



# ÉTUDE D'UN RESPIRATEUR ARTIFICIEL : LE MAKAIR

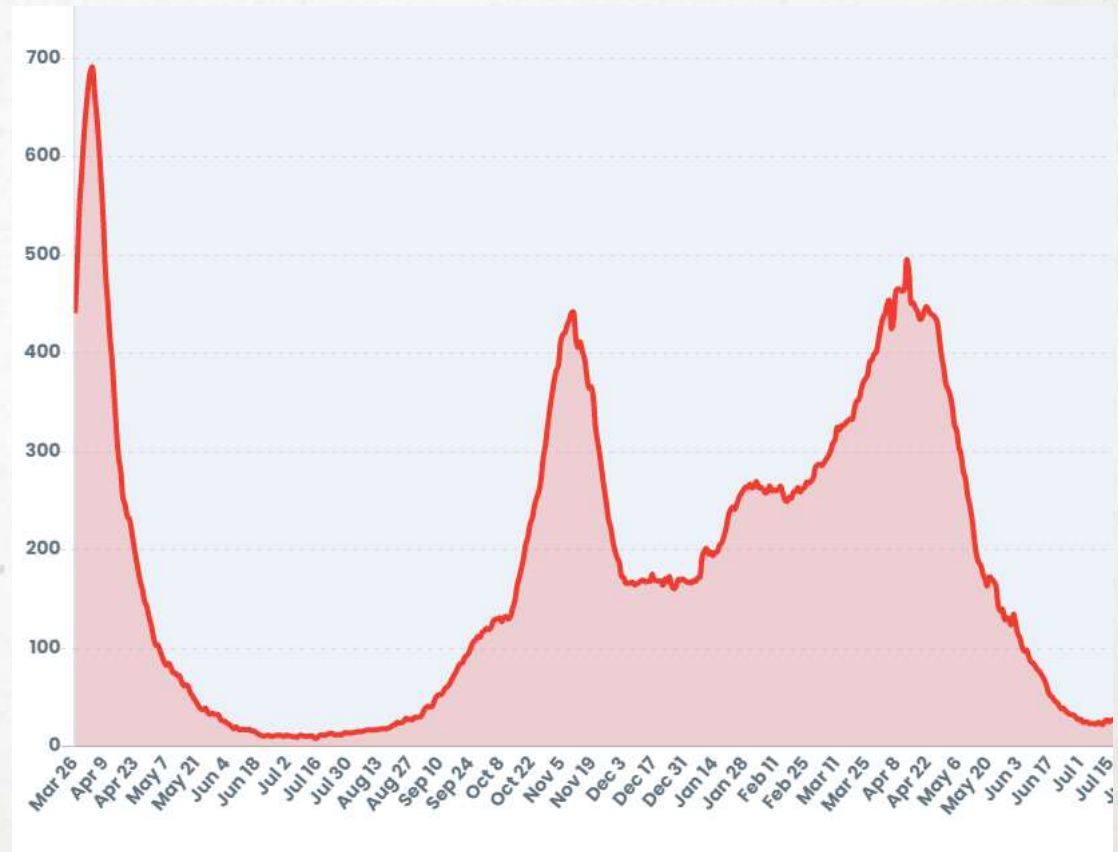
## MOTIVATION

Thème : Santé, Prévention



Apnée du sommeil : 3 millions de français concernés

Nouvelles admissions en réanimation dues au Covid 19



Sources :

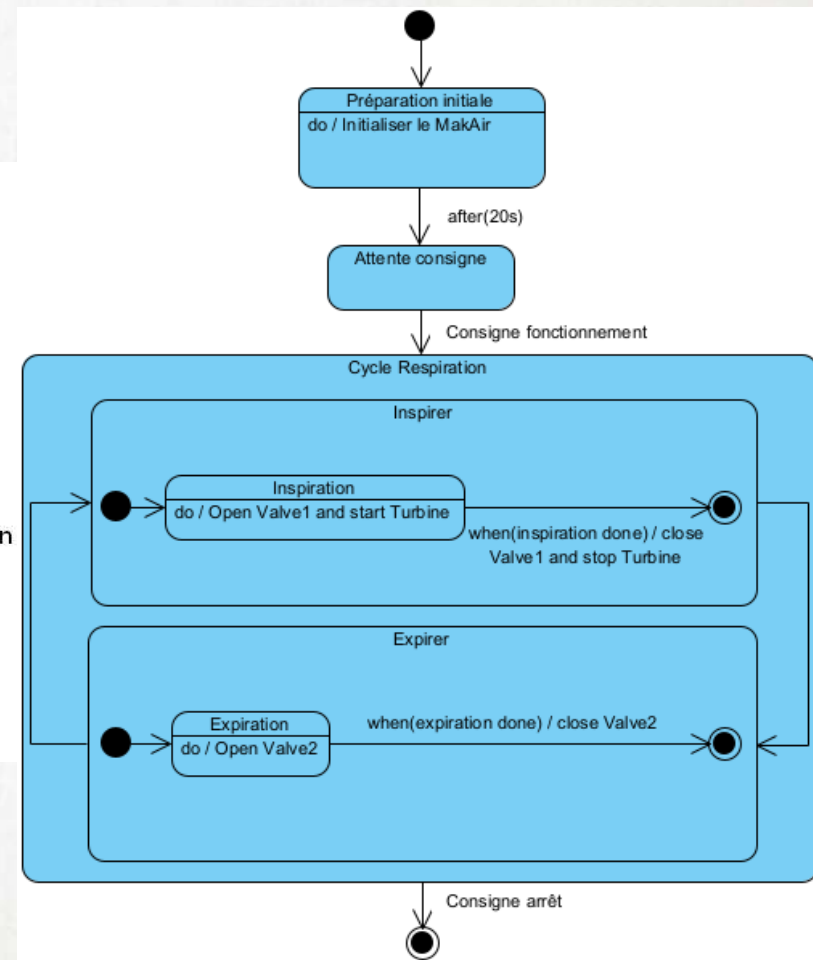
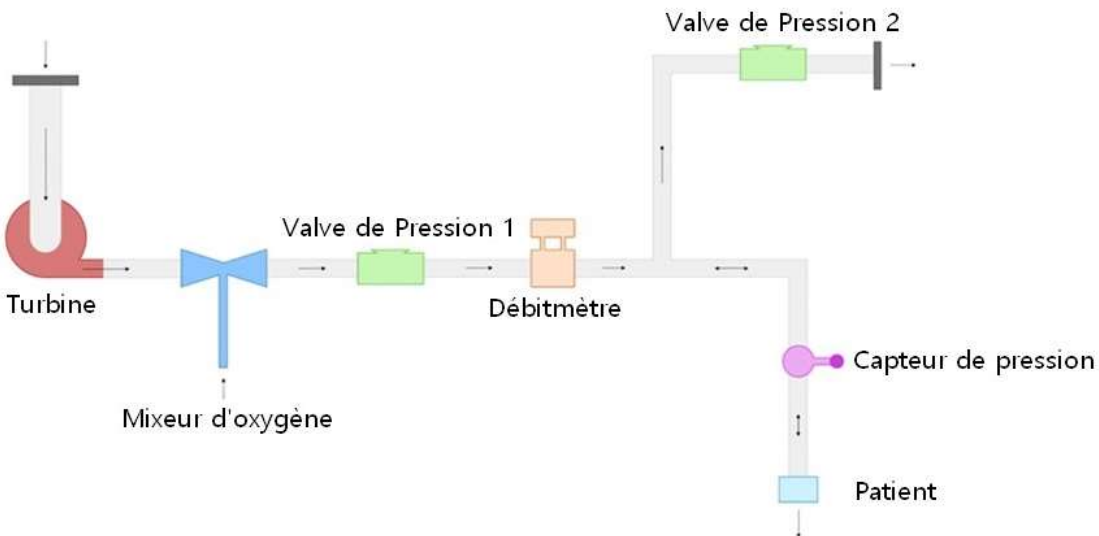
- [https://www.medisite.fr/files/styles/pano\\_xxxl/public/images/article/7/7/5/3582577/4938024-inline.jpg?itok=6Hxq5jPs](https://www.medisite.fr/files/styles/pano_xxxl/public/images/article/7/7/5/3582577/4938024-inline.jpg?itok=6Hxq5jPs)
- <https://www.meteo-covid.com/graphique-reanimation-covid-et-soins-critiques>

## PRÉSENTATION DU SYSTÈME : LE PROJET MAKAIR

- Open Source ;
- + 250 bénévoles dont notre contact Moneyron Gabriel ;
- Facilement transportable ;
- Faible coût ;
- Faire face au manque de respirateurs suite au Covid-19.



