



Explorations ultrasonores des artères et des veines périphériques

TUSAR 2015-2016

Philippe Bonnin
Hôpital Lariboisière, Paris

Ph.BONNIN, R.FRESSONNET.
Notion d'hémodynamique et techniques ultrasonores pour l'exploration des artères.
J. Radiol. 2005; 86: 615-27.

Ph.BONNIN, O.BAILLIART, A.W.KEDRA.
Notion d'hémodynamique et techniques ultrasonores pour l'exploration des veines du cou et des membres.
J. Radiol. 2005; 86: 629-37.



Explorations ultrasonores des artères et des veines périphériques

TUSAR 2015-2016

Plan

- Éléments de Biophysiques, imagerie ultrasonore
- Éléments de Physiologie et de Physiopathologie
- Analyse des courbes vélocimétriques enregistrées
 - Exercice physique (Physiologie)
 - Sténose artérielle (Pathologie)
- Explorations ultrasonores des artères,
 - Physiopathologie &
 - Sémiologie ultrasonore
- Explorations des artères des membres inférieurs
- Explorations des artères cervicales
- Explorations des artères rénales
- Explorations vasculaire veineuse
 - des membres
 - cervicale



Éléments de Biophysique Imagerie Ultrasonore

(Déjà vu le 23 octobre)



Echographie bidimensionnelle

Dr Ph. Bonnin
Explorations, Tuteur
Hôpital LARIBOISIÈRE

991020:101737
P3-2 20mm Abdo

20 Oct 99
10:22:12

11m 1.0 14 1.1
1.90 11.5cm

Echelle 6
Dynam 25dB
Parallél Moy
CJ Moy
Opt-co:gén

Réflexion échos de même fréquence sur interfaces acoustiques formées par contact entre tissus dont impédance acoustique est différente (différence de teneur en eau et en graisse).

Techniques Doppler et bases de l'interprétation | ASSOCIATION DES HÔPITAUX PUBLICS DE PARIS

5

Echographie bidimensionnelle

sonde

Paroi antérieure de l'aorte

thrombus

Paroi postérieure de l'aorte

La vitesse de propagation des US +/- constante

décalage de tps émission-réception permet repérage en profondeur de l'interface acoustique.

Techniques Doppler et bases de l'interprétation

ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

6

Echographie bidimensionnelle

Sonde (~256/512 cristaux)

Paroi antérieure de l'aorte

thrombus

Paroi postérieure de l'aorte

Réflexion échos de même fréquence sur interfaces acoustiques formées par le contact entre des tissus dont l'impédance acoustique est différente (différence de teneur en eau et en graisse).

La vitesse de propagation des US est +/- constante

décalage de tps émission-réception permet repérage en profondeur de l'interface acoustique.

Techniques Doppler et bases de l'interprétation

ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

7

Echographie bidimensionnelle

Pré-angioplastie

Inf Vena Cava

r Renal Artery

Ao

On peut caractériser

- la paroi du vx
- le contenu
- les tissus adjacents

Exemple : dysplasie fibromusculaire de l'artère rénale droite

Pré- post-angioplastie-stenting

Post-angioplastie

Techniques Doppler et bases de l'interprétation

ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

8

Echographie bidimensionnelle

On peut caractériser

- la paroi du vx
- le contenu
- les tissus adjacents

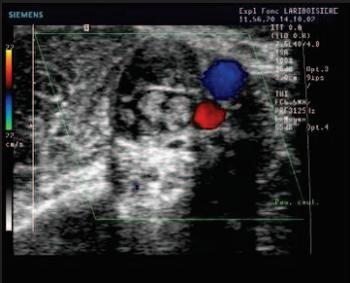
Exemple : thrombose d'une veine jugulaire interne

Techniques Doppler et bases de l'interprétation

ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

9

Echographie bidimensionnelle



On peut caractériser

- la paroi du vx
- le contenu
- les tissus adjacents

Exemple : neurinome post-radique du nerf médian

Techniques Doppler et bases de l'interprétation



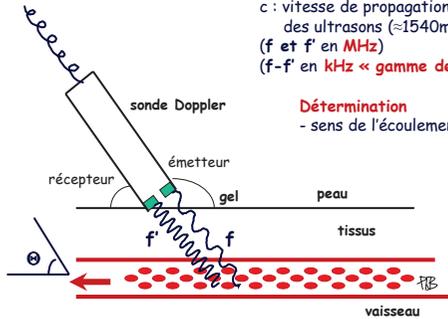
10

Effet Doppler, émission continue

$$f - f' = 2 f v \cos \theta / c$$

v : vitesses du sang
c : vitesse de propagation des ultrasons ($\approx 1540\text{m/s}$)
(f et f' en MHz)
(f-f' en kHz « gamme des fréquences audibles »)

Détermination
- sens de l'écoulement par rapport à la sonde




11

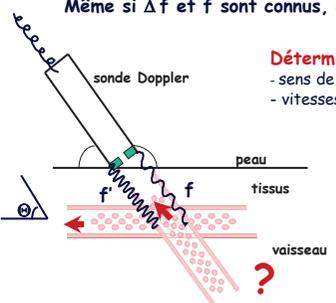
Effet Doppler, émission continue

En fait, absence de connaissance de l'angle entre l'axe du faisceau Doppler et l'axe du vaisseau

$$f - f' = 2 f v \cos \theta (?) / c \quad (v : \text{vitesses du sang}, c : 1540 \text{ m/s})$$

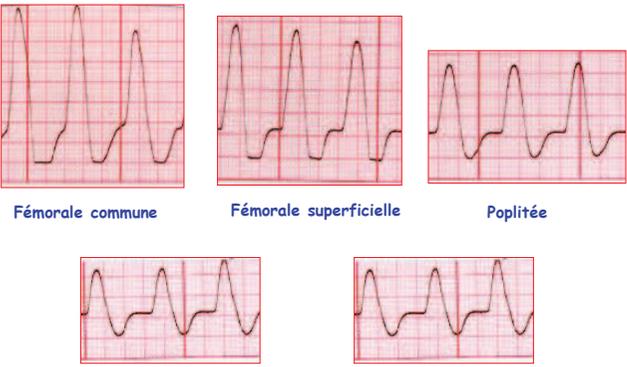
Même si Δf et f sont connus, comme θ inconnu $\rightarrow v$ inconnue en valeur absolue

Détermination
- sens de l'écoulement
- vitesses du sang (de façon QUALITATIVE)




12

Effet Doppler, émission continue



Fémorale commune Fémorale superficielle Poplitée

Tibiale ant. Tibiale post.

