

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Formation Générale en Sciences Médicales – 2° année

Module cardiovasculaire

Denis Mariano-Goulart
 Faculté de médecine et CHRU de Montpellier
<http://scinti.etud.univ-montp1.fr>

OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

Etre capable de caractériser les paramètres physiologiques de la colonne de droite en raisonnant à partir des notions de biophysique de la colonne de gauche :

| | |
|--------------------------------------|--|
| Equation de continuité | Vitesse du sang |
| Ecoulements turbulents ou laminaires | Souffles & mesure de la tension artérielle |
| Loi de Poiseuille | Résistances vasculaires |
| Loi de Laplace | Modulation des résistances vasculaires |
| Elasticité des grosses artères | Puissance cardiaque & flux sanguin continu |
| Viscosité du sang non Newtonien | Effet Fahraeus-Lindqvist, embolies |
| Pression oncotique | Echanges capillaires, oedèmes |

MOYENS & FINALITE

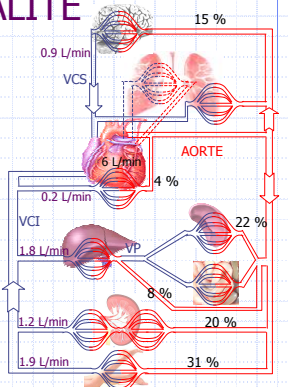
Deux pompes en série :

- Syst : 70 % vol. ; 10 cm Hg
- Pulm: 30 % vol. ; 2 cm Hg

3 secteurs ramifiés :

- Artériel : 17% vol.; 10 cm Hg
- Capillaire : 3% vol.; 2 cm Hg
- Veineux : 80% vol.; 1 cm Hg

Logistique du métabolisme :
 Apport d'O₂ et de nutriments
 Equilibre thermique
 Evacuation des déchets

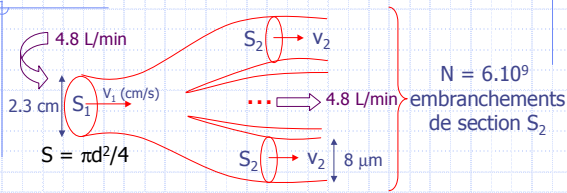


CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT

- ◆ Débits égaux des VD et VG
- ◆ Economie de la puissance cardiaque

- ◆ Perfusion aux organes modulable
- ◆ [GR] maintenue au fil des bifurcations
- ◆ Au niveau des capillaires : échanges
 - ◆ Ecoulement sanguin continu et lent

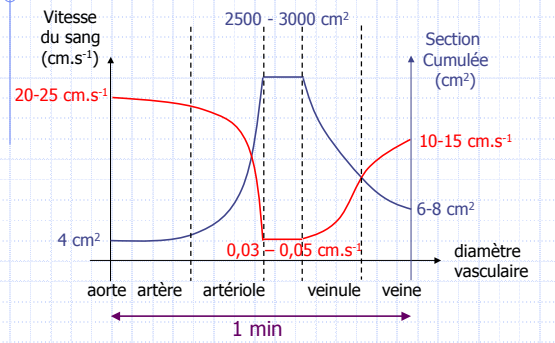
EQUATION DE CONTINUITÉ



$v_1 = 20 \text{ cm/s} \rightarrow v_2 = 0,3 \text{ mm/s}$

$N \cdot S_2 = 3000 \text{ cm}^2 \approx 55 \times 55 \text{ cm}^2 \gg 4 \text{ cm}^2 = S_1$

CONSEQUENCE: FLUX LENT AUX CAPILLAIRES



Introduction Vitesse Souffles Résistances Élasticité Pouls Viscosité Échanges

ÉCOULEMENT TURBULENT-LAMINAIRE

Écoulement laminaire si

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\eta} < 2400 \quad \text{i.e.} \quad v < v_c = \frac{2400 \cdot \eta}{\rho \cdot d}$$

◆ Situation physiologique :

- ◆ $v_c = 2400\eta/(\rho d) = 2400 \cdot 3 \cdot 10^{-3}/(1050 \cdot d)$
 - $v_c = 30 \text{ cm/s} > 20 \text{ cm/s}$ pour l'aorte ($d=0,023 \text{ m}$)
- ◆ donc régime laminaire dans l'aorte
- ◆ a fortiori dans les petits vaisseaux ($v_c \uparrow$ et $v \downarrow$)
- ◆ donc pas de souffle vasculaire sans pathologie

Introduction Vitesse Souffles Résistances Élasticité Pouls Viscosité Échanges

CONSEQUENCES PATHOLOGIQUES

Turbulent si $v > v_c = \frac{2400 \cdot \eta}{\rho \cdot d}$

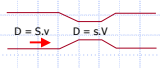
◆ Anémie :

- ◆ Loi d'Einstein-Batchelor : $\eta = \eta_s(1+2,6 \cdot H_t + \dots)$
- ◆ Si $H_t \downarrow$, alors $\eta \downarrow$ et Débit_{coeur} $\uparrow \Rightarrow v_c \downarrow$ et $v \uparrow$
- ◆ \Rightarrow écoulement turbulent et souffle

◆ Com. artério-veineuse :

- ◆ $v \uparrow \Rightarrow$ souffle
- ◆ Ex : Fistule a-v, persistance du canal artériel

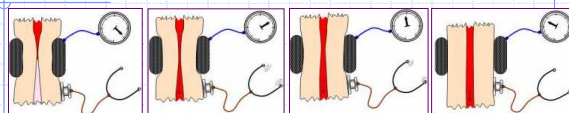
◆ Sténoses vasculaires :



