

*Diplôme Universitaire de Circulation Extra-Corporelle en chirurgie cardiaque et en
suppléances d'organes*

Groupe Hospitalier Bordeaux-Sud / Université de Bordeaux

Vendredi 09 Janvier 2026

Dynamique des fluides

Agnès DROCHON

I2M, UMR CNRS 5295, Talence

agnes.drochon@u-bordeaux.fr

Contenu de la présentation

- Notions de viscosité, contraintes dans un fluide, unités usuelles
- Rhéologie du sang
- Loi de Poiseuille
- Equation de Bernoulli
- Calculs de pertes de charge
- Pompes

- Eléments complémentaires éventuels:

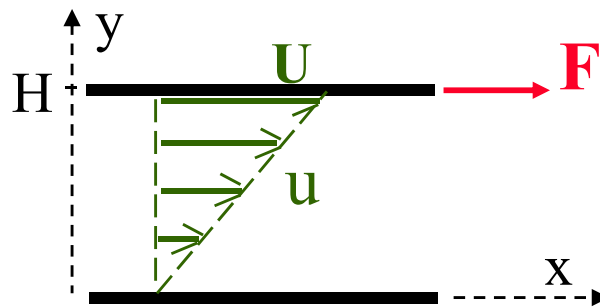
- Présentation d'un travail de recherche sur l'intérêt de la pulsatilité en CEC

A Drochon et al. « Extracorporeal circulation during on-pump cardiac surgery: an evaluation of the energy equivalent pressure index based on waveforms decomposition in harmonics », Artificial Organs , 45 (8):861-865.

Fluid mechanics: basic definitions and units (1)

Density = ρ (in kg/m^3)

Dynamic viscosity = μ (in $\text{Pa}\cdot\text{s}$). (Resistance to flow)

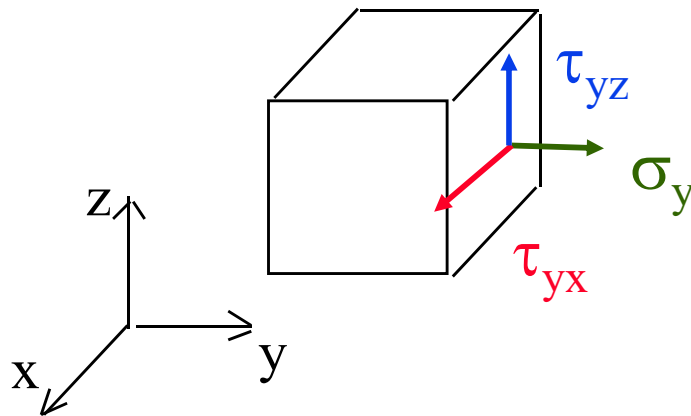


$$\tau = \mu \frac{du}{dy}$$

τ (in Pa): shear stress

du/dy = shear rate (s^{-1})

Stresses on an elementary fluid volume:



$$[\sigma_{ij}] = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{yx} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{zy} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

Fluid mechanics: basic definitions and units (2)

-Pressure SI unit = Pascal $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$ $1 \text{ mmHg} = 133,3 \text{ Pa}$

Atmospheric pressure = $P_{\text{atm.}} = 101325 \text{ Pa} = 1,01325 \text{ bar}$

Pressure = energy per volume unit = $\text{N.m} / \text{m}^3 = \text{N/m}^2 = \text{Pa}$

Power = energy per time unit = $\text{N.m} / \text{s} = \text{Joule} / \text{s} = \text{Watt}$

- Shear stress τ : $1 \text{ dyn/cm}^2 = 10^{-5} \text{ N} / 10^{-4} \text{ m}^2 = 0.1 \text{ N} / \text{m}^2 = 0.1 \text{ Pa}$

→ In the case of blood:

- if $\tau > 75 \text{ dyn/cm}^2$, leukocyte activation
- if $\tau > 100 \text{ dyn/cm}^2$, platelets activation
- if $\tau > 2000 \text{ dyn/cm}^2$, hemolysis

- Dynamic viscosity: $1 \text{ cP (centiPoise)} = 10^{-2} \text{ Poise} = 1 \text{ mPa.s} = 10^{-3} \text{ Pa.s}$

- Kinematic viscosity: $\nu = \mu / \rho$ (unit = m^2/s) ; $1 \text{ Stokes} = 1 \text{ St} = 10^{-4} \text{ m}^2/\text{s}$

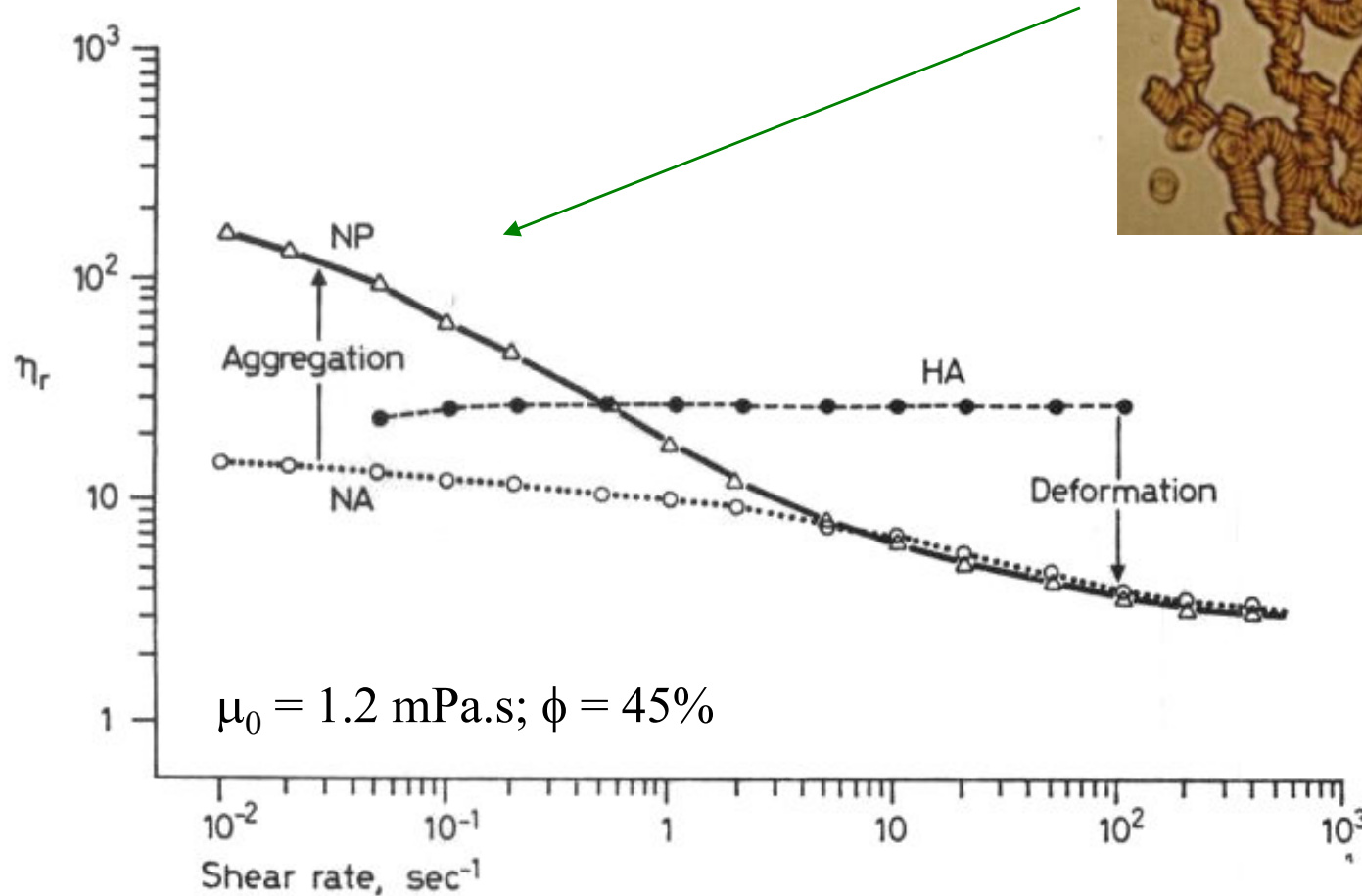
- Cannula diameter: $1 \text{ French (Fr)} = 1/3 \text{ mm}$, $1 \text{ pouce (inch)} = 2,54 \text{ cm}$

