Biophysique

2éme Année Médecine

Université de Blida 1
Faculté de Médecine
Département de Médecine

Année Universitaire 2015/2016

Cours de Biophysique

2 ème Année Médecine

I Biophysique de la circulation

- Analyse dimensionnelle
- Mécanique des fluides
- Hydrostatique
- Hydrodynamique
- Dynamique des fluides réels
- Hémodynamique
- Biophysique des parois vasculaires
- Mécanique cardiaque
- **II Biophysique des solutions**
- Généralités sur les solutions
- Les concentrations
- Déplacements moléculaires dans les solutions
- Propriétés générales des solutions moléculaires
- Solutions macromoléculaires et colloïdes

III Ondes sonores et ultrasons

- Ultrasons
- Applications médicales des ondes

I . 1. Introduction

Les mouvements des fluides sont des phénomènes absolument indispensables à notre organisme car l'étude de ces mouvements permet (entre autres) d'observer des fonctions biologiques (***Circulation Artérielle, Elimination de la voie Rénale***.)

- L'Organisme vivant peut être ainsi assimilé à une usine qui contient un mécanisme de transport permettant ainsi :
    - L'élimination des déchets.
    - Le transport des substrats énergétiques, des hormones, …
    - L'élimination des hormones.
- Le principal circuit de transport du corps tient à l'écoulement d'un fluide : le Sang. Ce dernier va se propager dans une succession de conduits sous l'effet de la pompe cardiaque (le cœur) tout en appliquant les règles physiques de la Mécanique des Fluides

I . 2. Définitions

•Fluide

Un milieu matériel facilement déformable donc capable de produire un écoulement.

- *Ex : milieu gazeux (compressible) ou milieu liquide (supposé incompressible)*
- Fluide **idéal** : les forces de frottement sont nulles.
- Fluide **réel** : forces de frottement (**viscosité**).

•Mécanique :

- **Statique** : immobile, caractérisée par la **PRESSION**
- **Dynamique** : en mouvement, caractérisée par un **DEBIT**

•Pression

La pression est une grandeur proportionnelle à l'intensité de la force, et inversement proportionnelle à la surface S sur laquelle s'exerce cette force.

P=F/S F en newtons **N**. S en **m²**.

P en **N/m²** ou en pascals **Pa .**

Unités

:

•Dans le système international **MKSA** en **Pa**. **1 Pa = 1N/m²**.

•Dans le système **CGS** en **barye**.

•Dans le système **métrologique** on utilise **le bar : 1 bar =10^6 baryes = 10^5 Pa**

•Dans le domaine de **la thermodynamique** on utilise **l'atmosphère**

1atm=1.013 bar =1.013* 10 Pa

•Dans le domaine **clinique** la pression est le plus souvent exprimée en hauteur d'un liquide de référence généralement **le mercure hg**.

Exemple 1 :

Une pression de 1mmhg de la P développée par une colonne de 1 mm hg

1 mmhg = ρgh =$13.6*10^3 *9.81*10^3$=133.3 pas

- P masse volumique $13.6*10^3$ kg/m³
- G la gravite 9.81 m/s²
- H l'hauteur 10^3m

De la même façon 1 cm de h2o = ρgh=$1*10^{-2}*9.81*1*10^3$=98pas

I . 3. Les lois d'hydrostatique (propriétés de la pression statique)

1ere Loi

•La pression en un point d'un fluide en équilibre est indépendante de l'orientation de la de la surface du disque qui sert dans sa définition ; elle ne dépend que de la hauteur du fluide au dessus du point considéré et sa masse volumique.

Deuxième Loi

- La pression Hydrostatique est la même en tous les points dans un fluide continu cohérent au même niveau.
- Si ZA = ZB, alors PA = PB

Troisième Loi

- La Pression augmente avec la profondeur d'une quantité : **ρgz.**
- Si ZA < ZB, alors PA > PB

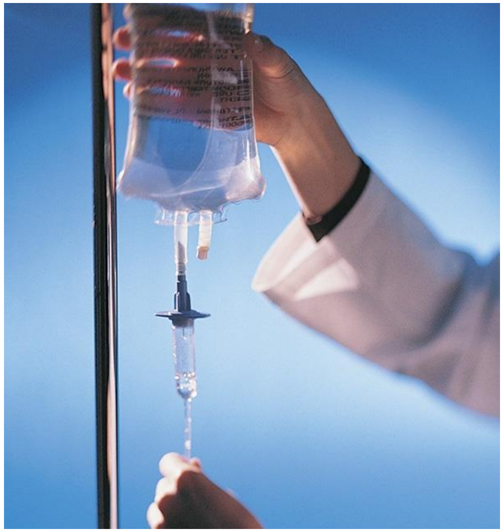
$$\boxed{P + \rho g z = \text{Constante}}$$

Formule résumé des Lois de Pascal

Application en médecine :

✓ La mesure de la pression artérielle (exerce 2 de la série).

✓ Pour que le fluide d'une perfusion coule dans la veine d'un patient, il faut que la pression de la poche plastique (**égale à ρgh**) excède celle du sang dans la veine (environ 2kPa). La poche doit donc être placée à une hauteur d'au moins 20 cm au-dessus de l'aiguille.



la pression artérielle

C’est la pression statique du sang mesurée au niveau d’une artère, elle varie périodiquement à chaque pulsation cardiaque. Elle doit se mesurer sur le malade couché, pour éliminer l’effet d’altitude; si on la mesure sur un sujet debout ou assis , il faut la mesurer à hauteur du cœur.

Pression Systolique: la valeur maximale dite systolique vaut, pour un adulte normal, 130mmHg soit 17kpa.

Pression Diastolique: la valeur minimale dite diastolique vaut, pour un adulte normal, 80mmHg soit 10kpa.

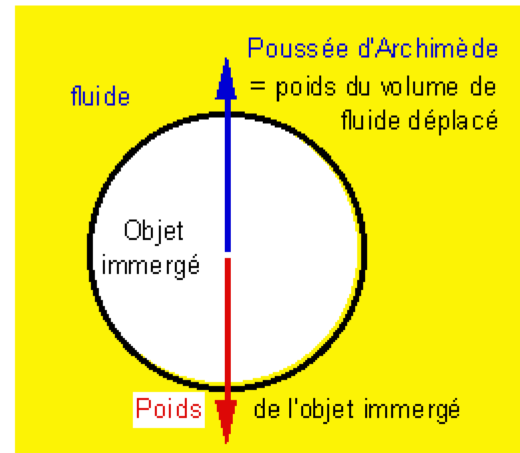
Pression artérielle moyenne : est de l’ordre de 100 mmHg soit 13 kpa

REMARQUE : la pression artérielle est la surpression moyenne développée par le ventricule gauche par rapport à la pression atmosphérique.

I . 4. La poussée d’Archimède

Tout corps plongé dans un fluide reçoit de la part de celui-ci une poussée verticale, dirigée de bas en haut, égale au poids du volume de fluide déplacé.

Force d’Archimède = Poids liq. dépl.



Le volume du liquide déplacé est égal au volume du corps V immergé.

Donc : Pliq. depl. ´ = m. g = ρliq. · V · g.

Finalement, on peut facilement calculer la poussée d’Archimède par la formule :

$$\mathbf{FA = \rho liq. \cdot g \cdot V}$$

avec ρliq. la masse volumique du liquide et V le volume du corps.

<u>**Poids apparent *et FLOTTABILITÉ***</u>

Le poids apparent est plus faible que le poids réel et la différence entre les deux est LA POUSSÉE ARCHIMÈDE.

Poids APPARENT = Poids RÉEL - Poussée ARCHIMÈD

- lorsqu'un corps remonte, il a une FLOTTABILITÉ POSITIVE , le poids réel est inférieur à la poussée Archimède. $P r < P a$

- lorsqu'un corps coule, il a une FLOTTABILITÉ NÉGATIVE, le poids réel est supérieur à la poussée Archimède $P r > P a$

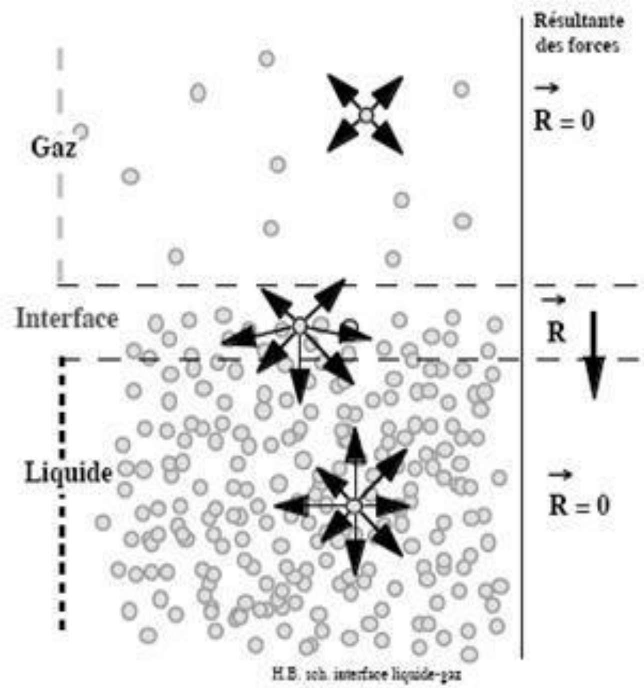
- lorsqu'un corps flotte entre deux eaux, il a une FLOTTABILITÉ NULLE
le poids réel égal la poussée Archimède $P r = P a$

<u>***Application en médecine de la poussée d'Archimède***</u>**:** rééducation en piscine

Etre dans l'eau est idéal car votre corps est en quasi-apesanteur. L'allègement de votre corps permet de diminuer la pression exercée sur les articulations ou les os fracturés. Vous pouvez ainsi reprendre plus facilement appui sur vos membres et remarcher plus rapidement.

I . 5 . La tension superficielle

Certains insectes se déplacent à grande vitesse (1 m/s) à la surface de l’eau comme s’ils glissaient sur un film souple.



Définition :

La tension superficielle est une propriété des liquides qui permet de maintenir en équilibre leur surface libre.

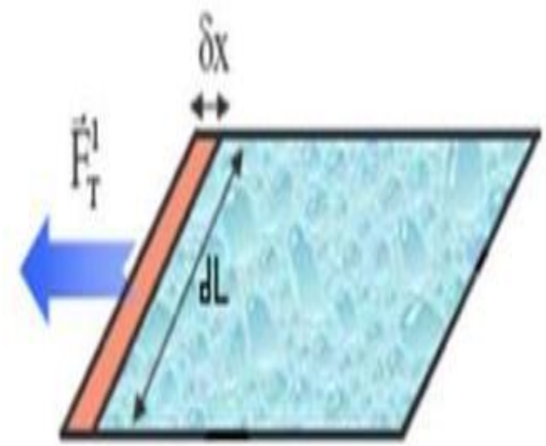
Pour accroitre la surface il faut donc apporter de l'énergie. Il y a une proportionnalité entre le travail **dW que l'on fournit et l'augmentation dA de l'aire de la surface liquide ; on écrit** :

$$\mathbf{dW = \sigma\, dA}$$

σ le coefficient de proportionnalité **, est appelé coefficient de la Tension superficielle**

- ❖ Remarquons que l'énergie dépensée pour augmenter l'aire superficielle correspond au travail d'une force F.

$$\mathbf{dF = \sigma\, dl}$$



- ❖ **La tension superficielle est donc la force de traction par unité de longueur agissant sur un** élément de surface, situé dans un plan tangent à la surface et qui s'oppose à la dilatation de celle-ci.