- ◆ $v \uparrow \Rightarrow$ souffle
- ◆ Ex : athérome carotidien

Introduction Vitesse Souffles Résistances Élasticité Pouls Viscosité Échanges

SPHYGMOMANOMETRIE



| | | | |
|---------------------|---|---|--|
| écoulement empêché | écoulement turbulent permanent | écoulement turbulent en diastole | écoulement laminaire |
| | apparition du souffle $\Rightarrow P = TA_s$ | persistance du souffle $Ta_d < P < TA_s$ | disparition du souffle $\Rightarrow P = TA_d$ |
| Bruits de Korotkoff | | | |

Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pous Viscosité Echanges

LOI DE POISEUILLE

Régime laminaire, viscosité η constante $F_v = \eta \cdot S \cdot \frac{dv}{dr}$

$$\eta \cdot (2\pi \cdot r \cdot l) \cdot \frac{dv}{dr} = (P_A - P_B) \cdot \pi \cdot r^2$$

$$\frac{dv}{dr} = \frac{P_A - P_B}{2 \cdot \eta \cdot l} \cdot r \Rightarrow v = \frac{P_A - P_B}{4 \cdot \eta \cdot l} (a^2 - r^2)$$

masqué

Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pous Viscosité Echanges

LOI DE POISEUILLE

Régime laminaire, viscosité η constante $F_v = \eta \cdot S \cdot \frac{dv}{dr}$

$$\eta \cdot (2\pi \cdot r \cdot l) \cdot \frac{dv}{dr} = (P_A - P_B) \cdot \pi \cdot r^2$$

$$\frac{dv}{dr} = \frac{P_A - P_B}{2 \cdot \eta \cdot l} \cdot r \Rightarrow v = \frac{P_A - P_B}{4 \cdot \eta \cdot l} (a^2 - r^2)$$

masqué

Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pous Viscosité Echanges

LOI DE POISEUILLE

Régime laminaire, viscosité η constante $F_v = \eta \cdot S \cdot \frac{dv}{dr}$

$$\eta \cdot (2\pi \cdot r \cdot l) \cdot \frac{dv}{dr} = (P_A - P_B) \cdot \pi \cdot r^2$$

$$\frac{dv}{dr} = \frac{P_A - P_B}{2 \cdot \eta \cdot l} \cdot r \Rightarrow v = \frac{P_A - P_B}{4 \cdot \eta \cdot l} (a^2 - r^2)$$

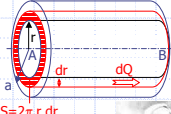
Remarque au passage :
Le **taux de cisaillement** croit linéairement de 0 dans l'axe du vaisseau à $(P_A - P_B) \cdot a / (2\eta l)$ au niveau des parois.

masqué

Introduction · Vitesse · Souffles · Résistances · Elasticité · Pouls · Viscosité · Echanges **masqué**

LOI DE POISEUILLE


Régime laminaire, viscosité η constante $F_v = \eta \cdot S \cdot \frac{dv}{dr}$

$$v = \frac{P_A - P_B}{4\eta l} (a^2 - r^2)$$


$dQ = S \cdot v = (2\pi \cdot r \cdot dr) \cdot v$

$$Q = \frac{P_A - P_B}{4\eta l} \cdot 2\pi \int_0^a r (a^2 - r^2) dr$$

Loi de Poiseuille (1797-1869)

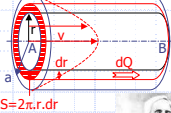
$$Q = \frac{P_A - P_B}{4\eta l} \cdot 2\pi \left[\frac{a^2 r^2}{2} - \frac{r^4}{4} \right]_0^a \Rightarrow Q = \frac{\pi \cdot a^4}{8 \cdot l \cdot \eta} (P_A - P_B) = \frac{1}{R} \cdot (P_A - P_B)$$


Introduction · Vitesse · Souffles · Résistances · Elasticité · Pouls · Viscosité · Echanges

LOI DE POISEUILLE


Régime laminaire, viscosité η constante $F_v = \eta \cdot S \cdot \frac{dv}{dr}$

$$\eta \cdot (2\pi \cdot r \cdot l) \cdot \frac{dv}{dr} = (P_A - P_B) \cdot \pi \cdot r^2$$

$$v = \frac{P_A - P_B}{4\eta l} (a^2 - r^2)$$


$dQ = S \cdot v = (2\pi \cdot r \cdot dr) \cdot v$

Loi de Poiseuille (1797-1869)

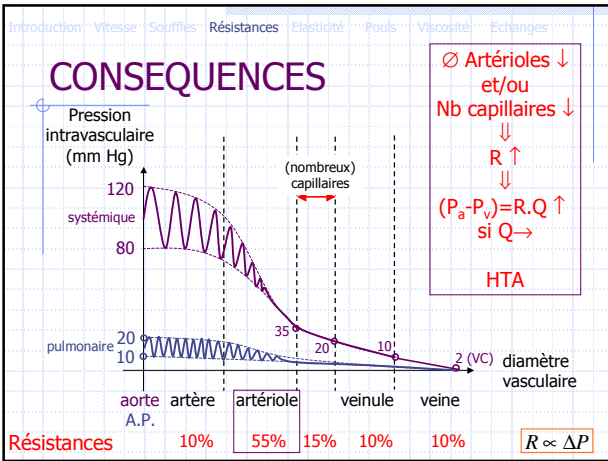
$$(P_A - P_B) = R \cdot Q = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot a^4} \cdot Q$$


Introduction · Vitesse · Souffles · Résistances · Elasticité · Pouls · Viscosité · Echanges

