

LE DOPPLER VASCULAIRE

Bases physiques

Interprétation des spectres



Jérôme ROUMY MD. PhD.

GIM – CHU Bretonneau Tours



Plan

- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- Propriétés physiques des vaisseaux
- Ecoulements circulatoires
- Analyse spectrale
- L'effet Doppler
- Différents modes doppler
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler



Plan

- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- Propriétés physiques des vaisseaux
- Ecoulements circulatoires
- Analyse spectrale
- L'effet Doppler
- Différents modes doppler
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler



Bases Physiques

■ Rappels physiologiques

- Besoin des différents organes divers et variable dans le temps
 - Distribution sanguine adaptée et ajustable
 - Niveau de pression élevé avec maintien de la pression tissulaire constante
- Appareil vasculaire : transformation de l'écoulement pulsé à HP généré par l'activité cardiaque en écoulement laminaire à basse pression dans le réseau capillaire



Bases Physiques

- Rappels physiologiques
 - Ajustement des débits locaux aux besoins
 - En fonction des conditions hémodynamiques générales
 - Différents mécanismes :
 - Physiques
 - Métaboliques
 - Nerveux
 - hormonaux



Bases Physiques

- Rappels physiologiques
 - Contrôle hormonal
 - Hémodynamique générale
 - Régulations locales → vasomotricité
 - Systèmes agonistes/antagonistes
 - Général : SRAA, ADH, NAF
 - Ajustement local : kinines, PG, EDRF, NO
 - En f° des impératifs locaux → besoins
 - Digestion, effort physique
 - Variations nyctémérales



Bases Physiques

- Rappels physiologiques
 - Différents types de circulation
 - À haute résistance
 - À basse résistance ++
 - À résistance variable +++
 - système musculaire strié squelettique
 - Système artériel digestif



Plan

- Rappel physiologique
- **Hémodynamique**
- Propriétés physiques des vaisseaux
- Ecoulements circulatoires
- Analyse spectrale
- L'effet Doppler
- Différents modes doppler
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler



Bases Physiques

■ Rappels hémodynamiques

■ Pression

- $P = Q \times R$

■ Impédance

- Terme adapté pour un écoulement laminaire pulsé pour les gros vaisseaux

■ Résistance

- Répond à la loi de Bernoulli
- Proportionnelle à la viscosité
- Inversement proportionnelle à la puissance 4 du diamètre du vaisseau
- Effet de la vasomotricité

Loi de Bernoulli-Théorème de Bernoulli

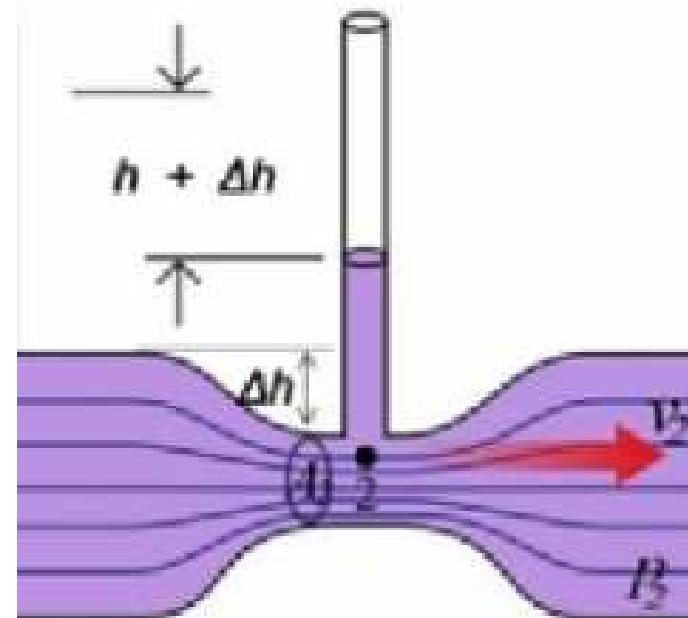
- Conservation de l'énergie

- $\rho g Z$ (énergie pot) + p (énergie de pression) + $\frac{1}{2} \rho V^2$ (énergie cinétique) = **cste** Si le débit de fluide est constant et que le diamètre diminue, la vitesse augmente et l'augmentation d'énergie cinétique se traduit par une diminution d'énergie élastique (dépression)

- $P_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho V_2^2$

et si ρV_1^2 est petit, alors

$P_1 - P_2$ est proportionnel à V_2^2



Phénomènes de compensation

■ Rappels hémodynamiques

- Modification vasomotrice locale → affecte le débit sanguin local → résistance locale
- Modification vasomotrice étendue → affecte RPT → modification contre-balancée
 - Ex : effort physique ou digestion
- \uparrow RPT augmente la post-charge → \downarrow DC → \uparrow VTDVD pour maintenir DC
- Si vd° brutale : maintient du DC par \uparrow FC



Plan

- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- **Propriétés physiques des vaisseaux**
- Ecoulements circulatoires
- Analyse spectrale
- L'effet Doppler
- Différents modes doppler
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler

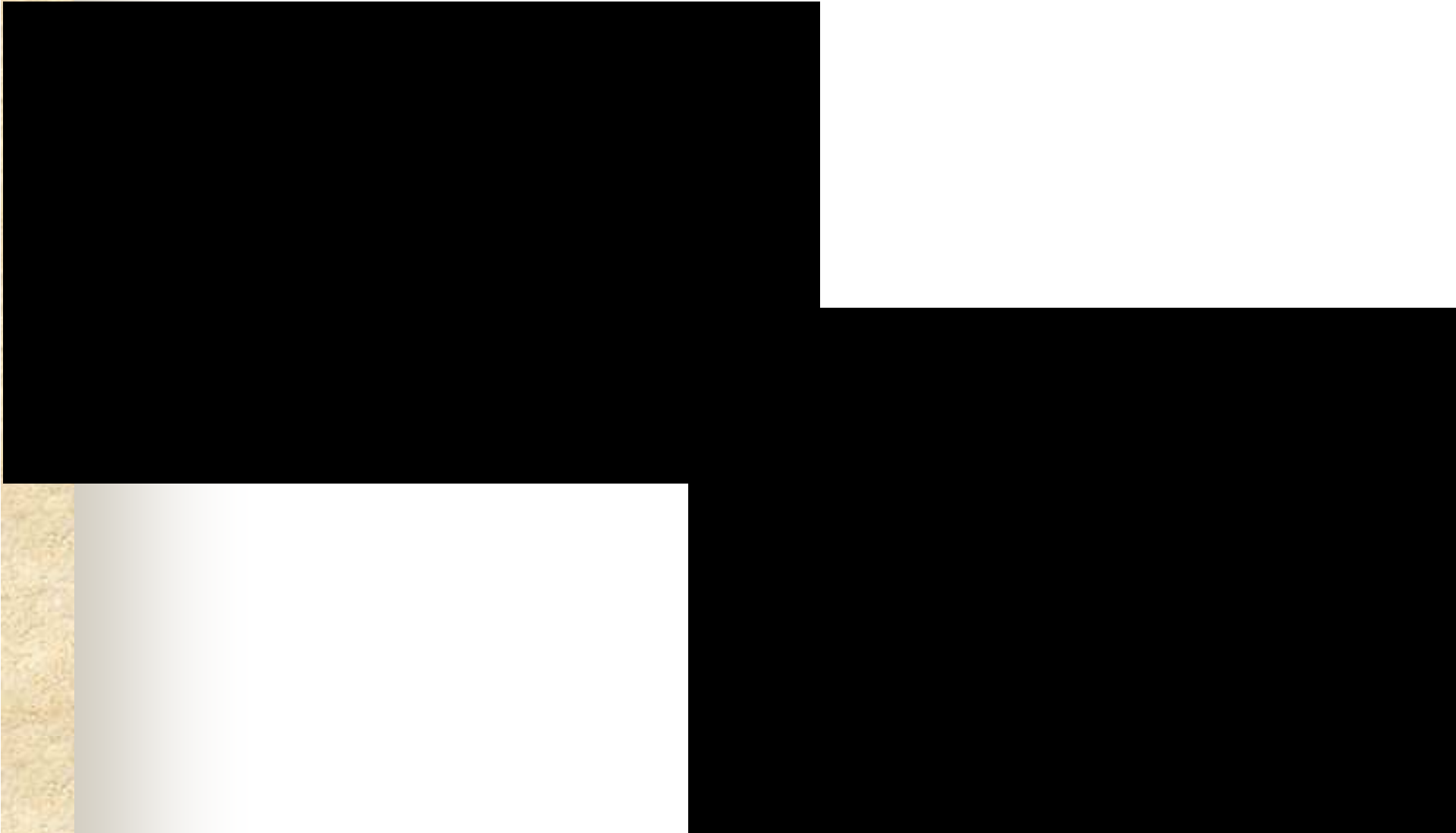


Propriétés physiques des vaisseaux

- L'Onde artérielle
 - Composante axiale (transmission du DC)
 - centrifuge
 - Composante radiale (dilatation du vaisseau)
 - Stockage provisoire d'un volume et d'une énergie restituée en diastole → nouvelle composante axiale
 - = onde de pouls transmise de proche en proche avec variation de vitesse sanguine détectée au Doppler
 - Dépend des caractéristiques physiques des vaisseaux
 - Composante élastique
 - Tonus vasoconstricteur
 - Intégrité pariétale (intima+++)



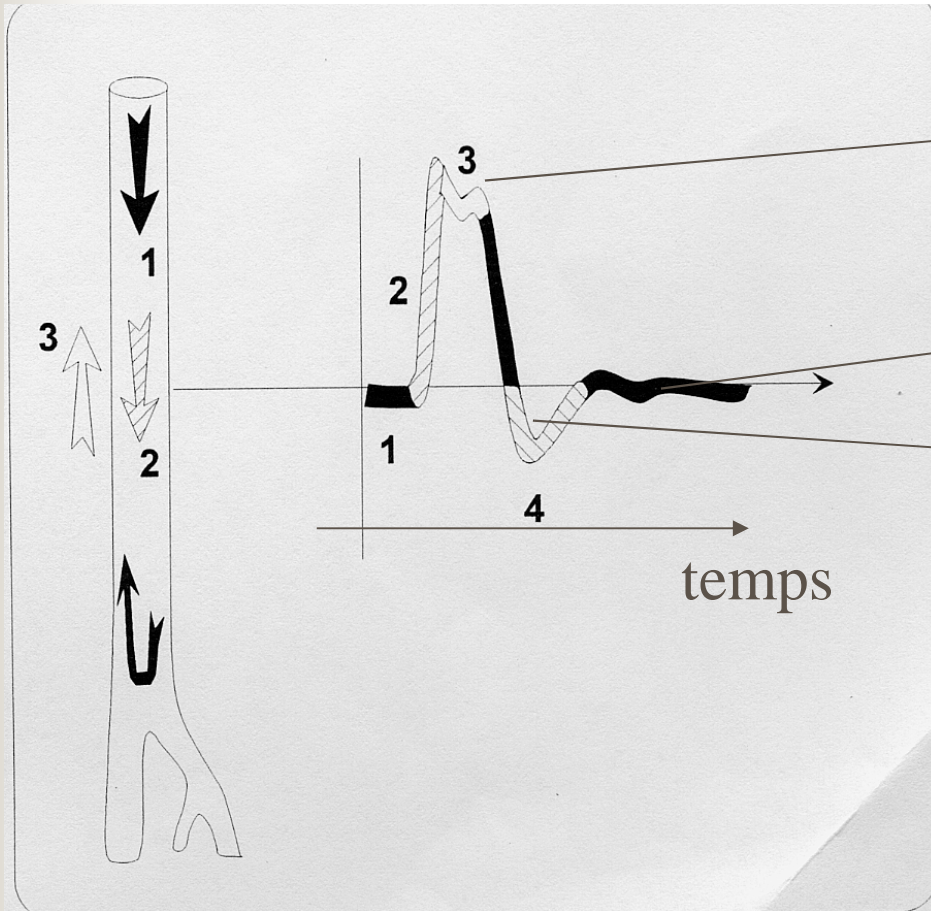
Battement d'une carotide primitive





Propriétés physiques des vaisseaux

- Propagation de l'onde
 - Dépend des caractéristiques physiques du vaisseau (composante élastique)
 - Vitesse de propagation proportionnelle à l'épaisseur de la média
 - Physio : $V_{max} MI > MS > Ao$
 - Patho : V_{max} augmente lorsque médiocalcose
 - Création d'une onde réfléchie sur les embranchements à l'origine de « l'incisure dicrote » du pic systolique



Incisure dicrote

Reflet de l'élasticité

Reflux proto-diastolique



Propriétés physiques des vaisseaux

■ Effets de la résistance circulatoire

■ Hyperventilation

- Hypocapnie-alcalose-vasoc^o → VS ↘ et VD ↘ ↘

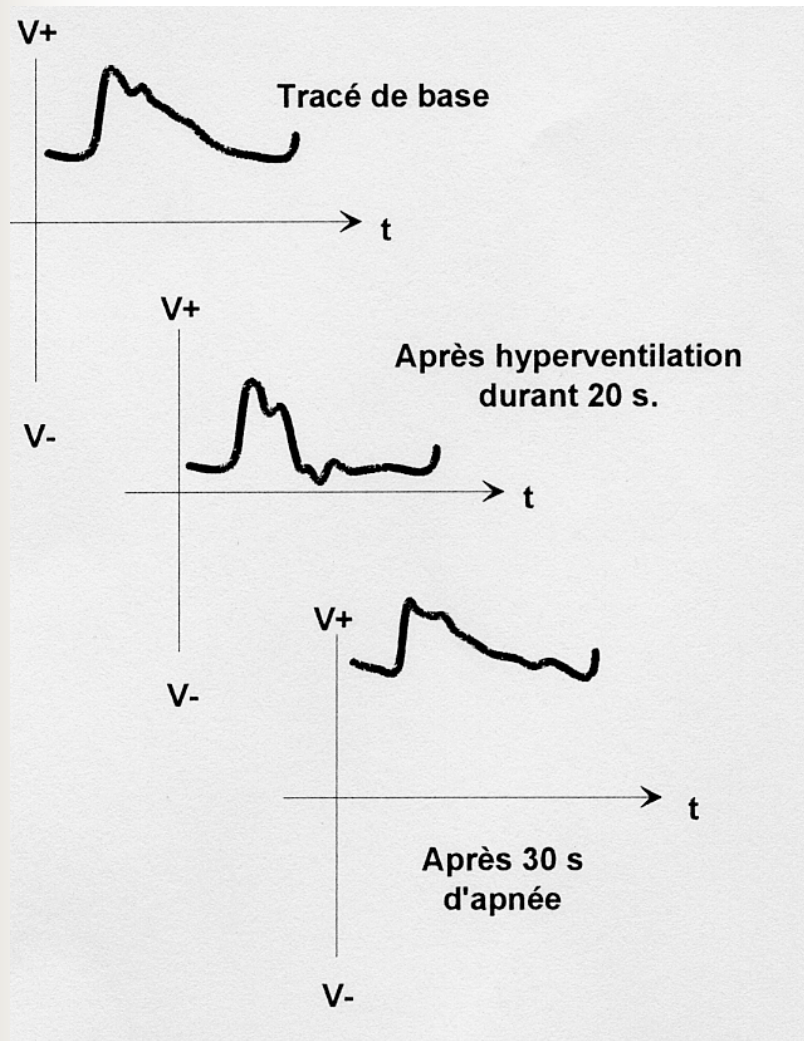
■ Apnée

- Hypercapnie-acidose-vasod^o

■ Hyperhémie post-ischémique

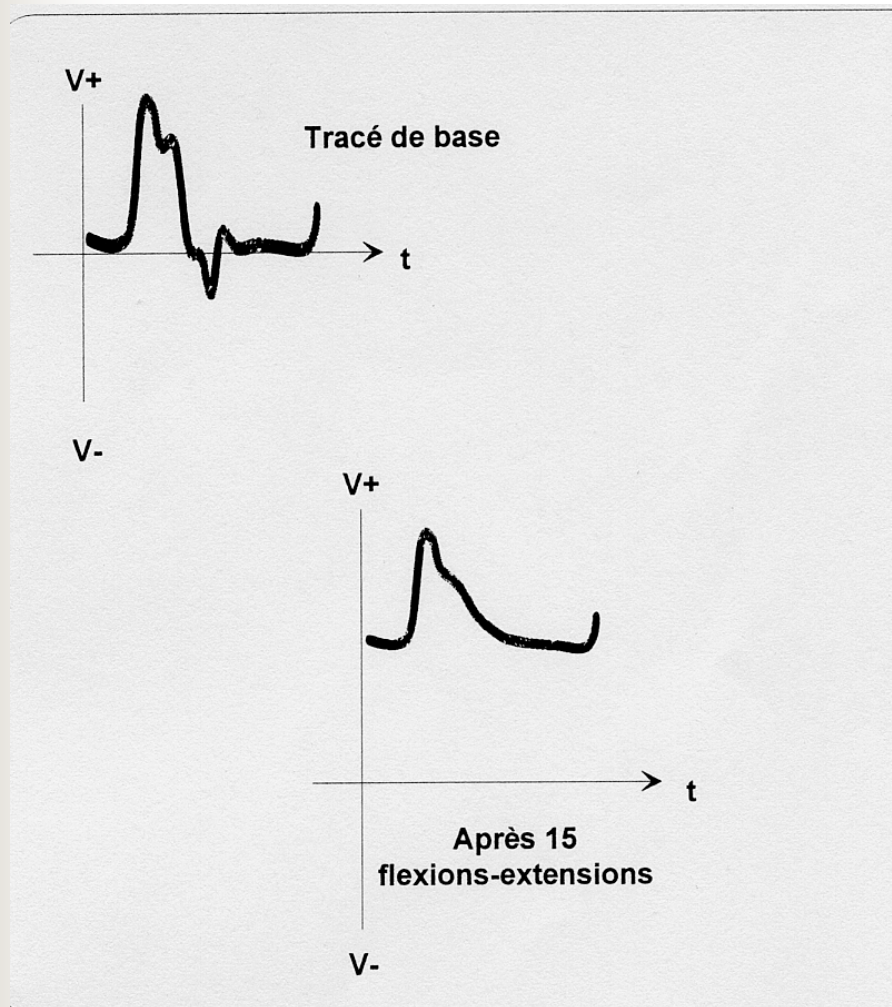
- ↗ besoins O₂-métabolites locaux-vasod^o
→ élargissement du pic systolique et abaissement des résistances

