

Philippe Bonnin  
Hôpital Lariboisière, Paris

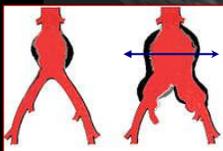
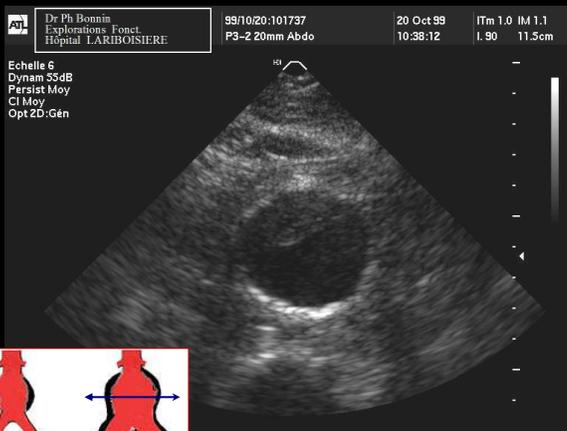
## Techniques Doppler et bases de l'interprétation

29/10/2015  
DIUE



ASSISTANCE  
PUBLIQUE HÔPITAUX  
DE PARIS

## Echographie bidimensionnelle



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 ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

3

**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

4

**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

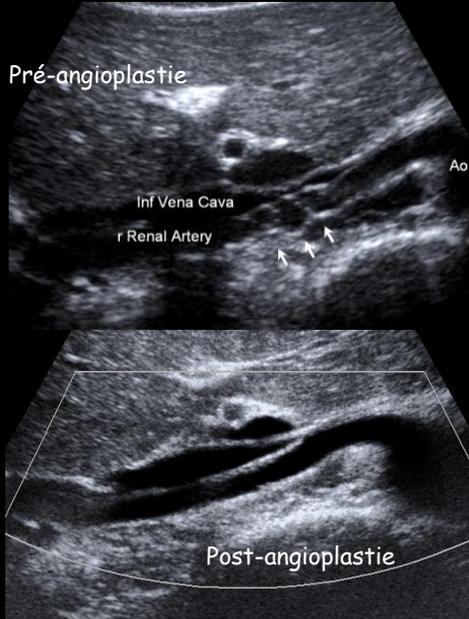
décalage de tps émission-réception permet repérage en profondeur de l'interface acoustique.

Techniques Doppler et bases de l'interprétation

ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

5

### Echographie bidimensionnelle



On peut caractériser  
 -la paroi du vx  
 -le contenu  
 -les tissus adjacents

Exemple : dysplasie fibromusculaire de l'artère rénale droite  
 Pré- post-angioplastie-stenting



6

### Echographie bidimensionnelle



On peut caractériser  
 -la paroi du vx  
 -le contenu  
 -les tissus adjacents

Exemple : thrombose d'une veine jugulaire interne



## 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

ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

## Effet Doppler, émission continue

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

$v$  : vitesses du sang

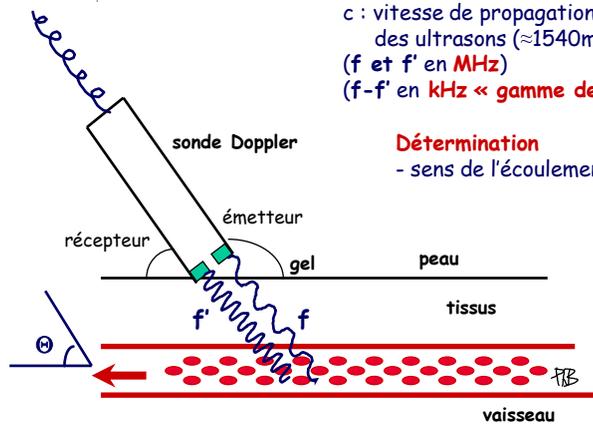
$c$  : vitesse de propagation des ultrasons ( $\approx 1540\text{m/s}$ )

( $f$  et  $f'$  en MHz)

( $f - f'$  en kHz « gamme des fréquences audibles »)

### Détermination

- sens de l'écoulement par rapport à la sonde



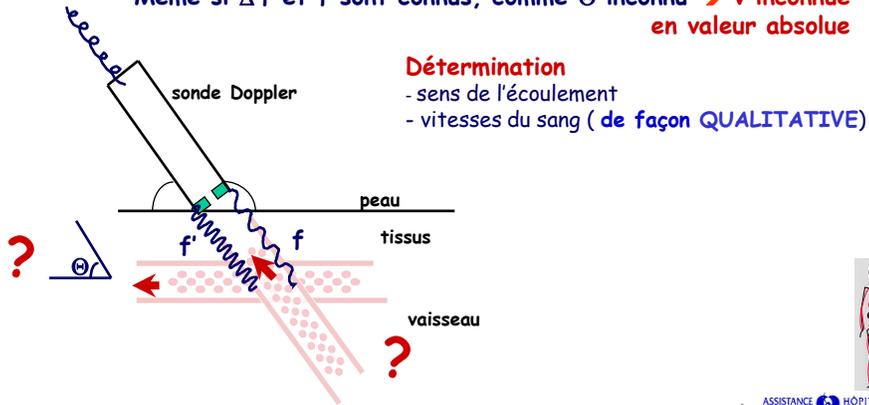
ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

### Effet Doppler, émission continue

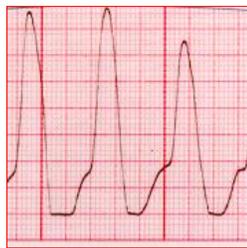
En fait, absence de connaissance de l'angle entre l'axe du faisceau Doppler et l'axe du vaisseau

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

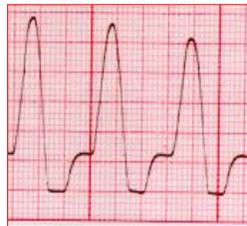
Même si  $\Delta f$  et  $f$  sont connus, comme  $\Theta$  inconnu  $\rightarrow v$  inconnue en valeur absolue



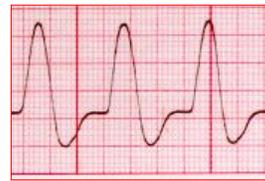
### Effet Doppler, émission continue



Fémorale commune



Fémorale superficielle



Poplitée



Tibiale ant.



Tibiale post.

