

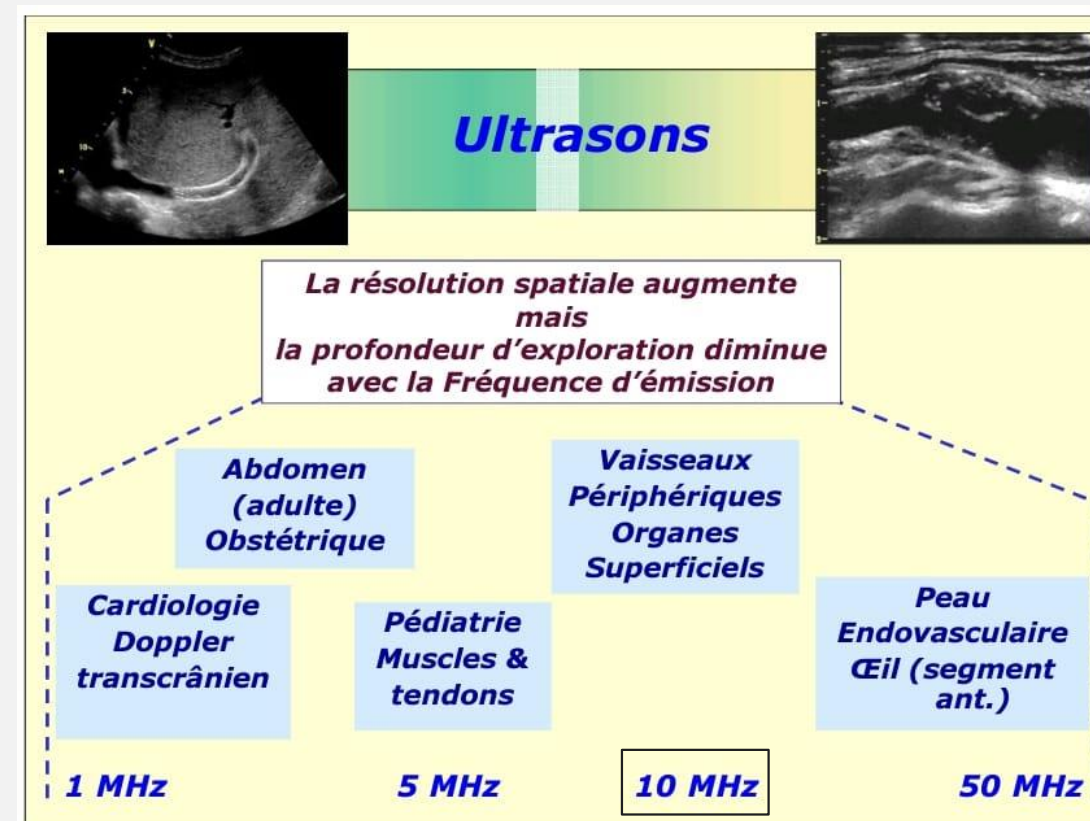
- En pratique il faut s'éloigner un peu des angles limites c-à-d $\theta = 0^\circ$ et $\theta = 90^\circ$

• La fréquence (F) :

- Les ondes ultrasonores sont celles utilisées aux opérations de Doppler , (loin du domaine audible $\subseteq [20 \text{ Hz} ; 20 \text{ KHz}]$) , dans un plongeur $\subseteq [1 \text{ MHz} ; 50 \text{ MHz}]$.
- Pour notre cas (**une montre de mesure**) , nous prendrons (**F = 10 MHz**) .



Les différents domaines des ondes sonores

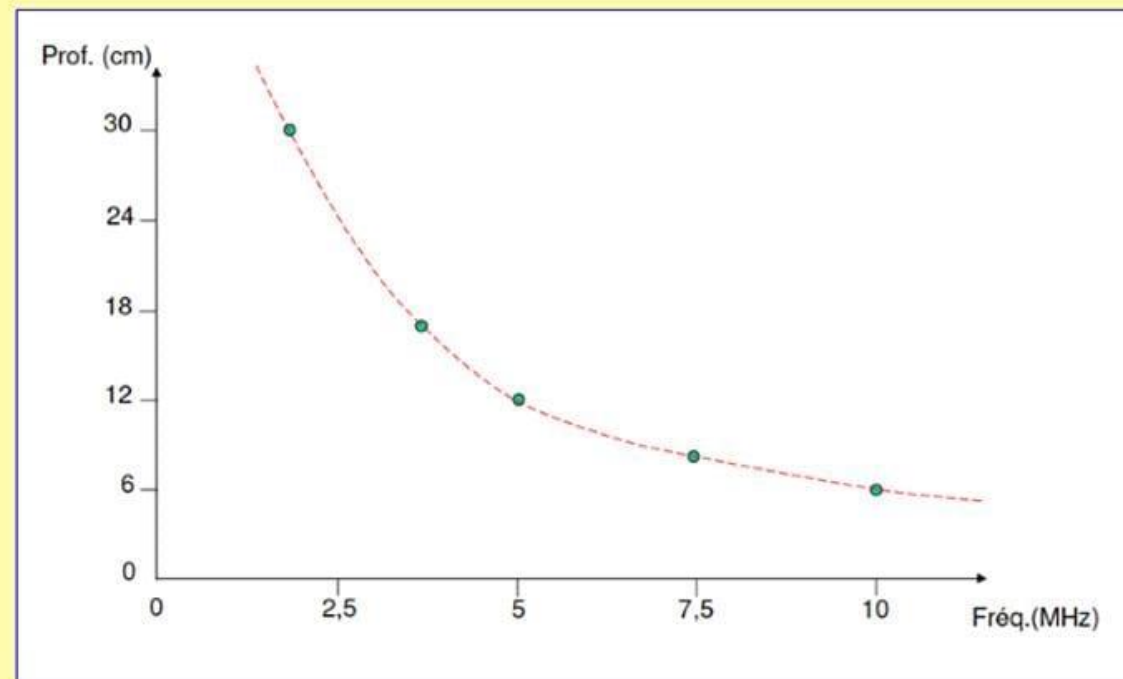


Les ultrasons de Doppler selon l'organe

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \text{ (W. m}^{-2}\text{)}$$

- μ : le coefficient d'atténuation linéaire (m^{-1})

