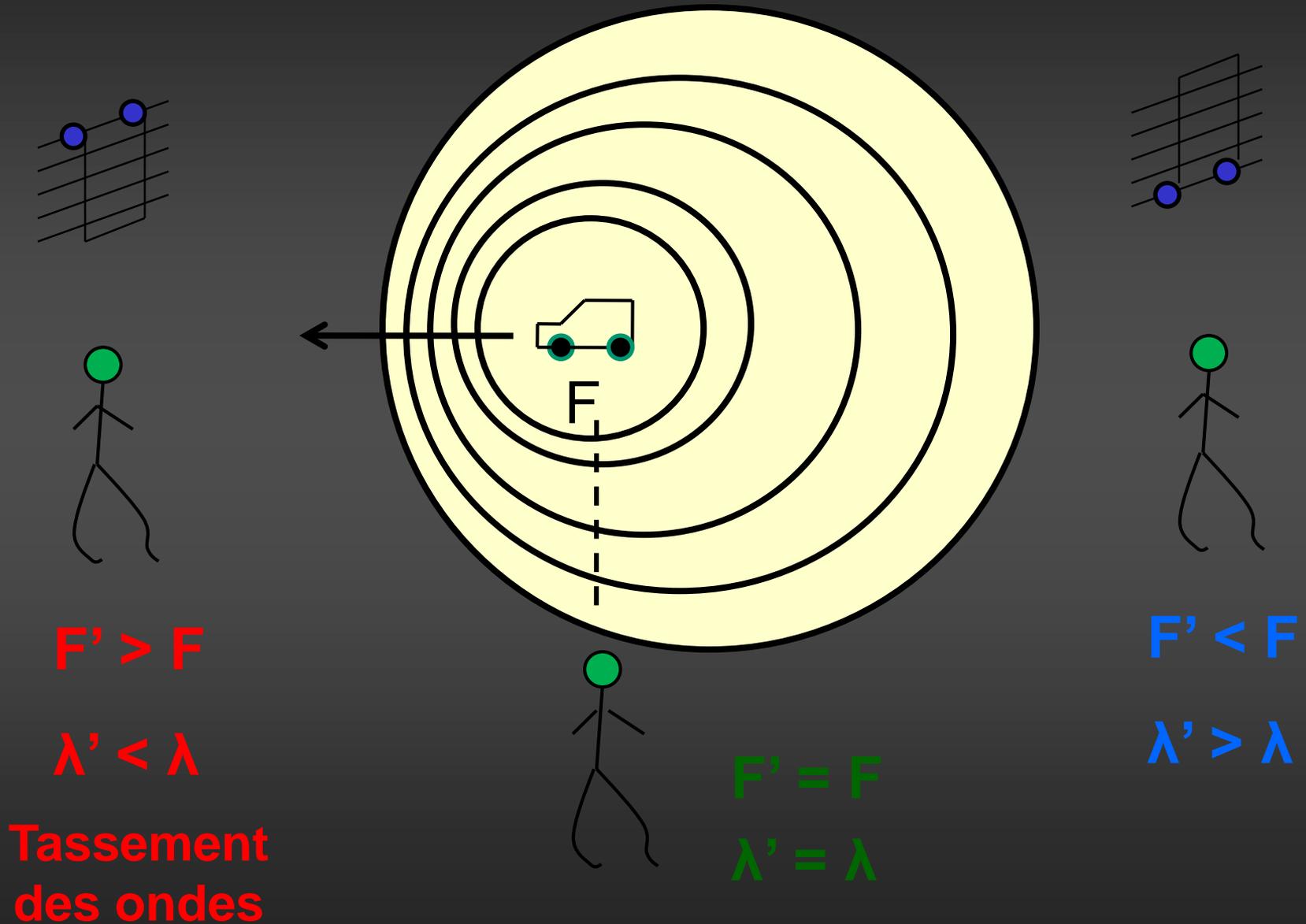
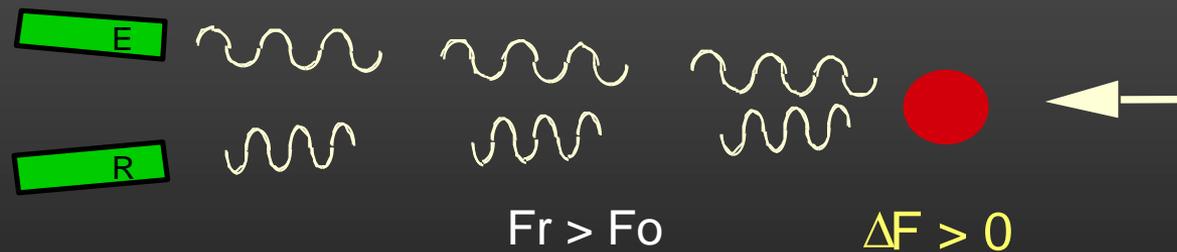
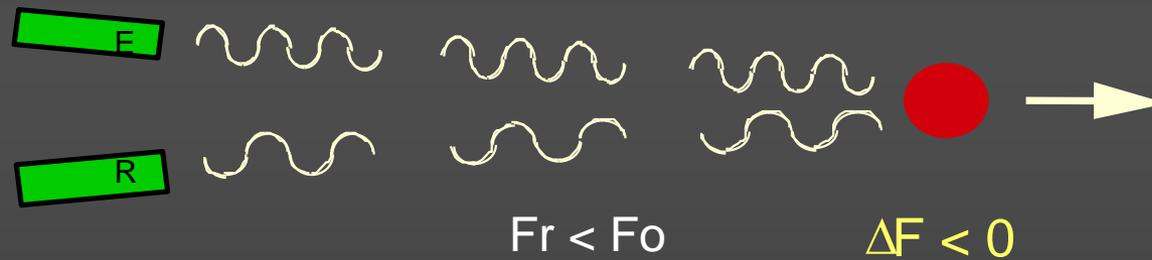
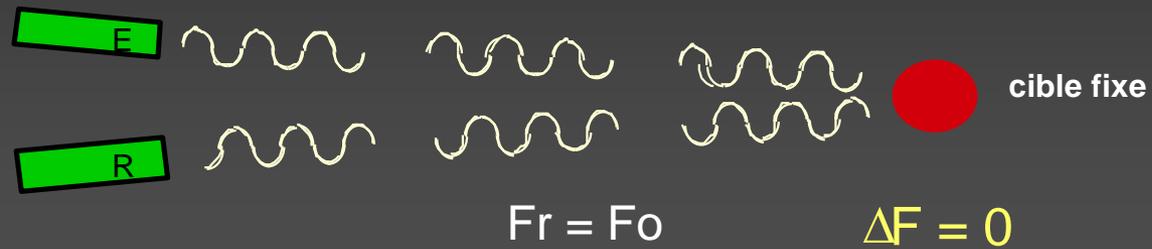

BASES TECHNIQUES ET PRATIQUES DU DOPPLER

L'effet DOPPLER



PRINCIPE DE L'EFFET DOPPLER



RELATION FREQUENCE-VITESSE

* Tir dans l'axe du vaisseau

$$\Delta F = 2V/c \cdot F_0$$

ΔF : fréquence Doppler mesurée

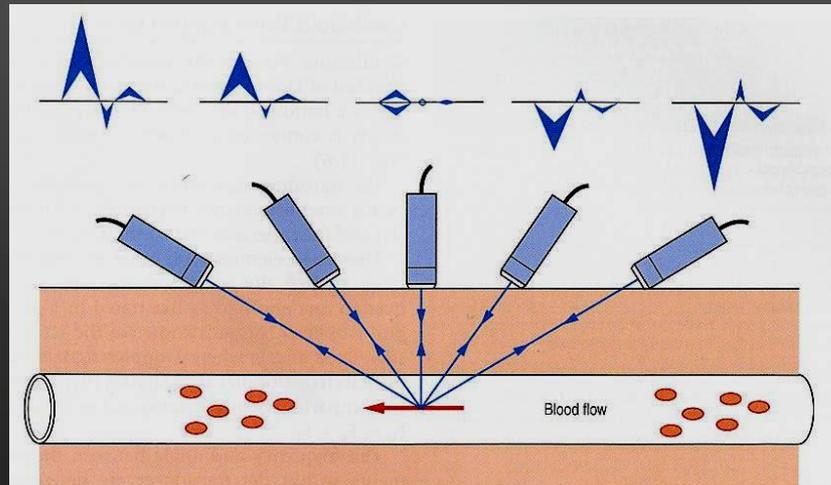
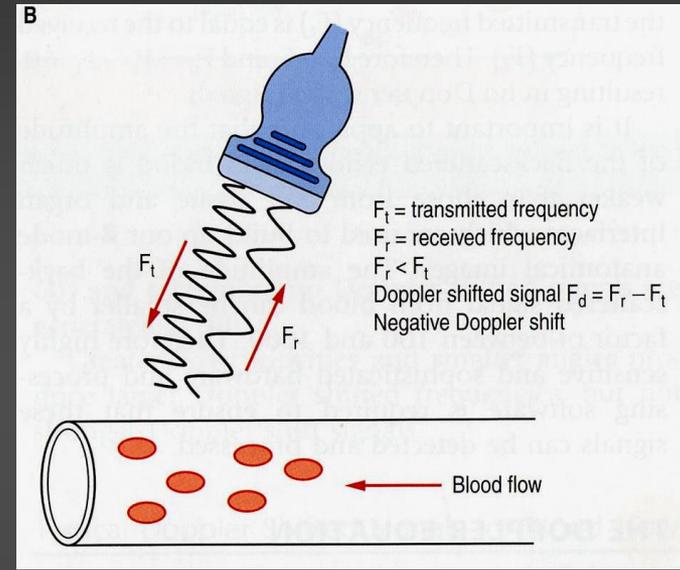
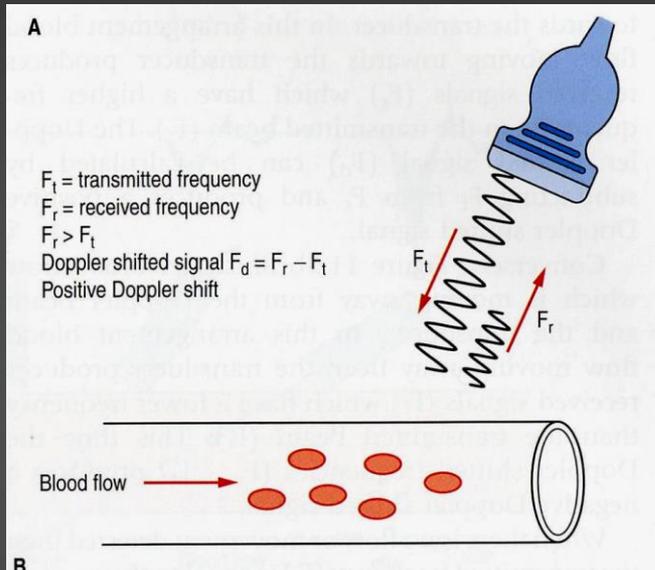
V : vitesse circulatoire

c : vitesse de propagation des US dans les tissus (1540 m/s)

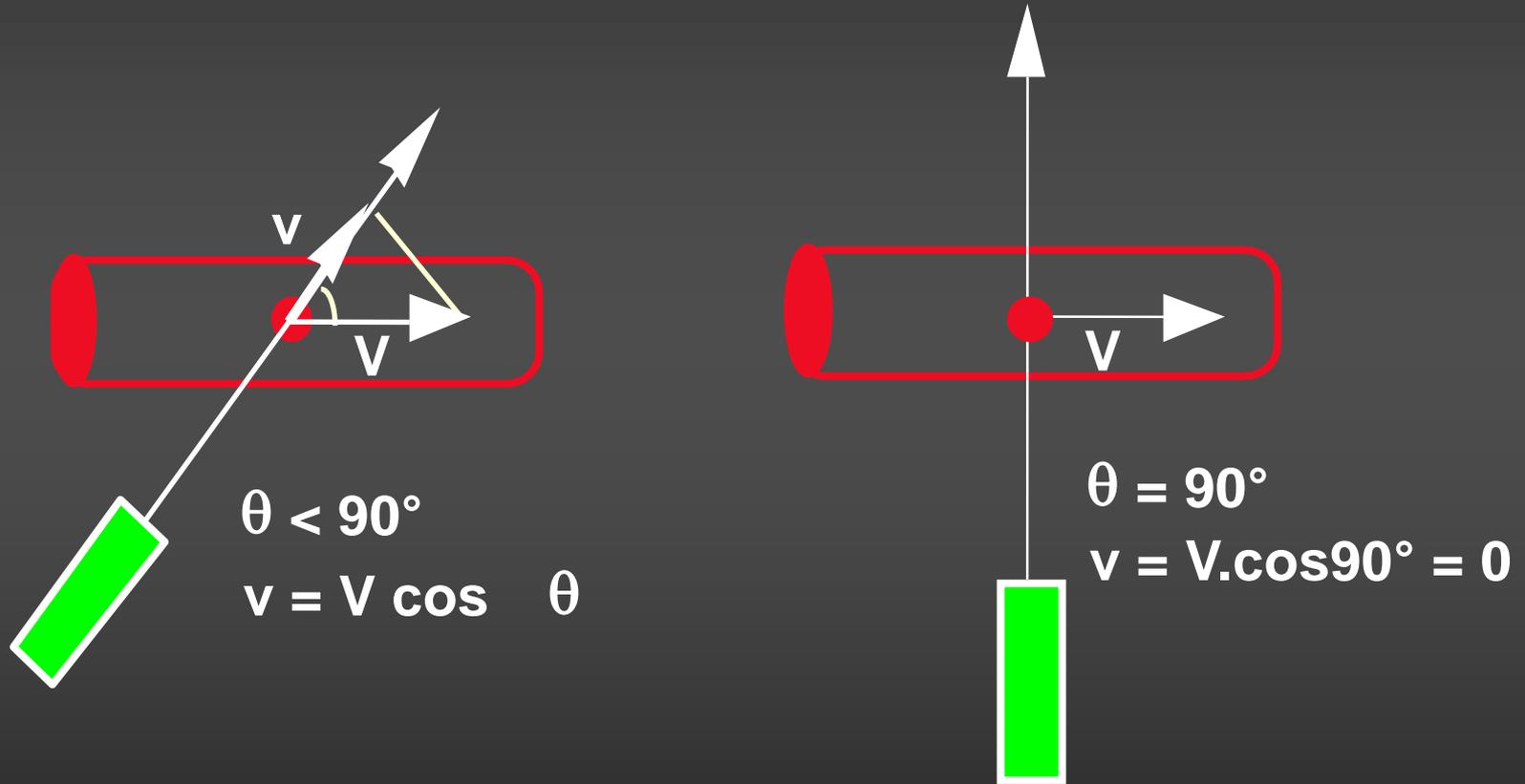
F_0 : fréquence d'émission de la sonde

ΔF se situe dans la gamme des fréquences audibles

PRINCIPE DE L'EFFET DOPPLER



PRINCIPE DE L'EFFET DOPPLER



RELATION FREQUENCE-VITESSE

* Tir désaxé par rapport au vaisseau

$$\Delta F = 2V/c \cdot F_0 \cdot \cos \theta$$

ΔF : fréquence Doppler mesurée

V : vitesse circulatoire

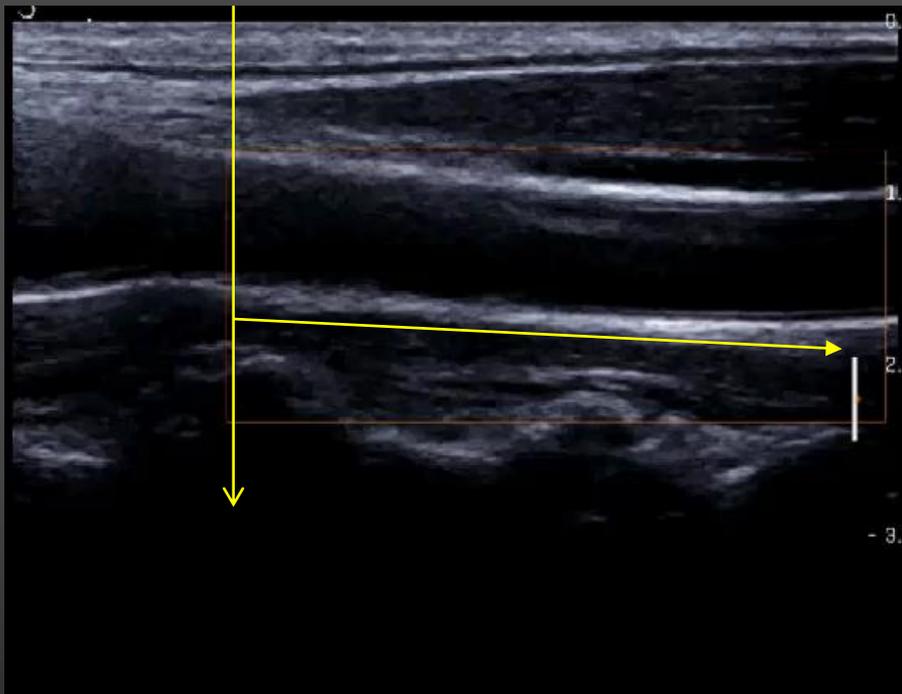
c : vitesse de propagation des US dans les tissus (1540 m/s)

F_0 : fréquence d'émission de la sonde

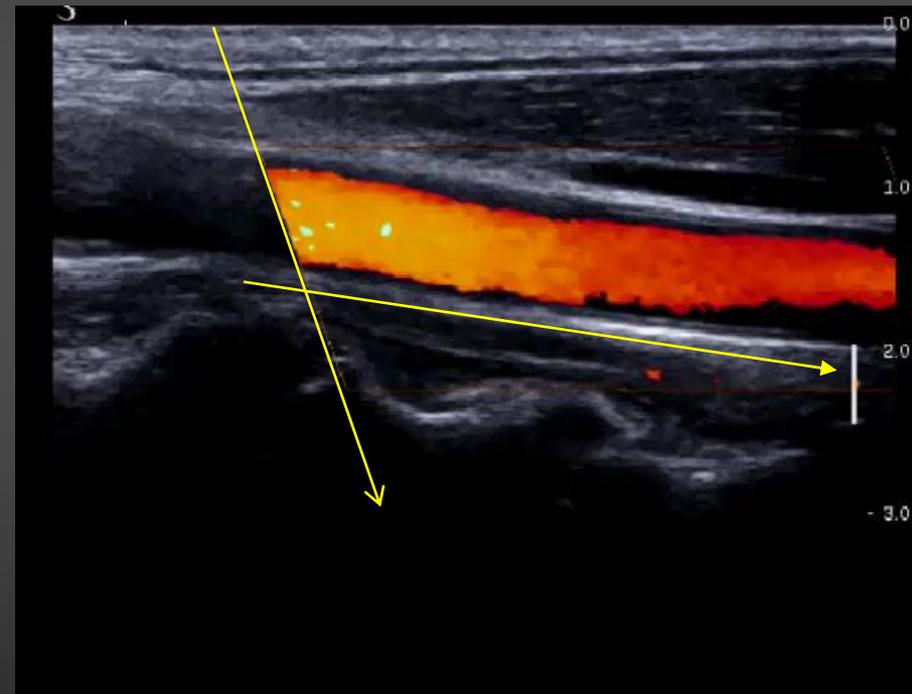
θ : angle Doppler

Seule la direction du vaisseau n'est pas connue par le système

OPTIMISATION DE L'ANGLE DOPPLER



ACI avec angle doppler proche de 90°

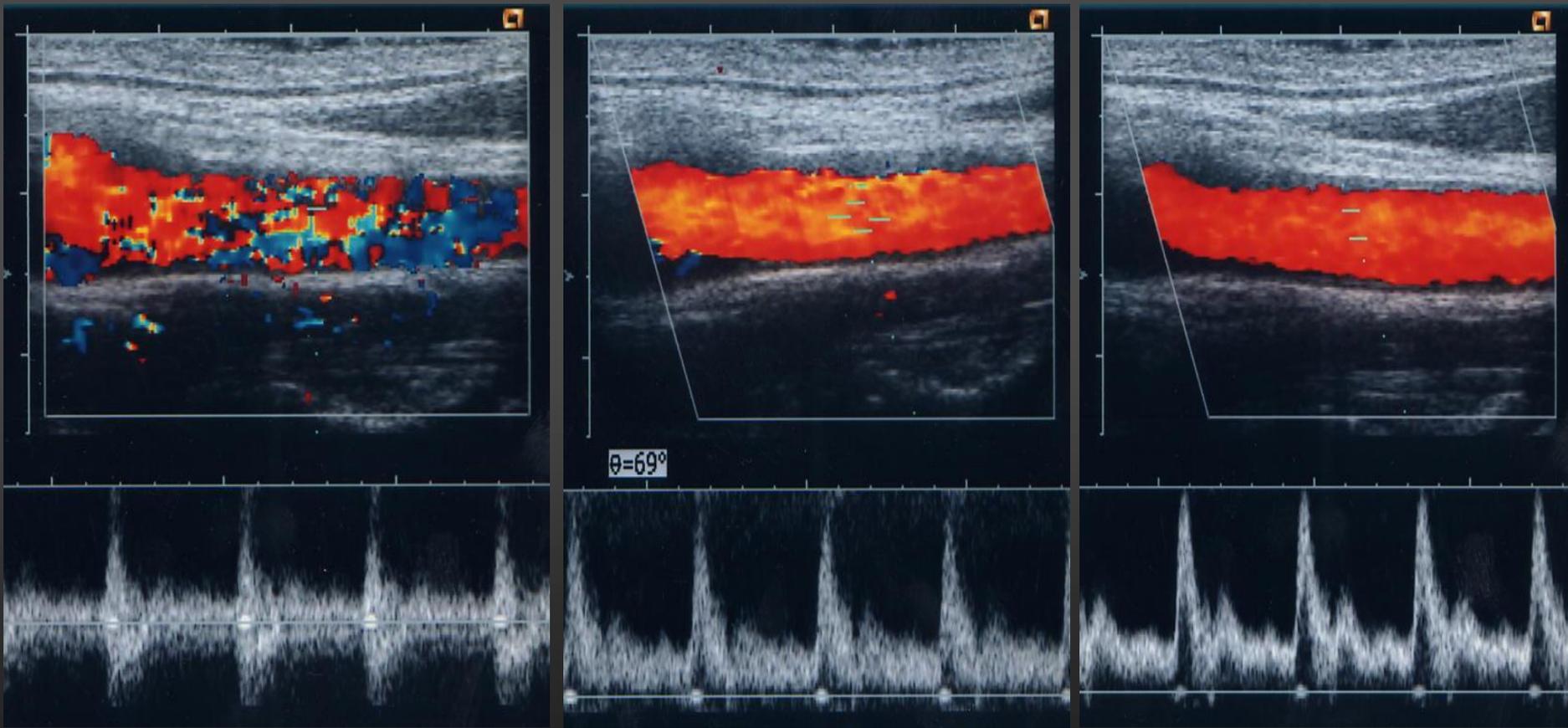


ACI avec angle doppler proche de 60°

OPTIMISATION DE L'ANGLE DOPPLER

Obtenir un bon signal impose une optimisation de l'angle doppler (si possible $<60^\circ$):

- par inclinaison manuelle de la sonde
- par inclinaison électronique
- par les deux



Conversion fréquence - vitesse

Cette conversion n'est indispensable que lorsqu'une mesure de vitesse ou de débit est nécessaire

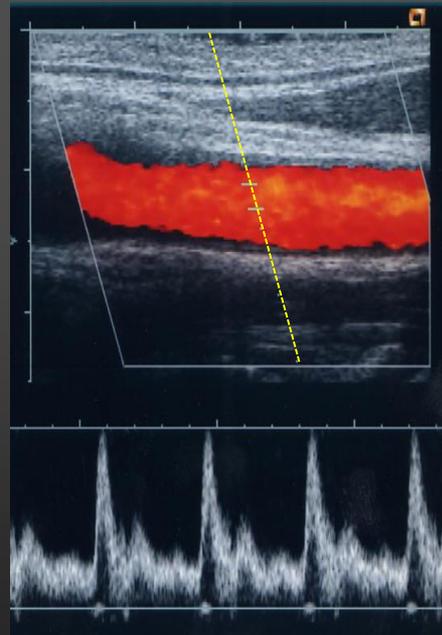
Angle θ	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
Cos θ	1	0,98	0,94	0,87	0,77	0,64	0,50	0,34	0,17	0
Erreur relative (%)		4	6,3	11,5	17	22	32	47	100	

Conversion fréquence - vitesse

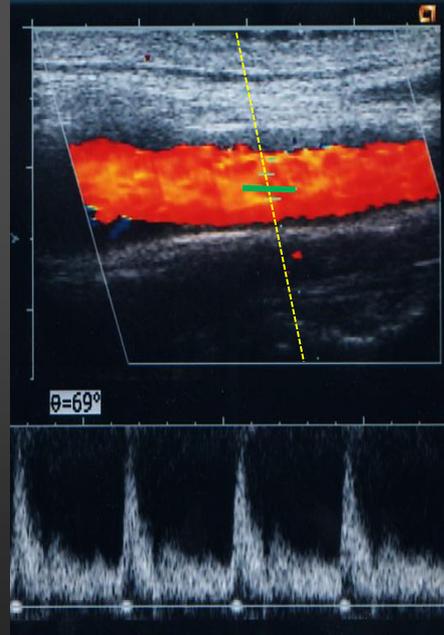
Toute mesure de vitesse ou de débit impose :

- une optimisation de l'angle doppler (si possible $< 40^\circ$)
- et une correction de l'angle doppler : en plaçant le caliper électronique dans l'axe du vaisseau

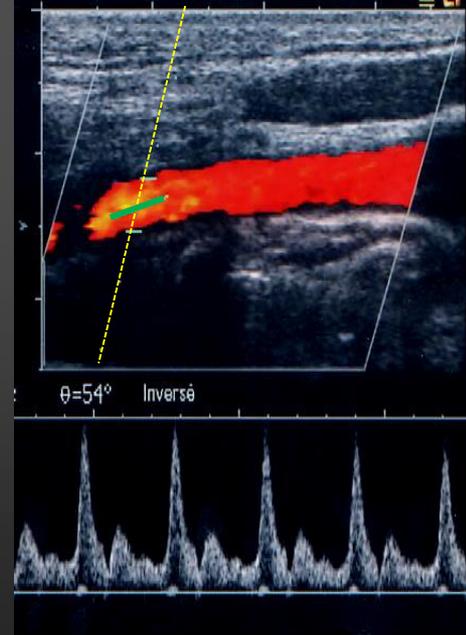
Pas de correction d'angle



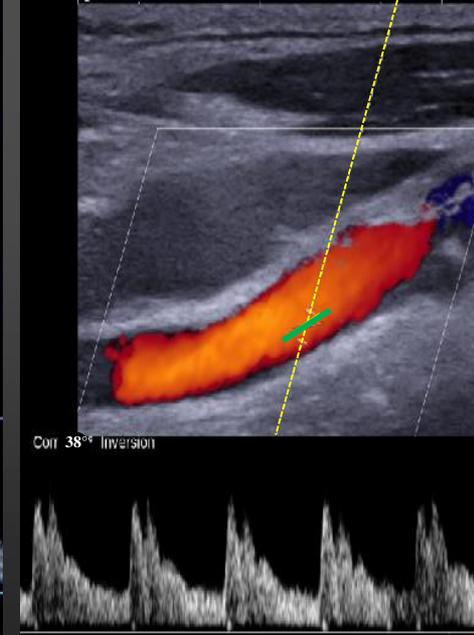
Correction d'angle mais angle sous-optimal



Correction d'angle mais angle presque optimal



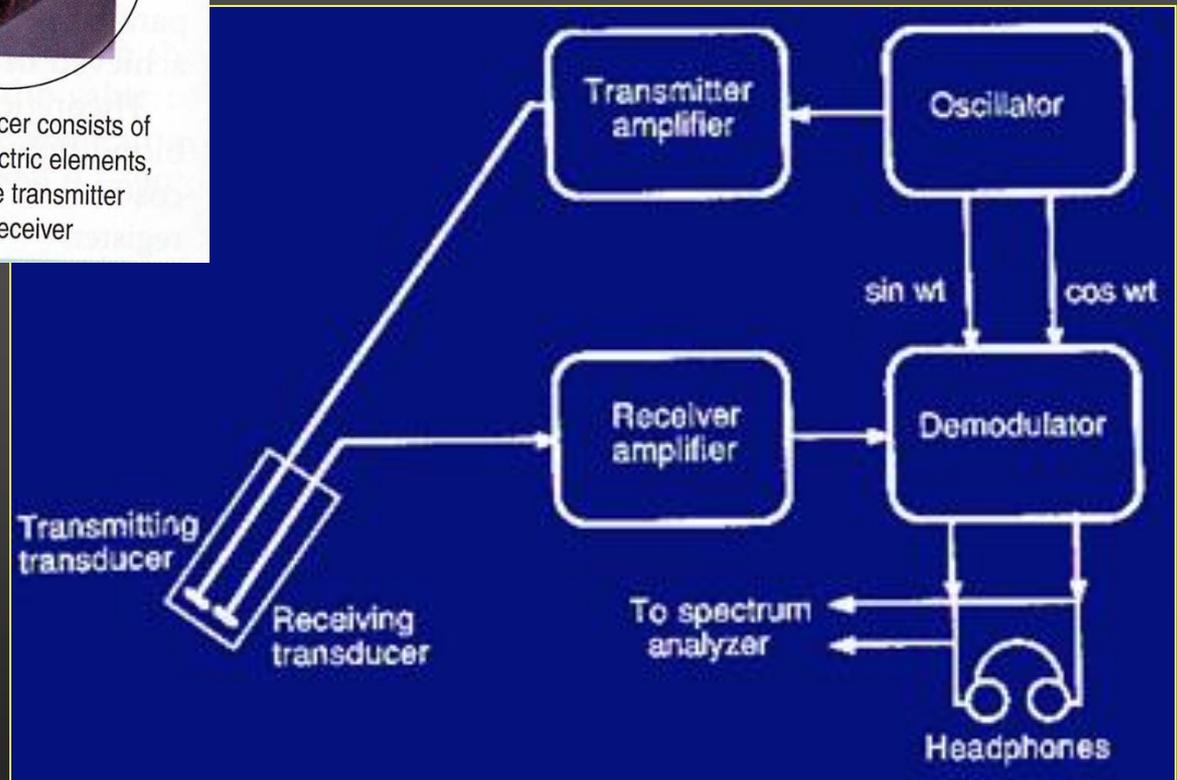
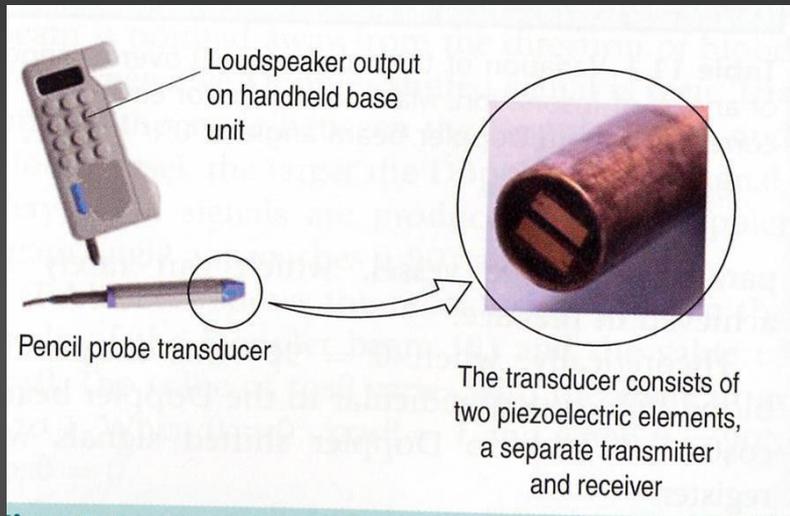
Correction d'angle et angle optimal



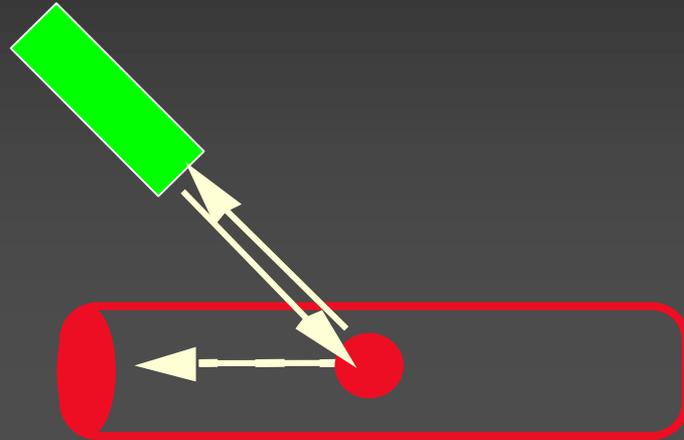
MODES D'ACQUISITION DOPPLER

- Le Doppler continu
- Le Doppler pulsé
- Le Doppler couleur :
 - mode fréquentiel
 - mode énergie ou puissance

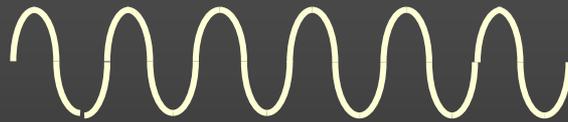
DOPPLER CONTINU



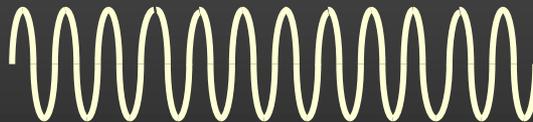
DOPPLER CONTINUU



F_0



F_r

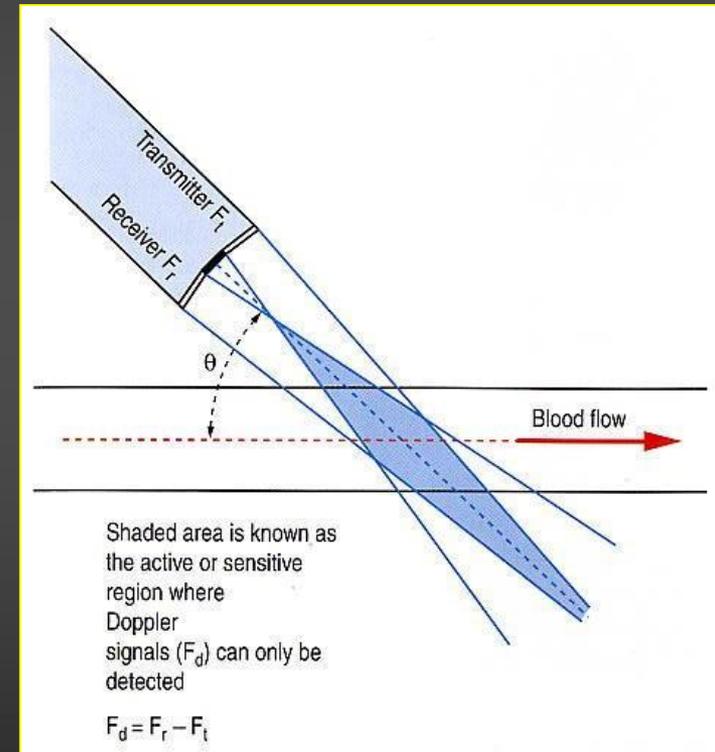


ΔF

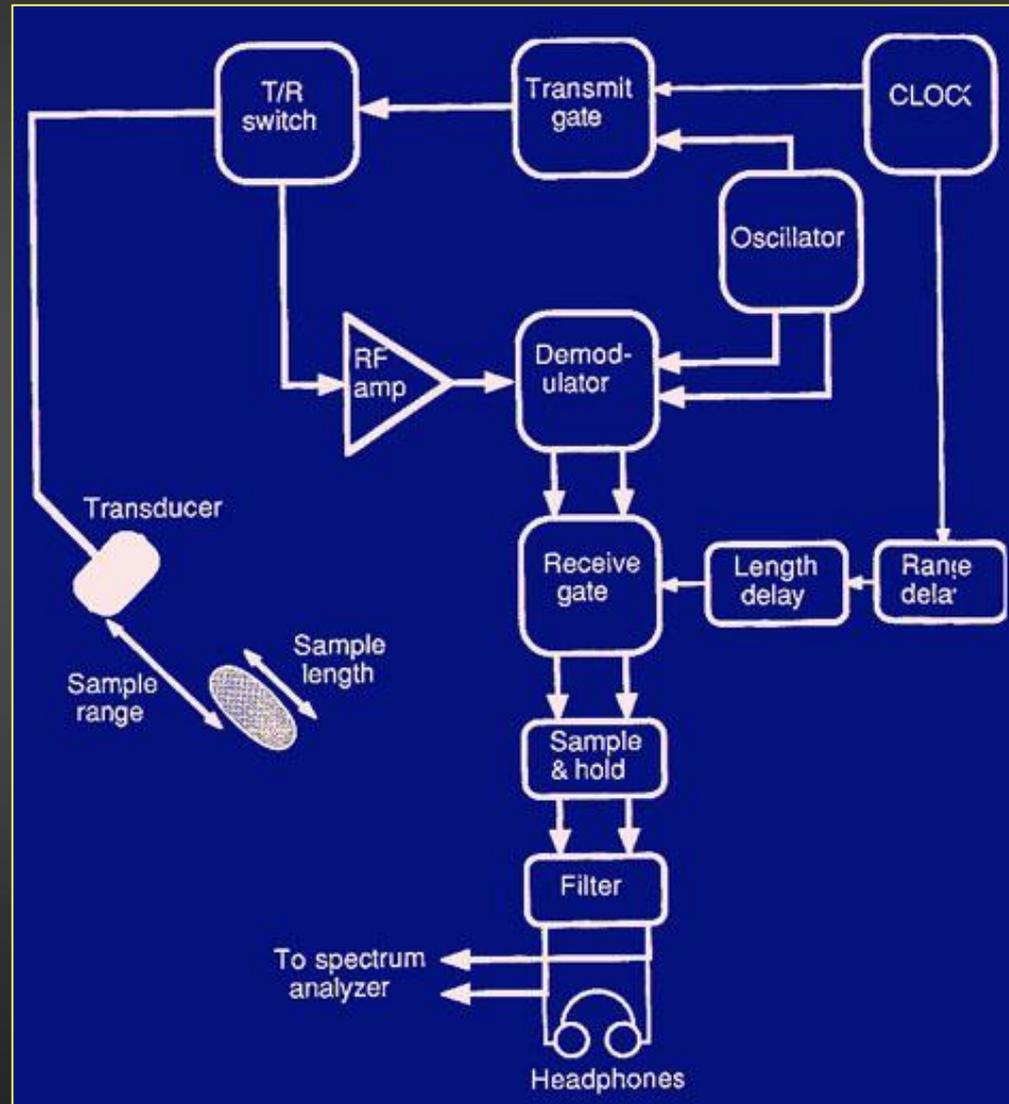


DOPPLER CONTINU

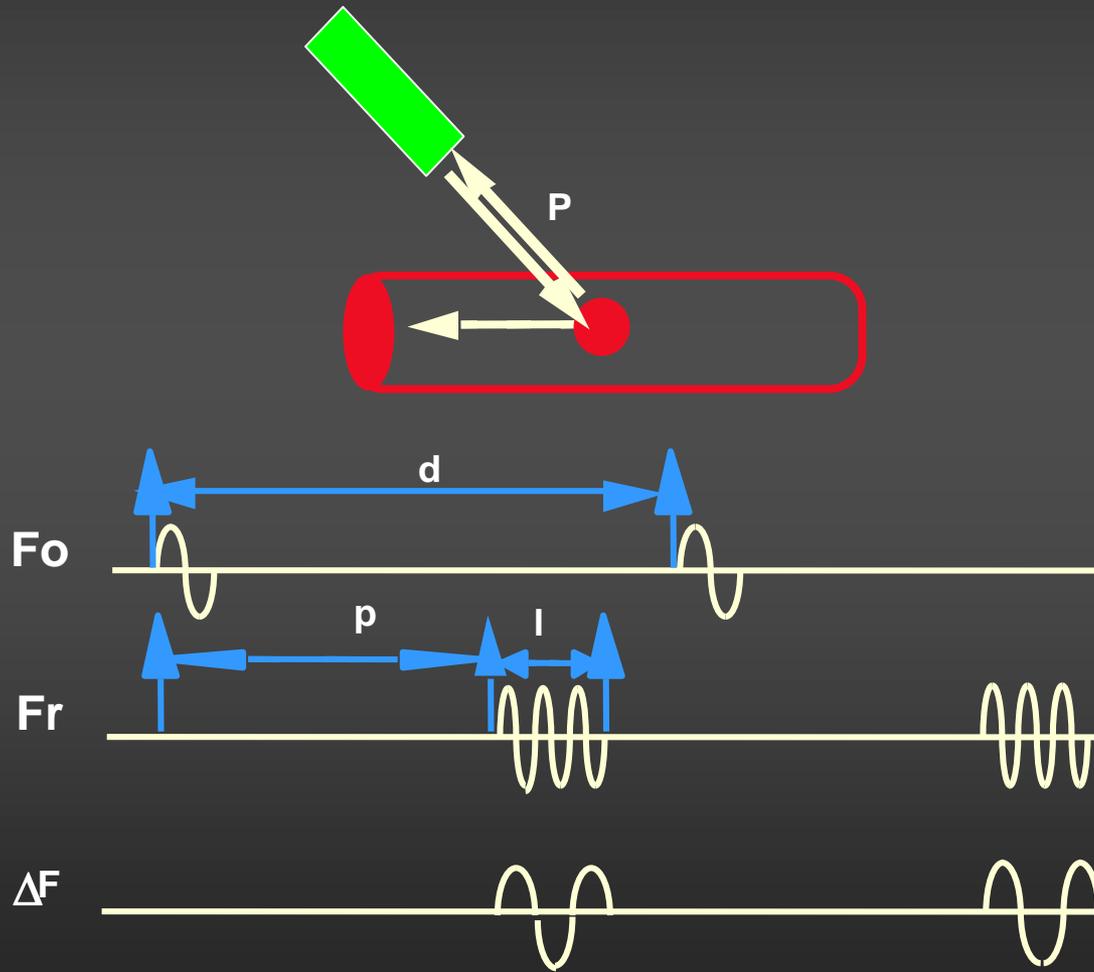
- Avantages :
 - simple
 - pas cher
 - très sensible
 - aucune limitation de quantification de fréquences
- Inconvénients :
 - pas de focalisation en profondeur