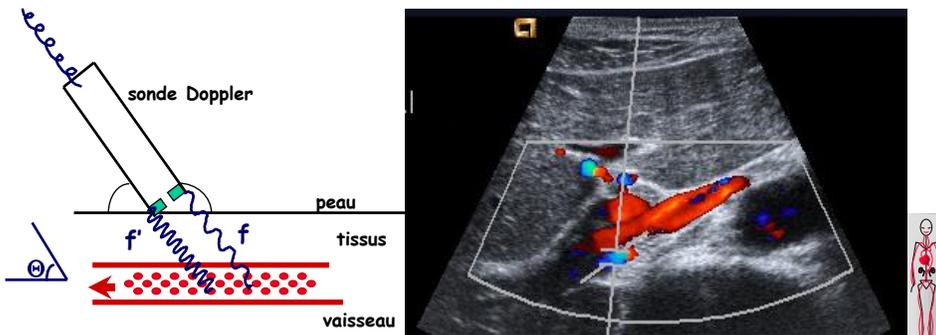
11

### 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  $\Theta$  »

pour déterminer  
- vitesses circulatoires ( en VALEUR ABSOLUE)



ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

12

### Effet Doppler

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

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

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

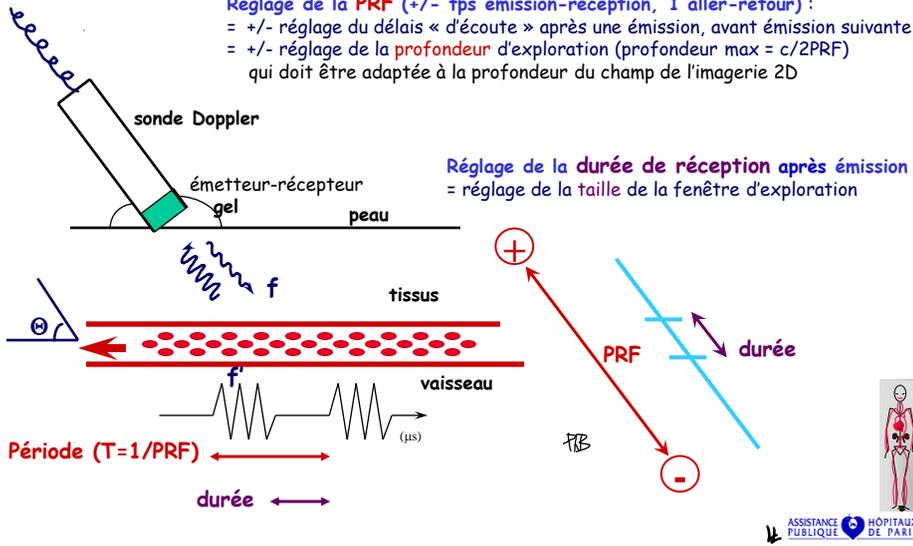
ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

13

### 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 délais « d'écoute » après une émission, avant émission suivante  
= +/- réglage de la **profondeur** d'exploration (profondeur max =  $c/2PRF$ )  
qui doit être adaptée à la profondeur du champ de l'imagerie 2D

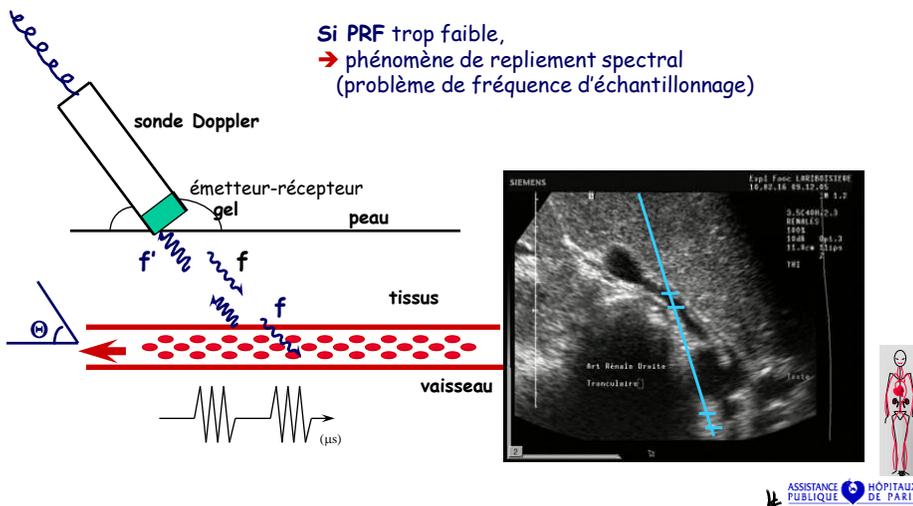


14

### Effet Doppler, émission pulsée

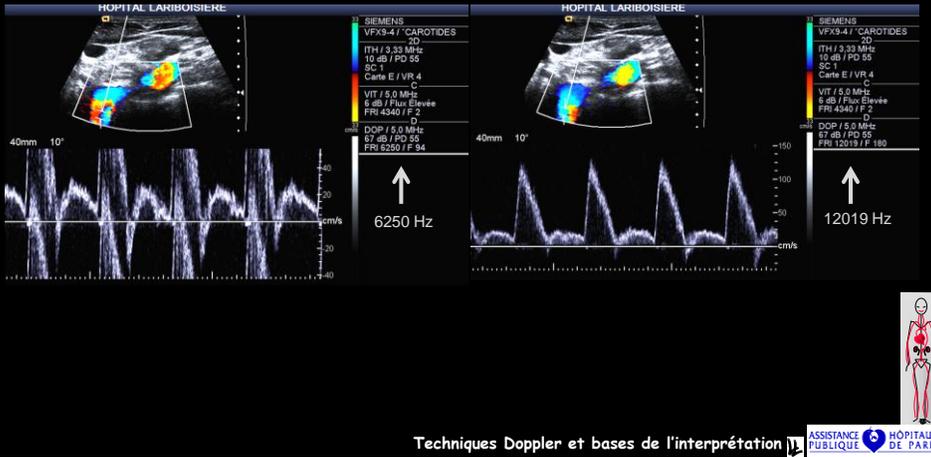
Si PRF trop grande, pour la profondeur de champs 2D,  
→ ambigüité sur la profondeur de la fenêtre d'exploration  
(visualisation de deux fenêtres)