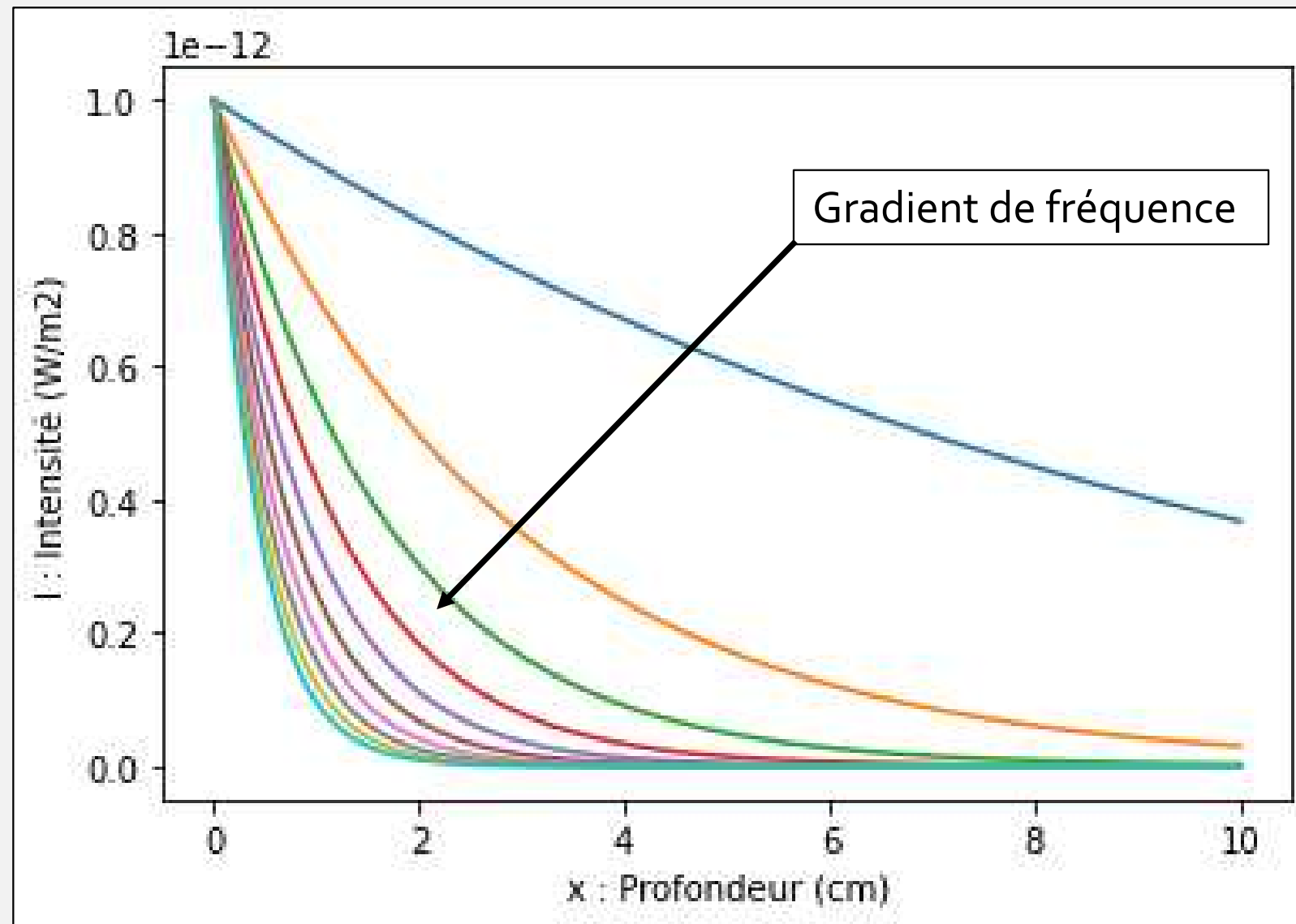
L'atténuation de l'énergie acoustique



La profondeur d'exploration possible est donc d'autant plus faible que la fréquence d'émission est élevée

La profondeur atteinte en fonction de la valeur de la fréquence

- Comme par définition μ est proportionnel à la fréquence ($\mu \stackrel{\text{def}}{=} \alpha \cdot f$), on obtient :



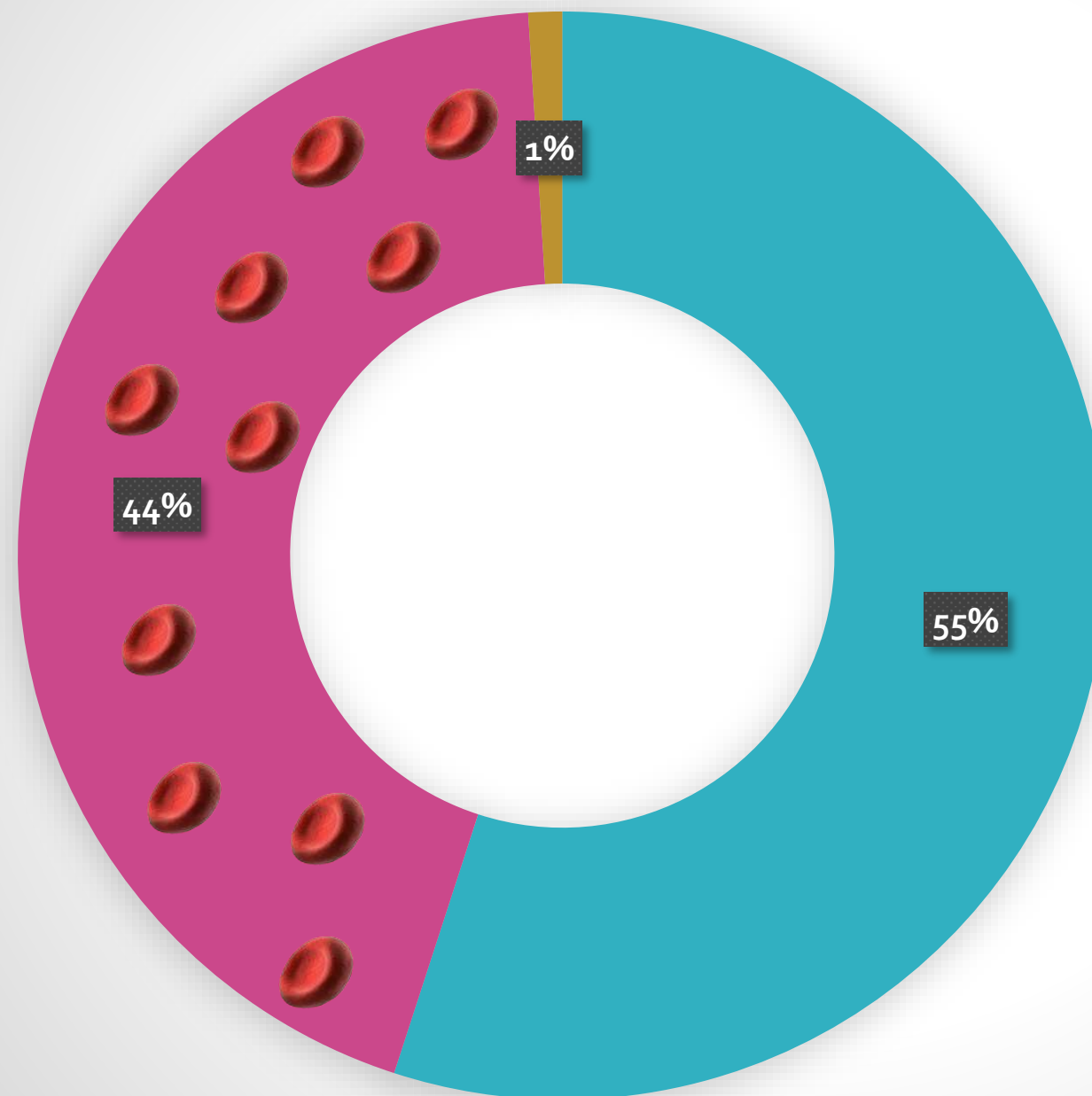
c) Tracé de $I(x) = I_0 e^{-\mu x}$ pour différentes μ (python)



