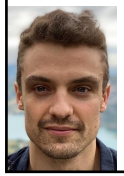
Université Claude Bernard Lyon 1

Biophysique de la Circulation

Mécanique des Fluides

La circulation sanguine

Anthime Flaus
Marc Janier
Service de Médecine Nucléaire
Hôpital GHE - cardiologie
Faculté Lyon-Est



1

HYDRODYNAMIQUE

Analogie électrique

- Notion de résistance au débit = loi d'Ohm hydraulique

Perte de charge	=	Résistance	*	Débit de fluide
ΔP	=	$[(8\,\eta\,l) / \pi\, r_0^4]$	*	D

- Analogie avec la loi d'Ohm

Différence de potentiel	=	Résistance	*	Débit de charge
ΔV	=	R	*	I

La résistance R est une fonction linéaire de η. Un liquide très visqueux s'écoule difficilement, alors que si η est négligeable on retrouve le supraconducteur (Bernouilli).

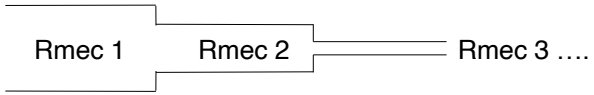
2

2

HYDRODYNAMIQUE

Caractérisation et quantification des écoulements

- Conséquence #1 : cas des conduits en série



Rmec tot = Rmec 1 + Rmec 2 + Rmec 3 ….

La résistance totale au débit à travers des éléments successifs en série équivaut à la somme des résistances de chaque élément

3

3

Association de résistance en série

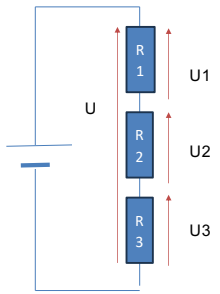
Les 3 résistances sont traversées par le même débit D
(= courant d'intensité I)

La loi d'Ohm hydraulique appliquée à chaque résistance donne :
P1 = R1 * D ; P2 = R2 * D ; P3 = R3 * D

La pression de l'ensemble est égale à la somme des pressions aux bornes de chaque résistance
(= tension U aux bornes de l'ensemble est égale à la somme des tensions aux bornes de chaque avec U = U1 + U2 + U3)

P = P1 + P2 + P3 = R1 * D + R2 * D + R3 * D
= (R1+R2+R3) * D

La résistance équivalente vaut donc R = R1+R2+R3

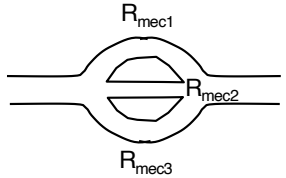


4

HYDRODYNAMIQUE

Caractérisation et quantification des écoulements

- Conséquence #2 : cas des conduits en parallèle



$$1/R_{mecTot} = 1/R_{mec1} + 1/R_{mec2} + 1/R_{mec3} \ldots.$$

- Si association résistance en parallèle et en série, il faut utiliser les 2 règles d'addition

4

5

Association de résistance en dérivation

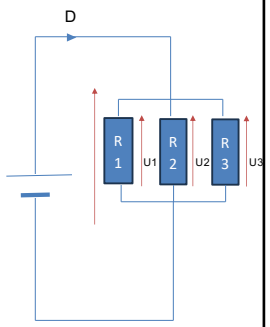
Les 3 résistances sont soumises à la même pression (= tension U)
Le débit principal D est égal à la somme des débits de chaque branche avec D = D1+D2+D3

La loi d'Ohm hydraulique appliquée à chaque résistance donne :
P1 = R1 * D1 ; P2 = R2 * D2 ; P3 = R3 * D3 avec P1 = P2 = P3 = P

D = D1+D2+D3 = P/R1 + P/R2 + P/R3

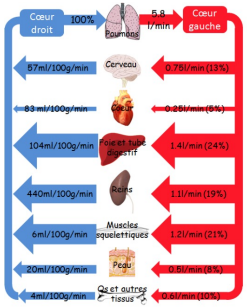
D = P (1/R1 + 1/R2 + 1/R3)

La résistance équivalente vaut donc :
1/R =(1/R1 + 1/R2 + 1/R3)