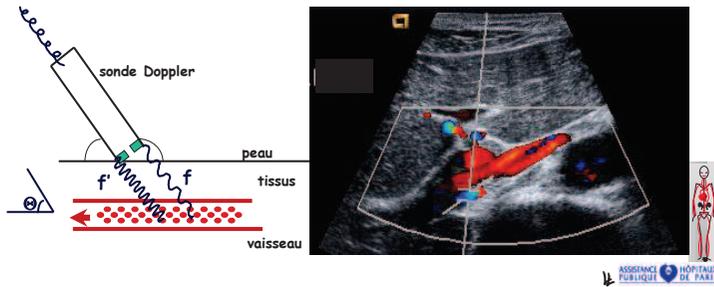


Effet Doppler

pour connaître l'angle entre l'axe du faisceau Doppler et l'axe du vaisseau, il faut associé à une imagerie US passant par l'axe longitudinal du vaisseau

on pratique la « correction angulaire Θ »

pour déterminer
- vitesses circulatoires (en VALEUR ABSOLUE)



Effet Doppler

Erreur de précision sur la mesure des vitesses en valeur absolue
En rapport avec l'erreur sur la correction angulaire (Θ)

Angle en degré	Cos	Erreur de +/-3° (%)
0	1,00	0
5	1,00	1
10	0,98	2
15	0,97	3
20	0,94	4
25	0,91	5
30	0,87	6
35	0,82	7
40	0,77	9
45	0,71	10 (+/-5%)
50	0,64	12
55	0,57	15
60	0,50	18

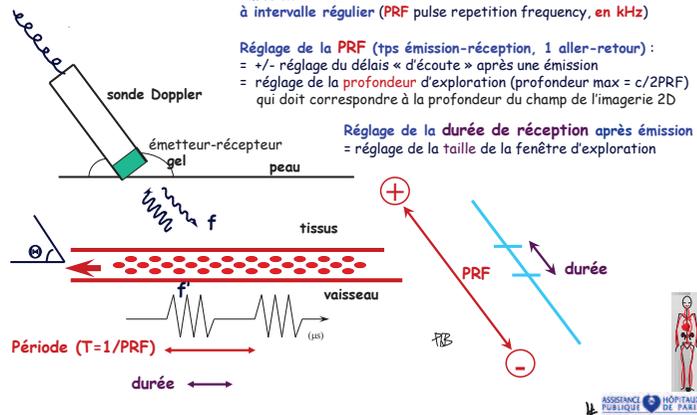
$$\Delta F = 2 F V \cos \Theta / C$$

Effet Doppler, émission pulsée

émission de courte durée
à intervalle régulier (PRF pulse repetition frequency, en kHz)

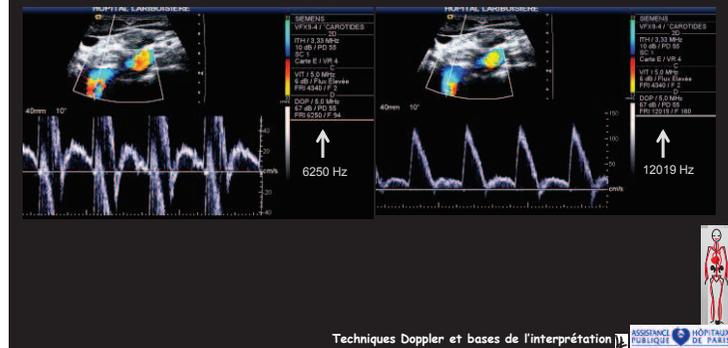
Réglage de la PRF (tps émission-réception, 1 aller-retour) :
= +/- réglage du délai « d'écoute » après une émission
= réglage de la profondeur d'exploration (profondeur max = c/2PRF)
qui doit correspondre à la profondeur du champ de l'imagerie 2D

Réglage de la durée de réception après émission
= réglage de la taille de la fenêtre d'exploration

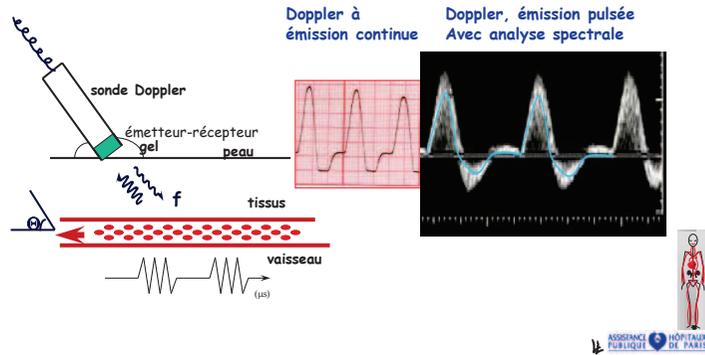


Effet Doppler, émission pulsée

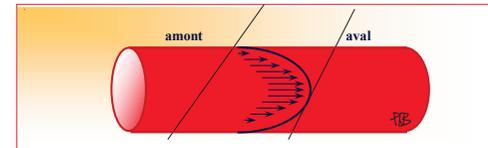
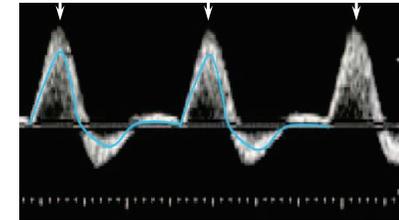
Si PRF trop faible,
→ phénomène de repliement spectral
(problème de fréquence d'échantillonnage)



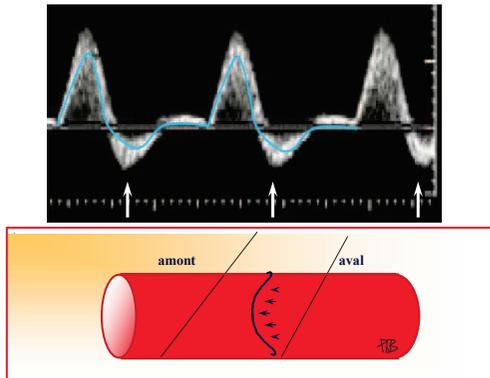
Effet Doppler, émission pulsée Avec Analyse Spectrale