II. Fluidification du sang

Utilité : Correction du flux sanguin

Composition du sang :



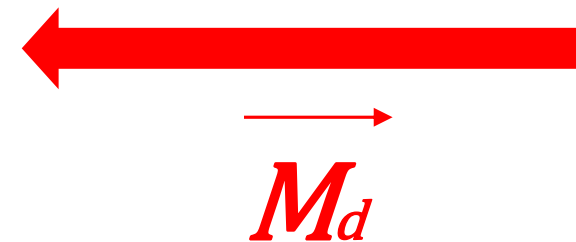
- Plasma
- Globules rouges
- Globules blancs et plaquettes

Quelques types de matériaux :

Paramagnétique :



Diamagnétique :



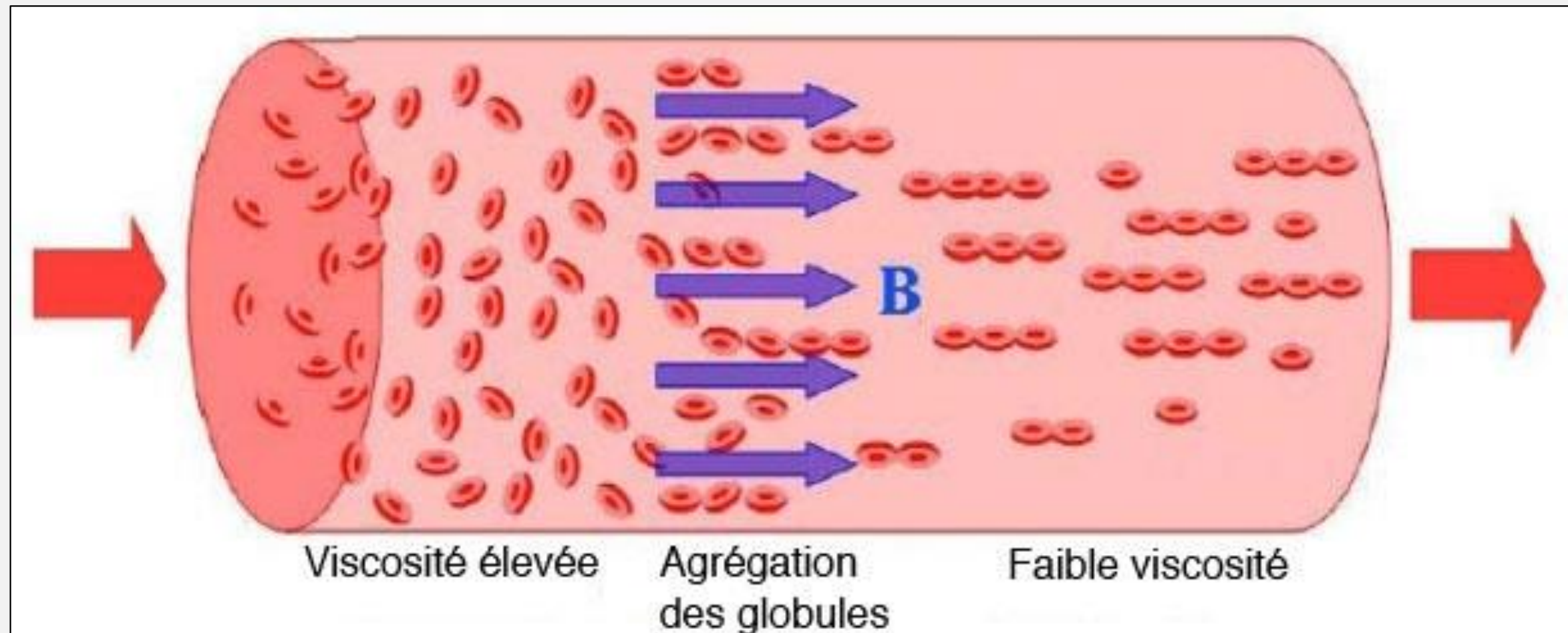
- La dominance de l'eau dans le sang permet de décrire son moment magnétique par :

$$\vec{M}_{Gr} \approx \chi_{Gr} \frac{\vec{B}_{ext}}{\mu_o \mu_r}$$

- χ_{Gr} : Susceptibilité magnétique des Globules Rouges $\in [-9.10^{-6}, -6.10^{-6}]$
 - μ_o : Perméabilité du vide ($4\pi \times 10^{-7} \text{ T m/A}$)
 - μ_r : Perméabilité relatif des globules rouges ($\mu_r \approx \mu_o$)

➤ Le sang est donc **diamagnétique**

Réponse du sang à un champ magnétique extérieur :