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

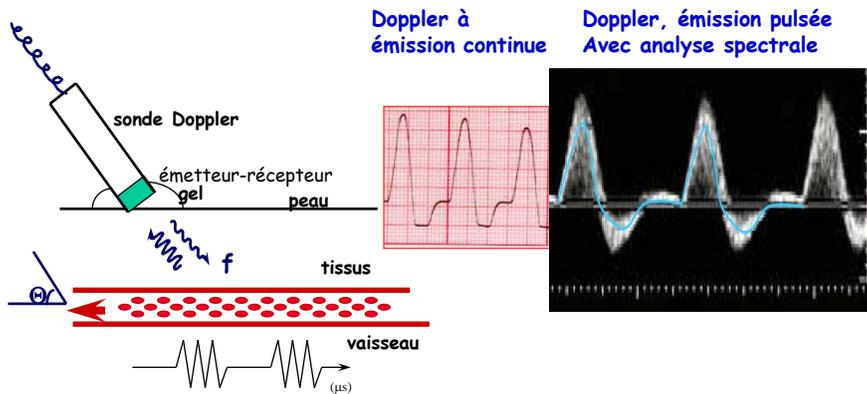


## Effet Doppler, émission pulsée

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



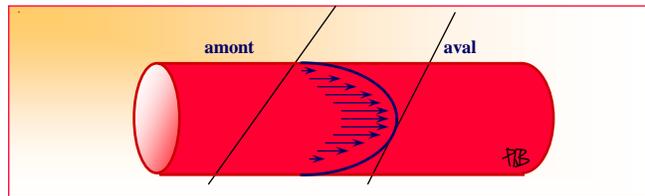
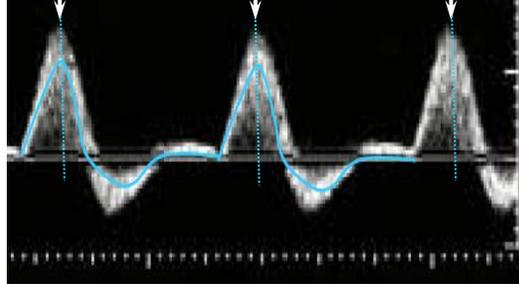
## Effet Doppler, émission pulsée Avec Analyse Spectrale



17

### Analyse spectrale Flux systolique :

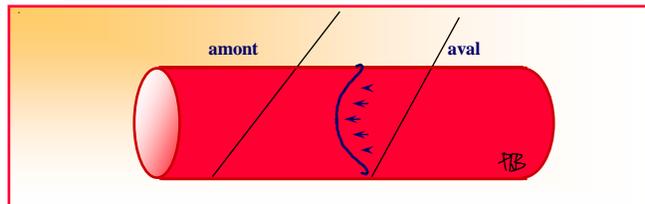
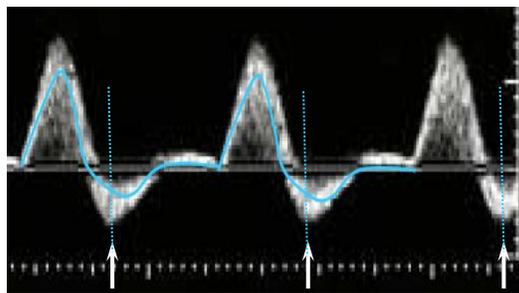
distribution parabolique du profil des vitesses



ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

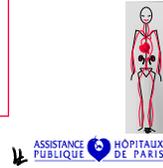
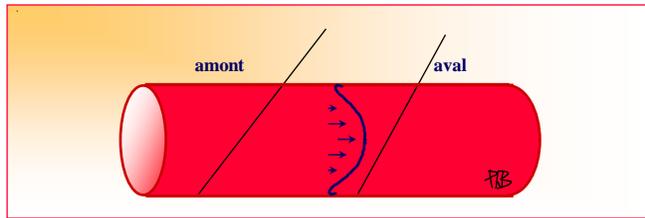
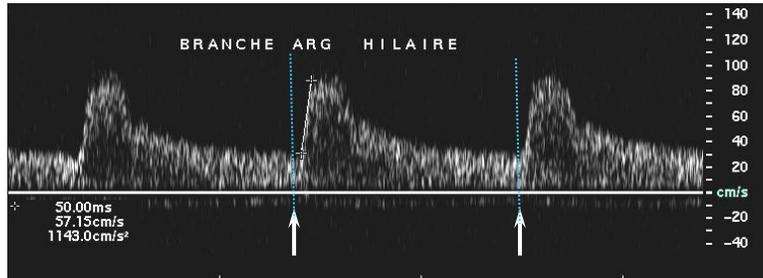
18

### Analyse spectrale Reflux diastolique



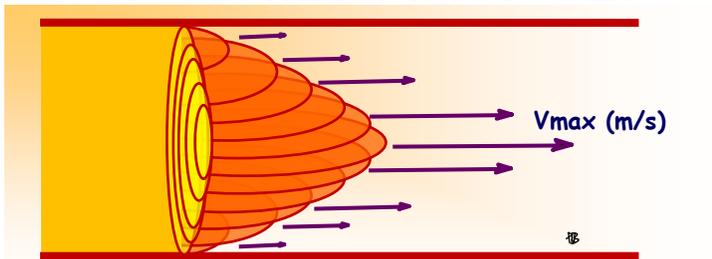
ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

### Analyse spectrale Flux diastolique antérograde Artères à faible résistances hémodynamique



### Profil des vitesses dans les vaisseaux

#### Profil des vitesses circulatoires dans une artère

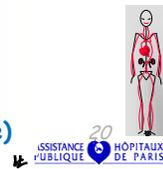


Profil des vitesses parabolique (flux laminaire)

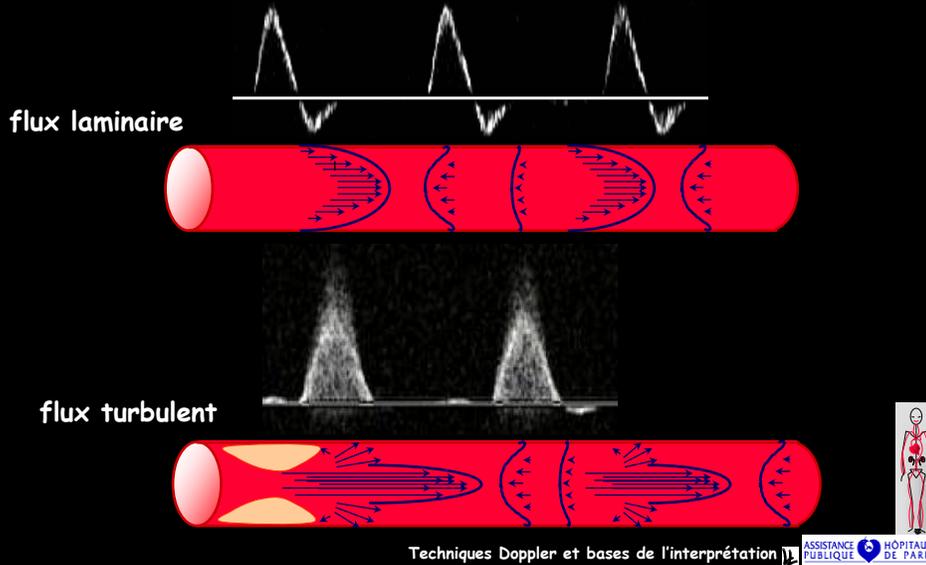
#### Profil des vitesses circulatoires dans une artériole