Rheology of Fluids: definitions

- **Newtonian fluid:**
Its viscosity does not depend on shear rate
 - **Shear thinning fluid:**
Its viscosity decreases when shear rate increases
 - **Yield stress fluid:**
Begins to flow only if the stress is higher than a critical value
 - **Thixotropic fluid:**
Its viscosity decreases with time, under constant shear rate.
Restructuration is possible if flow is stopped.
- Viscosity decreases when temperature increases:
Ex.: water: at 20°C: $\mu = 1 \text{ mPa.s}$; at 60°C: $\mu = 0.6 \text{ mPa.s}$

Blood viscosity

S. Chien's curve (1970)



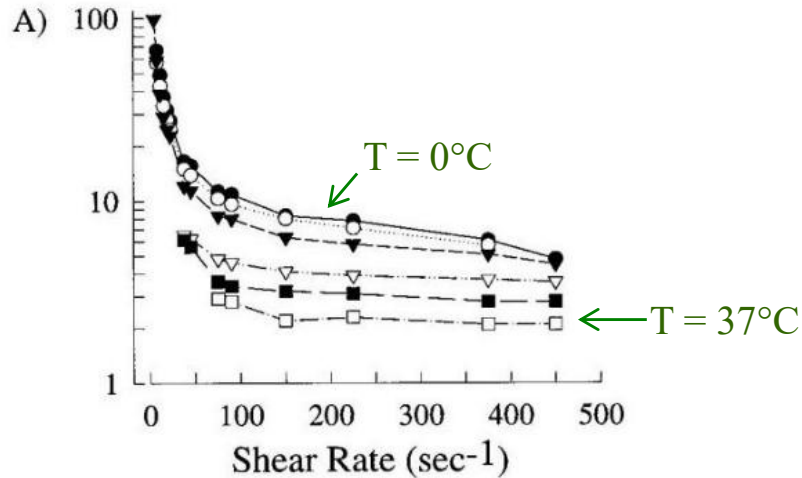
$G = 500 \text{ s}^{-1}$; $\mu_0 = 12 \text{ mPa.s}$

NP, NA: Normal RBCs in Plasma or in Albumin solution
HA: Hardened RBCs in Albumin solution

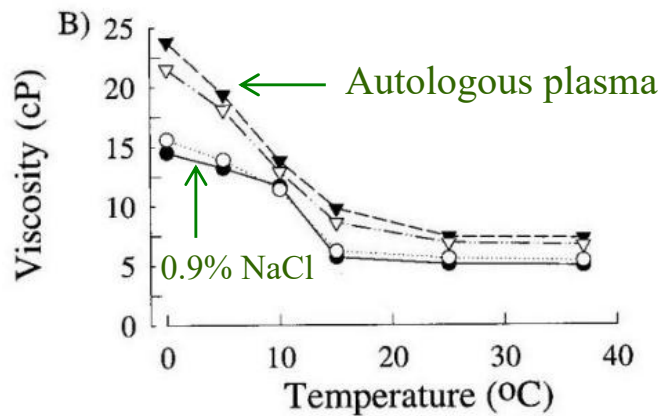
Fischer and Schmid-Schönbein, Blood Cells (3), 1977

Blood viscosity (2)

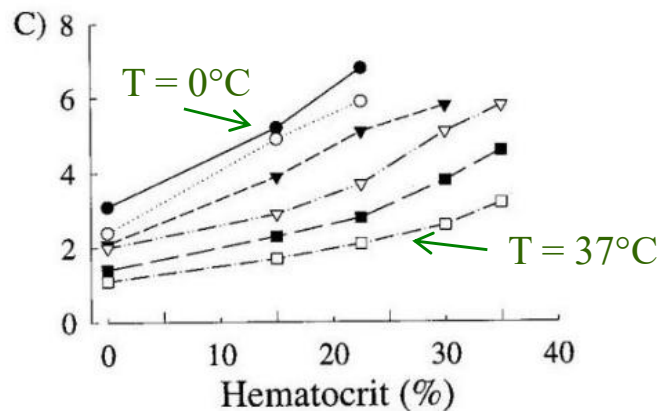
From Eckmann et al., Anesth. Analg. 2000; Vol. 91, p 539-45



A) $\Phi = 22.5\%$ (hemodilution with 5% albumin),
 $T = 0^\circ\text{C}, 5^\circ\text{C}, 10^\circ\text{C}, 15^\circ\text{C}, 25^\circ\text{C}, 37^\circ\text{C}$.



B) Fixed shear rate (45 s⁻¹) and $\phi = 22.5\%$ (hemodilution with 0.9% NaCl, 5% albumin, autologous plasma, 6% hydroxyethyl starch)



C) Hemodilution with 5% albumin, shear rate 375 s⁻¹
 $T = 0^\circ\text{C}, 5^\circ\text{C}, 10^\circ\text{C}, 15^\circ\text{C}, 25^\circ\text{C}, 37^\circ\text{C}$

Plasma viscosity depends on its concentration in large molecules such as proteins, lipids and polysaccharides.