DOPPLER PULSE

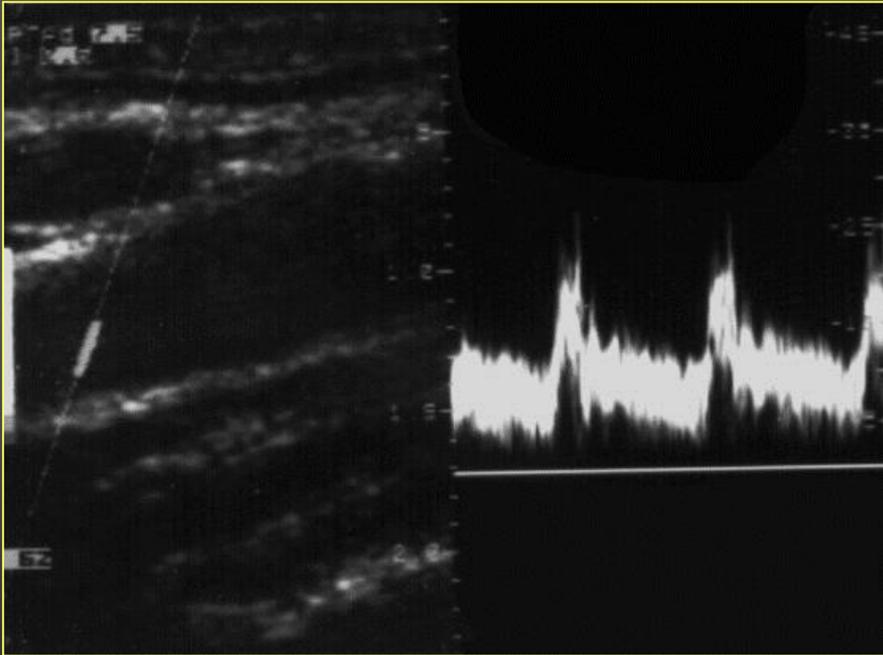


DOPPLER PULSE

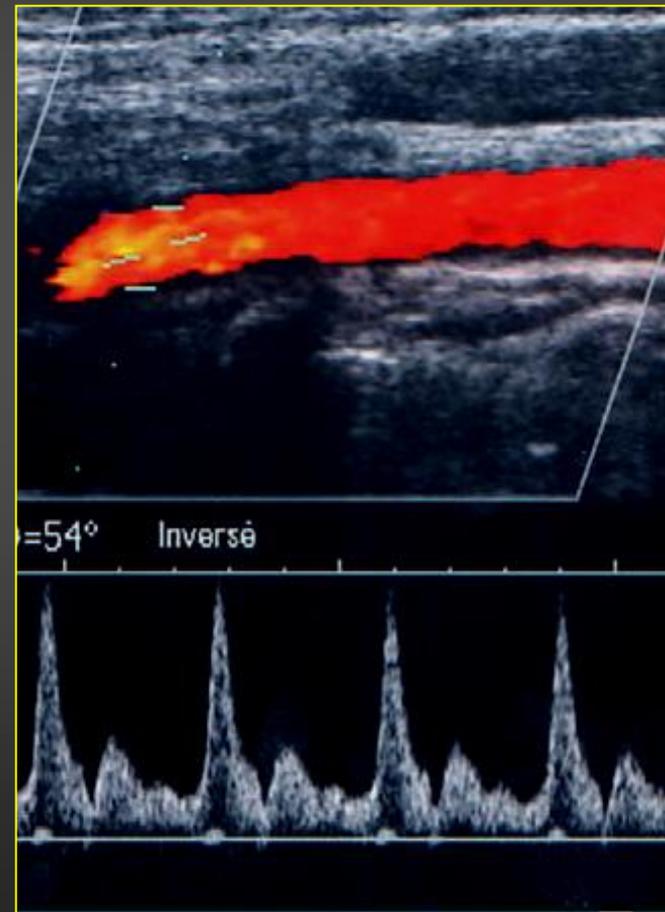


DOPPLER PULSE

Mode duplex



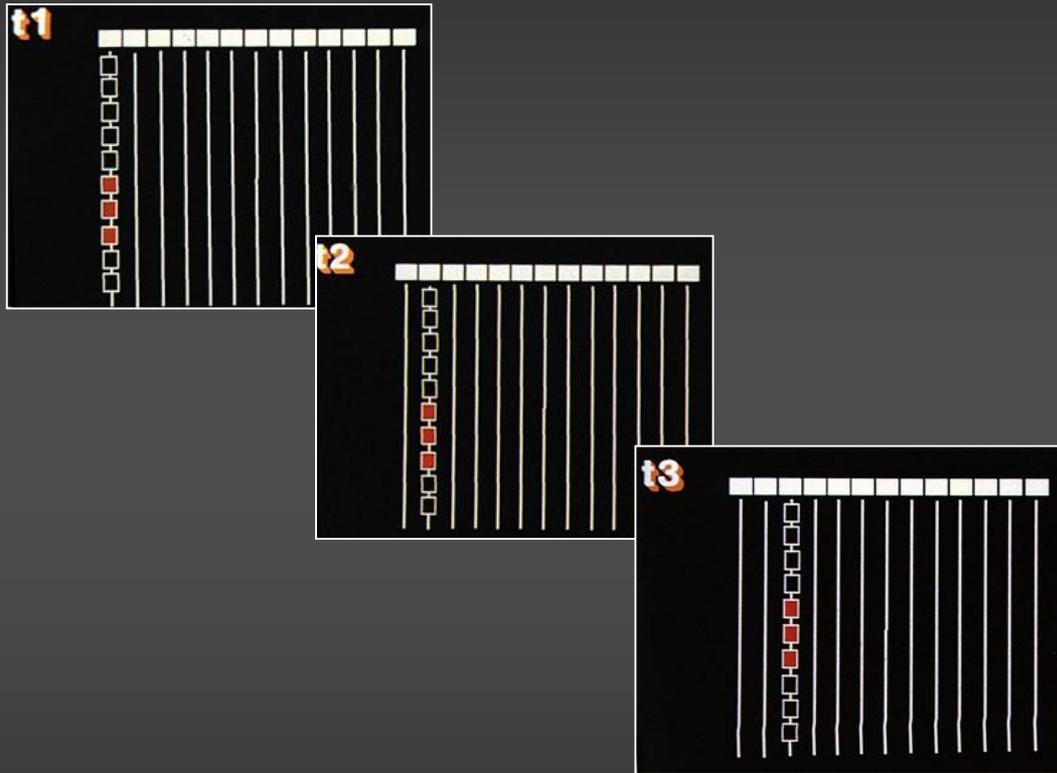
Mode triplex



DOPPLER PULSE

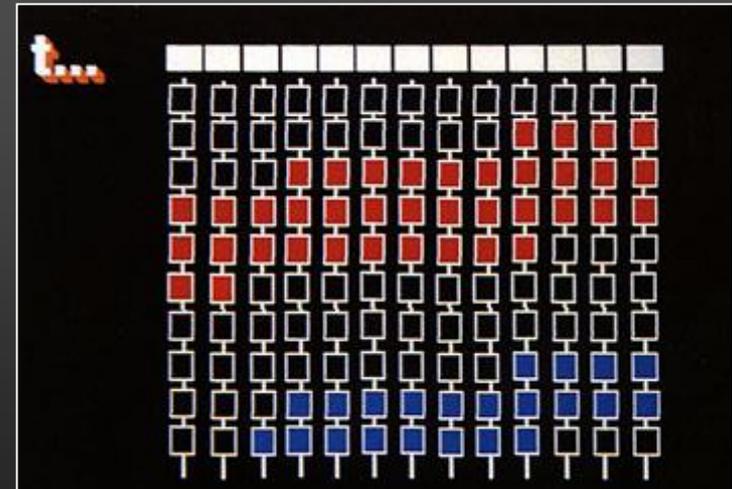
- Avantages :
 - permet de choisir la profondeur d'exploration
- Inconvénients :
 - ambiguïté fréquentielle: limitation de quantification de fréquences élevées
 - ambiguïté spatiale
 - dépôt d'énergie

DOPPLER COULEUR



Méthode d'auto-correlation :

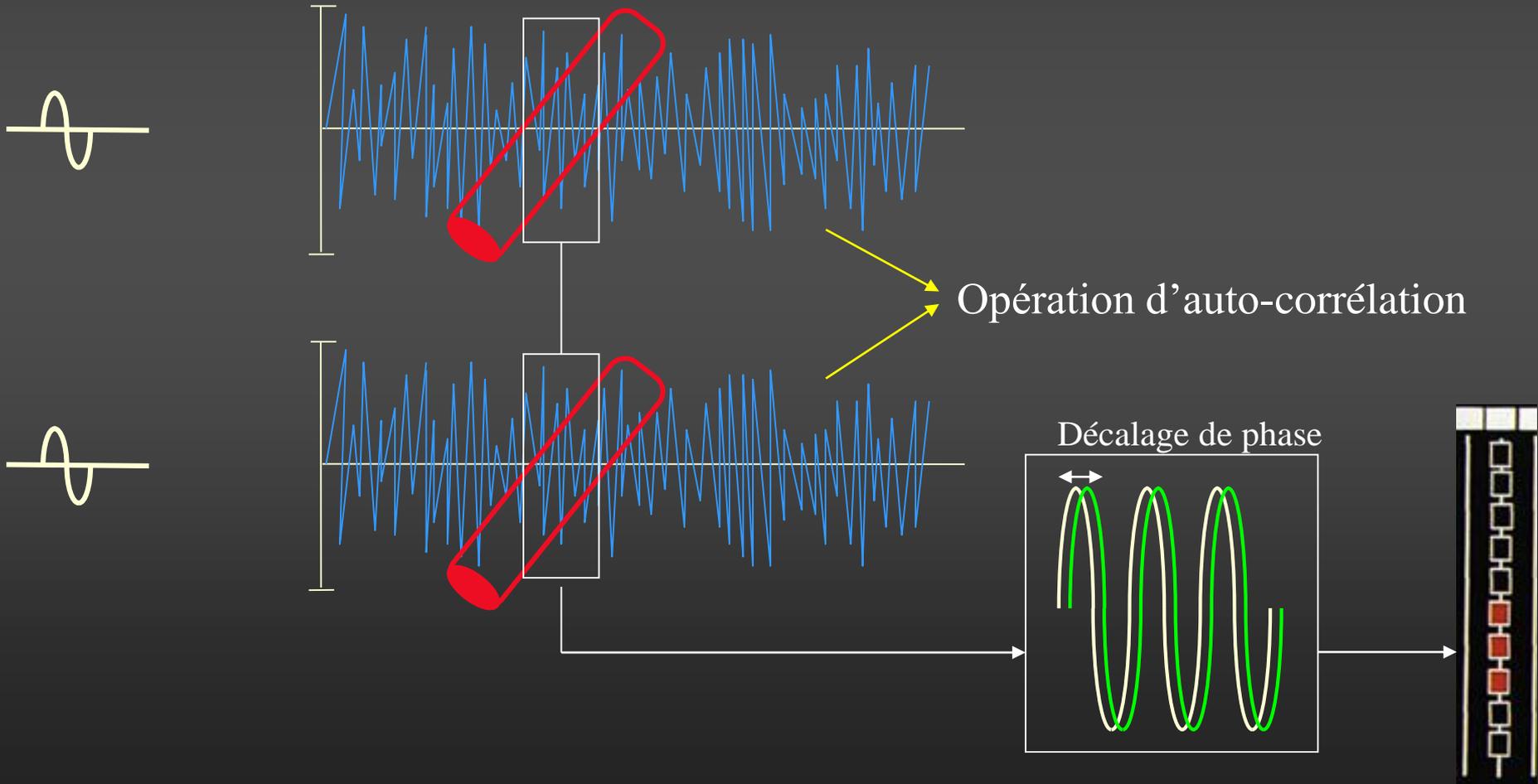
- échantillonnage d'une ligne à partir de 2 tirs
- sommation des échantillonnages : 8 à 16 fois



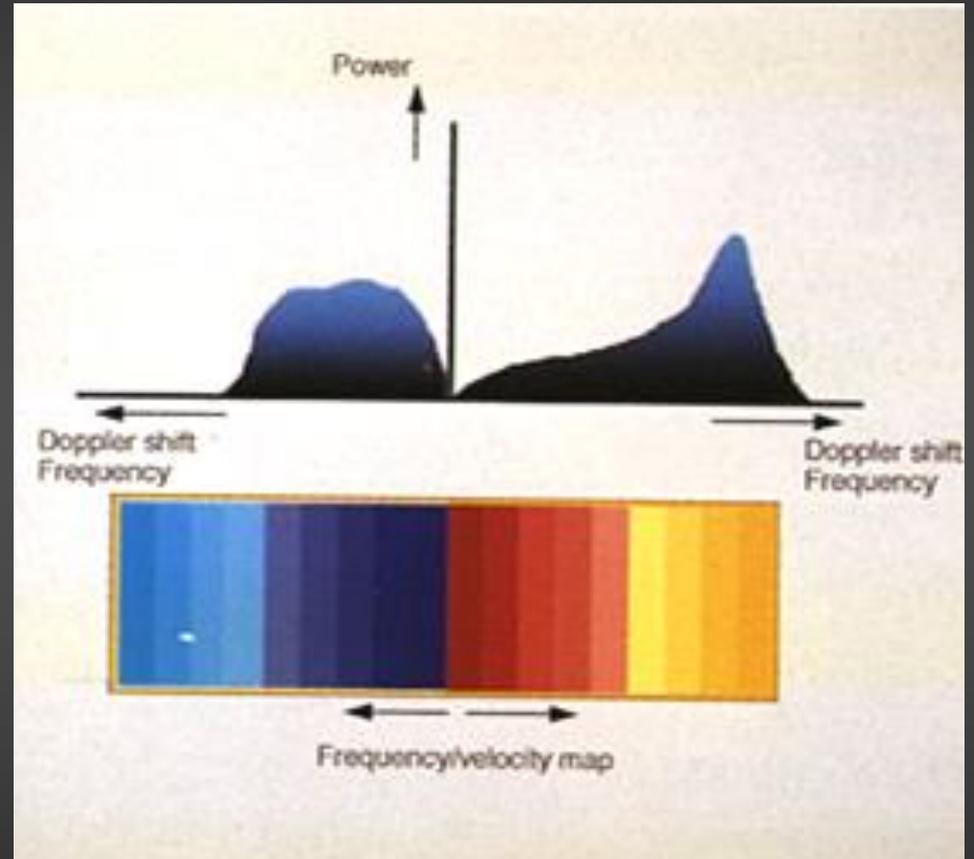
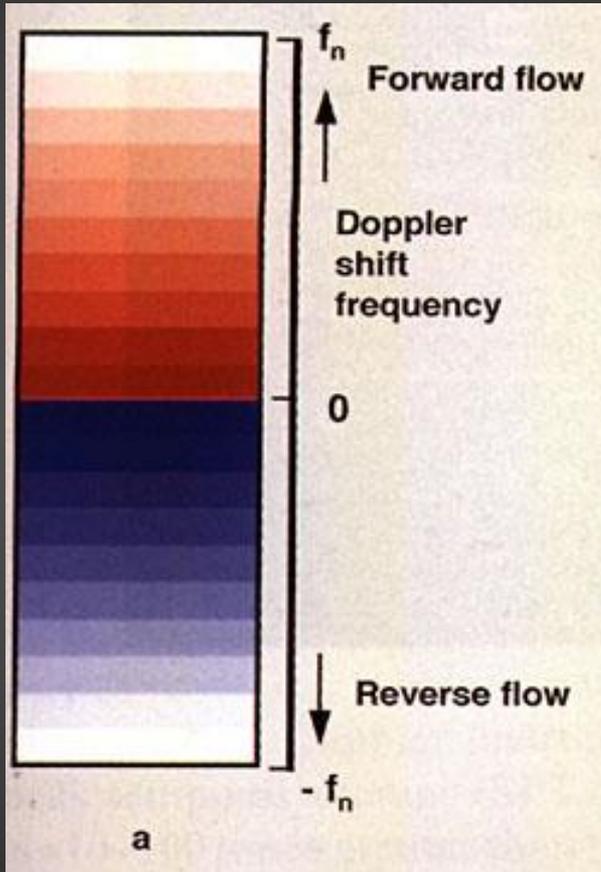
DOPPLER COULEUR

émission

réception

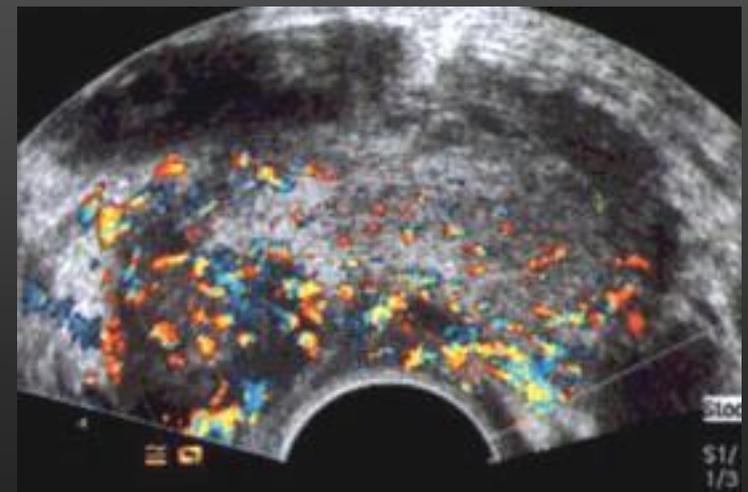
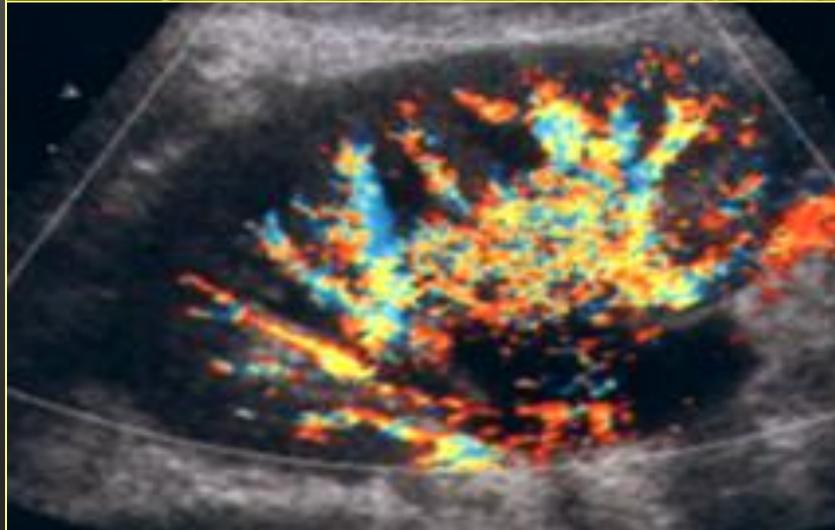
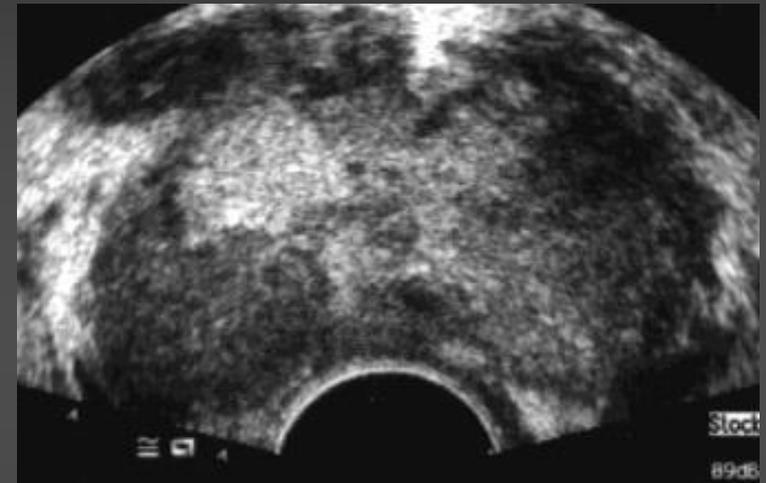
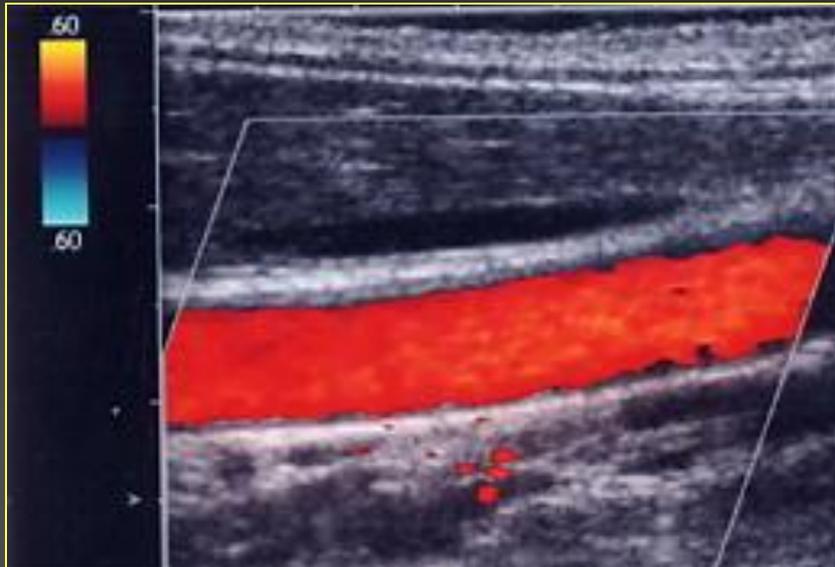


DOPPLER COULEUR



Au sein de chaque voxel couleur : on extrait une valeur de fréquence moyenne et de sa variance

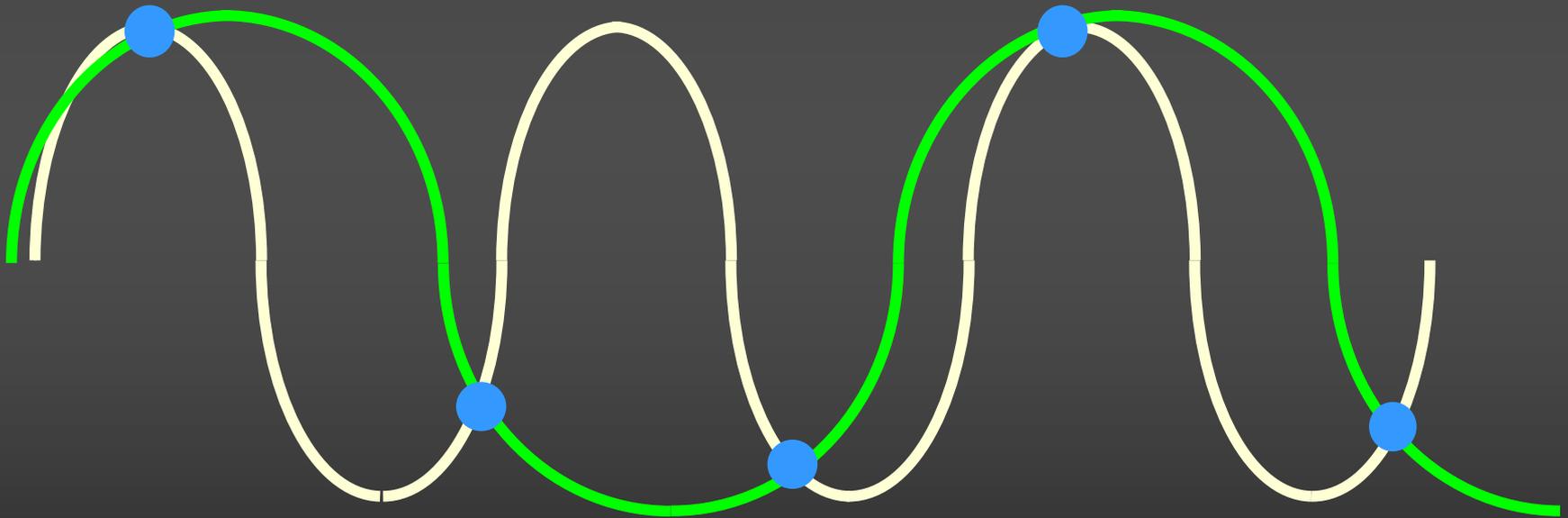
DOPPLER COULEUR



DOPPLER PULSE : rôle de la PRF

- PRF et sensibilité au flux :
une PRF élevée ne permet pas de détecter les flux lents; pour détecter les flux lents, la PRF doit être basse
- PRF et quantification des fréquences élevées :
pour quantifier les fréquences élevées, la PRF doit être élevée (au moins le double de la fréquence Doppler)
- PRF et profondeur d'exploration :
la PRF maximale accessible est d'autant plus basse que le volume d'échantillonnage est profond

AMBIGUITE FREQUENTIELLE



AMBIGUITE FREQUENTIELLE

- Théorème de Shannon :

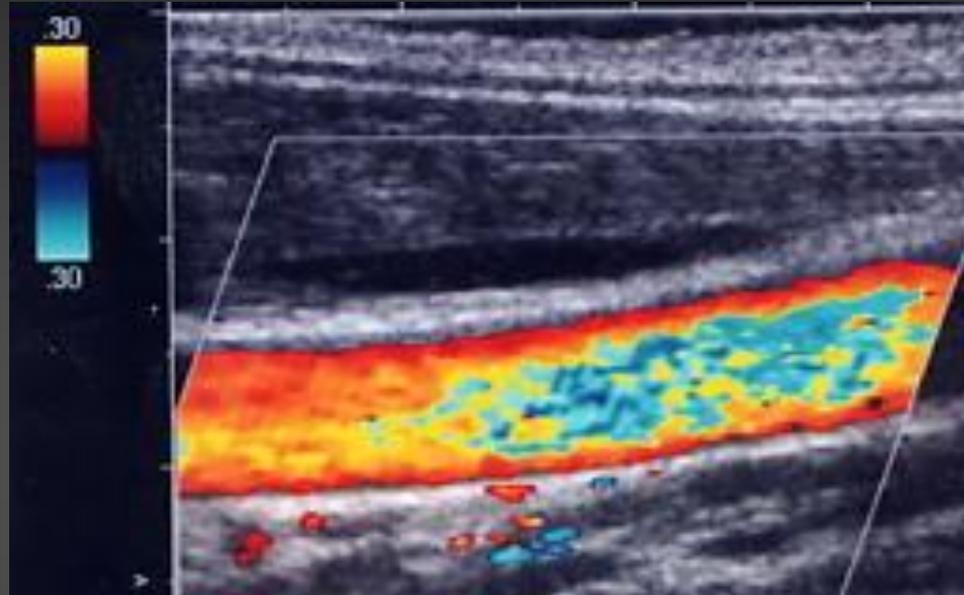
« pour échantillonner sans ambiguïté un signal fréquentiel, la fréquence d'échantillonnage (PRF) doit être au moins égale au double de celle du signal »

$$PRF = 2 \cdot \Delta F$$

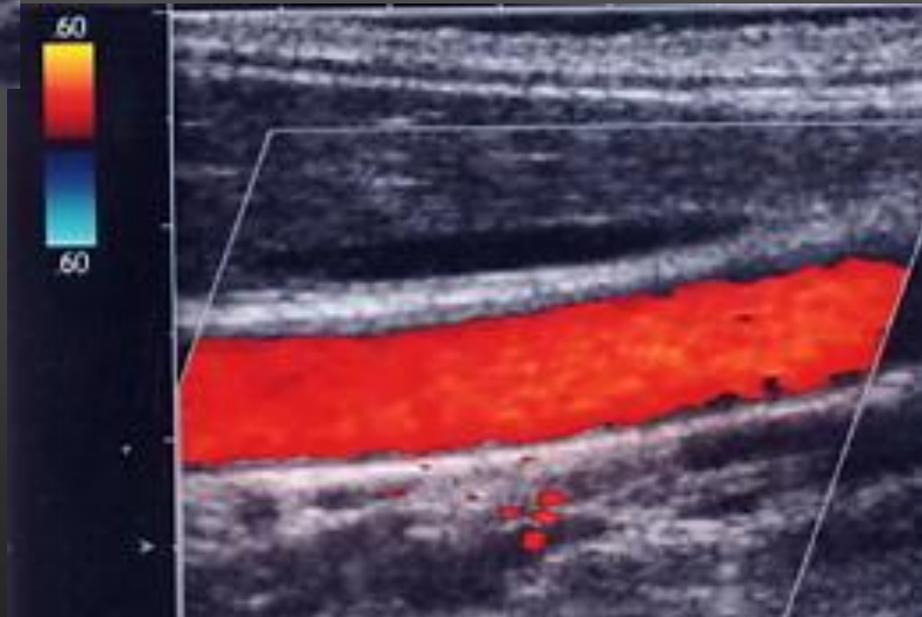
- Fréquence de Nyquist :

« fréquence maximale échantillonnable, ie la moitié de la PRF »

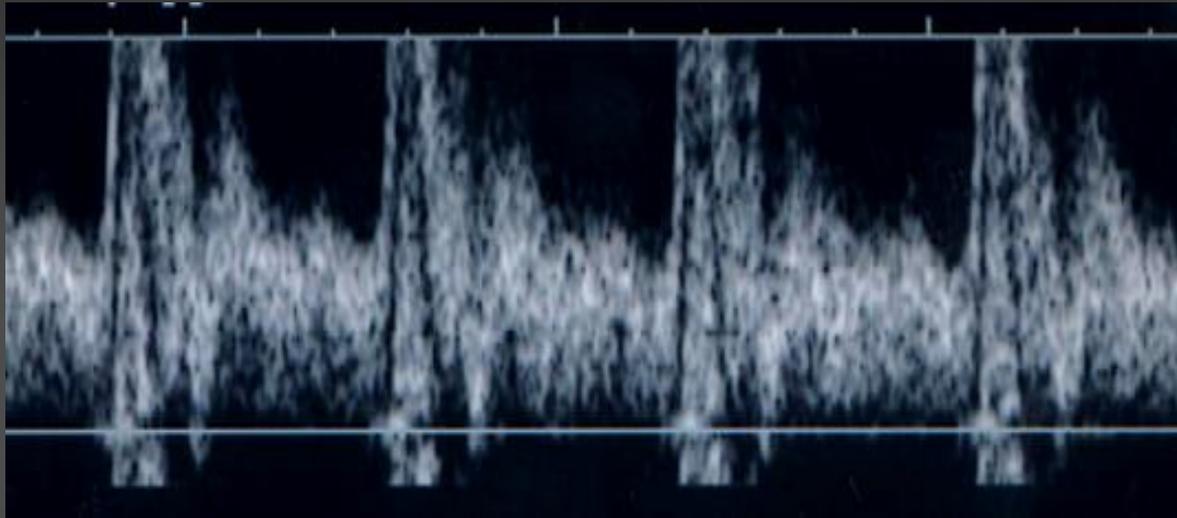
PHENOMENE D'ALIASING



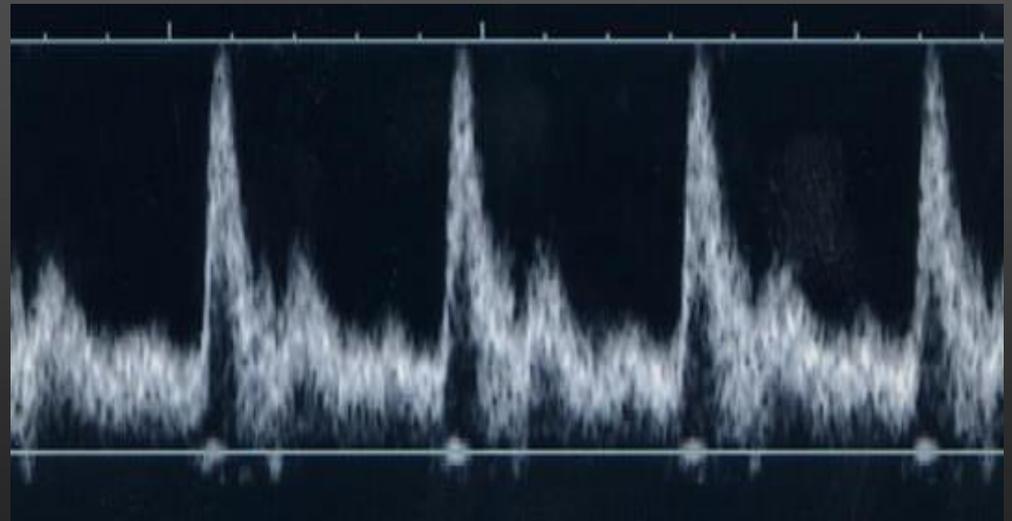
- Effet de la PRF



PHENOMENE D'ALIASING



- Effet de la PRF

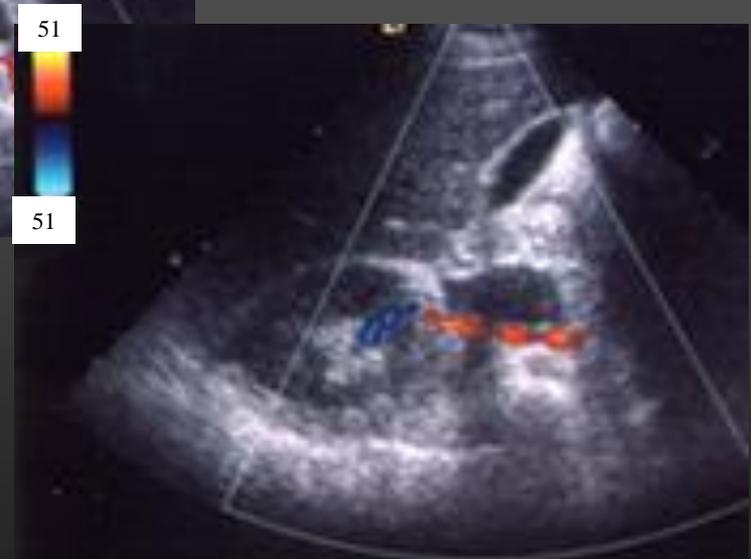


PHENOMENE D'ALIASING

- Solutions :
 - augmenter la PRF (ou l'échelle de vitesse)
 - diminuer la profondeur de la fenêtre couleur
 - diminuer F_0
 - passer en Doppler continu

PHENOMENE D'ALIASING

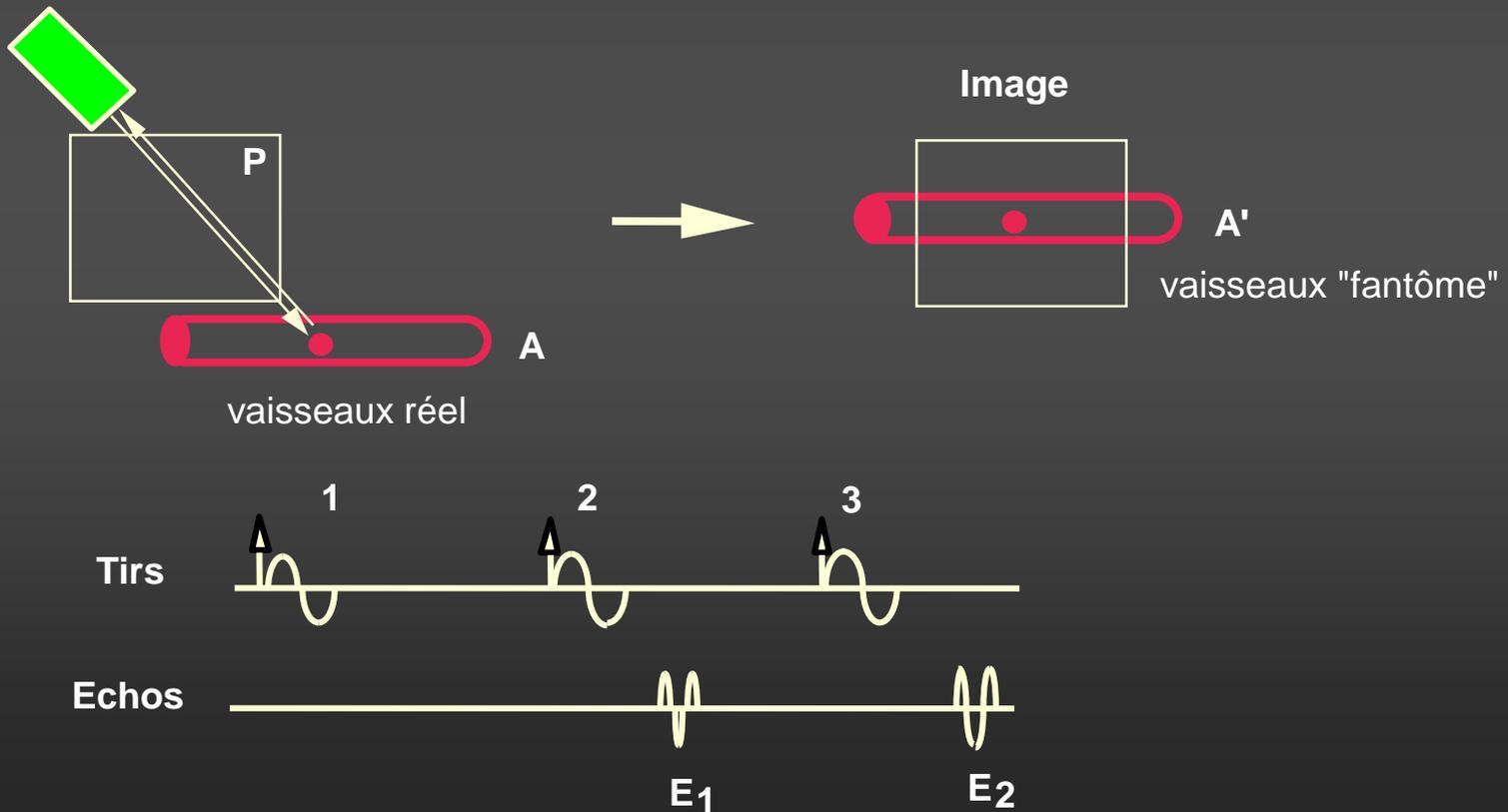
- Effet de la profondeur sur la PRF



Plus on augmente la profondeur de la fenêtre couleur, plus la PRF maximale diminue

AMBIGUITE SPATIALE

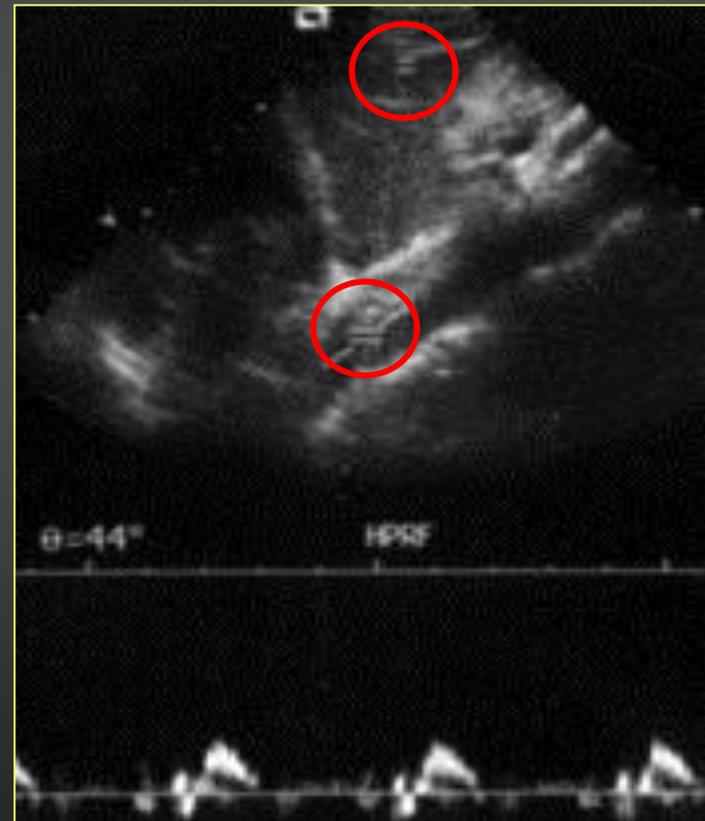
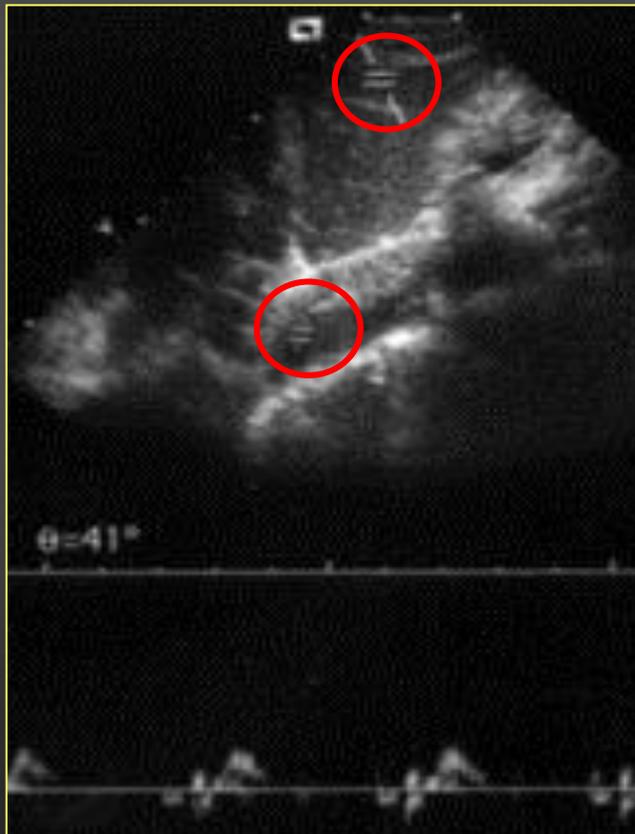
Apparaît lorsqu'on utilise un champ proximal avec une PRF très élevée :
L'écho du vaisseau, situé « hors champ » arrive à la sonde après le 2^{ème} tir