# PRÉSENTATION DU SYSTÈME : SON FONCTIONNEMENT

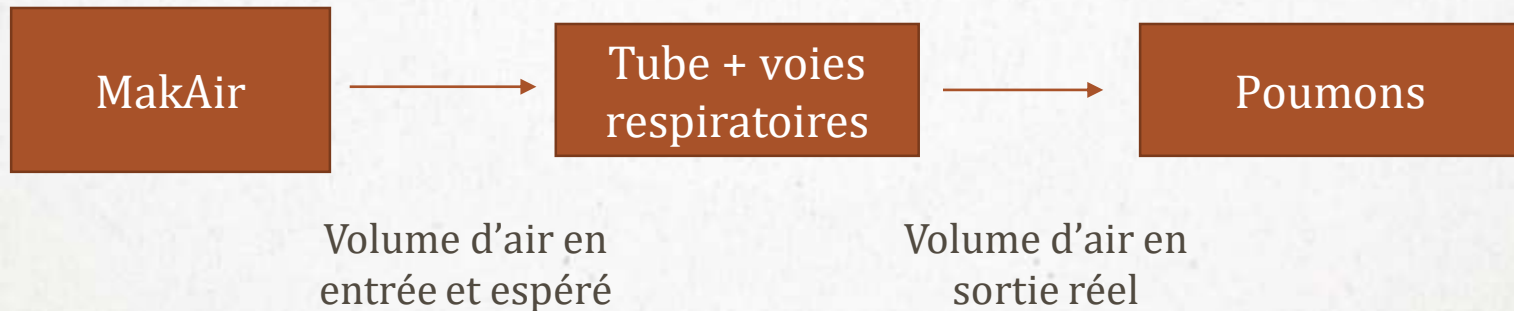


## DIFFICULTÉ RENCONTRÉE :

Ventilation en pression : détermine la pression qui doit être appliquée dans les poumons du patient

└─→ volume d'air non contrôlé

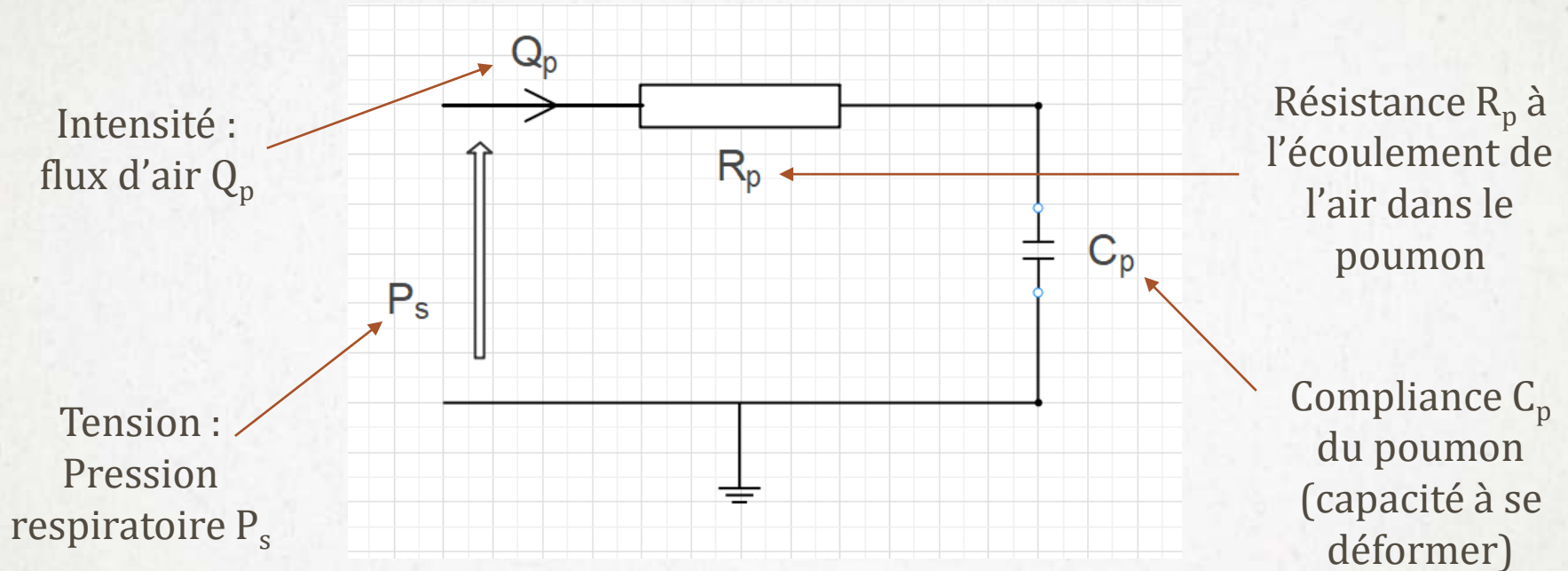
Schéma de principe du système à asservir :