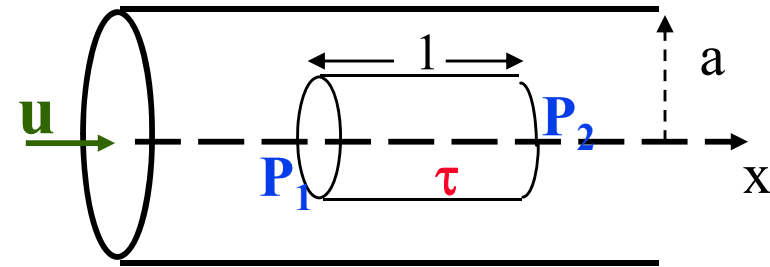
$$\mu_{\text{plasma}} \approx 1.5 \text{ mPa.s}$$

Laminar steady flow in a rigid tube – Newtonian fluid

Poiseuille law

Forces Equilibrium: $\tau 2\pi r l = -\pi r^2 \frac{dP}{dx}$

Newtonian fluid : $\tau = -\mu \frac{du}{dr}$



Velocity profile : $u = -\frac{1}{4\mu} (a^2 - r^2) \frac{dP}{dx}$

Poiseuille law:

Flow rate Q: $Q = \int_0^a u(r) 2\pi r dr \longrightarrow$

$$\Delta P = \frac{8\mu L}{\pi a^4} Q$$

Max velocity: $U_{\max} = 2 U_{\text{moy}}$

Wall shear stress: $\tau_w = \frac{4\mu}{\pi a^3} Q$

Bernoulli's equation

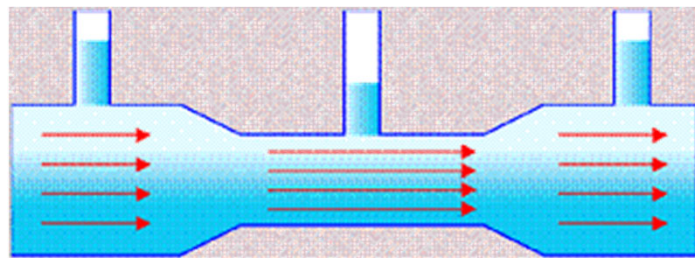
- Conservation de l'énergie mécanique totale le long d'une ligne de courant pour un fluide parfait, incompressible, en écoulement stationnaire

$$P + \rho g z + \frac{1}{2} \rho V^2 = Cste$$

P : pression statique (Pa); $\rho g z$: pression due à la pesanteur ($\frac{kg}{m^3} \cdot \frac{m}{s^2} \cdot m = \frac{Pa \cdot m \cdot s^2 \cdot m^2}{m^3 \cdot s^2} = Pa$);

$\frac{1}{2} \rho V^2$: pression dynamique (V: vitesse de l'écoulement) ($\frac{kg}{m^3} \cdot \frac{m^2}{s^2} = \frac{Pa \cdot m \cdot s^2}{m^3} \cdot \frac{m^2}{s^2} = Pa$)

- Effet Venturi :



v_1, p_1

v_2, p_2

v_3, p_3

$v_1 < v_2$
 $p_1 > p_2$

$v_2 > v_3$
 $p_2 < p_3$

→ Conservation du débit:

Si S_1 , S_2 et S_3 sont les sections transverses du tube avant le rétrécissement, au rétrécissement et après ,

$S_1 V_1 = S_2 V_2 = S_3 V_3$, avec ($V_1 = V_3$) et $V_2 > V_1$ (car $S_2 < S_1$)

→ Equ. Bernoulli le long d'une ligne de courant horizontale:

$$P_1 + \rho g z_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 = P_2 + \rho g z_2 + \frac{1}{2} \rho V_2^2 \quad \text{avec } z_1 = z_2$$

$$P_2 = P_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 - \frac{1}{2} \rho V_2^2 \quad \text{donc} \quad P_2 < P_1$$

Jet flow from an arterial cannula against the aorta wall

→ Studies from a Hirosaki University team (Japan) : experimental hydrodynamic model

Fukuda et al. (2009): « Flow velocity and turbulence in the transverse aorta of a proximally directed aortic cannulae: Hydrodynamic study in a transparent model » Ann. Thorac. Surg.

2 positions of the cannula are tested:

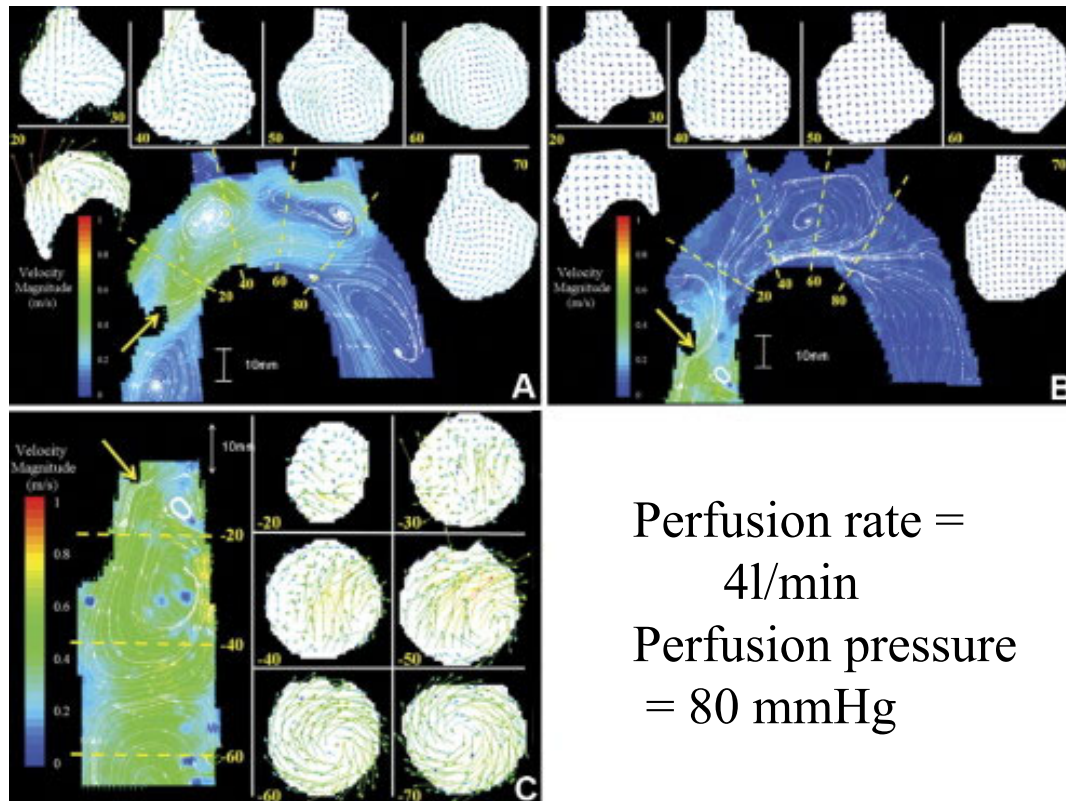
A) standard direction B) root direction

C) cross-sectional view of case B . PIV visualisation

Case B is not the solution: generates turbulent flow

Minakawa et al. (2007): « Effect of cannula shape on aortic wall and flow turbulence: hydrodynamic study during extracorporeal circulation in mock thoracic aorta» Artificial Organs