■ Effet de la ventilation volontaire



Artère carotide interne
Sujet sain

■ Effet de l'hyperémie post-ischémique



Effet de l'exercice musculaire
Artère fémorale commune
Sujet sain

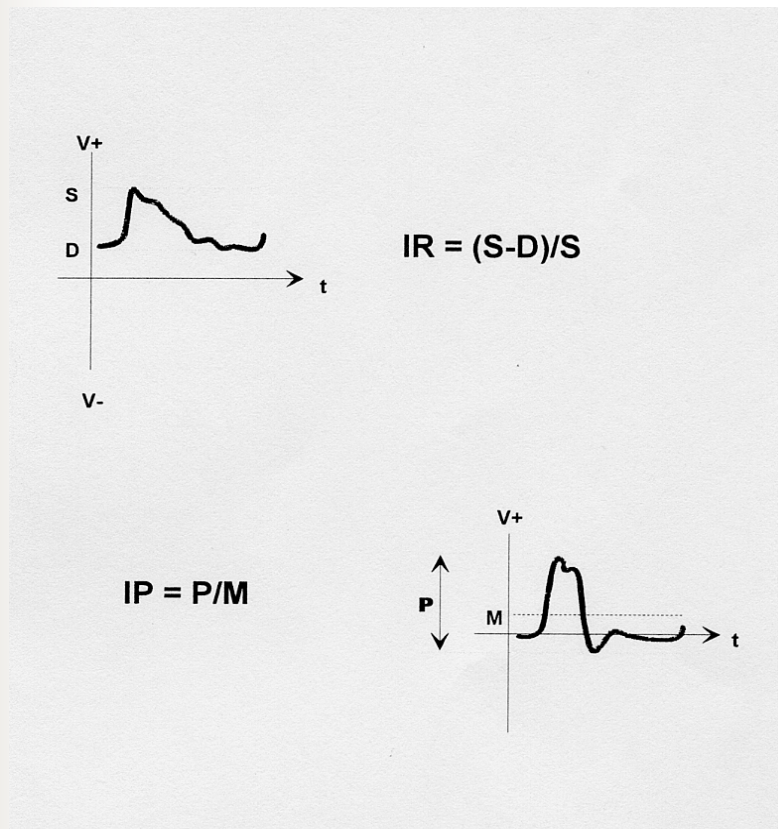


Propriétés physiques des vaisseaux

- Évaluation des résistances circulatoires
 - IR : $(S-D)/S$
 - IP : P/M
- Modulation du tracé doppler
 - Partie ascendante du pic : accélération circulatoire
 - Partie descendante : décélération

Bases physiques des tracés Dopplers

■ Evaluation des résistances circulatoires



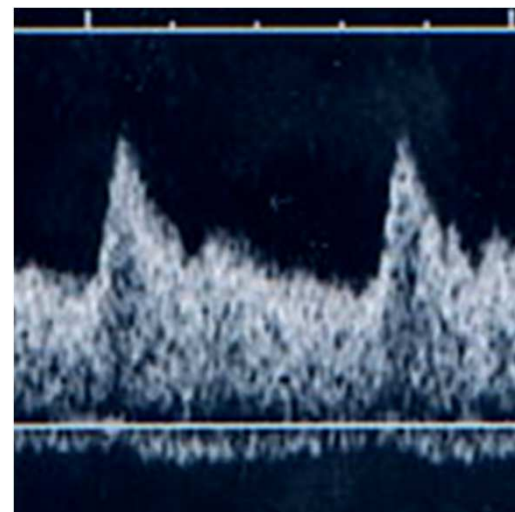
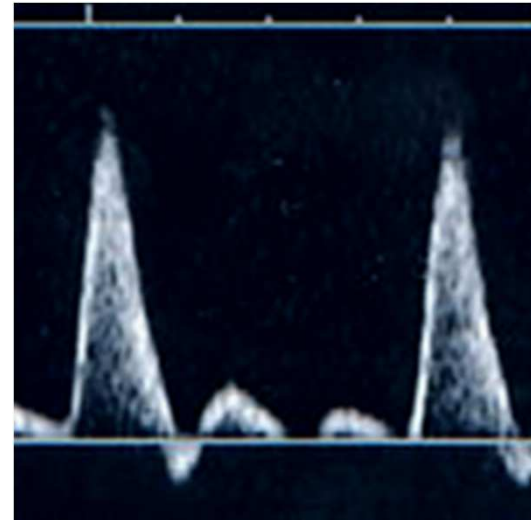
Basse résistance

Haute résistance

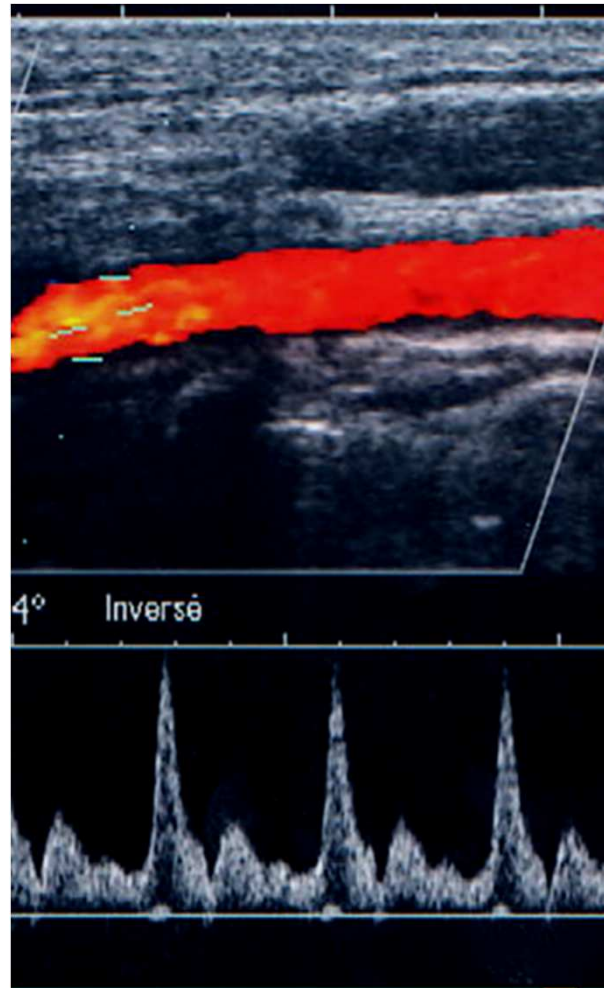
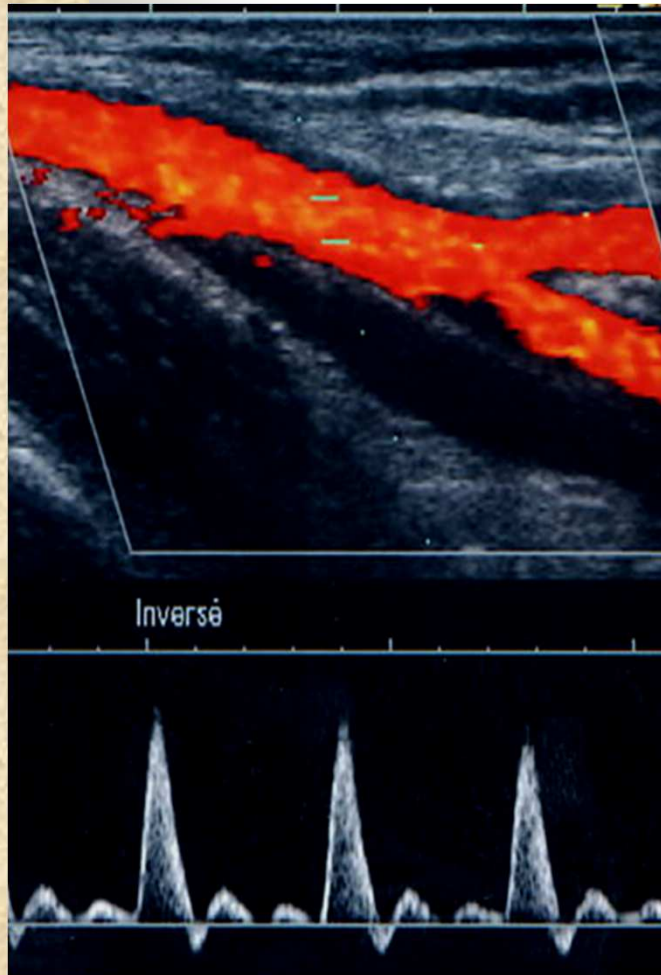
P = amplitude totale pic à pic

M = moyenne temporelle des V

RESISTANCES VASCULAIRES

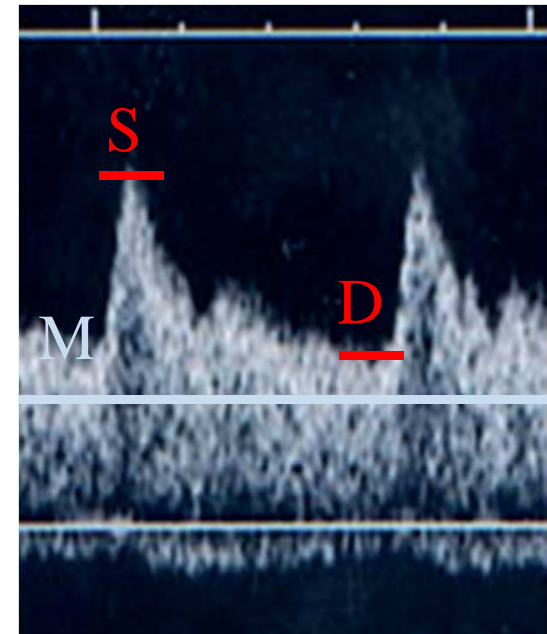
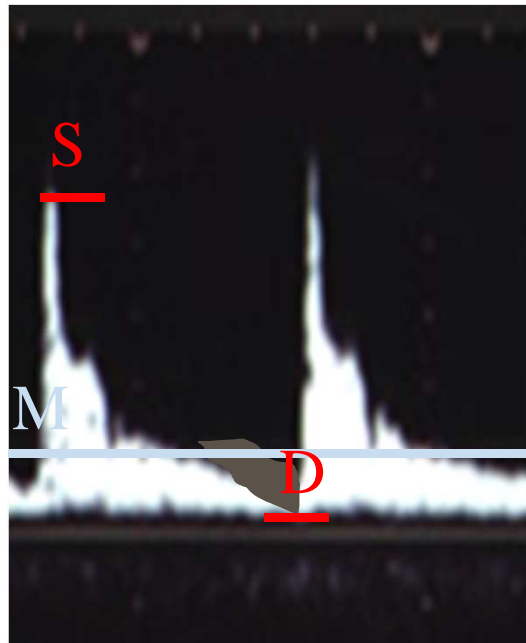
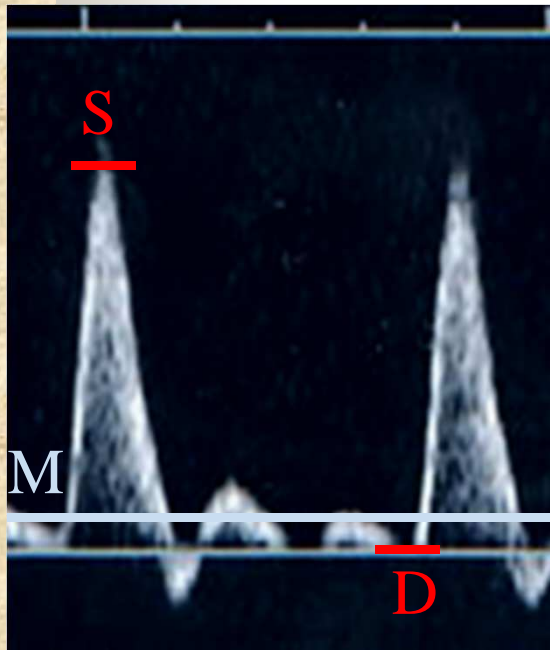


RESISTANCES VASCULAIRES



RESISTANCES VASCULAIRES

■ Quantification d'index





Plan

- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- Propriétés physiques des vaisseaux
- **Écoulements circulatoires**
- Analyse spectrale
- L'effet Doppler
- Différents modes doppler
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler

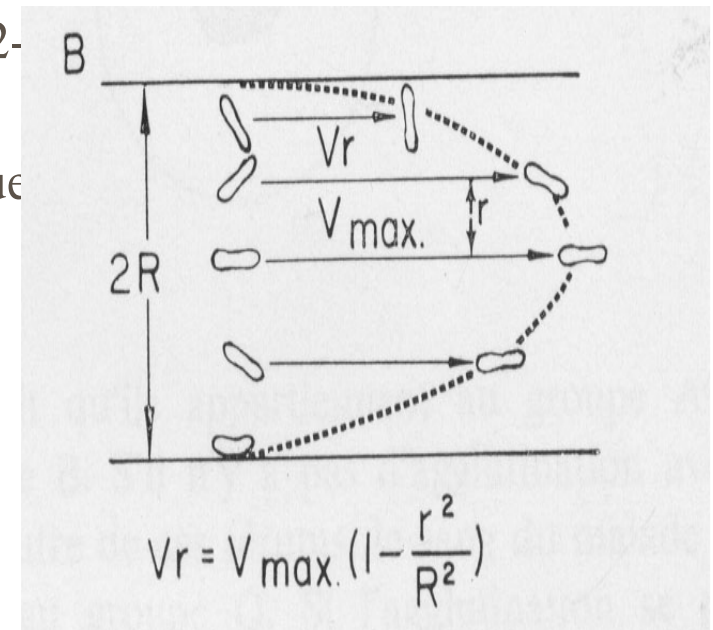
L'écoulement circulatoire : les profils

■ Ecoulement dans un vaisseau

■ écoulement laminaire

- grâce à une différence de Pression (P2-P1)
- formé de plusieurs couches cylindriques concentriques, minces, parallèles les unes aux autres
- distribution parabolique des vitesses d'écoulement

- $V = V_{\max} (1 - x/r^2)$; x = distance entre 2 lames





Les profils d'écoulement

- Ecoulement laminaire
 - la vitesse décroît quand x croît
 - vitesse ↗ débit de liquide
 - vitesse moyenne = vitesse qui, uniforme, déterminerait le débit $V_{\text{moy}} = 1/2 V_{\text{max}}$
 - régime économique et le moins bruyant



Les profils d'écoulement

- Ecoulement turbulent
 - front d'évolution raide et non parabolique
 - écoulement bruyant, déperdition d'énergie
 - l'apparition de la turbulence dépend de V
 - V faible : filet parallèle aux parois
 - quand V croît : filet sinueux avec tourbillons
 - la turbulence est fonction du régime d'écoulement



Les profils d'écoulement

- Régime turbulent :
 - selon Reynolds dépend :
 - du diamètre du tuyau d
 - de la viscosité du liquide η
 - de la vitesse moyenne V_{moy}
 - de la densité du liquide ρ
- Re faible : régime laminaire < 2000
- Re élevé : régime turbulent > 10000



Les profils d'écoulement

- Re augmente quand :
 - la viscosité η diminue (cf anémie et souffle)
 - la vitesse d'écoulement augmente
 - le débit s'accroît (exercice physique) $Q = V_{\text{moy}} * S$
 - le diamètre du vaisseau diminue
- Viscosité cinématique/dynamique
 - $V_c = V_d / \rho$
 - V_d ou η relie la surface, la vitesse et la distance à la force de frottement
- $Re = \rho v L / \eta$