- ❖ L'unité de la tension superficielle est: **N/m**

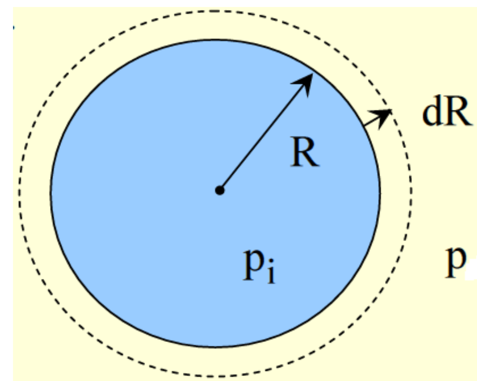
- La tension superficielle **diminue lorsque la température augmente.**

I . 5 .1 Conséquences de la tension superficielle

1/ Différence de pression à travers un film superficiel (Loi de LAPLACE)

La loi de Laplace permet de calculer la différence Pi – Pe = Δp en fonction de R et de **s.**

Travail des forces de pression au cours de cette opération :



$dWe = - Pe\ 4\pi\ R^2\ dR$
$dWi = Pi\ 4\pi\ R^2\ dR$

Le travail total est donc : $dW = (Pi - Pe)\ 4\pi\ R^2\ dR = \boldsymbol{\sigma\ dS}$

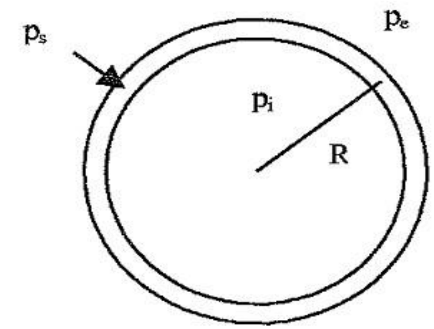
Ce travail est égal à celui des forces de tension de surface :
$\boldsymbol{dW = \sigma\ dS}$

La surface d'une sphère vaut : $S = 4\pi R^2$
Son augmentation dS est égale à : $dS = 8\pi R dR$.

$$\boxed{\boldsymbol{Pi - Pe = 2\sigma/R}}$$

2/Application : Bulle de savon :

Une bulle de savon est un film sphérique mince possédant deux surfaces de séparation

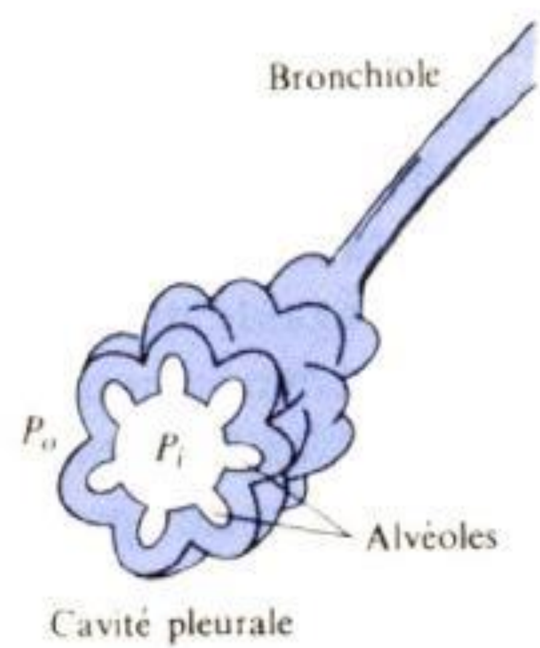


$P_i - P_s = 2\sigma / R$ ……….....(1)

$P_s - P_e = 2\sigma / R$ …………(2)

(1)+ (2) donne **$P_i - P_e = 4\sigma / R$**

3/ Application en médecine : la respiration chez les êtres vivants



La surface des poumons est augmentée par la présence des alvéoles.

La dilatation des poumons exige un travail considérable car la tension superficielle qui colle les membranes alvéolaires est élevée.

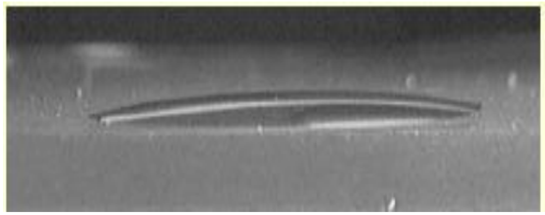
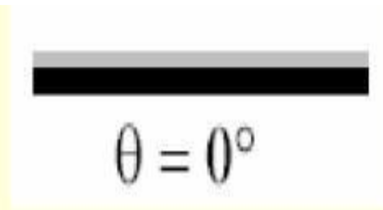
Pour faciliter la ventilation, des surfactants réduisent la tension superficielle à la surface interne des alvéoles.

La présence de ces surfactants réduit le travail nécessaire à la dilatation des poumons :Lorsque l'alvéole se dilate, la concentration des surfactants par unité de surface diminue, la tension superficielle augmente. La résistance à la dilatation augmente et protège les alvéoles contre l'éclatement.

4/ Angle de contact et capillarité
4.1/ Observation

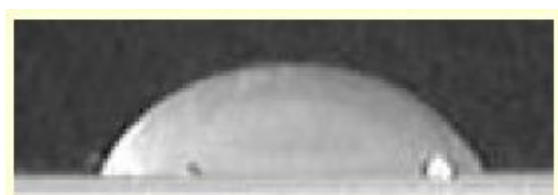
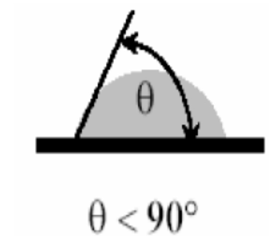
Une goutte de liquide déposée sur une plaque solide plane et horizontale peut :

- Soit s'étaler, on dit que le liquide mouille parfaitement le solide.

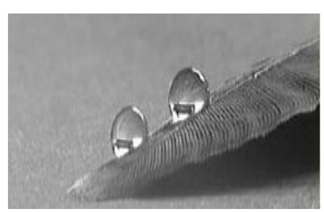
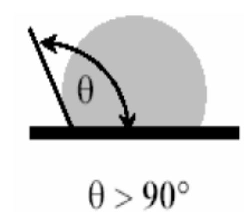



- soit former une lentille, avec deux cas de figure :

▪ le liquide **mouille imparfaitement le solide → θ < 90° :**

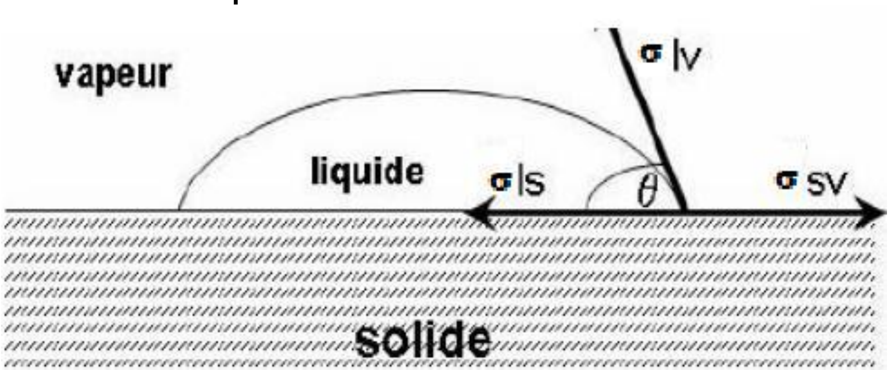
▪ le liquide **ne mouille pas le solide → θ > 90°**

L'angle θ s'appelle angle de contact. Il dépend à la fois du liquide, du solide qui le supporte
ou le contient, et du gaz qui environne les deux. Trois paramètres sont donc à prendre en compte :

- La tension superficielle **σ/s entre le solide et le liquide ;**
- La tension superficielle **σ/v entre le liquide et sa phase vapeur ;**
- La tension superficielle **σsv entre le solide et la vapeur.**

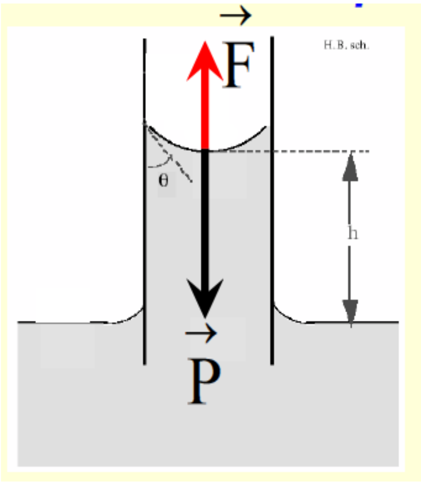
Le schéma ci-dessous montre les trois forces en présence, représentées par leurs tensions superficielles correspondantes :



L'équilibre de la goutte se traduit par :
$\sigma sv = \sigma sl + \sigma lv.\cos\theta$
cosθ =
Ainsi, les phénomènes de capillarité sont liés à un équilibre entre les énergies de surface liquide –vapeur, liquide –solide et solide-vapeur.

4.2/ Ascension capillaire (Loi de Jurin)

Un tube de verre de faible diamètre est plongé dans, de l'eau par exemple. Le ménisque concave fait un angle θ avec la surface du tube.

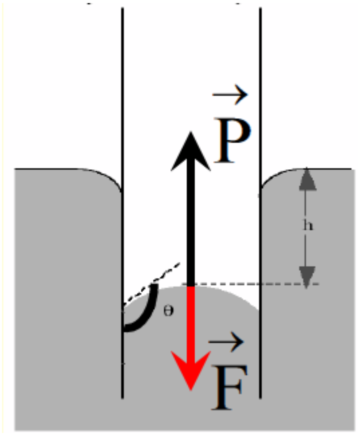


Le poids de la colonne de liquide dans le tube **P= mg= π R² ρ g h** est équilibré par la force de tension superficielle **F= 2πR cosθ**

$$h = \frac{2\sigma\cos\theta}{\rho R g}$$

R : rayon intérieur du tube, ρ: masse volumique du liquide, g : accélération de la pesanteur,
σ: tension superficielle du liquide, θ: angle de raccordement liquide/solide ,cos θ: parce que eu le la composante verticale contribue à la résultante F.
Dans le cas du mouillage parfait, cos θ= 1.

❖ Si l'angle θ dépasse 90°, la loi de Jurin donne h négatif. On parle alors de dépression capillaire. C'est le cas du mercure au contact du verre et de tous les liquides non mouillants.



I . 6. Hydrodynamique

1 – Equation de continuité

- C'est une équation qui repose sur la conservation de la matière lors d'un écoulement.
- Cette équation ne peut être appliquée que si trois conditions sont respectées :
    - Fluide Parfait (Il n'y a pas de forces de frottements entre les couches qui constituent le fluide.)
    - Mouvement permanent du Fluide
    - Fluide Incompressible
- On considère que le fluide s'écoule dans un conduit indéformable. Ceci n'est pas strictement vérifié dans le cas de l'écoulement du sang, mais par souci de simplification, on admet la condition vérifiée.

2 – Notion de Débit

- C'est une grandeur qui s'exprime comme le volume de Fluide qui s'écoule par unité de temps. Son unité SI est le $m^3.s^{-1}$ et son unité usuelle est le $L.min^{-1}$ (*pour un Débit Cardiaque*) ou le $ml.min^{-1}$(*pour un débit tissulaire*.)
- Ce débit peut également être compris comme le produit de la surface du conduit par la vitesse d'écoulement du fluide. En effet,

$$V = S \times l \longrightarrow \Delta V = S \times v \times \Delta t$$

Or, $D = \dfrac{\Delta V}{\Delta t} = S \times v \longrightarrow \boxed{D = S \times v}$

V = Volume de fluide qui s'écoule par intervalle de temps Δt.
v = vitesse d'écoulement.
S = Surface d'écoulement du conduit.

3 - L'énergie mécanique d'un fluide

Un liquide en mouvement possède trois formes d'énergie mécanique liées respectivement à la pression, à l'altitude et à la vitesse. Pour les deux premières il s'agit d'énergie potentielle et pour la troisième, d'énergie cinétique.