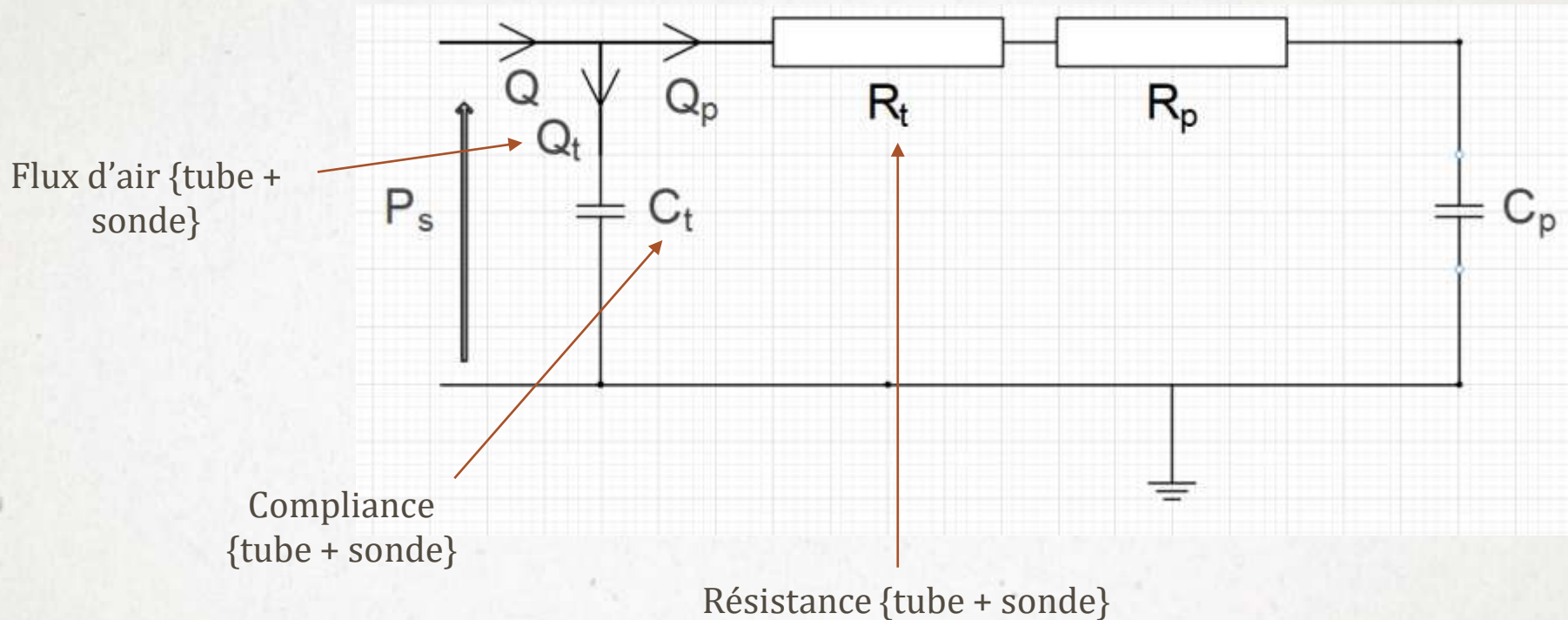
## MODÉLISATION ÉLECTRIQUE D'UN PATIENT

Analogie électrique – mécanique :



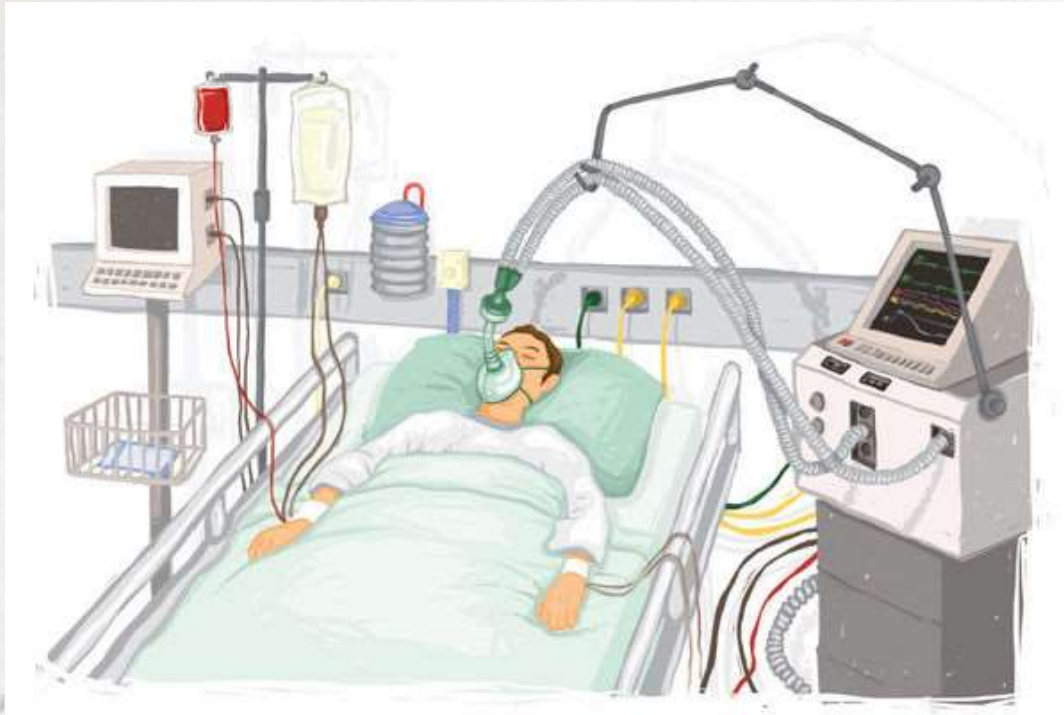
$$Q_p = \frac{C_p P_s p}{1 + C_p R_p p}$$

## MODÉLISATION ÉLECTRIQUE {PATIENT + SONDE + TUBE}



$$Q = \frac{P_s p \left( C_t + C_p + p C_t C_p (R_t + R_p) \right)}{1 + p C_p (R_t + R_p)}$$

Étant en série, peut-on réellement négliger  $R_t$  devant  $R_p$  ?



# PROBLÉMATIQUE

**EST-IL POSSIBLE DE NÉGLIGER LA RÉSISTANCE  
DU TUBE ENDOTRACHÉAL CHEZ UN PATIENT ?**

## SOMMAIRE :

### I - INTRODUCTION

### II - APPROCHE THÉORIQUE :

- Modélisation des voies respiratoires d'un patient
- Calcul de la résistance associée
- Comparaison avec celle du tube endotrachéal

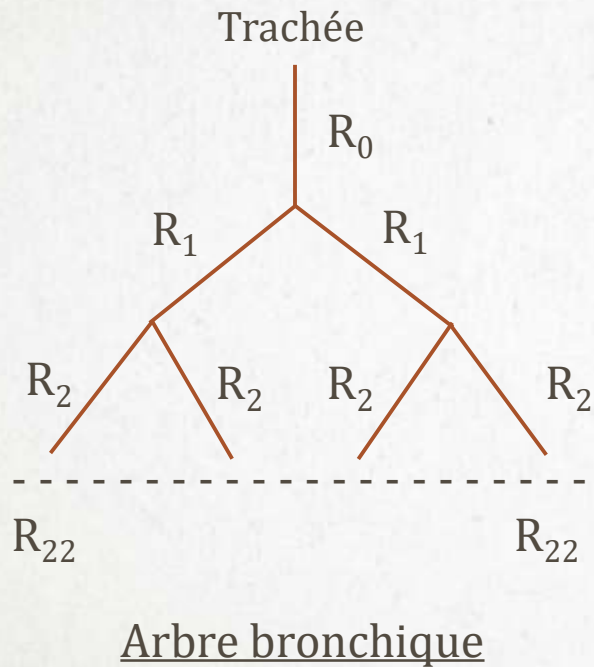
### III - APPROCHE EXPÉRIMENTALE

- Résistance du tube endotrachéal
- Résistance d'un individu

### IV - ANALYSE DES ÉCARTS /CONCLUSION



# MODÉLISATION DU SYSTÈME RESPIRATOIRE D'UN INDIVIDU



Hypothèses :

- A chaque génération la résistance de chaque branche est égale ;
- Toute bronche d'une même génération dispose des mêmes caractéristiques géométriques.