Les écoulements dans les vaisseaux

■ Loi de POISEUILLE

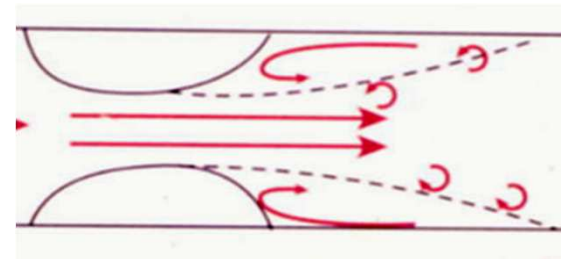
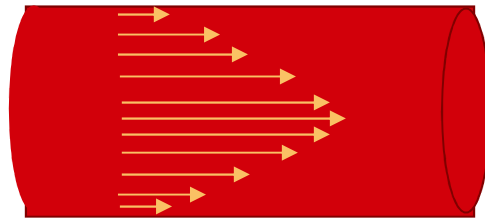
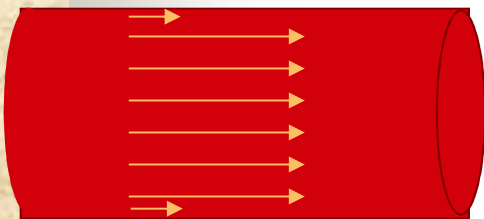
■ en écoulement laminaire

- relation DEBIT-PRESSION : si on mesure la pression entre deux points d'une tubulure, le débit de liquide entre ces deux points sera proportionnel à la différence de pression $P_1 - P_2$.
- Si différence de pression périodique, on parlera de pression moyenne \longrightarrow la différence de pression, si elle était constante assurerait le même débit :

■ $Q = K (P_1 - P_2)$ K conductance = $1/R$ résistance

■ soit $P = Q * R$ avec $R = \frac{8l\eta}{\pi r^4}$ r=rayon tubulure

SPECTRE ET PROFIL DE L'ÉCOULEMENT 2D



Flux plateau

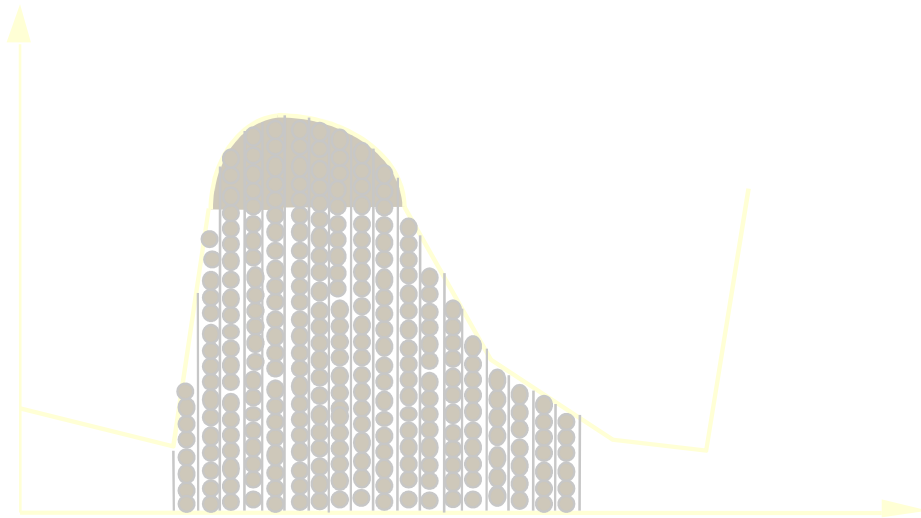
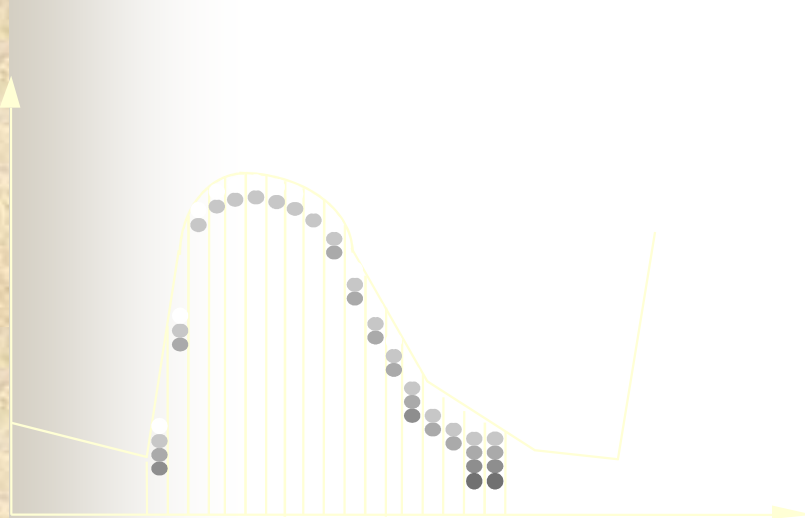
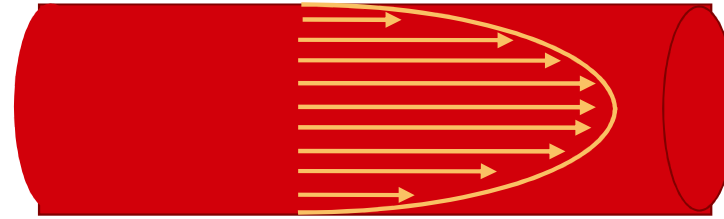
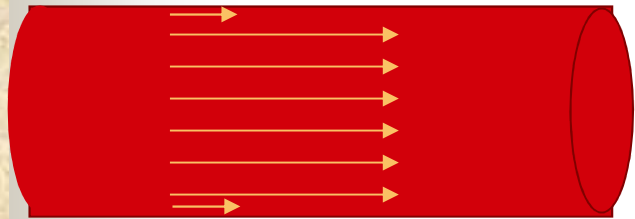


Flux laminaire



Sténose

SPECTRE ET PROFIL DE L'ÉCOULEMENT 3D

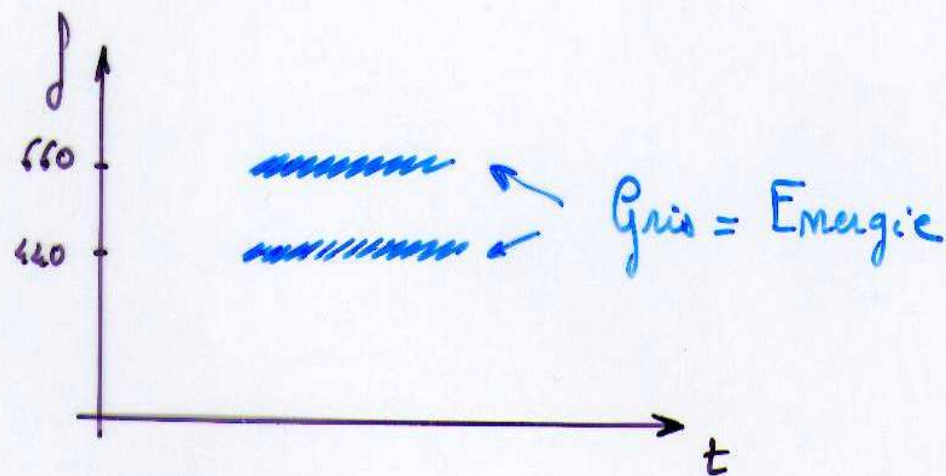
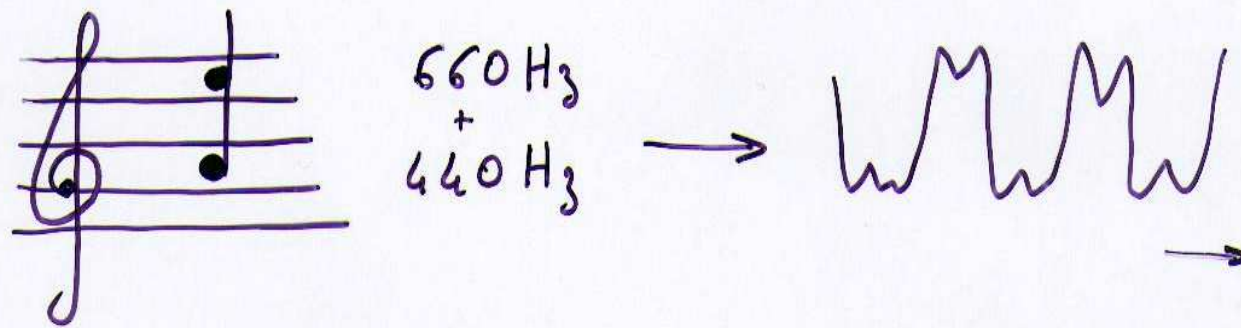




Plan

- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- Propriétés physiques des vaisseaux
- Ecoulements circulatoires
- **Analyse spectrale**
- L'effet Doppler
- Différents modes doppler
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler

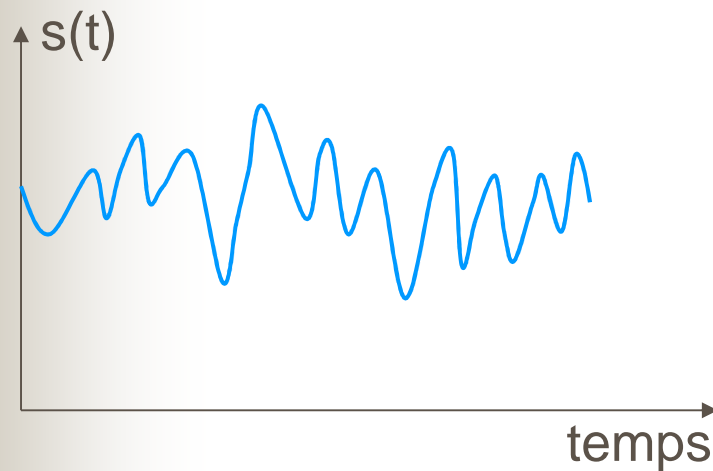
Analyse de spectre ou de Fourier



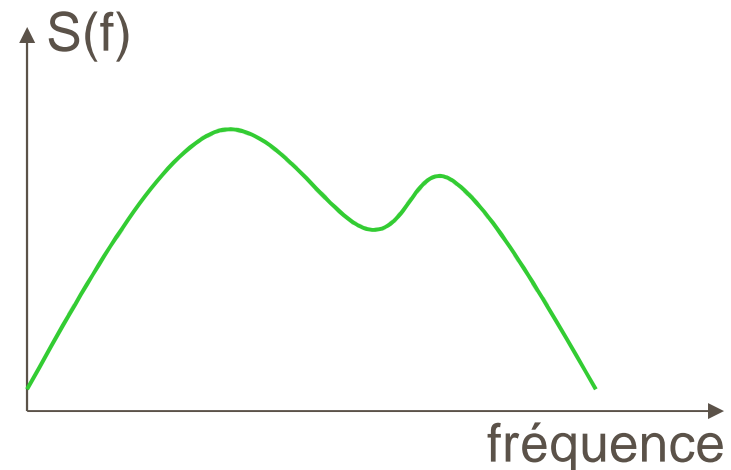
ANALYSE SPECTRALE (OU EN FRÉQUENCES) DU SIGNAL DOPPLER

Tout signal $s(t)$ peut être analysé en fréquences à l'aide de la transformée de Fourier (TF), c'est à dire, décomposé en une somme de signaux sinusoïdaux de fréquences différentes, chaque composante fréquentielle ayant un poids différent. On obtient le spectre en fréquences $S(f)$. TF^{-1} est la transformée de Fourier inverse

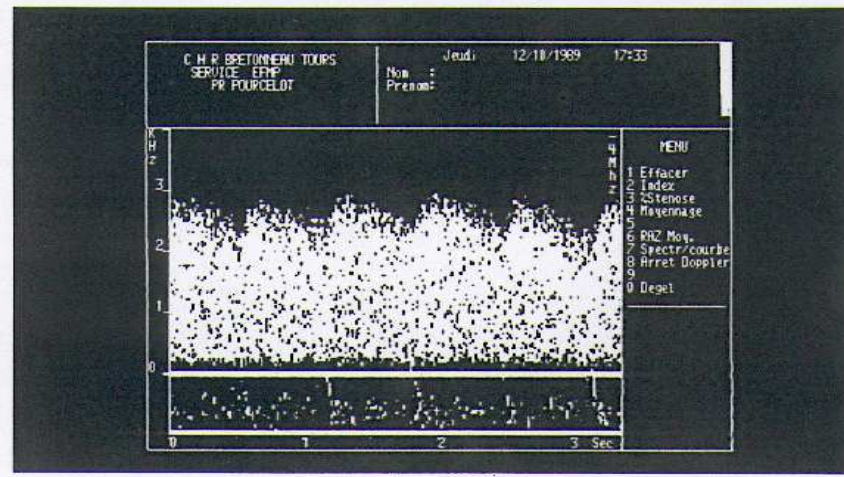
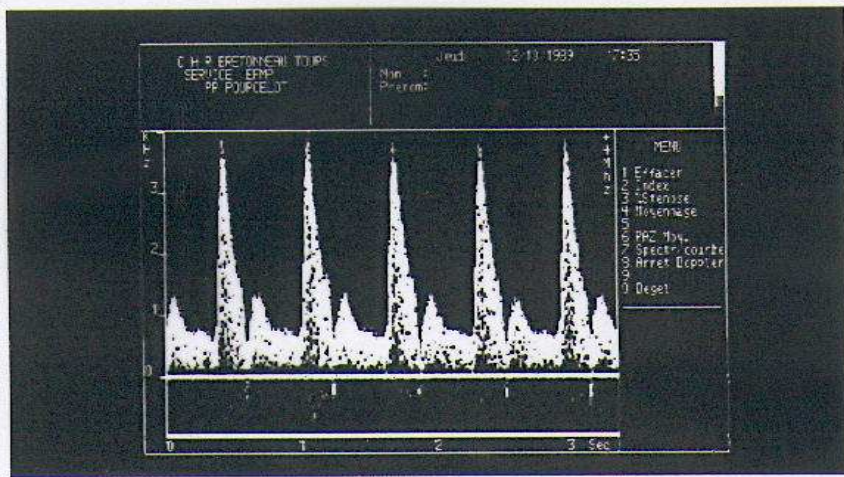
$$s(t) \begin{array}{c} \xrightarrow{TF} \\ \xleftarrow{TF^{-1}} \end{array} S(f)$$