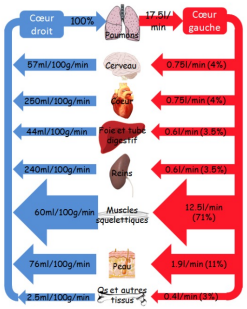


6

Variation du débit sanguin



AU REPOS



LORS D'UN EXERCICE PHYSIQUE INTENSE

https://ressources.unisciel.fr/physiologie/co/act4_Debit_sanguin_1.html

7

Le rôle des parois vasculaires

Débit de fluide	=	Perte de charge	/	Résistance
D	=	ΔP	/	R

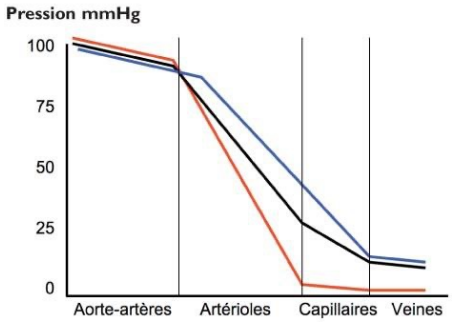
Selon la loi de Poiseuille $Q = \Delta P \frac{\pi}{8\eta l} r^4$

Les parois vasculaires influencent la régulation du débit via des mécanismes comme la vasodilatation et la vasoconstriction. Ces adaptations permettent une perfusion adaptée, notamment lors de l'effort.

6

8

Vasodilatation et la vasoconstriction = artériole ++++

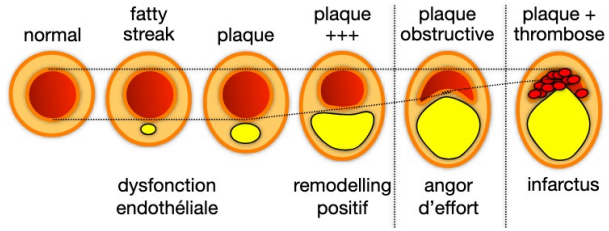


Parmi les mécanismes permettant ce phénomène de vasoconstriction ou vasodilatation, il en est un de première importance, le **système nerveux sympathique**.

https://www.revmed.ch/revue-medicale-suisse/2008/revue-medicale-suisse-183/aspects-physiopathologiques-de-la-microcirculation-aux-soins-intensifs

9

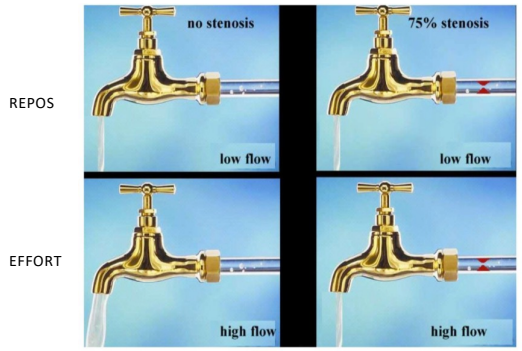
Imagerie scintigraphique du retentissement de la maladie athéromateuse



J Prior 2008

10

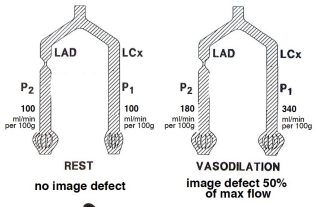
Physiopathologie : retentissement d'une sténose

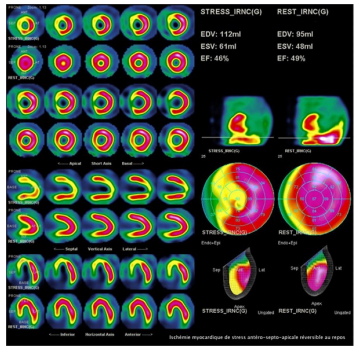


11

Principe de l'imagerie de perfusion en scintigraphie

La perfusion est généralement exprimée en termes de débit sanguin par unité de masse de tissu (ml/min/g) : D = ΔP /R

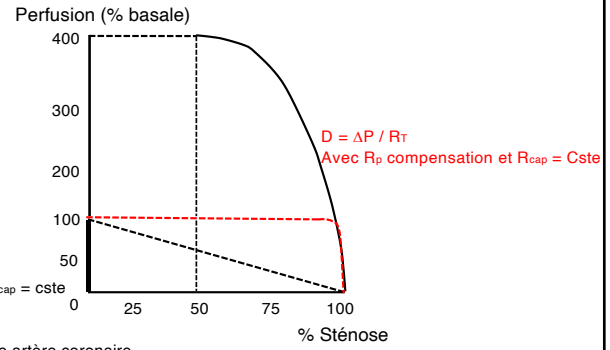




https://veccsa.com/_stagev/portfolio_page/d-spect-2/
https://www.fedecardio.org/je-m-informe/la-scintigraphie-myocardique/
https://www.scintiazur.fr/scintigraphie-cardiaque-dans-le-06-pres-du-83

12

Régulation de la perfusion
Courbe de Gould



R_{AC} = Résistance artère coronaire
R_a = Résistance artériole
R_{cap} = Résistance capillaire
R_T = Résistance totale

7

13