Pour les 23 générations :

$$r_g = \sum_{i=0}^{22} \frac{r_i}{2^i}$$

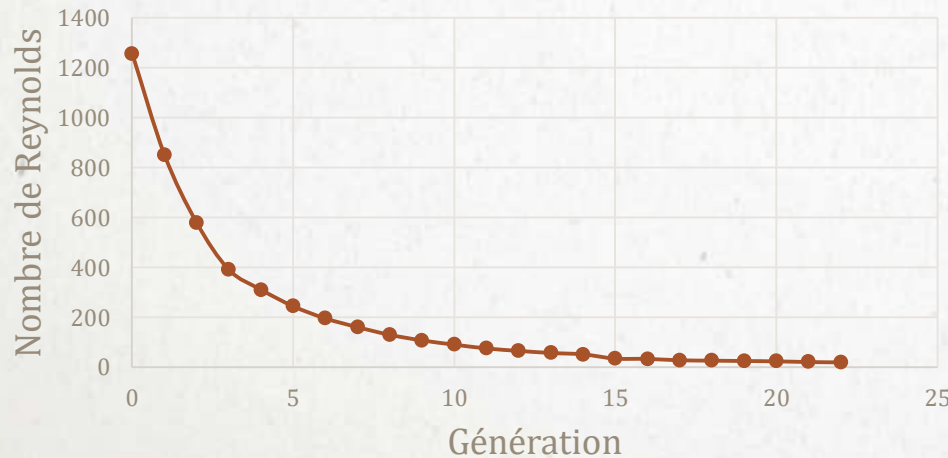
# CALCUL DE LA RÉSISTANCE DE L'ARBRE BRONCHIQUE

Nombre de Reynolds dans chaque génération de l'arbre bronchique :

$$R_e = \frac{\rho v D}{\eta}$$

- $\rho$  la masse volumique de l'air supposée constante
- $v$  la vitesse de l'air  $\approx 1 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  en entrée de la trachée
- $\eta$  la viscosité de l'air  $\approx 1,9 \cdot 10^{-5} \text{ Pa} \cdot \text{s}$
- $D$  le diamètre de la trachée  $\approx 18 \cdot 10^{-3} \text{ m}$

Nb Reynolds (majoré)



Résistance écoulement  
de Poiseuille :

$$r_h = \frac{8\eta L}{\pi R^4}$$



Résistance arbre  
respiratoire :

$$r_g = \frac{8\eta}{\pi} \sum_{i=1}^{22} \frac{L_i}{2^i R_i^4}$$

Génération n	Longueur (mm)	Rayon (mm)
0	94	9
1	40,5	6,1
2	10,8	4,15
3	9,18	2,8
4	7,8	2,225
5	6,6	1,75
6	5,6	1,4
7	4,8	1,15
8	4,1	0,93
9	3,5	0,77
10	2,9	0,65
11	2,5	0,54
12	2,1	0,47
13	1,8	0,41
14	1,5	0,37
15	1,4	0,25
16	1,33	0,24
17	1,2	0,2
18	0,93	0,19
19	0,83	0,18
20	0,7	0,17
21	0,7	0,15
22	0,7	0,14

\* (1 cmH<sub>2</sub>O = 98 Pa)

- Avec ces valeurs :

Adulte	
Résistance (cmH <sub>2</sub> O · s · L <sup>-1</sup> )*	0,12

- Extrapolation pour la géométrie des voies d'un enfant :

Pour un adulte, on avait :  $\frac{R_{tube}}{L_{tube}} \sim 0,2$

$$R_{tube,adulte} \approx 3R_{tube,nouveau-né}$$

$$R_{tube,adulte} \approx 2R_{tube,enfant}$$

	Nouveau-né	Enfant
Longueur trachée (mm)	33	60
Rayon trachée (mm)	3,4	5,3
Longueur bronche souche (mm)	25	35
Rayon bronche souche (mm)	2,1	3,4

## CALCUL DE LA RÉSISTANCE DE {TUBE + SONDE}

Mise en série de ces 2 résistances sous les mêmes hypothèses que pour l'arbre bronchique :

$$r'_g = r_{sonde} + r_{tube}$$

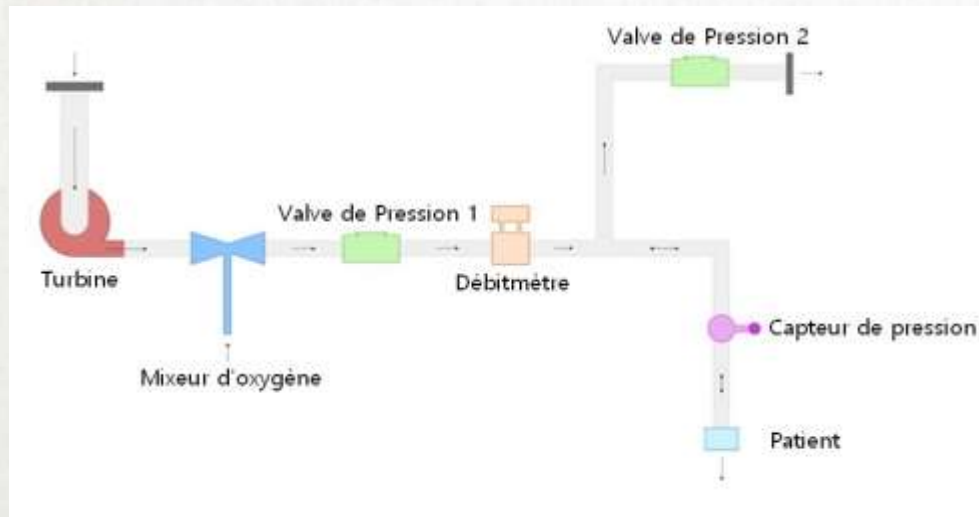
	Nouveau-né	Enfant	Adulte
Résistance {tube + sonde} ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	9,84	5,13	0,3 – 0,65
Résistance arbre ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	7,9	2,6	0,13
Rapport {tube + sonde}/arbre	1,2	2,0	2,3 - 5

- Résistance du tube loin d'être négligeable puisque majoritaire.
- Critique du modèle :
  - Tenir compte de l'élastance pulmonaire, variation de viscosité entre  $T_{\text{ambient}}$  et  $T_{\text{corps}}$  ;
  - $R_e \gg 1$ . Effets inertiels dus au déplacement du fluide ;
  - Modélisation symétrique du poumon. Fréquent d'avoir un poumon gauche plus petit que le droit ;
  - Masse volumique de l'air variable.