Signal temporel

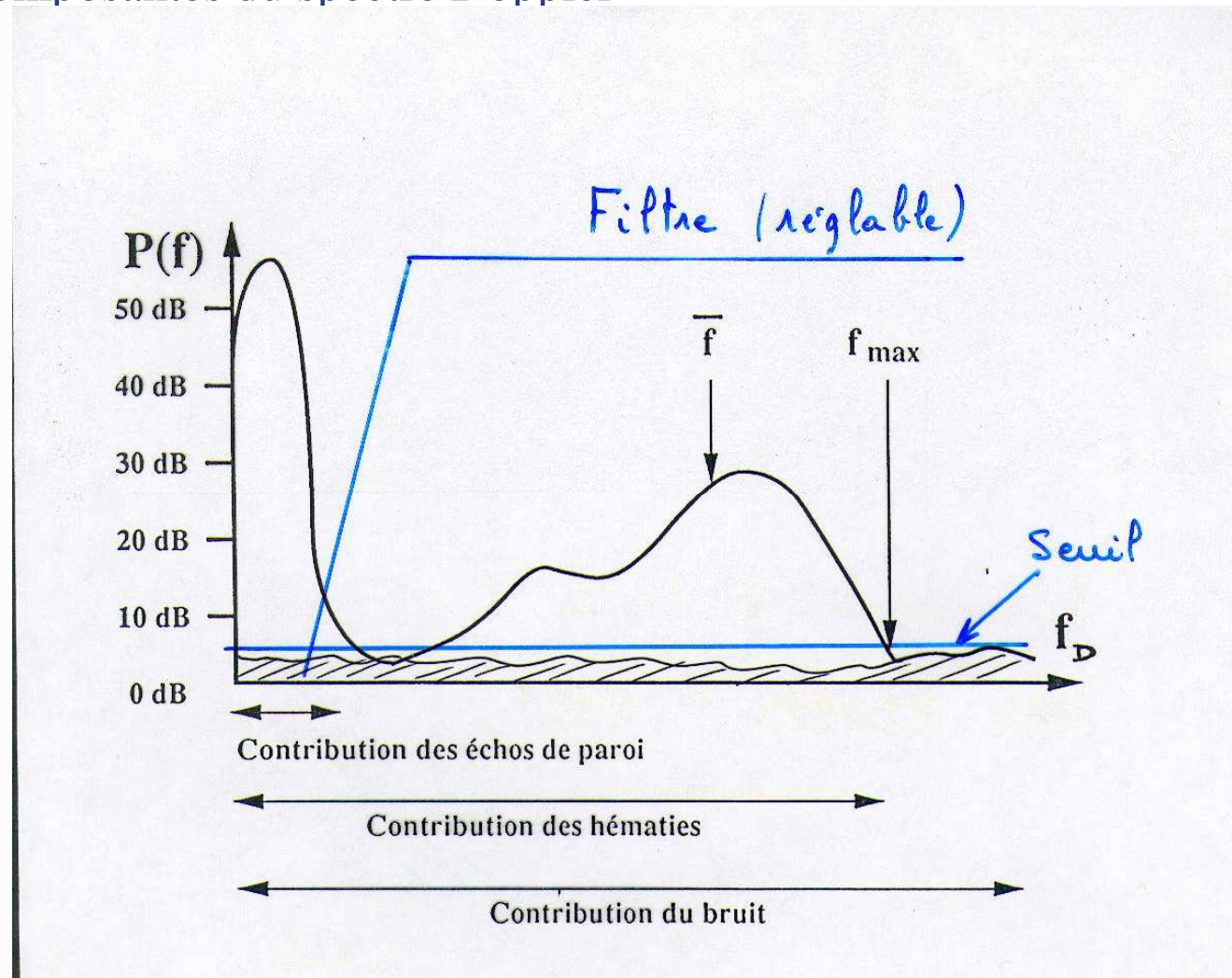


Spectre en fréquences

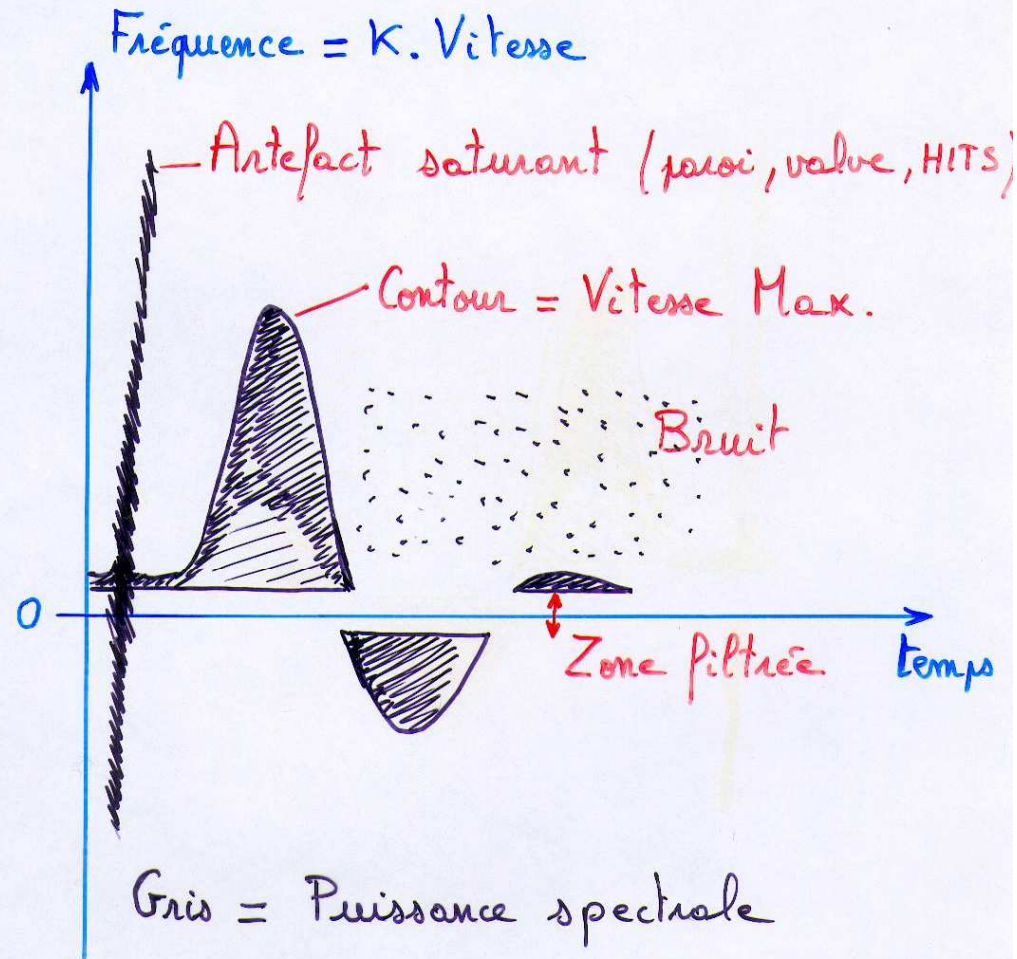


Ex de spectres : Artériel puis veineux

Les composantes du spectre Doppler



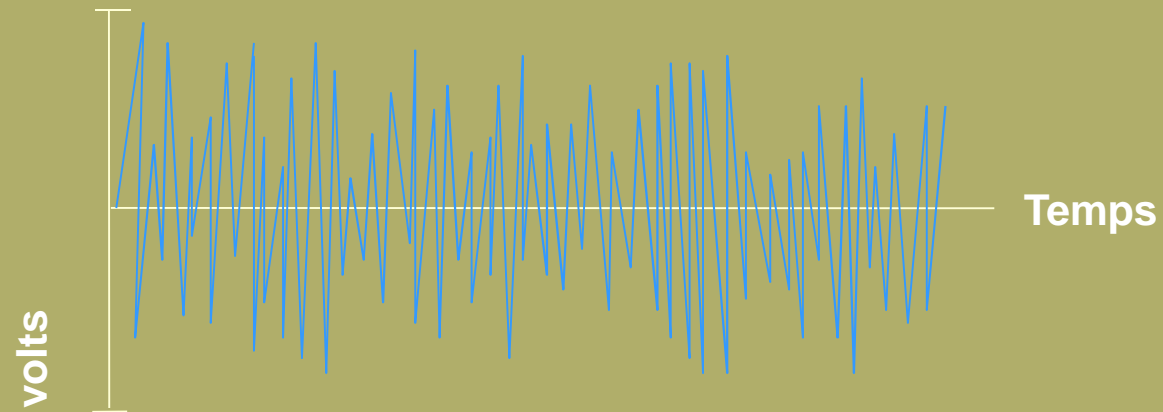
Représentation en analyse spectrale



\approx Nombre d'hérmatics à telle vitesse à tel instant.

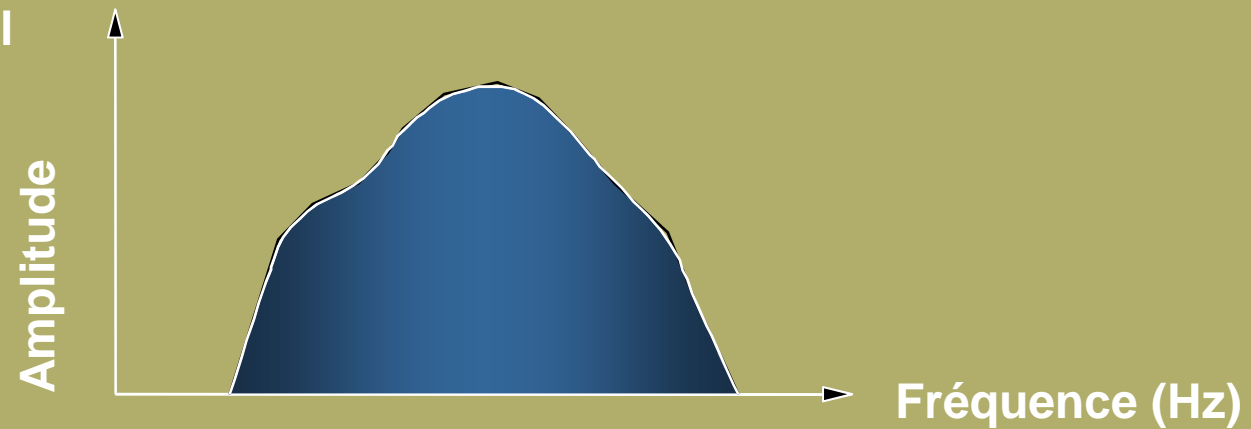
LE SPECTRE DE FREQUENCES

Domaine temporel

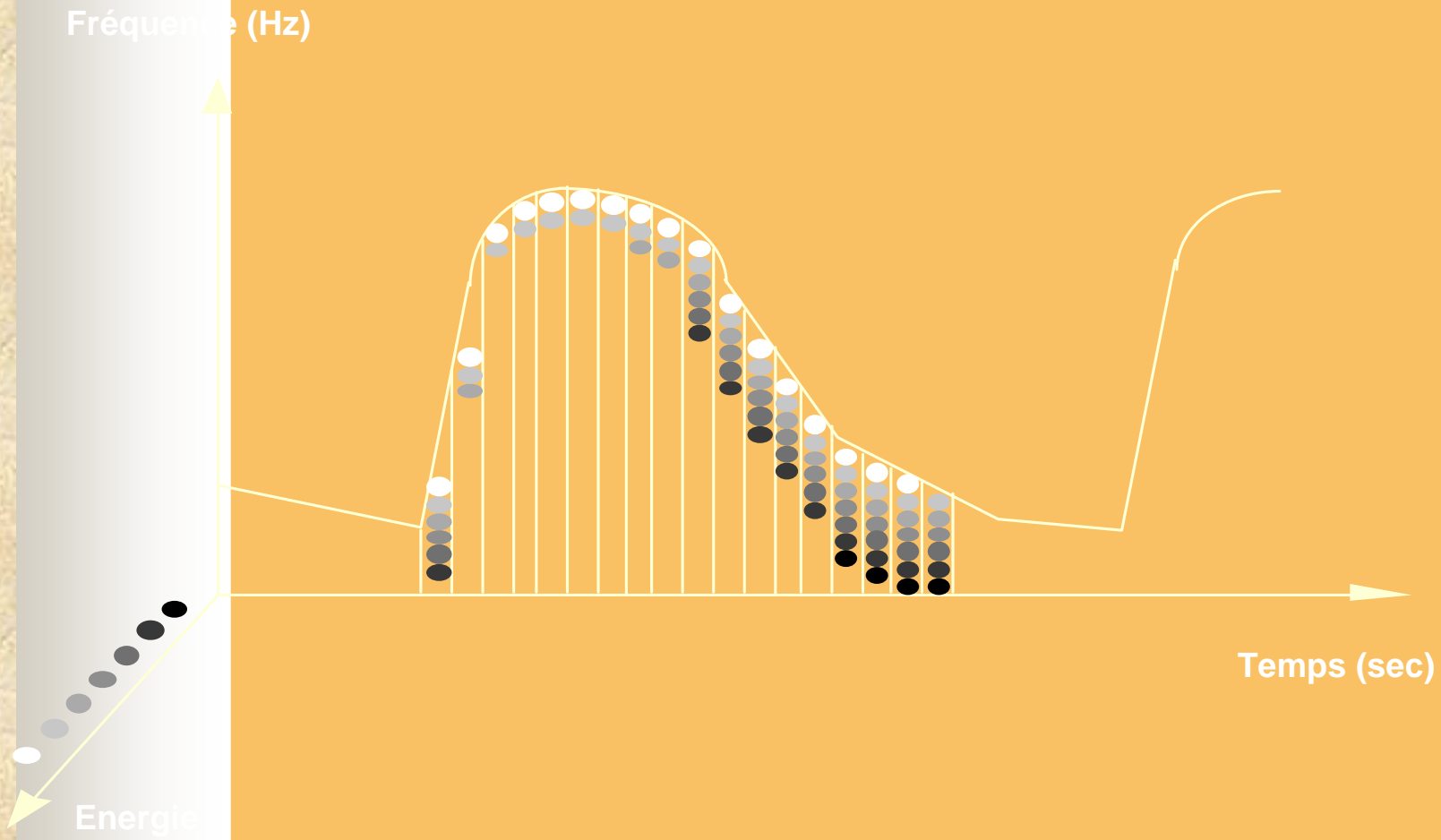


*transformation
de Fourier*

Domaine fréquentiel



LE SPECTRE DE FREQUENCES





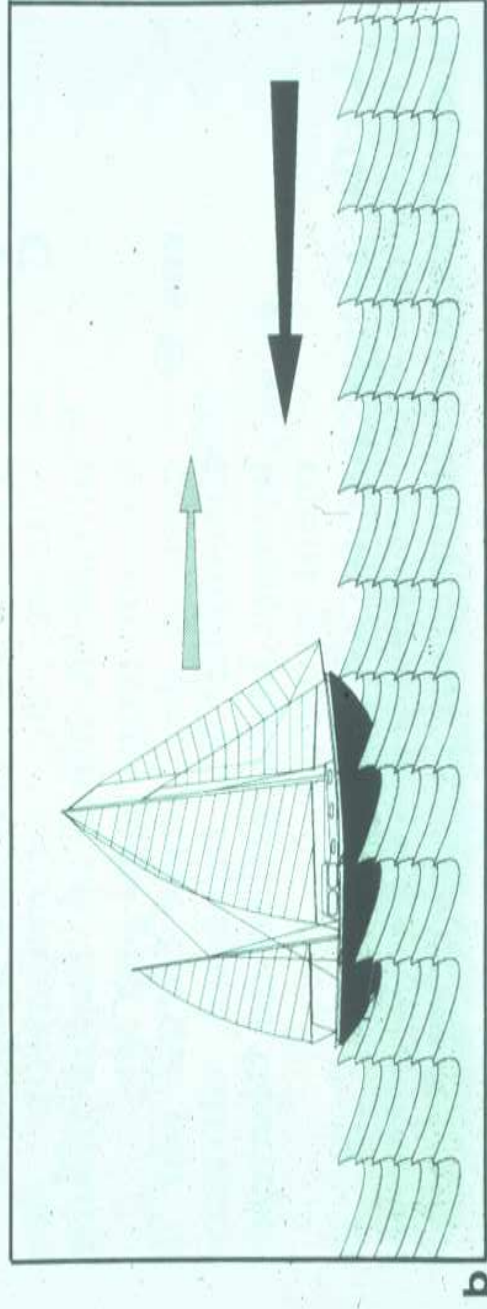
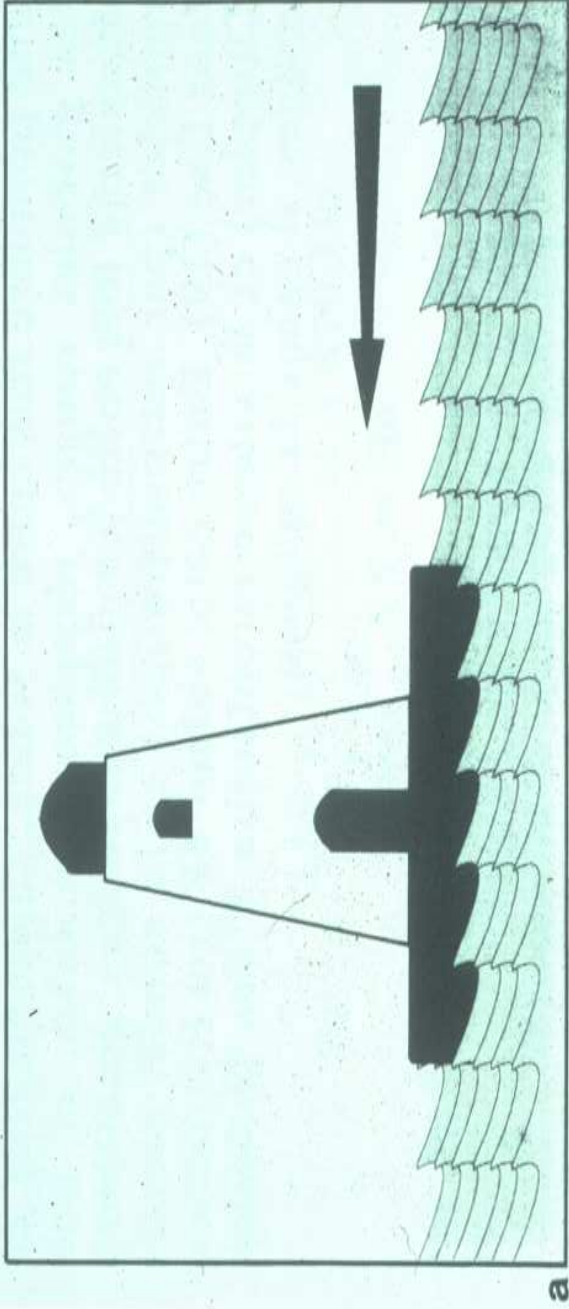
Plan

- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- Propriétés physiques des vaisseaux
- Ecoulements circulatoires
- Analyse spectrale
- **L'effet Doppler**
- Différents modes doppler
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler



L'effet Doppler

- Variation apparente de la fréquence d'une onde émise par une source en mouvement par rapport à un observateur
- $F' = f \left\{ \frac{c + V_o \cdot \cos \theta_o}{c - V_s \cdot \cos \theta_s} \right\}$
 - Observateur immobile source approchante : son perçu $f' = f \cdot c / (c - V)$ donc plus aigu que f
 - À son niveau (pas d'effet transversal): $f' = f$
 - Quand la source s'éloigne : $f' = f \cdot c / (c + V)$: son perçu plus grave