On exprime généralement ces formes d'énergie en unités de pression (c'est en fait l'énergie par unité de volume : Jm-3= Pa) et elles participent à la "charge" du liquide (on parle notamment de "perte de charge" lorsque l'énergie du fluide diminue entre deux points d'un circuit - phénomène qui n'existe, comme nous le verrons, que pour un fluide réel).L'énergie potentielle comporte donc deux termes :

l'énergie liée à la pression : E= p

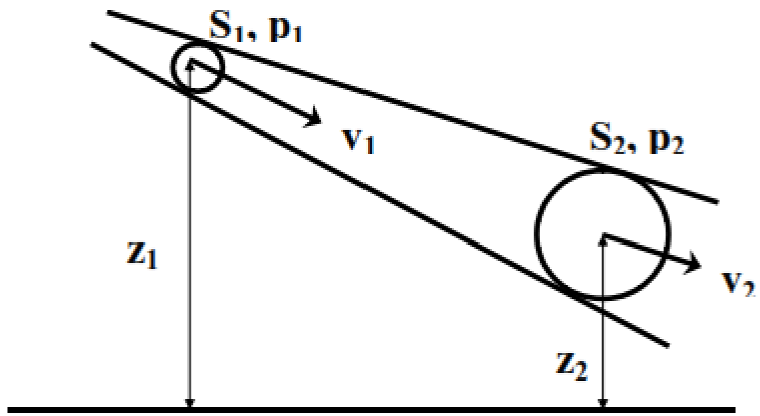
l'énergie liée à l'altitude : E= ρgz

l'énergie cinétique :Ec= ½ ρv^2

4- Le théorème de Bernouilli

Ce théorème exprime simplement que l'énergie mécanique totale d'un fluide idéal (sans perte de charge donc) est constante dans un circuit hydraulique dans lequel il circule à débit constant (au cours du temps).

$$E_{mec} = p + \rho g z + 1/2\ \rho v^2 = Cte$$



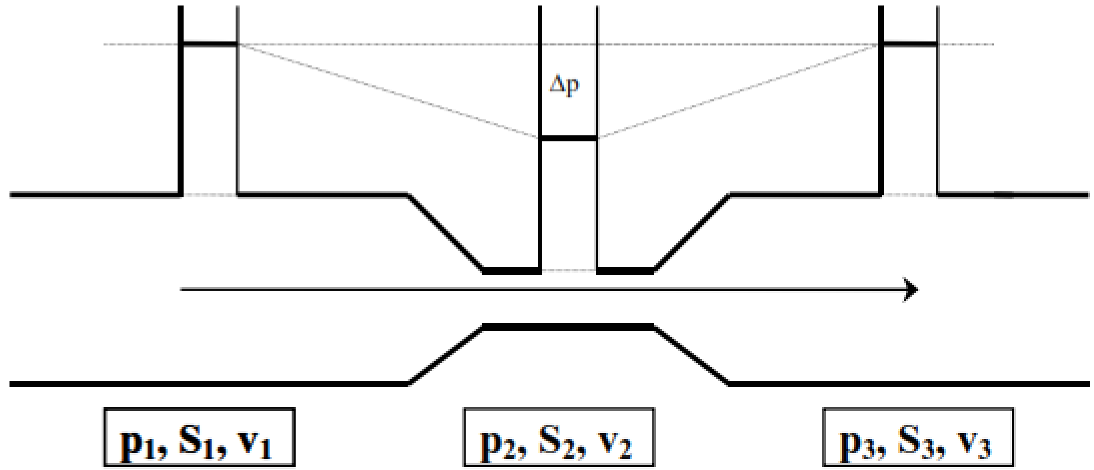
$$p_1 + \rho g z_1 + 1/2\ \rho v_1^2 = p_2 + \rho g z_2 + 1/2\ \rho v_2^2$$

5- L'Effet Venturi

Définition

L'effet Venturi c'est le fait qu'une dépression subvienne lors d'un rétrécissement du conduit où circule le fluide. Cette dépression varie selon le carré de la vitesse.

Le tube de Venturi :



Le tube étant supposé horizontal ($z_1 = z_2 = z_3$) le théorème de Bernouilli se réduit à

$$p_1 + 1/2\,\rho v_1^2 = p_2 + 1/2\,\rho V_2^2$$

soit : $\Delta p = p_1 - p_2 = 1/2\,\rho\,(v_2^2 - v_1^2)$

En appliquant alors l'équation de continuité : $S_1 v_1 = S_2 v_2$, on aboutit à :

$$\boxed{\Delta p = 1/2\,\rho\,[(S_1 / S_2)^2 - 1]\,v_1^2}$$

- ➢ Physiologiquement, cet effet Venturi est observé dans des cas de **Sténoses**. En effet, pour un débit D on a une Surface S et une vitesse d'écoulement du fluide v. Dans le cas de sténoses, S diminue, mais D reste constant. Pour conserver cette constante, il faut que la vitesse v augmente.
- ➢ Les Sténoses sont généralement dues à une accumulation de LDL sur les parois des vaisseaux.

6- Calcul de la Vitesse

- La Pression en un point dépend de la vitesse du fluide à altitude équivalente.
- *Les tubes Pitot sont fonctionnellement baser sur ce système.*
- Partons du théorème de Bernoulli :

$$P_A + \rho g z_A + \frac{1}{2}\rho v^2{}_A = P_B + \rho g z_B + \frac{1}{2}\rho v^2{}_B$$

→ *Or, $v_A = 0$ et $z_A = z_B$*

- Si on simplifie Bernoulli, on obtient : $P_B + \frac{1}{2}\rho v^2{}_B = P_A$

→ **Avec Pression Hydrostatique (P) = Pression atmosphérique + Surpression = P_0 + ρgh**

$$\mathrm{P0} + \rho g h_B + \frac{1}{2}\rho v^2{}_B = \mathrm{P0} + \rho g h_A$$

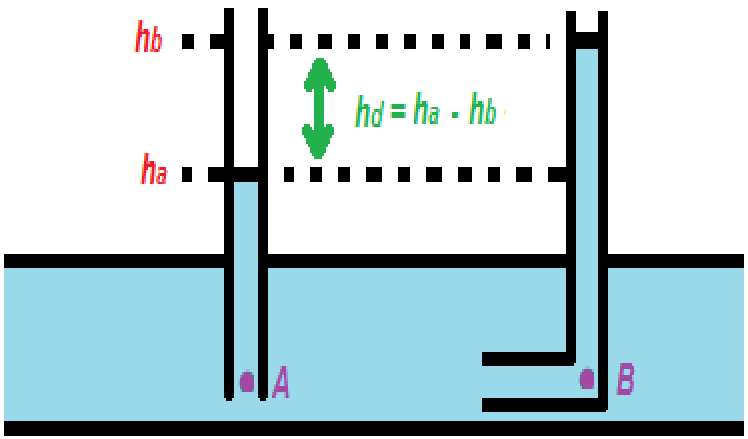
$$\rho g h_B + \frac{1}{2}\rho v^2{}_B = \rho g h_A$$

$$g h_B + \frac{1}{2} v^2{}_B = g h_A$$

$$h_B + \frac{1}{2g} v^2{}_B = h_A$$

$$h_D = h_A - h_B = \frac{1}{2} v^2{}_B$$

$$v_B = \sqrt{2 g h_D}$$



I . 7. Mécanique des Fluides réels

- Un Fluide réel c'est un fluide qui présente une perte de charge dans le circuit qu'il traverse ainsi qu'une perte de chaleur engendrée par les frottements entre les lamelles composants le fluide en question.
- Au niveau calculatoire, il faudra donc enlever cette énergie perdue lors du bilan énergétique. On utilise dès-lors, non plus la loi de Bernoulli, mais la **loi de Poiseuilles** déterminée ainsi :

$$\boxed{E_{totale} = E_{Pression} + E_{Pesanteur} + E_{cinétique} - \text{Perte de charge}.}$$

- Les Forces exercées entre tous ces composants sont réunis sous une formule mathématique qui a été décrite pour la première fois par Newton. On l'appelle donc la **Formule de Newton** :

$$\boxed{dF = -\eta \times dS \times \left(\frac{dv}{dx}\right)}$$

Avec
- **η** : Le coefficient de Viscosité (**en Poiseuilles = Pa.s**)

- **dv/dx** : Le Gradient de vitesse (en s^{-1})
- **dF** : La Viscosité

On définit aussi la viscosité cinématique :

$$\mu = \frac{\eta}{\rho}$$

Unités : s'exprime en poiseuille (*Pl*) dans le système international : 1*Pl* = 1 *pa.s*
Dans le système CGS, s'exprime en poise (*Po*) : 1*Pl* = 10 *Po*

❖A Partir de la nature du coefficient de viscosité, on peut déterminer deux types de fluides :

1. ***Fluide Newtonien*** qui présente un (η) indépendant du Gradient de vitesse. Exemple: L'eau.

2. ***Fluide Non-Newtonien*** qui présente un (η) dépendant du Gradient de vitesse. Exemple : Le Ketchup, Les solutions macromoléculaires.

REMARQUE :

Lorsque la température augmente le coefficient de Viscosité diminue. C'est Pourquoi il faut s'échauffer avant de faire un effort. En effet, la Synovie (liquide articulaire) se fluidifie avec l'augmentation de température et prépare donc correctement les articulations à l'effort.

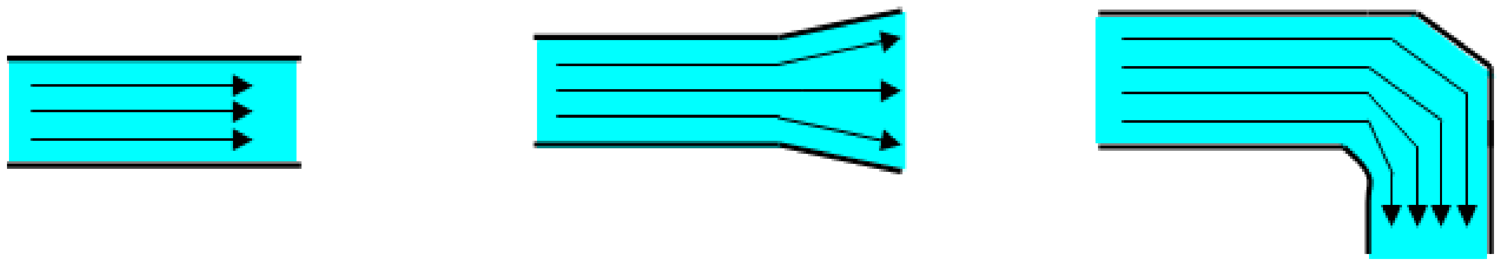
Un fluide particulier : Le Sang

- Le Sang est composé d'eau et de molécules. Sérum = Plasma + Molécules.
- La Viscosité du sang est variable selon taux d'Hématocrites présents dans le sang, c'est pour ça que les sportifs qui se dopent à l'EPO risquent une embolie pulmonaire (Surcharge en GR → Viscosité plus importante → Formation de caillot → Embolie)
- La Viscosité Sanguine présente une anomalie car selon le diamètre du vaisseau sanguin, sa viscosité est identique (si le diamètre du vaisseau est > 1 mm) ou diminue (si le diamètre du vaisseau est< 1mm.)

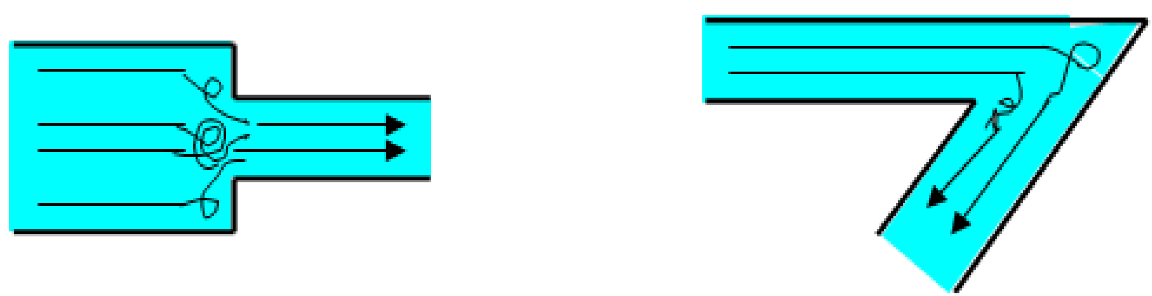
Nombre de Reynolds(R_e) :

a- Différents types d'écoulement :

- ***Ecoulement laminaire :*** Un écoulement est **laminaire** si les trajectoires des particules du fluide sont parallèles au conduit.



- ***Ecoulement turbulent :*** Un écoulement est **turbulent** si les trajectoires des particules du fluide sont quelconques.



b- Nombre de Reynolds(R_e) :

Il permet de déterminer le régime d'écoulement du fluide

$$R_e = \frac{\rho . \bar{v} . d}{\eta}$$

$\bar{v}$: Vitesse d'écoulement du fluide.
d : Diamètre de la conduite.
η : Viscosité dynamique.
ρ : Masse volumique du fluide.
R_e : Nombre sans unité.