AMBIGUITE SPATIALE

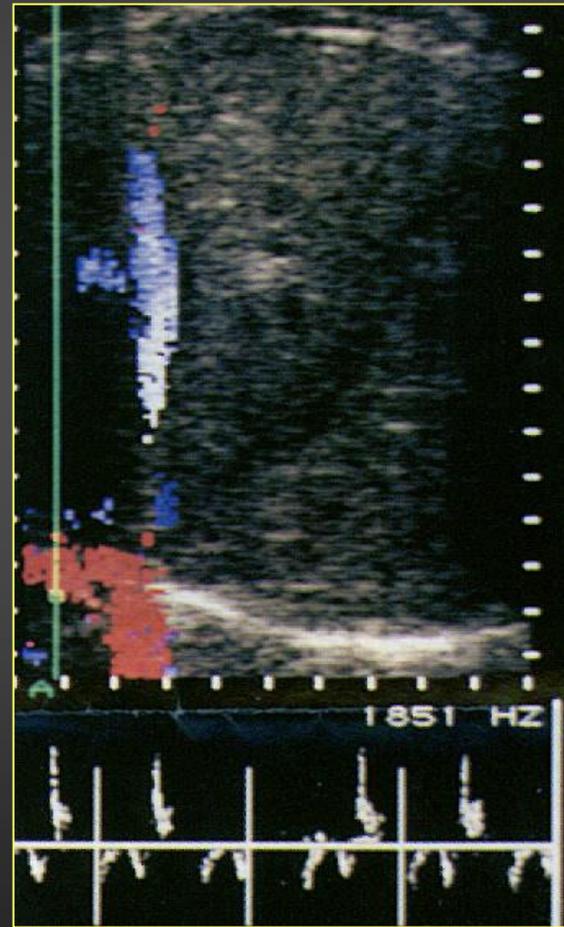
Lorsqu'on utilise une PRF très élevée en doppler pulsé, apparaissent parfois 2 volumes d'échantillonnage au lieu d'1 :

Le signal obtenu dans le volume proximal correspond au signal du volume distal



AMBIGUITE SPATIALE

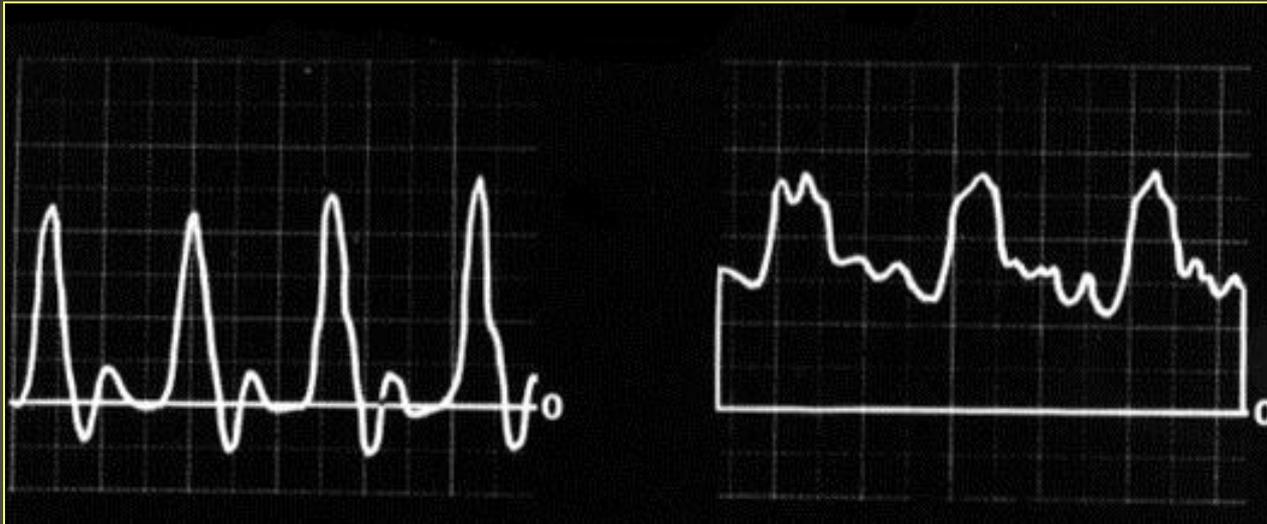
Signal rouge
artefactuel car champ
proximal avec PRF
élevée



Correspond en fait au
signal de la VCI qui
disparaît en élevant la
PRF

ANALYSE DU SIGNAL DOPPLER

TRACE ANALOGIQUE

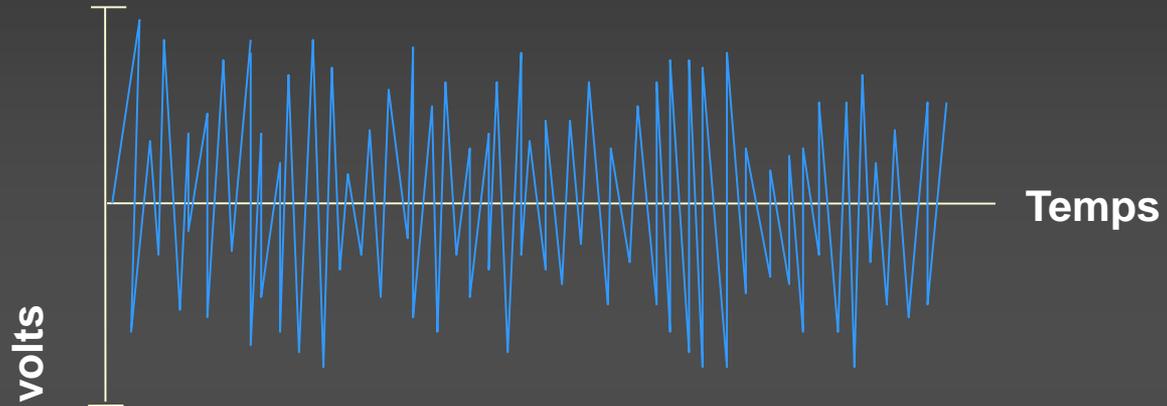


- *Informe sur le type de modulation systolo-diastolique du flux, mais pas sur le profil de l'écoulement*
- *Ne permet pas de caractériser les anomalies*

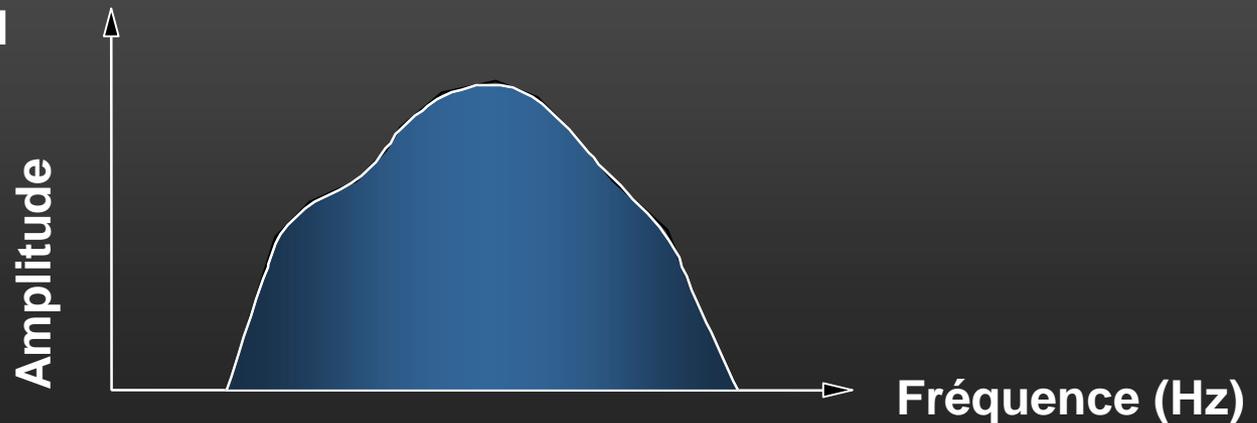
LE SPECTRE DE FREQUENCES

Domaine temporel

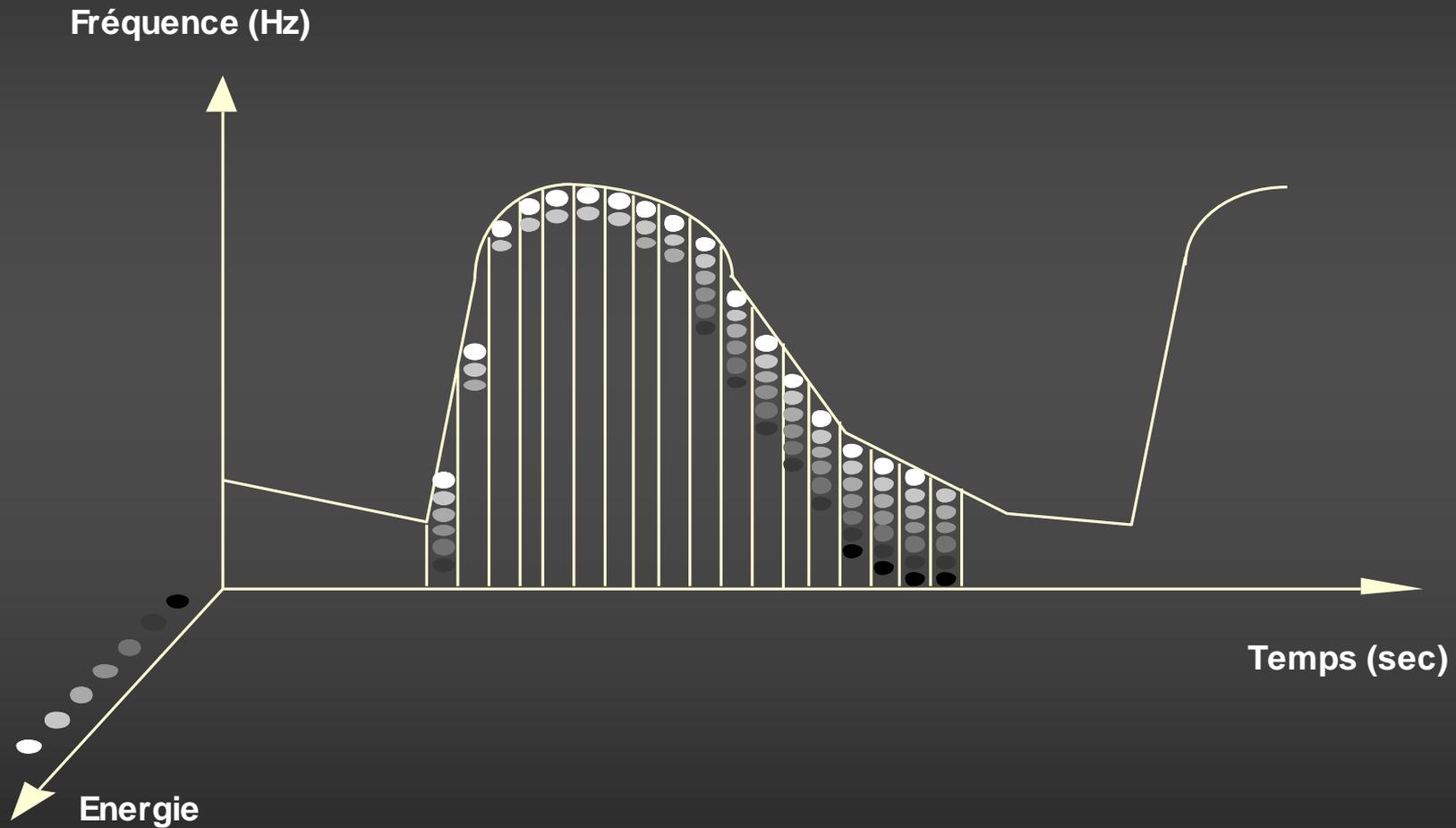
*transformation
de Fourier*



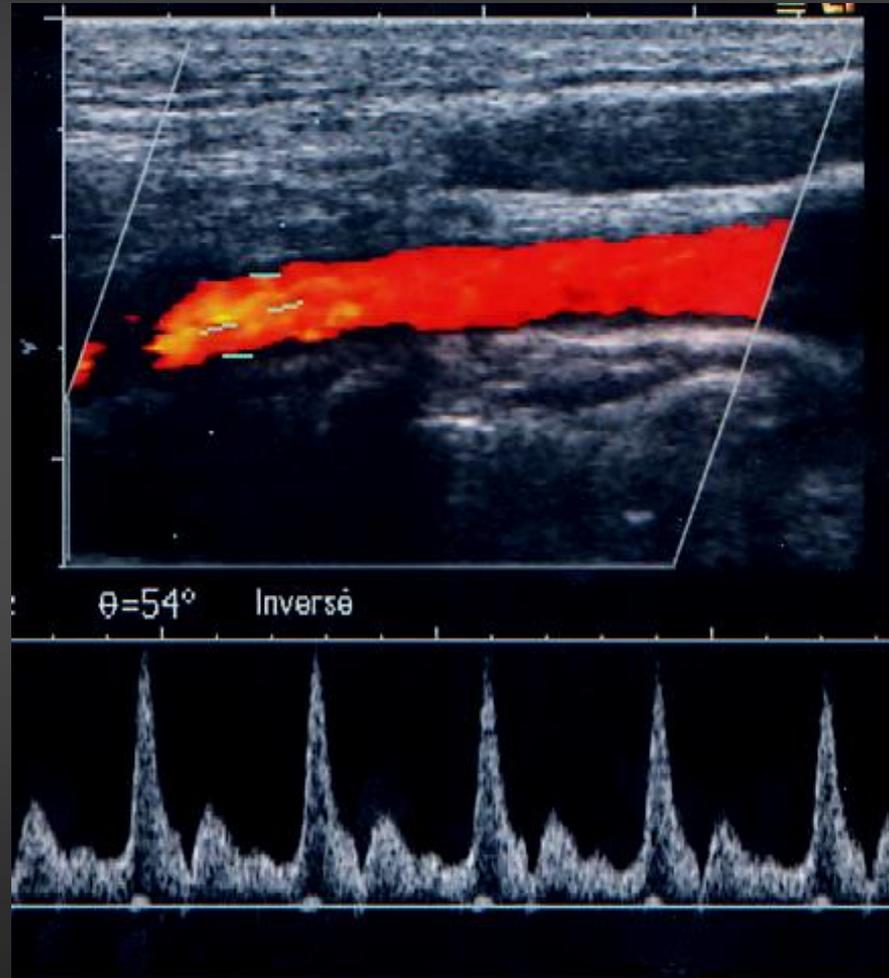
Domaine fréquentiel



LE SPECTRE DE FREQUENCES

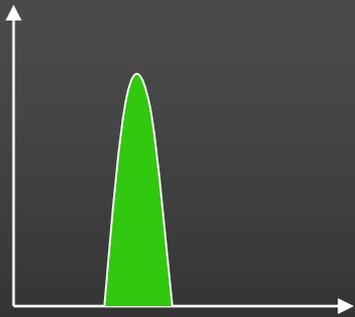
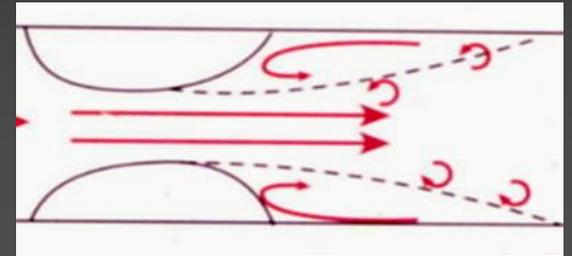
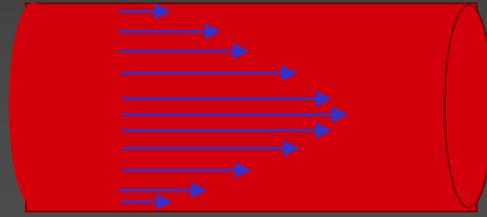
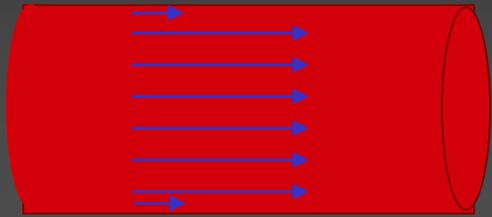


LE SPECTRE DE FREQUENCES

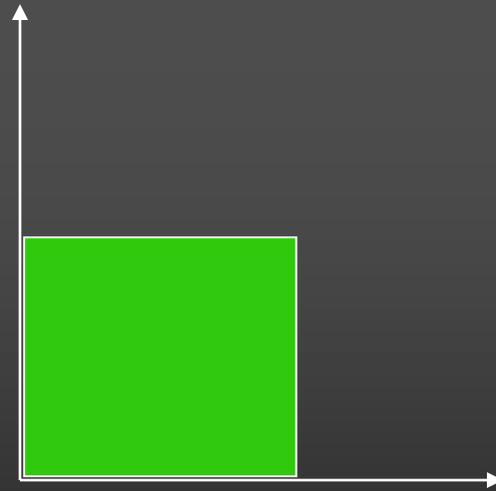


MODULATION FREQUENTIELLE
DU FLUX : NOTIONS DE PROFIL
D'ÉCOULEMENT

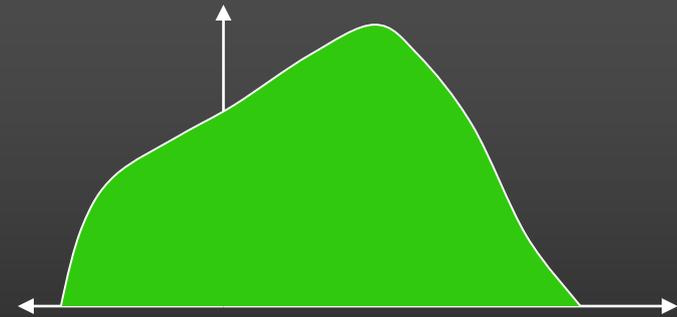
SPECTRE ET PROFIL DE L'ÉCOULEMENT



Flux plateau

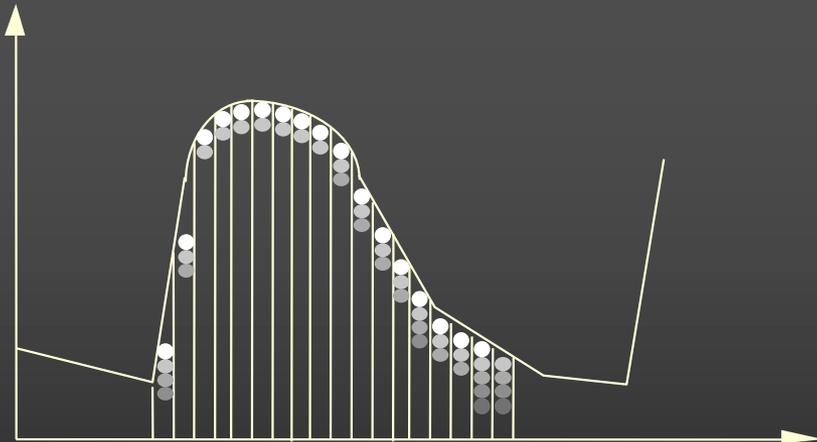
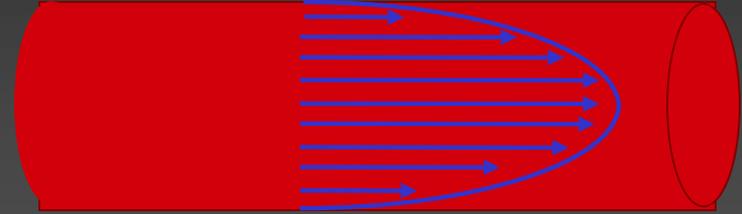
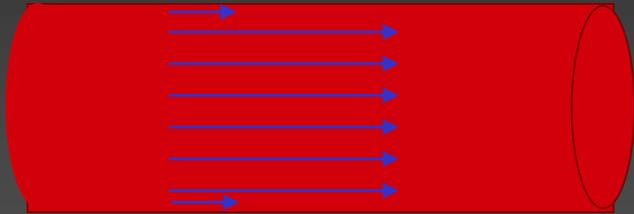


Flux laminaire

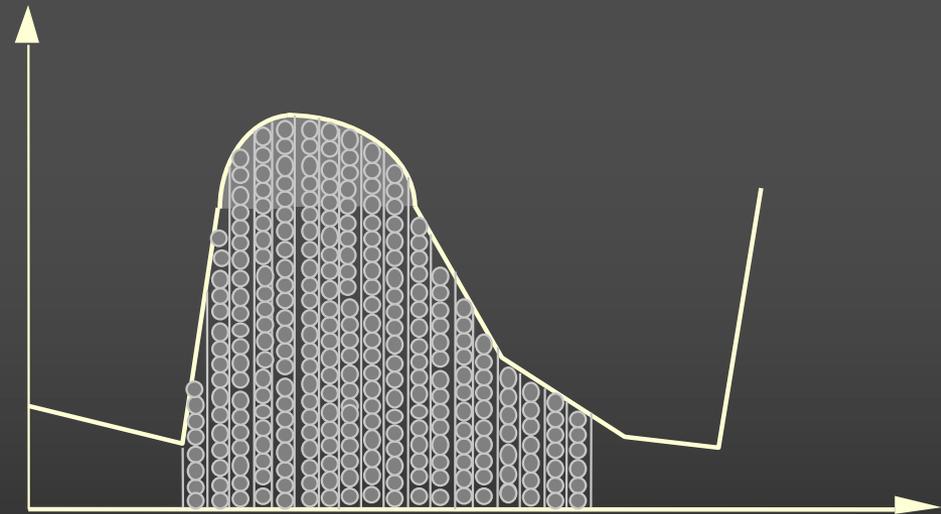


Sténose

SPECTRE ET PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

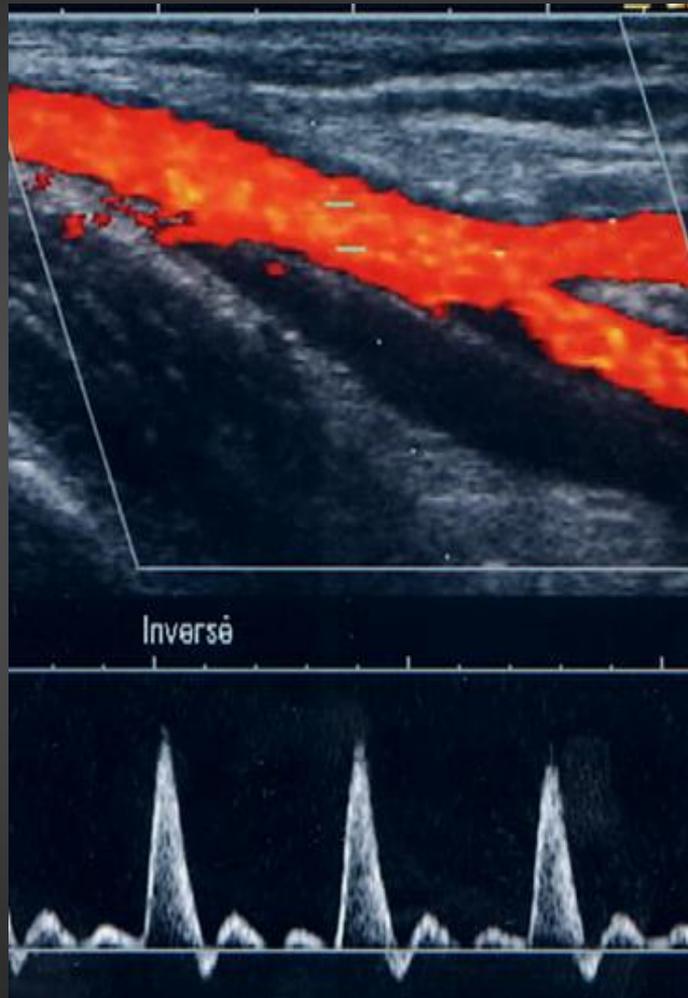


Flux plateau

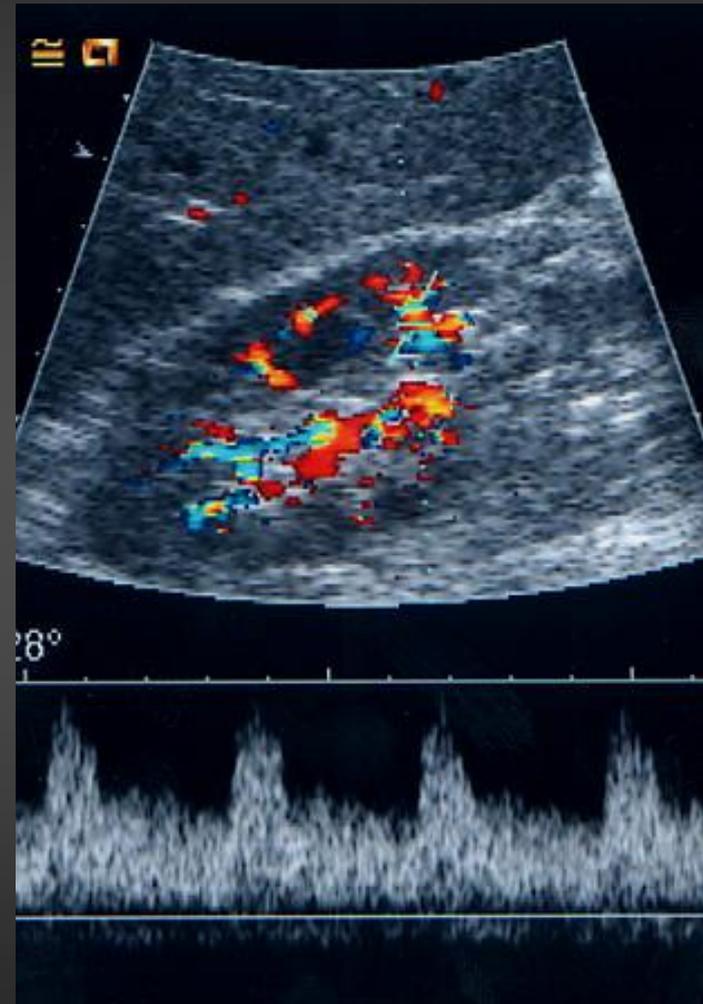


Flux laminaire

SPECTRE ET PROFIL DE L'ÉCOULEMENT



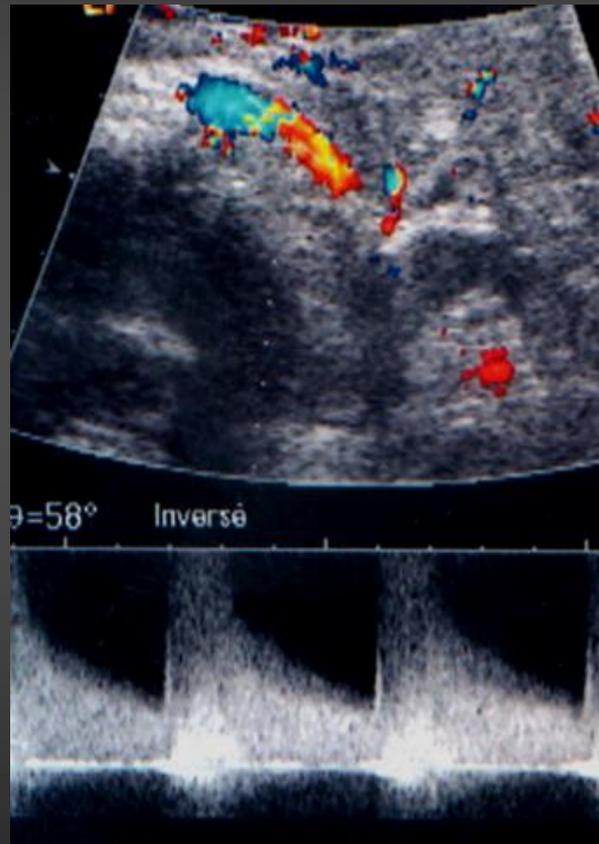
Flux plateau



Flux laminaire

ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

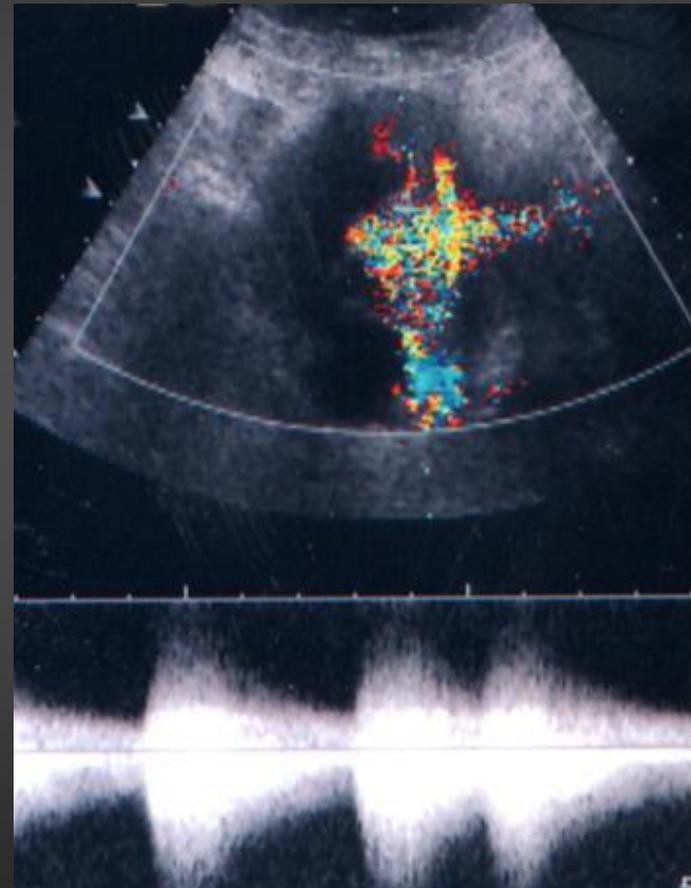
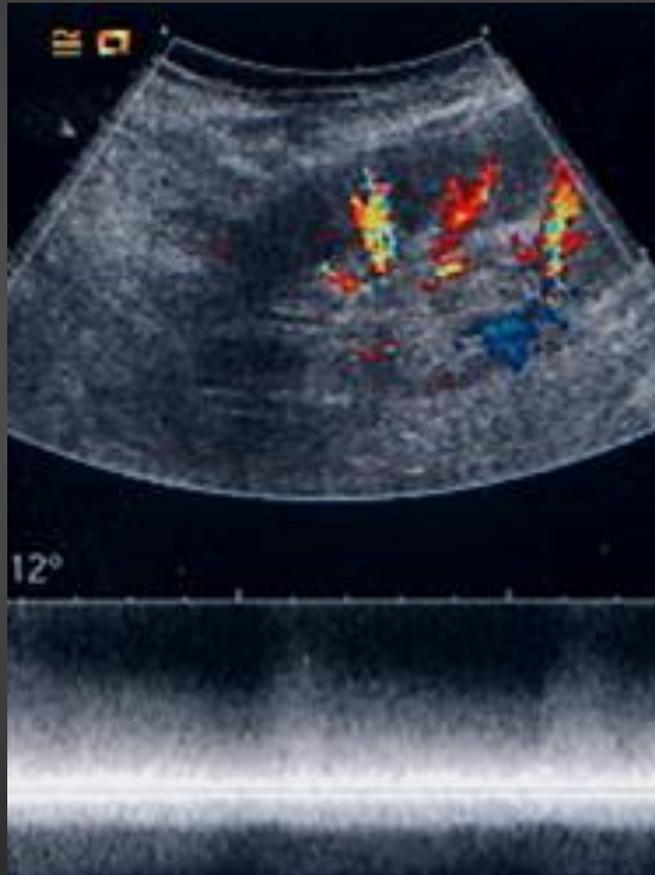
Sténoses artérielles



Accélération et dispersion du profil en regard du rétrécissement

ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

Shunts artério-veineux



Accélération et dispersion du profil sur l'axe afférent

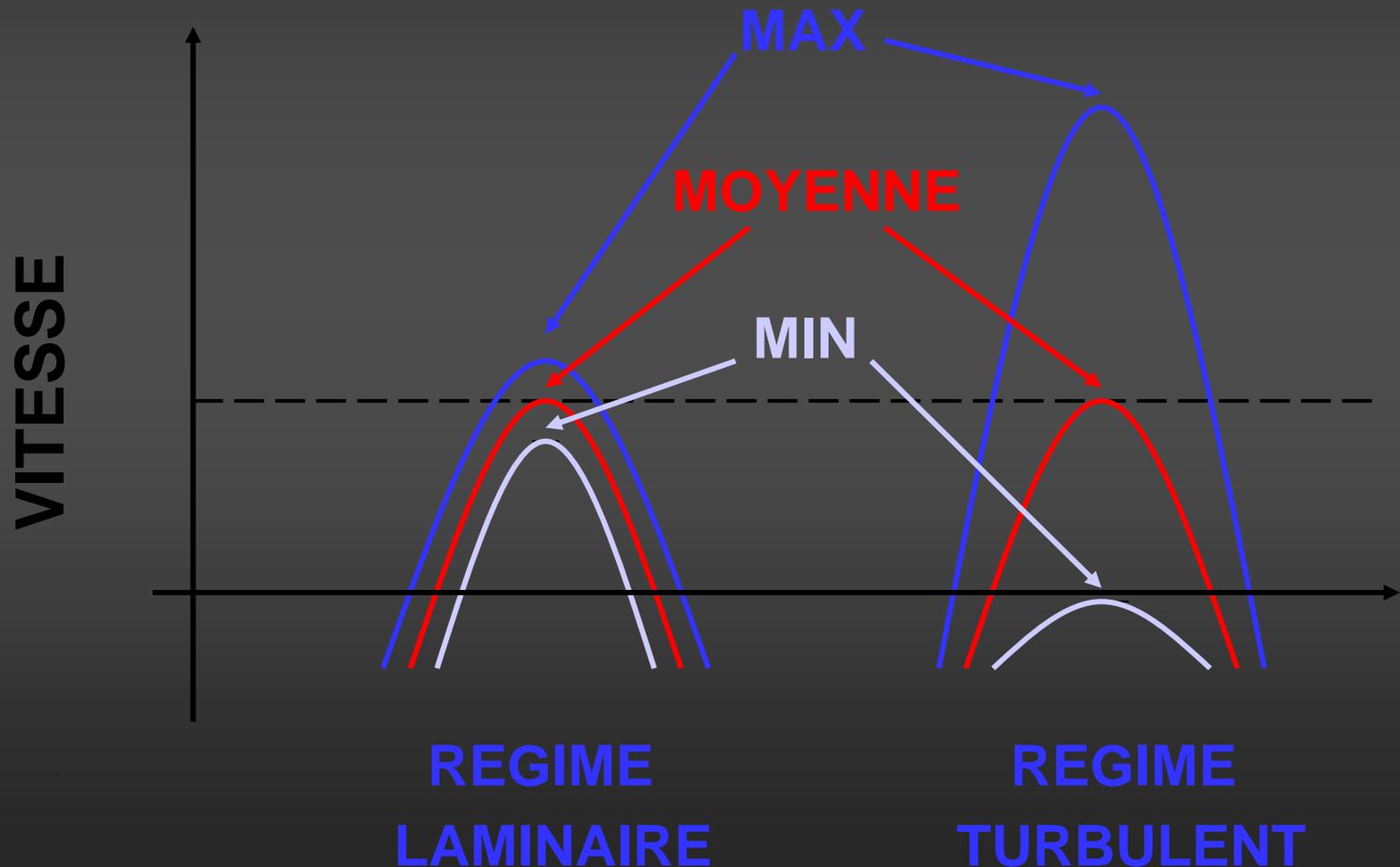
ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

- On observe un passage d'un profil laminaire à un profil turbulent dans trois circonstances :
 - *Réduction du diamètre*
 - sténose
 - *Augmentation des vitesses circulatoires*
 - shunts artério-veineux
 - *Diminution de la viscosité sanguine*
 - hémocrite bas (exceptionnel)

(Nombre de Reynolds)

ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

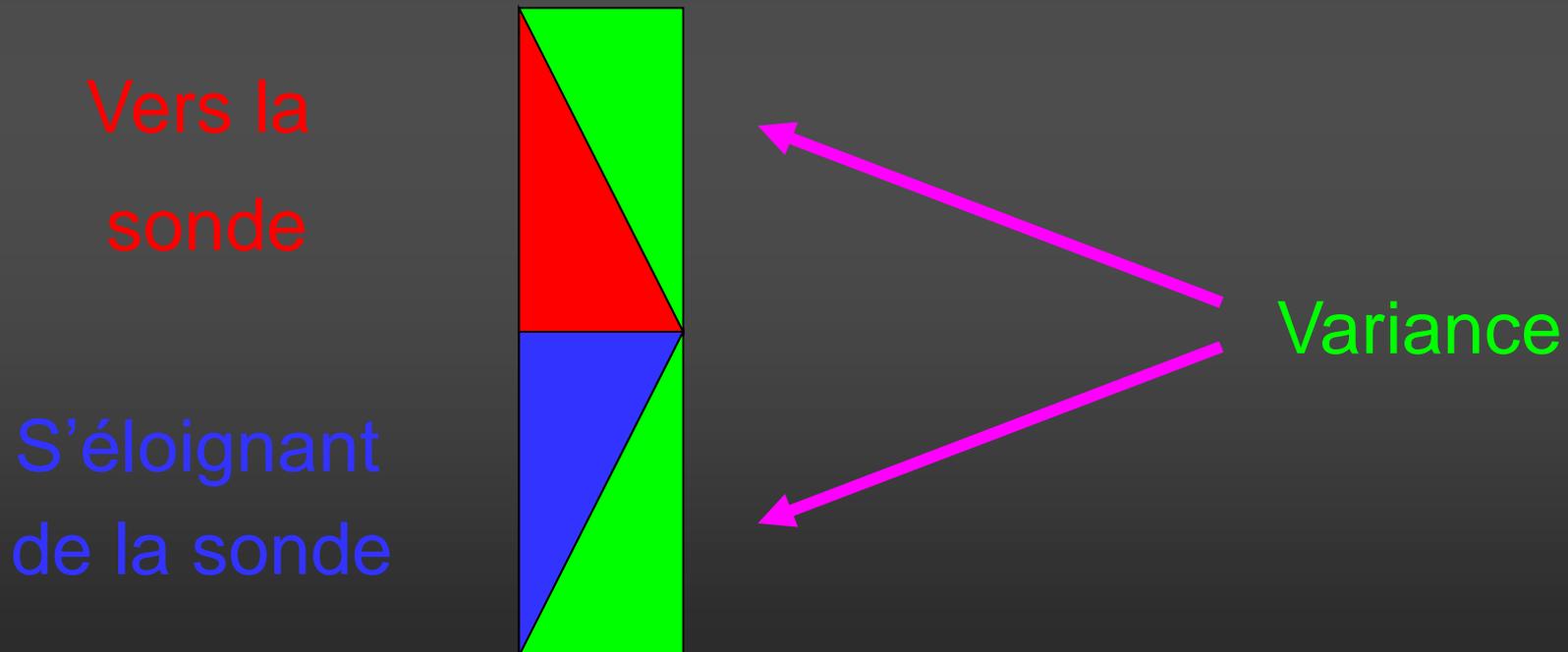
La Variance : dispersion des vitesses autour de la moyenne



ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

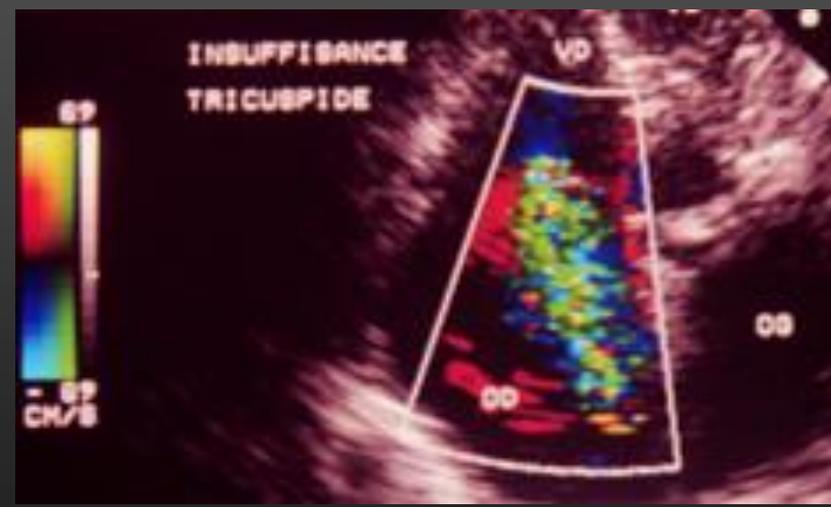
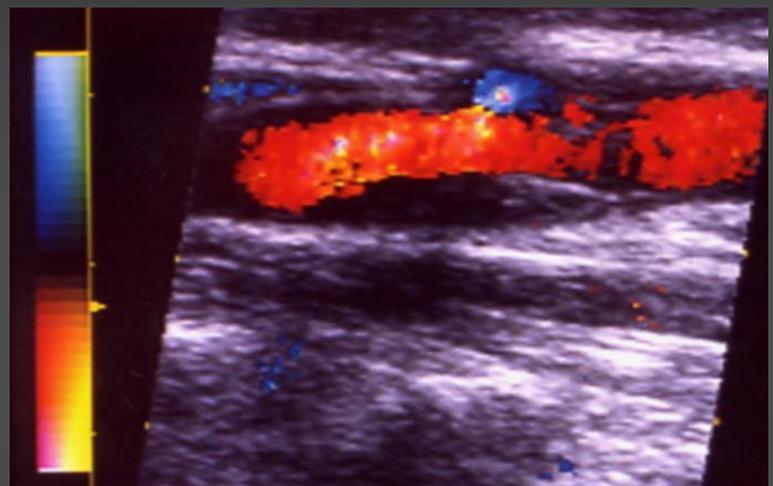
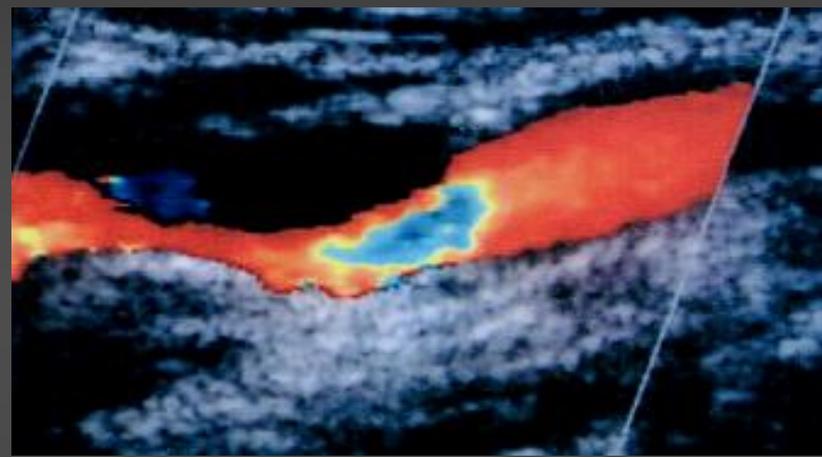
La Variance : dispersion des vitesses autour de la moyenne

Addition d'une troisième couleur



ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

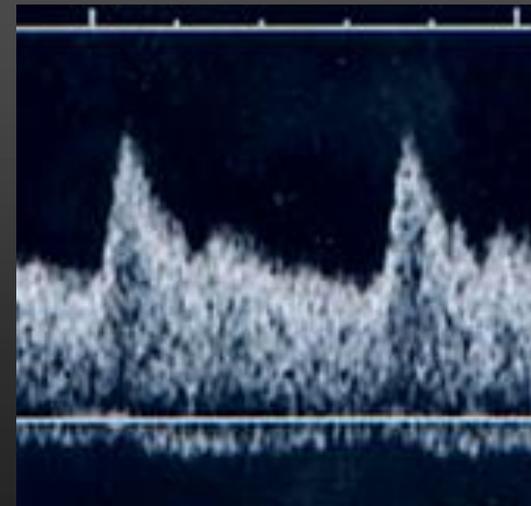
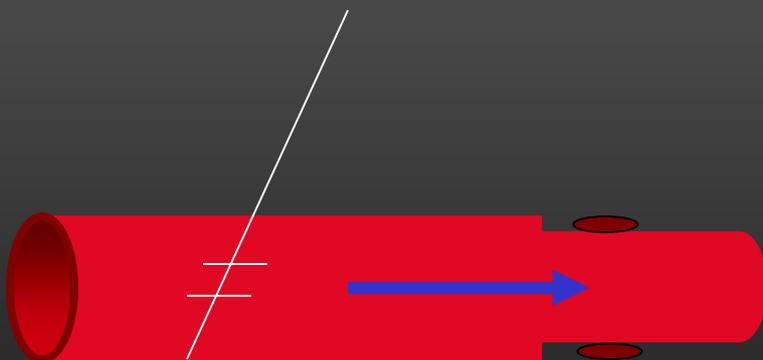
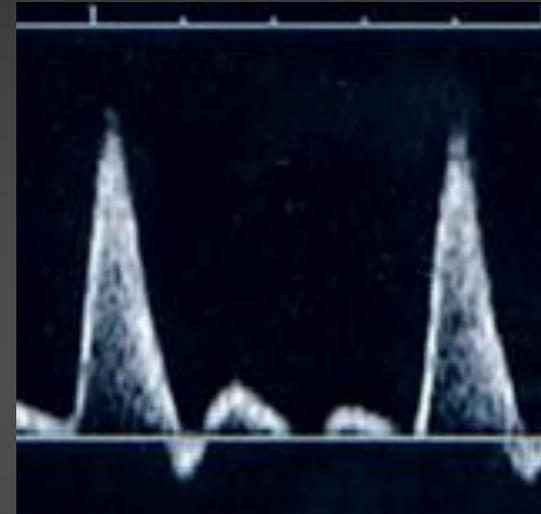
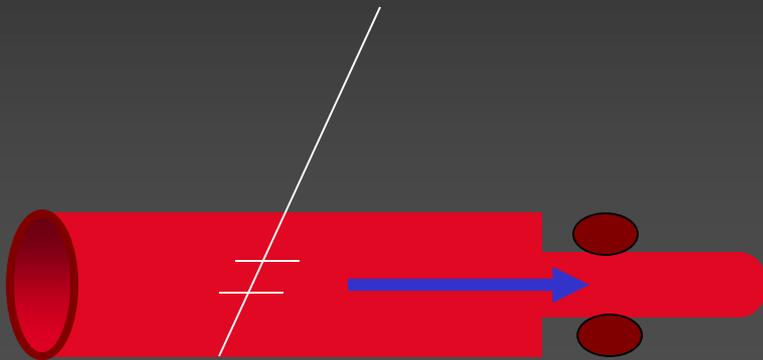
En DC: non visible, en dehors des flux rétrogrades



Encodage de la variance

MODULATION TEMPORELLE DU
FLUX : NOTIONS DE RESISTANCES
VASCULAIRES

RESISTANCES VASCULAIRES

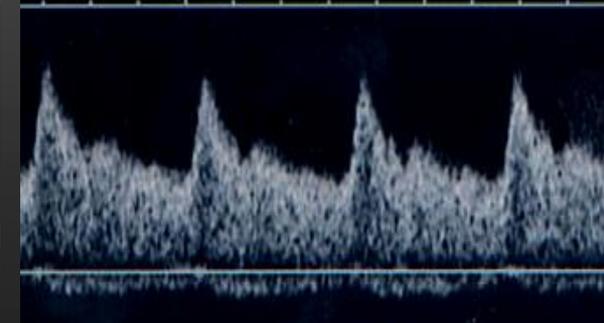
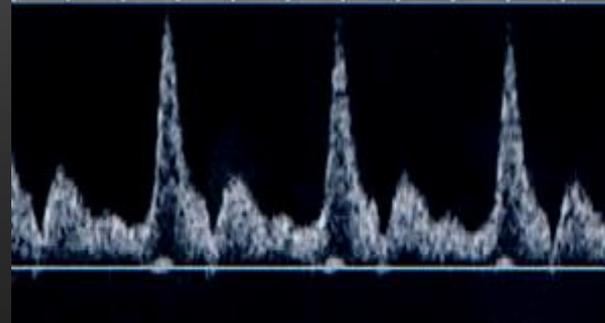
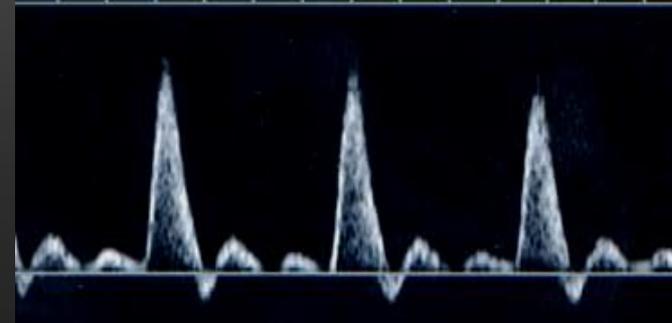
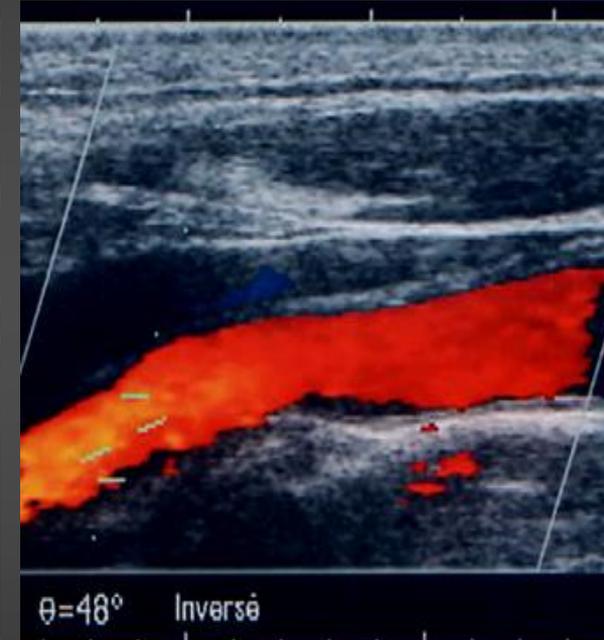
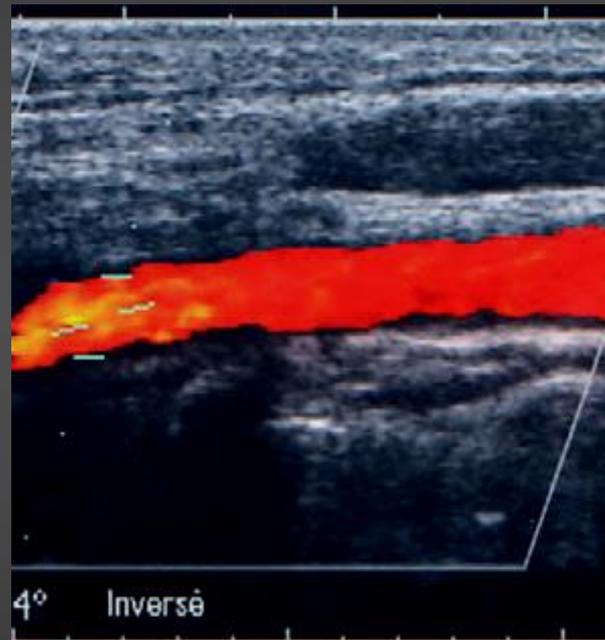
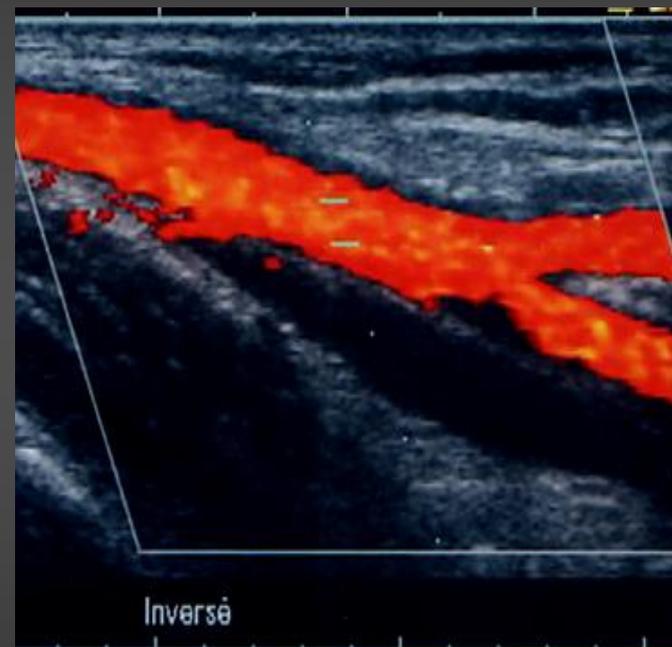


RESISTANCES VASCULAIRES

Artère brachiale

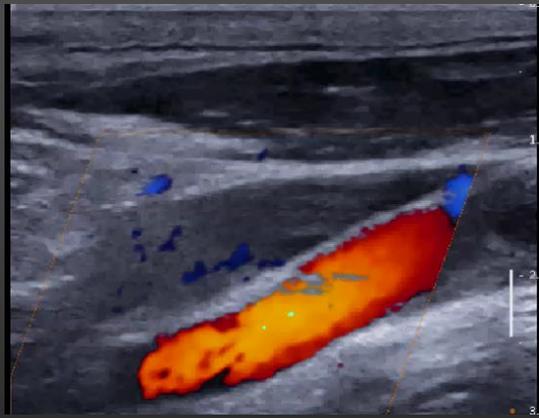
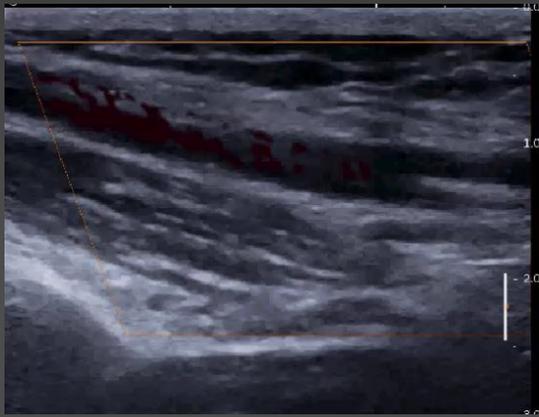
Artère carotide externe

Artère carotide interne



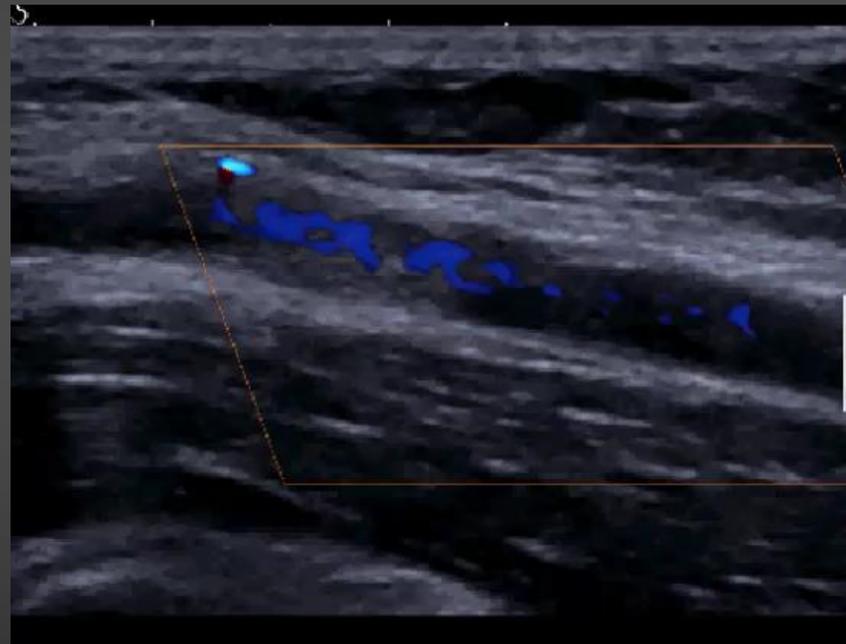
RESISTANCES VASCULAIRES

Artère brachiale



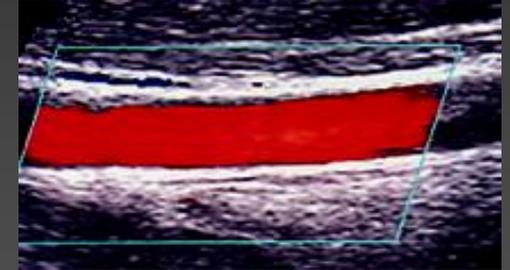
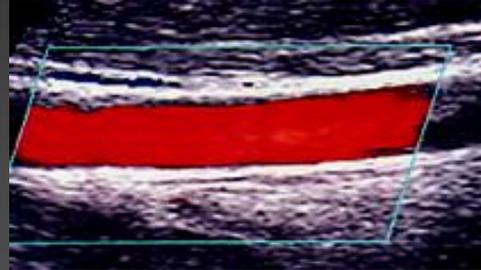
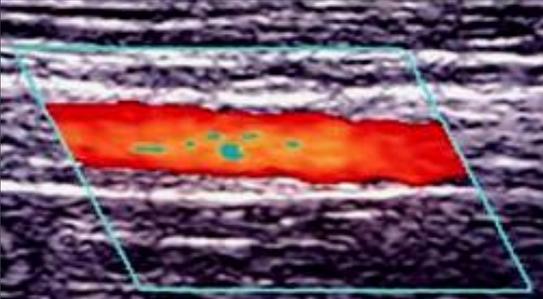
Artère carotide interne

Artère brachiale : contraction-relaxation

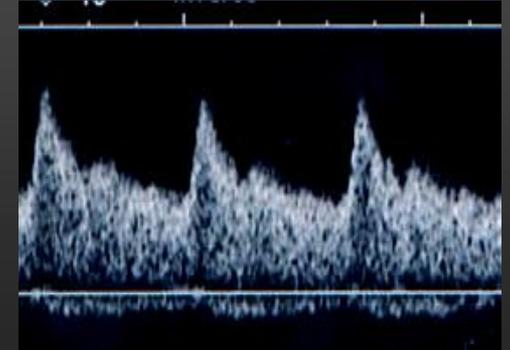
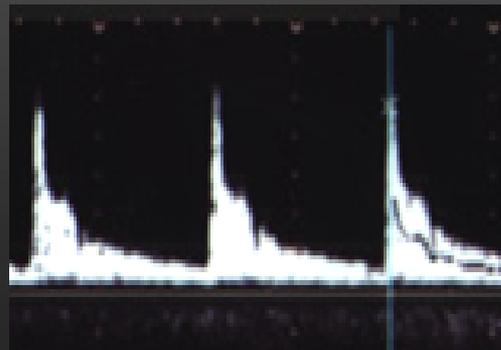
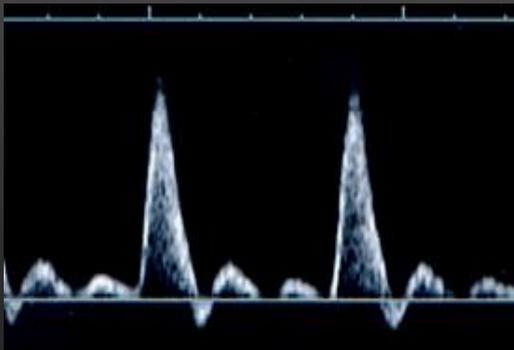
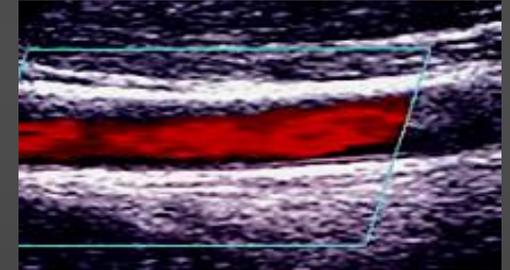
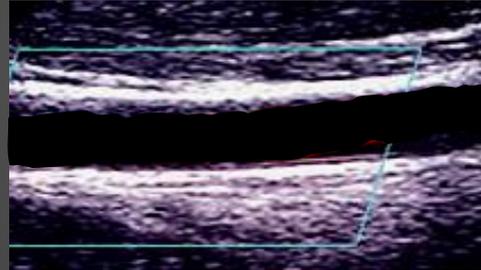
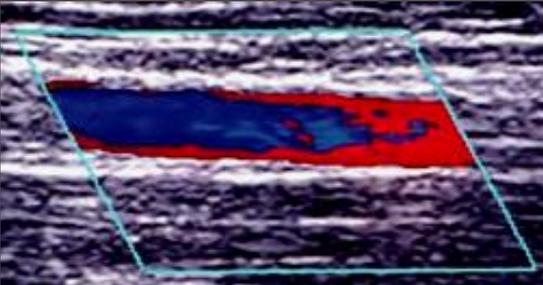


RESISTANCES VASCULAIRES

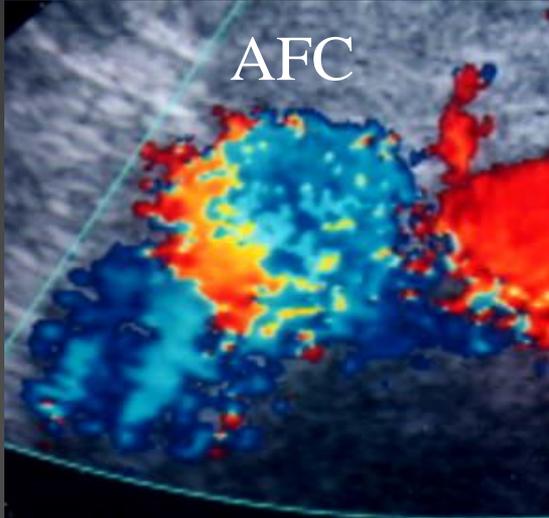
systole



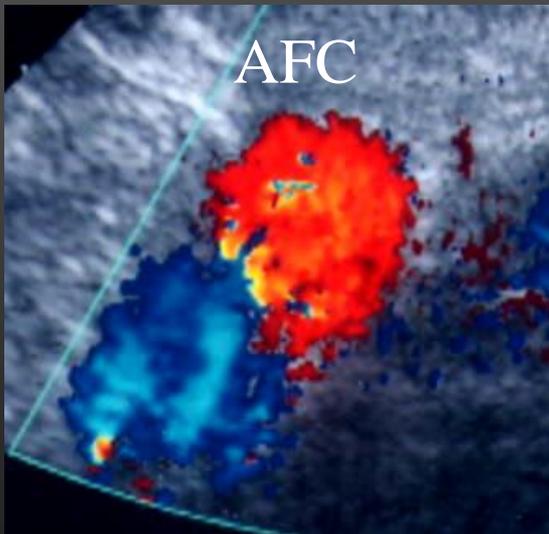
diastole



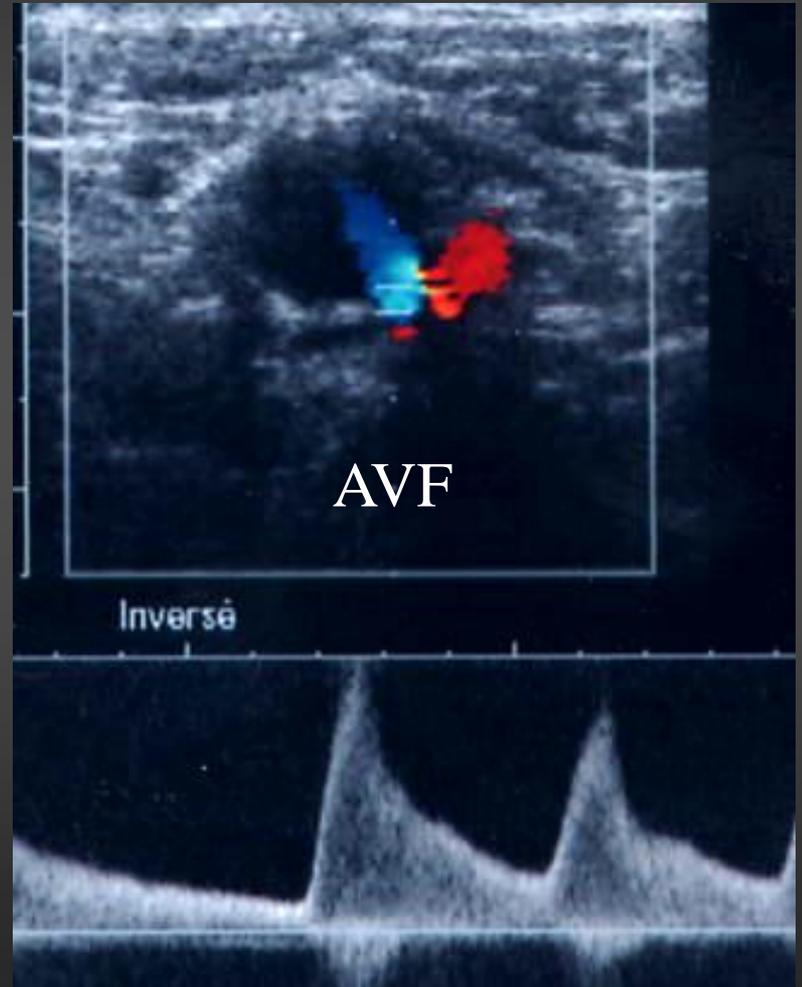
RESISTANCES VASCULAIRES



systole

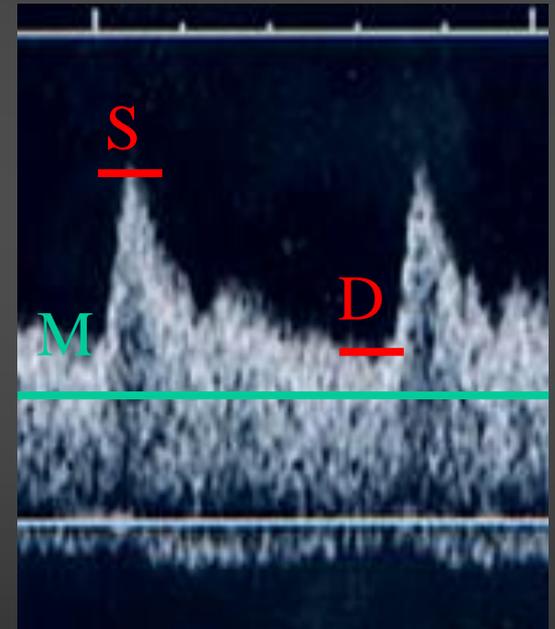
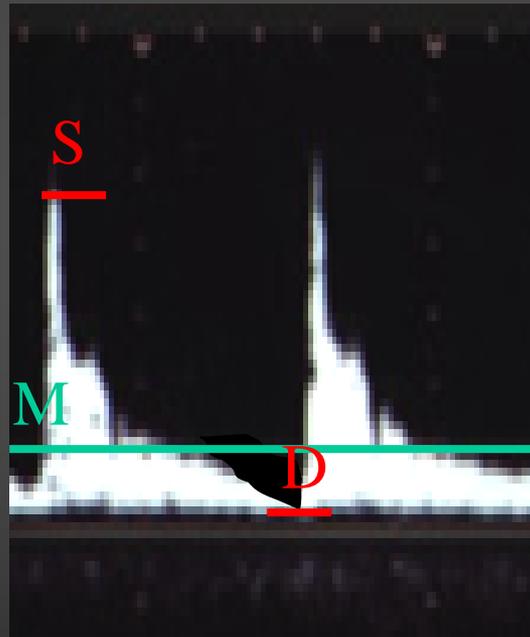
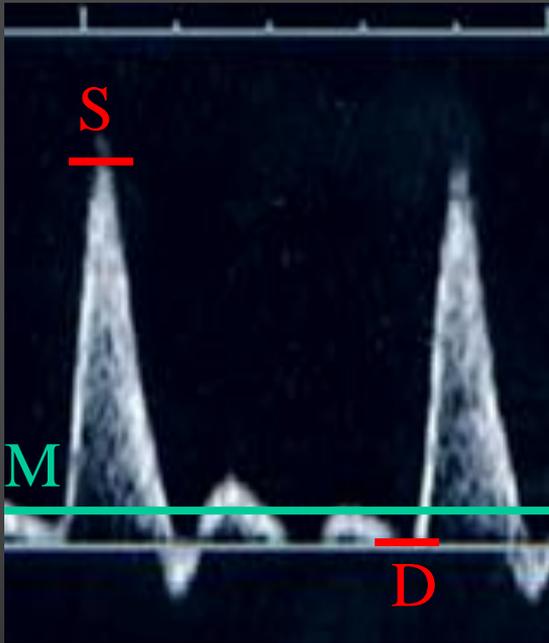


diastole



RESISTANCES VASCULAIRES

- Quantification d'index



$$RI = S - D / S$$

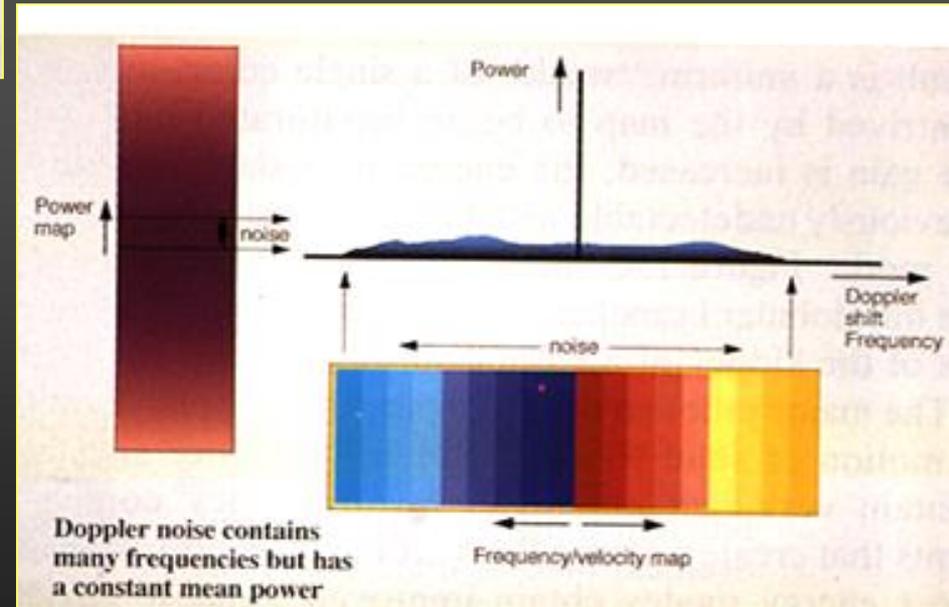
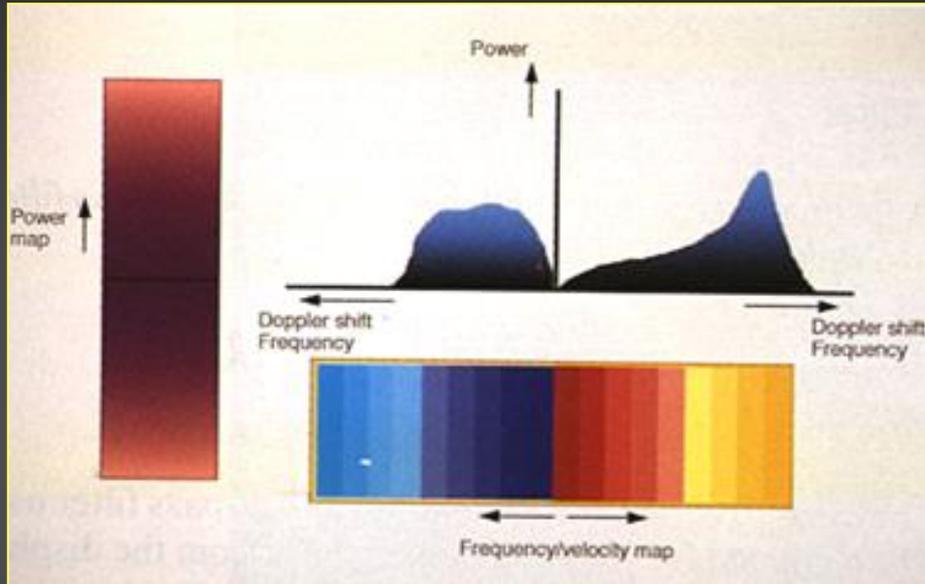
$$PI = S - D / M$$

RESISTANCES VASCULAIRES

- *RI et PI dépendent* :
 - des résistances vasculaires périphériques
 - de la compliance des parois vasculaires
 - de la surface de section du lit vasculaire

DOPPLER ENERGIE

DOPPLER ENERGIE



DOPPLER ENERGIE

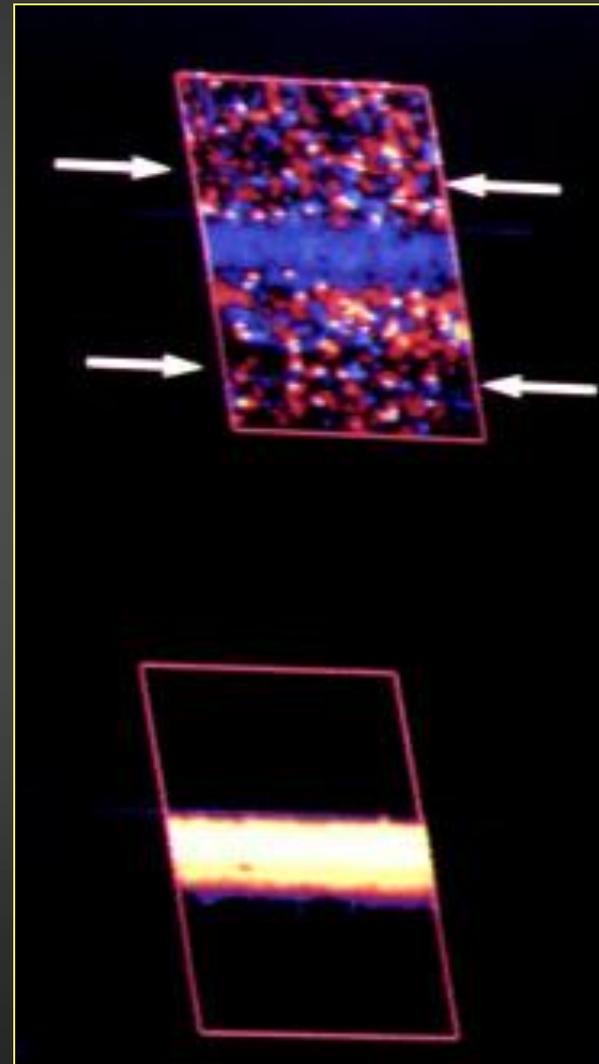
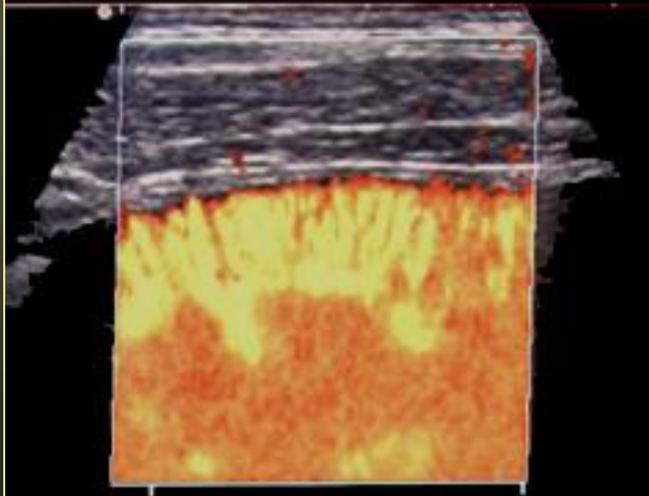
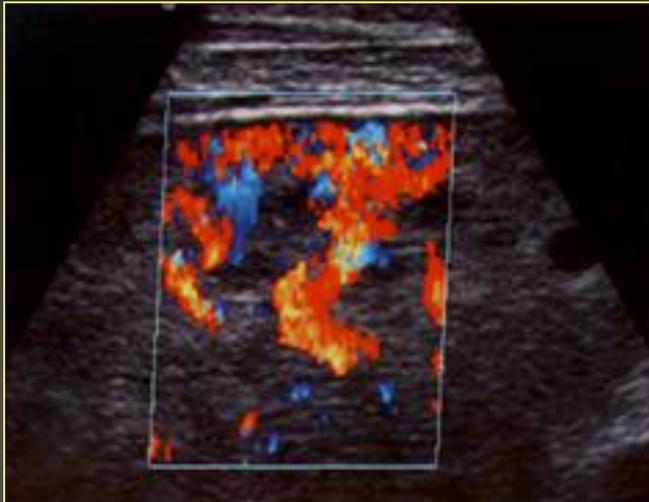
- Bonne sensibilité à angle Doppler élevé



DOPPLER ENERGIE



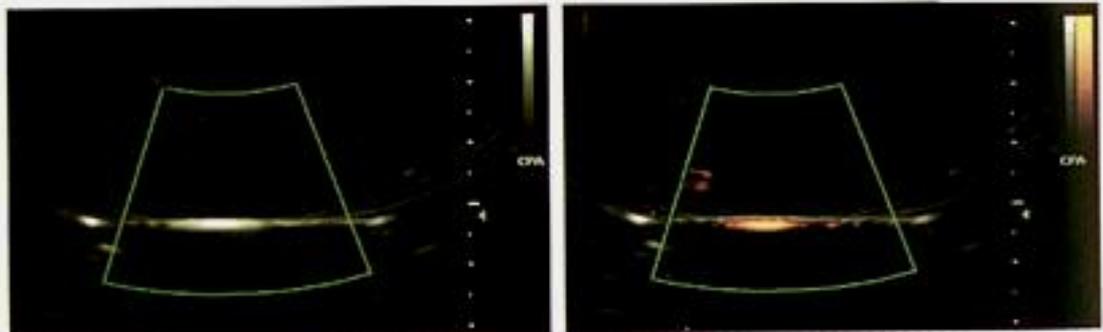
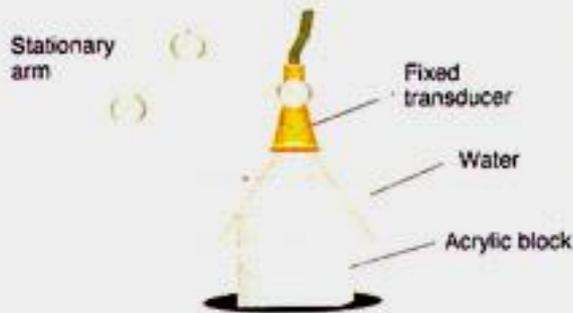
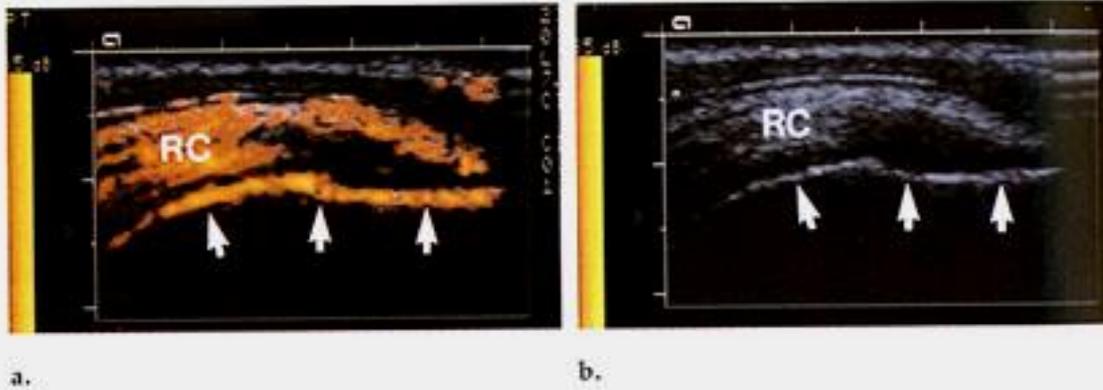
DOPPLER ENERGIE