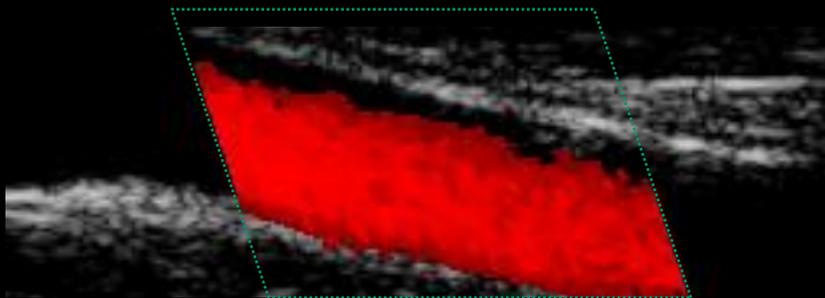
Profil des vitesses turbulent ( turbulo-laminaire)



## Analyse spectrale du signal Doppler flux laminaire, flux turbulent

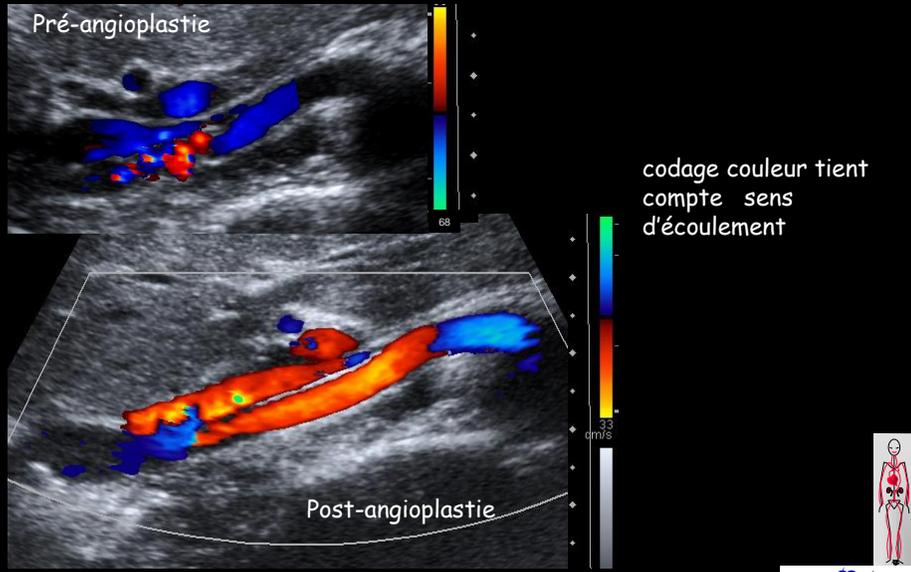


## Effet Doppler, codage couleur



- Fenêtre d'exploration divisée en petites surfaces  
effet Doppler pulsé dans chaque surface (Doppler multiporte)
- Vitesse codée en amplitude dans chaque « porte »
- Reconstruction image « couleur » superposition sur image 2D
- Acquisition plusieurs images par seconde (boucle)

### Effet Doppler, codage couleur



codage couleur tient compte sens d'écoulement



### Effet Doppler, codage énergie

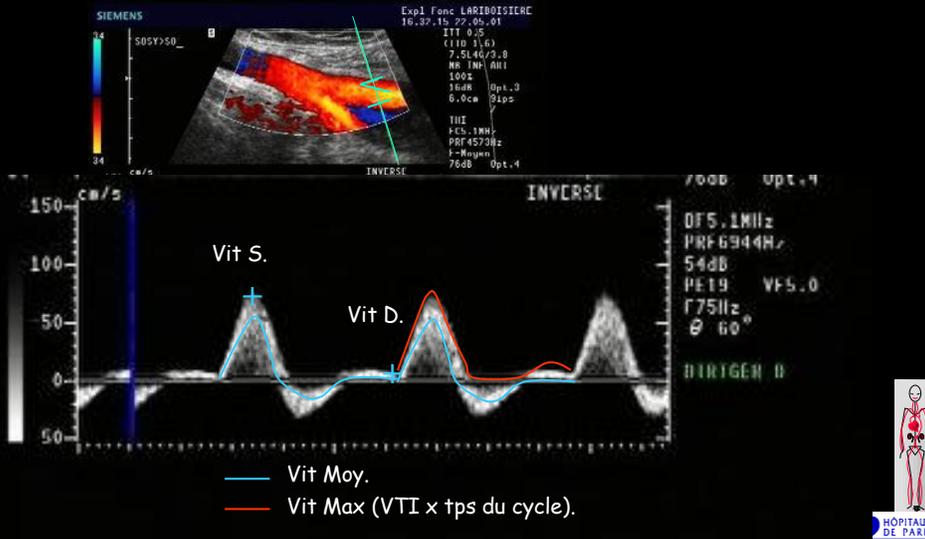


codage énergie tient compte intensité du flux et non du sens

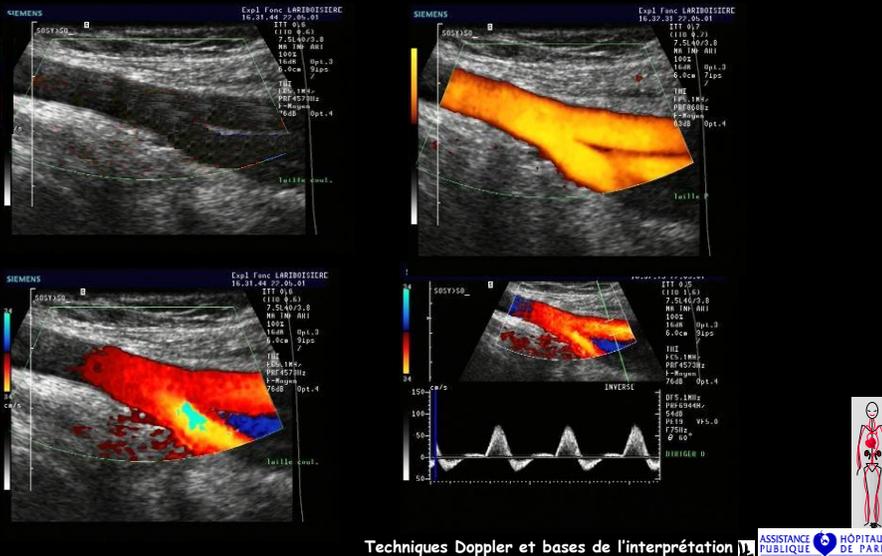
(polygone de Willis fœtus de 30 semaines de grossesse)