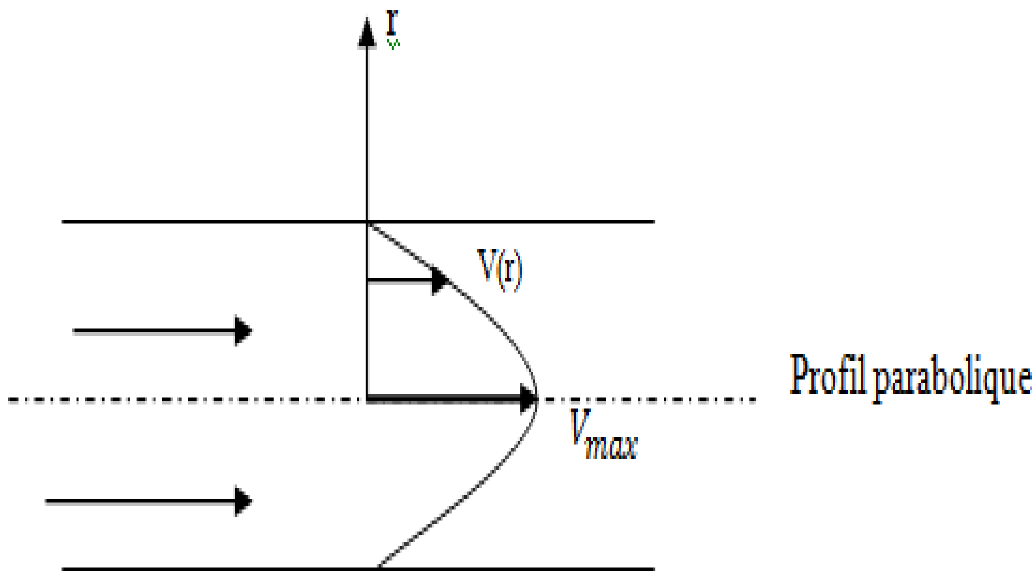
- Si $R_e < 2000$:l'écoulement est dit **laminaire**.
- Si $R_e > 3000$:l'écoulement est dit **turbulent**.
- Si $2000 < R_e < 3000$:l'écoulement est dit **transitoire**.

Application médicale : Prise de la tension

- On applique un brassard Gonflant à un patient.
- Avant de le gonfler, on place le stéthoscope en aval du brassard : Il n'y a pas de souffle d'auscultation vu que le sang s'écoule normalement en régime laminaire.
- On gonfle le brassard et on écoute la région en aval du brassard : Il n'y a pas de son puisque pas de sang qui ne s'écoule.
- On dégonfle le brassard, on entend le régime turbulent au stéthoscope, et on arrête de dégonfler quand on est revenu au régime laminaire (plus de son.) Dans ce cas-ci, la pression est identique dans le brassard et dans le sang.

<u>Etude du régime laminaire (régime de Poiseuille)</u> :

Soit une canalisation cylindrique de rayon R et de longueur L. on considère un tube élémentaire de fluide de rayon r, qui s’écoule en régime laminaire



loi de la distribution de la vitesse

$$v(r) = \frac{1}{4.\eta} . \frac{\Delta P}{L} \left(R^2 - r^2\right)$$

- Au niveau de la paroi $r = R$, la vitesse est nulle $v(r = R) = 0$.
- Au niveau de l'axe de la canalisation $r = 0$, la vitesse est maximale : $v_{max} = \frac{\Delta P}{4\eta.L} R^2$.

Par définition du débit :

$$dQ = v(r).dS = v(r)2.\pi.r.dr$$

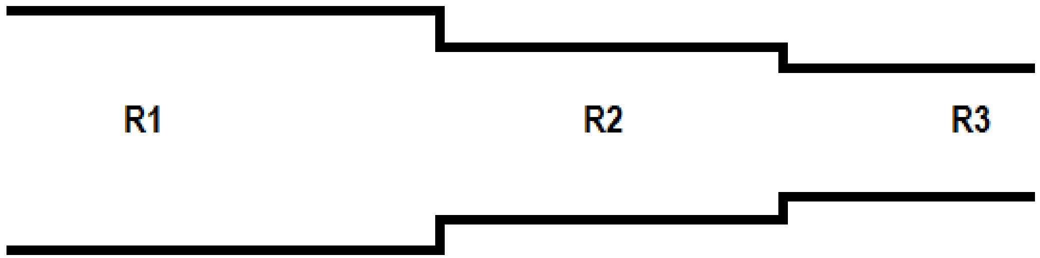
$$= \frac{\Delta P}{4\eta.L}(R^2 - r^2)2.\pi.r.dr$$

$$\Rightarrow Q = \frac{\Delta P}{2\eta.L}.\pi.\int_0^R (R^2 - r^2).r.dr$$

$$Q = \frac{\Delta P}{8\eta.L}.\pi.R^4$$ **Loi de Poiseuille**

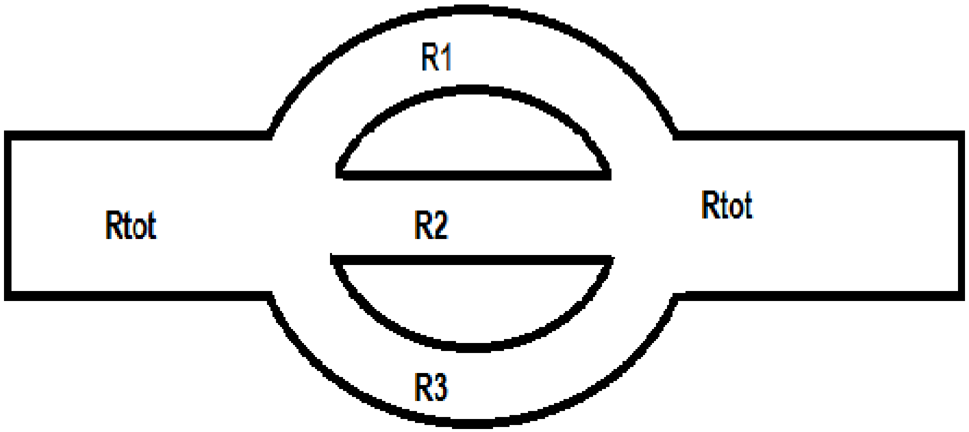
Evolution de la Résistance dans le cas de ramifications de conduits.

1) Cas des conduits en série



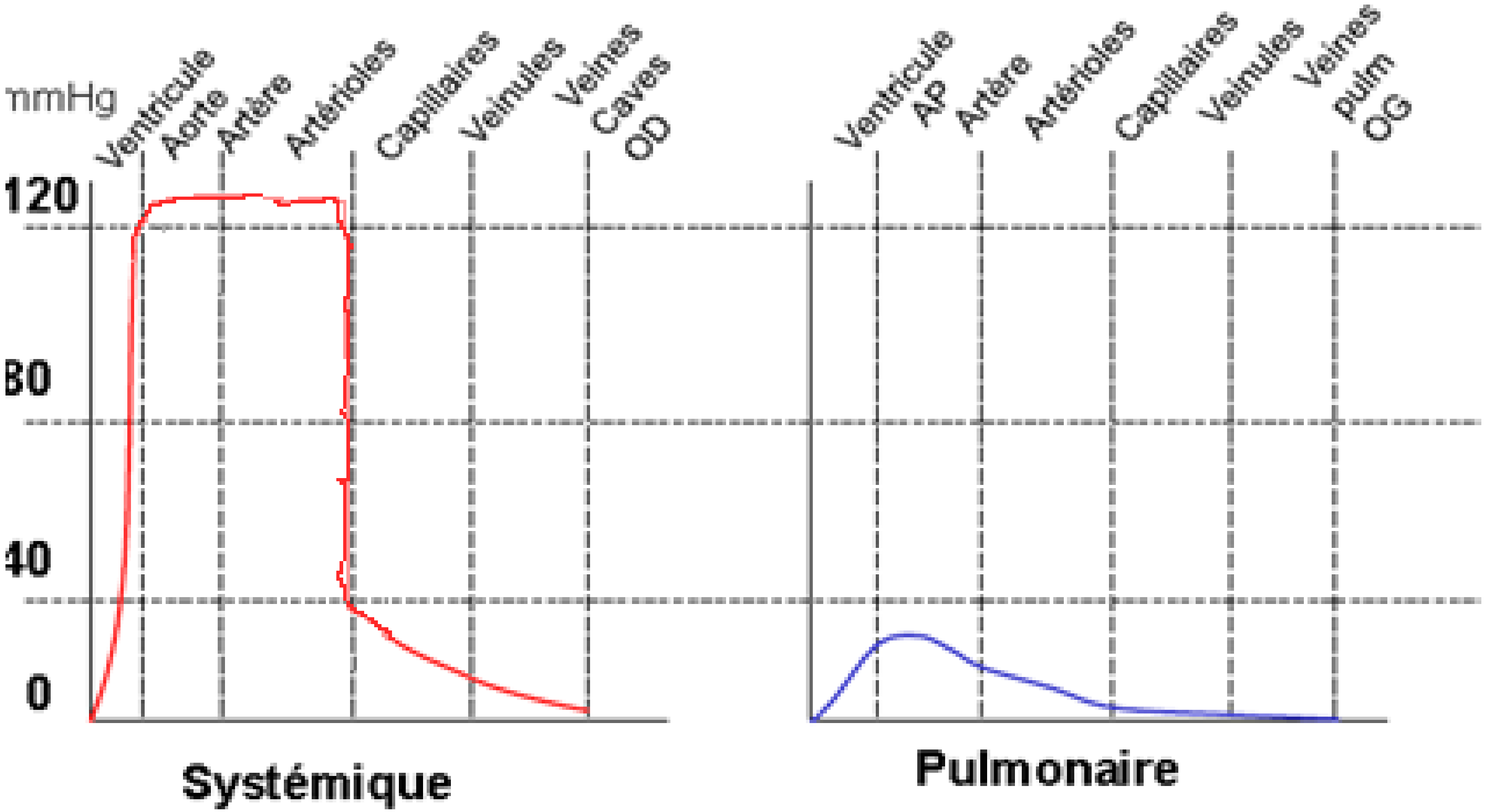
$$R_{totale} = R1 + R2 + R3$$

2) Cas des conduits en parallèles



$$\frac{1}{Rtot} = \frac{1}{R1} + \frac{1}{R2} + \frac{1}{R3}$$

3) Prémisse de la circulation sanguine dans le corps humain



Vitesse:

- $D = S.v$
- D est constant mais S varie donc v varie
- $v = D/S$ (S=section globale)

	N	d(mm)	S (cm2)	St (cm2)	V(cm.s-1)
Aorte	1	10	3	3	33
Artéres	40	4	0,5	20	5
Capillaires	800.10^{6}	10.10^{-3}	3.10^{-6}	2400	0,04
Veine Cave	1	13	5	5	20

Biophysique

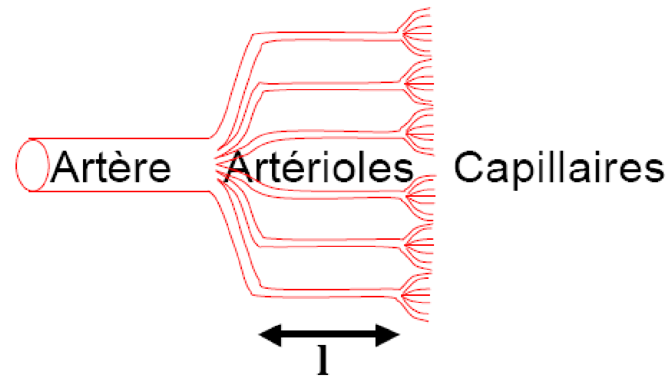
2éme Année Médecine

Pression :

- liée aux caractéristiques anatomiques
- application de la loi de Poiseuille

$$\Delta P = Q \frac{8\eta l}{\pi r^4} = QR$$ (R= résistance à l'écoulement)

A quel niveau chute la pression ?



Au niveau artériolaire on a :
d= 0,002 cm, l= 3,5 mm, $n=4.10^7$
Débit global Q= 5 $L.min^{-1}$ $\eta = 4.10^{-3}$ Pa.s

Résistance:

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

$$R_i = \frac{8\eta l}{\pi r^4} = \frac{8 \times 4.10^{-3} \times 3{,}5.10^{-3}}{\pi .1.10^{-20}} = 35{,}65.10^{14}\, kg.m^{-4}.s^{-1}$$

$$\frac{1}{R} = n.\frac{1}{R_i}$$

$$R = \frac{R_i}{n} = \frac{35{,}65.10^{14}}{4.10^7} = 8{,}9.10^7\, kg.m^{-4}.s^{-1}$$

$$\Delta P = QR = 8{,}9.10^{7} \times 8{,}3.10^{-5} = 74.10^{2} = 7{,}4kPa$$

Perte au niveau des artérioles importante !
C'est bien l'architecture qui module la pression

	d (cm)	n	l (cm)	ΔP(kPa)
Artères	0,1	600	0,09	2
Artérioles	0,002	4.10^{7}	0,0035	7,4
Capillaires	0,0008	12.10^{8}	0,001	2,7

- La perte de charge la plus importante se situe au niveau des artérioles. Les Résistances, et donc les échanges, sont plus importants au niveau des capillaires et des artérioles.