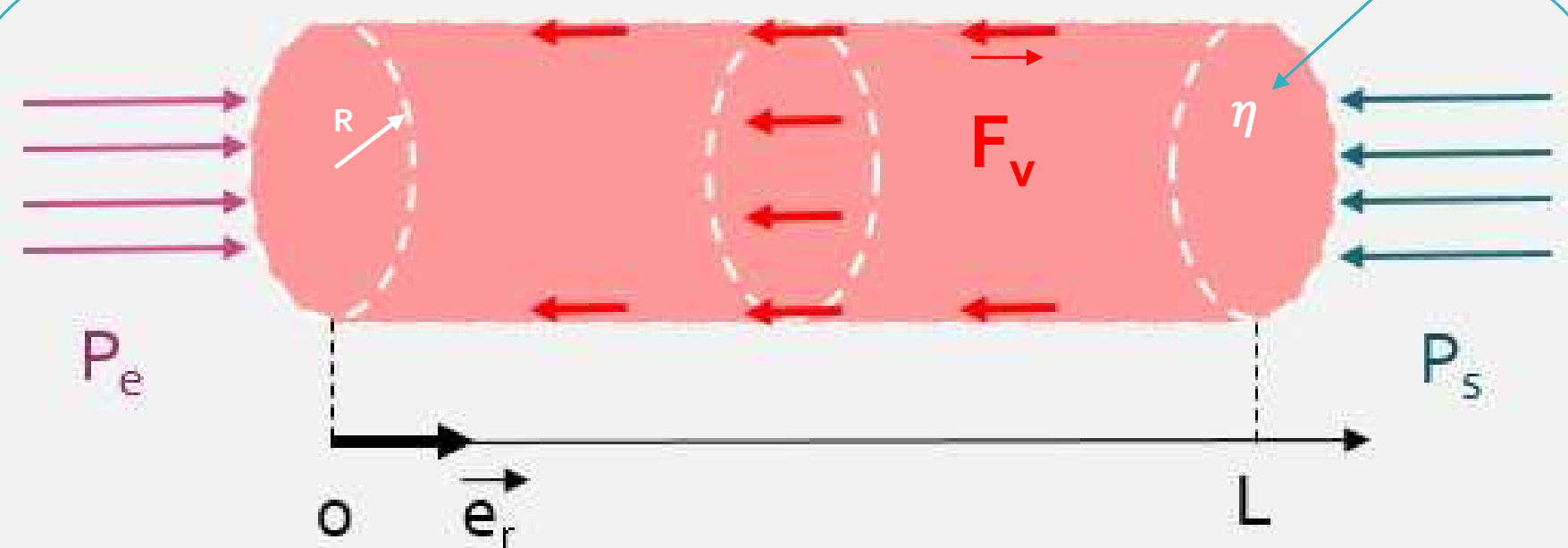


- Donc l'application d'un champ magnétique extérieur entraîne un changement de viscosité du sang et donc sa vitesse

Écoulement du sang dans une veine

- Le PFD sur une tranche de la veine pour $r \in [0, R]$:

Viscosité du sang ($2 \cdot 10^{-3} \text{ Pa.s}$)

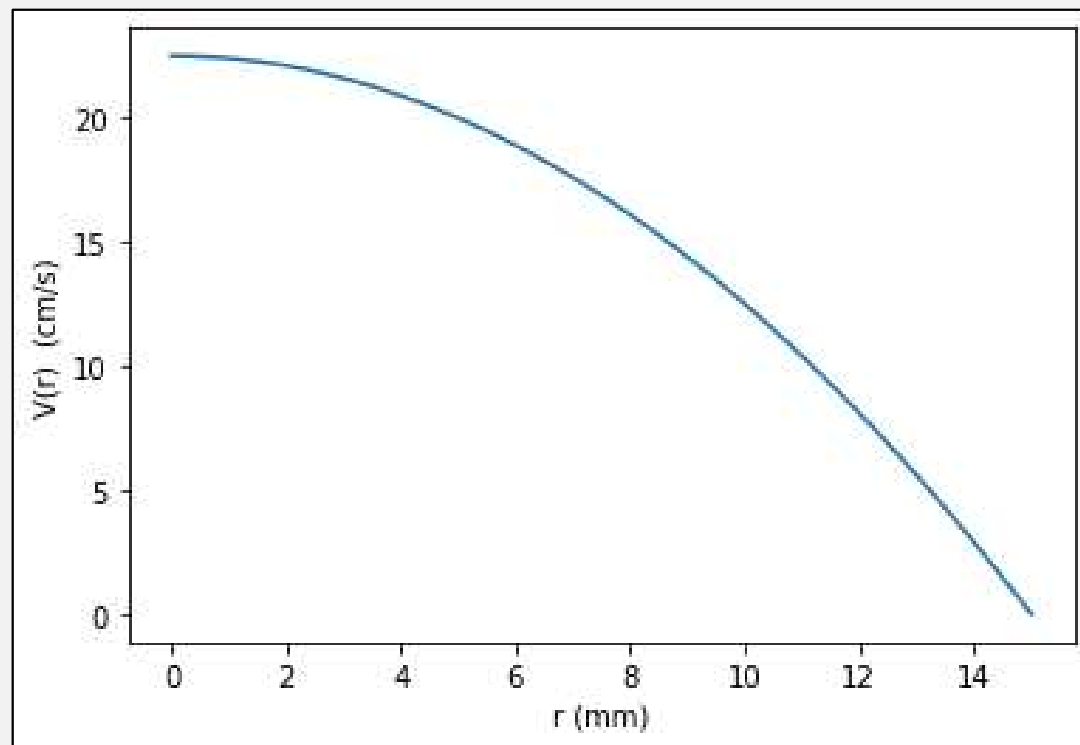


$$P_e \pi r^2 + \eta \frac{dV(r)}{dr} 2 \pi r L - P_s \pi r^2 = 0$$

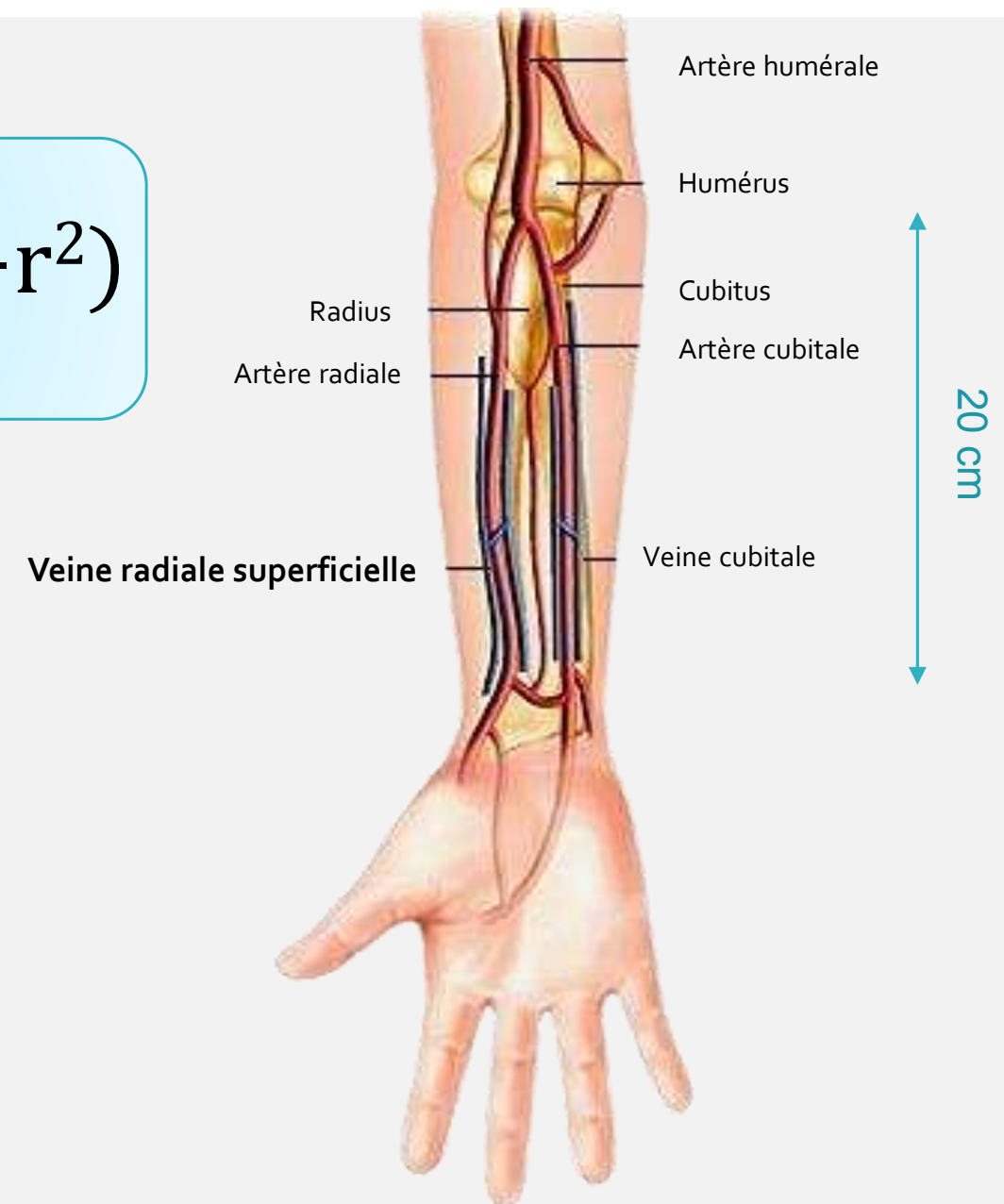
$$\Rightarrow \frac{dV(r)}{dr} = -\frac{P_e - P_s}{2 \eta L} r$$