# DÉTERMINATION EXPÉRIMENTALE DE LA RÉSISTANCE

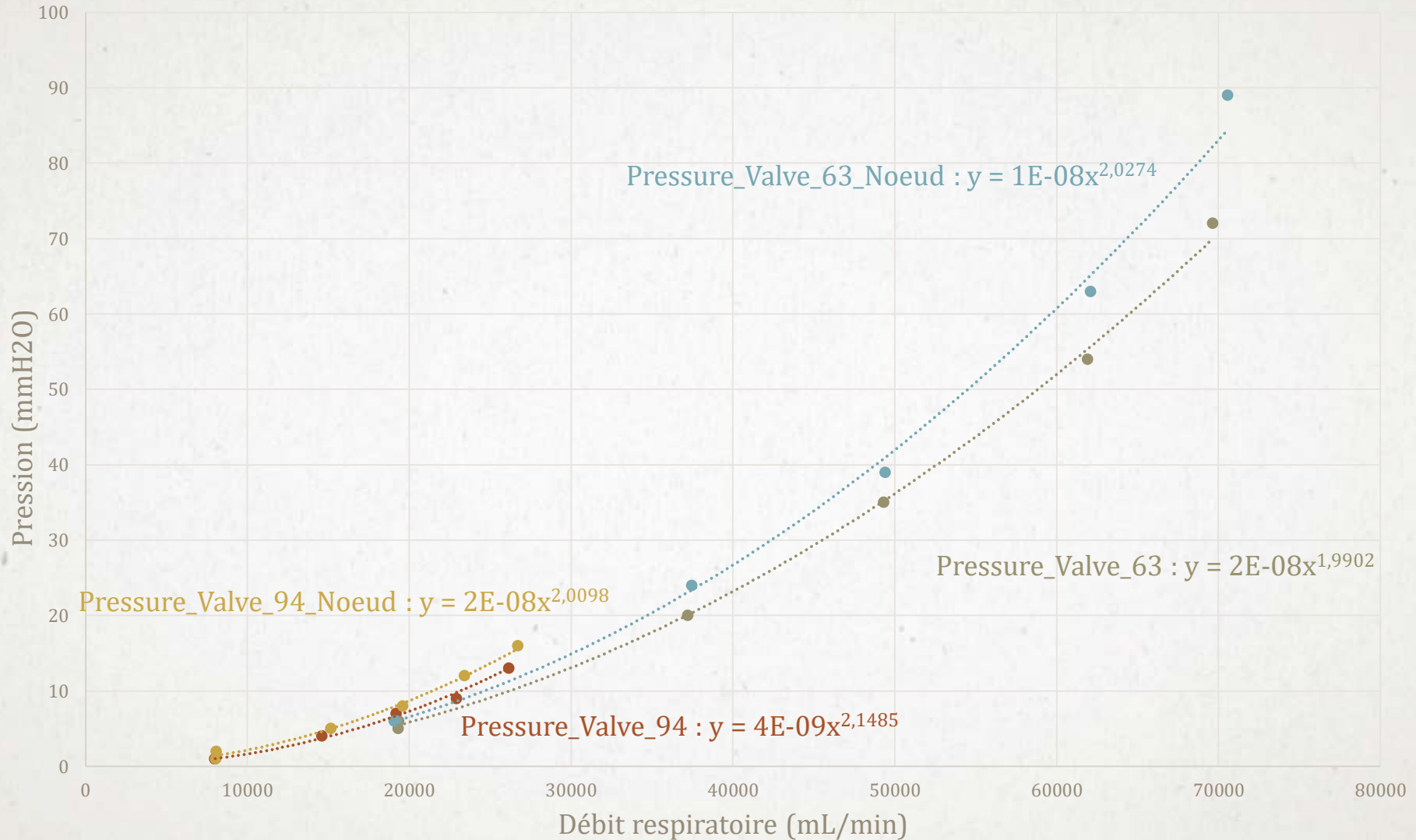
Objectifs :

- Tracer expérimentalement Pression(Débit) => résistance {tube + sonde} ;
- Déterminer la résistance de l'individu (poumon artificiel) grâce à l'interface MakAir.



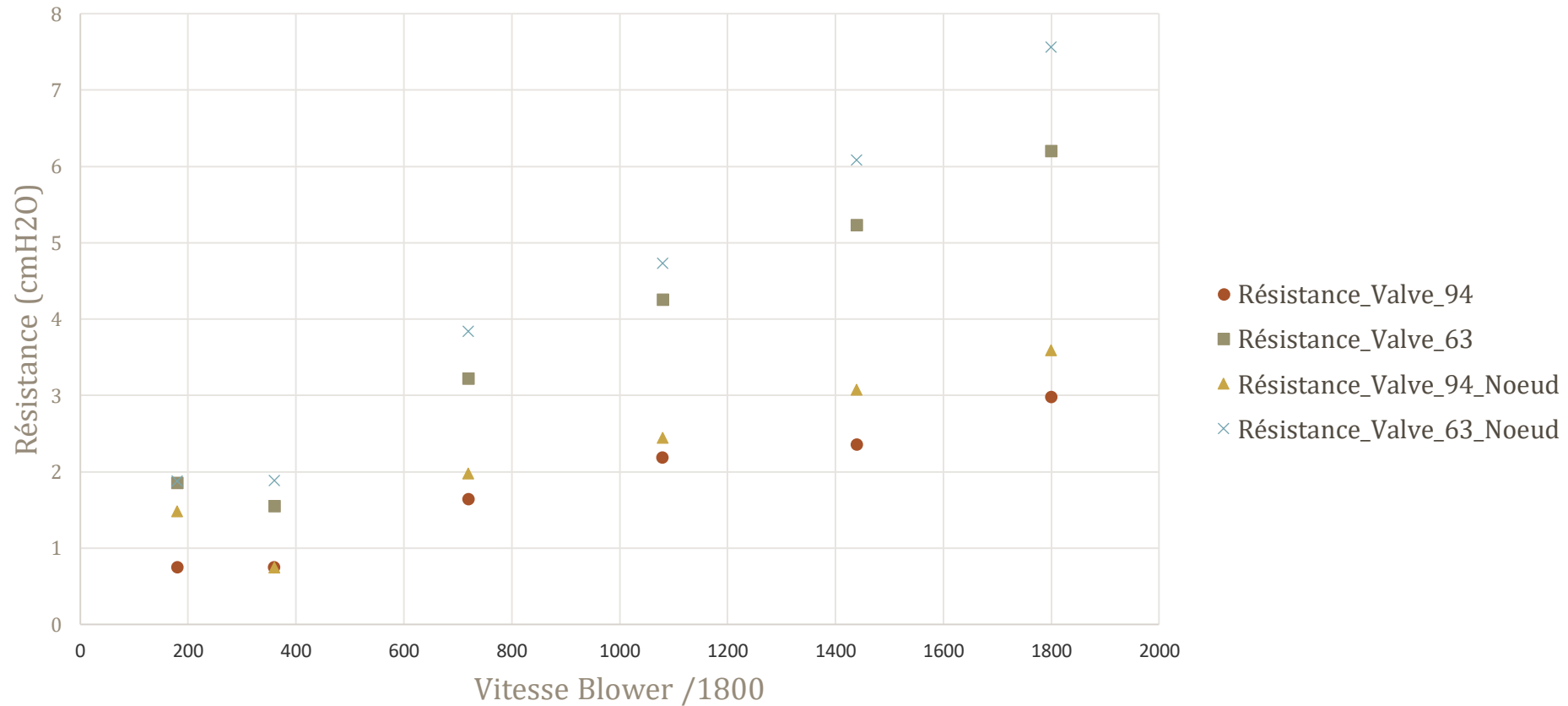


## Tracé de la pression en fonction du débit respiratoire



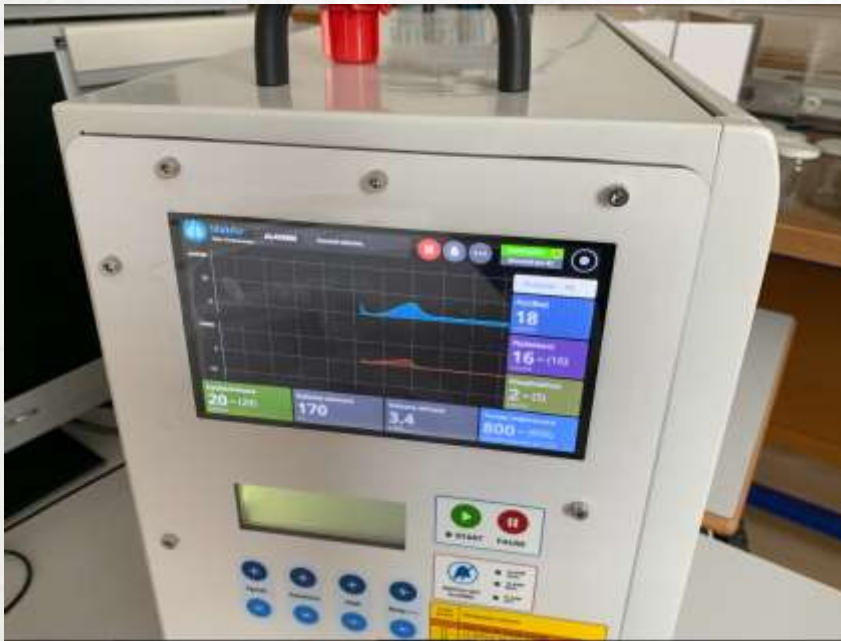
# DÉTERMINATION EXPÉRIMENTALE DE LA RÉSISTANCE

Résistance {Tube + Sonde} en fonction de la vitesse du blower



## RÉSISTANCE DE L'INDIVIDU

Donnée par : 
$$R = \frac{P_{peak} - P_{plat}}{D_v}$$



## COMPARAISON THÉORIQUE / RÉEL

Rappel valeurs théoriques :