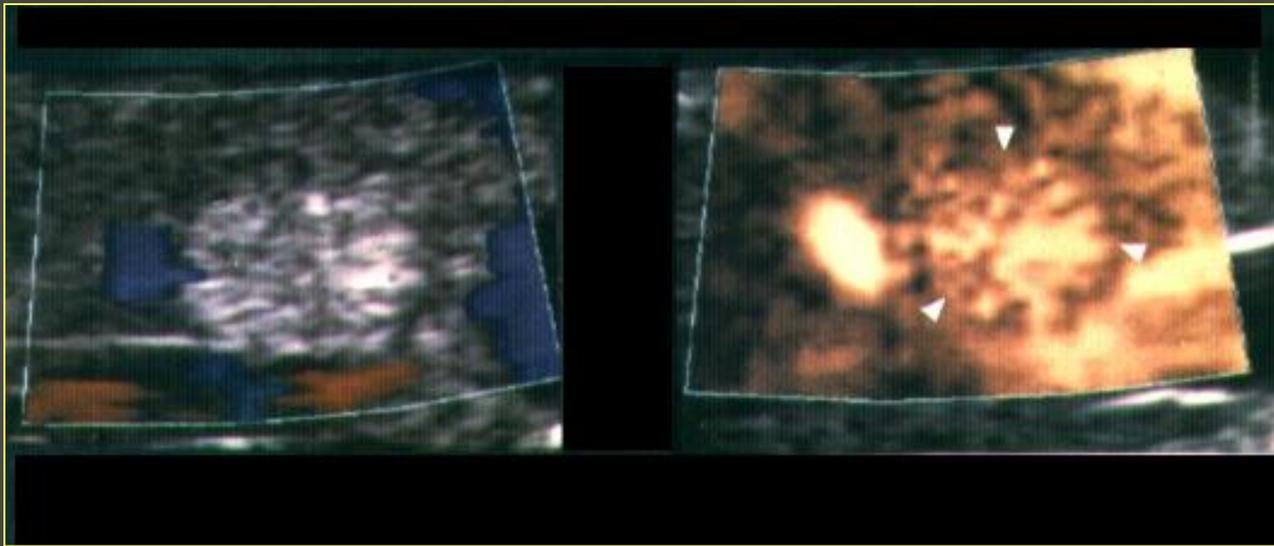
DOPPLER ENERGIE

- Avantages :
 - bon remplissage endo-luminal par le signal
 - moins angle-dépendant
 - meilleure anatomie des petits vaisseaux parenchymateux
- Inconvénients :
 - imagerie morphologique :
 - pas d'information sur le sens d'écoulement
 - pas d'information sur les vitesses
 - artefacts :
 - sensible aux artefacts de mouvement
 - présence d'artefacts sur les structures hyperéchogènes

DOPPLER ENERGIE: Artefacts



DOPPLER ENERGIE: Artefacts



Hémangiome du foie



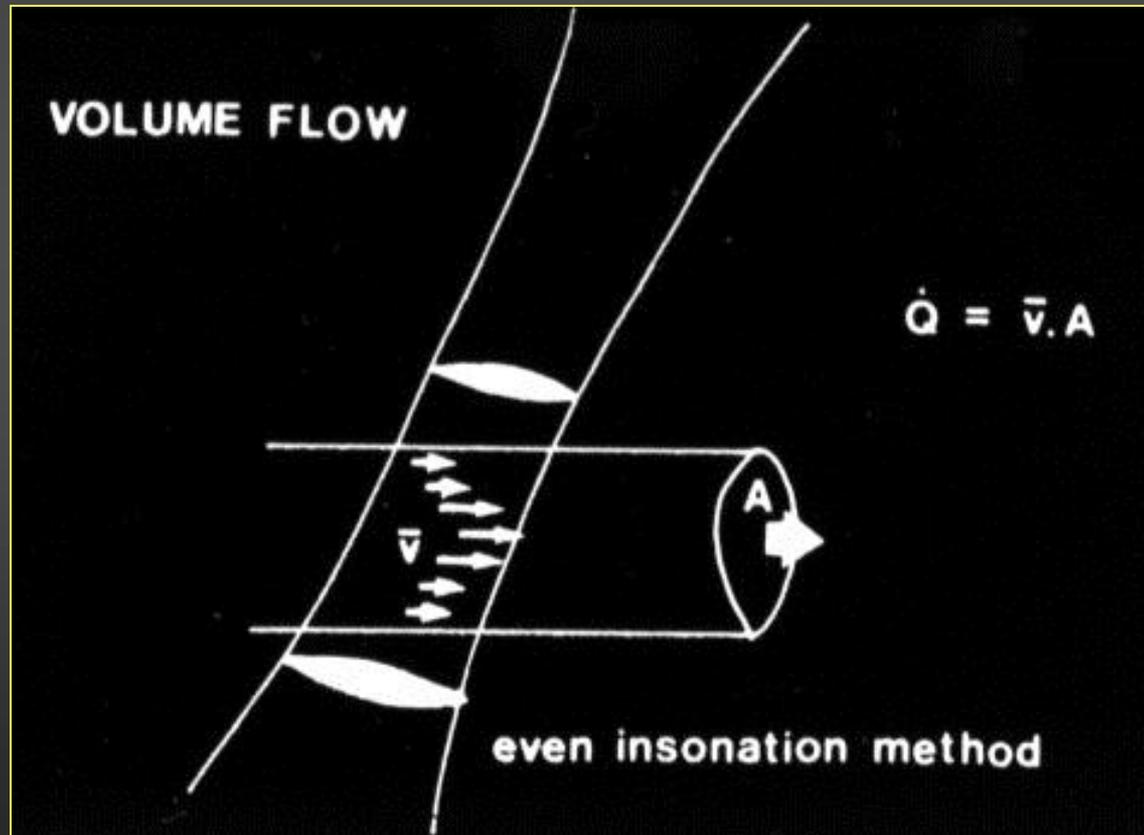
Eponge

DEBIMETRIE

- Méthodes :
 - insonation uniforme
 - intégration des profils d'écoulement

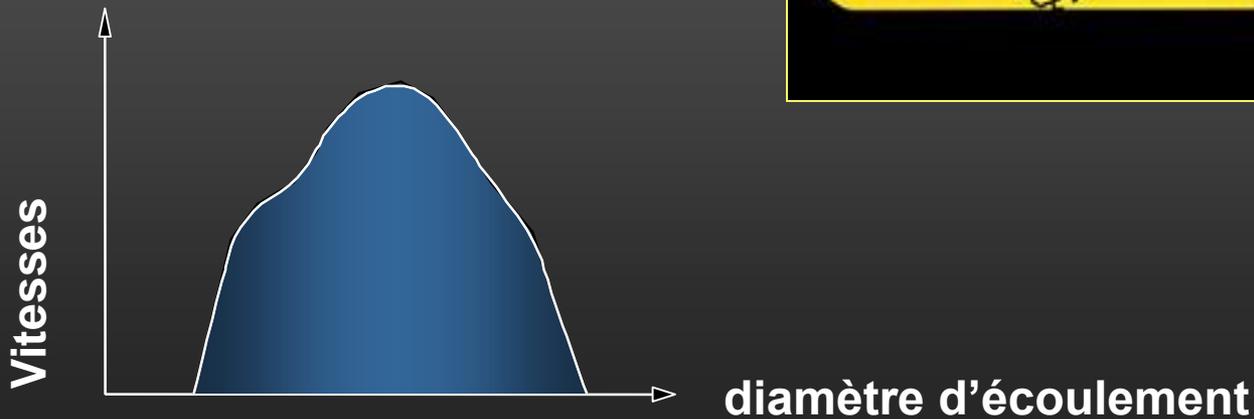
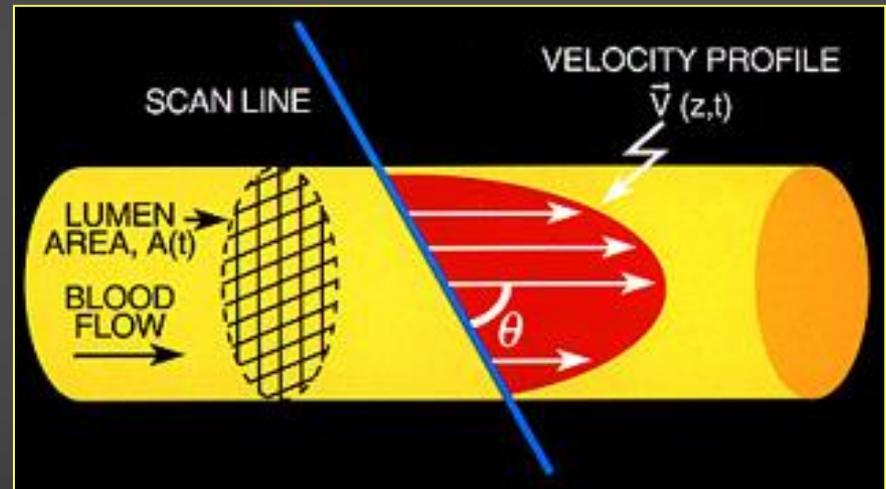
DEBIMETRIE

- Insonation uniforme



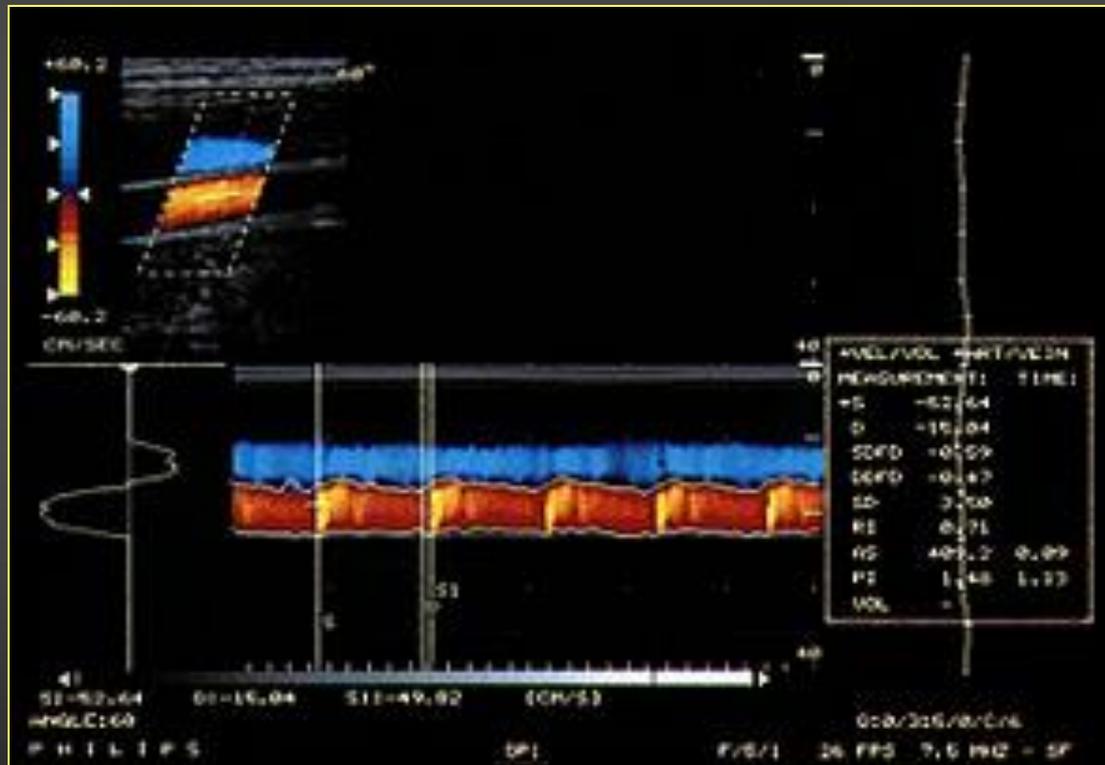
DEBIMETRIE

- Intégration des profils d'écoulement



DEBIMETRIE

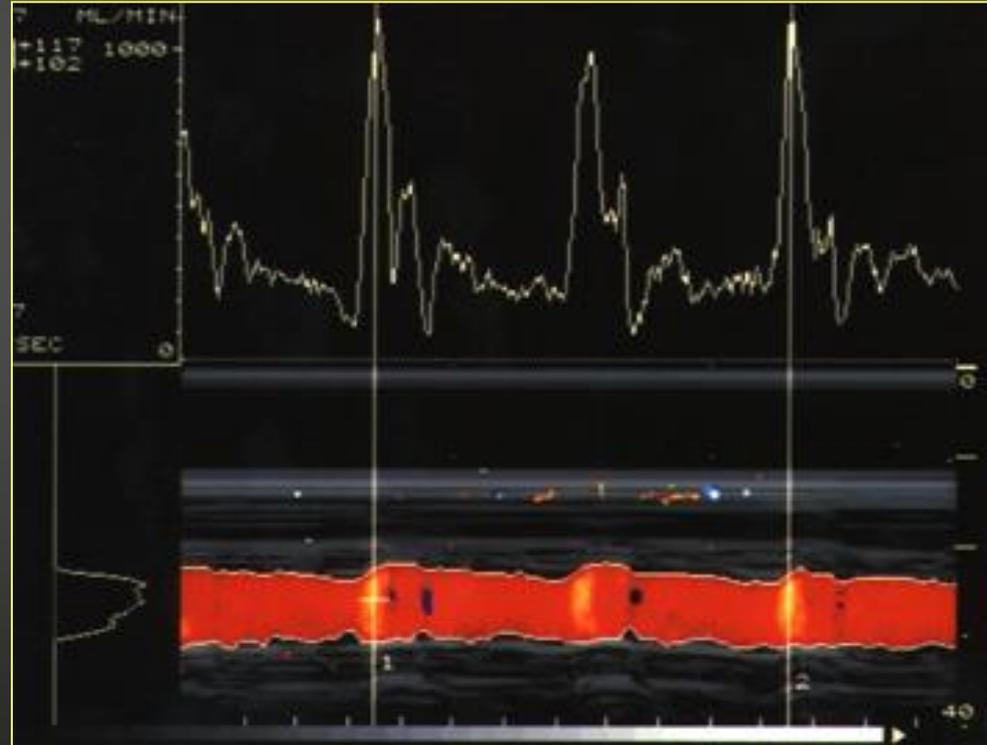
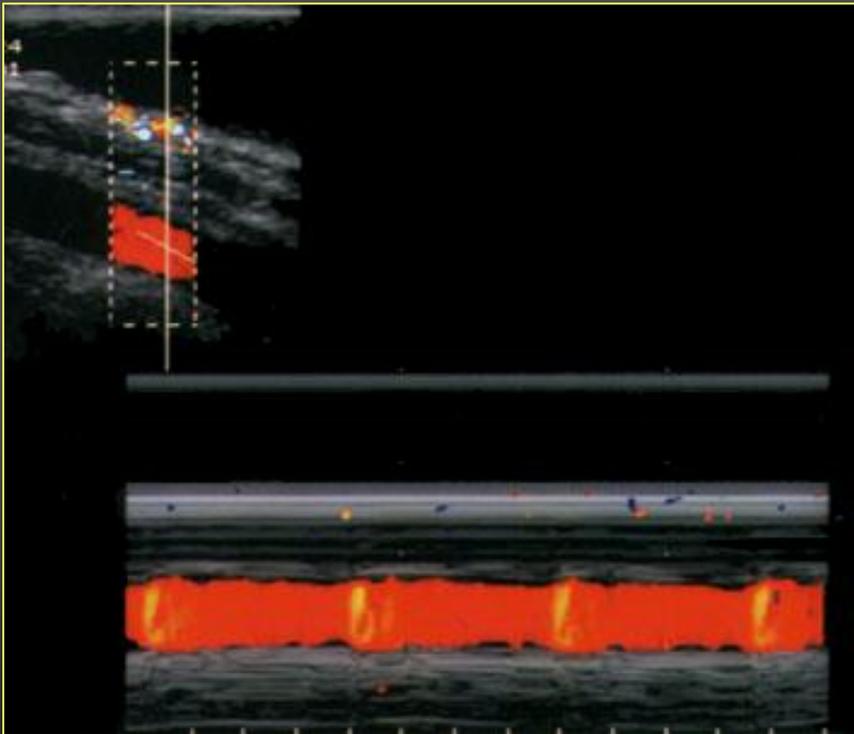
- Intégration des profils d'écoulement



Méthode CVI, Philips

DEBIMETRIE

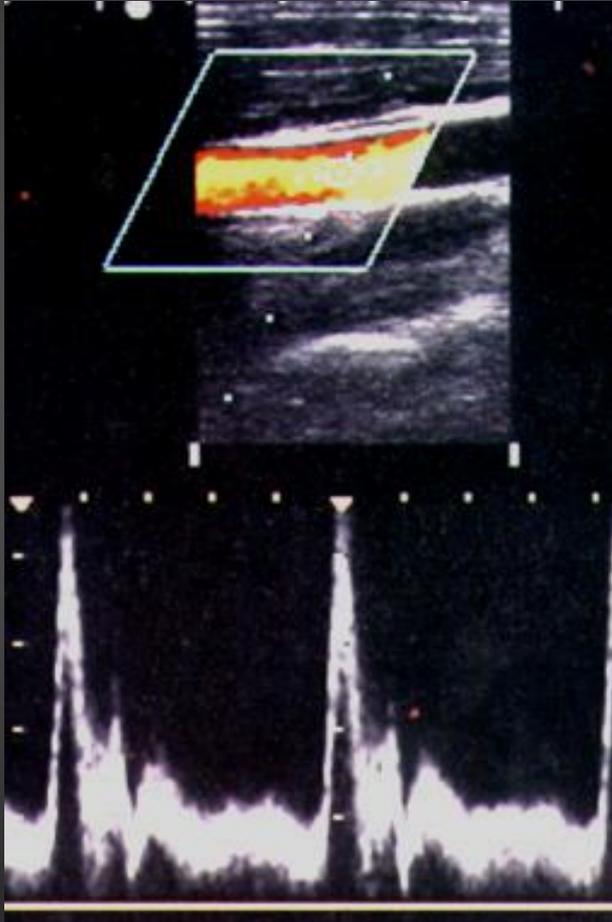
- Intégration des profils d'écoulement :



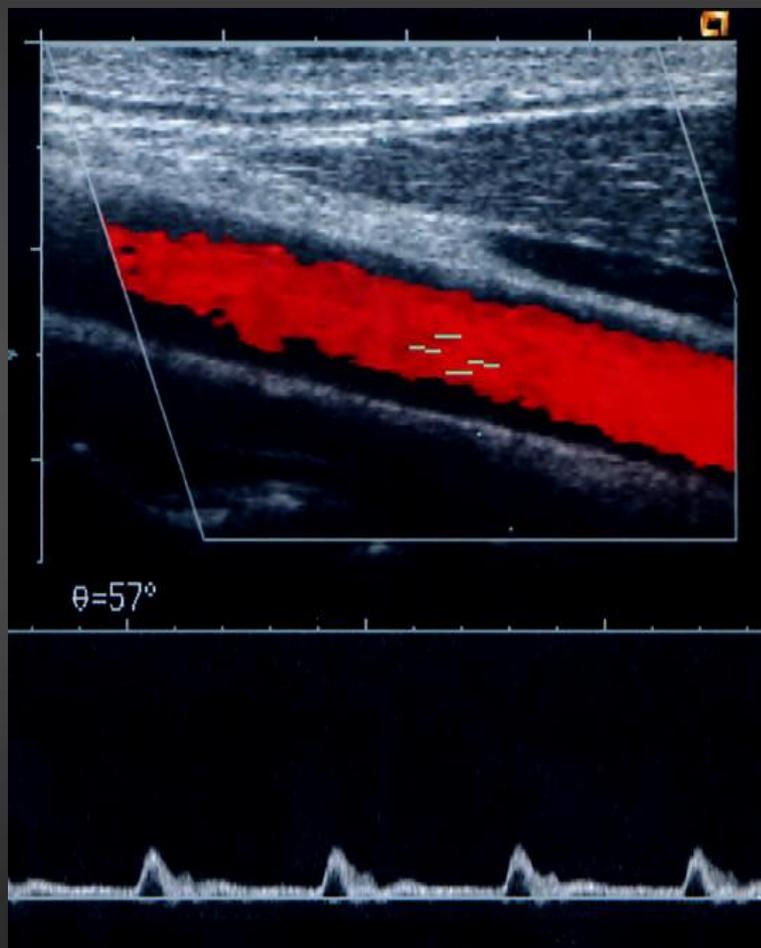
Méthode CVI, Philips

REGLAGE DES PARAMETRES TECHNIQUES

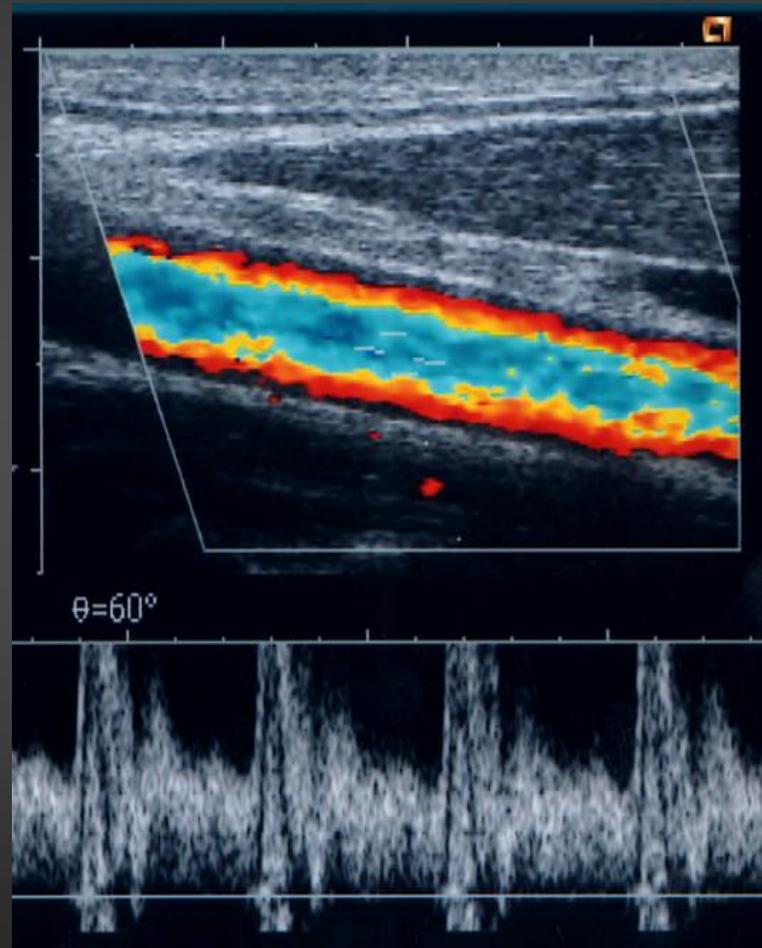
OPTIMISATION DE L'ANGLE DOPPLER



OPTIMISATION DE LA PRF

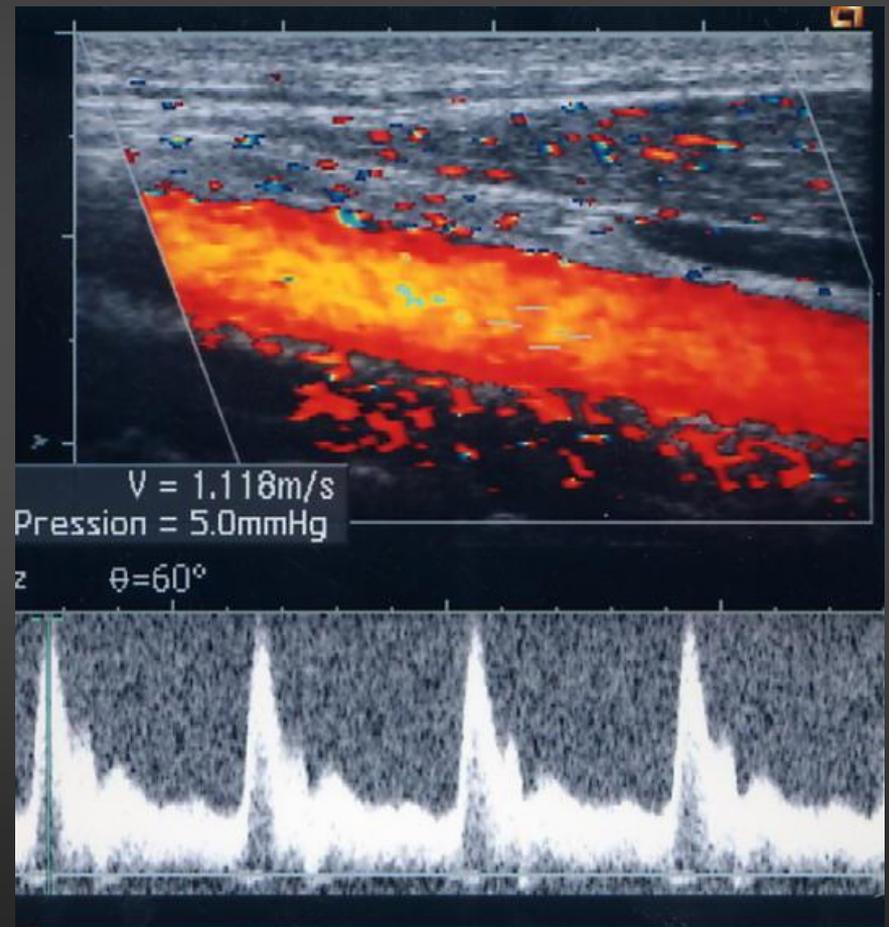


PRF trop élevée

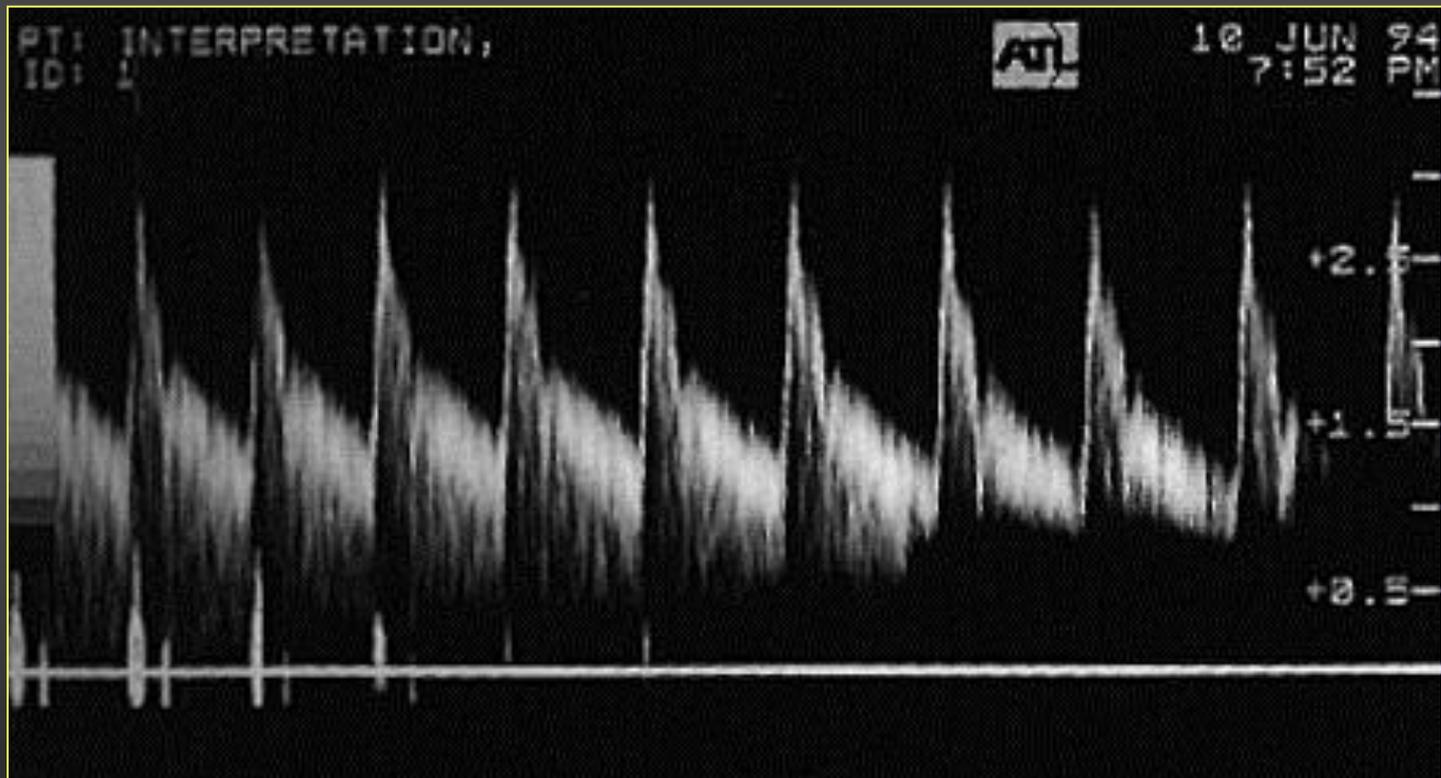


PRF trop basse

EFFET DU GAIN DOPPLER

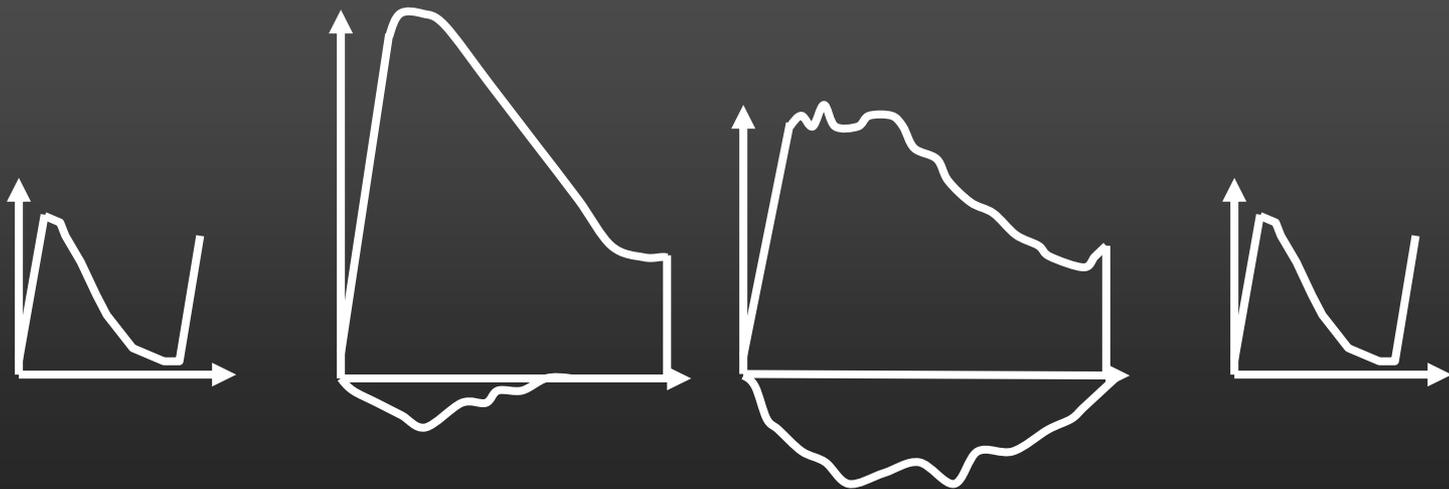
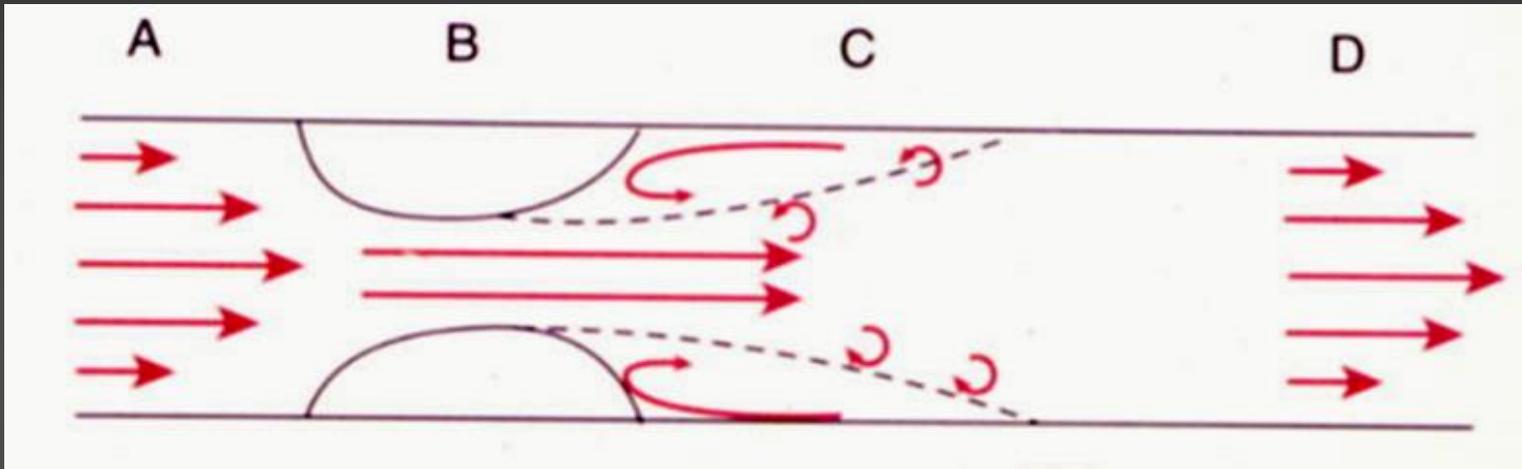


EFFET DU FILTRE PASSE-HAUT

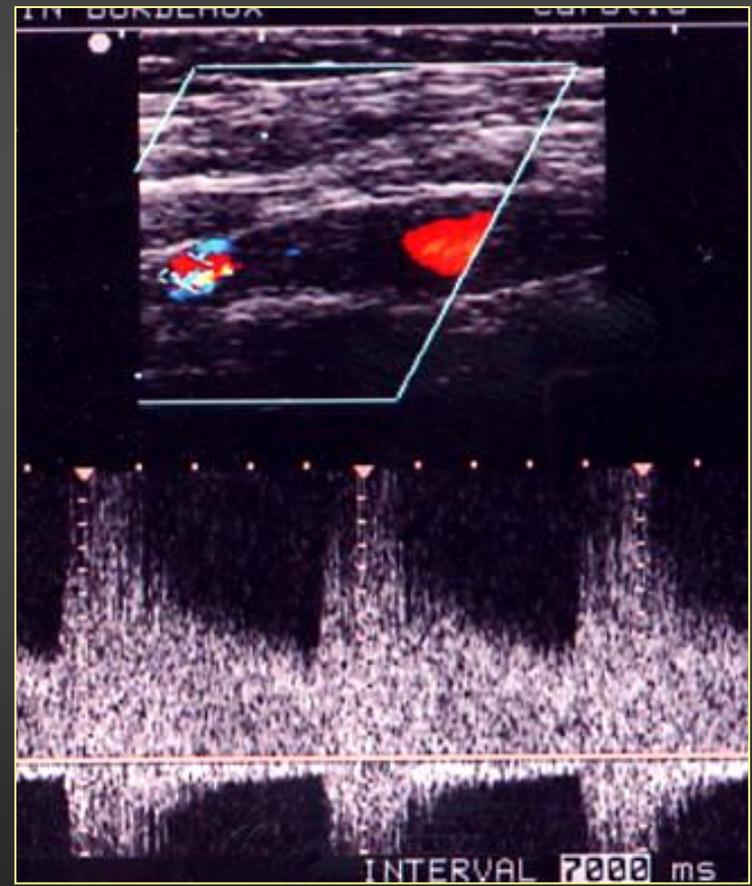
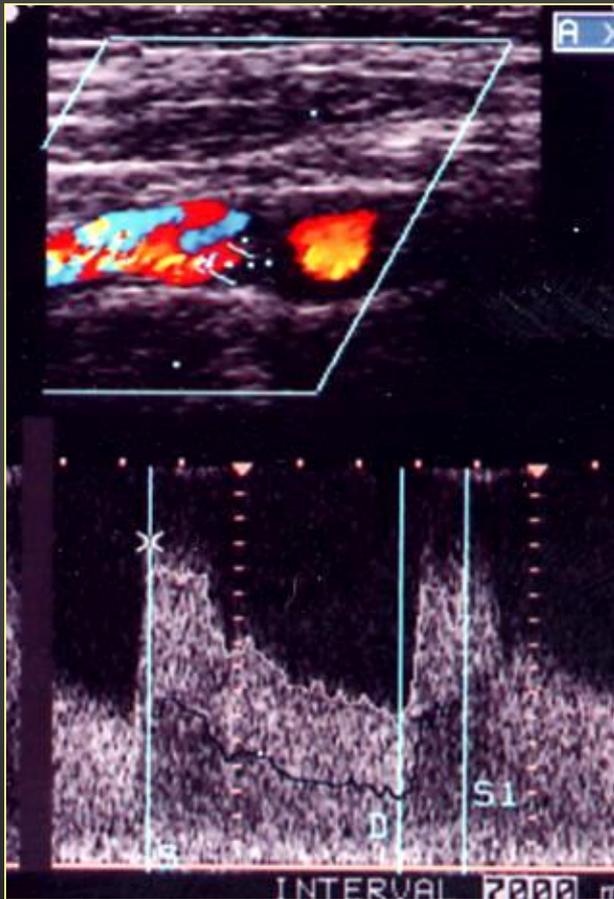


BASES DU DOPPLER : SEMEIOLOGIE

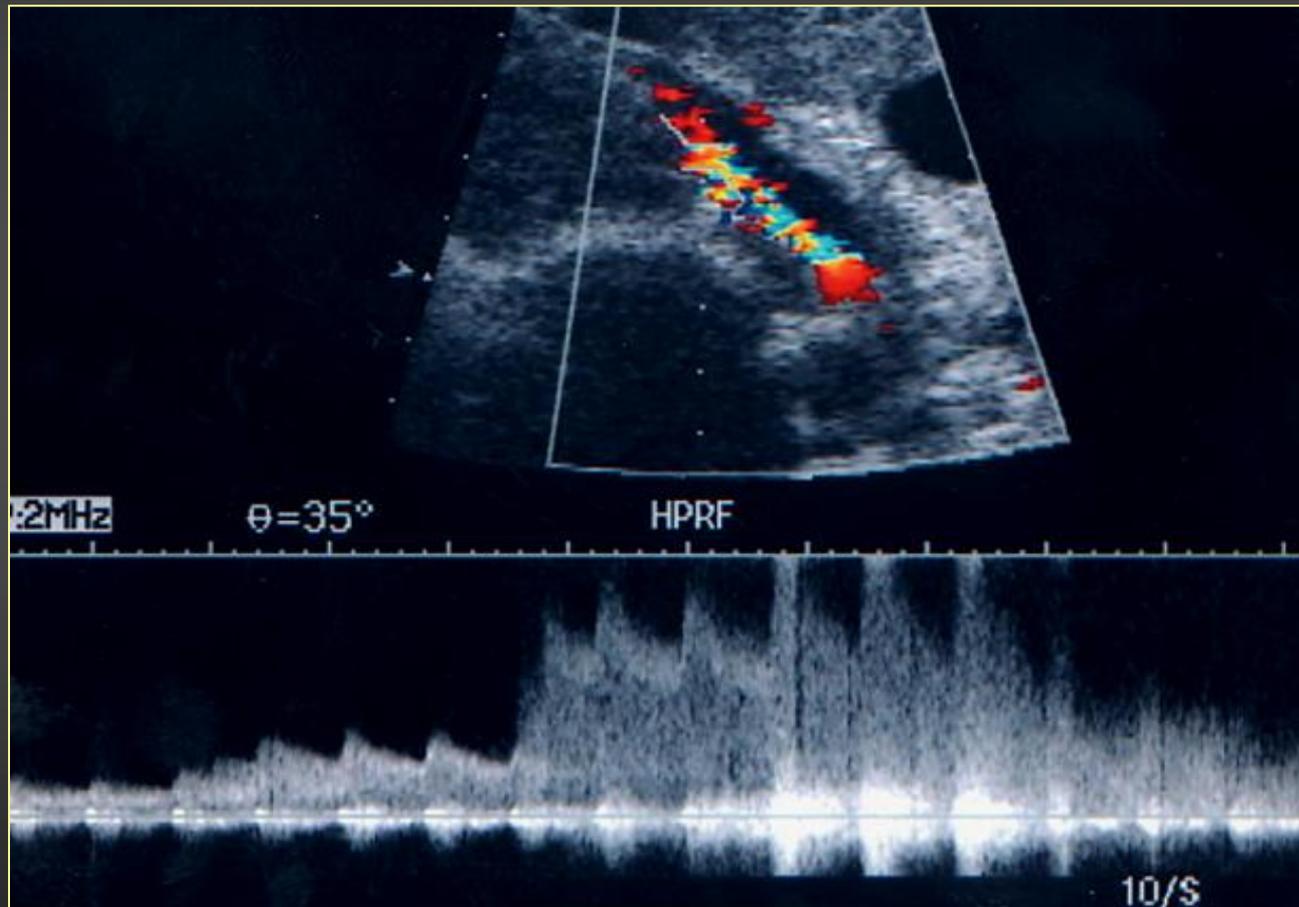
STENOSE ARTERIELLE



STENOSE ARTERIELLE



STENOSE ARTERIELLE

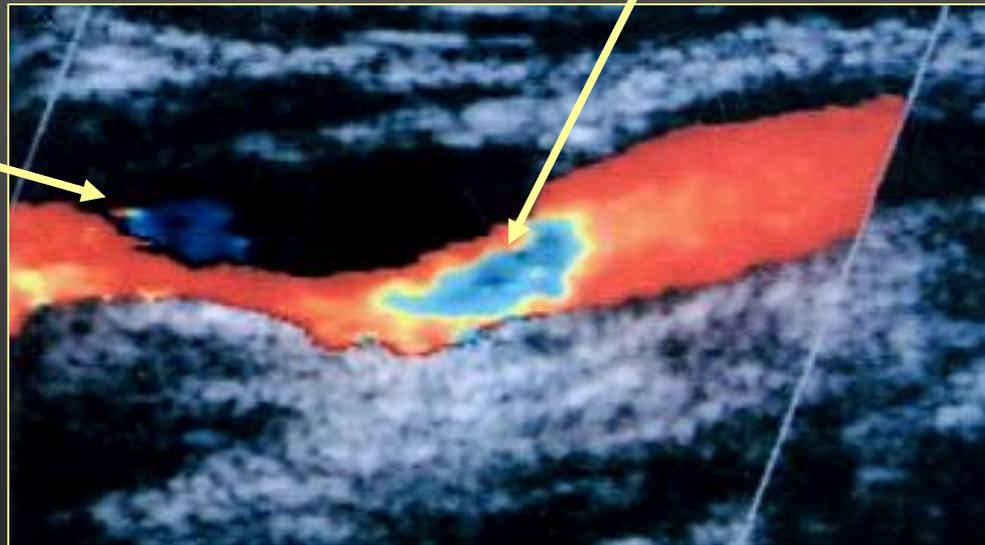


STENOSE ARTERIELLE

- Signes directs en DC :
 - aliasing localisé
 - flux rétrogrades
 - artéfact péri-vasculaire