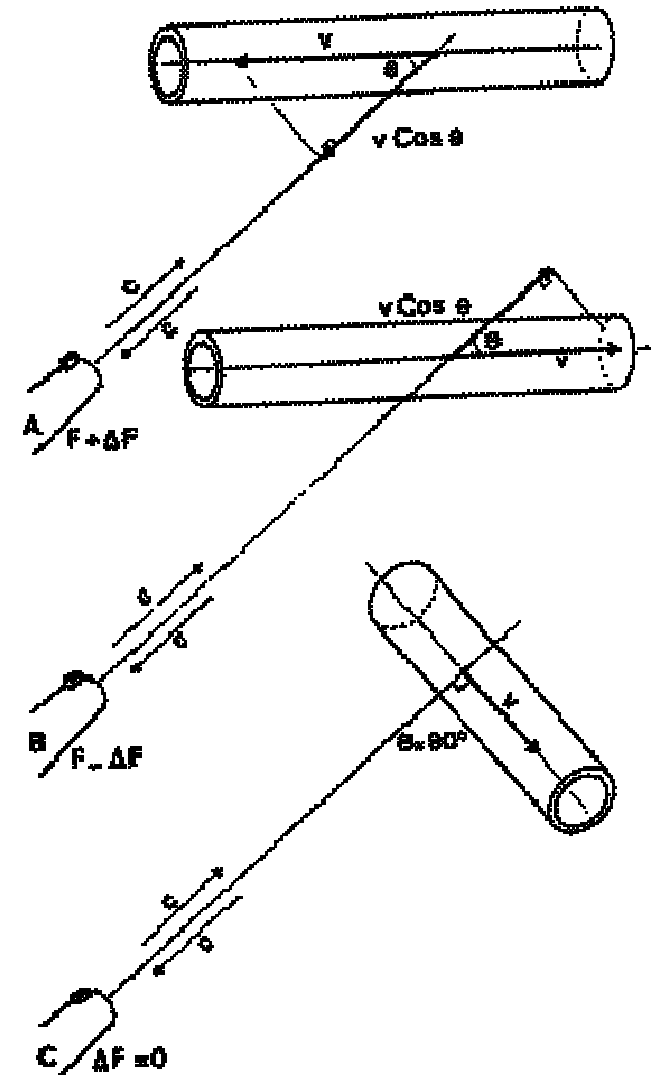


Pour un observateur fixe (comme le gardien du phare), le phénomène périodique propagé que constituent les vagues présente une fréquence fixe (a).

Pour un observateur mobile (comme le pêcheur sur son bateau), la fréquence des vagues est différente : plus élevée si le bateau va à leur rencontre (b).

Principe du Doppler

- Détection cible en mvt
 - $\Delta F > 0$ qd cible s'approche
 - $\Delta F < 0$ qd cible s'éloigne
 - $20 < \Delta F < 50 \text{ KHz}$ = gamme de F audible
- Angle d'insonation
 - $0 < \theta < 60^\circ$ car $\cos \theta$
 - Augmentation $\theta \rightarrow \searrow \Delta F$
- Appareillage
 - Restitue le dplcment de la cible en terme de décalage de F
 - Fournir l'angle au calculateur





Relation Fréquence - Vitesse

■ Remarques

- La variation de fréquence ΔF se situe dans la gamme des fréquences audibles
- L'amplitude des échos provenant du sang est 100 à 1000 fois plus faible que ceux provenant des tissus fixes, ce qui nécessitera un filtrage



Relation Fréquence - Vitesse

- Le tir Doppler est désaxé par rapport au vaisseau exploré : $\Delta F = 2V/c.Fo.\cos\theta$
 - ΔF : fréquence Doppler mesurée
 - V : vitesse circulatoire
 - C : vitesse de propagation des US dans les tissus (1540 m/s)
 - Fo : fréquence d'émission de la sonde
 - θ : angle Doppler

Conversion Fréquence - Vitesse

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	0,5	0,34	0,17	0
Erreur relative (%)		4	6,3	11,5	17	22	32	47	100	



Plan

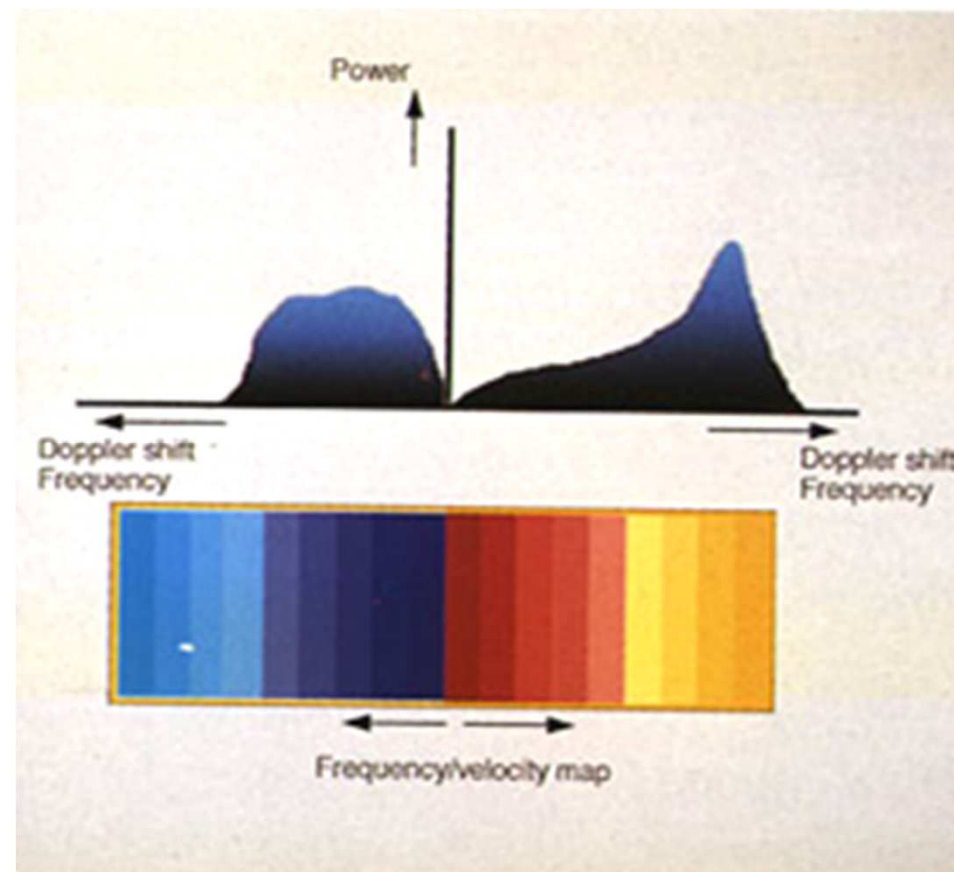
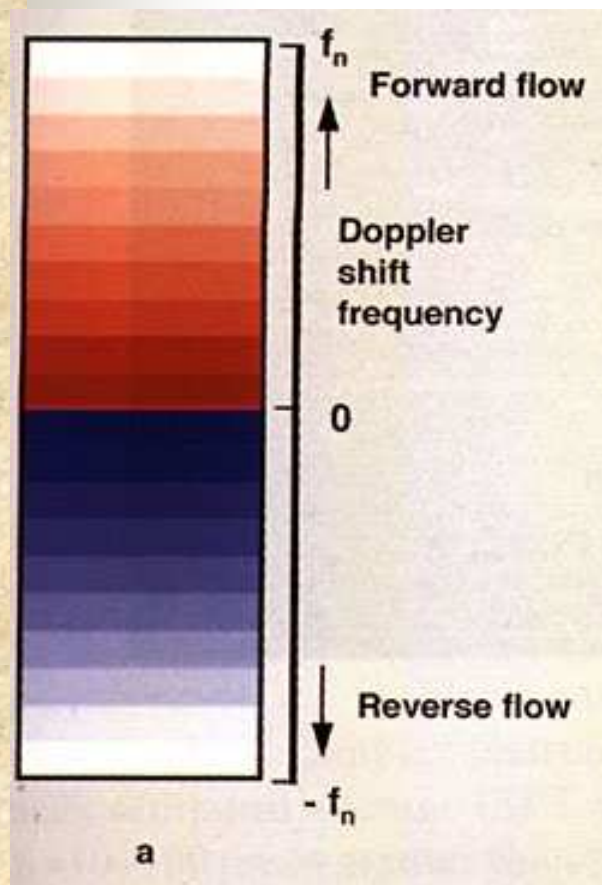
- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- Propriétés physiques des vaisseaux
- Ecoulements circulatoires
- Analyse spectrale
- L'effet Doppler
- **Différents modes doppler**
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler

LE DOPPLER

- Le Doppler couleur
 - codage selon le sens du flux
 - détection des particules en mouvement
 - intérêt de l'angle d'attaque et de l'échelle des vitesses



DOPPLER COULEUR



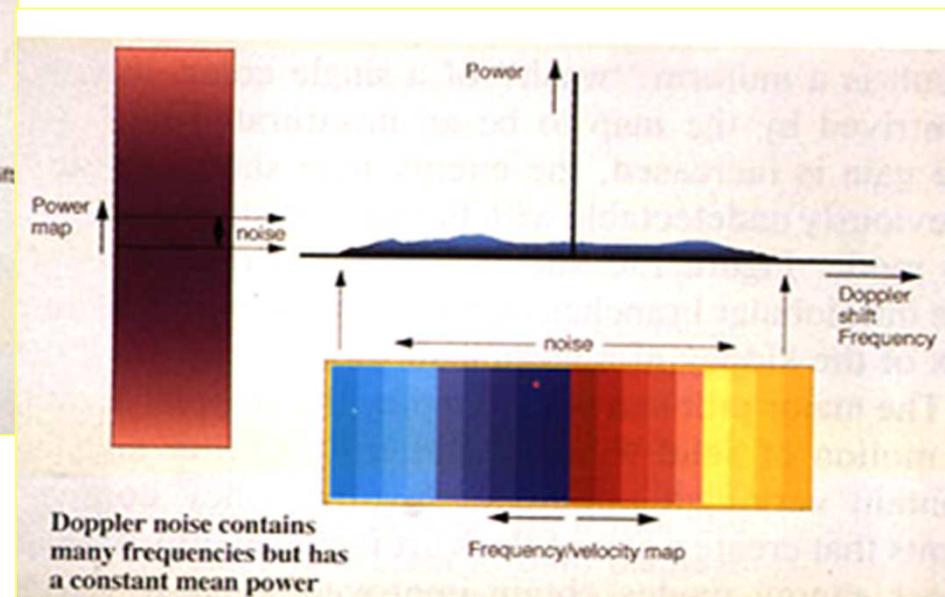
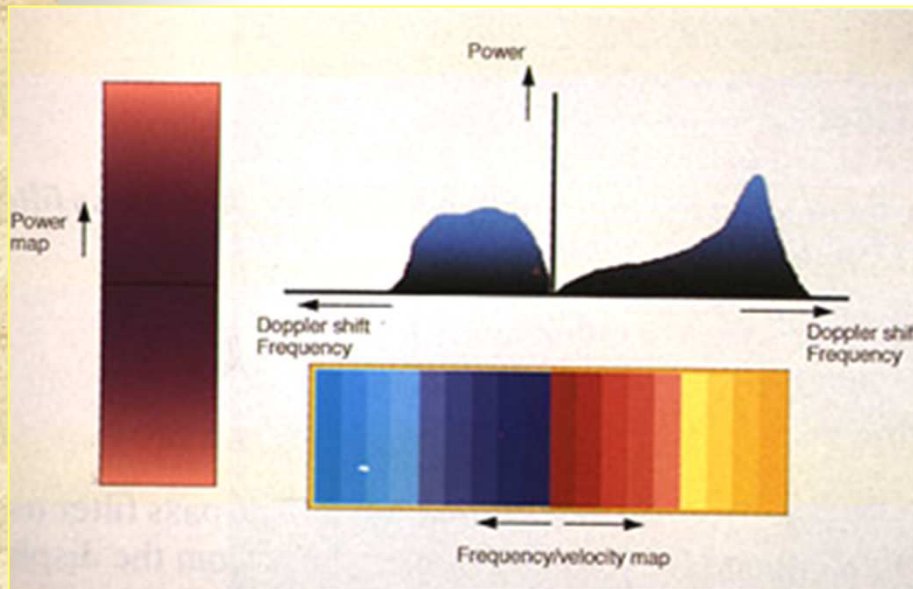
Au sein de ch



Mode d'utilisation du Doppler

- Le Doppler Energie ou Puissance
 - Ne prend en compte que l'énergie du signal rétro-diffusé
 - Indépendant de la vitesse de circulation
 - Fortement dépendant du déplacement des milieux

DOPPLER ENERGIE



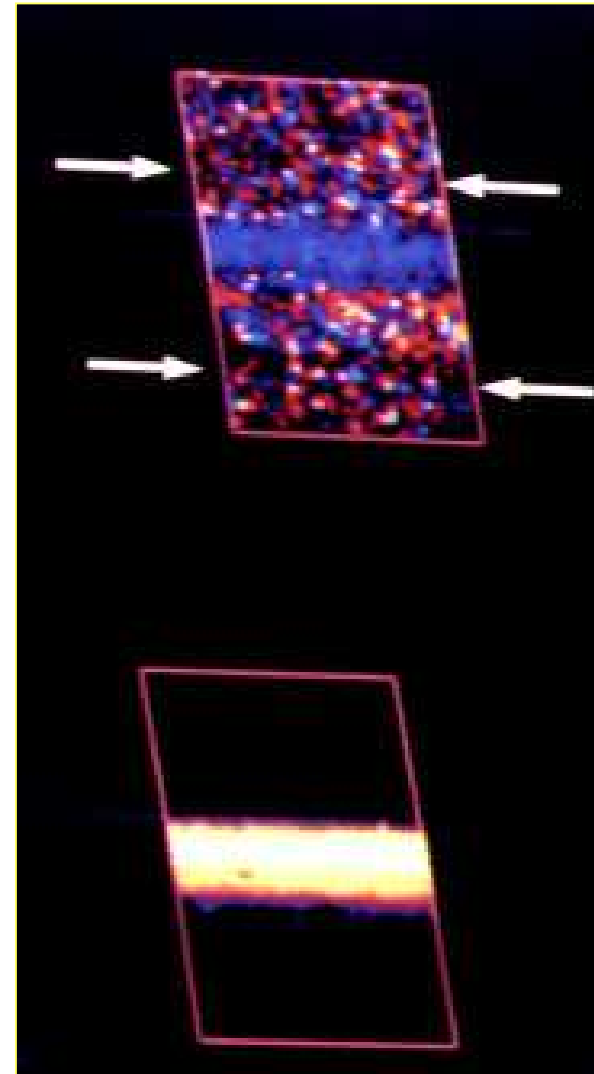
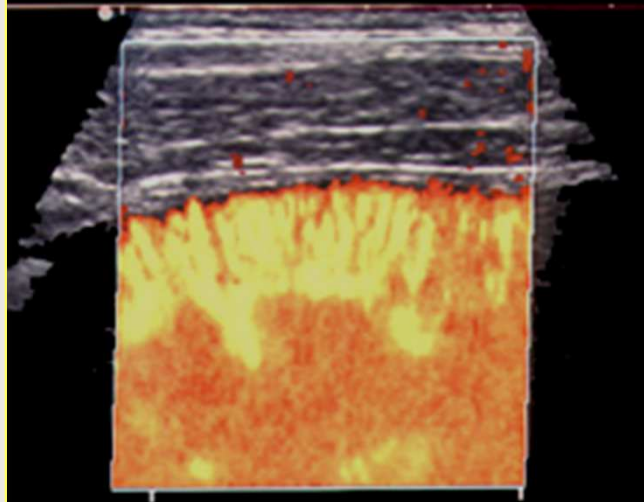
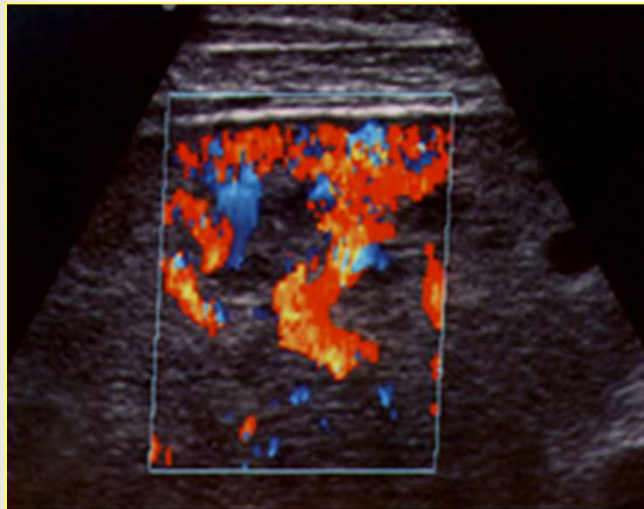
Taylor, Burns, Wells