Analyse spectrale Flux systolique : distribution parabolique du profil des vitesses

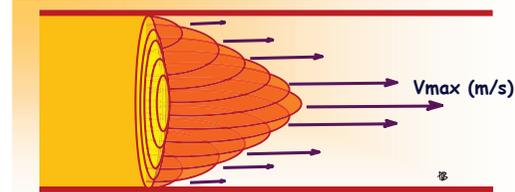


Analyse spectrale Reflux diastolique



Profil des vitesses dans les vaisseaux

Profil des vitesses circulatoires dans une artère

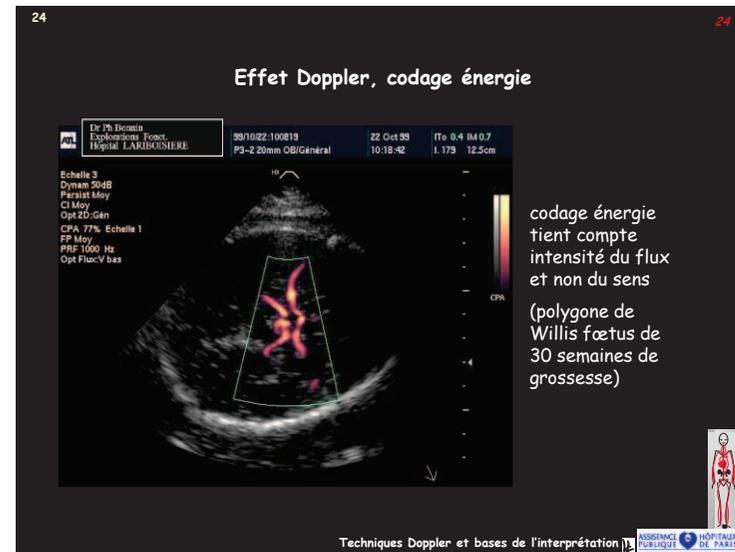
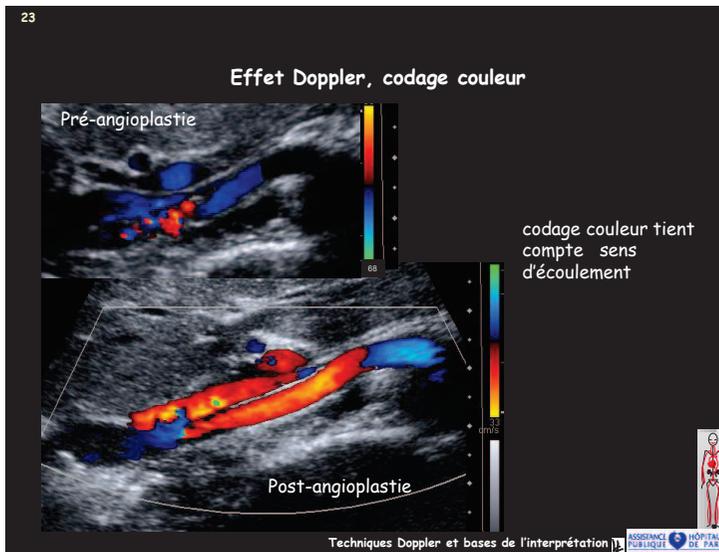
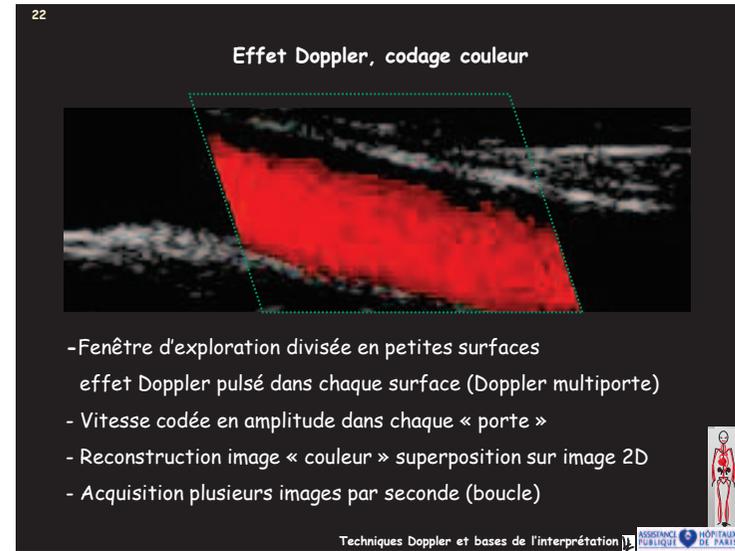
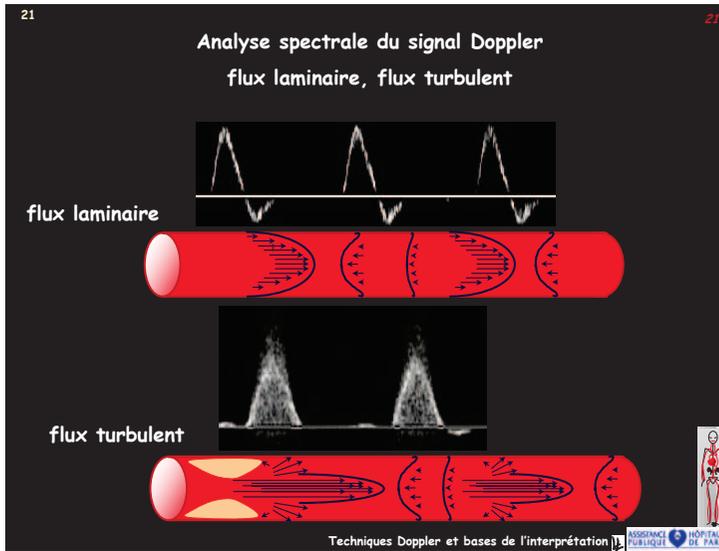


Profil des vitesses parabolique (flux laminaire)