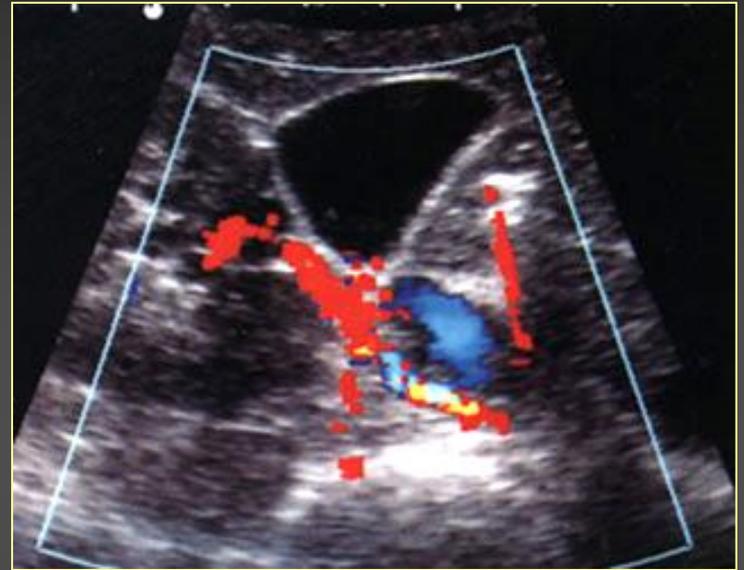
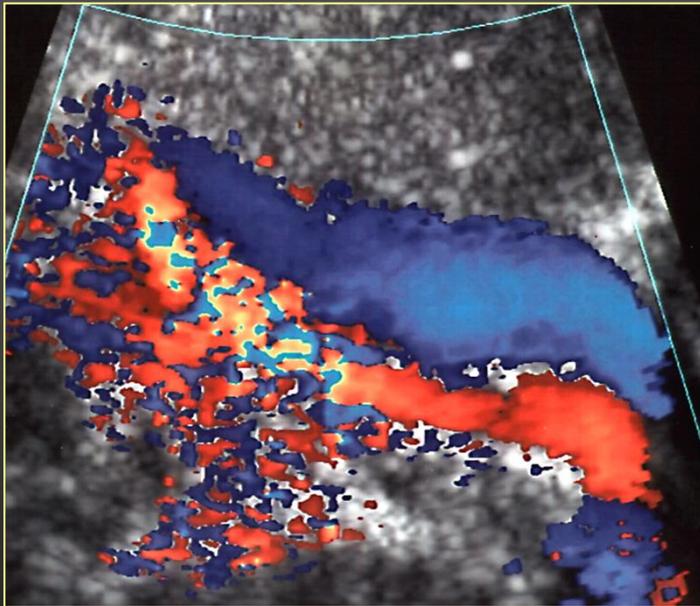
flux rétrograde
(turbulences)

accélération



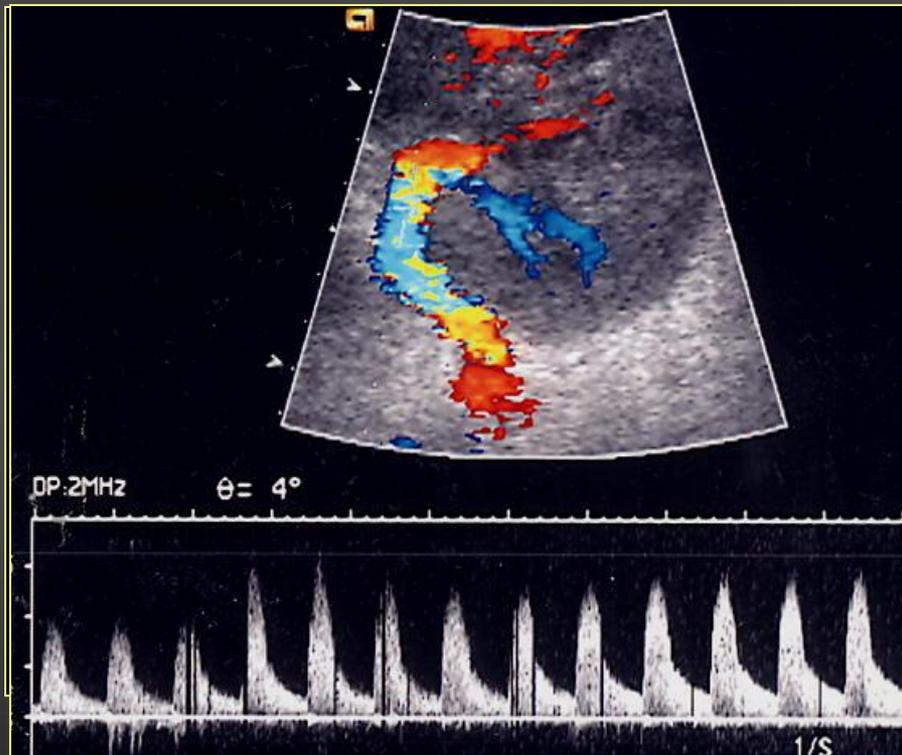
STENOSE ARTERIELLE

Artefact péri-vasculaire

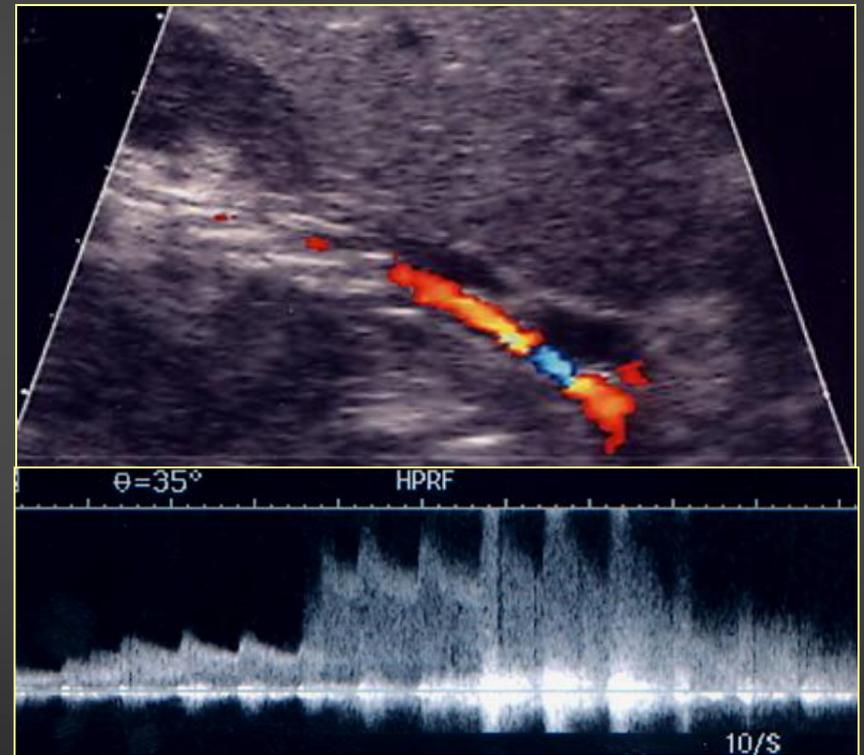


STENOSE ARTERIELLE

Aliasing localisé



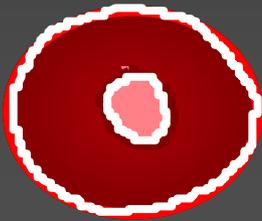
diminution de l'angle Doppler



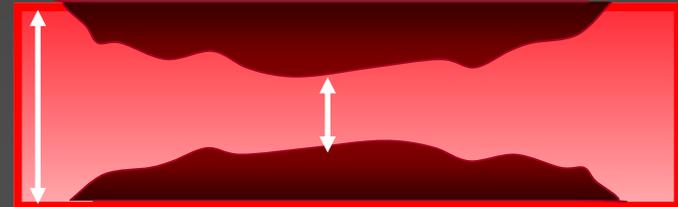
angle Doppler inchangé

QUANTIFICATION DES STENOSES

- Estimation morphologique

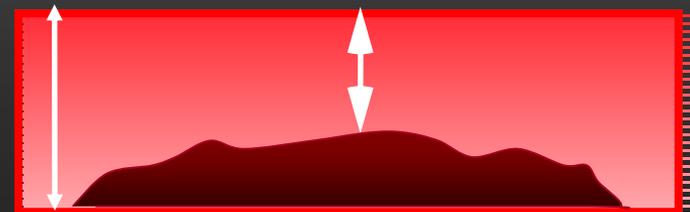


surface



diamètre

$$\% \text{ Sténose} = (1 - [St/N]) \times 100\%$$

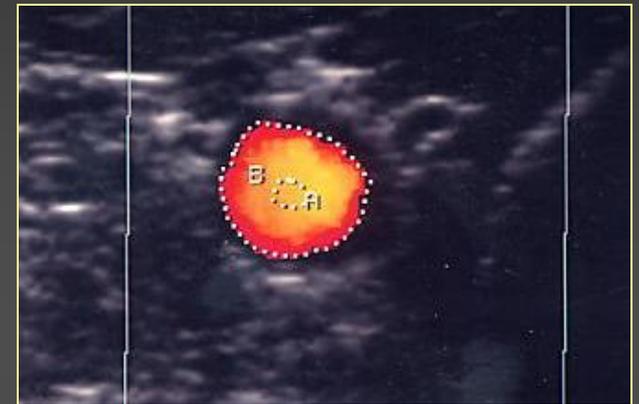


QUANTIFICATION DES STENOSES

- Estimation morphologique



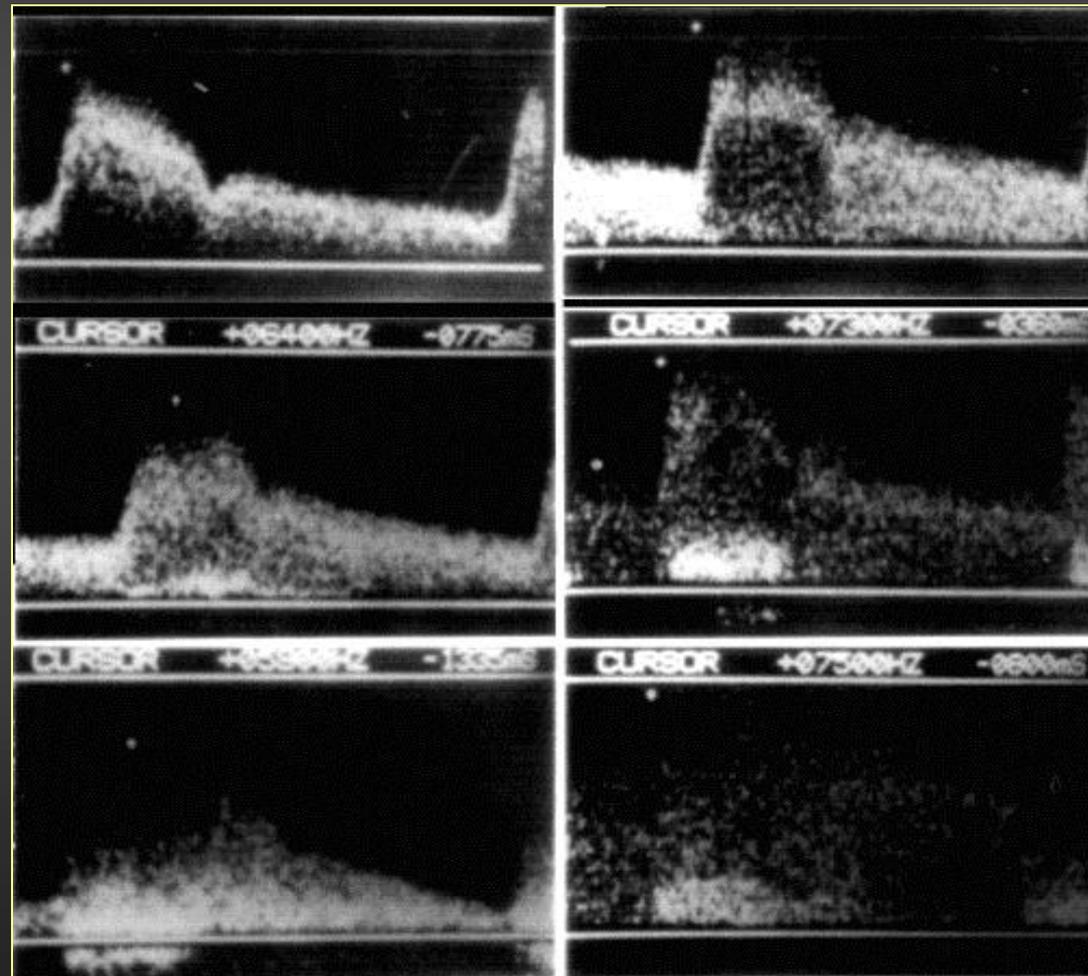
% de réduction de diamètre



% de réduction de surface

QUANTIFICATION DES STENOSES

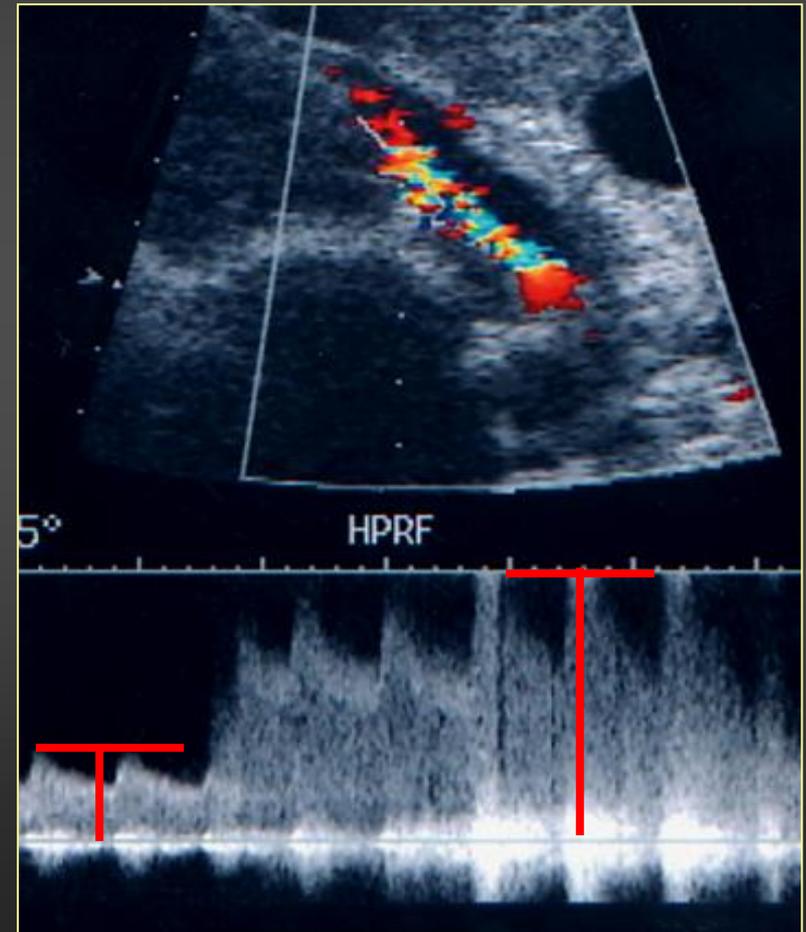
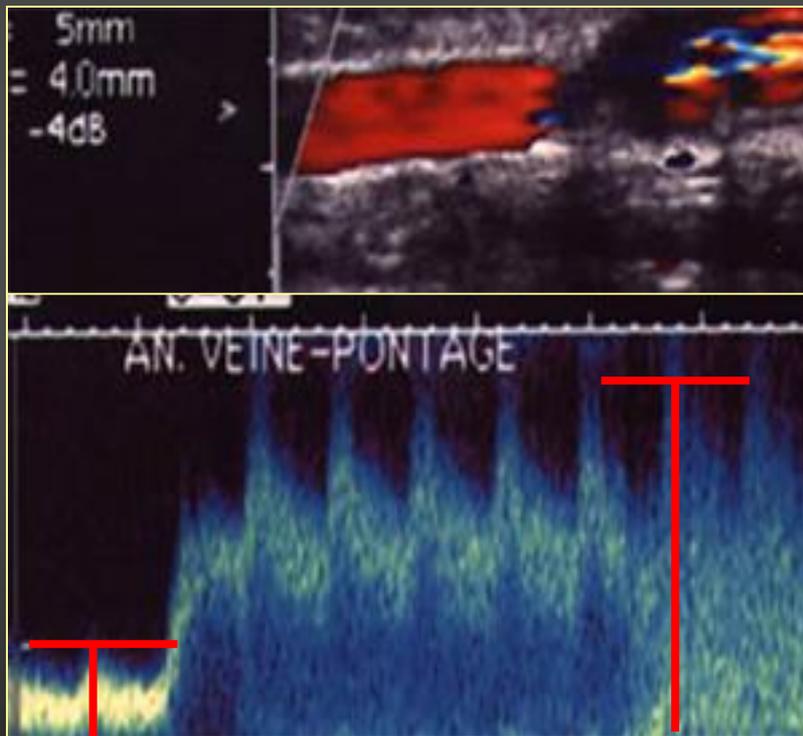
- Degré d'altération spectrale



Arbeille

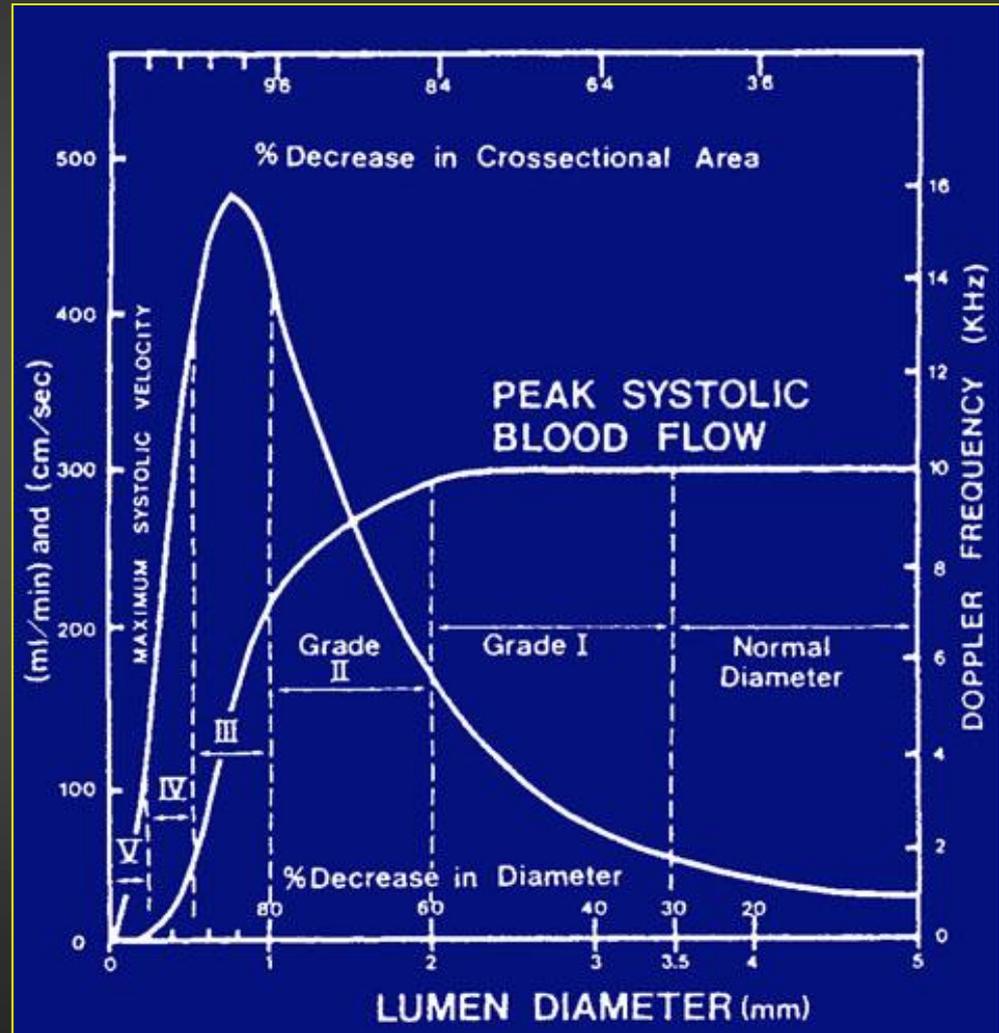
QUANTIFICATION DES STENOSES

- Rapports de vitesses systoliques maximales ou de rapport/segment normal

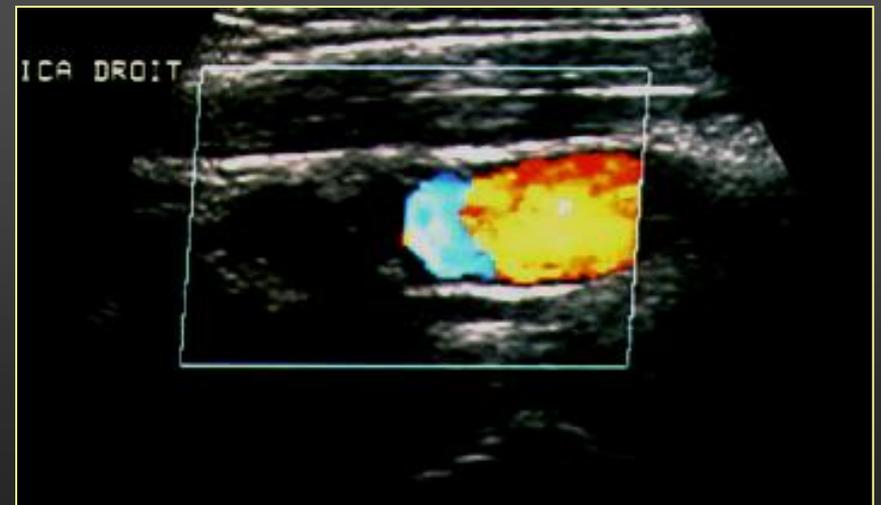


QUANTIFICATION DES STENOSES

Relation % sténose vs
vitesse et débit



L'OCCLUSION ARTERIELLE



L'OCCLUSION ARTERIELLE

- Pièges

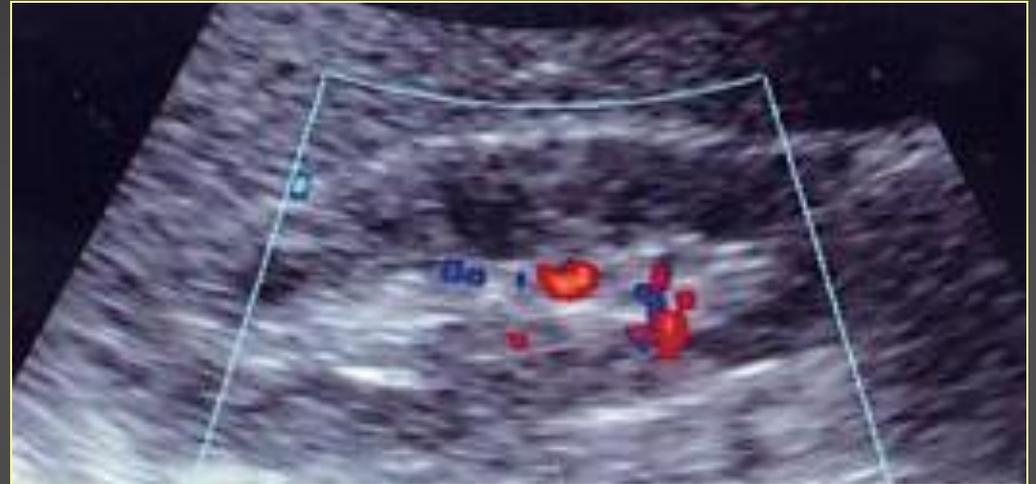
*angle Doppler
trop grand*



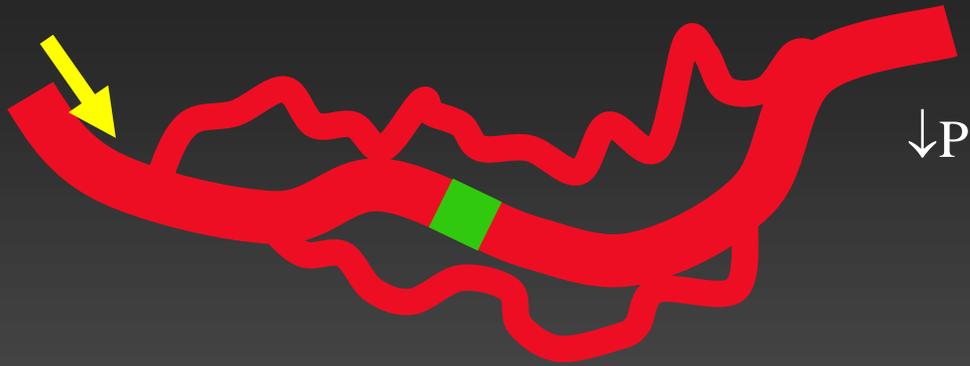
L'OCCLUSION ARTERIELLE

- Pièges

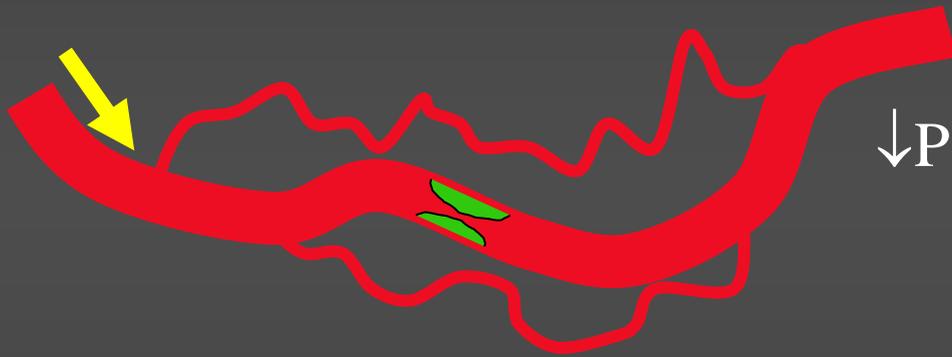
veines perméables



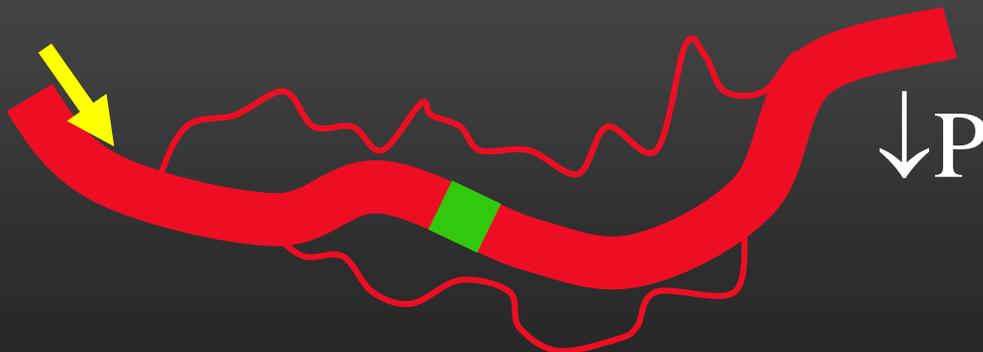
SIGNES INDIRECTS D'OBSTACLE VASCULAIRE



Obstacle avec collatéralité développée :
bonne suppléance



Obstacle avec collatéralité modérée :
insuffisance à l'effort

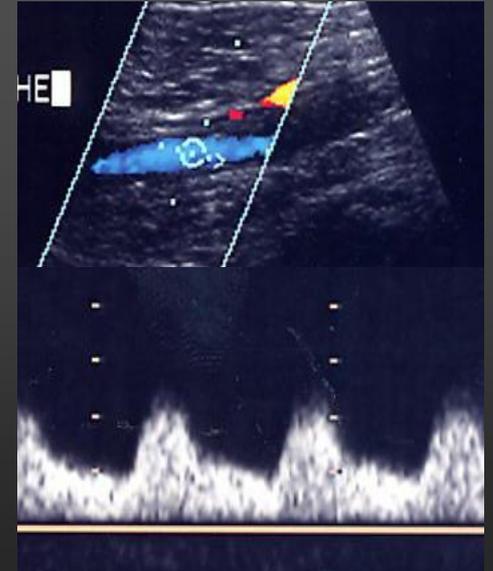
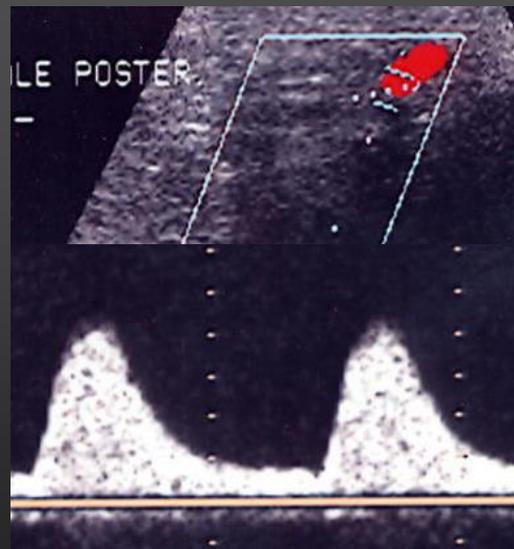
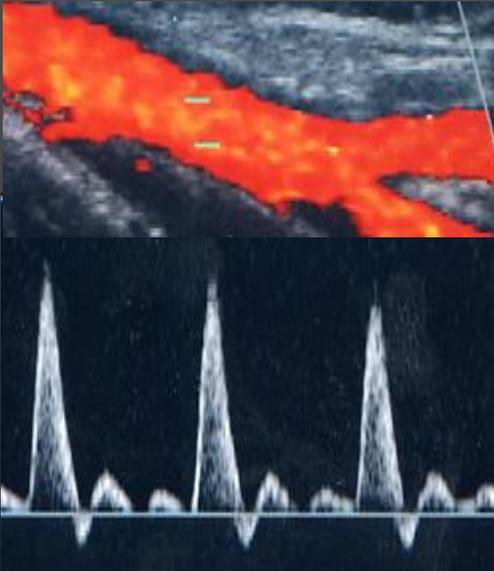
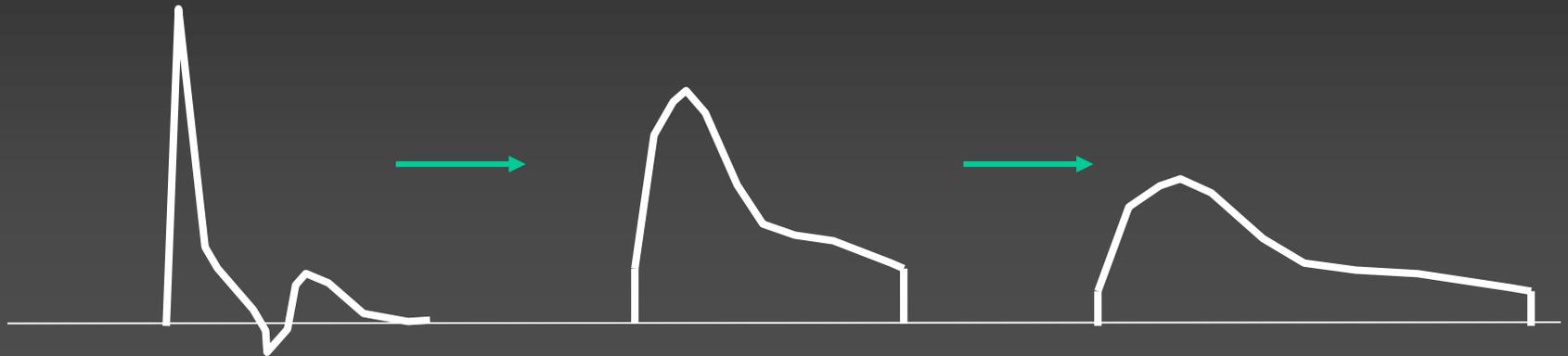


Obstacle avec collatéralité faible :
insuffisance artérielle sévère

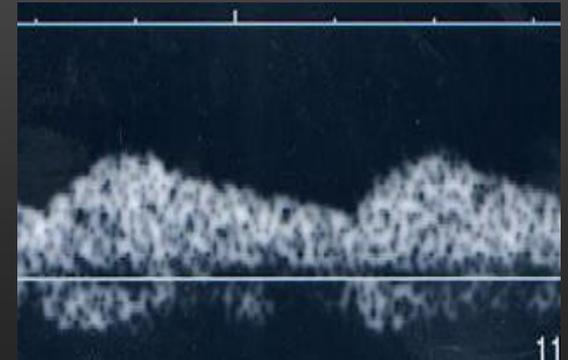
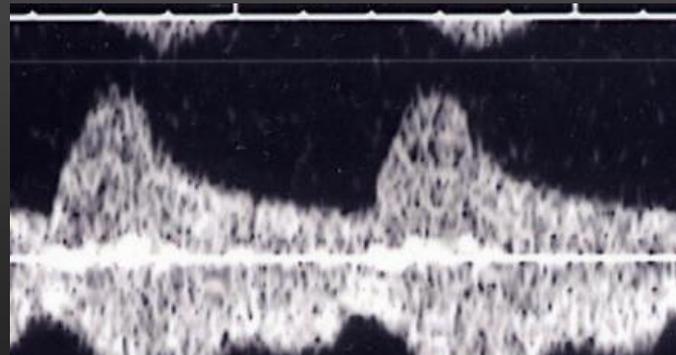
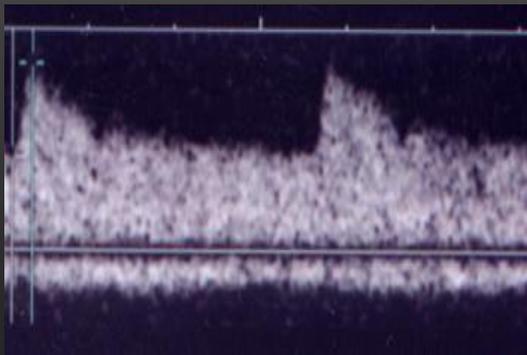
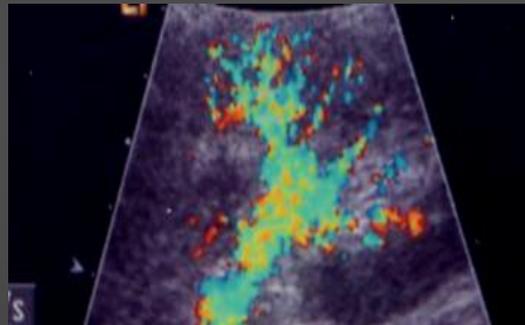
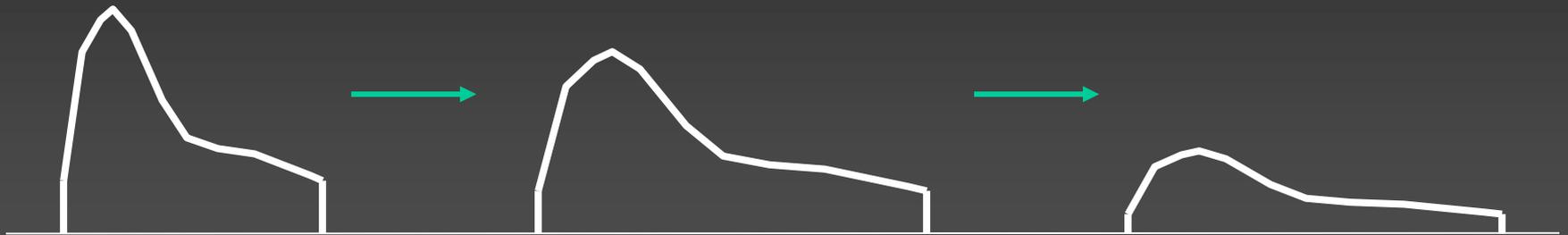
Signes hémodynamiques d'hypoperfusion

- On observe en distalité, en aval de l'obstacle :
 - une *diminution des résistances vasculaires* liée à la vasodilatation
 - un *ralentissement de l'accélération systolique* lié à l'obstacle qui freine la propagation de l'onde de pouls (ou onde de pression systolique)

Obstruction vasculaire: signes d'aval

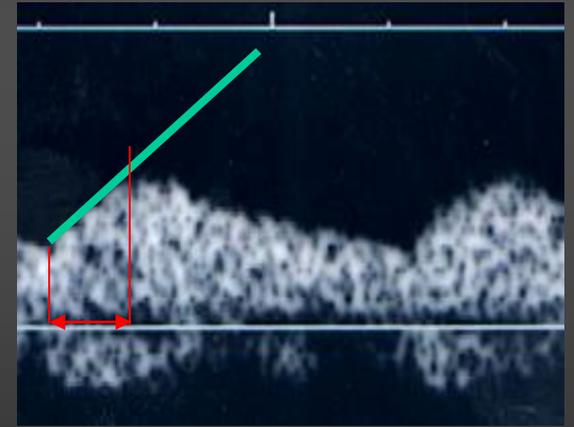
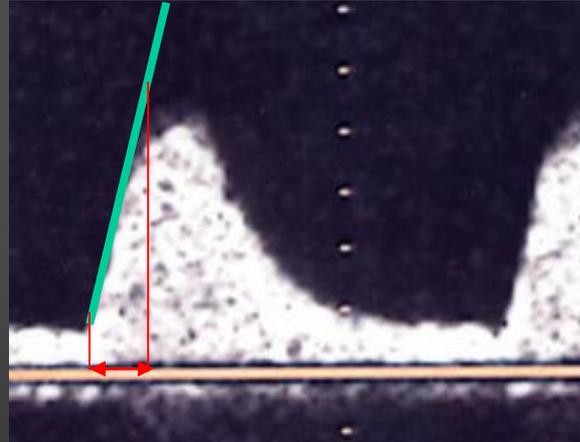
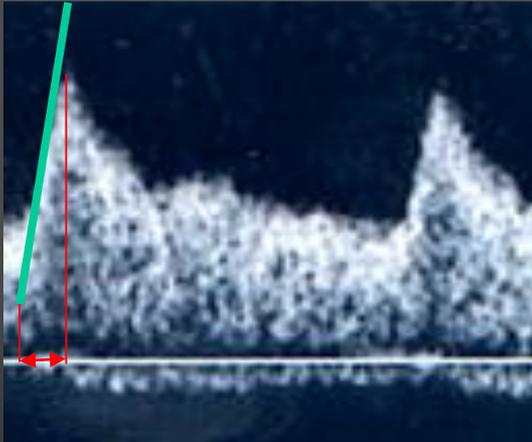


Obstruction vasculaire: signes d'aval



Obstruction vasculaire: signes d'aval

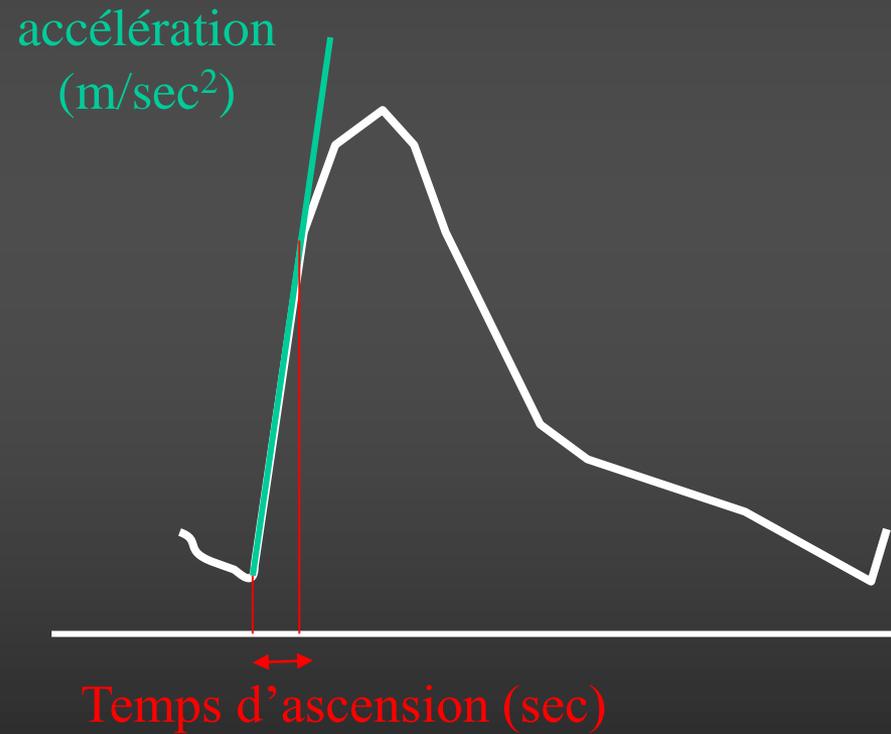
- Diminution de l'accélération systolique