- 70 % des résistances mécaniques à l'écoulement sont localisées au niveau des artérioles et des capillaires.
- Les artérioles sont le siège de la régulation du débit tissulaire car elles ont des capacités de dilatation ou de contraction via les cellules musculaires lisses.
- La résistance mécanique totale = Résistance de la coronaire + résistance des artérioles. Cette résistance mécanique totale reste constante malgré l'augmentation de la résistance de la coronaire. Ceci est expliqué par la dilatation des artérioles.
- On a donc un phénomène biologique qui permet de pallier aux sténoses. Cependant, cette capacité est limitée à une compensation d'une sténose à 50%. Lors d'une sténose au-delà de 50% on a un cœur en ischémie (manque d'oxygène) qui peut être à l'origine de pathologie comme l'angine de poitrine.

Exercice d'application n1:

Dans une approche d'un débit coronaire on peut adopter le modèle qui donne la résistance vasculaire du réseau coronaire comme la somme d'une résistance vasculaire en série (artère) et une résistance vasculaire équivalente des capillaires coronaires en parallèle.

1. D'après la loi de poiseuille donner le débit coronaire $\boldsymbol{D_0}$ en fonction de la perte de charge ainsi que la résistance totale du réseau coronaire.
2. Dans le cas d'une sténose progressive au niveau de l'artére, donner le nouveau débit coronaire $\boldsymbol{D}$ en fonction du pourcentage de la sténose **X**.
3. Déterminer X pour un débit $\boldsymbol{D} = \mathbf{0.9}\ \boldsymbol{D_0}$; $\mathbf{0.75}\ \boldsymbol{D_0}$; $\mathbf{0.5}\ \boldsymbol{D_0}$; $\mathbf{0.25}\ \boldsymbol{D_0}$; $\mathbf{0.1}\ \boldsymbol{D_0}$, en admettant que dans le cas normal que la résistance parallèle est 100 fois plus grande que la résistance en série . Conclure ?

N.B : on peut faire l'approximation dans le cas normal : $\boldsymbol{R_v^{tot} \sim R_v^{p}}$

Exercice d'application n2:

On assimile le sang à un fluide réel de viscosité dynamique **η= 5.10^{-3} poiseuilles** et on suppose que l'écoulement, laminaire et permanent obéit à loi de poiseuille donnant le débit volumique , dans un tuyau de longueur **L** et de rayon **r**, la différence de pressions entre les deux extrémités **ΔP**.

1/ Donner l'expression de la résistance hydraulique **R_H** d'une artère suive de longueur **L_a** et de diamètre **d_a**. Calculer sa valeur numérique pour **L_a =10cm** et **d_a =4mm**.

2/ Calculer le débit **Q** l'artère si la vitesse d'écoulement est égale à **16cm/s**. En déduire la perte charge **ΔP** entre ses deux extrémités.

3/ Une sténose provoque un rétrécissement de l'artère selon la figure 1 sur une longueur **L_2 =5cm**. On constate que la perte de charge entre les deux extrémités de l'artère s'élevé à **ΔP=40 mm de Hg** et que le débit s'abaisse à **Q'=0,6 Q**. Calculer :

la nouvelle résistance hydraulique **R'_a** de l'artère.

La résistance hydraulique **R_1** de la partie large de l'artère.

La résistance hydraulique **R_2** de la partie rétrécie

La perte de charge **ΔP_2** dans le rétrécissement.

Le diamètre **d_2** de la partie rétrécie

4/ On réalise un pontage par voie chirurgicale avec un vaisseau prélevé dans l'organisme (figure 2)

Quelle doit être la résistance hydraulique $\mathbf{R_p}$ de ce vaisseau pour que la perte de charge entre les extrémités de l'artère ainsi pontée et le débit avant et après le pontage reprenant leurs valeurs initiales **ΔP** et **Q**. Calculer alors les débits respectifs $\mathbf{Q'_a}$ dans la partie sténosée et $\mathbf{Q_p}$ dans le vaisseau de pontage.

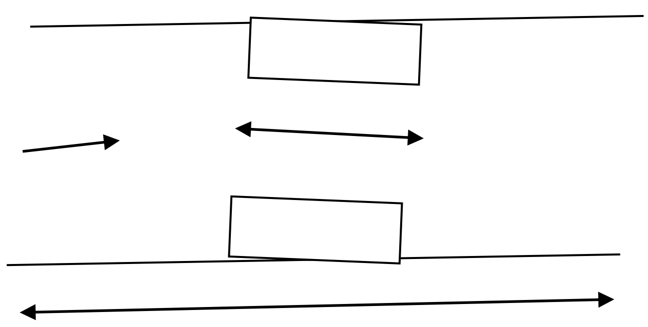


Figure.1

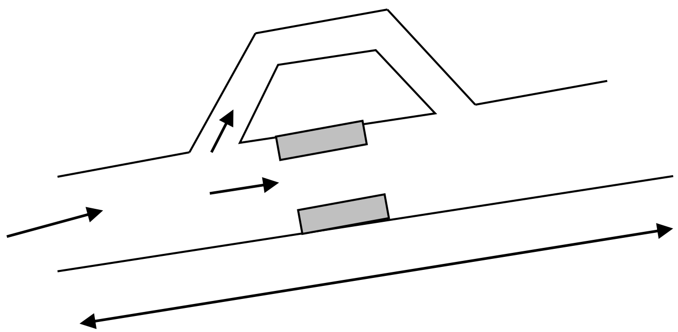


Figure.2

Rhéologie : étude de la déformation et de l'écoulement de la matière sous l'effet d'une contrainte associé à une force.

Objectifs **:** étude des **propriétés rhéologiques** et **classification** des matériaux

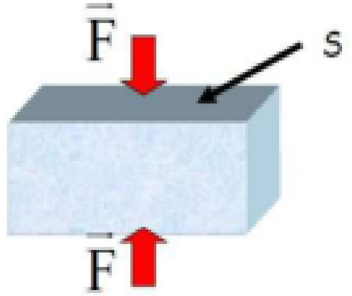
- Tissus vivants (vaisseaux, tissus osseux, tendons, …)
- Artificiels (prothèses vasculaires et osseuses, …)
- Tissus synthétiques (peau artificielle, …)

Tout matériau (tissu) est déformable : ses propriétés mécaniques dépendent du mode de déformation

2) Notion de contrainte (effort)

Soit un solide ou un liquide de section S soumis de part et d'autre de S à une force F perpendiculaire à S

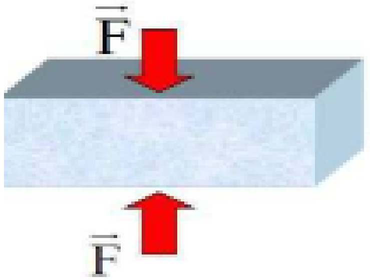
Contrainte (effort) : $\sigma = F/S$



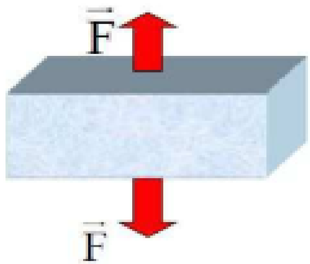
unité : $N.m^{-2}$ ou Pa

On distingue :

➢Contraintes de Pression (compression) : forces dirigées le corps solide ou liquide



➢ Contraintes de Tension : forces dirigées vers l'extérieur



<u>Si F non perpendiculaire à S : 2 composantes élémentaires</u>

- Contraintes de **Pression ou de Tension : perpendiculaire à S**
- Contraintes de **Cisaillement : tangentielle à S**

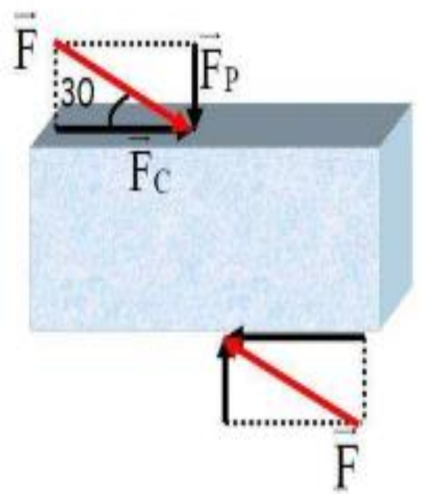
Exemple : angle de 30° entre F et S

- Composante pression : $F_p = \sin(30).F$

$$\sigma_P = \frac{F}{2S}$$

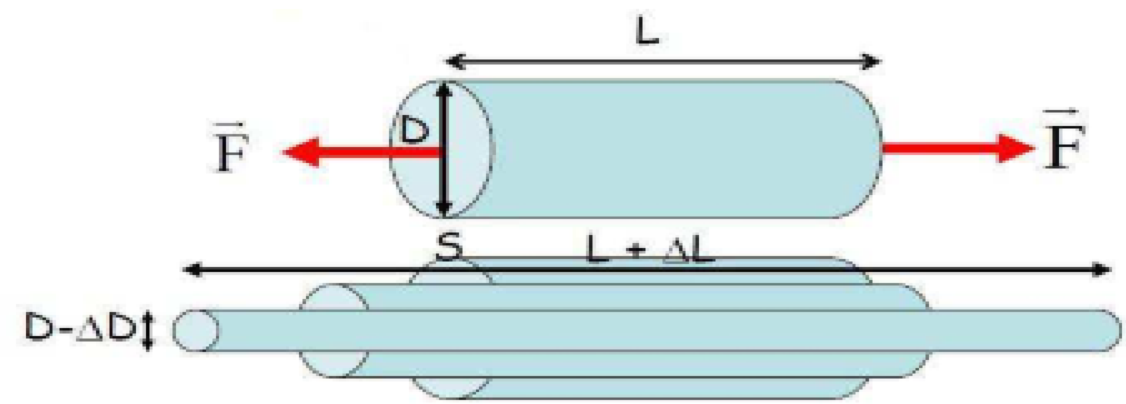
- Composant cisaillement : $F_c = \cos(30).F$

$$\sigma_C = \frac{\sqrt{3}F}{2S}$$



Notion de déformation

Soit un cylindre de longueur L et de section S sur lequel on applique au temps t_0 une contrainte de tension constante σ_T



Déformation : - variation relative de longueur : $$\varepsilon_1 = \frac{\Delta L}{L}$$

- variation relative de diamètre : $$\varepsilon_2 = \frac{\Delta D}{D}$$

La déformation est indépendante de la longueur, exprimée en pourcent

Les variations relatives varient en sens inverse et sont reliées entre elles par la relation :

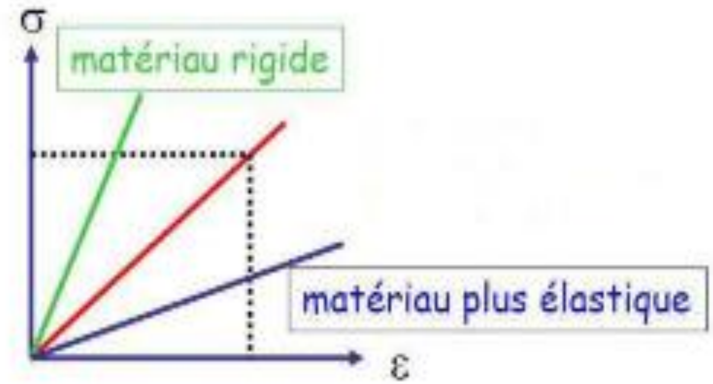
$$\varepsilon_2 = -\mu.\varepsilon_1$$

μ : coefficient de Poisson, dépend de la forme, structure, nature du matériau

Corps élastiques

Corps linéairement élastique : Déformation proportionnelle à la contrainte

⇨ Suppression de la contrainte = retour à la forme initiale (ex : peau)



Loi de Hooke : $\gamma = \sigma / \varepsilon$ γ = module de Young ($N.m^{-1}$)