	Nouveau-né	Enfant	Adulte
Résistance {tube + sonde} ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	9,84	5,13	0,3 – 0,65
Résistance arbre ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	7,9	2,6	0,13
Rapport {tube + sonde}/arbre	1,2	2,0	2,3 - 5

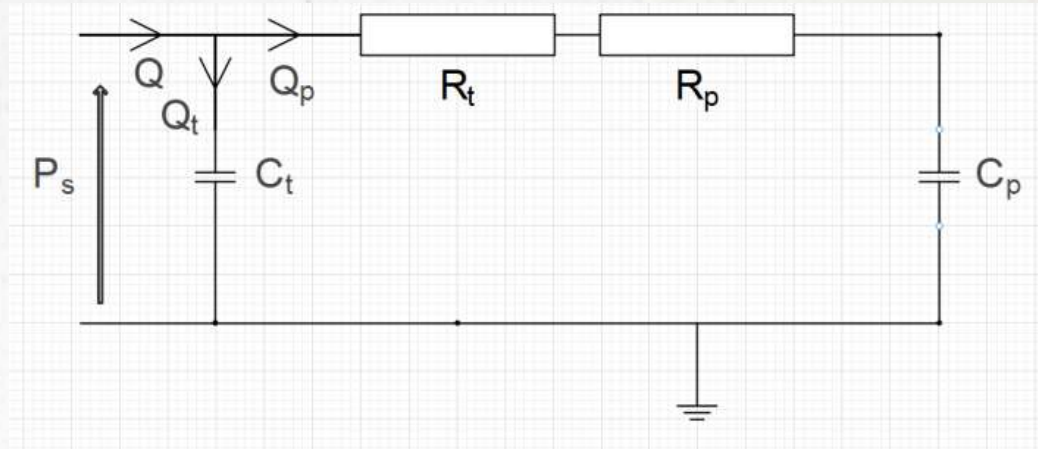
Valeurs expérimentales (sur un poumon artificiel) :

	Adulte
Résistance {tube + sonde } ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	0,75 - 8
Résistance arbre ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	6 - 18
Rapport {tube + sonde} /arbre	0,04 – 1,23

## CONCLUSION

	Adulte
Résistance {tube + sonde} ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	0,75 - 8
Résistance arbre ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	6 - 18
Rapport {tube + sonde}/arbre	0,04 – 1,23

	Nouveau-né	Enfant	Adulte
Résistance {tube + sonde} ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	9,84	5,13	0,3 – 0,65
Résistance arbre ( $\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ )	7,9	2,6	0,13

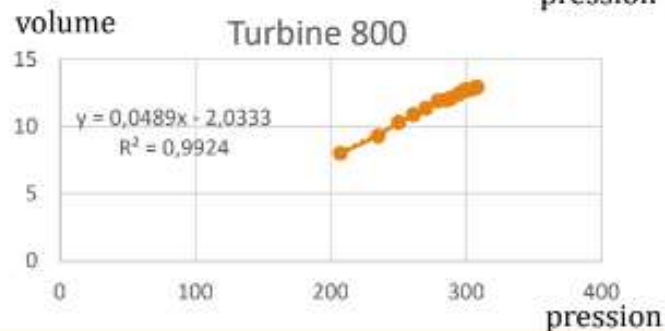
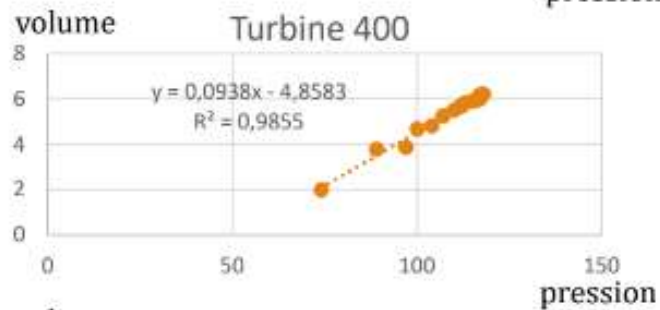
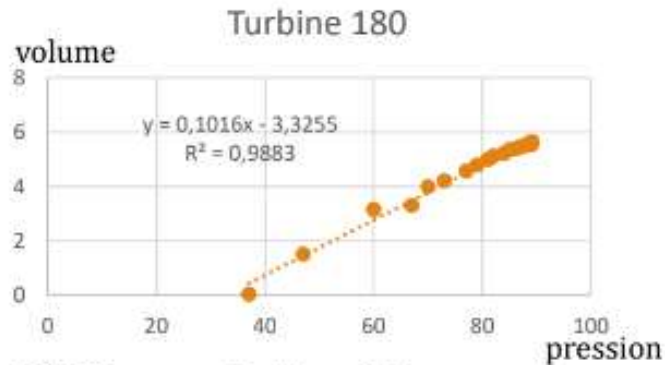




MERCI

# COMPLIANCE DU TUBE : DÉBIT

- Expérience :
- Fermeture de la valve de sortie
  - Envoi d'un débit d'air constant
  - Mesure du volume et de la pression



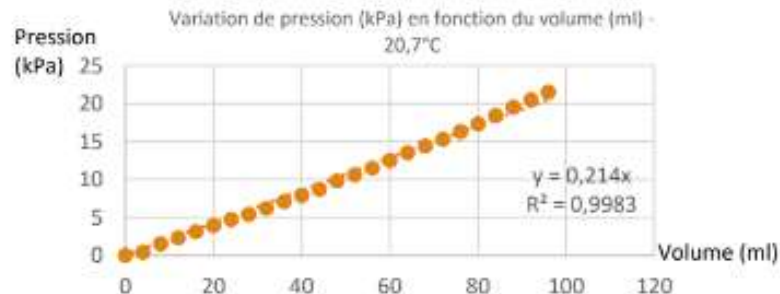
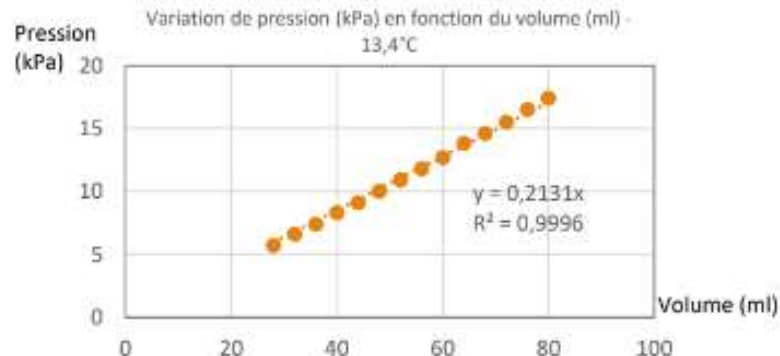
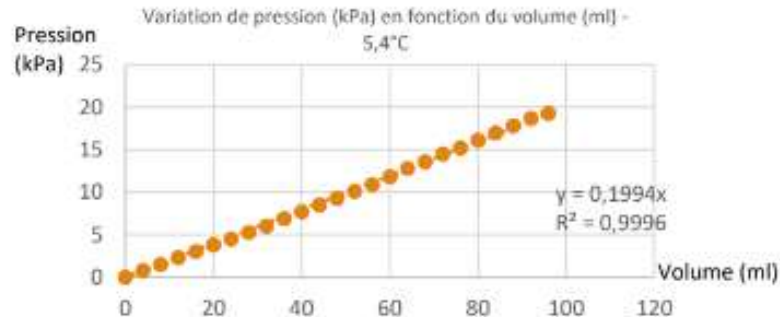
Détermination de la variation de volume en fonction de la pression