- 4 different cannulas are tested (curved end-hole cannula, dispersion cannula, select 3D cannula, soft-flow cannula)
- most harmful = the curved end-hole cannula (exit velocity 0.6 m/s)
- Importance of cannula insertion site and direction



Perfusion rate =
4l/min

Perfusion pressure
= 80 mmHg

Fukuda et al. (2007): « Breakdown of atheromatous plaque due to shear force from arterial perfusion cannula » Ann. Thorac. Surg.

Case report; dispersive arterial perfusion cannula

Bernoulli's equation for viscous fluid

- Si le fluide n'est pas parfait (fluide visqueux), il se produit une perte d'énergie au long de l'écoulement, due aux frottements. On écrit alors l'équation de Bernoulli généralisée.
Pour un écoulement stationnaire d'un fluide incompressible, d'un point A vers un point B le long d'une ligne de courant:

$$P_A + \rho g z_A + \frac{1}{2} \rho V_A^2 = P_B + \rho g z_B + \frac{1}{2} \rho V_B^2 + \Delta P_f$$

Les pertes de charge par frottement, ΔP_f , sont proportionnelles à la pression dynamique:

$$\Delta P_f = \zeta \left(\frac{1}{2} \rho V^2 \right)$$

Le coefficient ζ dépend de la nature et de la géométrie de l'écoulement

Bernoulli's equation: pressure drops

Distinguer : pertes de charge réparties et pertes de charge dues à des singularités

- Ecoulement laminaire dans une conduite cylindrique de rayon a et longueur l : $\zeta = \frac{64}{\mathcal{R}_e} \frac{l}{2a}$

où $\mathcal{R}_e$ est le nombre de Reynolds, donné par : $\mathcal{R}_e = \frac{\rho V 2a}{\mu}$

→ le nombre de Reynolds est un nombre sans dimension $[\mathcal{R}_e] = \frac{s}{m^2} \frac{m}{s} m = \text{sans unité}$

→ Cette façon d'exprimer les pertes de charge réparties est cohérente avec la loi de Poiseuille:

$$\Delta P_f = \frac{64 \mu l}{\rho V 2a} \frac{1}{2a} \frac{1}{2} \rho V^2 \quad \rightarrow \quad \Delta P_f = \frac{8 \mu l}{a^2} V \quad \rightarrow \quad \Delta P_f = \frac{8 \mu l}{a^2} \frac{Q}{\pi a^2} \quad \rightarrow \quad \Delta P_f = \frac{8 \mu l}{\pi a^4} Q$$

- Pertes de charge réparties le long d'une conduite cylindrique de rayon a et de longueur l :
Si $Q = 100 \text{ ml/min}$, $\rho = 1030 \text{ kg/m}^3$, $\mu = 2 \text{ mPa.s}$, $a = 2.5 \text{ mm}$, $l = 1 \text{ m}$, alors:

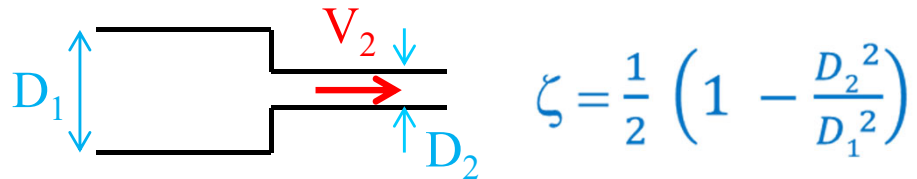
$$V_{\text{moy}} = Q / \pi a^2 = 0.085 \text{ m/s} \quad \mathcal{R}_e = \rho V_{\text{moy}} 2a / \mu = 219, \text{ régime laminaire}$$

$$\Delta P_f = (8 \mu l Q) / \pi a^4 = 217.3 \text{ Pa} = 1.63 \text{ mmHg}$$

→ Si Q est multiplié par n , chacune des quantités sera x par n

Bernoulli's equation: pressure drops due to singularities

- Rétrécissement brusque de la canalisation:



$$\Delta P_f = \zeta \frac{1}{2} \rho V_2^2$$

- Elargissement brusque de la canalisation:



$$\Delta P_f = \zeta \frac{1}{2} \rho V_1^2$$

- Rétrécissement brusque de la conduite d'un rayon $a_1 = 2.5$ mm à un rayon $a_2 = 1.5$ mm, pour un débit $Q = 100$ ml/min et $\rho = 1030$ kg/m³

$$V_2 = Q / \pi a_2^2 = 0.236 \text{ m/s} ; \zeta = 0.32 ;$$

$$\Delta P_f = 0.32 \times 0.5 \times 1030 \times (0.236^2) = 9.163 \text{ Pa} = 0.068 \text{ mmHg}$$

→ Si Q est multiplié par n , V_2 sera x par n et ΔP_f par n^2

- Elargissement brusque de la conduite d'un rayon $a_1 = 2.5$ mm à un rayon $a_2 = 3.5$ mm, pour un débit $Q = 100$ ml/min et $\rho = 1030$ kg/m³

$$V_1 = Q / \pi a_1^2 = 0.085 \text{ m/s} ; \zeta = 0.24 ;$$

$$\Delta P_f = 0.24 \times 0.5 \times 1030 \times (0.085^2) = 0.89 \text{ Pa} = 0.007 \text{ mmHg}$$

→ Si Q est multiplié par n , V_1 sera x par n et ΔP_f par n^2

Cannula pressure drop (1)