CONSEQUENCES

$$(P_A - P_B) = R \cdot Q = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot a^4} \cdot Q$$

- ◆ **Perte de charge du cœur aux capillaires**
- ◆ **Débit identique à tous les étages**
 - $Q(\text{aorte}) = Q(\text{artérioles}) = Q(\text{capillaires}) = Q(\text{veines})$
 - Donc $\Delta P = RQ \Rightarrow R$ proportionnel à ΔP : $R \propto \Delta P$
- ◆ **Résistances dépendantes des rayons**
 - ♦ rayon $\div 2 \Rightarrow$ résistance $\times 16$
 - ♦ Régulation du tonus vasculaire



Introduction: Vitesse Souffles Résistances Élasticité Pouls Viscosité Échanges masqué

LOI DE LAPLACE

$$F_s = 2\pi \cdot a \cdot \sigma$$

$$F_p = \Delta P \cdot \int dS \cdot \cos \alpha = \Delta P \cdot \pi \cdot a^2$$

$$2\pi \cdot a \cdot \sigma = \Delta P \cdot \pi \cdot a^2 \Rightarrow \Delta P = \frac{2 \cdot \sigma}{a}$$

Dans le cas général : $\Delta P = \sigma \left(\frac{1}{a_1} + \frac{1}{a_2} \right)$

Dans le cas d'un vaisseau cylindrique: $a_1 = a$ et $a_2 = +\infty$:

$\Delta P = \frac{\sigma}{a} \Leftrightarrow \sigma = a \cdot \Delta P$

Introduction: Vitesse Souffles Résistances Élasticité Pouls Viscosité Échanges

CONSEQUENCES

- le tonus des cellules musculaires lisses contrôle le rayon des artérioles, donc leurs résistances.

$$(P_A - P_B) = R \cdot Q = \frac{8\eta \cdot l}{\pi \cdot a^4} Q$$

- Si le rayon double à ΔP identique, le débit est x16 :

la vasomotricité permet une régulation fine de la perfusion en fonction des besoins des organes

Tension superficielle

$\sigma_{\text{sang}} = \sigma_{\text{artère}}$

artère musculo-élastique

élastine

muscle

collagène

vaso constriction

Sanjo : $\sigma = a \cdot \Delta P$

Rayon artériel

Introduction · Vitesse · Souffles · Résistances · **Elasticité** · Pouls · Viscosité · Echanges

EFFET CAPACITIF DE L'AOORTE

L'aorte est élastique: $dV=C.dP$ $C = 6 \text{ cm}^3/\text{kPa}$
capacitance

$V_1 = Q_c dt$
 $V_2 = (Q_c - Q_a) dt$
 $dV = V_1 - V_2 = (Q_c - Q_a) dt$
 $dV = C.dP = (Q_c - Q_a) dt$
 $dP = R.dQ_a$
 donc : $RC \frac{dQ_a}{dt} + Q_a = Q_c$
 Soit, si Q_c est carré :

$Q_a = Q_c + k e^{-\frac{t}{RC}} \quad \text{si } t < t_s$

$Q_a = Q_a(t_s) e^{-\frac{(t-t_s)}{RC}} \quad \text{si } t > t_s$

Introduction · Vitesse · Souffles · Résistances · **Elasticité** · Pouls · Viscosité · Echanges

CONSEQUENCES: → débit continu

$Q_c = Q_c$
 $Q_a = Q_c - k' e^{-\frac{t}{RC}}$
 $Q_a = Q_a(t_s) e^{-\frac{(t-t_s)}{RC}}$
 $Q_a = Q_c \frac{t_s}{T}$
 $C \text{ (cm}^3/\text{kPa)}$

Introduction · Vitesse · Souffles · Résistances · **Elasticité** · Pouls · Viscosité · Echanges

CONSEQUENCES: Puissance cardiaque

Travail des forces de pression

$$dW = P.dV = (R.Q_a).(Q_a.dt) = R.Q_a^2.dt$$

$$W = R.\int Q_a^2 dt \quad \text{et} \quad \mathcal{P} = W/T$$

$\left(\frac{dW}{F} = \frac{dV}{S} \right)$
 dx
 $dW = F.dx$
 $= P.S dx = P.dV$

$C=0 : Q_a = Q_c \Rightarrow W_0 = R.\int_0^{t_s} Q_c^2 dt = R.Q_c^2.t_s$
 $C=\infty : Q_a = Q_c.t_s/T \Rightarrow W_\infty = R.\int_0^{t_s} (Q_c \frac{t_s}{T})^2 dt = R.Q_c^2 \frac{t_s^3}{T}$

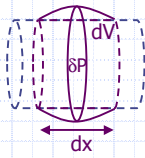
$W_\infty = W_0 \cdot \frac{t_s}{T} \quad \mathcal{P}_\infty = \mathcal{P}_0 \cdot \frac{t_s}{T} \quad \frac{t_s}{T} \approx 40\%$

Age ↑ ⇒ élasticité de l'aorte ↓ ⇒ travail du cœur ↑
Grosses artères : flux pulsé → flux continu

Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité **Pouls** Viscosité Echan **masqué**

ONDE DE PRESSION

- ◆ Inertie de la colonne de sang artérielle
 - ♦ Retard du passage du sang vers les artères périphériques lors de la systole
 - ♦ Effet capacitif de l'aorte qui propage une onde de (sur)pression mécanique = **pouls**



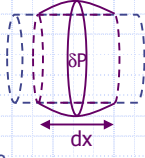
Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité **Pouls** Viscosité Echan **masqué**

ONDE DE PRESSION

- ◆ Modélisation* :
 - ↑ masse sur dx = entrée-sortie
 - Conservation de l'impulsion
 - E relie ΔP et S

Équation d'onde : $\Rightarrow \frac{\partial^2 \delta P}{\partial t^2} - \frac{E \cdot e}{2 \rho \cdot a} \frac{\partial^2 \delta P}{\partial x^2} = 0$

- D'où la célérité : $c = \sqrt{\frac{E \cdot e}{2 \rho \cdot a}} \approx 4 \text{ m/s}$
 - ♦ E = module de Young
 - ♦ e = épaisseur de la paroi artérielle
 - ♦ a = rayon de la paroi artérielle
 - ♦ ρ = masse volumique du sang
- $c_{\text{pouls}} \gg$ vitesse d'écoulement sanguin
- $c_{\text{pouls}} \uparrow$ mais amplitude de $\delta P \downarrow$ avec l'âge.