### Effet Doppler, émission pulsée, analyse spectrale



### Bifurcation fémorale Effet Doppler, codage couleur, pulsé puis énergie

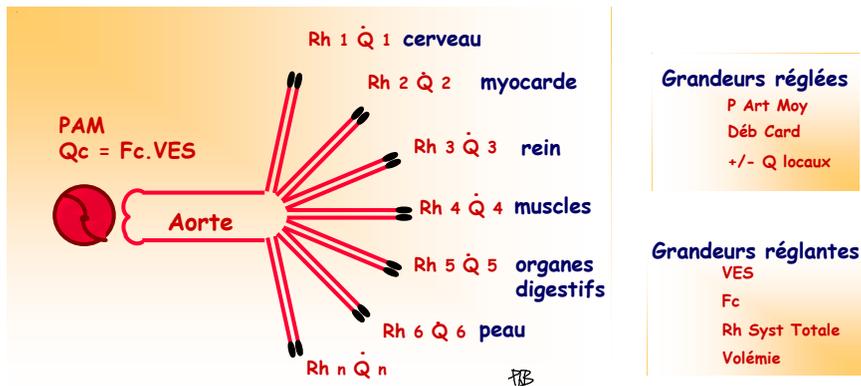




## Éléments de Physiologie et de Physiopathologie



### Secteur à haute Pression



**Localement** Débit local =  $PAM / Rh \text{ locale}$  (loi de Poiseuille)

Donc, débit sanguin local établi par

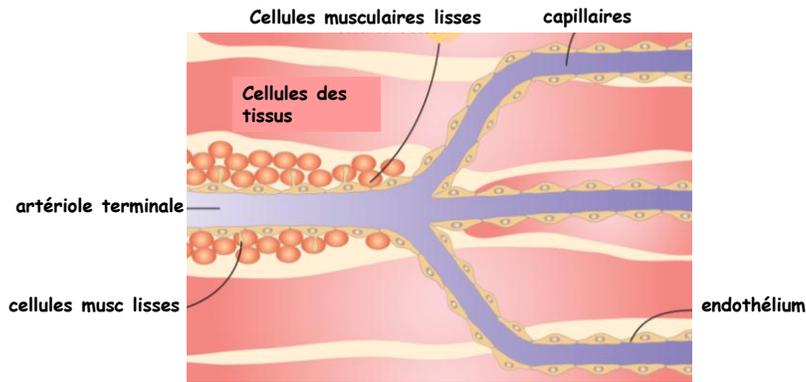
- ajustement de la Rh locale
- en fonction de la valeur de la pression de perfusion (PA centrale).



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

Les artères de résistance sont des artères

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

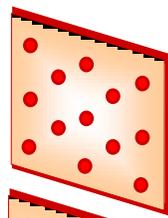


## la Rh locale

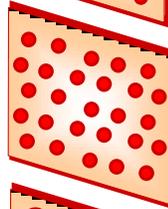
la résistance varie en fonction:

### • 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)



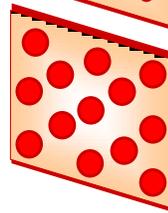
$$Rh \text{ cap} = 8\mu l/\pi r^4$$



Rh  $\downarrow$   
par  $\uparrow$  nbre  
boucles  
microvasculaires

### • De l'état de la vasomotricité locale

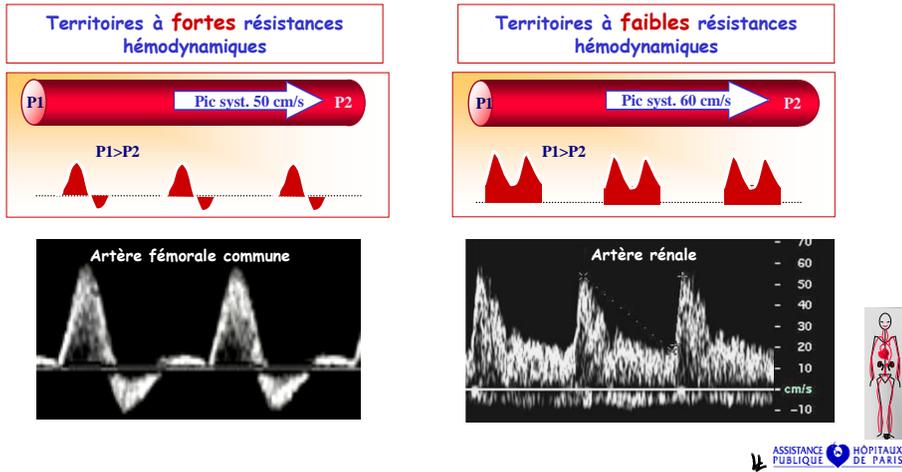
- Tissu musculaire au repos (forte Rh)
- Tissu musculaire en activité :  
(recrutement micro-vasculaire)  
ET vasodilatation artériolaire (faible Rh)



Rh  $\downarrow$   
par vasodilatation



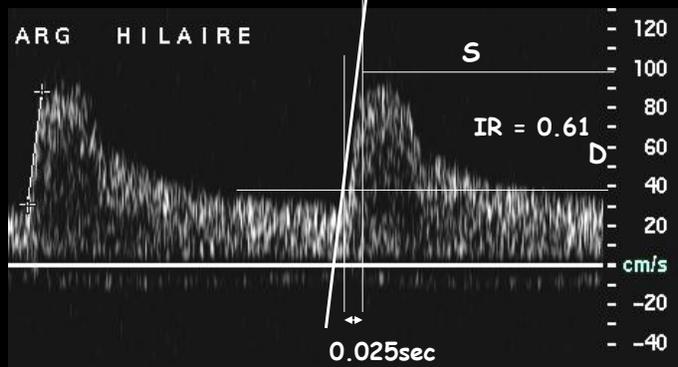
Effet de la modification de la résistance hémodynamique locale sur le débit sanguin local et les vitesses circulatoires