$$\Rightarrow V(r) = \int_r^R -\frac{P_e - P_s}{2 \eta L} r \, dr$$

$$\Rightarrow V(r) = \frac{\Delta P}{4 \eta L} (R^2 - r^2)$$



d) Vitesse sanguine dans la veine superficielle (python)



➤ La vitesse sanguine centrale est une fonction de la viscosité seule



Conception 

"Invention" d'un appareil

Cahier des charges (1 / 2) :



Mini sonde doppler

- Prix : **40 €**
- Poids : **25 g**
- Rôle : **Prise des valeurs de vitesse du flux sanguin mesuré sous plusieurs angle .**



Aimant néodyme

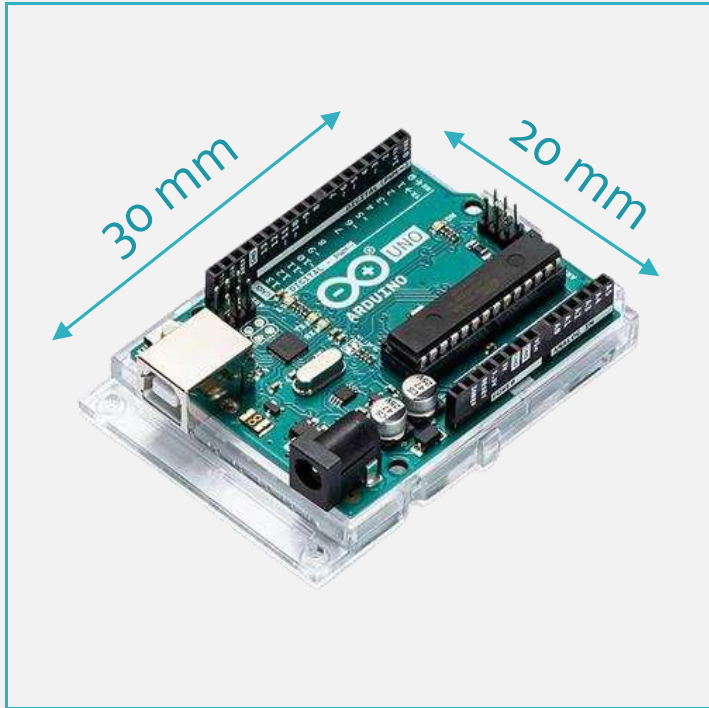
- Prix : **7 €**
- Poids : **25 g**
- Rôle : **Origine du champ magnétique .**



Moteur

- Prix : **10 €**
- Poids : **15 g**
- Rôle : **Manipulation des aimants néodymes .**

Cahier des charges (2 / 2) :



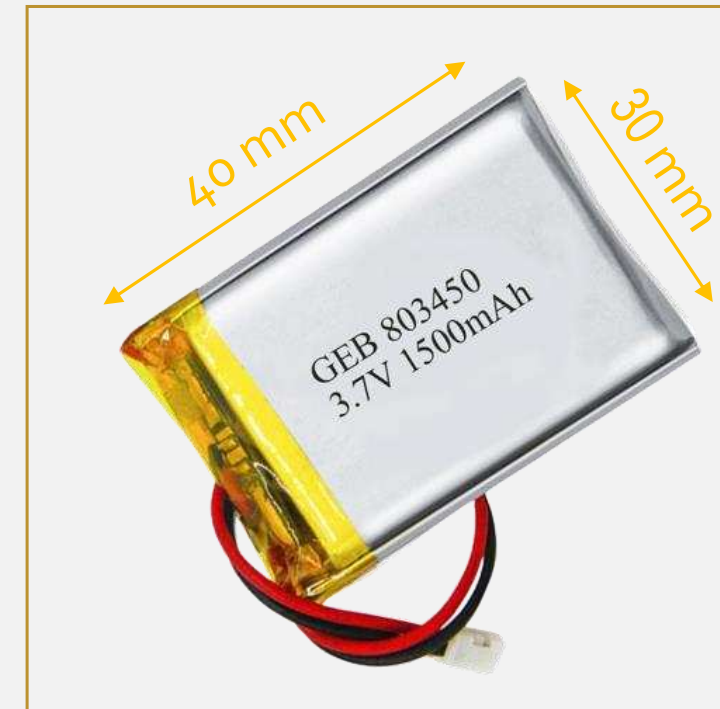
Carte électronique

- Prix : **35 €**
- Poids : **50 g**
- Rôle : **Liaison des composants entre eux pour un fonctionnement synchronisé du système .**



Capteur DOPPLER

- Prix : **1 €**
- Poids : **30 g**
- Rôle : **Effectuation du mesure du flux sanguin par effet doppler**



Batterie

- Prix : **10 €**
- Poids : **40 g**
- Rôle : **Source d'énergie du système pour garantir le fonctionnement**

Synthèse du prototype :

- Avec un peu plus d'esthétique , voilà quelques estimations :