DOPPLER ENERGIE

- Bonne sensibilité à angle Doppler élevé



DOPPLER ENERGIE





DOPPLER ENERGIE

■ Avantages :

- bon remplissage endo-luminal par le signal
- Insensible à l'angle entre faisceau US et direction de l'écoulement
- meilleure anatomie des petits vaisseaux parenchymateux
- Absence d'aliasing

■ Inconvénients :

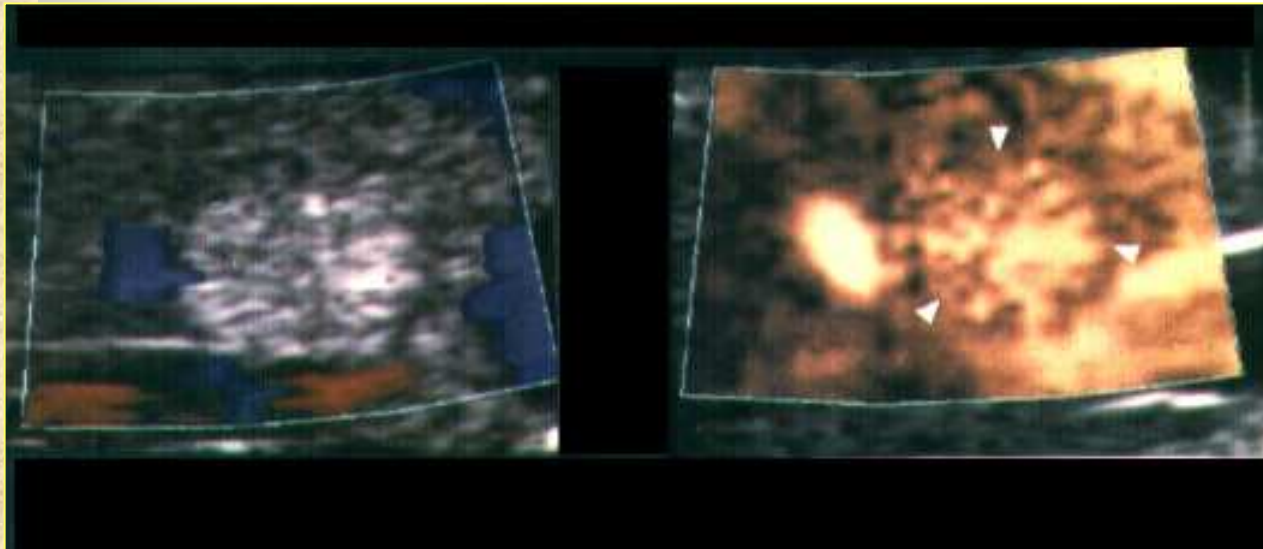
- imagerie morphologique :
 - pas d'information sur le sens d'écoulement
 - pas d'information sur les vitesses
- artefacts :
 - sensible aux artefacts de mouvement (augmentation du bruit)
 - présence d'artefacts sur les structures hyperéchogènes



Doppler Energie

- Avantages : résolution temporelle et spatiale
- Sur certains équipements : DED
 - Notion de sens de circulation
 - Sensibilité identique au PowerD
 - Meilleure résolution temporelle/spatiale

DOPPLER ENERGIE





SIEMENS

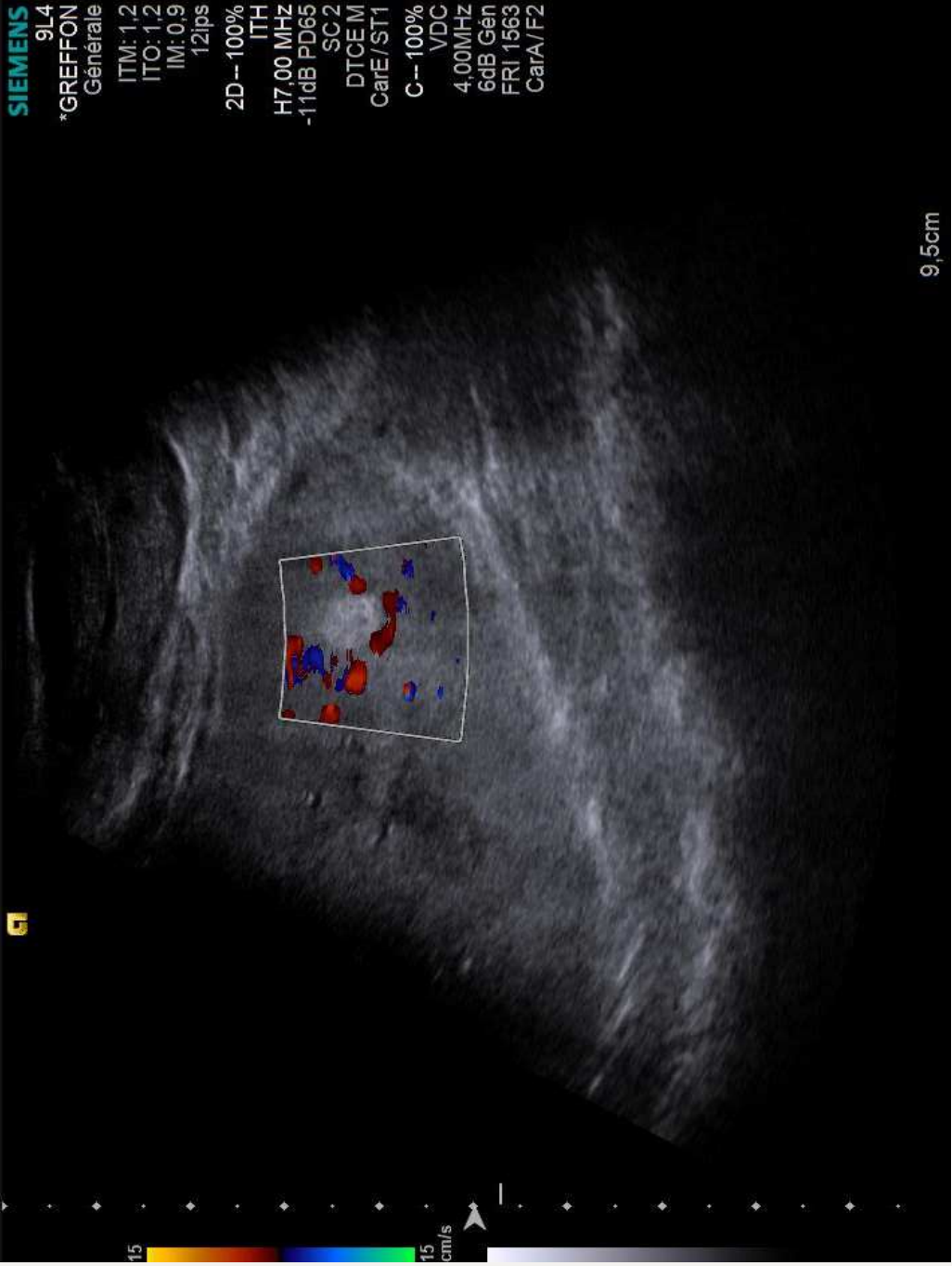
9L4
*GREFFON
Générale
ITM: 0,6
ITO: 0,6
IM: 1,0
20ips
2D -- 100%
ITH
H7,00 MHz
-11dB PD65
SC 2
DTCEM
CarE/ST1

9,5cm

D=

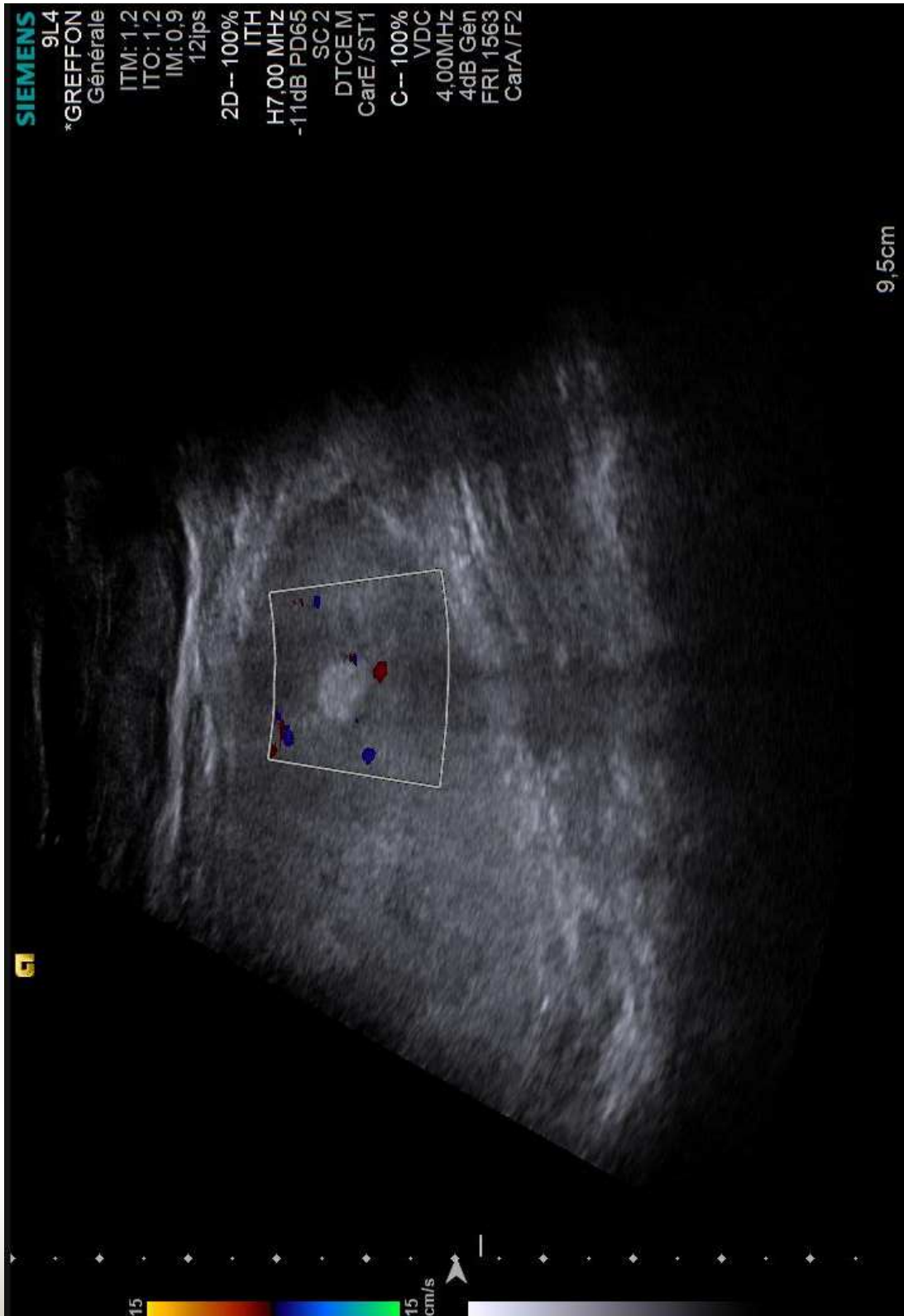


SIEMENS
9L4
*GREFFON
Générale
ITM: 1,2
ITO: 1,2
IM: 0,9
12ips
2D -- 100%
ITH
H7,00 MHz
-11dB PD65
SC 2
DTCEM
CarE/ST1
C -- 100%
VDC
4,00MHz
6dB Gén
FRI 1563
CarA/F2



9,5cm

SIEMENS
9L4
*GREFFON
Générale
ITM: 1,2
ITO: 1,2
IM: 0,9
12ips
2D-- 100%
ITH
H7,00 MHz
-11dB PD65
SC 2
DTCEM
CarE/ST1
C-- 100%
VDC
4,00MHz
4dB Gén
FRI 1563
CarA/F2



9,5cm

SIEMENS

9L4

*GREFFON

Generale

ITM: 1,2

ITO: 1,2

IM: 1,1

9ips

2D-- 100%

ITH

H7,00 MHz

-3dB PD65

SC 2

DTCEM

CarE/ST1

C-- 100%

EDC

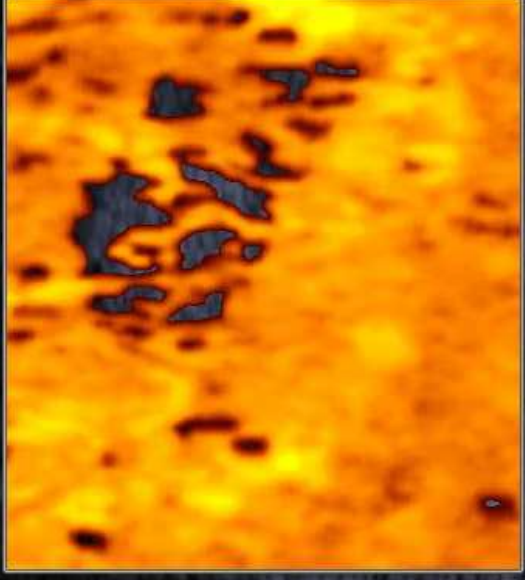
4,00MHz

13dB Gén

FRI 977

CarA/F2

CT



8cm HD Z

SIEMENS

9L4

*GREFFON

Générale

ITM: 1,2

ITO: 1,2

IM: 1,1

9ips

2D-- 100%

ITH

H7,00 MHz

-3dB PD65

SC2

DTCEM

CalE/ST1

C-- 100%

EDC

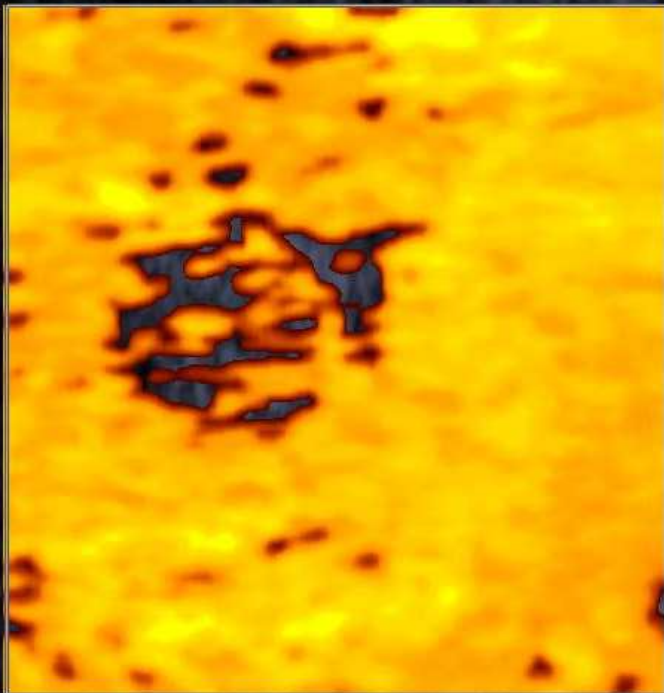
4,00MHz

16dB Gén

FRI 977

CalA/F2

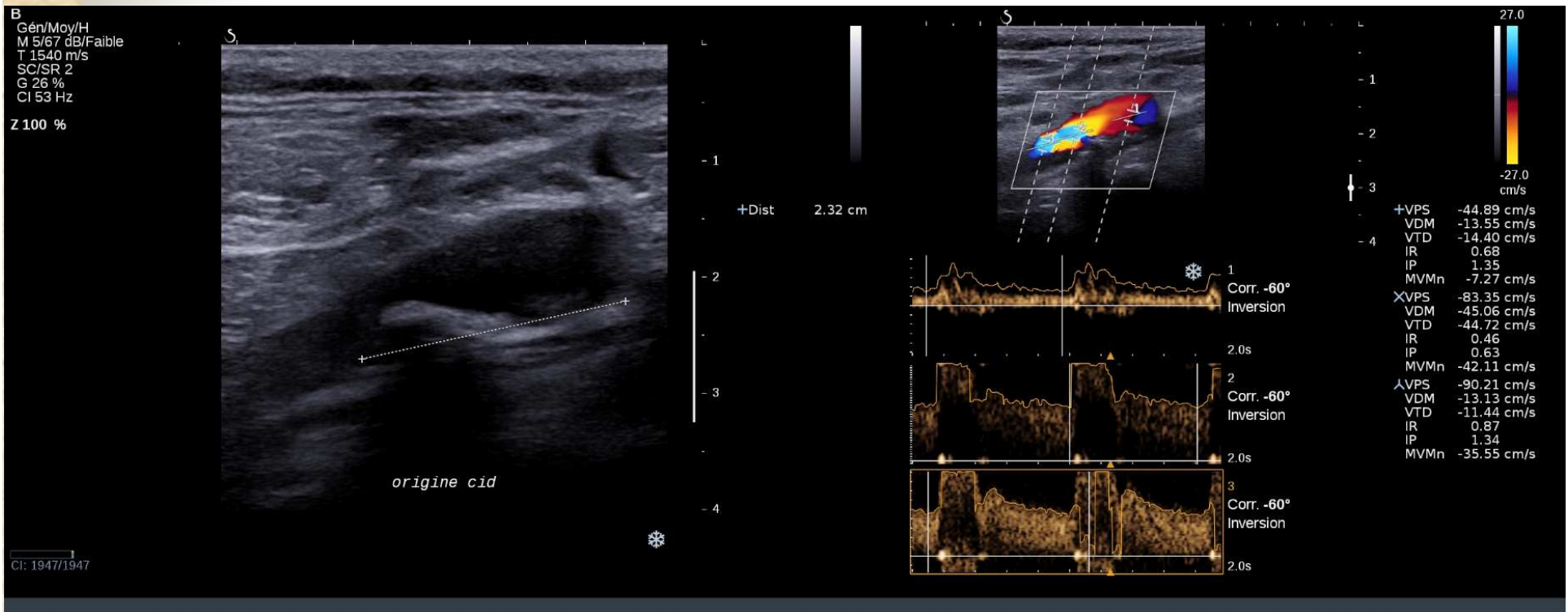
CT



8cm HD Z

Doppler Ultrafast®

- Disponible sur SSI Aixplorer®
- Permet a posteriori de traiter le signal doppler