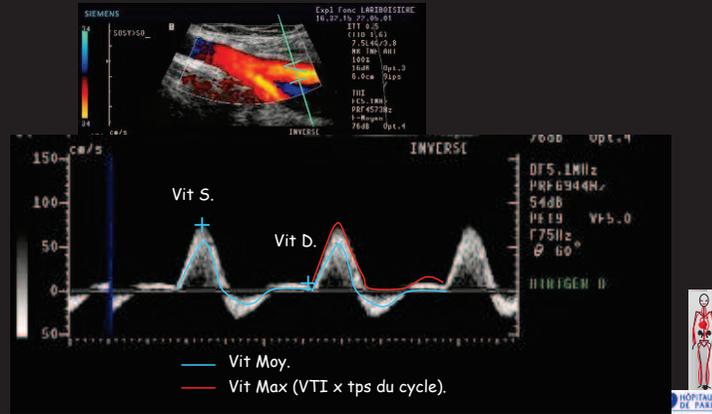
Profil des vitesses circulatoires dans une artériole



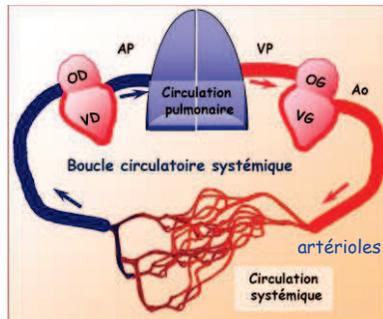
Profil des vitesses turbulent (turbulo-laminaire)



Effet Doppler, émission pulsée, analyse spectrale



Éléments de Physiologie et de Physiopathologie



La boucle circulatoire (rappel)

Disposition en série de la boucle circulatoire

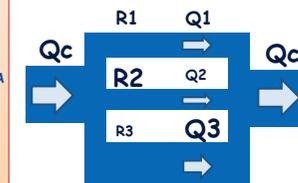
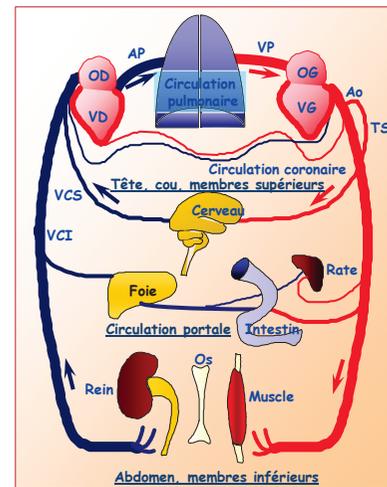
Un même débit Q est retrouvé quelque soit la position sur la boucle
On peut écrire :



$P_{ao} - P_{vc} = (P_i - P_1) = (P_1 - P_2) + (P_2 - P_{vc})$
 Résistance totale = somme des Résistances locales = $R_1 + R_2 + R_3$
 $(P_{ao} - P_{vc}) / Q = (P_{ao} - P_1) / Q + (P_1 - P_2) / Q + (P_2 - P_{vc}) / Q$



4. Les circulations locales



$Q_c \text{ (débit card)} = Q_1 + Q_2 + Q_3$

$Q_c / (P_{ao} - P_{vc}) = \frac{Q_1}{(P_i - P_o)} + \frac{Q_2}{(P_i - P_o)} + \frac{Q_3}{(P_i - P_o)}$

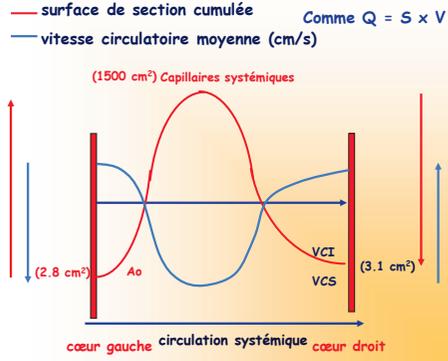
$1 / R_{ST} = 1 / R_1 + 1 / R_2 + 1 / R_3$



4. Les circulations locales

Évolution de la surface de section cumulée des vaisseaux

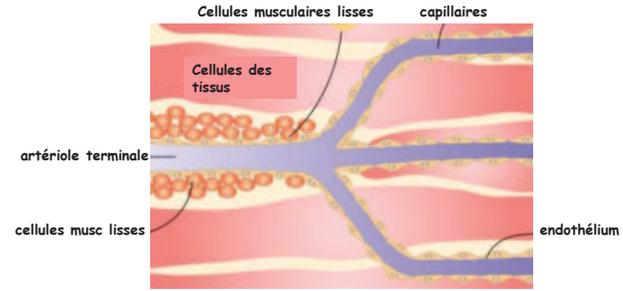
Quelle que soit la distance par rapport au cœur, le débit reste constant



Lieu de variation de la Rh locale, les artères de résistance

Les artères de résistance sont des artères

- de taille réduite (10 à 300μ)
- qui contrôlent le débit et la pression en aval (pas en amont !!!)
- par leur capacité à changer de diamètre



la Rh locale

la résistance hémodynamique locale

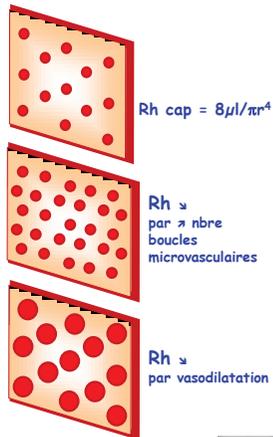
- est \propto à la surface cumulée perméable
- varie en fonction:

• Du nombre de micro-vaisseaux

- densité micro-vasculaire
- nombre de micro-vaisseaux « ouverts » à un instant donné,
 - Tissus à faible métabolisme (muscle au repos, tube digestif à jeun, ...) (forte Rh)
 - Tissus à fort métabolisme (cerveau, rein, ...) (faible Rh)

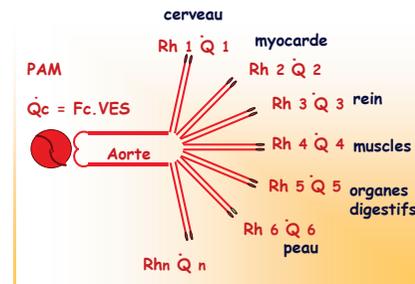
• De l'état de la vasomotricité locale

- Tissu musculaire au repos (forte Rh)
- Tissu musculaire en activité : (recrutement micro-vasculaire) ET vasodilatation artériolaire (faible Rh)