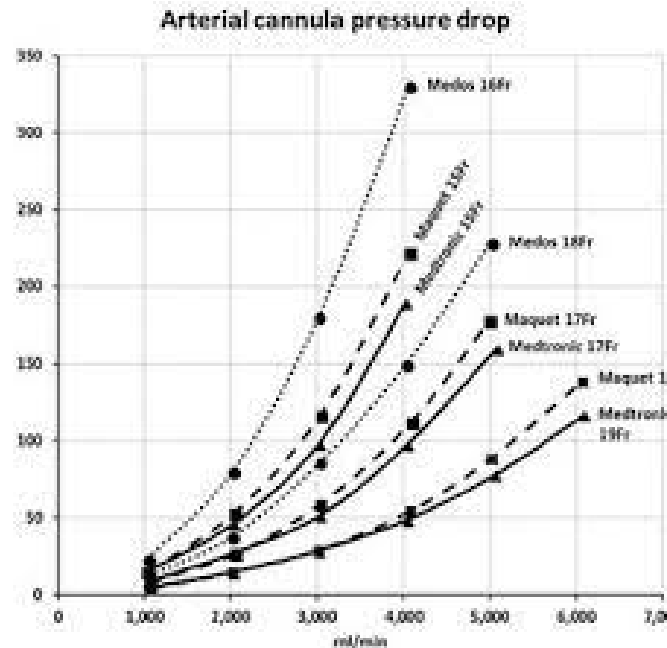
Experimental measurements from A. Ünder (2020):

« Evidence based translational research approach may help to select the best femoral arterial cannula for adolescent/adult extracorporeal life support population » *Perfusion*

8 cannulas, with different **diameters** and **tip lengths**

Human packed red cells, Ht = 35%; flow rate 1l/min to 6l/min

Pressure drop in mmHg

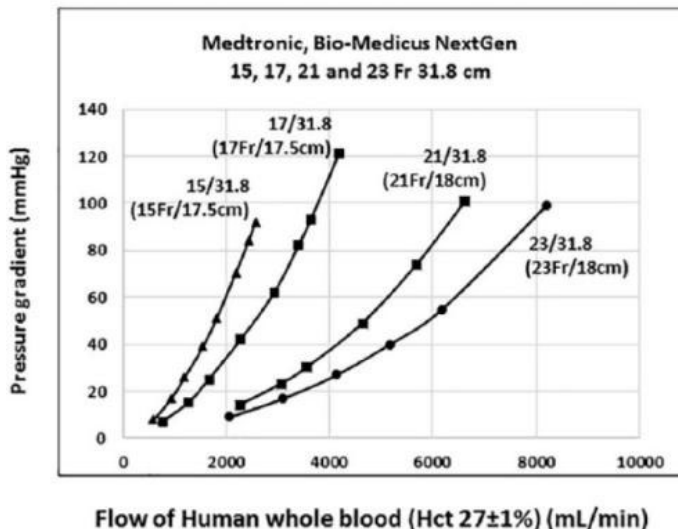
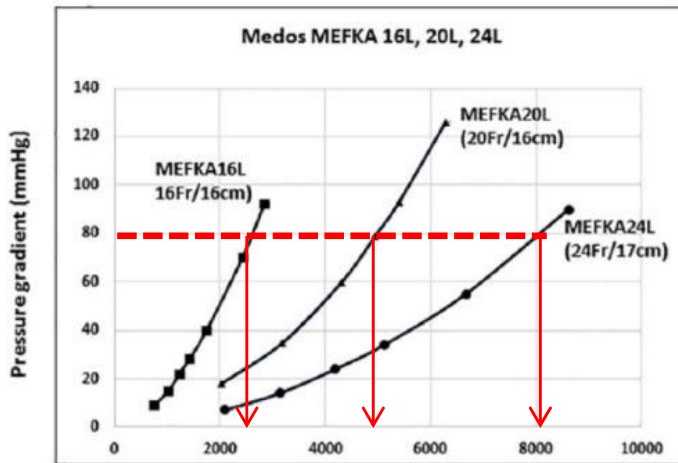
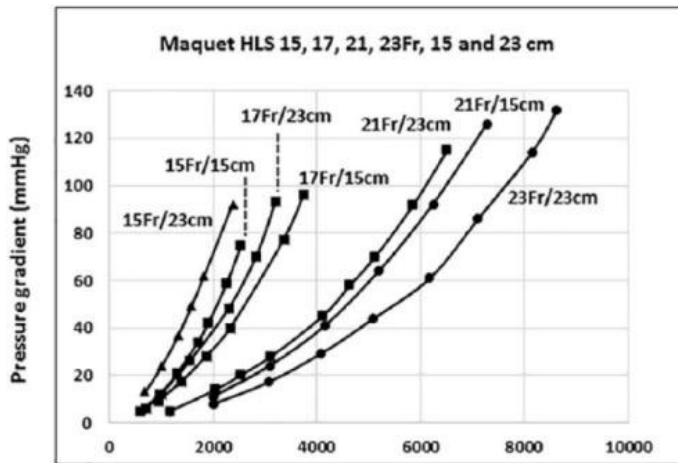


→ Recommend to use cannulas that yield the lowest pressure drop curves

Cannula pressure drop (2)

Experimental measurements from Broman et al. (2019):
 « Pressure and flow properties of cannulae for extracorporeal membrane oxygenation I: return (arterial) cannulae » *Perfusion*

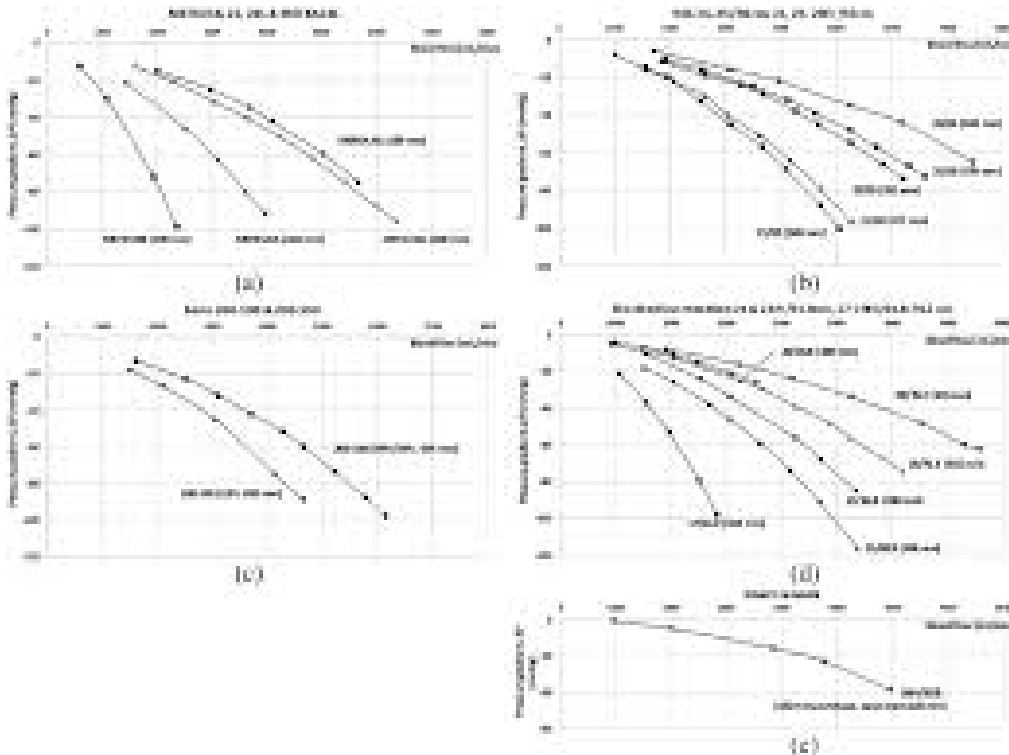
- 14 cannulae from 3 manufacturers are tested :
 15 Fr < size < 24 Fr
 15 cm < insertion length < 23 cm
- whole blood (Ht = 27%) is used:
 $\mu = f(\text{flow rate and cannula size})$
 (calibration tests made by manufacturers use water as circulating medium)
- red lines: flow at ΔP 80 mmHg for the Medos cannula
- turbulence may appear if
 flow rate increases and/or cannula diameter decreases