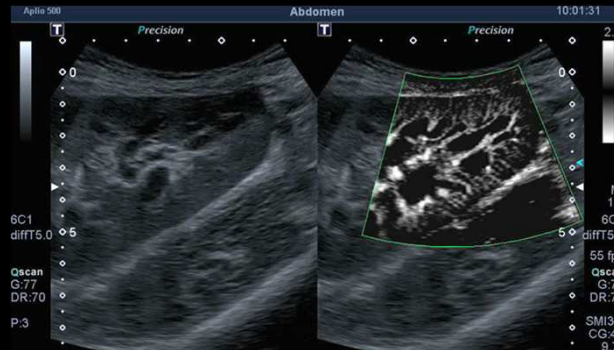
SMI®

- Système embarqué sur échographes
- Modalités US multi-paramétrique
- Permet de mieux visualiser l'angio architecture
- Permet d'y adjoindre les PCUS

SMI : Microvascularisation & Architecture



Tumeur Sein



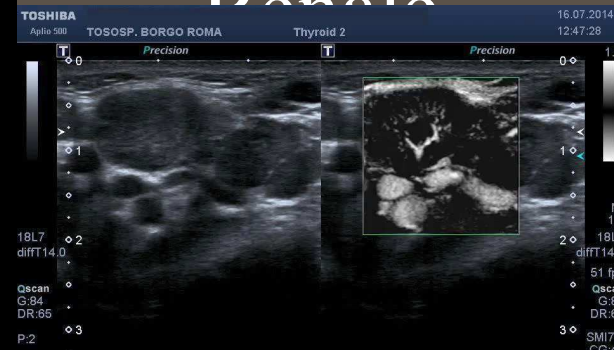
Perfusion
D'abdomen



Nodule
Thyroïde



Dissection



Ganglion
cervical



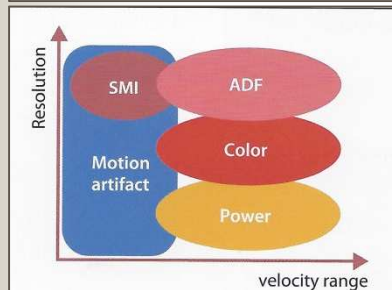
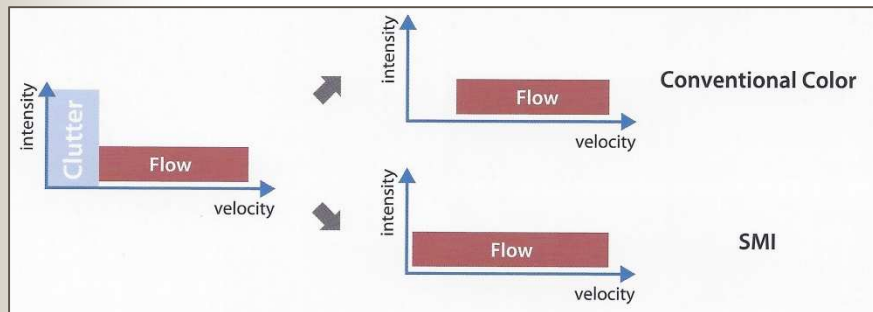
HNF

Les techniques de micro-Doppler

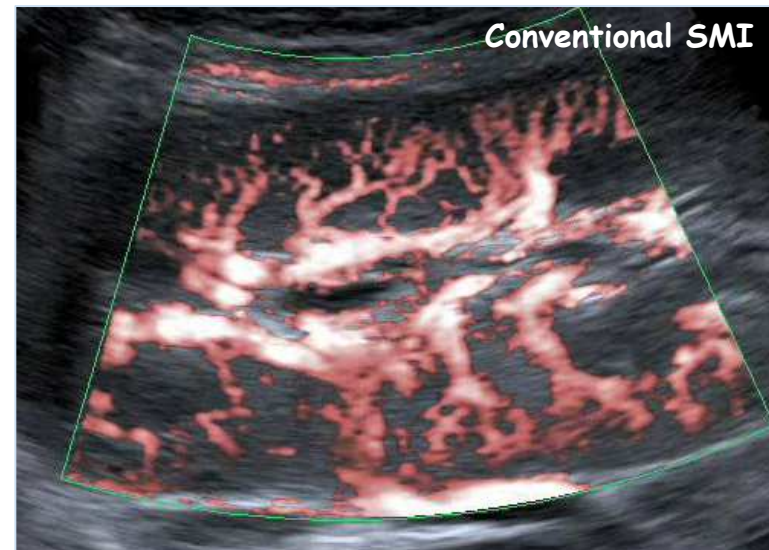
Superb MicroVascular Imaging

Algorithme adaptatif permettant de détecter les signaux vasculaires et de les séparer du mouvement tissulaire

Disponible sur de nombreuses sondes (convexes, linéaires, endocavitaires)



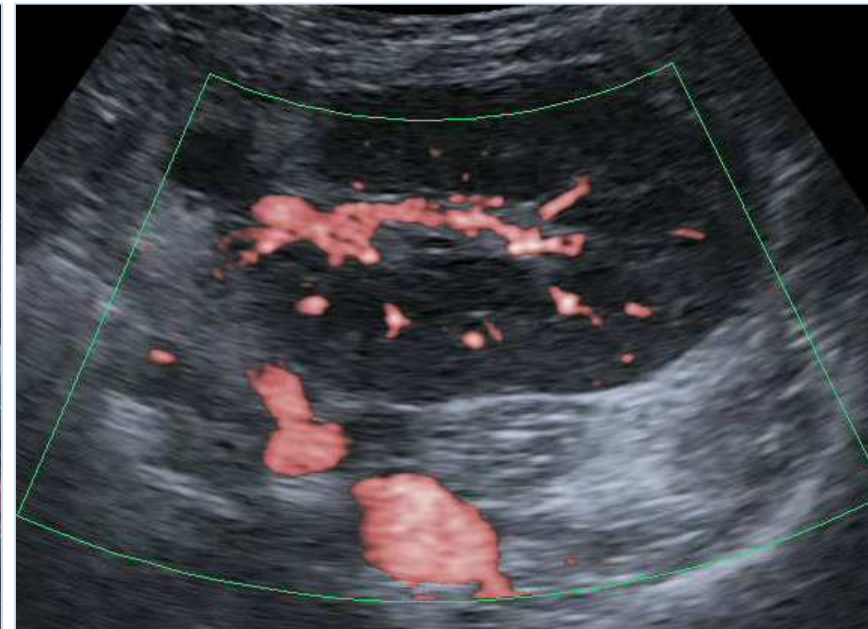
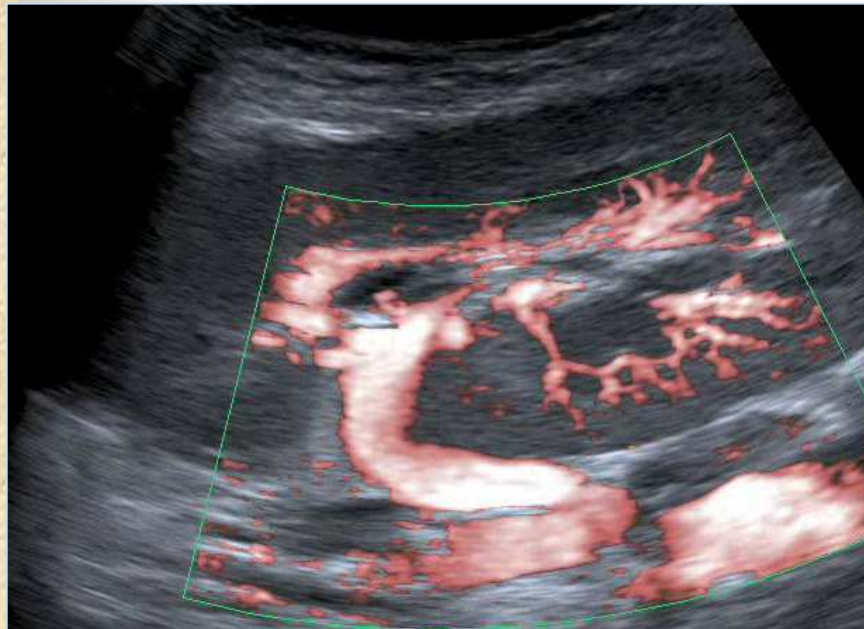
Courtesy



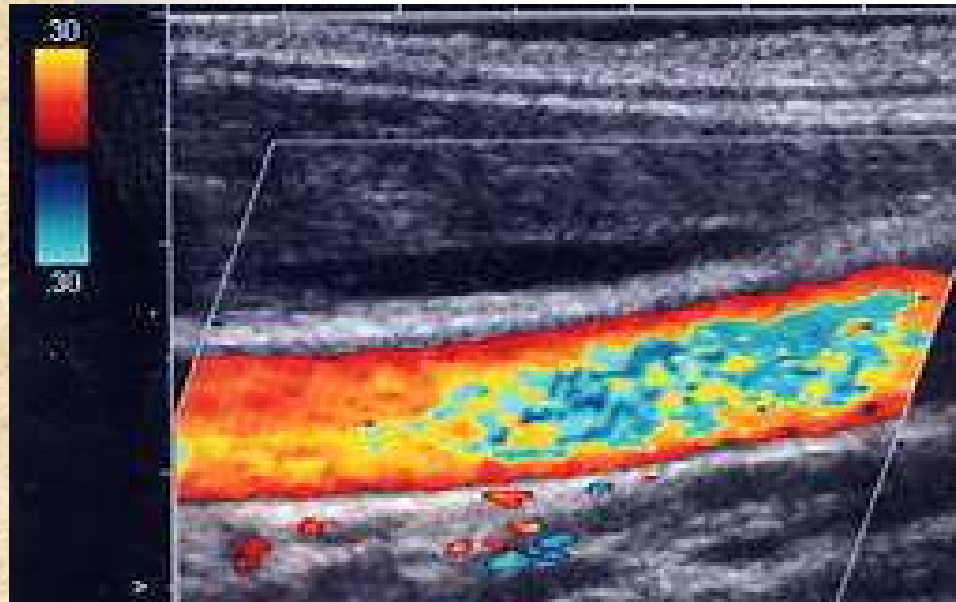
Les techniques de micro-Doppler

Superb MicroVascular Imaging

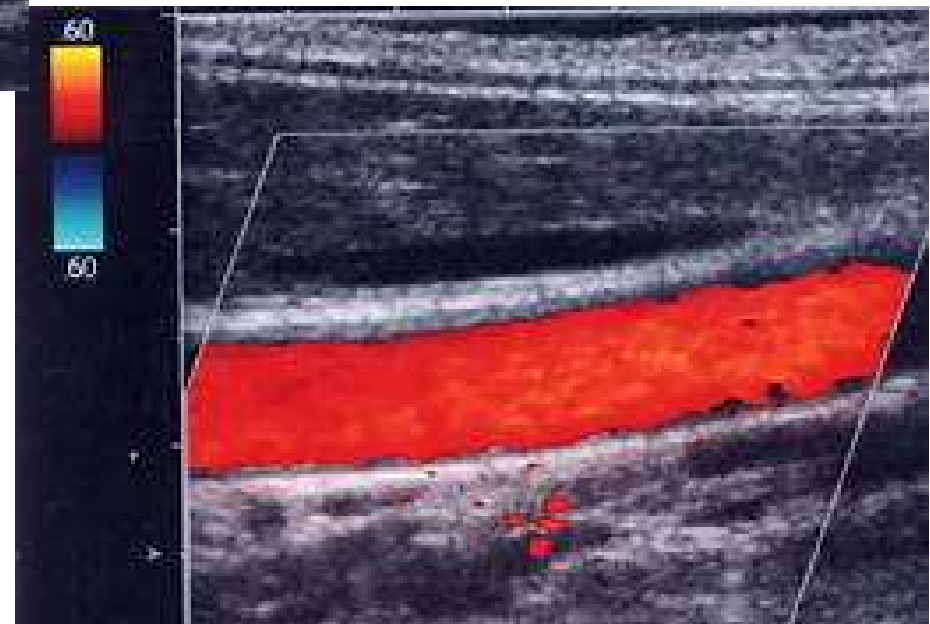
Mais pas seulement pour l'imagerie micro-vasculaire...



PHENOMENE D'ALIASING



- Effet de la PRF





Ambiguïté fréquentielle

■ Théorème de Shannon : aliasing

- « pour échantillonner sans ambiguïté un signal fréquentiel, la fréquence d'échantillonnage (PRF) doit être au moins égale au double de celle du signal »
- $PRF = 2.\Delta F$

■ Fréquence de Nyquist :

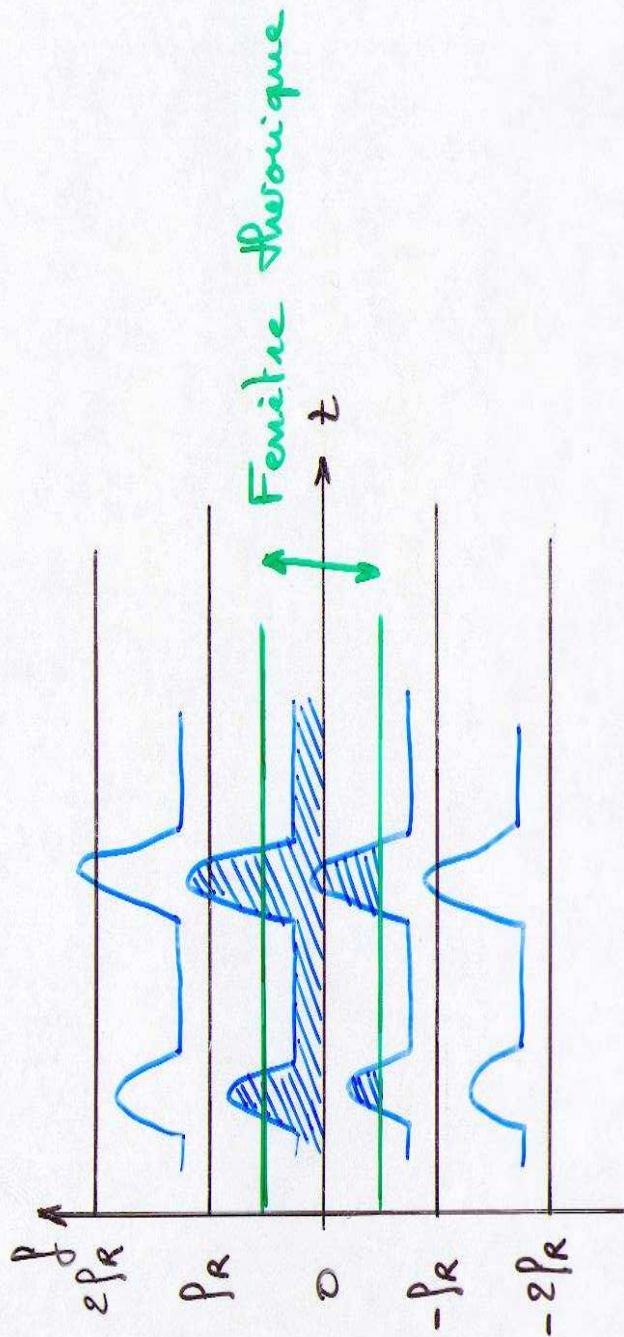
- « fréquence maximale échantillonnable, ie la moitié de la PRF »

■ Etablissement des « limites » en terme de fréquence, vitesse et distance

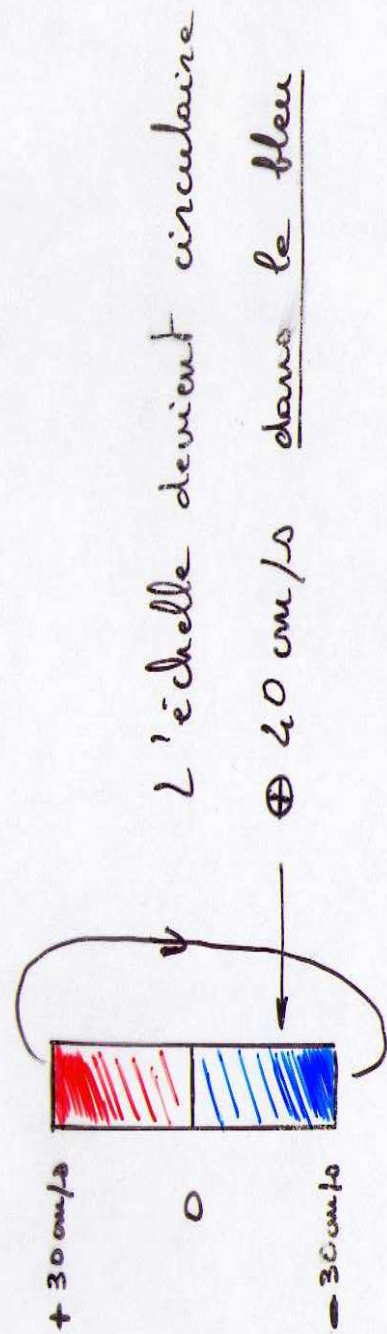
Le chariot des pionniers, les indiens et l'aliasing...