*http://www.lmm.jussieu.fr/~antkowiak/files/20092010_MSX02_chapitre3.pdf

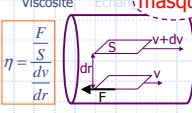
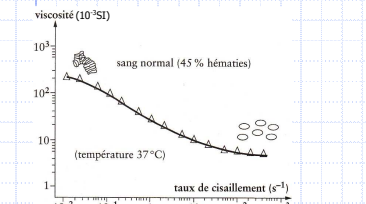
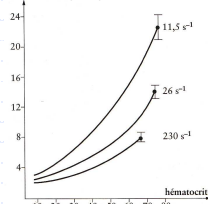
Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité **Pouls** Viscosité Echan **masqué**

SANG NON NEWTONIEN

La viscosité du sang ↑ si :

- ♦ la température ↓ : $\eta_{\text{eau}}(37^\circ) = 0,7 \text{ mPa}\cdot\text{s}$
- ♦ l'hématocrite ↑ : $\eta_{\text{sang}} = \eta_{\text{plasma}}(1 + 2,6 \text{ Ht})$
- ♦ $\eta_{\text{plasma}} \uparrow$: $\eta_{\text{plasma}} = \eta_{\text{eau}}(1 + k \cdot V_{\text{MM linéaires}} / \sqrt{\text{solution}} + \dots)$
- ♦ Taux de cisaillement $dv/dr \downarrow$

$\eta = \frac{F}{S} \frac{dv}{dr}$






Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pouls Viscosité Echanges

SANG NON NEWTONIEN

$$\eta_{\text{sang}} = 0,7 \cdot 10^{-3} \cdot (1 + k \cdot V_{\text{MM linéaires}} / V_{\text{solution}} + \dots) \cdot (1 + 2,6 \text{ Ht})$$

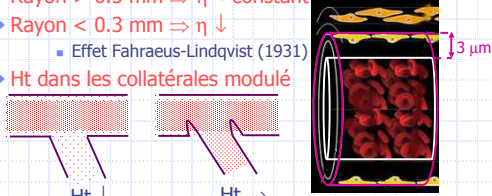
- ◆ La viscosité du sang ↑ si
 - [Macromolécules linéaires] ↑ :
 - α2-globulines, fibrinogène ou médicaments (dextranes)
 - Hématocrite ↑ : Polyglobulie
- ◆ Agrégation des GR en rouleaux si Q ↓
 - Ce qui ↑ η_{sang}
 - Risque d'arrêt du débit sanguin si Q ↓
 - Cf. pathologie thrombo-embolique



Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pouls Viscosité Echanges

CONSEQUENCES

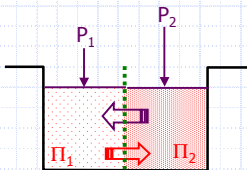
- ◆ Si Q ↑, pas d'amas mais :
 - Accumulation des GR autour de l'axe vasculaire
 - Couche de glissement plasmatique aux parois
 - Epaisseur (manchon plasmatique) ≈ 3 μm.
 - Rayon > 0.5 mm ⇒ η ≈ constant
 - Rayon < 0.3 mm ⇒ η ↓
 - Effet Fahraeus-Lindqvist (1931)
 - Ht dans les collatérales modulé



Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pouls Viscosité Echanges masqué

FLUX PAR GRADIENTS DE PRESSION OU DE CONCENTRATION

2 compartiments séparés par une membrane semi-perméable (aux molécules/ions de M < 10² g)



Flux de solvant + solutés diffusibles :

$$\phi_{1 \rightarrow 2}^1 = k \cdot [P_1 - P_2] < 0$$

$$\phi_{1 \rightarrow 2}^2 = k \cdot [\Pi_2 - \Pi_1] > 0$$

Π = R.T.c
pression oncotique

$$\Phi_{1 \rightarrow 2} = \phi_{1 \rightarrow 2}^1 + \phi_{1 \rightarrow 2}^2 = k \cdot [(P_1 - P_2) - (\Pi_1 - \Pi_2)]$$

Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pouls Viscosité Echanges

CONSEQUENCE: ECHANGES CAPILLAIRES

$$\Phi_{\rightarrow i} = k \cdot [(P - P_i) - (\Pi - \Pi_i)]$$

pressions en mm Hg

$\Phi_{\rightarrow i} = k \cdot [P - P_i] = \begin{cases} 30.k \\ 16.k \end{cases}$
 $\Phi_{i \rightarrow} = k \cdot [\Pi - \Pi_i] = 23.k$
 $\Phi_{\rightarrow i} = k \cdot [(P - P_i) - (\Pi - \Pi_i)]$
 $\Phi_{a \rightarrow i} = \Phi_{i \rightarrow v} = 7.k$