1 cmH2O = 98 Pa

Etat de la turbine (débit)	Dérivé du volume en fonction de la pression (ml/cmH2O)
180	0,10
200	0,094
360	0,095
400	0,094
500	0,096
720	0,062
800	0,049
1080	0,031



# MESURE DE LA COMPLIANCE DU TUBE : TEMPÉRATURE



Expérience pour un tube standard :

- A différentes températures
- Envoi d'un volume dans le tuyau de manière quasi-statique
- Mesure de la pression et du volume



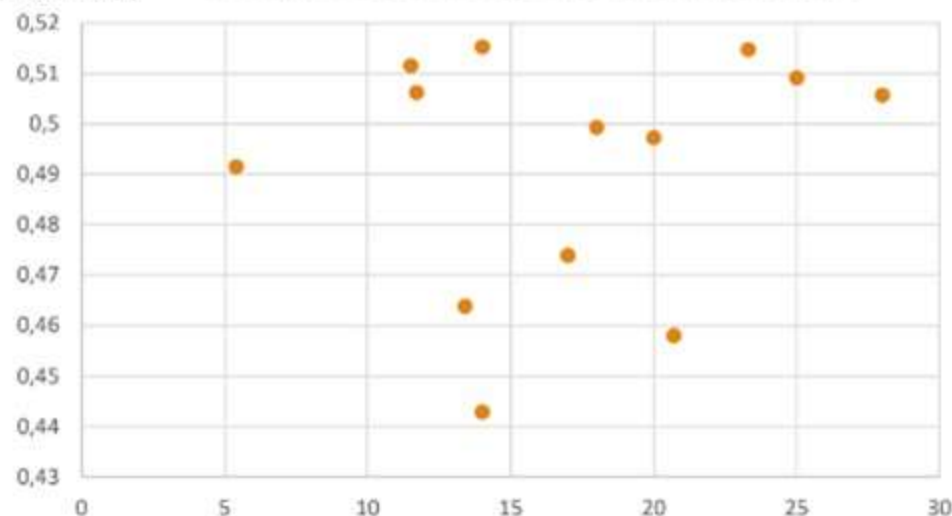
Variation de la température  
négligeable sur la plage de  
température étudiée

Variation constatée des valeurs  
sûrement due à une incertitude  
sur les mesures

Degrés (°C)	Compliance (ml/cmH20)
5,4	0,49147442
11,5	0,51148225
11,7	0,50619835
3,4	0,4637736
14	0,44283778
14	0,51524711
17	0,47388781
18	0,49923586
20	0,49720954
20,7	0,45794393
23,3	0,51470588
25	0,50909091
28	0,50567595

Compliance  
(ml/cmH20)

Compliance en fonction de la température



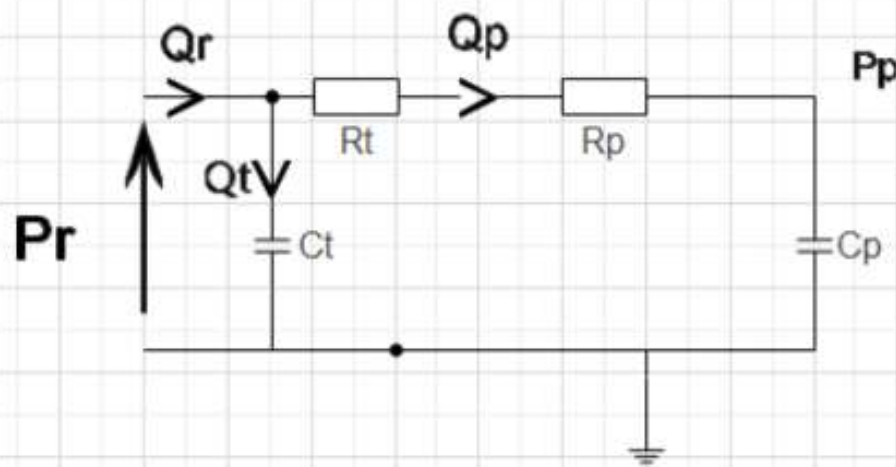
Température °C

Valeur de la compliance du tube (ml/cmH20)

Plage	[0,44283778 ; 0,51524711]
Moyenne	0,49144334
Ecart type	0,02396792

# IMPACT DE LA COMPLIANCE DU TUBE

Modèle représentant le patient et le tube



Le tube implique un écart relatif de débit négligeable sauf pour les nourrissons

Le débit entrant dans les poumons

$$Qp = \frac{Cp}{Cp + Ct} * \frac{1}{1 + s * \tau} * Qr$$

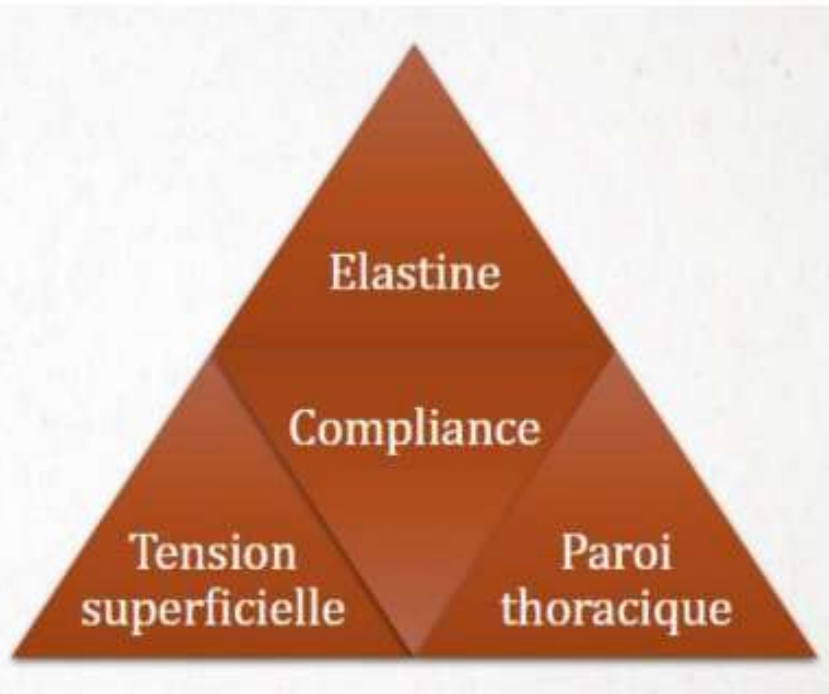
$$\tau = \frac{R * Ct * Cp}{Cp + Ct}$$

Type de patient	Compliance pulmonaire (Cp) (ml/cmH2O)	Résistance du tube et poumon (R) ( cmH20/(L.s <sup>^</sup> (-1)))	Valeur de $\tau$ (s)	Ecart relatif $\frac{Qr - Qp}{Qr}$
Adulte	[100 ; 200]	2,3	$6,9 * 10^{(-4)}$	$[2,4 ; 4,9] * 10^{(-3)}$
Enfant	[40 ; 70]	8	$2,4 * 10^{(-3)}$	$[4,3 ; 7,44] * 10^{(-3)}$
Nouveau-né	1,72	102	$2,6 * 10^{(-2)}$	0,15