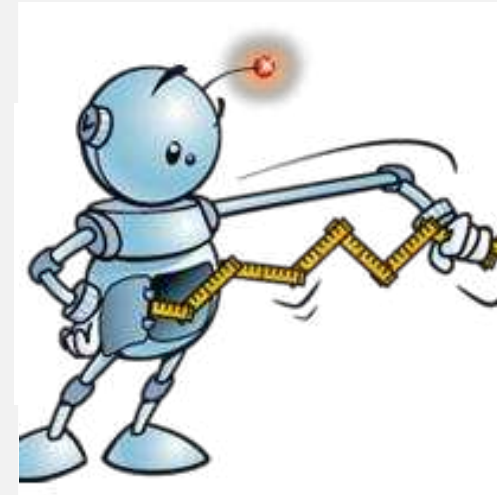
Cout

240 €



Poids

320 g



Épaisseur

2.5 cm



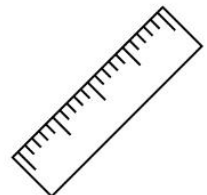
Notre but est **non lucratif**

Modélisation de l'appareil :

➤ Une montre en main :

Mesure du flux

- Une mesure périodique par la méthode de DOPPLER .
- On s'intéressera à plusieurs angles pour diminuer l'erreur .
- En cas de détection d'une anomalie , on passe à :



Emission du champ magnétique

- Fluidification du flux sanguin .
- Le champ magnétique sera émis par 2 aimants néodymes ($B \approx 1T$) .
- Au cas où aucune réaction de la part du client n'est présente , un plan B est de :