Schématisation du système à haute pression conduction du sang

Fonctions d'entrée Fonctions de sortie



$$1/RST = \sum_n^1 [1/Rh_n]$$

Loi de Poiseuille
 $PA \propto Q_c \cdot Rh_{Syst\ Totale}$



Schématisation du système à haute pression

Grandeurs réglées
 P Art Moy
 Qc
 +/- Q locaux

Grandeurs réglantes
 VES
 Fc
 Rh Syst Totale
 Volémie

Loi de Poiseuille
 PA \propto Qc. Rh Syst Totale

$Qc = Fc \cdot VES$
 $Qc = \sum_n [Qn]$
 $Qn = PA / Rh n$
 $1/RST = \sum_n [1/Rhn]$

Ce qui prime : **Régulation d'organisme**
 (homéostasie de la pression artérielle et du débit cardiaque)

Ensuite : **Régulation d'organe**
 (Qlocal réglé par ajustement de la Rhlocale en fonction de PA pour couverture métabolique)

Ajustement sous contrôle du SYST. NERV. AUTONOME

Les grandeurs hémodynamiques

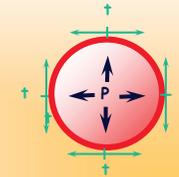
Grandeurs Hémodynamiques

- 1) Volumes :
 Artères : 700 ml
 Capillaires : 300 ml
 Veines : 3500 ml
 Circ. Pulm : 500 ml (so)

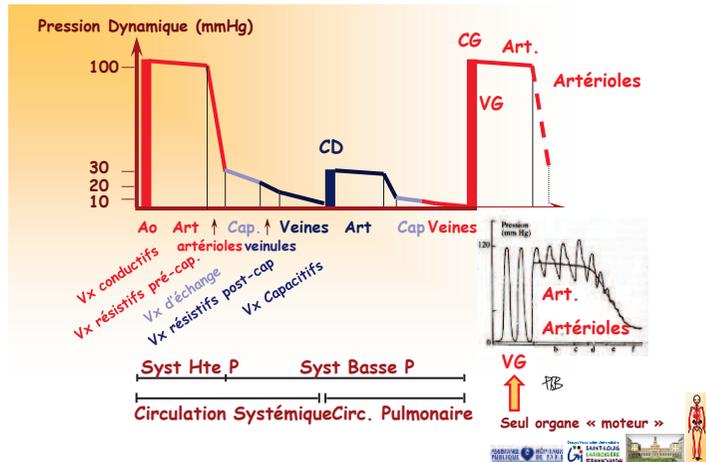
- 2) Pressions :
 P totale = P dyn + P hydrostatique
 = P intra vasculaire

P transmurale = P intra vasc - P extra vasc

- 3) Tension : $\uparrow = P \text{ transmurale} \times r$



L'évolution de la pression dynamique



Effet de la modification de la résistance hémodynamique locale sur le débit sanguin local et les vitesses circulatoires

Territoires à fortes résistances hémodynamiques

P1 Pic syst. 50 cm/s P2

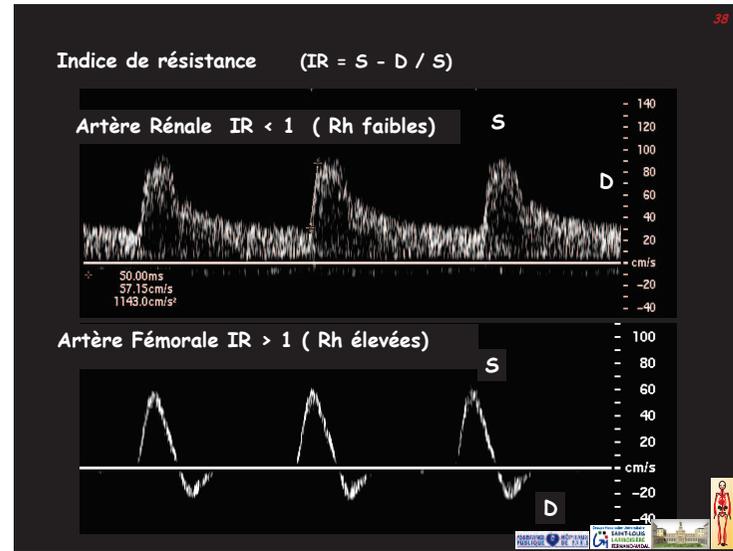
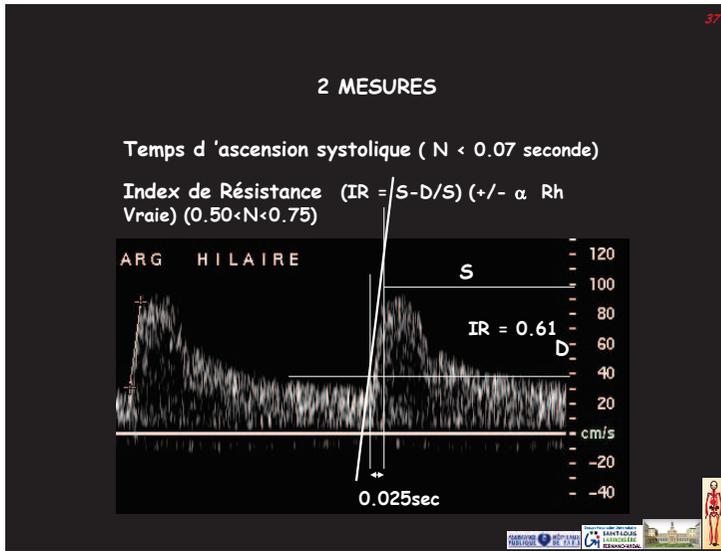
P1 > P2