Cannula pressure drop (3)

Experimental measurements from Broman et al. (2019):

« Pressure and flow properties of cannulae for extracorporeal membrane oxygenation II: drainage (venous) cannulae » *Perfusion*



→ 18 cannulae from 5 manufacturers are tested :

17 Fr < size < 29 Fr

18 cm < insertion length < 63 cm

→ whole blood (Ht = 27%) is used:
 $\mu = f(\text{flow rate and cannula size})$

→ Higher shear rates and increased negative pressures enhance the risk of cavitation and formation of microbubbles in the pump as well as the risk of hemolysis possibly resulting in increased inflammation and coagulation activation

→ Each cannula would have an optimal flow range: below the transition to turbulence but high enough to keep blood viscosity low

→ Femoral cannulae: larger diameter would maximize volume flow; but the larger the diameter, the greater the risk of cannula-related complications including venous obstruction, leg edema and deep venous thrombosis

→ Limitation of the study: different haematocrits should be tested

Pressure drop in turbulent flow

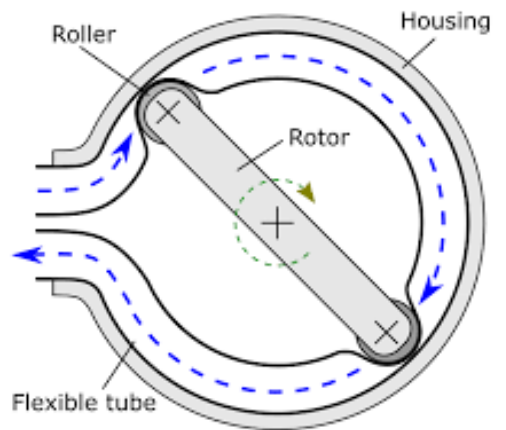
→ Laminar to turbulent flow transition: $\mathcal{R}_e < 2300$

→ Pressure drop coefficients ζ are no more given by exact formulas, but by empirical laws

For example, the Blasius correlation: $\zeta = \frac{0.316}{Re^{0.25}}$

Les principales pompes utilisées pour les fluides biologiques (1)

- **Pompe péristaltique:** le fluide contenu dans un tube est écrasé périodiquement par des galets entraînés par un rotor; un certain volume de fluide est chassé à chaque passage d'un galet



Conventional roller pump with complete tube occlusion in the areas of the rollers

<https://www.ifte.de/>

- **Pompe volumétrique:**
qui éjecte un volume contrôlé de fluide

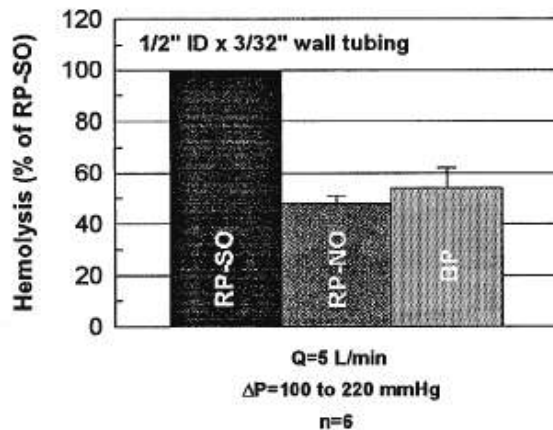
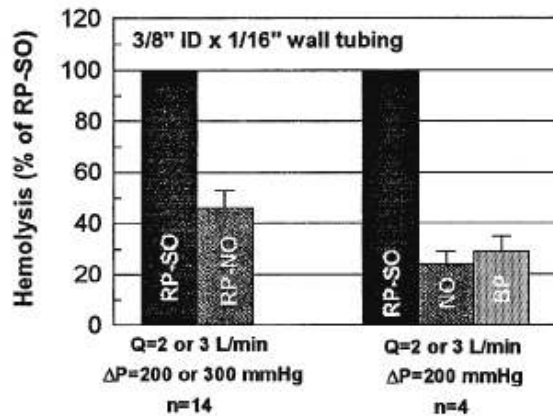
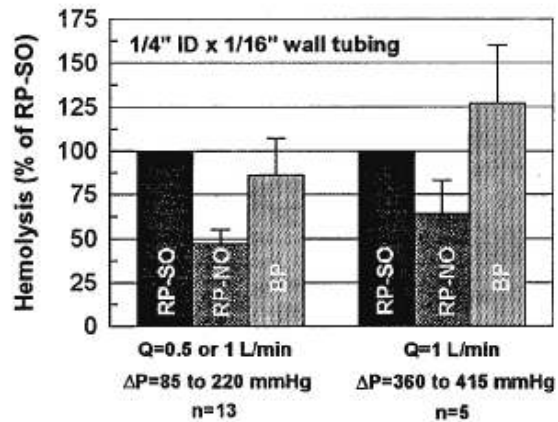
- * le **caractère pulsé du flux** diminue si:
 - le diamètre du rotor augmente,
 - la vitesse de rotation du rotor augmente
 - le nombre de galets augmente.