Equilibre moyen dans des conditions physiologiques

Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pouls Viscosité Echanges

CONSEQUENCE: OEDEMES

pressions en mm Hg

conditions physiologiques

Insuffisance cardiaque : $P_v \uparrow$
 $\Phi_{\rightarrow i} = k \cdot [(P - P_i) - (\Pi - \Pi_i)]$
 Insuffisance hépatique : $\Pi \downarrow$
 par déficit en protéines
 $\Phi_{\rightarrow i} = k \cdot [(P - P_i) - (\Pi - \Pi_i)]$
 Inflammation des capillaires:
 \uparrow perméabilité aux protéines
 $\Phi_{\rightarrow i} = k \cdot [(P - P_i) - (\Pi - \Pi_i)]$

oedèmes

Introduction Vitesse Souffles Résistances Elasticité Pouls Viscosité Echanges

CONCLUSION

Désormais, vous devez être capable de caractériser les paramètres physiologiques de la colonne de droite en raisonnant à partir des notions de biophysique de la colonne de gauche :

| | |
|--|---|
| Equation de continuité : $v = D/S \downarrow \uparrow$ | Vitesse v_{aort} \downarrow de l'aorte aux capillaires |
| R \rightarrow Ecoulements normaux laminaires | Anémie ou sténose \rightarrow turbulent \rightarrow souffle |
| Loi de Poiseuille $\Delta P = R(1/a^4) \cdot Q$ | Résist. vasculaires \leftrightarrow rayons (artérioles) |
| Lois de Laplace $\Delta P = \sigma/a$ | Vasomotricité artérielle |
| Elasticité des grosses artères | \downarrow P. cardiaque & flux sanguin continu |
| η (MM linéaires, Ht, T, dv/dr) | Mécanismes des embolies par stase |
| Pression oncotique et hydrostatique | Mécanismes des oedèmes |

BIOMECANIQUE CARDIAQUE

Formation Générale en Sciences Médicales – 2° année

Module cardiovasculaire

Denis Mariano-Goulart
Faculté de médecine et CHRU de Montpellier
<http://scinti.etud.univ-montp1.fr>

OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

Etre capable de caractériser les paramètres physiologiques de la colonne de droite en raisonnant à partir des notions de biophysique de la colonne de gauche :

| | |
|--|---|
| Contraction cardiaque, loi de Laplace | Rétrocontrôle des débits (Loi de Starling) |
| Compliance ventriculaire | Cardiomégalie de l'insuffisance cardiaque |
| Compliance & contractilité ventriculaire | Courbe Pression – Volume d'un cycle |
| Travail cardiaque | Facteurs $\uparrow Q_{cr}$, Effets d'une cardiomégalie |
| Courbe $P=f(V)$ | Effets de la précharge et de la postcharge |
| | Effets de la contractilité, de la compliance |
| Synthèse | Compensation cardiaque d'une HTA |
| Turbulence | Souffles cardiaques normaux ou pas |



FONCTION CARDIAQUE

◆ Compenser la perte de charge

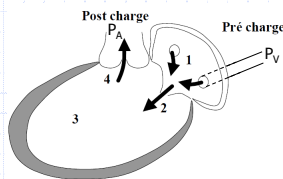
- $P_A - P_V = R \cdot Q$

◆ Sur 2 circulations, donc 2 pompes

- Pulmonaire : Postcharge $P_A \approx 15$ mm Hg
- Systémique: Postcharge $P_A \approx 100$ mm Hg
- Précharge: $P_V \approx 8$ mm Hg

◆ 2 pompes en série

- \Rightarrow Régulation: $Q_b = Q_g$



STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

CONTRACTION

myosine
actine
tropomyosine
Mg²⁺
ATP
troponine

Sarcomère
Myofibril

Elongation du sarcomère (cf. physio)

- => ↑ affinité de la troponine C pour Ca
- => ↑ contractilité

STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

LOI DE FRANK-STARLING (1914)

- ◆ Elongation du sarcomère
 - => ↑ Volume de Remplissage Diastolique = V_{TD}
- ◆ ↑ Contractilité
 - => ↑ Volume d'éjection systolique

VES ↑

Loi de Starling

Décompensation

V_{TD}

$\Delta P = \frac{T}{R} \leftrightarrow$
=> $\Delta P \downarrow$

Volume d'Ejection Systolique ↑
si
le Volume de Remplissage Diastolique ↑

STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

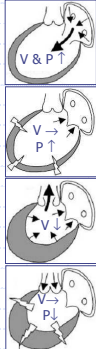
CONSEQUENCE

- ◆ $Q_D > Q_G \Rightarrow VTD_G \uparrow \Rightarrow Q_G \uparrow$
- ◆ Régulation automatique, intrinsèque des débits ventriculaires droit et gauche de telle sorte que $Q_D = Q_G$
- ◆ Mécanisme indispensable :
 - $Q_D = Q_G (1+1/1000) = 5,005 \text{ L/min}$
 - ⇒ Accumulation de 1L de sang dans les poumons en 200'~3h
 - ⇒ Mort par œdème pulmonaire

STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

4 TEMPS DU CYCLE CARDIAQUE

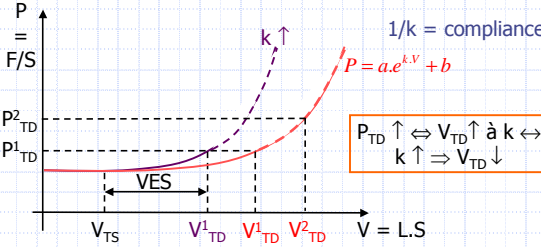
- ◆ Remplissage diastolique
- ◆ Contraction isovolumétrique
- ◆ Ejection
- ◆ Relaxation isovolumétrique



STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

REPLISSAGE DIASTOLIQUE

- ◆ Compliance ventriculaire sans contraction
- ◆ Phénomène passif, élastique, en diastole



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

$P = a.e^{k.V} + b$

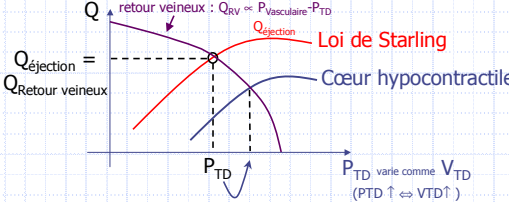
$1/k = \text{compliance}$

$P_{TD} \uparrow \leftrightarrow V_{TD} \uparrow \text{ à } k \leftrightarrow k \uparrow \Rightarrow V_{TD} \downarrow$

$V = L.S$

STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

CONSEQUENCE



retour veineux : $Q_{RV} \ll P_{Vasculaire} - P_{TD}$

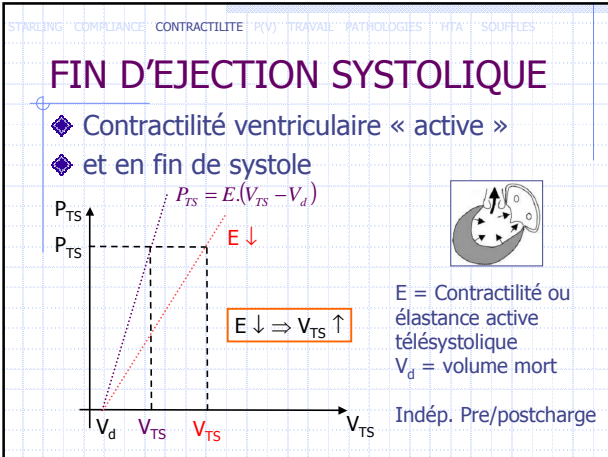
$Q_{\text{éjection}} = Q_{\text{retour veineux}}$

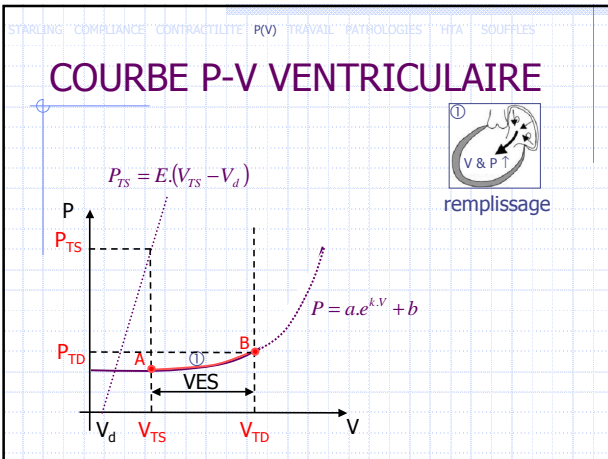
Loi de Starling

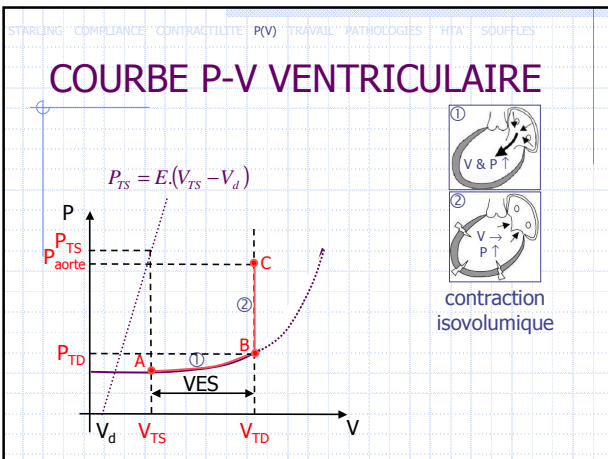
Cœur hypocontractile

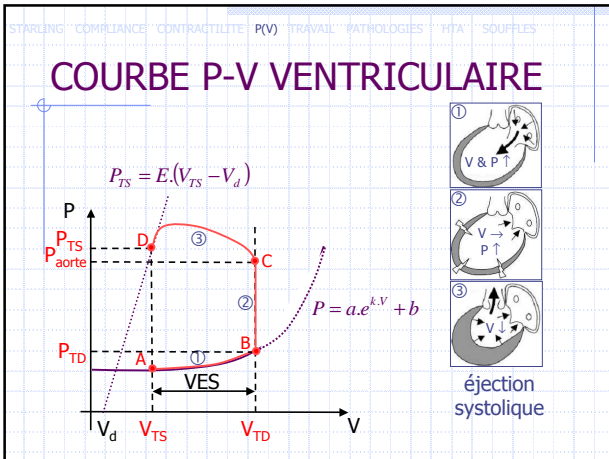
P_{TD} varie comme V_{TD}
($P_{TD} \uparrow \leftrightarrow V_{TD} \uparrow$)