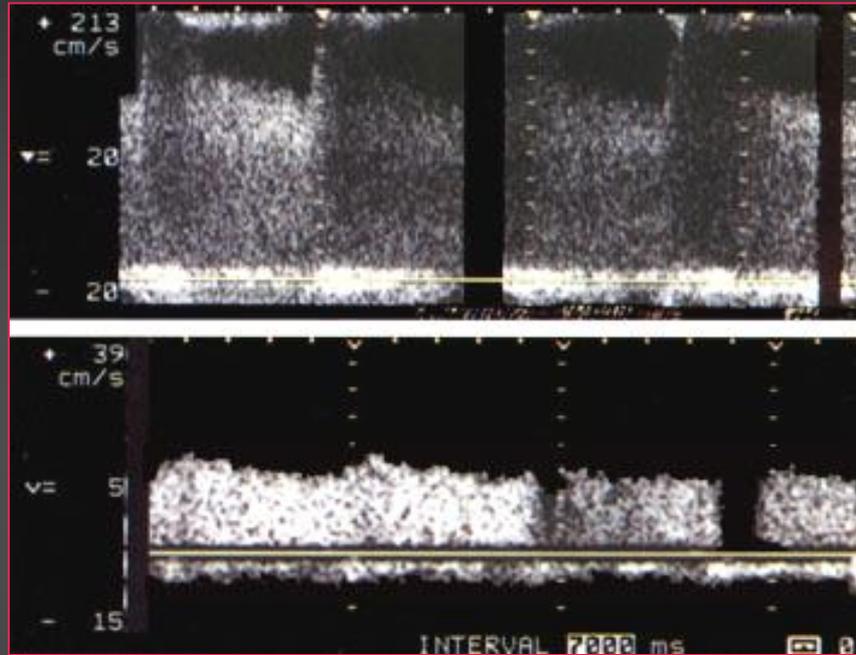
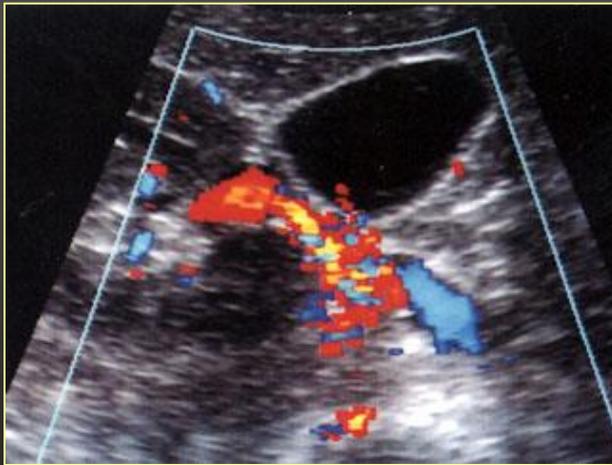
Obstruction vasculaire: signes d'aval

- Quantification de l'accélération systolique :

- Soit la **pente d'accélération**
 - Mesure angle-dépendante donc sujette à erreurs +++
- Soit le **temps d'ascension**
 - Plus robuste car angle-indépendant

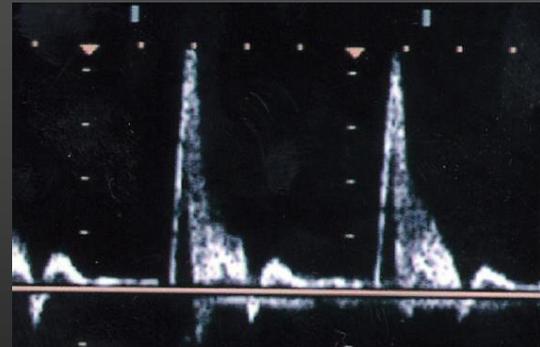
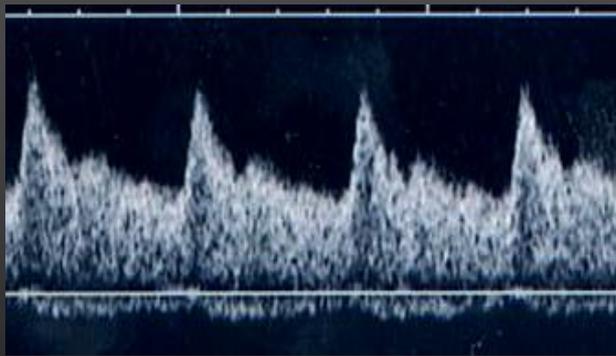
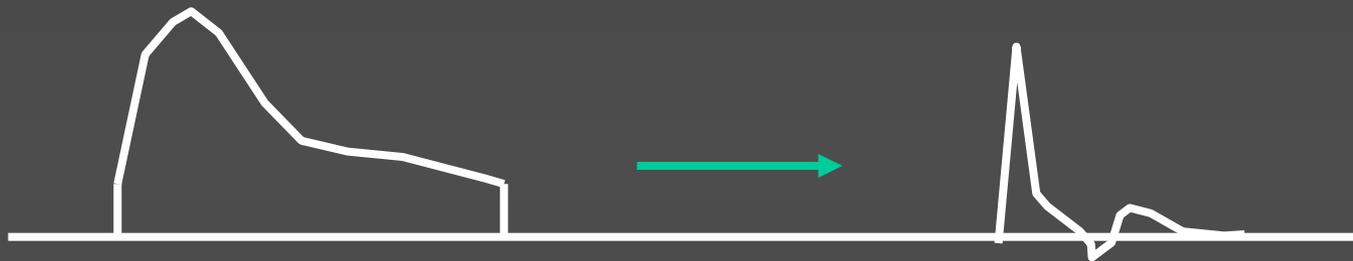


Sténose > 75%



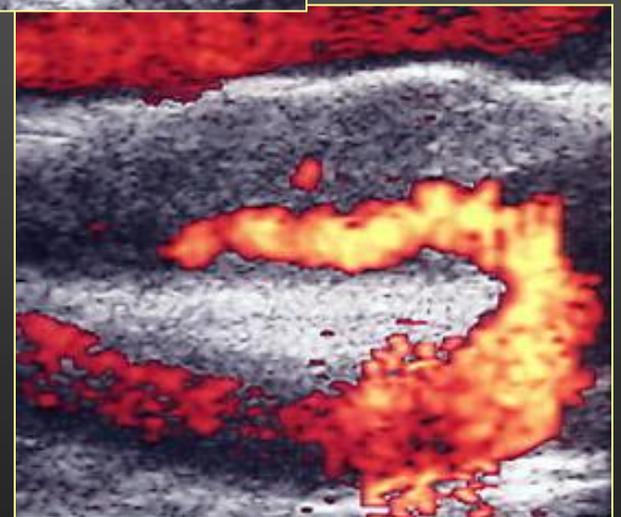
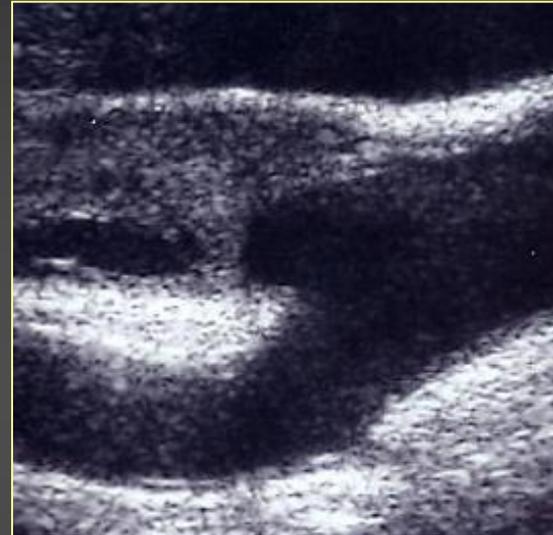
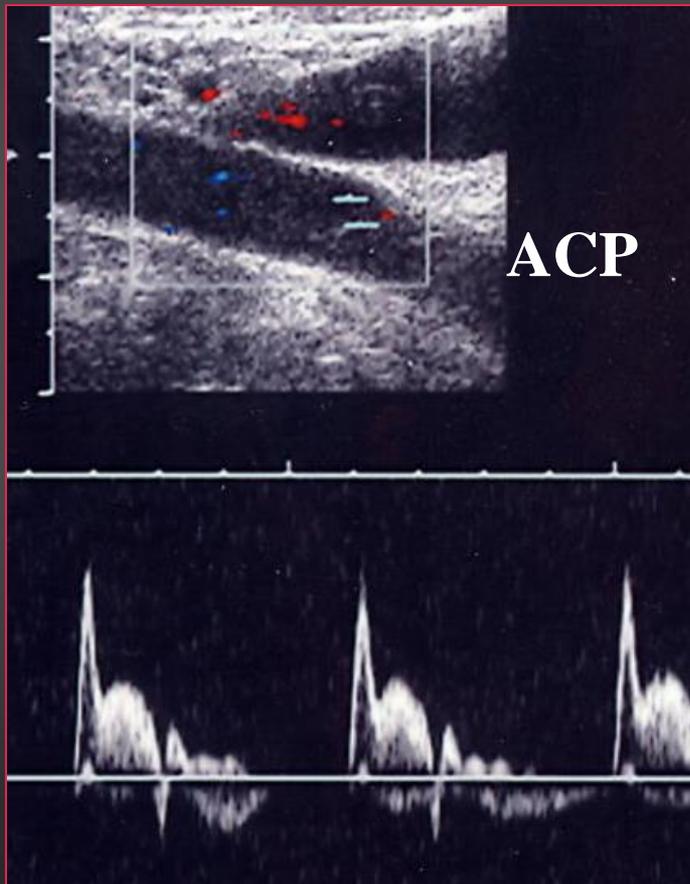
Obstruction vasculaire: signes d'amont

On observe, en amont d'un obstacle serré mal compensé, une résistance additionnelle :



Mais cela n'est perceptible que sur les écoulements initialement à basse résistance

Obstruction vasculaire: signes d'amont



LES SHUNTS ARTERIO-VEINEUX

SHUNTS ARTERIO-VEINEUX



Shunts microscopiques :

- Malformations vasculaires à nidus
- Tumeurs malignes

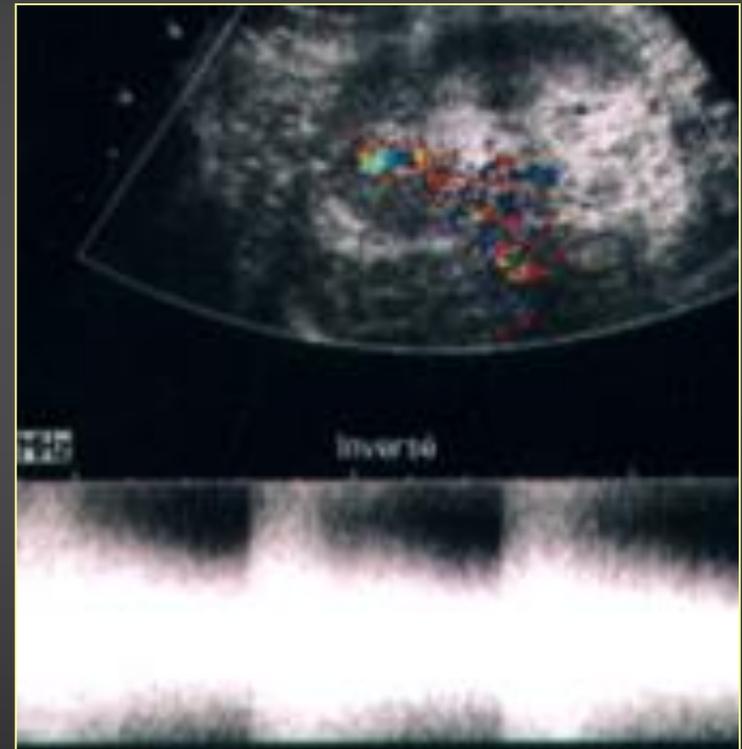
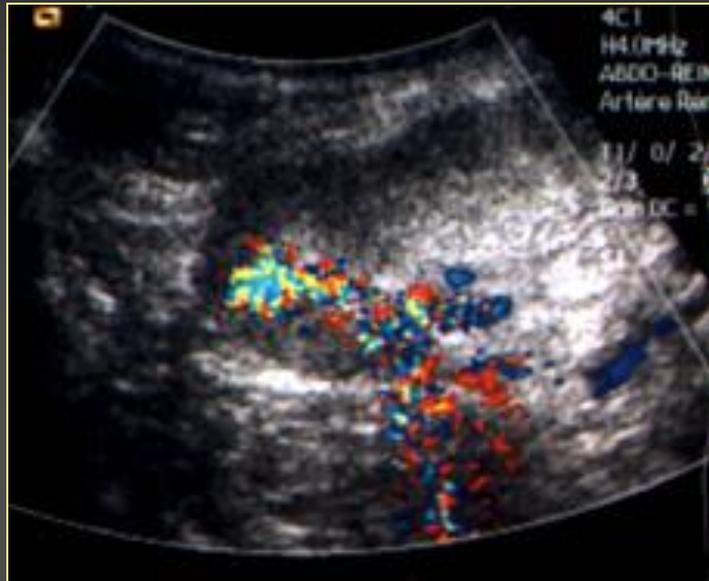


Shunts microscopiques :
fistules AV
(*congénitales ou acquises*)

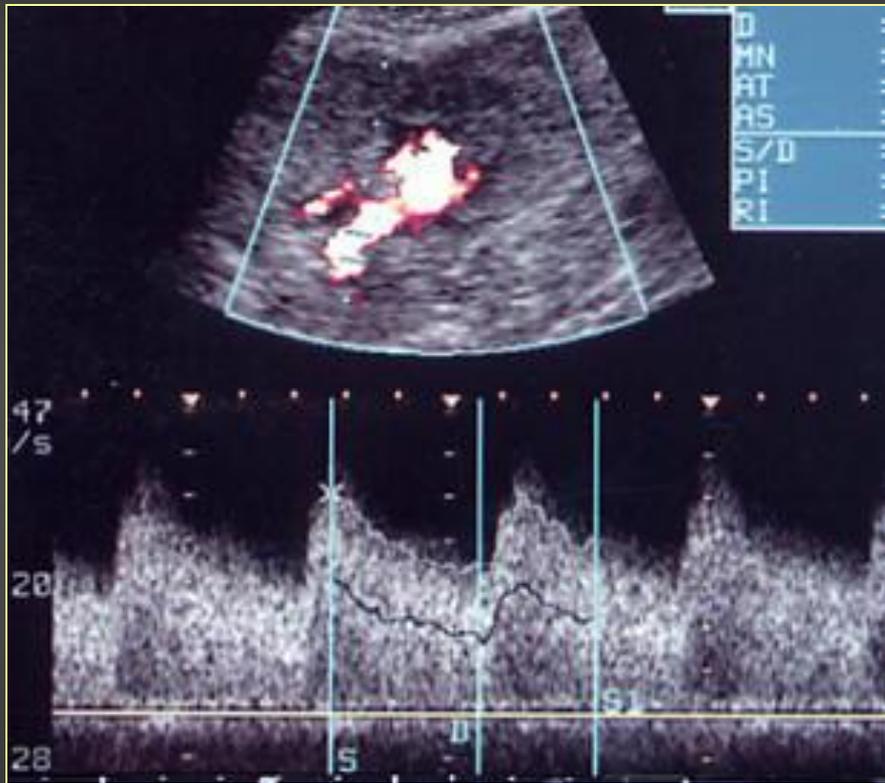
SHUNTS ARTERIO-VEINEUX

- Signes artériels :
 - Accélération des vitesses circulatoires sur tout l'axe afférent
 - Altération du profil de l'écoulement
 - Diminution des résistances
 - Plus marquées au fur et à mesure que l'on se rapproche du shunt
- Signes veineux :
 - Accélération des vitesses circulatoires
 - Perte de la modulation respiratoire
 - Modulation artérielle

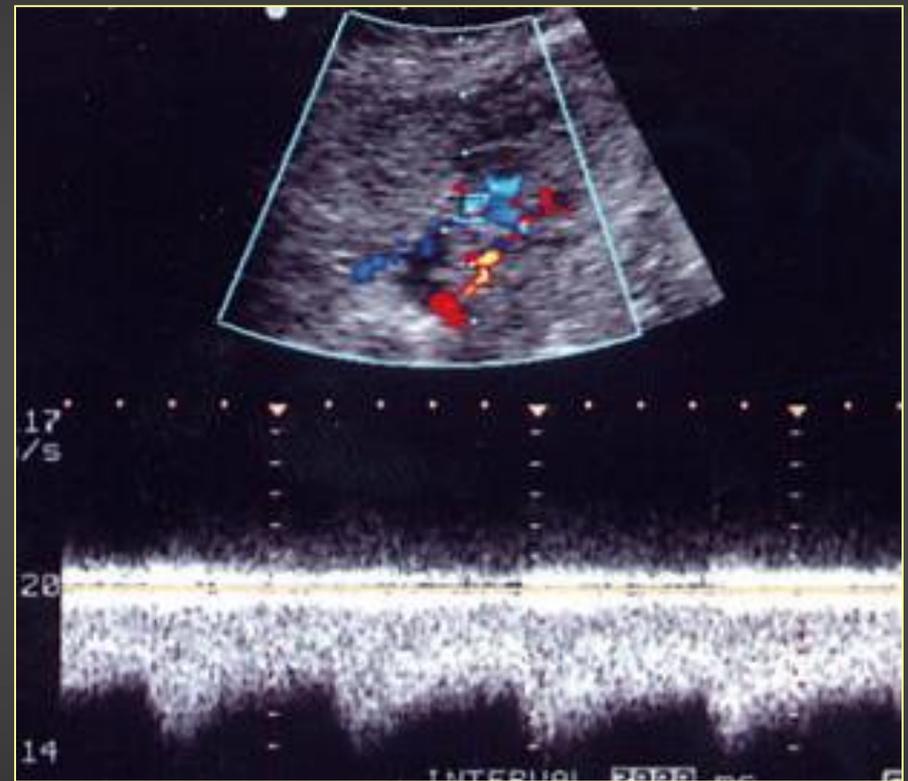
SHUNTS ARTERIO-VEINEUX



SHUNTS ARTERIO-VEINEUX



Artère afférente



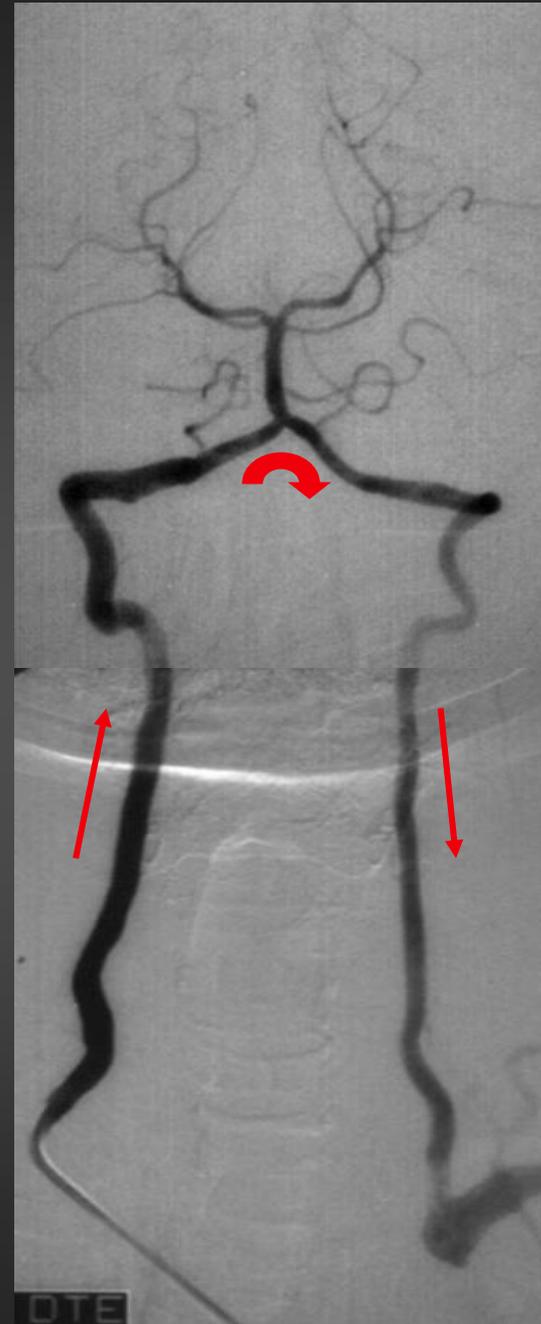
Veine efférente

LE VOL VASCULAIRE

Vol Sous-Clavier

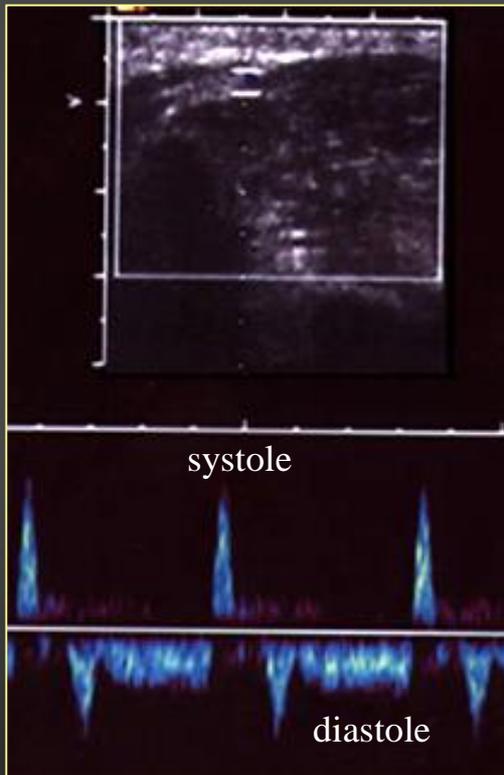


Sténose de l'artère
sous-clavière G

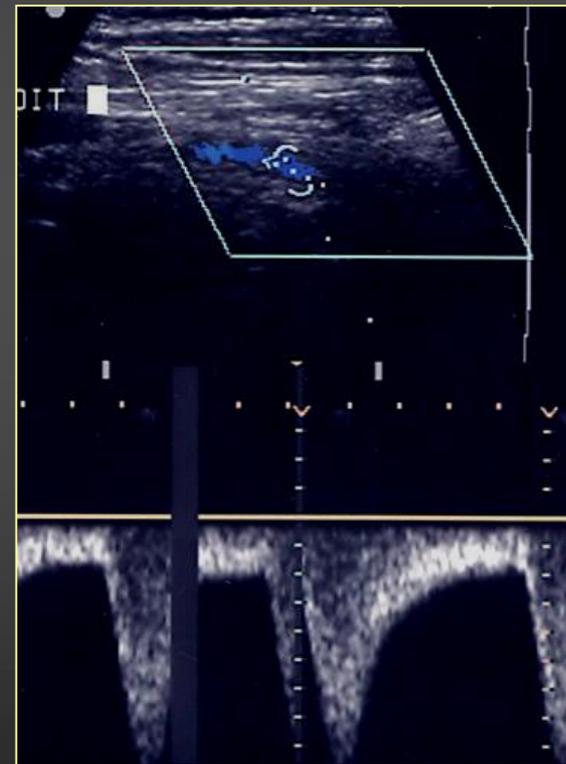


Vol Sous-Clavier

- Doppler de l'artère vertébrale G :

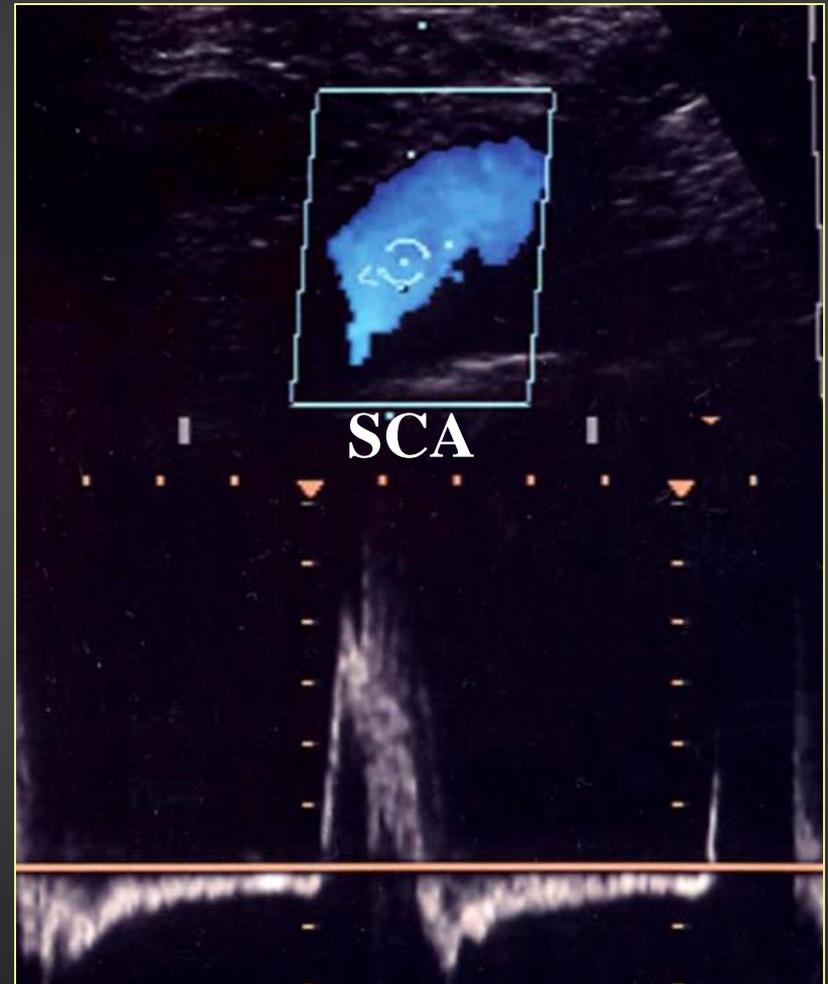
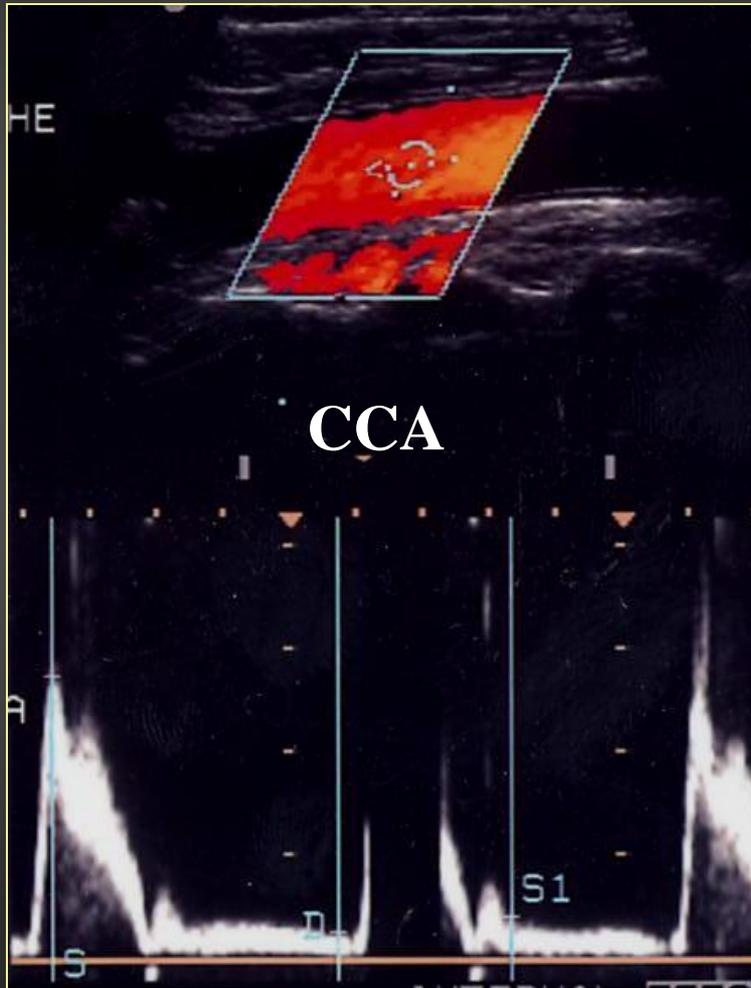


Vol intermittent

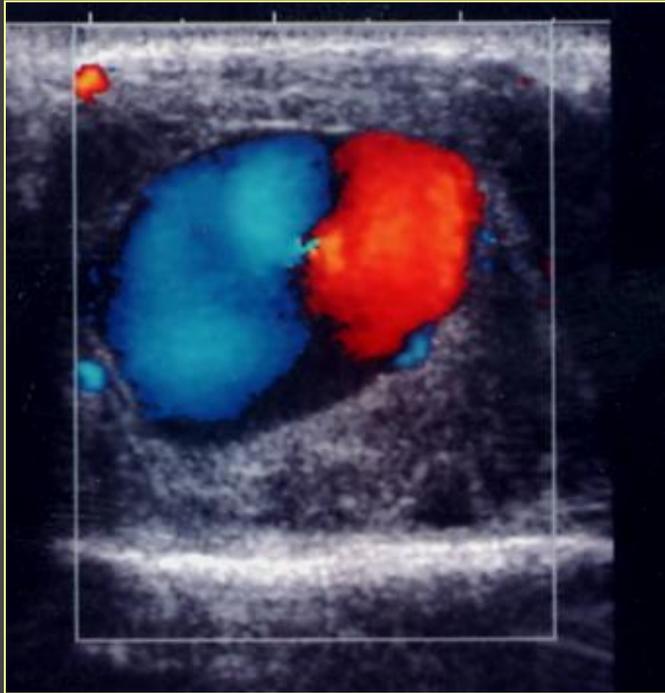


Vol permanent

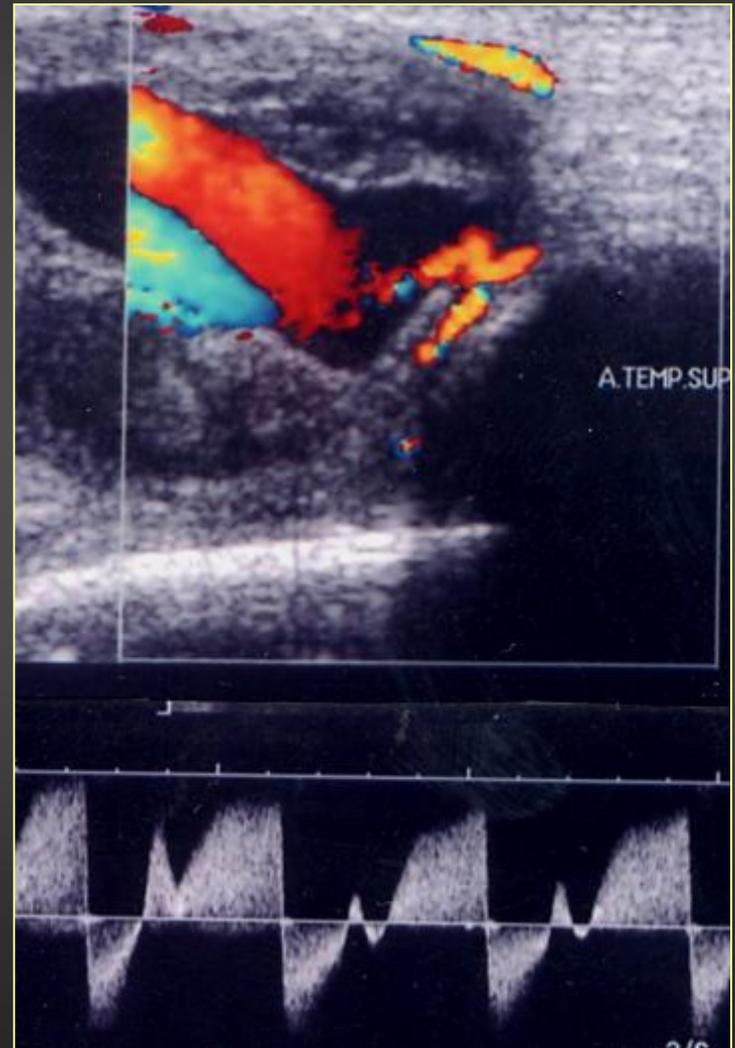
VOL VASCULAIRE : insuffisance aortique



Anévrysmes et pseudo-anévrysmes



Flux en « aller-retour » au niveau du collet étroit



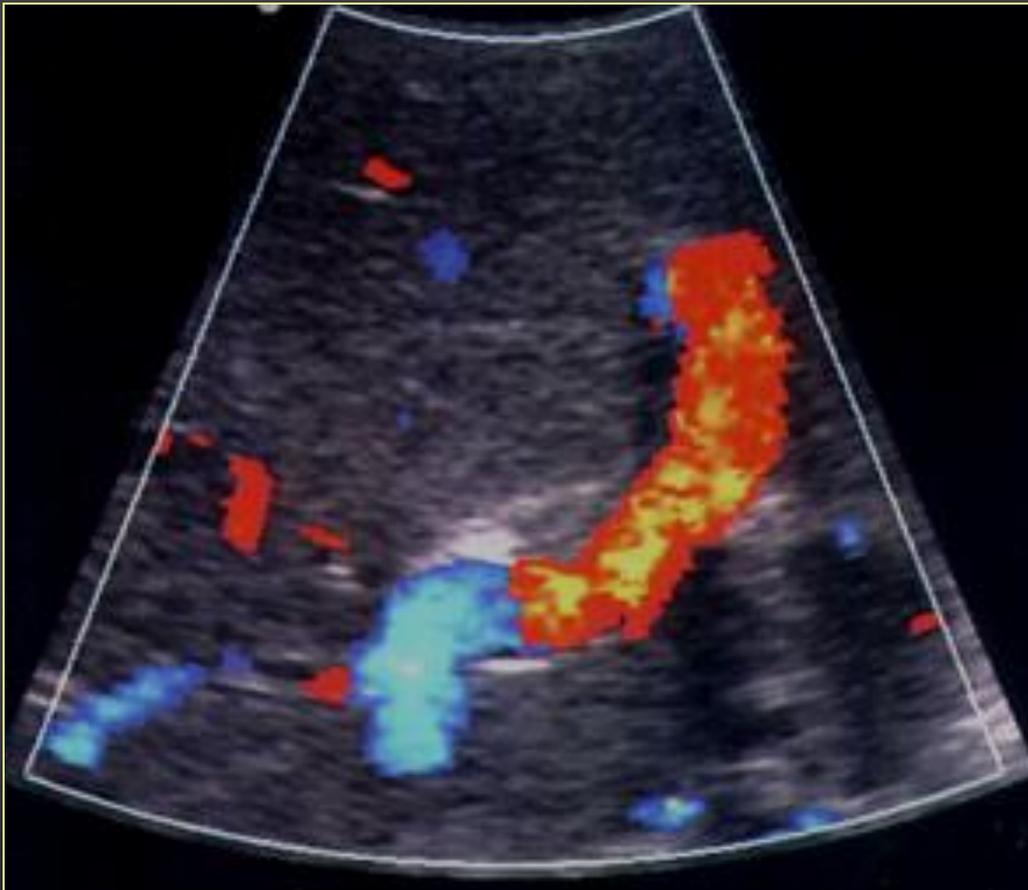
BASES DU DOPPLER : PIEGES ET ARTEFACTS

Pièges et artefacts

- Changements de couleur dans un vaisseau
- Flux extra-vasculaires
- « Bruits »

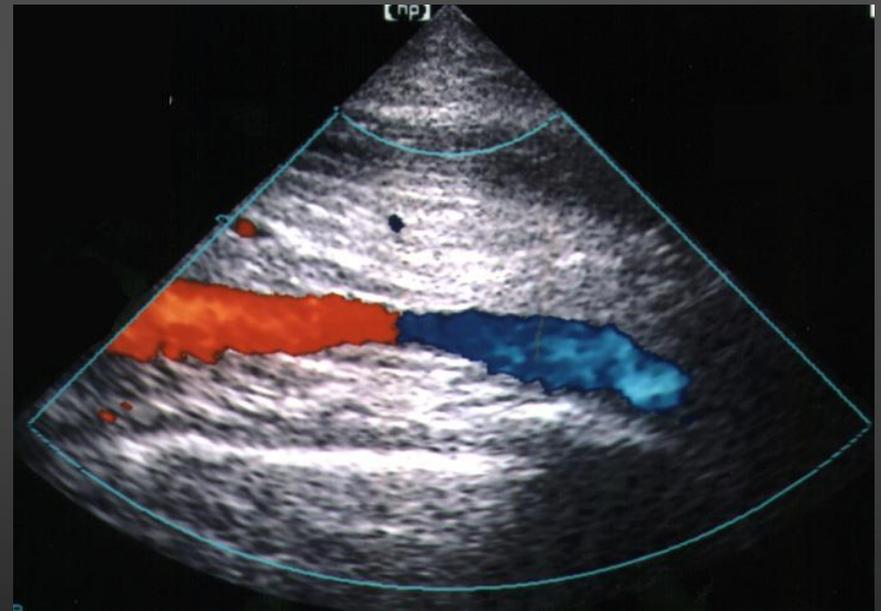
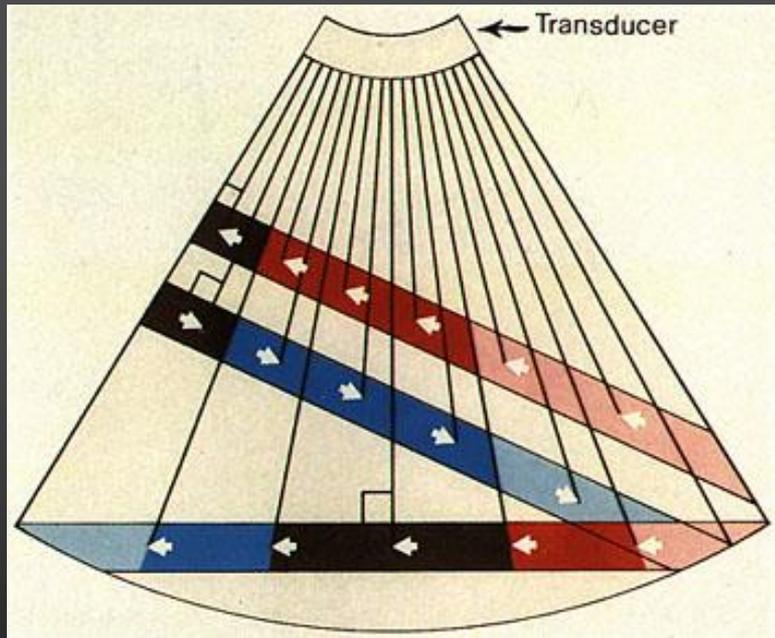
Changement de couleur dans un vaisseau

- Sinuosités et bifurcations



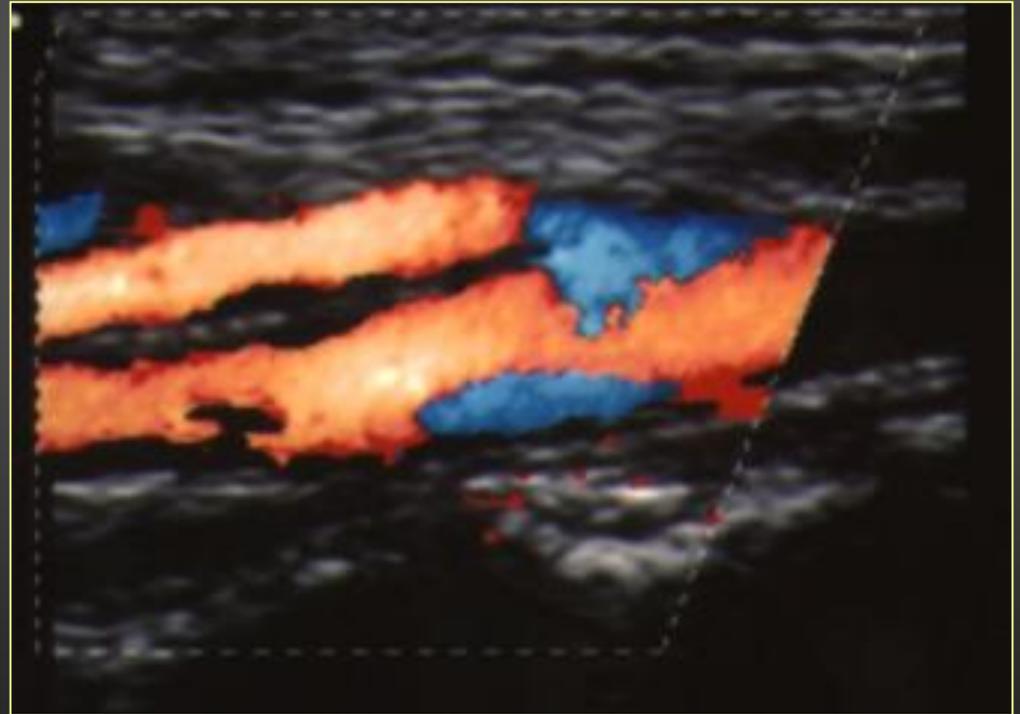
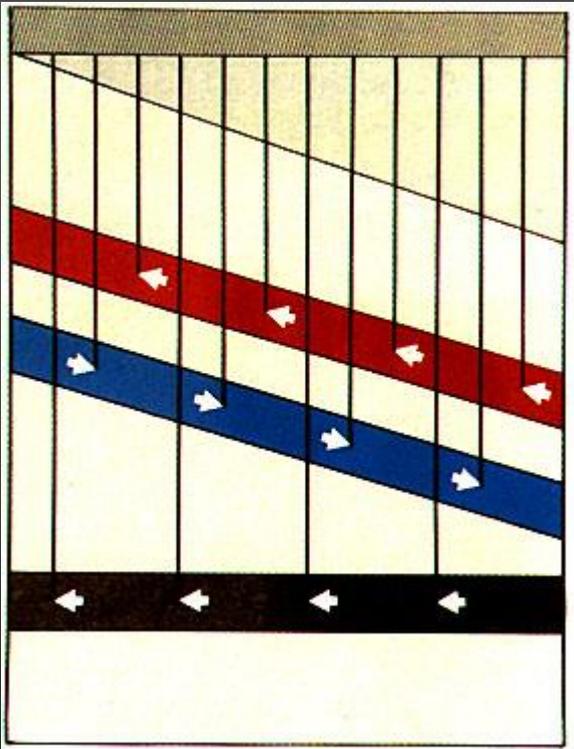
Changement de couleur dans un vaisseau