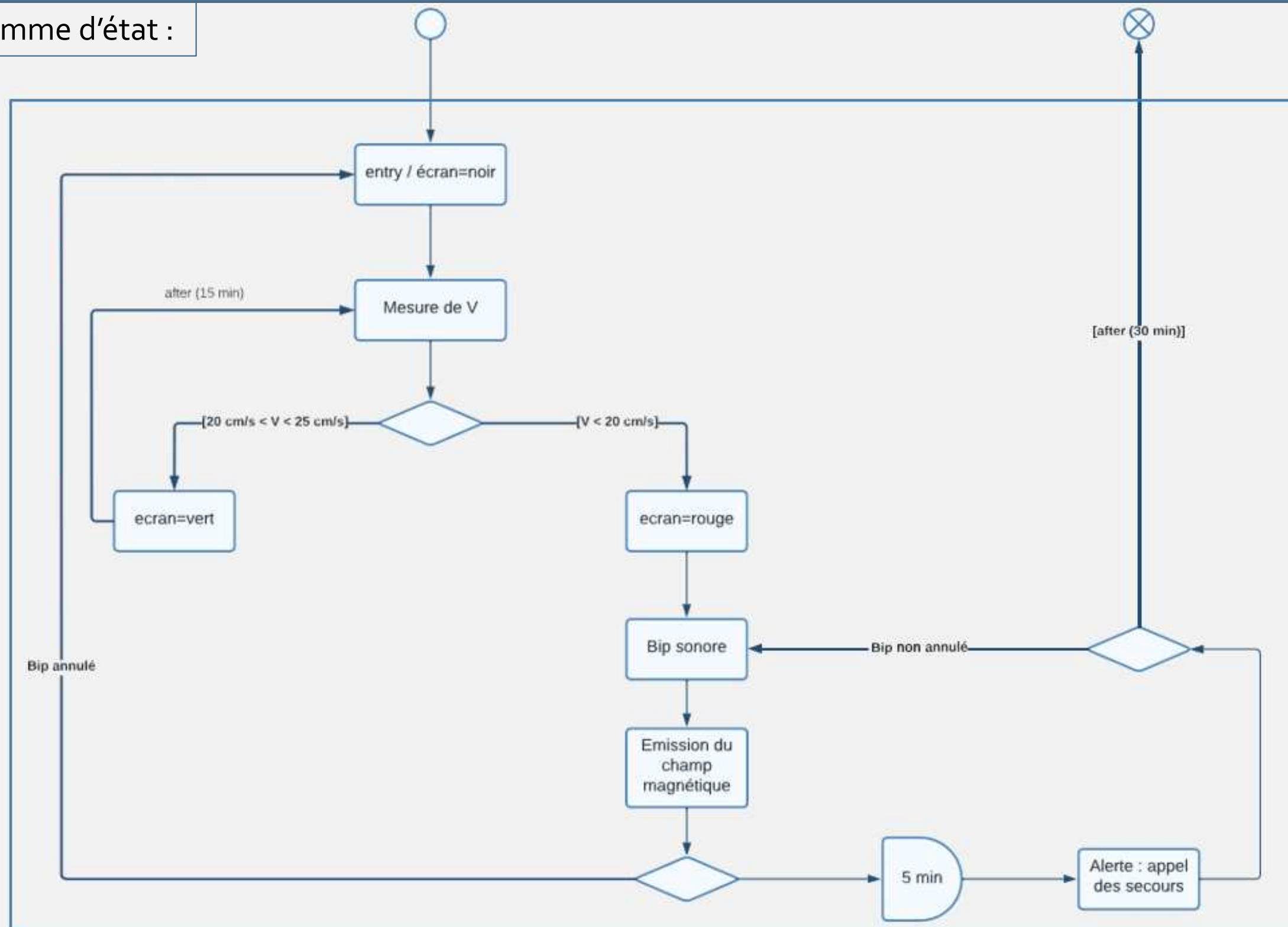


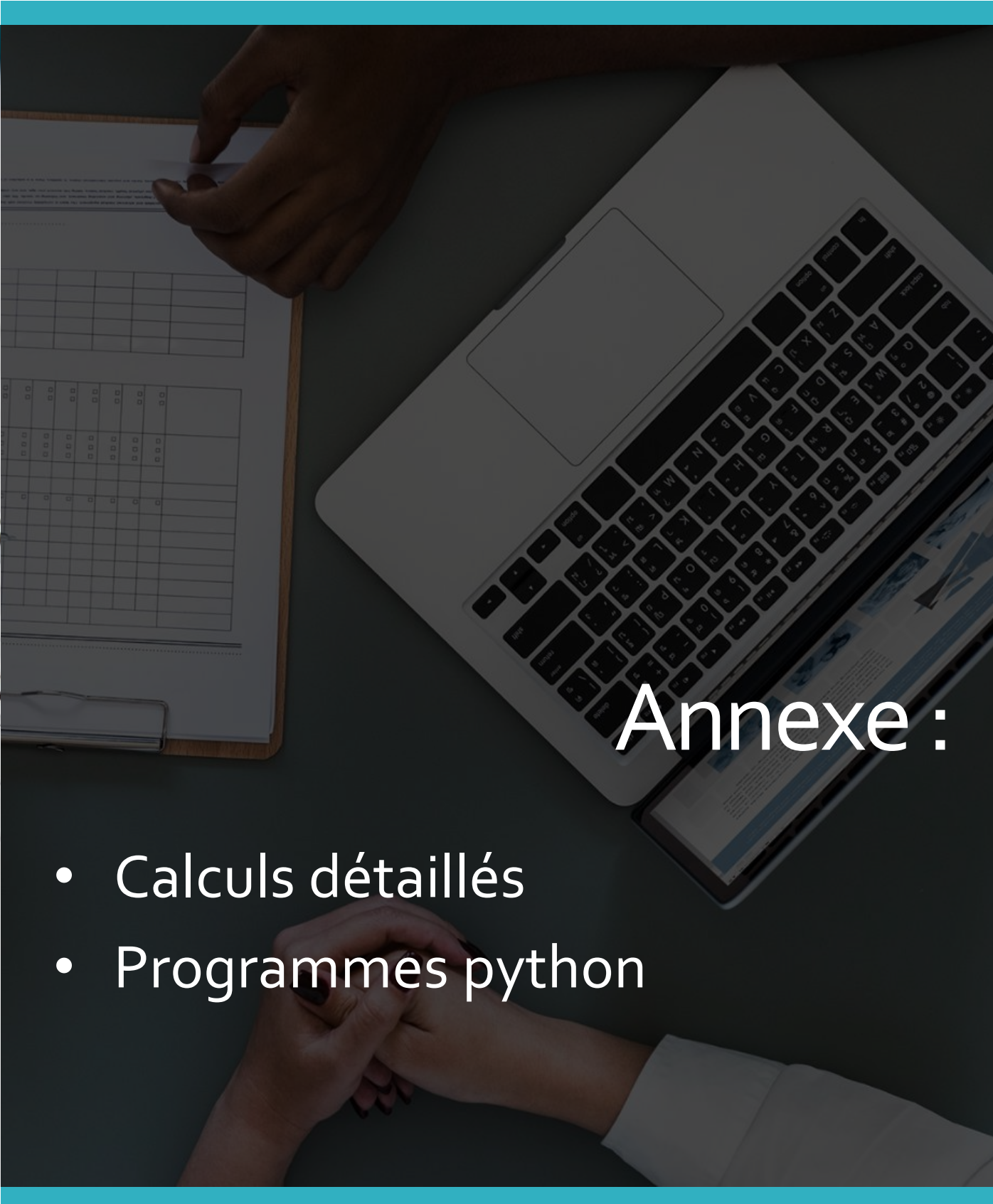
Alerter les secours

- Par appel des urgences ou d'un proche (GPS) .
- Continuation de la fluidification sanguine avant l'arrivée de l'aide éventuel .



Diagramme d'état :





Annexe :

- Calculs détaillés
- Programmes python

a)

On a :

$$\left\{ \begin{array}{l} F' = F \frac{C + V \cos \theta}{C} \\ F'' = F' \frac{C}{C - V \cos \theta} \end{array} \right.$$

Car :

- Si la source de l'onde S est en mouvement d'approche vers l'objet O
 - Alors : $V_S > 0$
- Si l'objet O en mouvement s'éloigne de la source d'onde S
 - Alors : $V_O > 0$

Donc :

$$F'' = F \frac{C + V \cos \theta}{C - V \cos \theta}$$

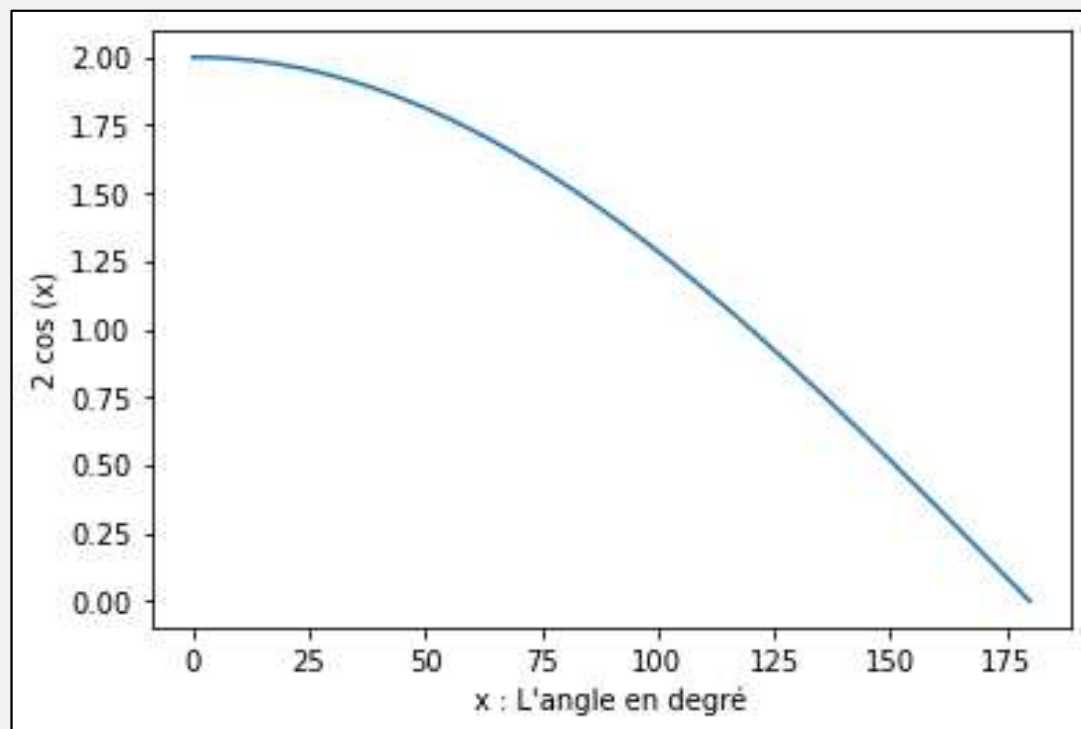
Donc :

$$\begin{aligned} \frac{F'' - F}{F} &= \frac{C + V \cos \theta}{C - V \cos \theta} - 1 \\ &= \frac{C + V \cos \theta - (C - V \cos \theta)}{C - V \cos \theta} \\ &= \frac{2 V \cos \theta}{C - V \cos \theta} \\ &\approx \frac{2 V \cos \theta}{C} \quad (V \ll C) \end{aligned}$$

b)