Artère fémorale commune

Territoires à faibles résistances hémodynamiques

P1 Pic syst. 60 cm/s P2

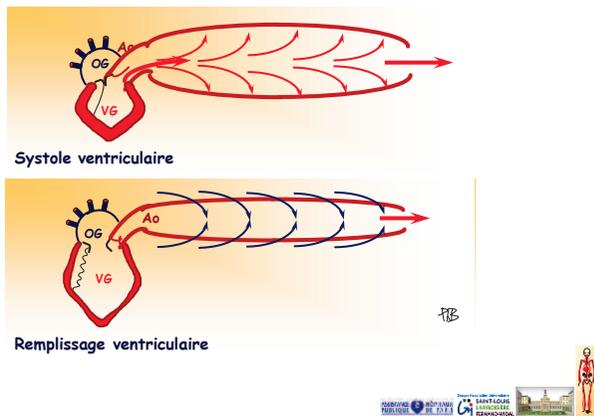
P1 > P2



39

Schématisation du syst. à haute pression **amortissement de l'onde de P**

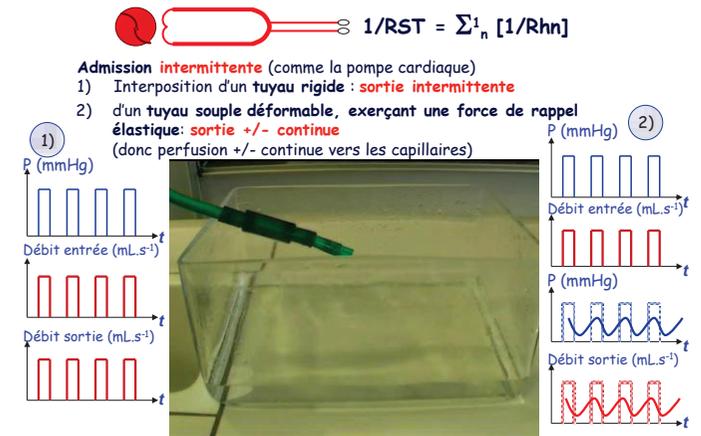
Effet windkessel

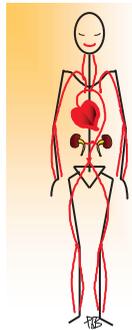


40

Schématisation du syst. à haute pression **amortissement de l'onde de P**

Effet windkessel





Que peut apporter l'analyse des courbes vélocimétriques enregistrées

dans différentes circulations locales

Quelques exemples ...

- I) Exercice physique (Physiologie)
- II) sténose artérielle (Pathologie)



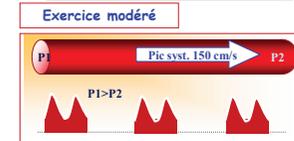
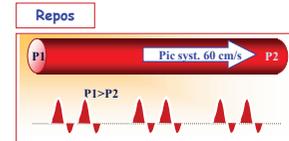
I) Exercice physique

• Adaptation de la vasomotricité locale

- Tissu musculaire au repos (Rh forte)
- Tissu musculaire en activité : recrutement micro-vasculaire ET vasodilatation artériolaire (Rh faible)

• Résultats

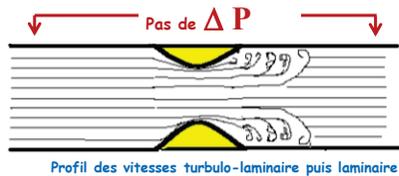
- Augmentation de toutes les vitesses circulatoires
- Sur l'artère d'amont (vasodilatation flux dépendante (FMD))
- Augmentation de la PA
- DONC, AUGMENTATION DU DEBIT DE PERFUSSION



Hémodynamique artérielle normale



II) Hémodynamique d'une sténose artérielle modérée



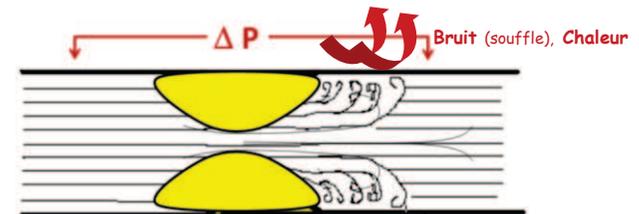
Théorème de Bernoulli

Energie totale = énergie potentielle + énergie cinétique (P dyn)



Hémodynamique d'une sténose artérielle serrée

Théorème de Bernoulli



La sténose crée un Gradient de pression :

$\Delta P = P_{ArtMoy} (amont) - P_{ArtMoy} (aval = \text{pression de perfusion})$
Et, c'est la pression d'aval, de perfusion d'organe qui s'abaisse

+++ incidence sur la mesure de l'IPS (baisse)



Sténose artérielle hémodynamiquement significative

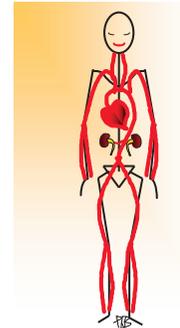
Pour « préserver » le débit de perfusion d'organe, malgré la baisse de pression de perfusion d'organe la microcirculation d'organe s'adapte :

(loi de Poiseuille : Débit local = Pression de perfusion / Rh locale)

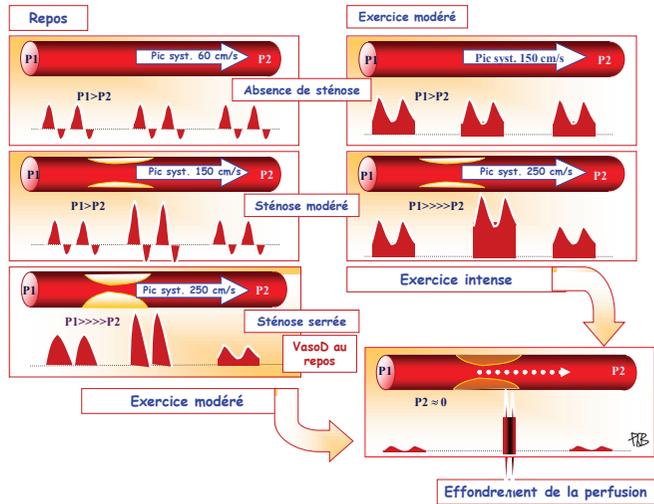
• Adaptation (baisse) de la Rh locale par :

- Augmentation de la densité micro-vasculaire
- Recrutement microvasculaire
- Vasodilatation

- → la Rh locale s'abaisse
- avec traduction au Doppler :
- modification des courbes vélocimétriques, apparition de vitesses diastoliques positives.