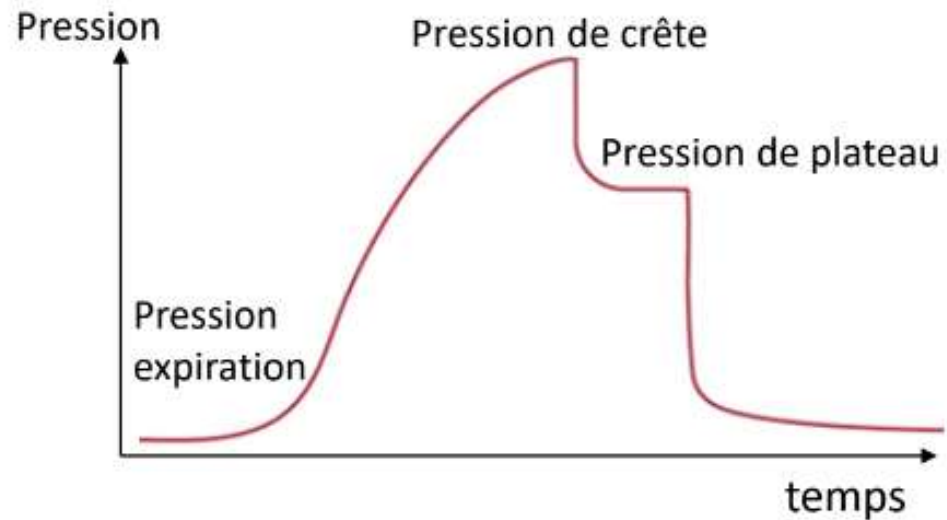


# COMPLIANCE DU POUMON

La compliance du poumon est due à divers paramètres physiologiques



Evolution temporelle de la pression d'un patient sous respiration artificielle



Calcul de la compliance dans le domaine médical

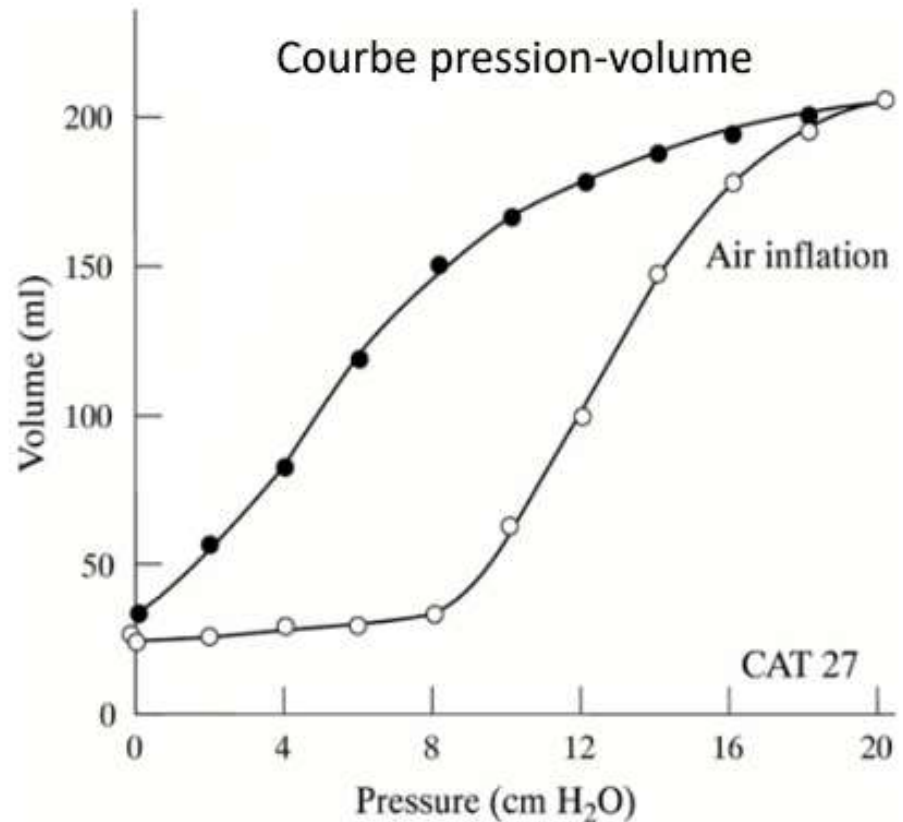
$$C = \frac{V_{\text{courant}}}{P_{\text{plateau}} - P_{\text{expiration}}}$$

## COURBE PRESSION-VOLUME

La compliance n'est pas constante  
mais dépend de la pression pulmonaire

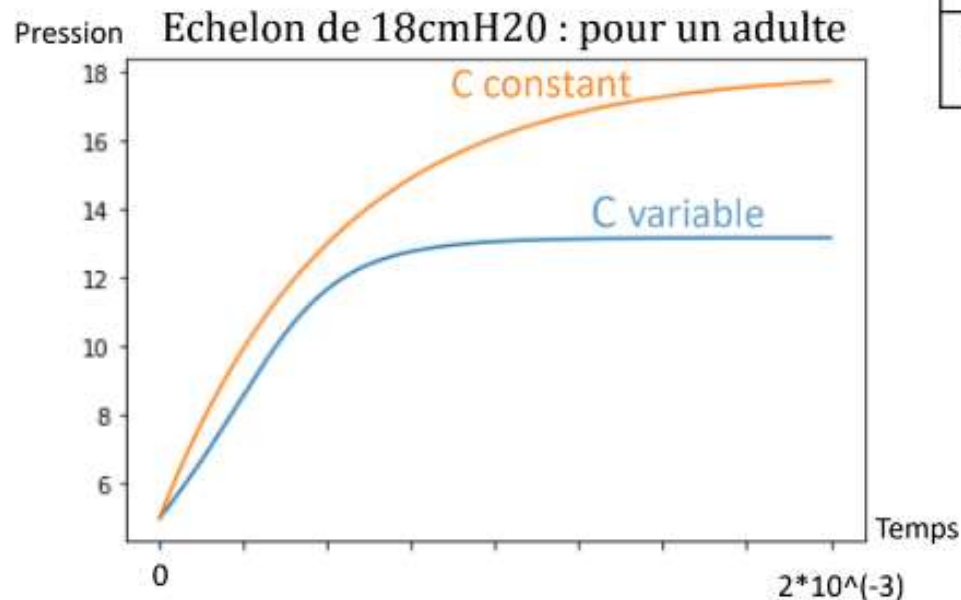
$$V = a + \frac{b}{1 + \exp(-\frac{P-c}{d})}$$
$$C = \frac{b}{d} \frac{\exp(-\frac{P-c}{d})}{(1 + \exp(-\frac{P-c}{d}))^2}$$

L'évolution du volume en fonction  
de la pression est une hystérésis



# CONCLUSION

La compliance du tube n'est pas négligeable pour les nourrissons



	Ecart relatif $\frac{Q_r - Q_p}{Q_r}$
Adulte	$[2,4 ; 4,9] * 10^{(-3)}$
Enfant	$[4,3 ; 7,44] * 10^{(-3)}$
Nouveau-né	0,15

La simulation numérique ne permet pas de donner des conclusions satisfaisantes

La non-linéarité de la compliance du poumon fait varier l'évolution de la pression pulmonaire et donc le débit pulmonaire