⇨ Plus le module de Young est élevé, plus le matériau est rigide

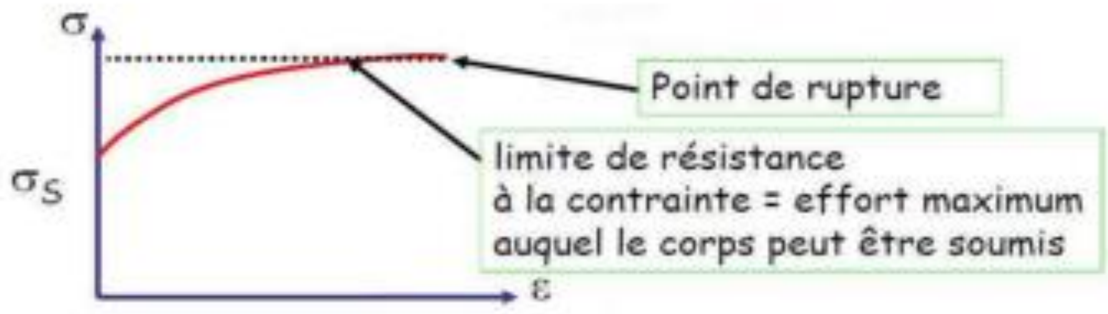
Application : Etirement d'une artère sous l'effet d'une force (allongement ΔL de l'artère)

Constante d'élasticité k ($N.m^{-1}$) avec : $k = F / \Delta L$

Relation entre la constante d'élasticité et le module de Young $\gamma = \frac{k.L}{S}$ $\vec{F}$

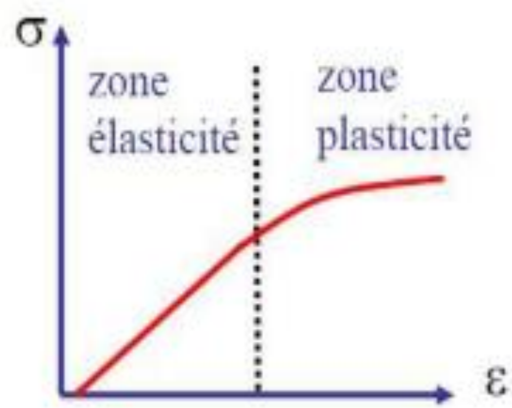
Corps plastiques

Déformation à partir d'un seuil de contrainte σ_S → relation non linéaire
Suppression de la contrainte → déformation permanente



Corps élastico-plastique

La limite d'élasticité est la contrainte à partir de laquelle un matériau commence à se déformer de manière irréversible.



Propriétés rhéologiques des liquides

Viscosité : résistance à l'écoulement d'un fluide

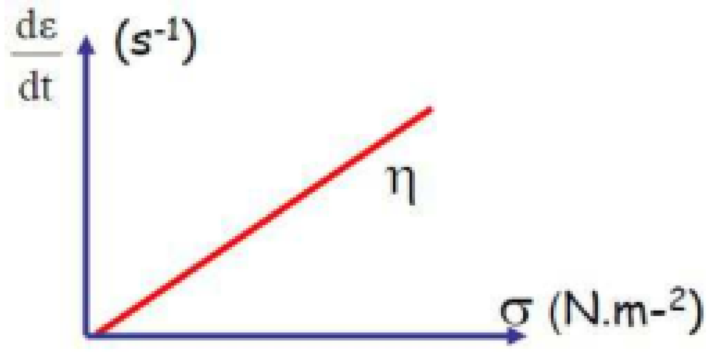
1) Liquide non visqueux

Liquide tellement déformable qu'aucune force ne s'oppose à sa déformation.

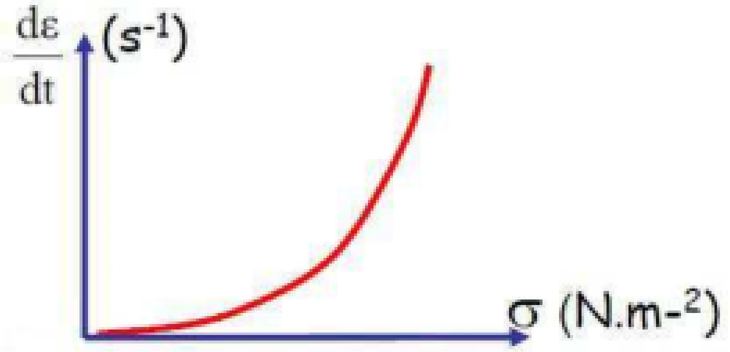
⇨ $\sigma = 0$ quelque soit ε : notion théorique

2) Liquide visqueux

Liquide qui peut se déformer à une vitesse constante sous l'effet d'une contrainte non nulle donnée.



Liquide newtonien : vitesse de déformation proportionnelle à la contrainte (viscosité η)
ex : l'eau, le plasma



Liquide non newtonien : vitesse de déformation non proportionnelle à la contrainte
ex : le sang car mélange de plasma et de cellules

Propriétés rhéologiques des parois vasculaires

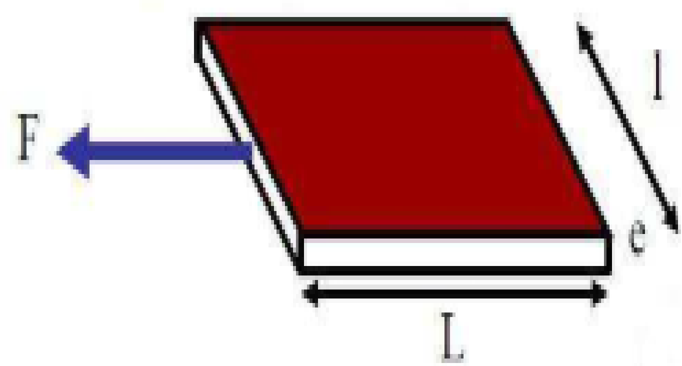
I. Elasticité et tension superficielle

Application de la loi de Hooke : pour un corps élastique, il existe une relation entre la force exercée et la déformation résultante telle que :

$$F = \gamma . S . \frac{\Delta L}{L}$$

Cas d'une lame mince de surface $S = e.l$

$$F = \gamma . e . l . \frac{\Delta L}{L}$$



$$T_S = \frac{F}{l} = \gamma . e . \frac{\Delta L}{L} = \sigma . e \quad (N.m^{-1})$$

Application à la circulation du sang dans un vaisseau

La loi de Laplace traduit un équilibre entre les forces de distension et de constriction.

⇨ **Forces de distension** : action de la différence de pression entre le sang et le milieu extravasculaire appelée différence de pression hydrostatique (favorise la dilatation du vaisseau)

⇨ Dilatation compensée par des **forces de constriction** (structure musculoélastique de la paroi vasculaire) = tension superficielle (assimilable à une bobine de fer qui viendrait entourer le vaisseau)

Les artères étant cycliques, R_2 = infini, soit : $\Delta P = {T_s}/{R}$

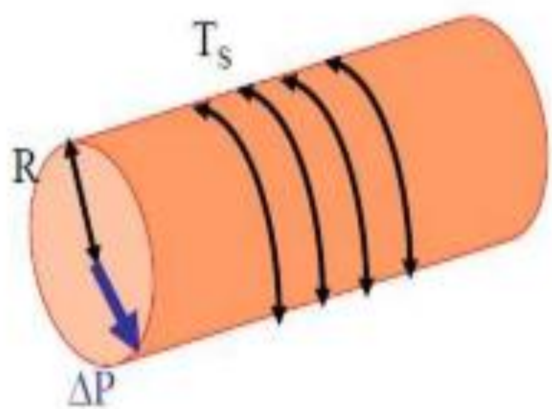


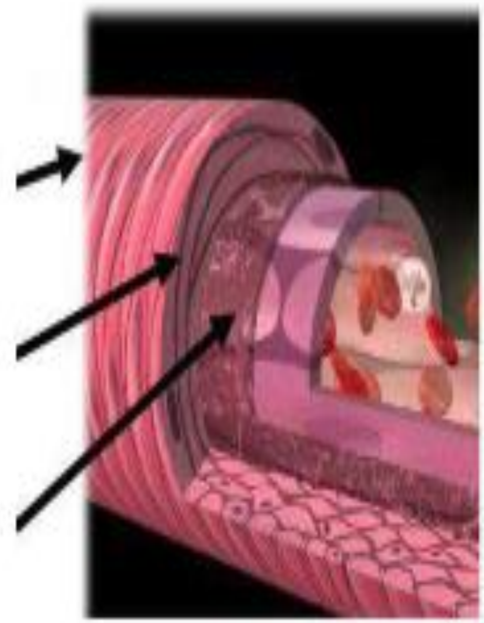
Diagramme Tension-Rayon des parois vasculaires

1) Rappel histologique

Conséquences de la Loi de Laplace : la tension superficielle d'un vaisseau permet de maintenir son rayon constant pour une surpression ΔP donnée

La tension superficielle dépend directement de la structure histologique des parois vasculaires

- **Adventice** : tissu conjonctif avec fibroblastes, élastine et collagène
- **Média** : cellules musculaires lisses avec élastine et collagène
- **Intima** : cellules endothéliales et élastine



Muscle relâché	$\gamma = 50\ N.m^{-2}$
Elastine	$\gamma = 3.10^{3}\ N.m^{-2}$
Collagène	$\gamma = 6.10^{6}\ N.m^{-2}$

Diagramme Tension-Rayon des parois vasculaires

2) Diagramme Tension-Rayon des artères élastiques pures

a) Diagramme Tension-Rayon

Artère élastique pure : contient uniquement du collagène et de l'élastine (cas de l'aorte et des gros vaisseaux)

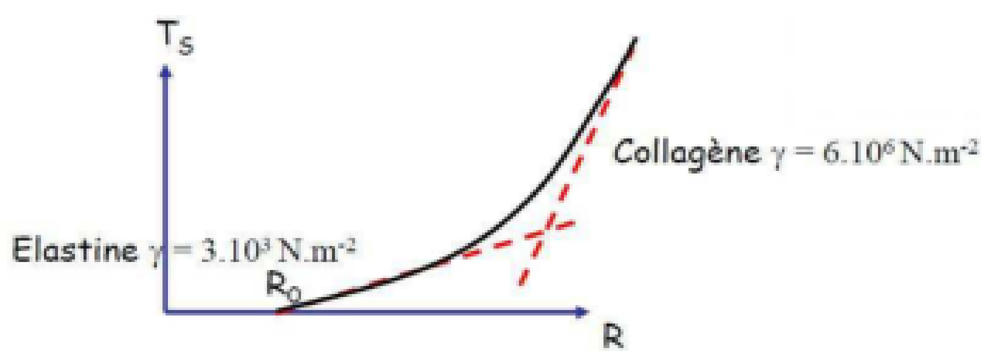
Loi de Hooke pour une lame : T_s proportionnel à l'allongement et au module de Young