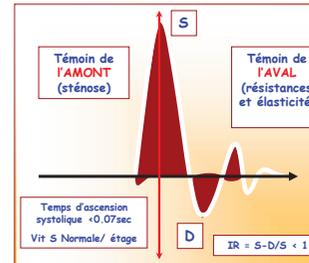


Explorations ultrasonores des artères, Physiopathologie & Sémiologie ultrasonore

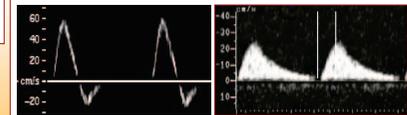


Hémodynamique d'une sténose artérielle

Courbe vélocimétrique enregistrée au repos lors de l'examen des artères des membres inférieurs

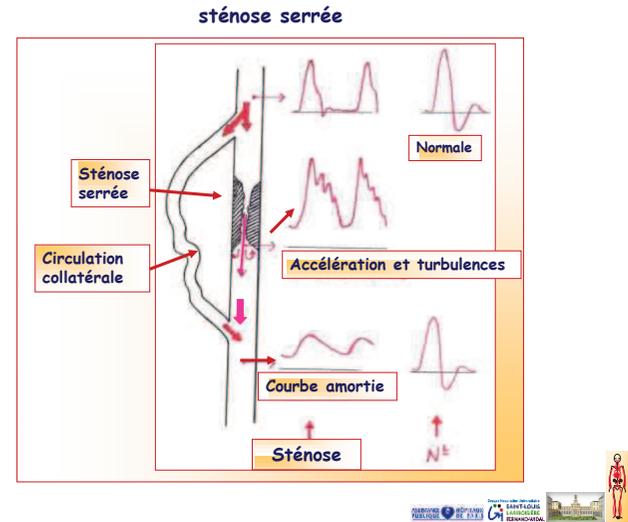
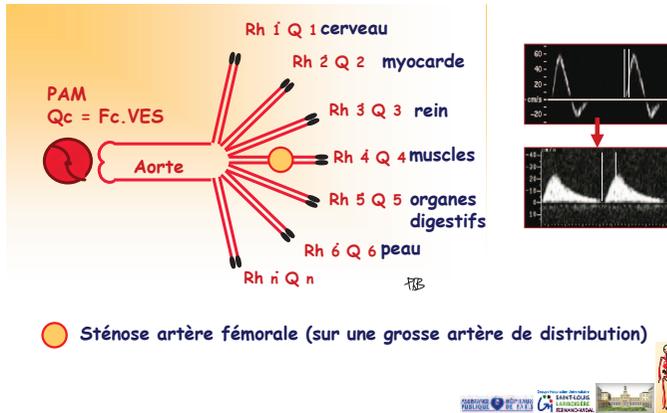


Doppler pulsé avec analyse spectrale d'une artère poplitée en aval d'une sténose fémorale non sténosée



Démodulation - Pic de Vit. Syst. abaissé à 25 cm.s;
 - Tps d'asc. Syst. Augmenté > 0.07 sec
 - IR < 1 (apparition de vitesses diast. positives)





Hémodynamique d'une sténose artérielle

•Une sténose artérielle modérée

entraîne une accélération locale avec un gradient de pression modéré
La chute de pression en aval est faible.

•Une sténose artérielle serrée

entraîne une chute de la pression artérielle en aval,
donc de la pression de perfusion d'organe,
donc une vasodilatation artériolaire pour préserver le débit sanguin
(loi de Poiseuille) et le couverture des besoins métaboliques (O₂, métabolites).

•Une sténose artérielle très serrée

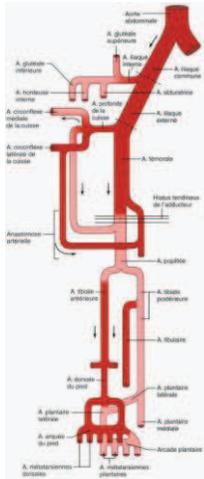
entraîne une chute de débit et une ischémie des organes en aval.

Ceci conditionne la constitution d'une collatéralité artérielle pour pallier à l'insuffisance d'apport sanguin.(angiogénèse)