2 MESURES

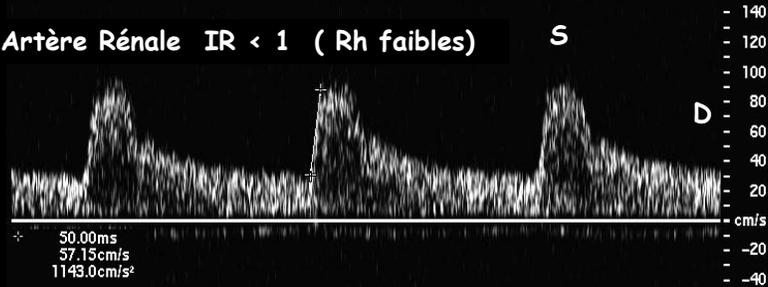
Temps d'ascension systolique ( $N < 0.07$  seconde)

Index de Résistance ( $IR = \frac{S-D}{S}$ ) (+/-  $\alpha$  Rh Vraie) ( $0.50 < N < 0.75$ )

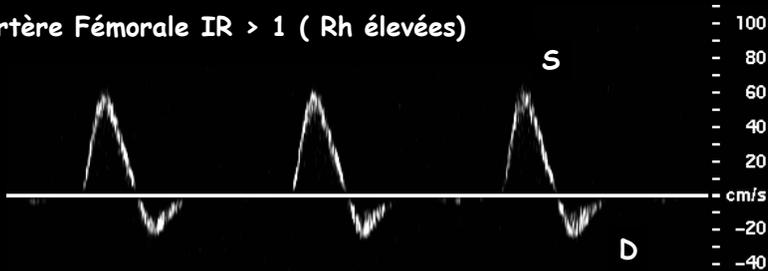


Indice de résistance (IR = S - D / S)

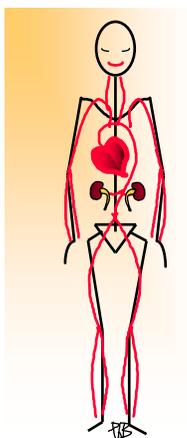
Artère Rénale IR < 1 (Rh faibles) S



Artère Fémorale IR > 1 (Rh élevées) S



Techniques Doppler et bases de l'interprétation



Que peut appliquer  
l'analyse des courbes  
vélocimétriques enregistrées

dans différentes circulations  
locales

Quelques exemples ...

- I) Exercice physique  
(Physiologie)
- II) Circulations fœto-maternelles  
(Physiologie et pathologie)
- III) sténose artérielle  
(Pathologie)



## I) Exercice physique

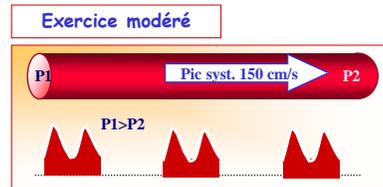
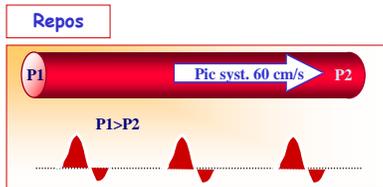
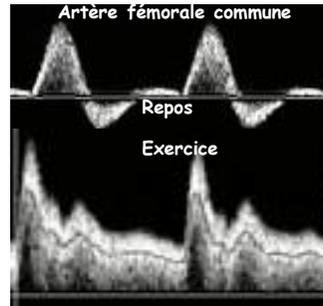
### • Adaptation de la vasomotricité locale

• Tissu musculaire au repos (Rh forte)

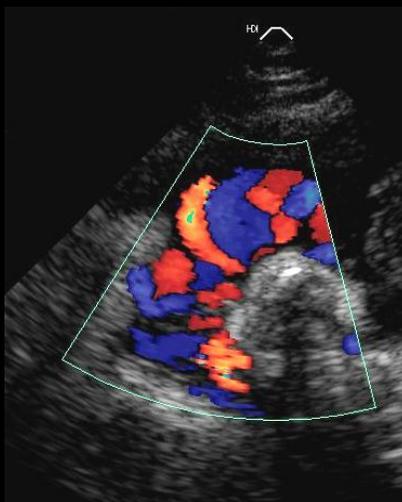
• Tissu musculaire en activité :  
recrutement micro-vasculaire  
ET vasodilatation artériolaire  
(Rh faible)

### • Résultats

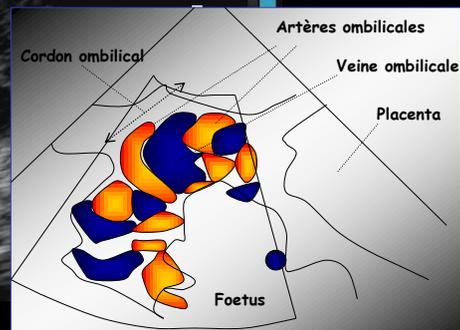
- Augmentation de toutes les vitesses circulatoires
- Sur l'artère d'amont (vasodilatation flux dépendante (FMD))
- Augmentation de la PA
- DONC
- AUGMENTATION DU DEBIT DE PERFUSION



## II) Circulations fœto-maternelles

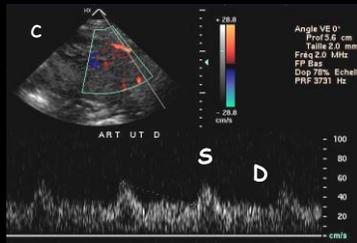


Coupe échographique passant par la cavité amniotique: mise en évidence en mode Doppler couleur de la circulation ombilicale.



## II) Circulations fœto-maternelles

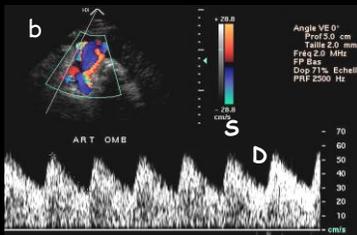
### les artères utérines



Ces différentes artères présentent une modulation systolo-diastolique

avec un maximum systolique (S) contemporain de la contraction cardiaque

### les artères ombilicales



et un minimum en fin de diastole ou télédiastolique (D).

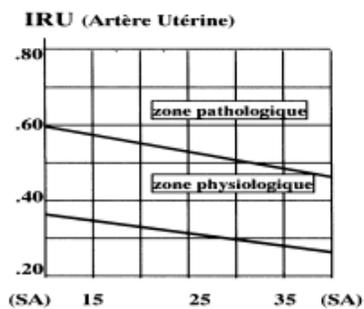
Avec ces vitesses, on peut calculer des indices de résistance ou de pulsatilité qui permettent d'apprécier la normalité de ces circulations



Techniques Doppler et bases de l'interprétation

ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

## II) Suivi au cours du temps des indices de résistance dans les circulations fœto-maternelles



### indice de résistance utéro-placentaire,

Diminue tout le long de la grossesse,  
(involution précoce de la média des artères spiralées qui perfusent l'espace intervilleux)  
(développement en volume de l'espace intervilleux,)

### la zone pathologique

- située au-dessus de la zone physiologique
- regroupe les indices pathologiques (élevés)

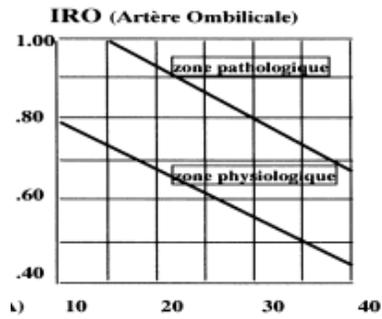
• traduisant une perturbation circulatoire utérine, une insuffisance circulatoire.