- * le **débit délivré** dépend :
 - du nombre de galets,
 - de la vitesse de rotation du rotor
 - du diamètre de la tubulure
 - de l'épaisseur de sa paroi
 - de son degré d'écrasement

→ importance de la **souplesse du matériau** de la tubulure:
souplesse silicone < PVC < Tygon

* Peu ou pas dépendante de pré-charge et post-charge

* **Pbs éventuels associés:** hémolyse



Tamari et al (1997) « *A dynamic method for setting roller pumps nonocclusively reduces hemolysis and predicts retrograde flow* » ASAIO Journal

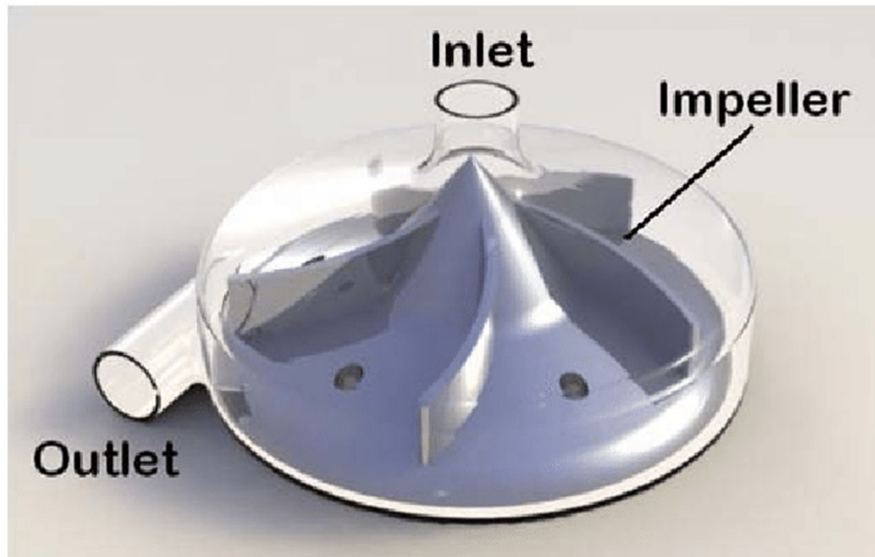
Hemolysis study comparing a roller pump with standard occlusion (RP-SO), a roller pump set nonocclusively (RP-NO), and a BioMedicus centrifugal pump (BP). Index of hemolysis expressed as a percentage of the hemolysis for the RP-SO

All data for the 3 tubing sizes combined (covering flows from 0.5 to 5 l/min and ΔP from 85 to 415 mmHg), the IH of RP-NO is the lowest (61 ± 8), compared to BP (106 ± 17) and RP-SO (156 ± 19)

→ Other results of this paper:
calibrations of flow rate (l/min) versus pump speed (rpm)
and/or tubing sizes, tubing material

Les principales pompes utilisées pour les fluides biologiques (2)

- **Pompe centrifuge**: la rotation d'une roue à aubes crée l'aspiration axiale du fluide et le refoulement tangentiel



Kafagy et al. (2013) *Trends in Biomat. Artif. Organs* 27(3), p124-130.

L'écoulement n'est pas pulsé.
Possibilité d'atteindre des débits et pressions physiologiques (5l/min, 100 mmHg)
 ω_{rotor} de 2000 à 4000 tours /min

- * Peut être entraînée par électro-aimant
- * Dépendante de pré-charge et post-charge

Han et al. (2022) « Computational fluid dynamics analysis and experimental hemolytic performance of three clinical centrifugal blood pumps: Revolution, Rotaflow and CentriMag »
Medicine in Novel Technology and Devices

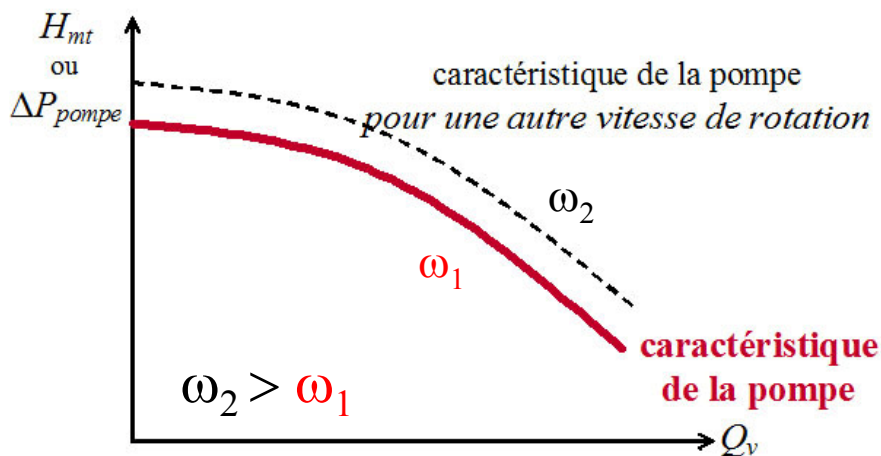
Pumps' flow characteristics, shear stresses, hemolysis in clinically relevant conditions (5l/min and pump pressure head 350 mmHg)
In vitro experiments compared to CFD results

Conclusion: CentriMag pump has the smallest areas and volumes of non-physiological WSS (wall shear stress) and the smallest hemolysis index

→ Other factor influencing hemolysis: blood will pass through the pump many times

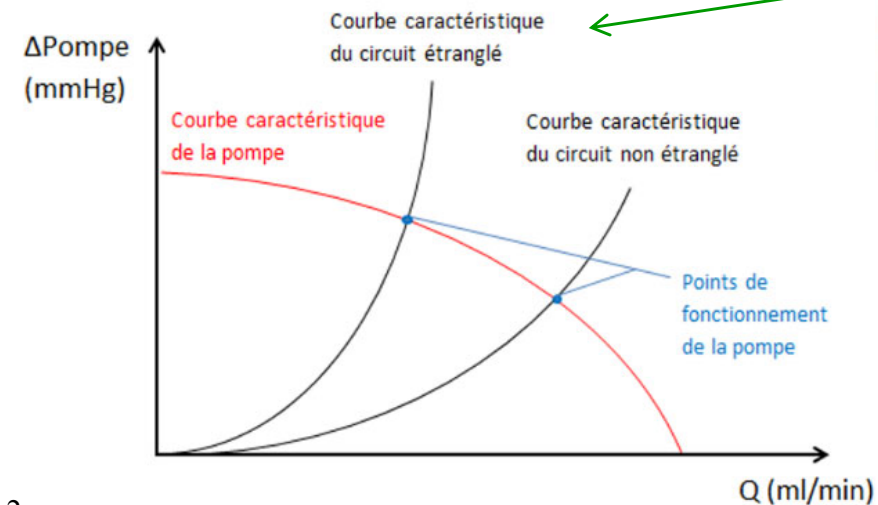
Notions sur le fonctionnement des pompes centrifuges

- La pompe augmente la **pression** totale du fluide d'une valeur ΔP_m , appelée « **charge de la pompe** »
- La pompe fournit une **puissance hydraulique** $\mathcal{P}_{hyd} = Q \times \Delta P_m$. Elle transforme de l'énergie mécanique en énergie hydraulique, selon un rendement η ($\mathcal{P}_{hyd} = \eta \mathcal{P}_{méca}$)
- La charge ΔP_m délivrée par une pompe centrifuge dépend du débit Q qui la traverse et de la vitesse de rotation ω du rotor.