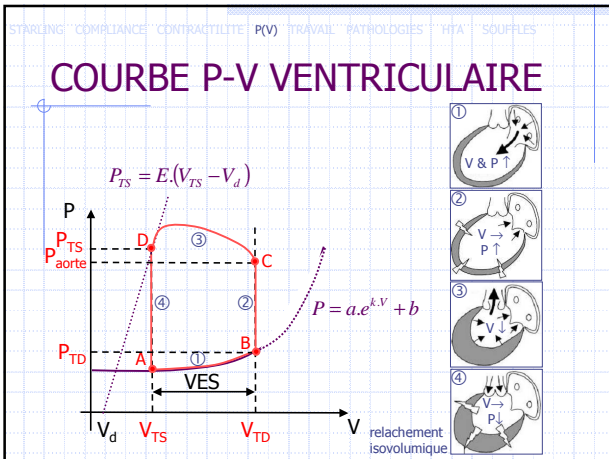
En cas d'insuffisance cardiaque à bas débit, la P_{TD} donc le V_{TD} du cœur augmente (cardiomégalie)

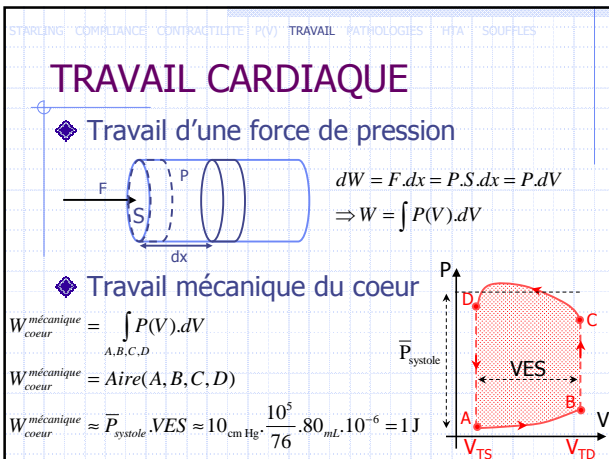






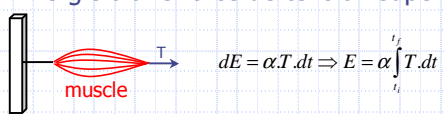


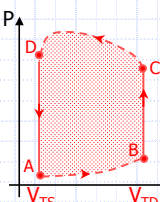




STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

TRAVAIL CARDIAQUE

- ◆ Energie d'une force de tension superficielle
 

$$dE = \alpha \cdot T \cdot dt \Rightarrow E = \alpha \int_{i_i}^{i_f} T \cdot dt$$
- ◆ Energie de tension du cœur
 

$$E_{VG}^{tension} \approx 19 \text{ J sur les intervalles [B, C] et [D, A]}$$

STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

TRAVAIL ET RENDEMENT CARDIAQUE

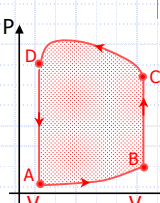
- ◆ Energie consommée par le cœur

$$E_{VG} = W_{VG}^{m\u00e9canique} + E_{VG}^{tension} = 1 \text{ J} + 19 \text{ J} = 20 \text{ J}$$

$$E_{VD} \approx \frac{1}{6} E_{VG} \approx 3 \text{ J}$$
- ◆ Rendement cardiaque VG


$$\rho = \frac{W_{m\u00e9canique}}{W_{m\u00e9canique} + E^{tension}} \approx \frac{1}{20} = 5\% \text{ au repos}$$

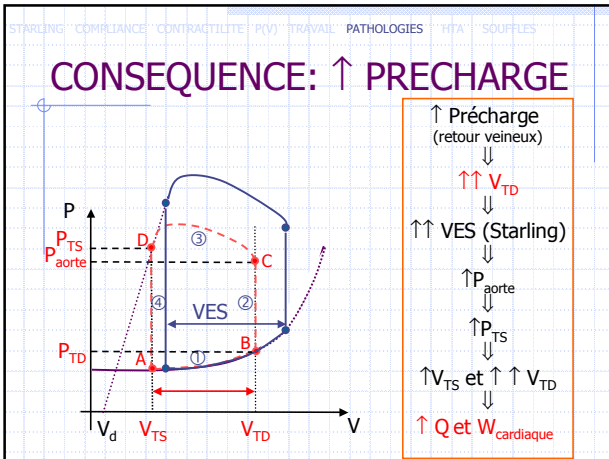
jusqu'à 10-15% à l'effort

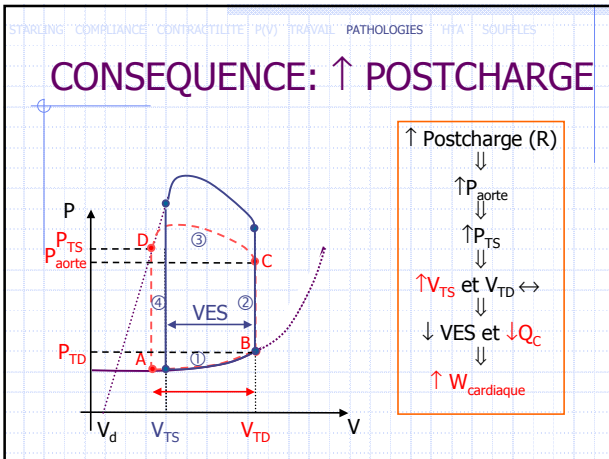


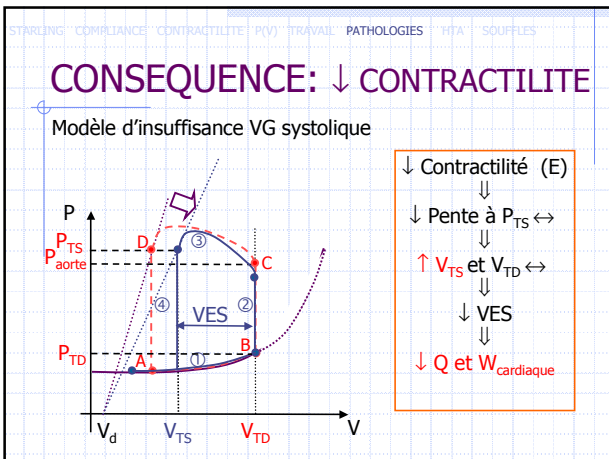
STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