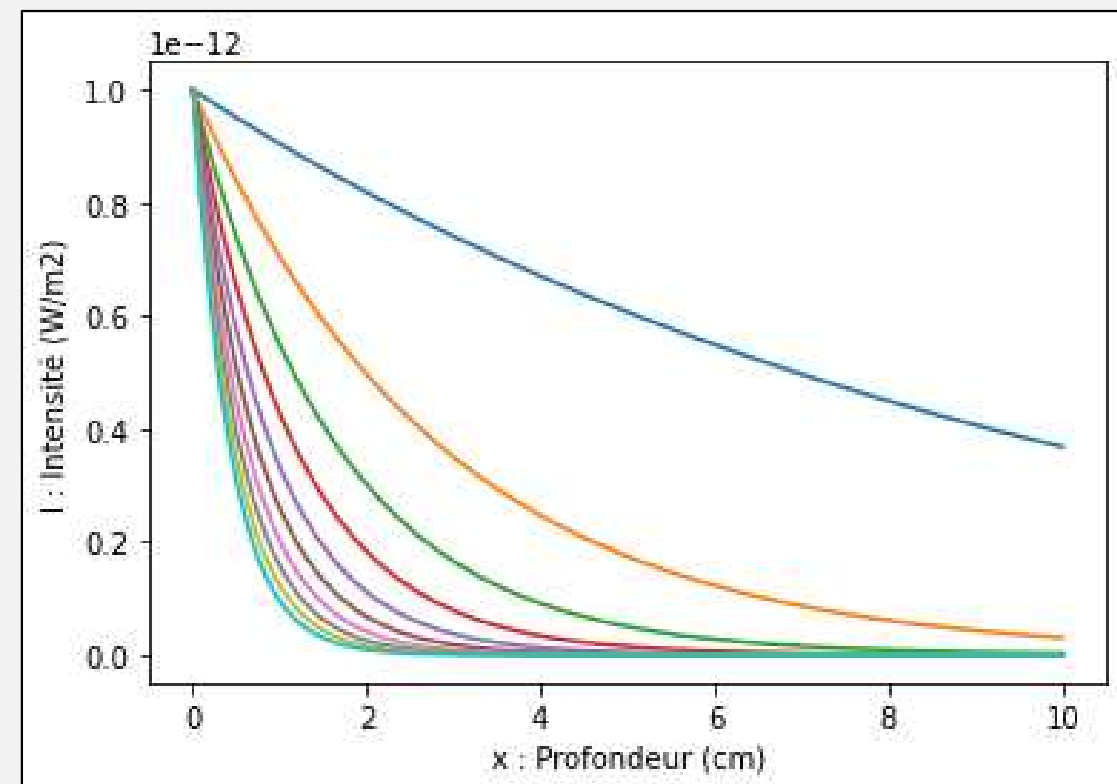
```
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
def rad2deg(x):
    return (x*180)/np.pi

x=np.linspace((np.pi)/2.5, (np.pi)/2, 1000)
y=2*np.cos(x)
plt.xlabel("x : L'angle en degré")
plt.ylabel('2 cos (x)')
plt.plot(rad2deg(x),y)
plt.show()
```



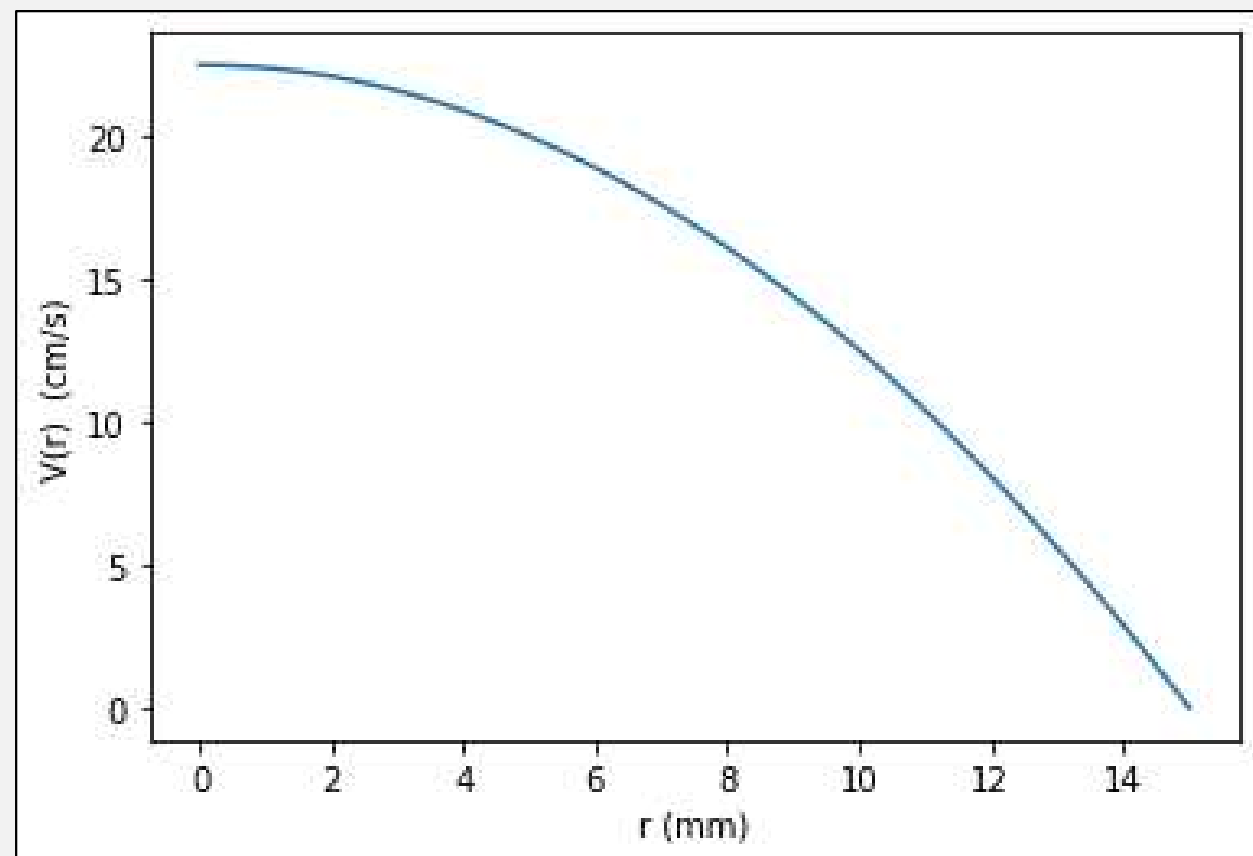
c)

```
def energie(x,lo,alpha):
    return lo*np.exp(-alpha*x)
x=np.linspace(0,0.1,100)
def fréquence_eq(i):
    return energie(x,10**(-12),i)
plt.xlabel("x : Profondeur (cm)")
plt.ylabel('I : Intensité (W/m2)')
for i in range(10,250,25):
    plt.plot(100*x,fréquence_eq(i))
plt.show()
```



d)

```
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
k=1000
R=1.5*10**(-2)
r=np.linspace(0, R , 1000)
V=k*(R**2-r**2)
plt.xlabel("r (mm)")
plt.ylabel('V(r) (cm/s)')
plt.plot(r*10**3,V*10**2)
plt.show()
```





Conclusion

- Notre conception est un **projet** scientifique à but **non lucratif** à **développer** pour **prévenir** une large catégorie de personnes des **crises sanitaires** .



Merci pour votre attention

NACHITE Saad 

Id° 11739 