https://sites.cnam.fr/industries-de-procedes/ressources-pedagogiques-ouvertes/hydraulique/co/3grain_caractPompesCentrif.html

- Influence de la **résistance hydraulique du circuit**



- Les pertes de charge dans le circuit varient comme Q^2
- Si on augmente la $\mathcal{R}_{hyd}$ du circuit, on décale sa courbe caractéristique vers des débits plus faibles associés à des pressions plus élevées

Le risque de cavitation (1)

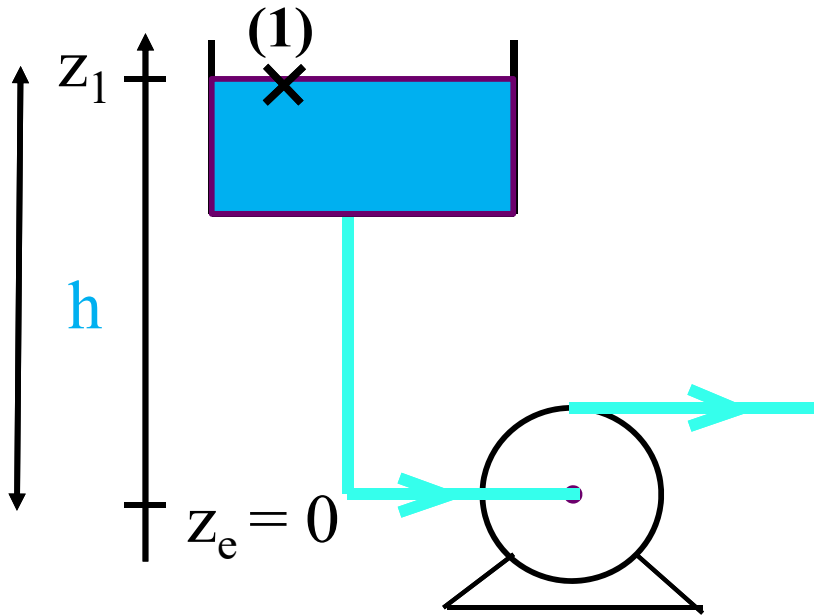
- La **pression de vapeur saturante** P_{sat} d'un liquide est la pression à laquelle le liquide passe à l'état de gaz. Elle dépend de la température. Par exemple, pour l'eau:
A 100°C , $P_{\text{sat}} = 101325 \text{ Pascals} = P_{\text{atm}}$ (sous pression atmosphérique, l'eau bout et s'évapore à 100°C)

$T^{\circ}\text{C}$	100	50	35	30	25
$P_{\text{sat}} \text{ (Pa)}$	101325	12335	5622	4242	3166

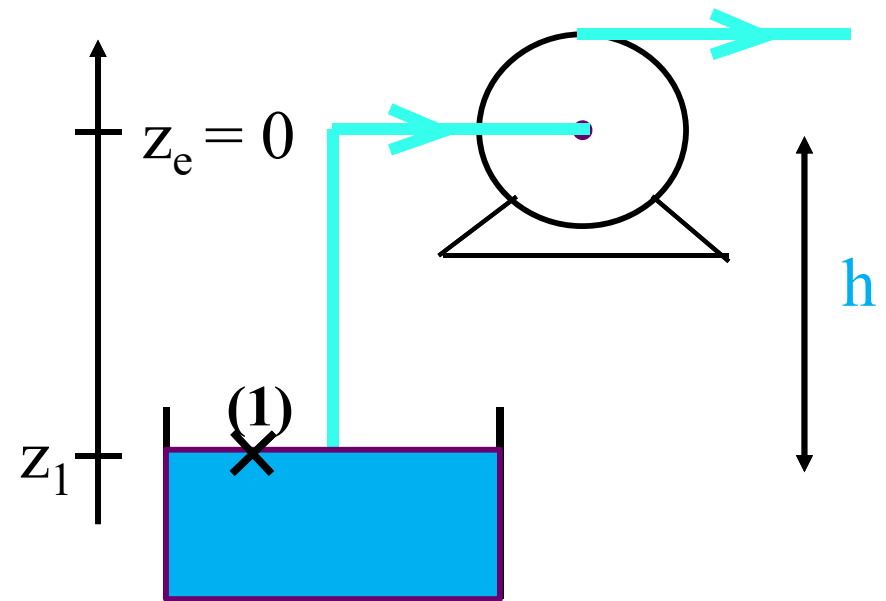
- Condition de non- cavitation: $P_{\text{entrée de pompe}}$ doit rester $>$ à P_{sat}

Le risque de cavitation (2)

Montage en charge



Montage en aspiration



Relation de Bernoulli entre un point à la surface du réservoir (1) et l'entrée de la pompe (e) :
(fluide supposé parfait; $P_1 = P_{atm}$; $h > 0$; V_1 négligeable devant V_e)

$$P_1 + \rho g z_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 = P_e + \rho g z_e + \frac{1}{2} \rho V_e^2$$

$$P_{atm} + \rho g h = P_e + \frac{1}{2} \rho V_e^2$$

$$P_{atm} + \rho g h - \frac{1}{2} \rho V_e^2 = P_e$$

$$P_{atm} - \rho g h = P_e + \frac{1}{2} \rho V_e^2$$

$$P_{atm} - \rho g h - \frac{1}{2} \rho V_e^2 = P_e$$

Le risque que P_e devienne $<$ à P_{sat} est plus important dans le cas du montage en aspiration

Le risque de cavitation (3)

- Exemples numériques:

→ $h = 0.5 \text{ m}$; $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$; rayon du tube d'arrivée à la pompe $r = 5 \text{ mm}$; $Q_e = 1 \text{ l/min}$

$$Q_e = V_e \pi r^2 \quad \rightarrow \quad V_e = 0.212 \text{ m/s} \quad \rightarrow \quad P_{atm} - \rho g h - \frac{1}{2} \rho V_e^2 = 96397.5 \text{ Pa} \gg P_{sat}(35^\circ\text{C})$$

→ $h = 0.5 \text{ m}$; $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$; $r = 1 \text{ mm}$; $Q_e = 2.5 \text{ l/min}$

$$\rightarrow V_e = 13.26 \text{ m/s} \quad \rightarrow \quad P_{atm} - \rho g h - \frac{1}{2} \rho V_e^2 = 8468 \text{ Pa}$$

Avec les conditions de ce 2^{ème} exemple, la pression en entrée de pompe devient proche de la pression de vapeur saturante à 35°C; il y a un risque de cavitation