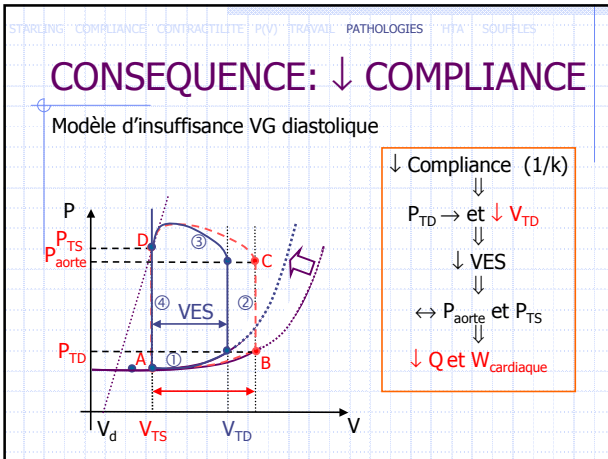
CONSEQUENCES

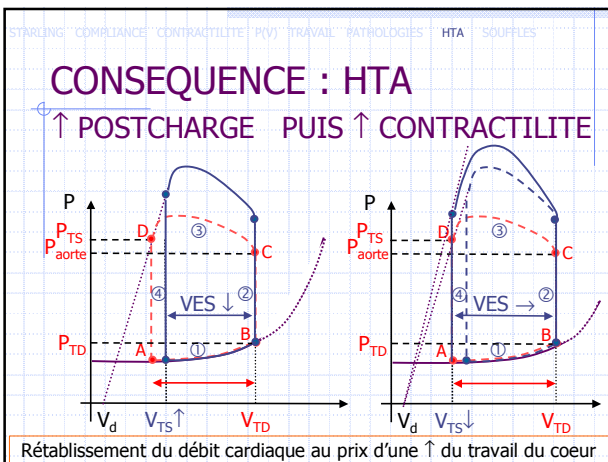
- ◆ La consommation énergétique du cœur dépend surtout de sa mise sous tension
 - ◆ Influence modérée du travail mécanique
 - ◆ Influence importante de la postcharge (âge)
 - ◆ Influence majeure de la fréquence cardiaque
- ◆ Effet d'une dilatation cardiaque :
 - ◆ Loi de Laplace : $\Delta P = T \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$
 - $(R_1, R_2) \uparrow \Leftrightarrow \Delta P \Rightarrow T \text{ et } E_{VG} \uparrow$

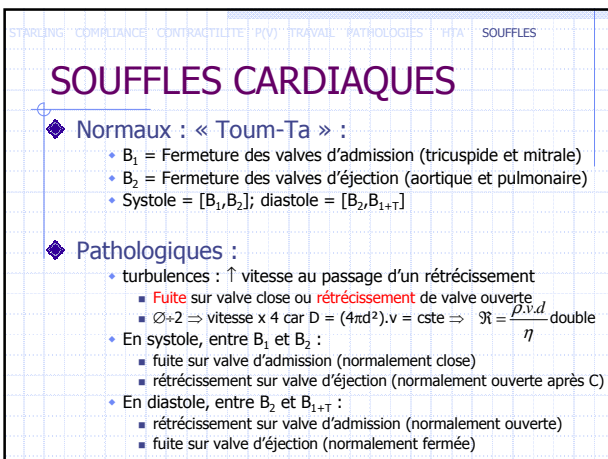












STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

CONCLUSION

Désormais, vous devez être capable de caractériser les paramètres physiologiques de la colonne de droite en raisonnant à partir des notions de biophysique de la colonne de gauche :

| | |
|--|---|
| Contraction cardiaque, loi de Laplace | $FES \propto V_{TD} \Rightarrow Q_b = Q_G$ |
| Compliance ventriculaire | Cardiomégalie de l'insuffisance cardiaque |
| Compliance & contractilité ventriculaire | Courbe Pression – Volume d'un cycle |
| Travail cardiaque | Facteurs $\uparrow Q_C$, Effets d'une cardiomégalie |
| Courbe $P=f(V)$ | précharge $\uparrow \Rightarrow \uparrow W_C$ et $\uparrow Q_C$ postcharge $\uparrow \Rightarrow \uparrow W_C$ et $\downarrow Q_C$ |
| | Contractilité, compliance $\downarrow \Rightarrow \downarrow W_C$ et Q_C |
| Synthèse | HTA $\Rightarrow \uparrow W_C$ et $\leftrightarrow Q_C$ |
| Turbulence | Souffles sur fuites ou rétrécissements |

STARLING COMPLIANCE CONTRACTILITE P(V) TRAVAIL PATHOLOGIES HTA SOUFFLES

BIBLIOGRAPHIE

- ◆ **Biophysique** (éditeur F. Grémy)
 - Médecine Sciences. Flammarion, 1982.
 - Simple et concis.
- ◆ **Physique pour les sciences de la vie.**
 - A. Bouyssi, M. Davier, B. Gatty
 - Tome 2. La matière. DIA Université, Bélin, 1987.
 - Un excellent compromis entre simplicité et approche scientifique.
- ◆ **Comprendre la physiologie cardiovasculaire**
 - P. d'Alché. Médecine Sciences Flammarion, 1999.
 - Une référence plus complexe sur le plan médical.

MERCI POUR VOTRE ATTENTION



<http://scinti.etud.univ-montp1.fr>