(Corolaire : diminution du débit sanguin utéro-placentaire)



ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE PARIS

## II) Suivi au cours du temps des indices de résistance dans les circulations fœto-maternelles



### indice de résistance omphalique,

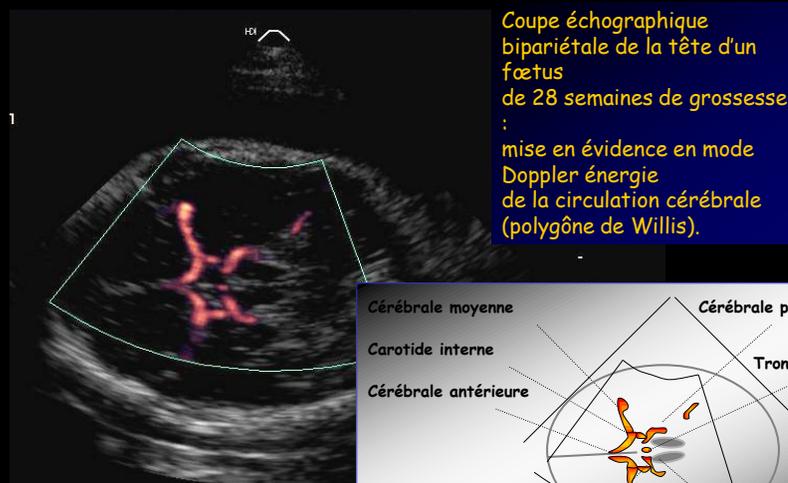
Diminue tout le long de la grossesse,  
(développement en nombre des vx villositaires)  
(Corolaire : augmentation du débit sanguin omphalical)

### la zone pathologique

- située au-dessus de la zone physiologique
  - regroupe les indices pathologiques (élevés)
  - traduisant une perturbation circulatoire omphalique
  - (fibro-thrombose des vx villositaires ; raréfaction microvasculaire).
- (Corolaire : diminution du débit sanguin omphalical)

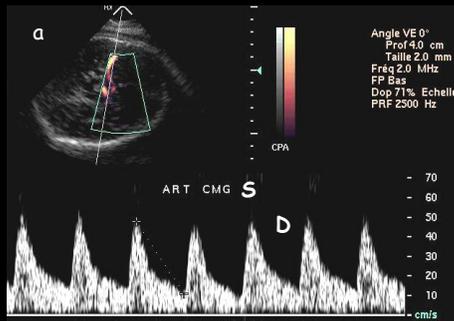


## II) Circulations fœto-maternelles



## II) Circulations fœto-maternelles

sur les artères cérébrales (ACM)

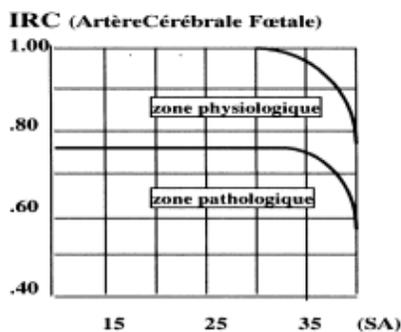


Par effet Doppler, on peut enregistrer les vitesses circulatoires (courbe vélocimétrique)



Techniques Doppler et bases de l'interprétation

## II) Suivi au cours du temps des vitesses (ACM fœtale)



L'association d'une anomalie sur les circulations cérébrale fœtale et ombilicale traduit une souffrance fœtale.

### indice de résistance cérébral fœtal

(SA: semaines d'aménorrhée),

est élevé pendant toute la grossesse

(Rh élevée)

Diminue seulement en fin de la grossesse

(vasodilatation)

### la zone pathologique

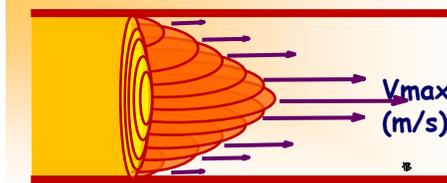
- est située au-dessous de la zone physiologique

- regroupe les indices bas traduisant une vasodilatation anormale de la circulation cérébrale fœtale

(Corolaire : vasodilatation cérébrale fœtale en rapport avec une hypoxie fœtale).

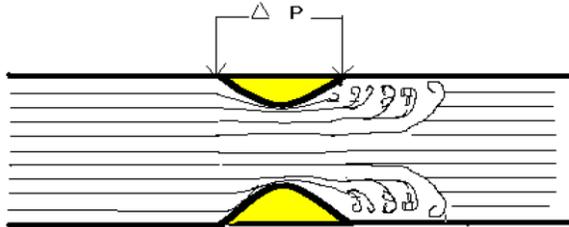


### III) Hémodynamique d'une sténose artérielle modérée



Profil des vitesses parabolique (flux laminaire)

#### Théorème de Bernoulli

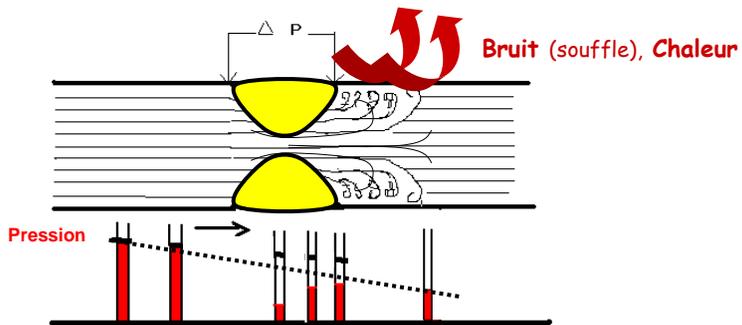


Energie totale = énergie potentielle + énergie cinétique



### III) 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 importante)**



### III) 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 :  $\text{Débit local} = \text{Pression de perfusion} / \text{Rh locale}$ )