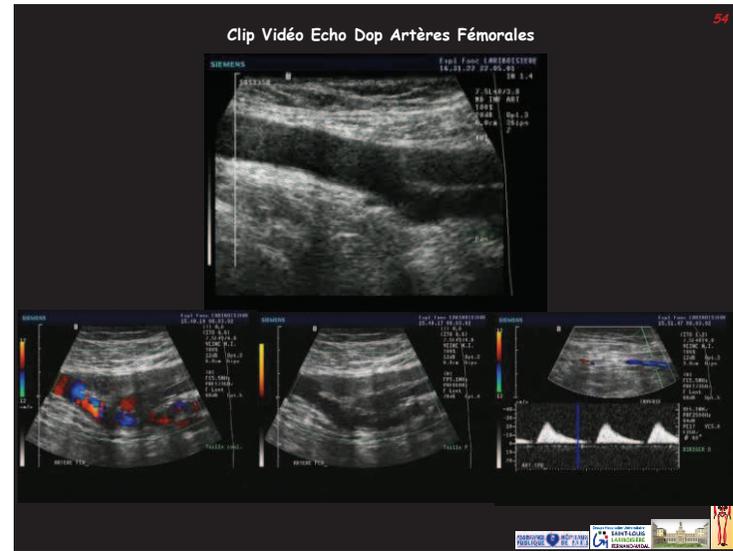


Aorte et membres inférieurs



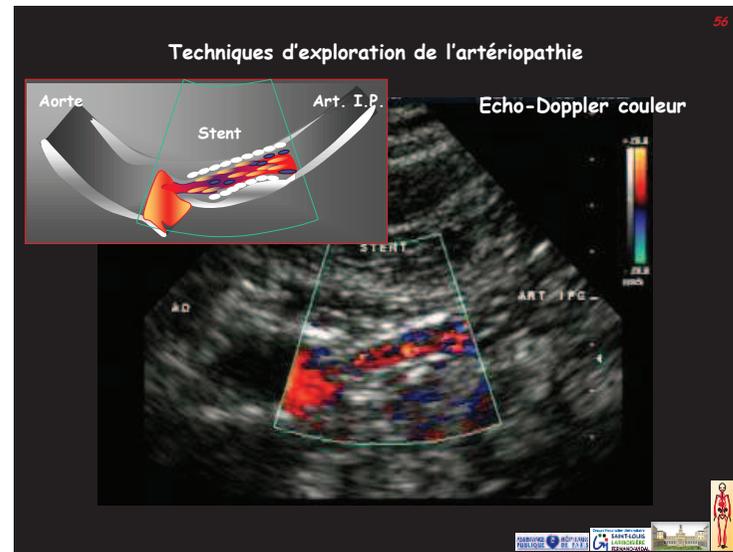
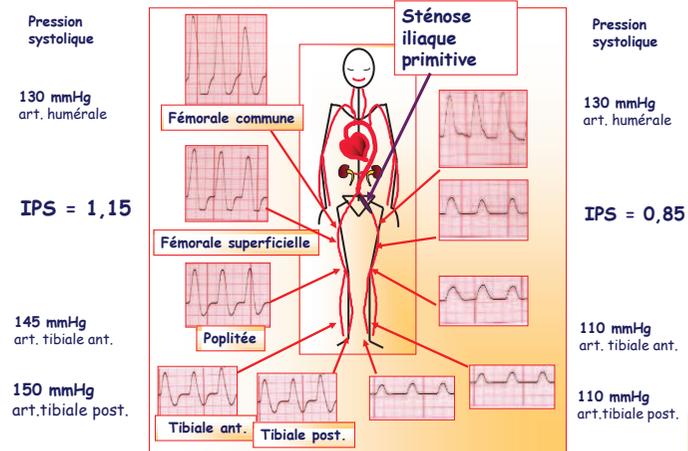


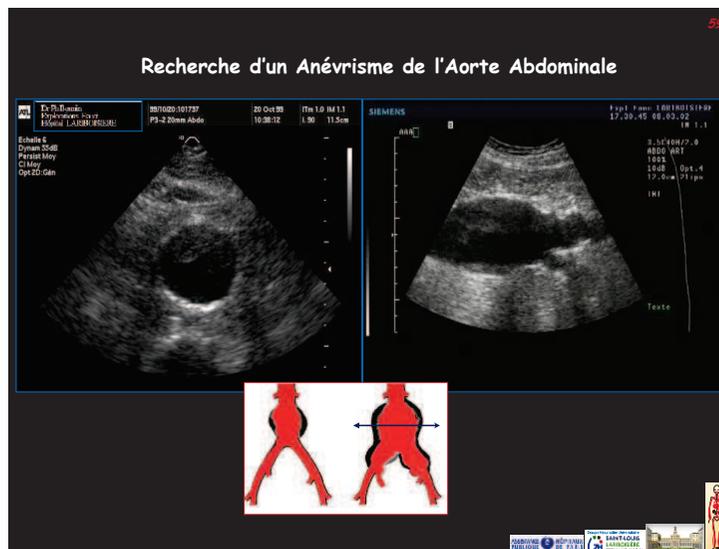
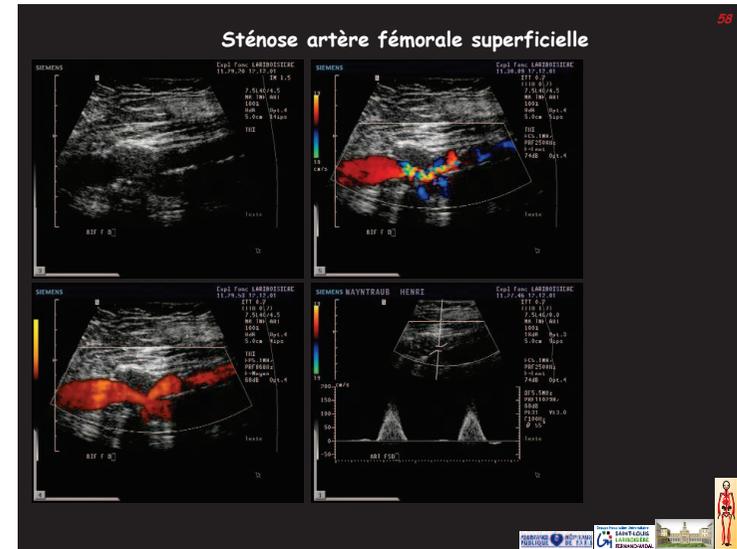
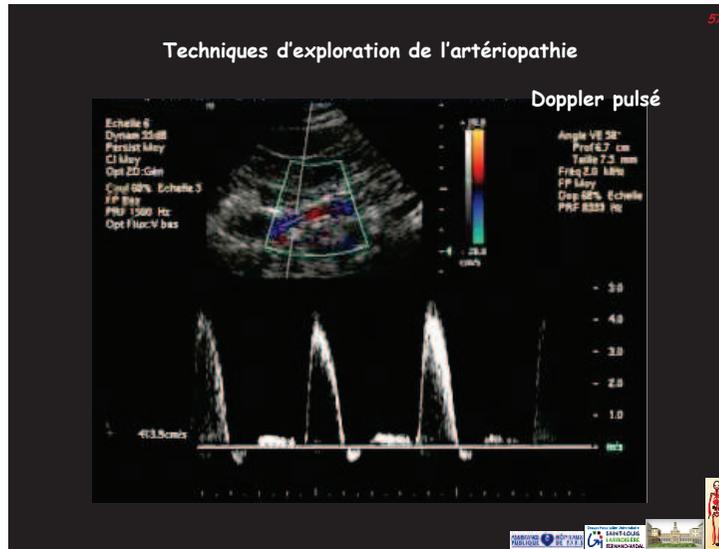
53



Techniques d'exploration de l'artériopathie : Doppler continu

55





Hémodynamique d'une sténose artérielle (écho-Doppler)

- **Une sténose artérielle modérée**
entraîne une **accélération locale** avec un gradient de pression modéré ou nul
La chute de pression en aval est faible voire absente. ($>1,2m.s^{-1}$)
- **Une sténose artérielle serrée**
entraîne une **accélération locale**
entraîne une **chute de la pression artérielle en aval**,
donc de la pression de perfusion d'organe,
donc une vasodilatation artériolaire pour préserver le débit sanguin
(loi de Poiseuille) et la couverture des besoins métaboliques (O_2 , métabolites).
- **Une sténose artérielle très serrée**
entraîne une **chute de débit** et une **ischémie** des organes en aval.

Ceci conditionne la constitution d'une collatéralité artérielle pour pallier à l'insuffisance d'apport sanguin.(angiogénèse)

Collatéralité par des voies déjà existantes (ex : cercle artériel périartérielle)
Collatéralité néo-formée