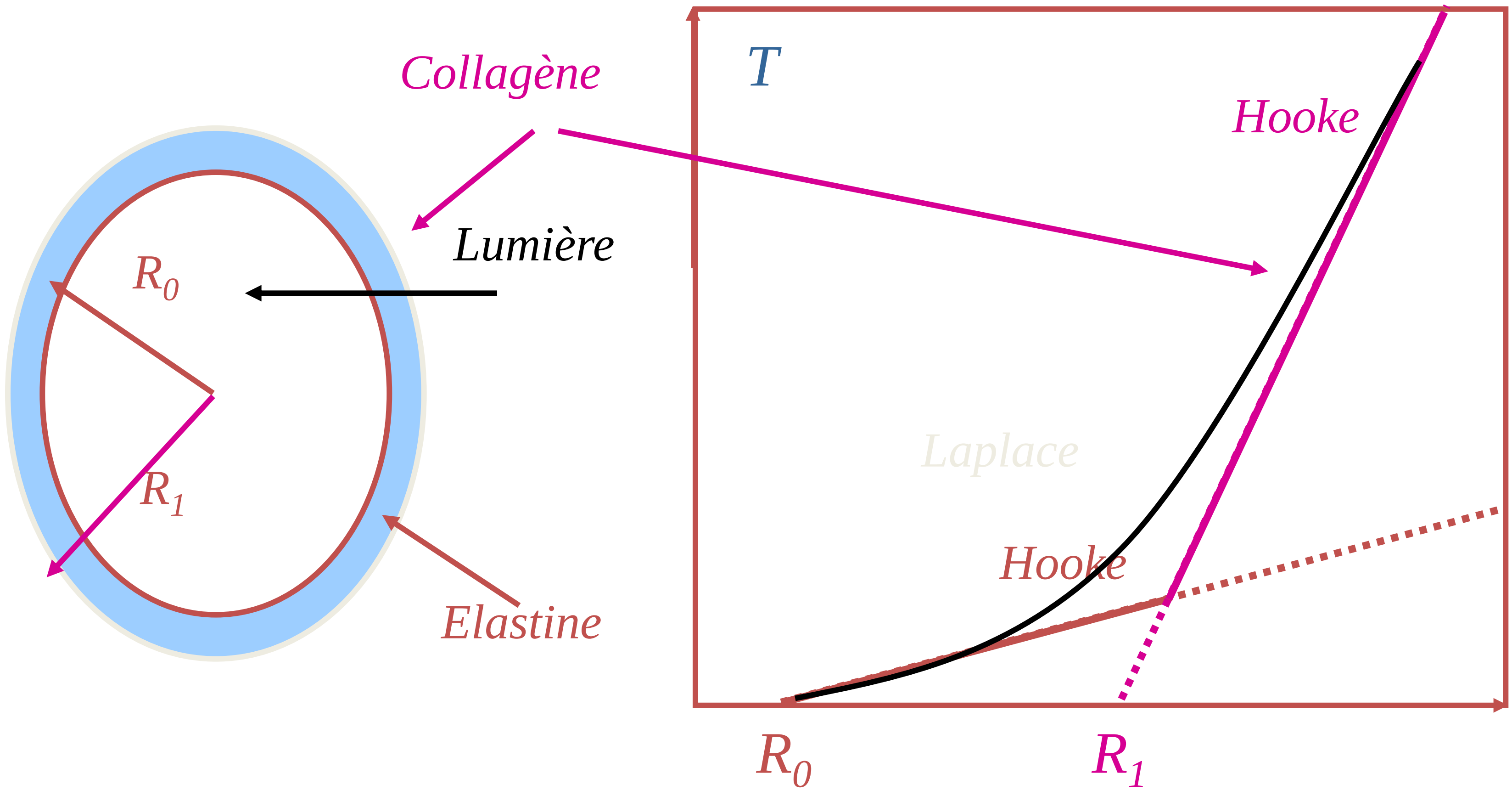
$$T_s = \gamma . e . \frac{\Delta L}{L}$$

Loi de Laplace pour un cylindre : T_s proportionnel au rayon R $\qquad T_s = \Delta P . R$

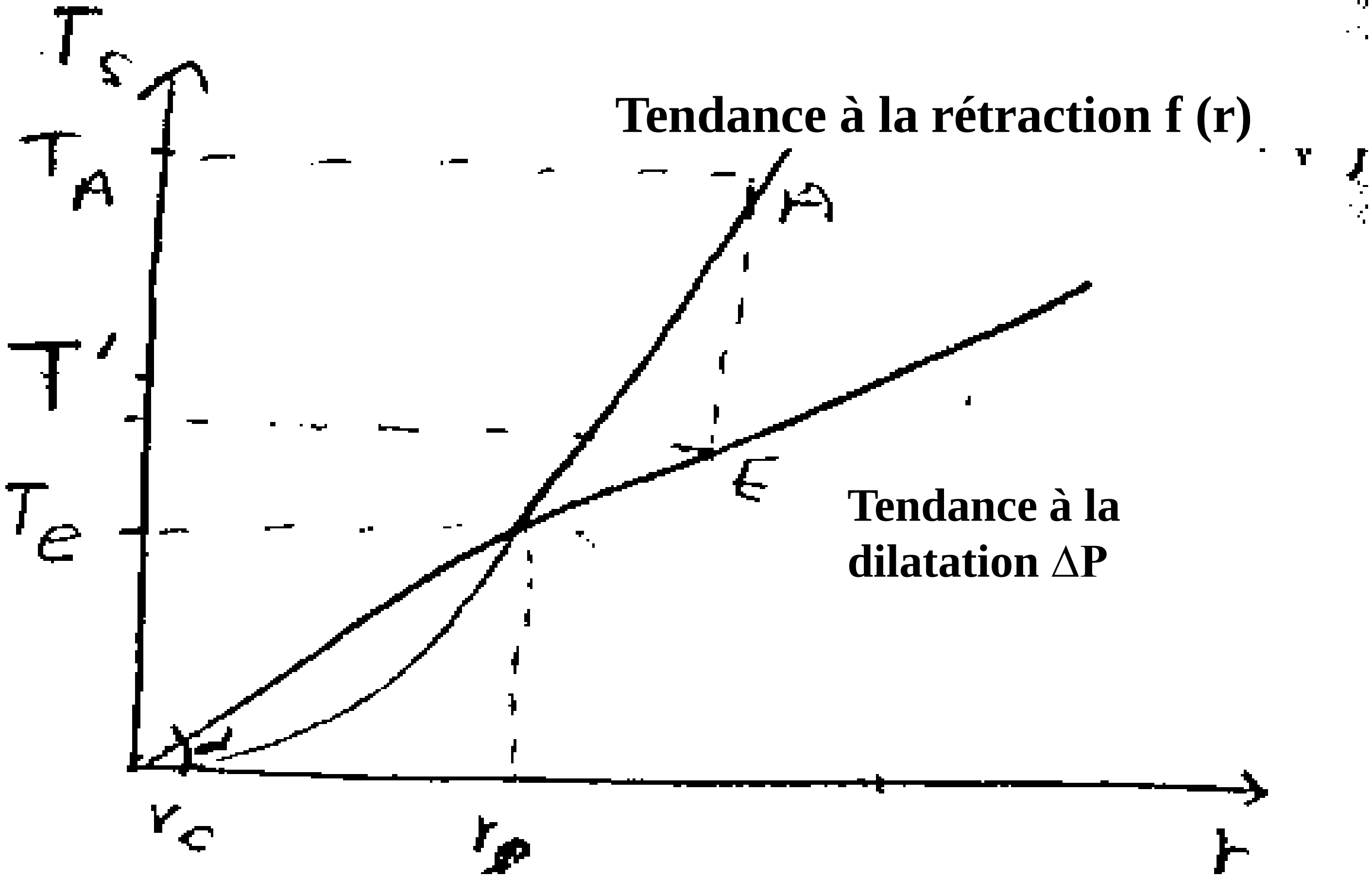
⇨ ΔP : pente de la relation (coef. de proportionnalité) entre la tension superficielle et le rayon de l'artère, et dépend du module de Young de la paroi

Diagramme Tension-Rayon : résultante de la contribution successive de l'élastine et du collagène
La valeur de T_s pour une valeur donnée de R est une caractéristique d'une artère donnée.
Chaque artère est caractérisée par un diagramme spécifique qui dépend de la structure histologique de l'artère = ensemble des valeurs de R possible en fonction de ΔP.





Tissu	γ (N.m^{-2})
Fibres musc.	50
Elastine	3 10^3
Collagène	10^6



La droite coupe le graphe T=r(r) →re c'est un rayon pris par le vaisseau quand il es soumis à la pression transmurae ΔP. Remarquerons que cet équilibre est stable

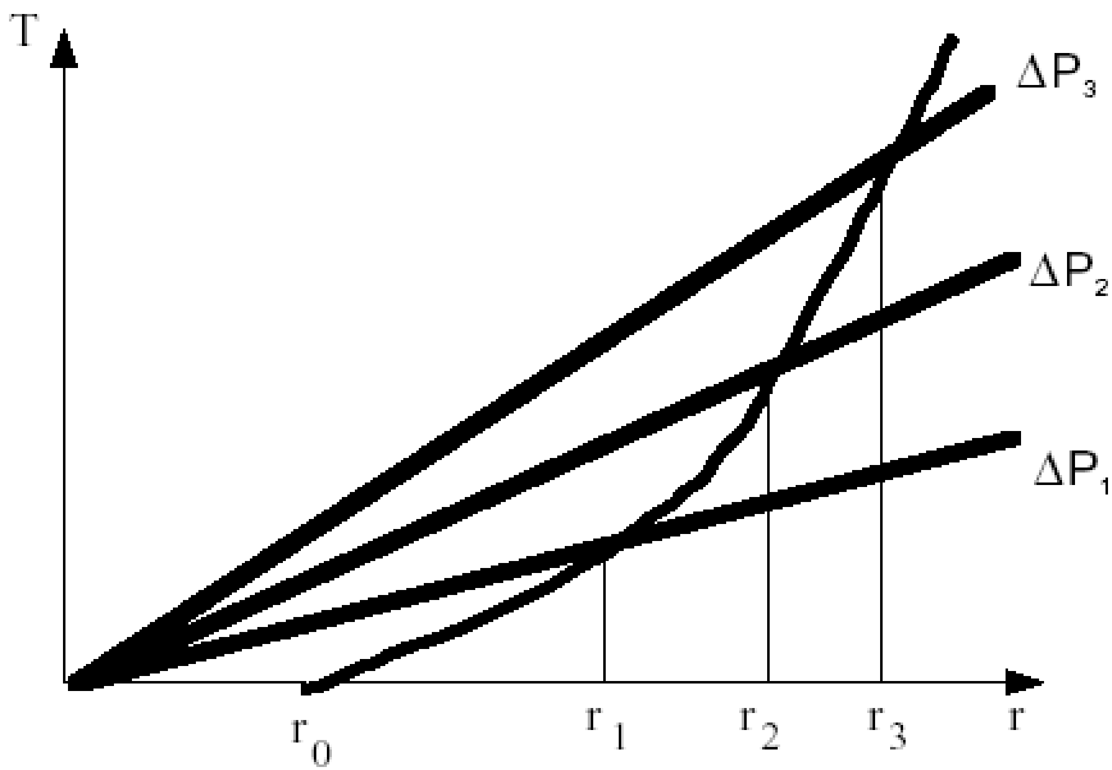
- <u>**r> re point A Ta>T'**</u>

le vaisseau (tendance à se rétrécir et le rayon va donc diminuer jus qu'a re

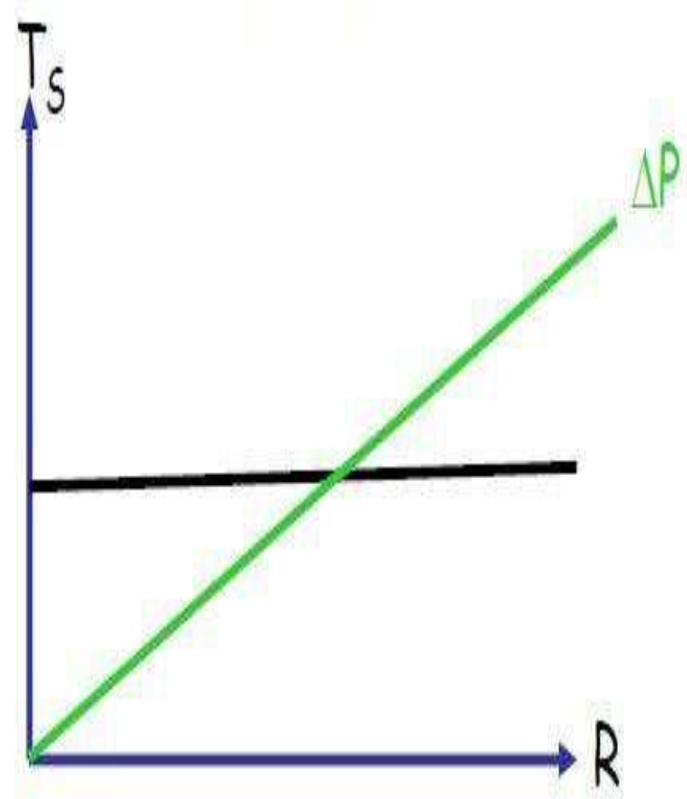
- <u>**r<re**</u> la tension Ts est insuffisante pour compenser ΔP→vaisseau va se dilater

le rayon va augmenter jusqu'à re

Lorsque la P↑, La pente de la relation $T = \Delta P.r$ est alors affectée. Le rayon d'équilibre évolue donc aussi



Artère musculaire pure :
contient uniquement des cellules musculaires lisses
Pour un état de contraction donné, la T est pratiquement indépendante de R.