- Aspect normal d'un **vaisseau rectiligne** vu avec une sonde **sectorielle** : les changements de couleur traduisent des changements d'angle doppler dans le champ de l'image

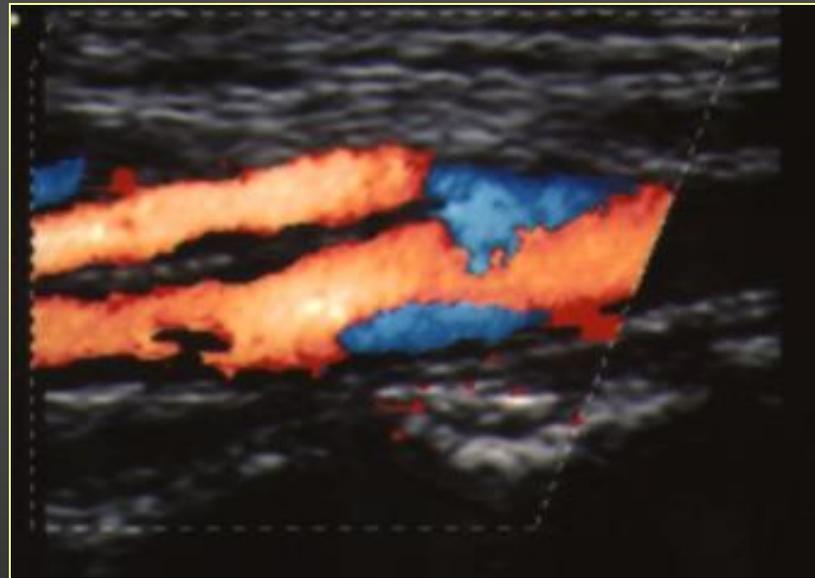
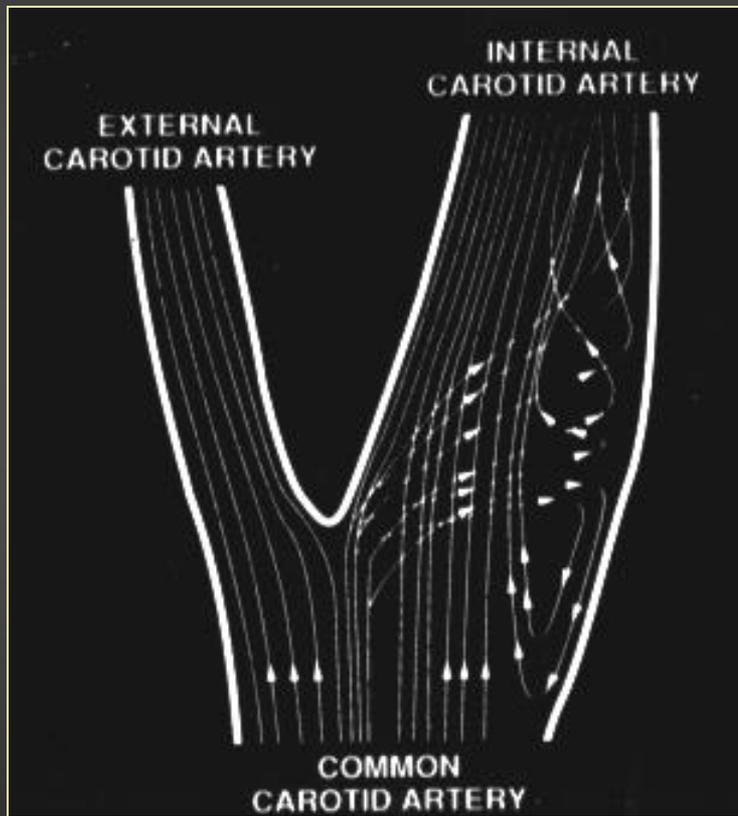


Changement de couleur dans un vaisseau

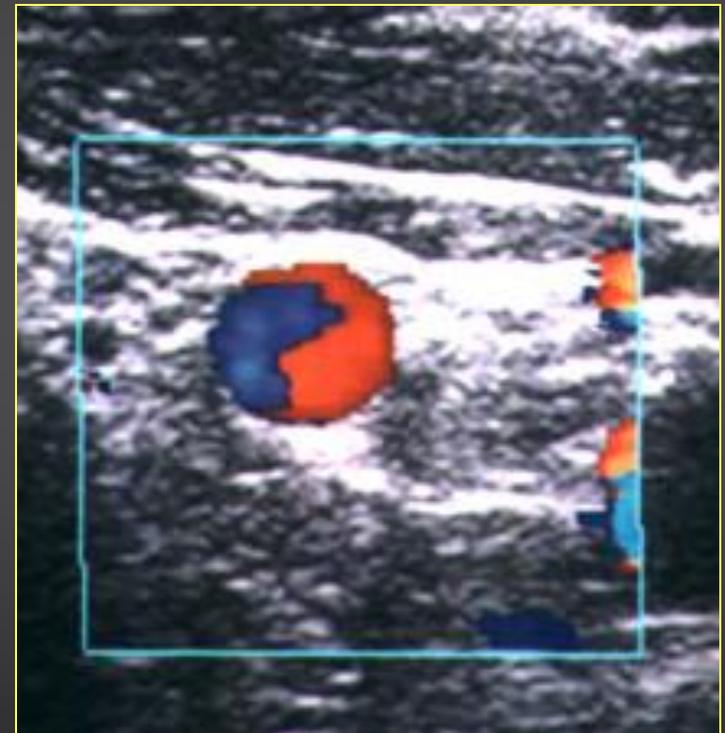
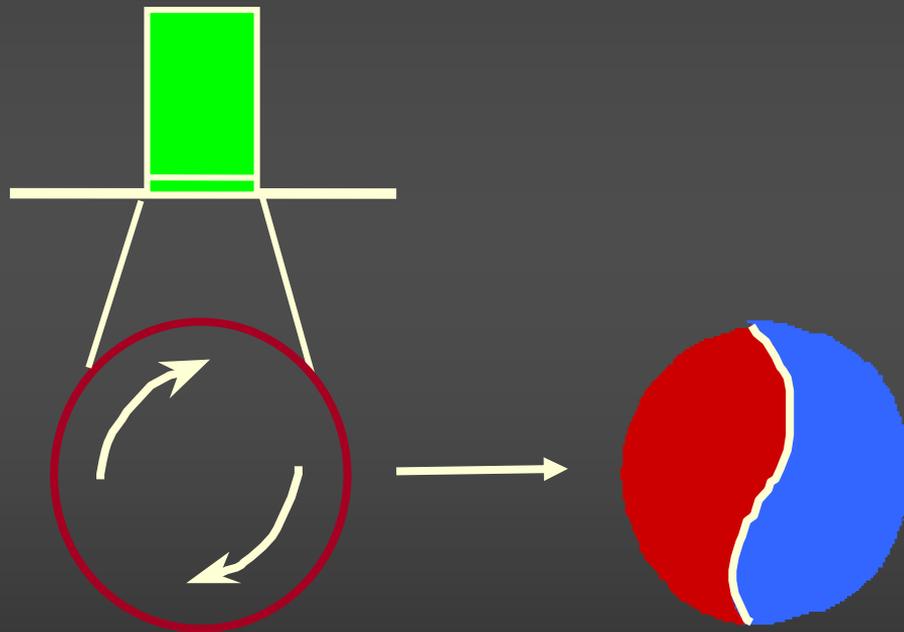
- Aspect normal d'un **vaisseau rectiligne** vu avec une sonde **linéaire** : les changements de couleur traduisent des changements de direction des lignes de flux



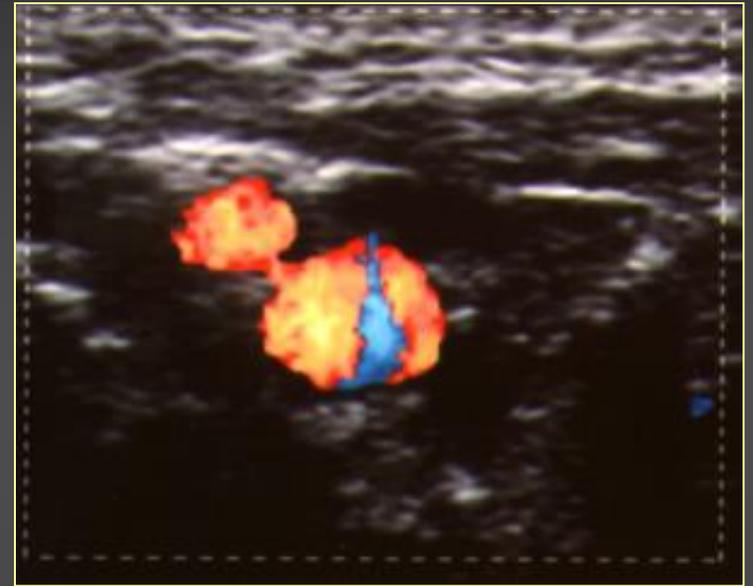
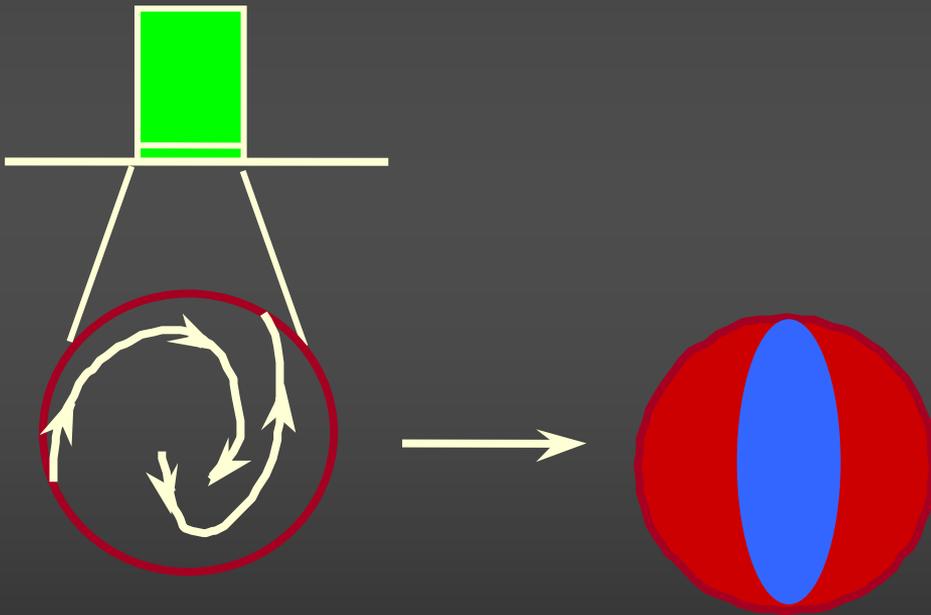
Séparation des lignes de flux



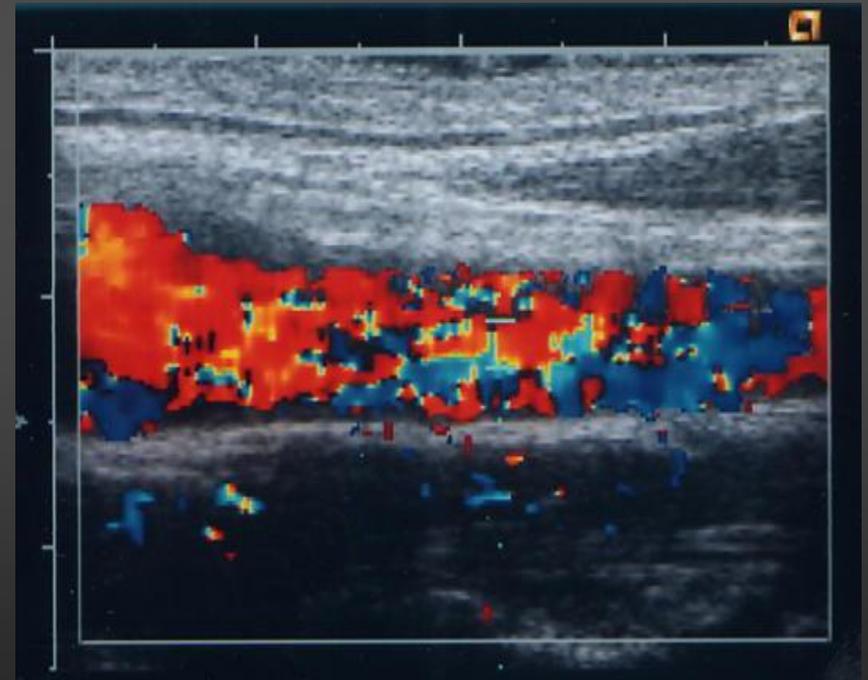
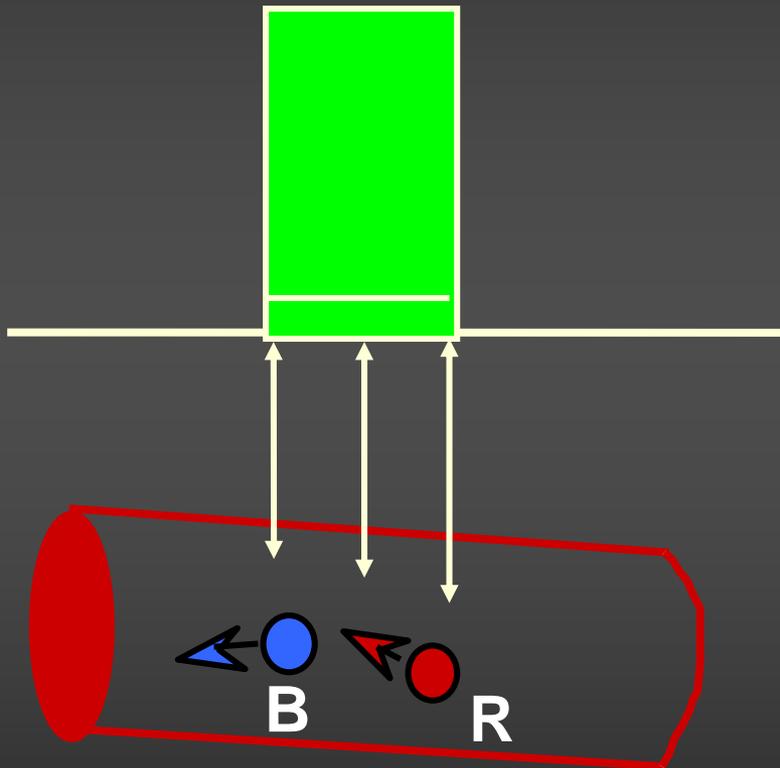
Flux hélicoïdal



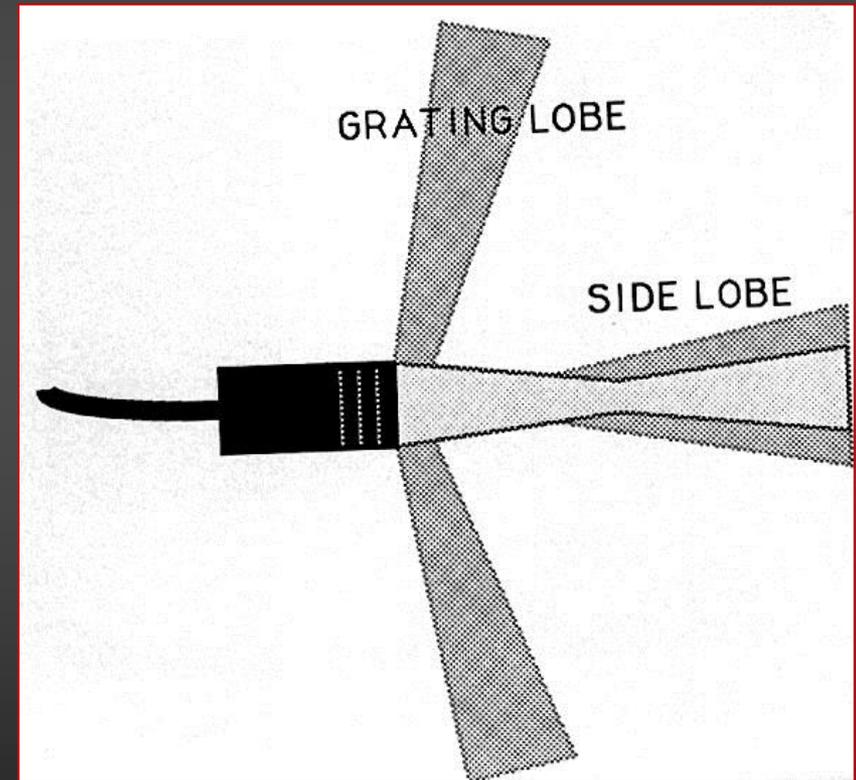
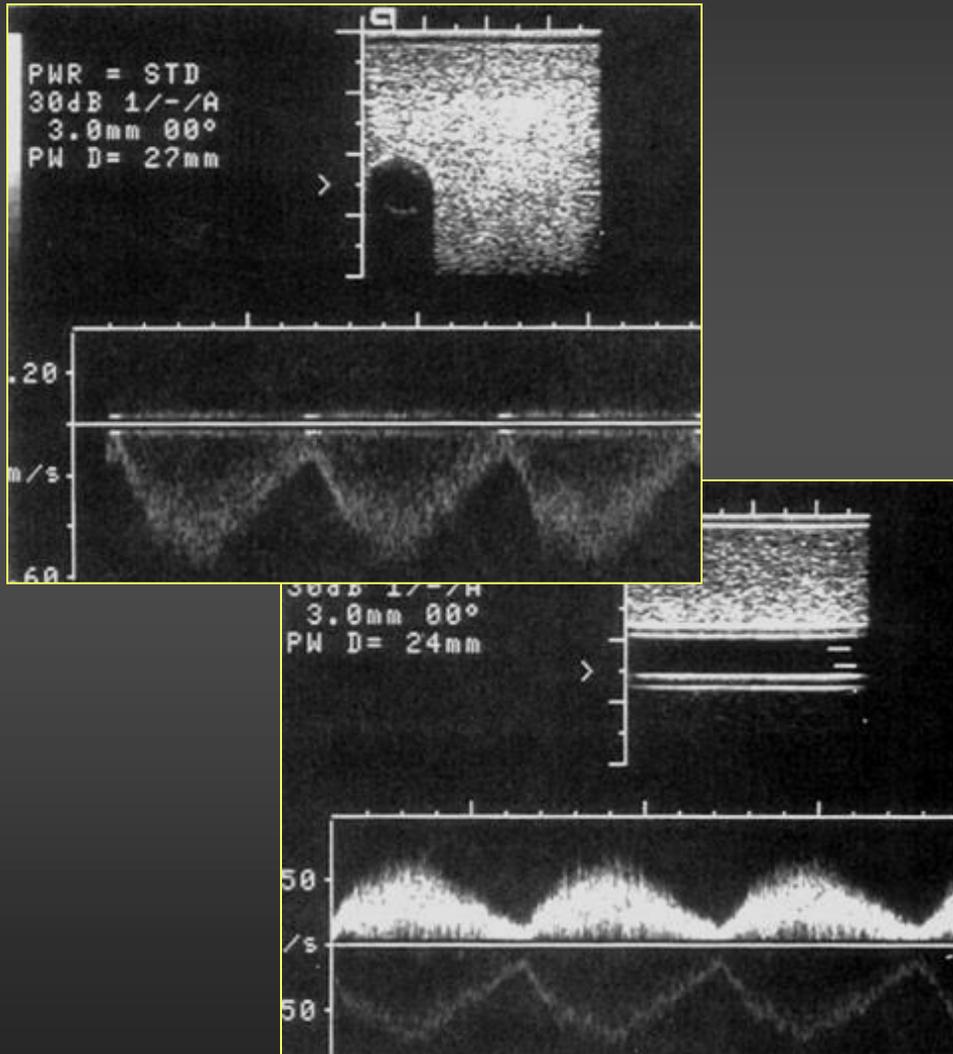
Flux helicoidal



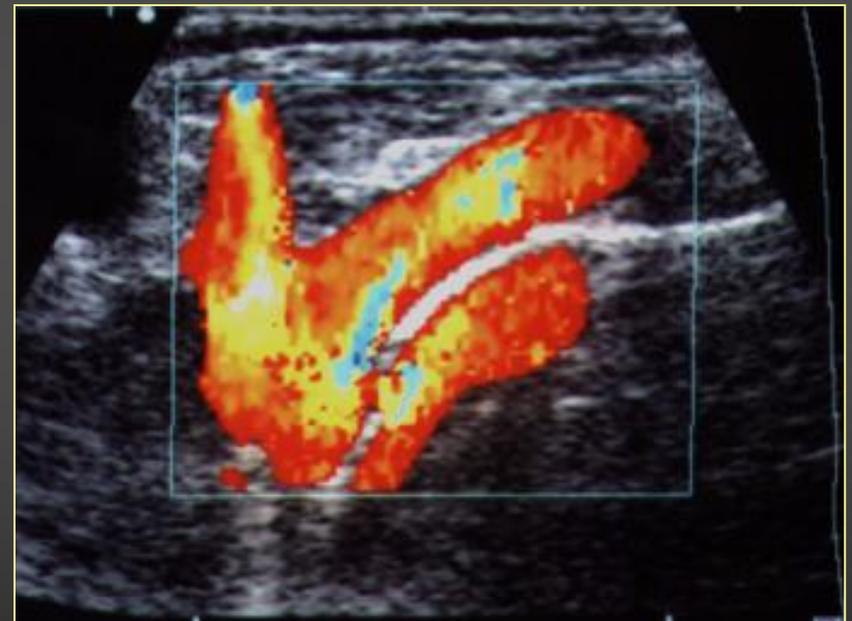
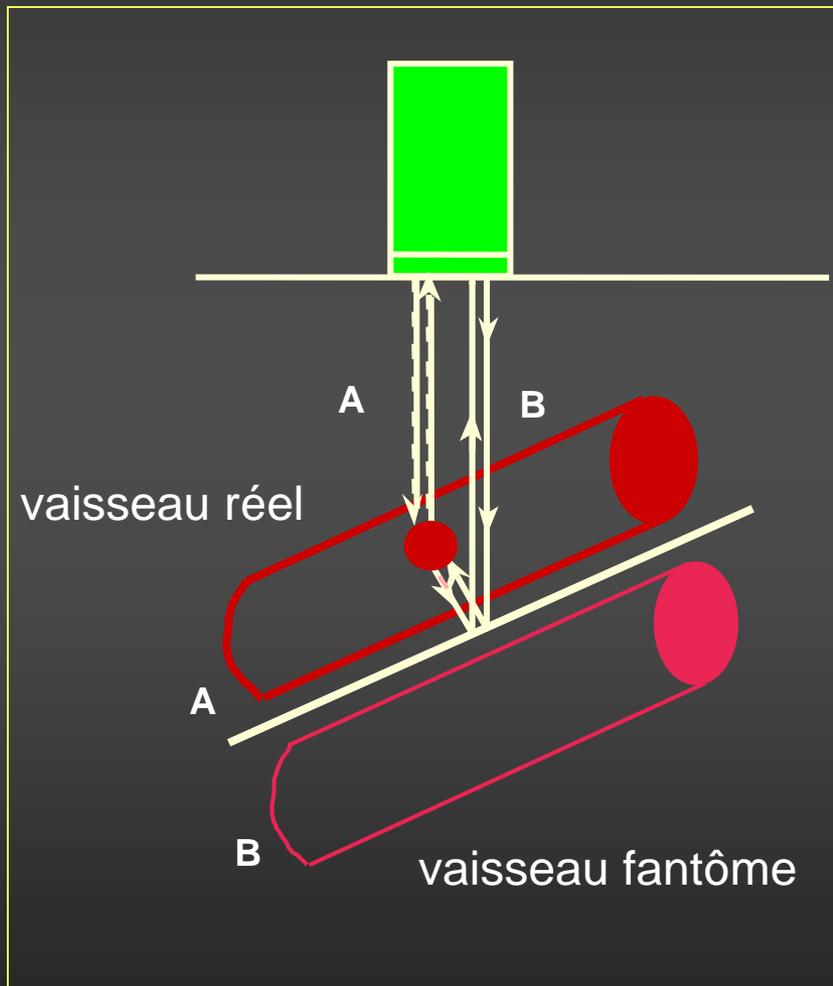
Angle Doppler trop grand



Flux extra-vasculaire : *Lobes latéraux*

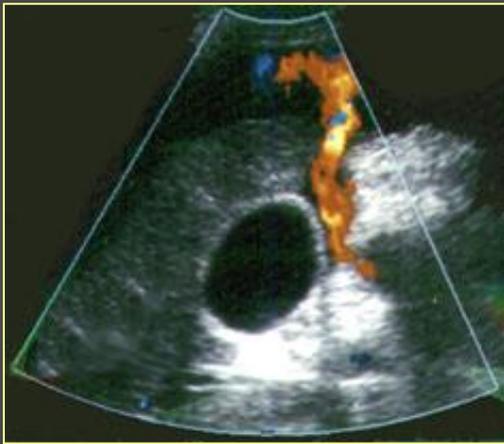


Flux extra-vasculaires : *Artefact en miroir*

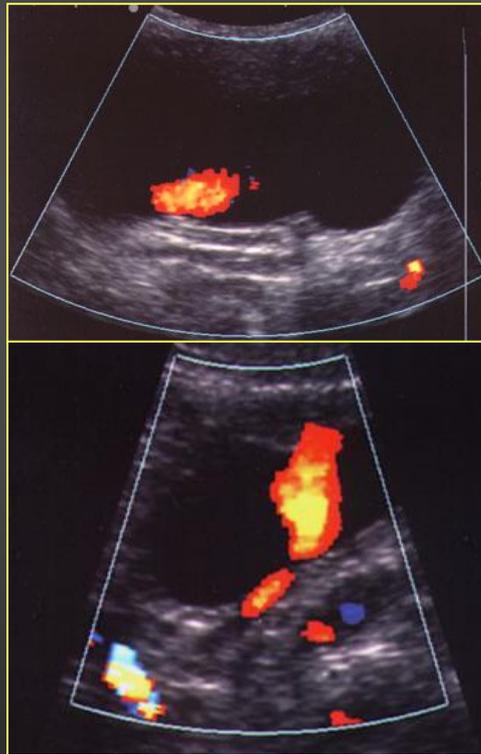


Flux extra-vasculaires

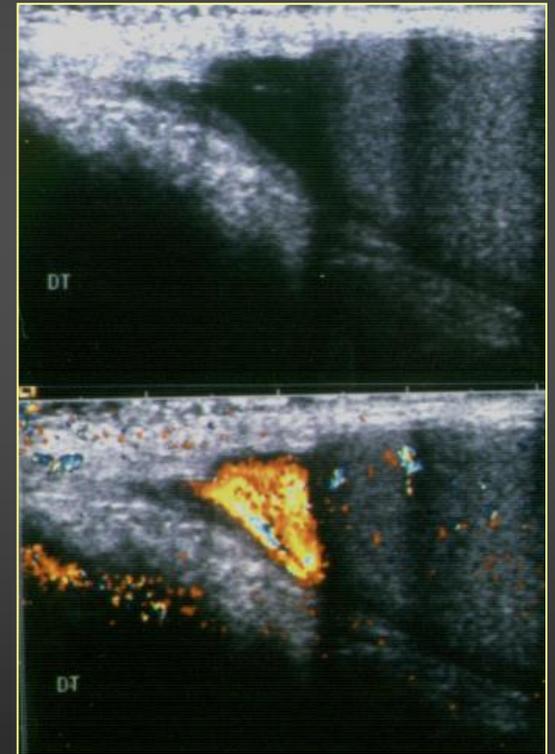
- Liquides en mouvement



ascite

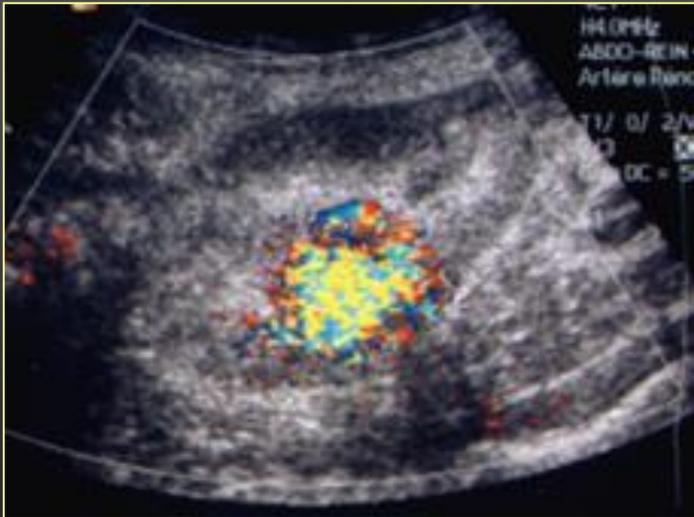


jets urétéraux

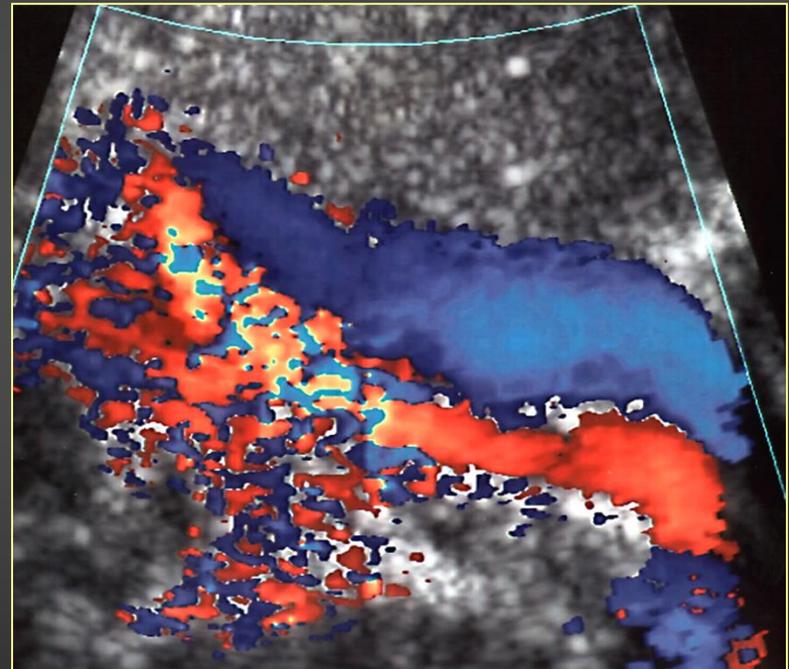


hydrocèle

Pièges et artefacts : « bruits »

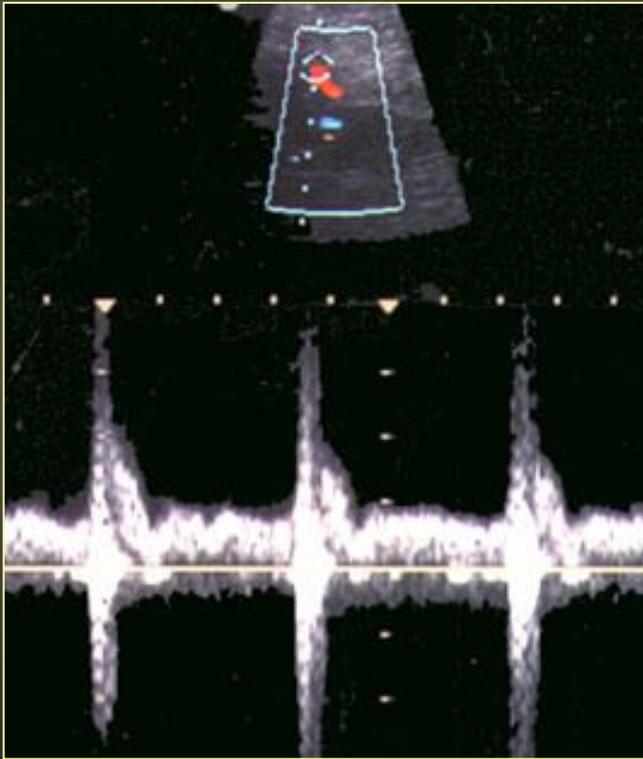


- Artefact péri-vasculaire

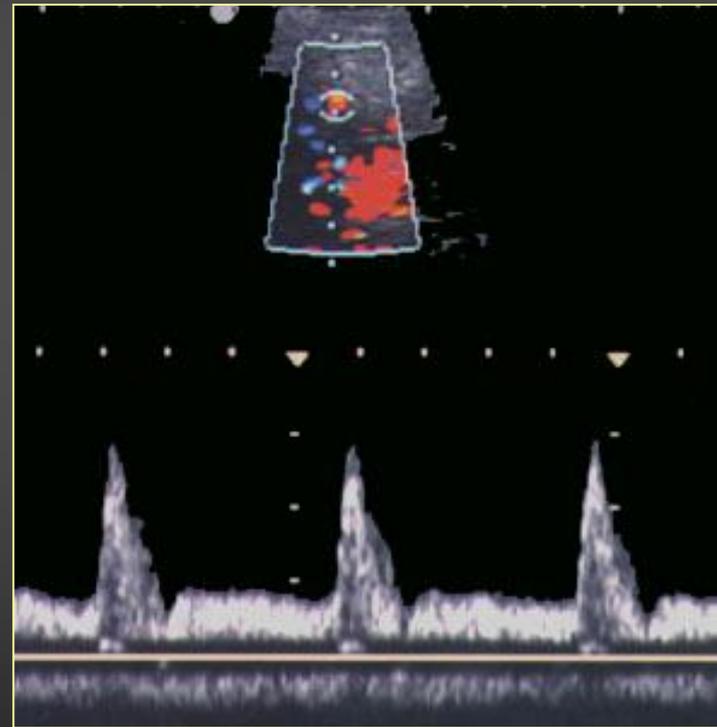


Bruits de paroi : filtrage

A proximité de l'aorte : Ostium de l'AMS



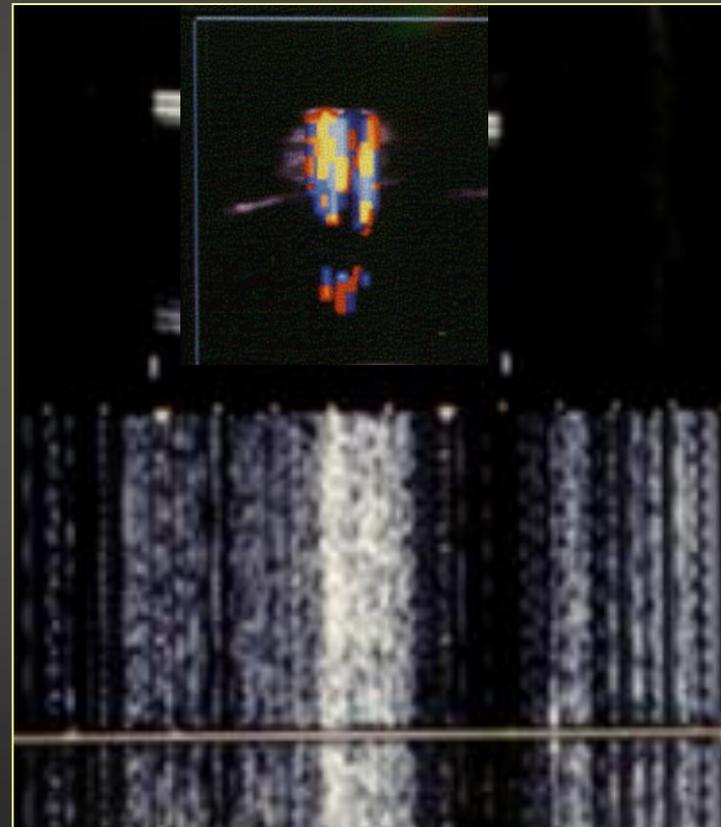
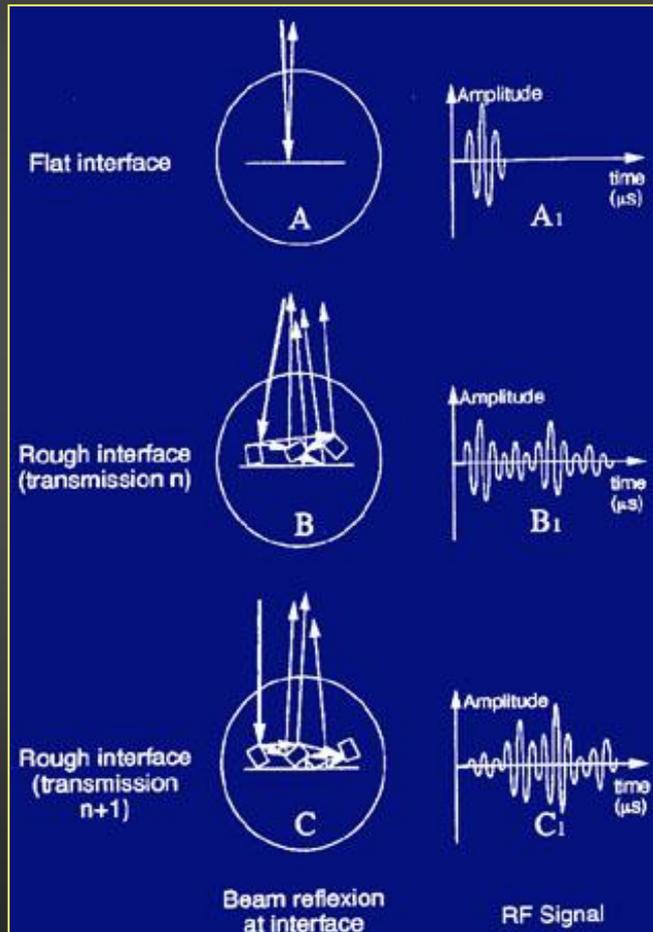
Filtre 50 Hz



Filtre 200 Hz

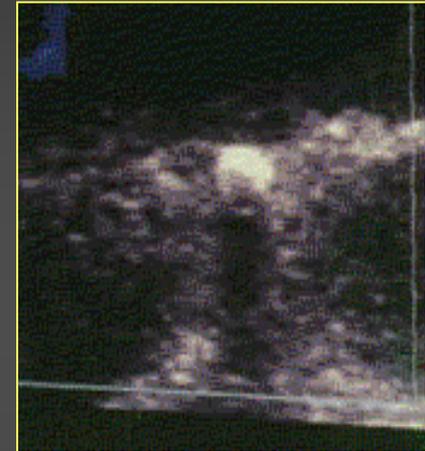
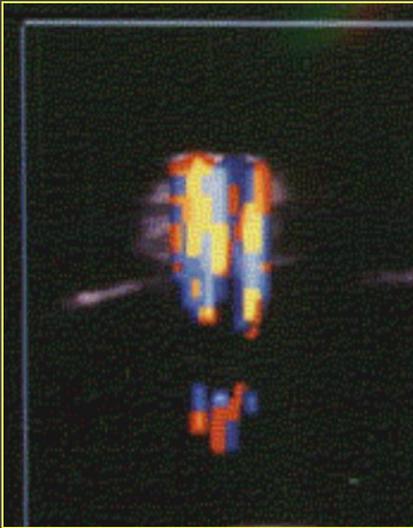
Artefact de scintillement

En arrière des calcifications



Artefact de scintillement

Sa présence dépend du degré d'irrégularité de leur surface



« Bruits » : Artefact de scintillement

Lithiases urinaires



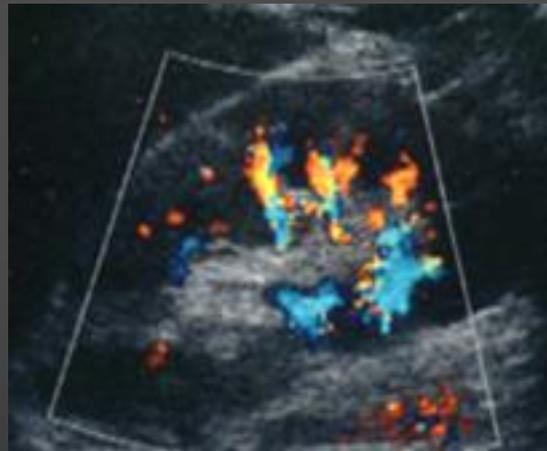
Artefact de scintillement

Cet artefact est indépendant de la PRF

=> Augmenter la PRF facilite sa détection en effaçant les vaisseaux



Mode B



Mode Doppler
PRF basse



Mode Doppler
PRF haute

Pièges et artefacts : « bruits »



cathéter



stent