• **Adaptation (baisse) de la Rh locale par :**

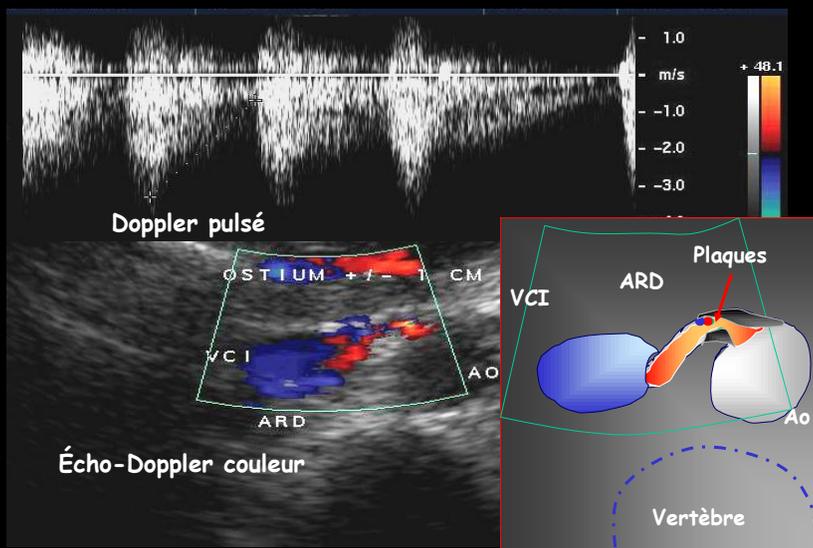
- Augmentation de la densité micro-vasculaire
- Recrutement microvasculaire
- Vasodilatation

• **→ la Rh locale s'abaisse**

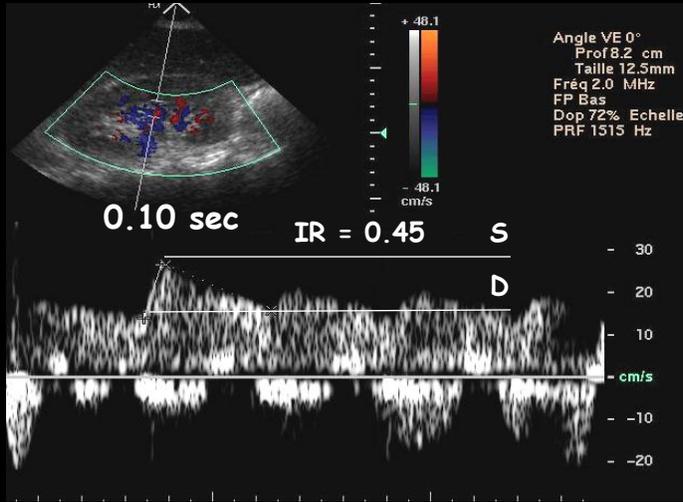
- avec traduction au Doppler :
- modification des courbes vélocimétriques, apparition de vitesses diastoliques positives.



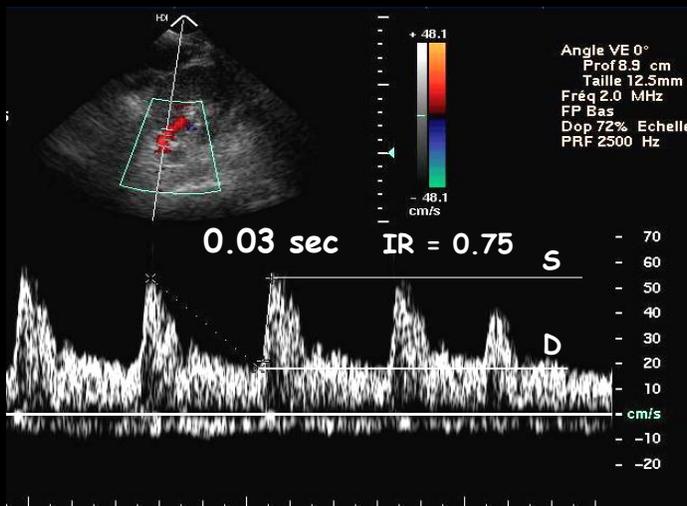
### ECHO-DOPPLER DES ARTERES RENALES Sténose serrée ARD ostiale (signes directs)



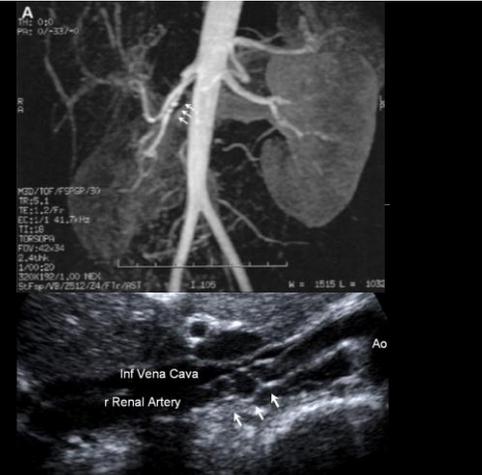
### Retentissement sur le rein droit : (signes indirects)



### Rein controlatéral

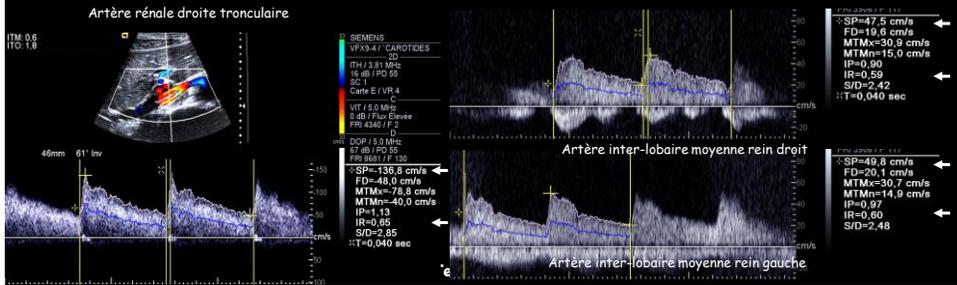
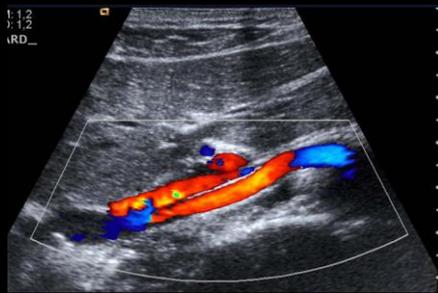


49 Sténose fibrodysplasique, tronculaire de l'ARD (pré-angioplastie)



Tecl

50 Sténose fibrodysplasique, tronculaire de l'ARD (post-angioplastie + stent)



**Fin du cours**  
**Merci de votre attention.**