Equilibre instable :
la T_S n'a varie pratiquement pas et ne peut pas compenser une variation du rayon
Si ΔP varie, éclatement ou fermeture du vaisseau

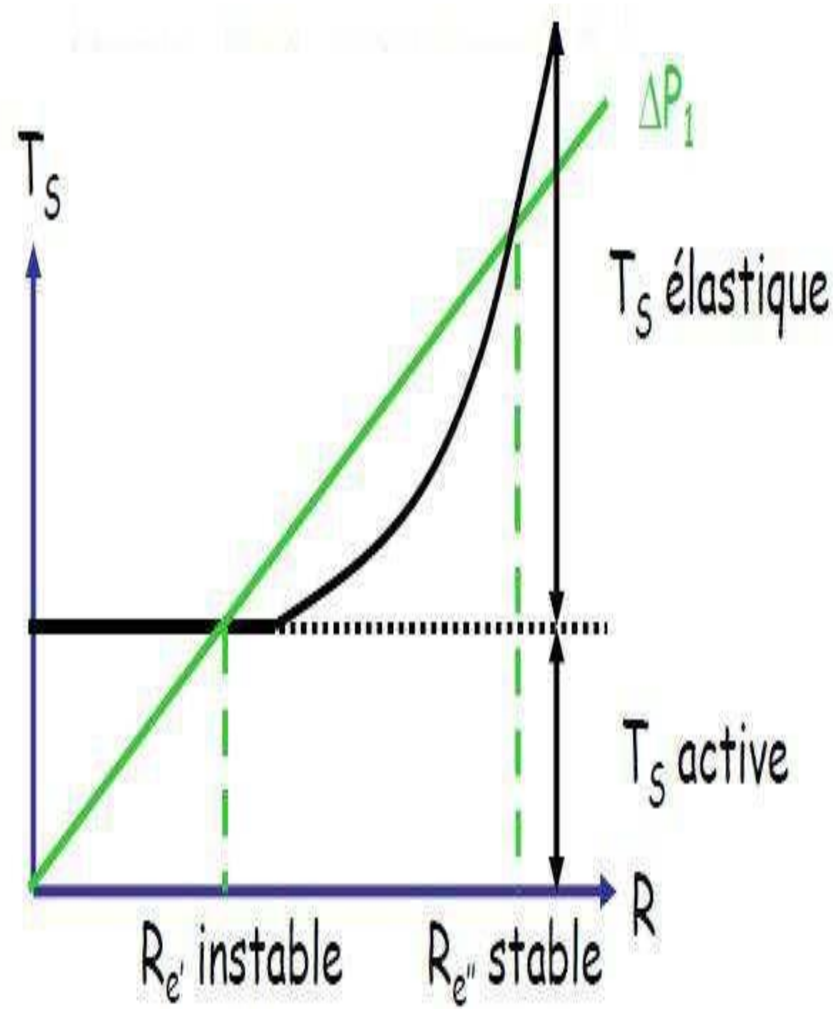
Artères musculoélastiques (artères mixtes)
Diagramme Tension-Rayon et rayon d’équilibre

composées de cellules musculaires lisses d’une part et d’élastine et de collagène d’autre part

Composante active : liée à l’intensité de la contraction musculaire
Fournie à l’artère son tonus de base

Composante élastique : adaptation du rayon en fonction de ΔP

L’équilibre entre ΔP et le T
correspond au rayon stable.



Biophysique

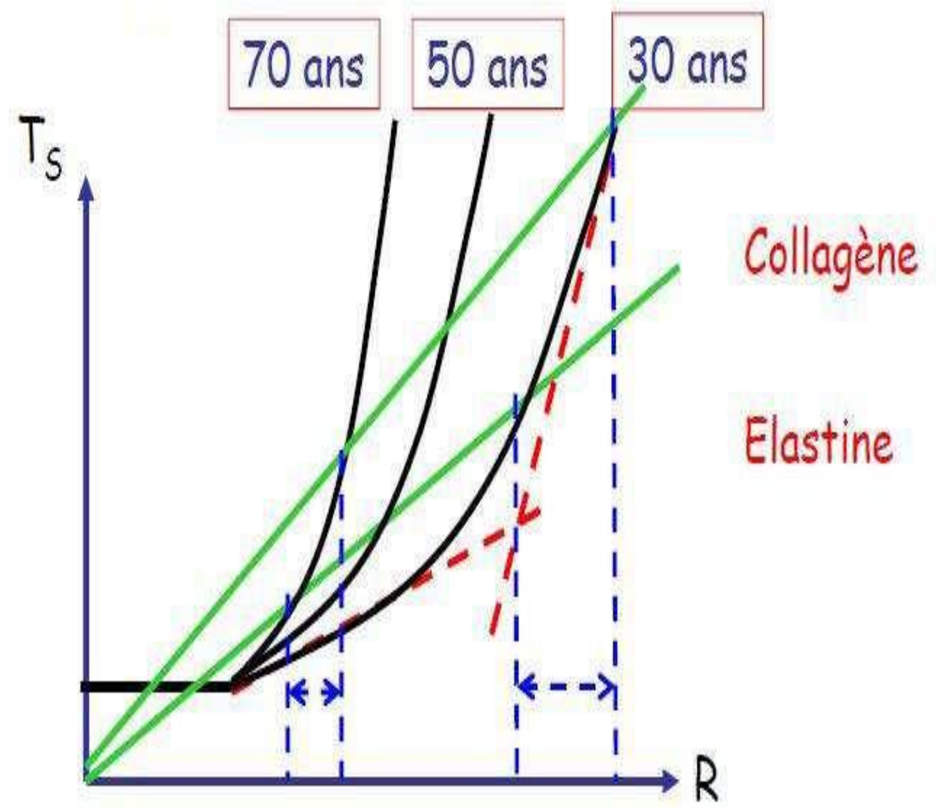
2éme Année Médecine

Effet de l'âge sur une artère mixte :

la paroi des artères se fibrose (augmentation du collagène et diminution de l'élastine)

➢ Pente à prédominance collagénique

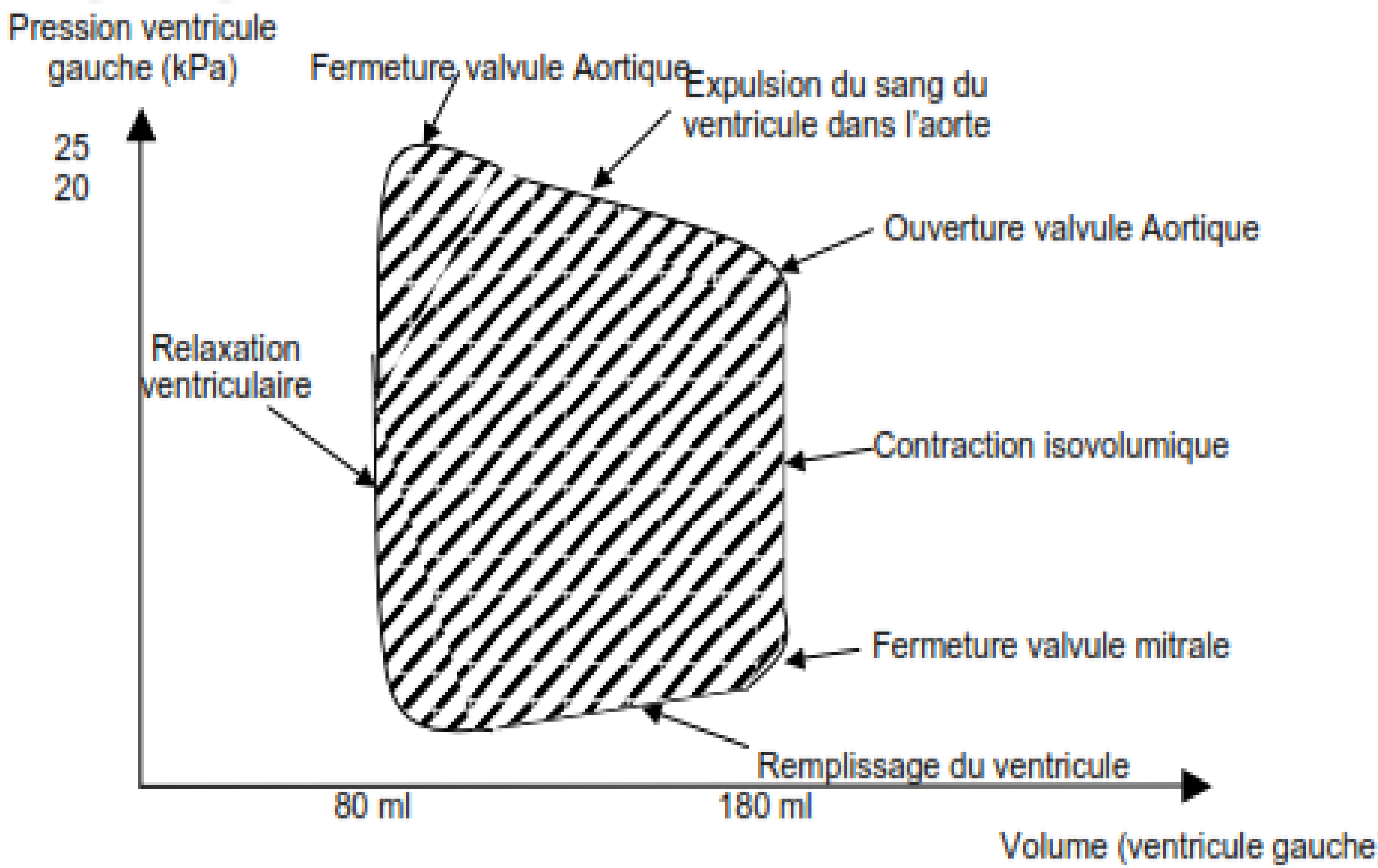
Modulation de moins en moins fine du rayon aux variations de pression.
Mauvaise adaptation du rayon aux variations de pression artérielle.



Notion de mécanique cardiaque

Le travail cardiaque est nécessaire car le sang est visqueux et l'écoulement se fait avec frottement : donc perte d'énergie alors que le système nécessite un apport d'énergie permanent.

Energie dégradée sous forme de chaleur.



Calculer cette surface qui reflète en fait le **travail** du ventricule.
On suppose que c'est un rectangle de cotés 100 ml et 20 kPa.

$$W=\Delta P.V$$

W= 20000 (N/m) x 100.10 (m^3) = 2J

- S'il y a une contraction par seconde, alors la puissance est de
 2 W.
- Dans le ventricule droit, la pression est 5 fois plus faible, avec le même volume. Le travail est donc diviser par 5.

Le cycle cardiaque du ventricule gauche

1. Contraction iso volumétrique

- ✓ après fermeture de la valve d’admission
- ✓ volume constant
- ✓ augmentation de la pression

2. Ejection

après ouverture de la valve d’éjection, à partir du moment où la pression ventriculaire >pression aortique

3. Relaxation isovolumétrique

- ✓ après fermeture de la valve d’éjection
- ✓ volume constante
- ✓ diminution de la pression

4. Remplissage

Apres ouverture de la valve d’admission à partir du moment où la pression atriale > pression ventriculaire dt

α

Travail mécanique Wm

On a $W = \Delta P.V$, $WM = \int \Delta P.dV$

Exemple : travail d'éjection du ventricule gauche P d'éjection = 100mmhg =13 ,3 kPa (N/m^2)
Le volume d'éjection =80 ml = 8.10^{-5} m^3
W= 1,06 N.m (j)

Travail de mise en tension du muscle cardiaque

Plus généralement au cours d'une contraction le travail de mise en tension vaut

$$WT = \alpha \int_{t1}^{t2} T dt$$

α= coefficient de proportionnalité
T = tension pariétale du ventricule
t = temps
Remarque : effet de la dilatation ventriculaire sur WT :
loi de Laplace : $\Delta P = T\,(1/r1 + 1/r2)$
Dilatation ventriculaire ↗r1 et r2
↗de T pour maintenir un même ΔP
↗WT

$$T = \frac{\text{pression du VG.rayon du VG}}{\text{epaisseur de la paroi}}$$

Le travail total $W = WM + WT = \int P.dV + \alpha \int_{t1}^{t2} T dt$

Le rendement mécanique de cœur

$$\frac{Wm}{Wm + Wt} = \frac{\int P.dV}{\int P.dV + \alpha \int_{t1}^{t2} T dt}$$

Ce rendement mécanique est très faible de l'ordre de 3% au repos il peut atteindre 10 à 15 % à l'effort. Ceci signifie que l'essentiel de l'énergie estutilisé à mettre Le cœur sous tension.