L'aliasing entraîne des repliements de spectre.

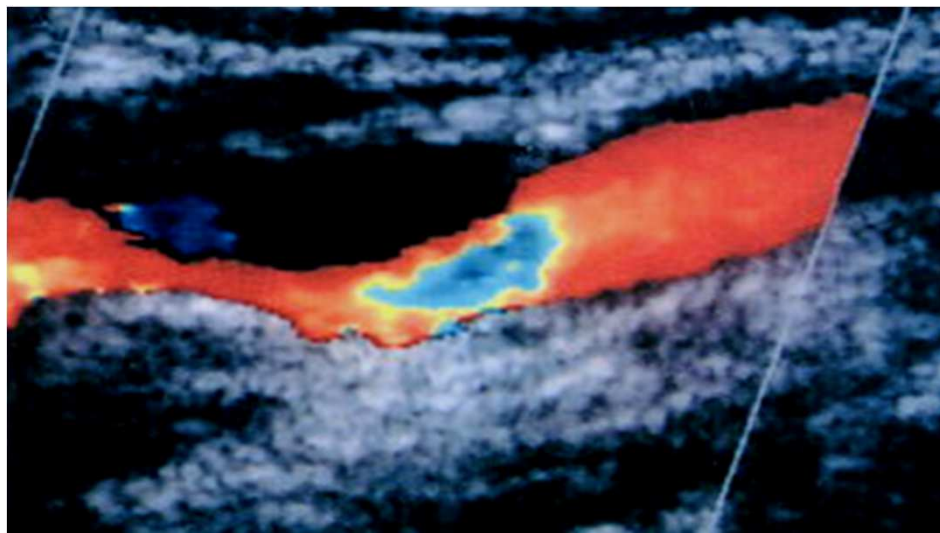


Em Doffler Couleur

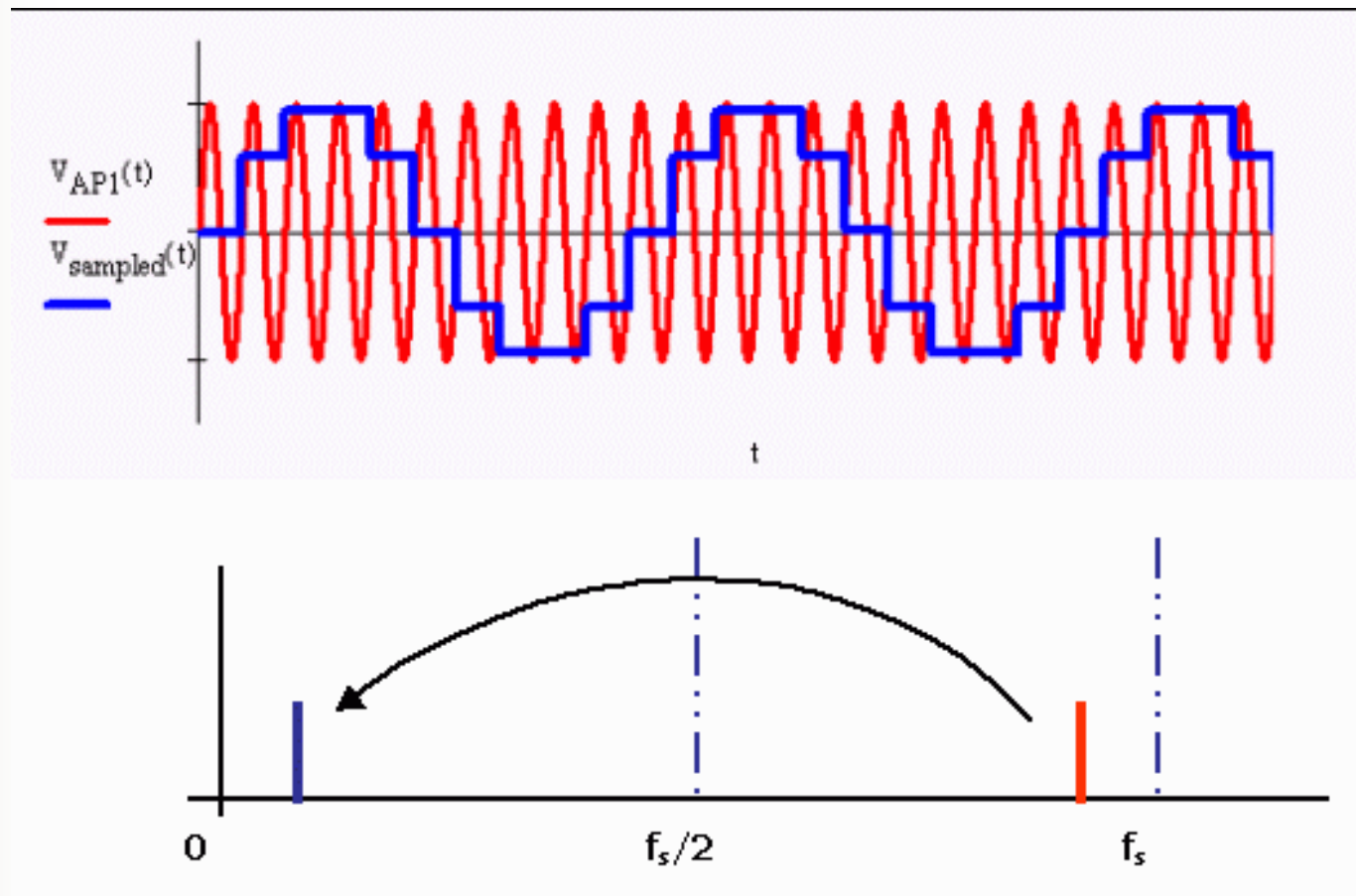


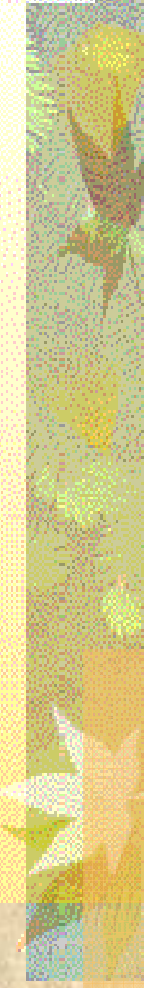
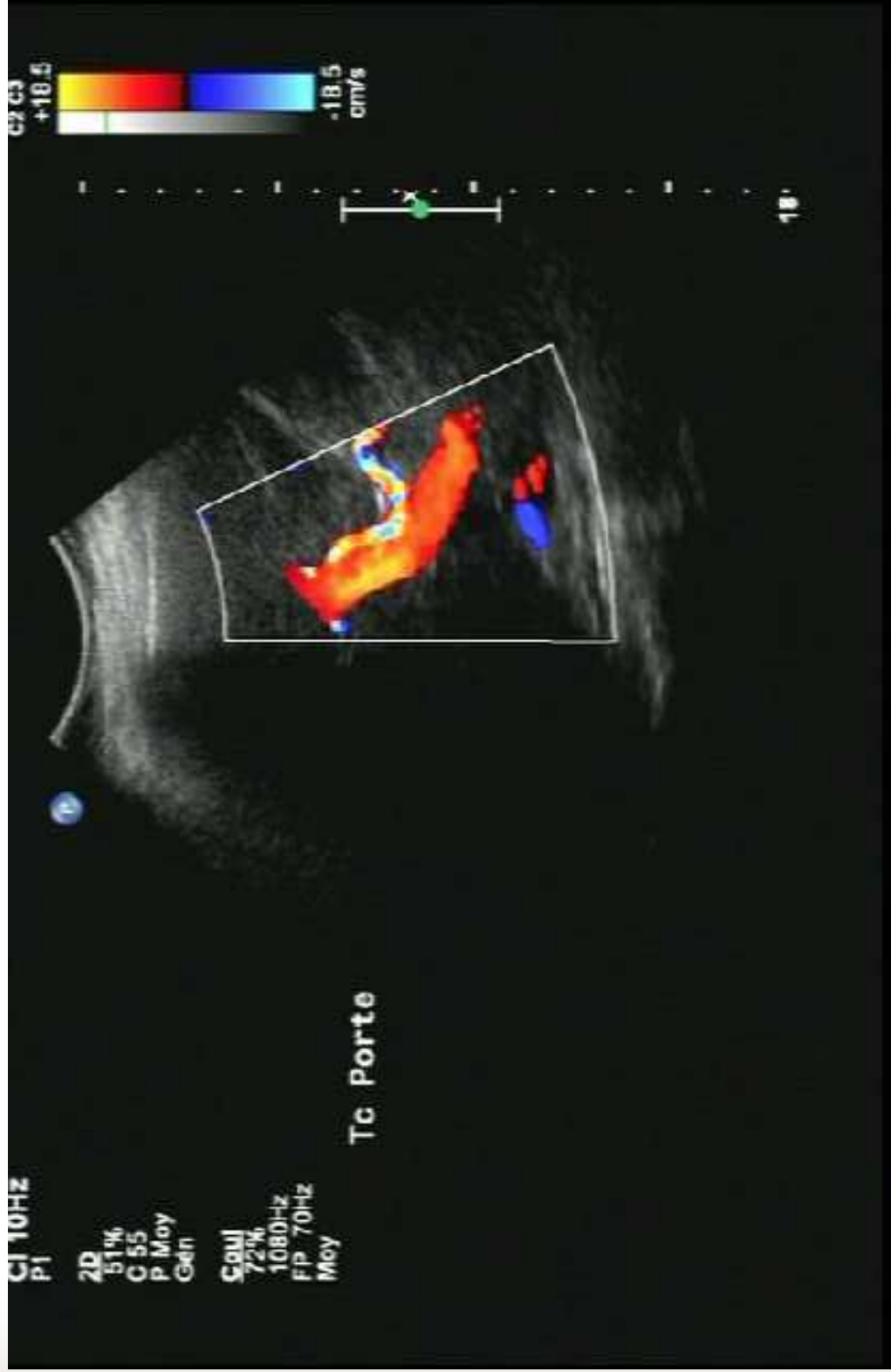
Phénomène d'Aliasing en mode couleur

- En relation avec le théorème de Shannon
- Effet de la PRF en couleur

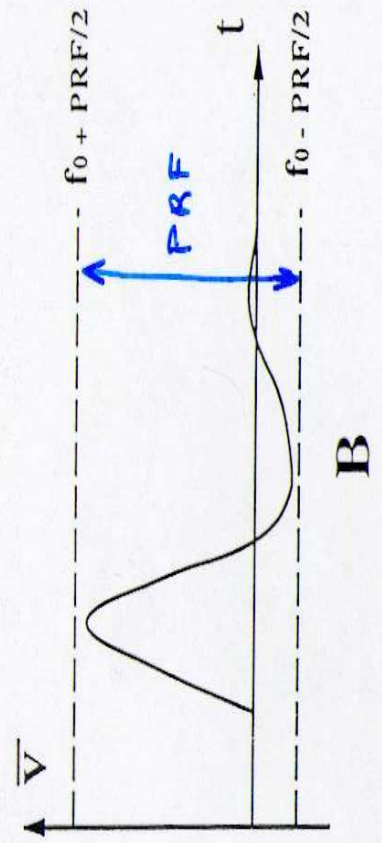
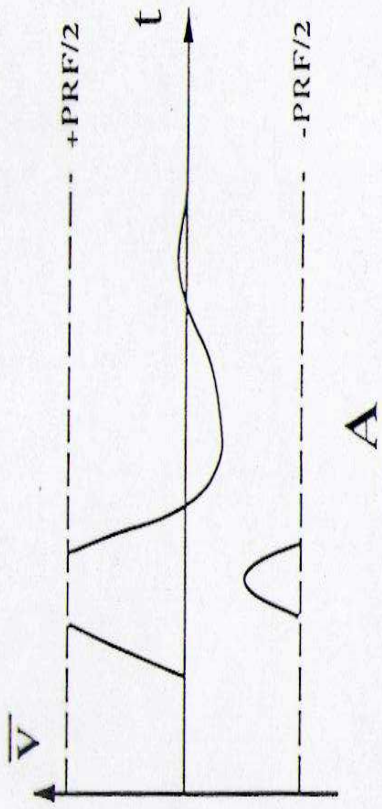


ALIAS-ing : Explication





Présentation des spectres



Décalage de la ligne de base
($\bar{V}=0$)



Le DOPPLER PULSE

■ Analyse spectrale

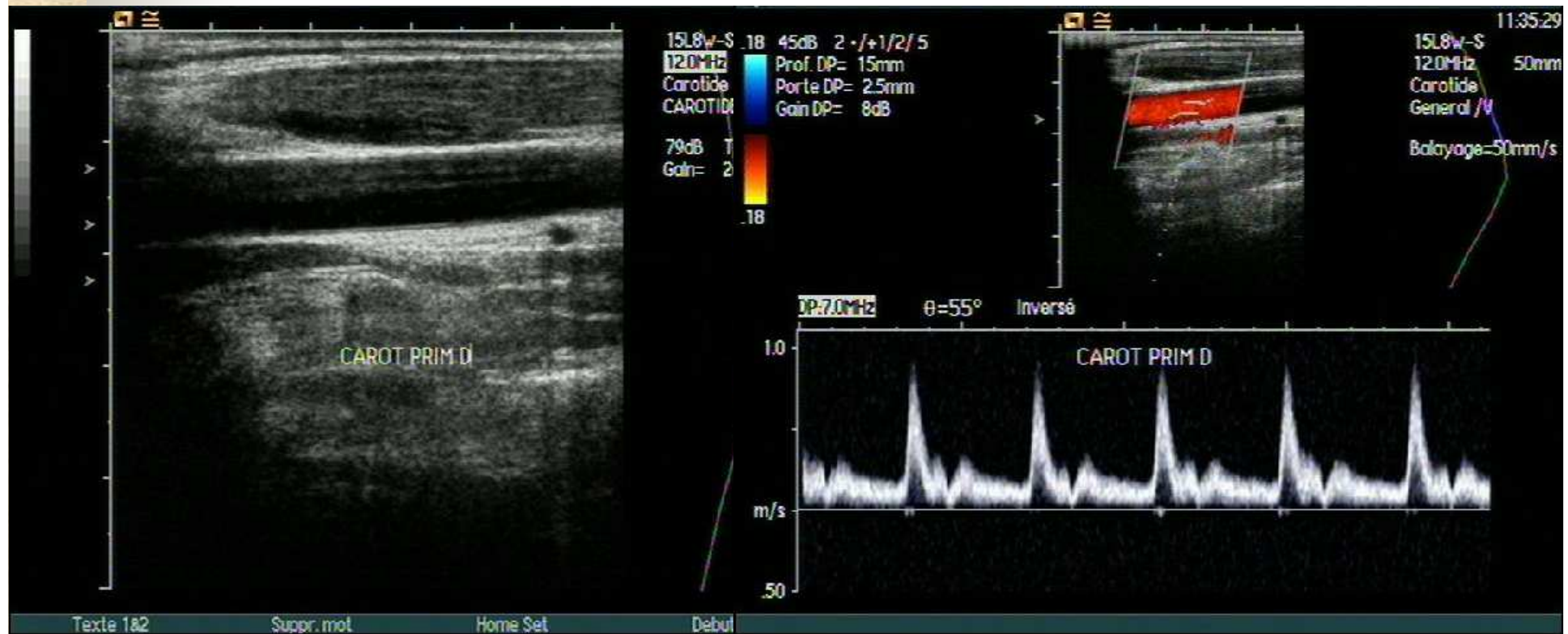
- détermination du spectre de fréquence en fonction du temps
- intérêt d'évaluer V (fonction du $\cos\theta$), calculé automatiquement

■ Duplex et Triplex

- association de l'image bidimensionnelle, du doppler couleur et de l'analyse spectrale

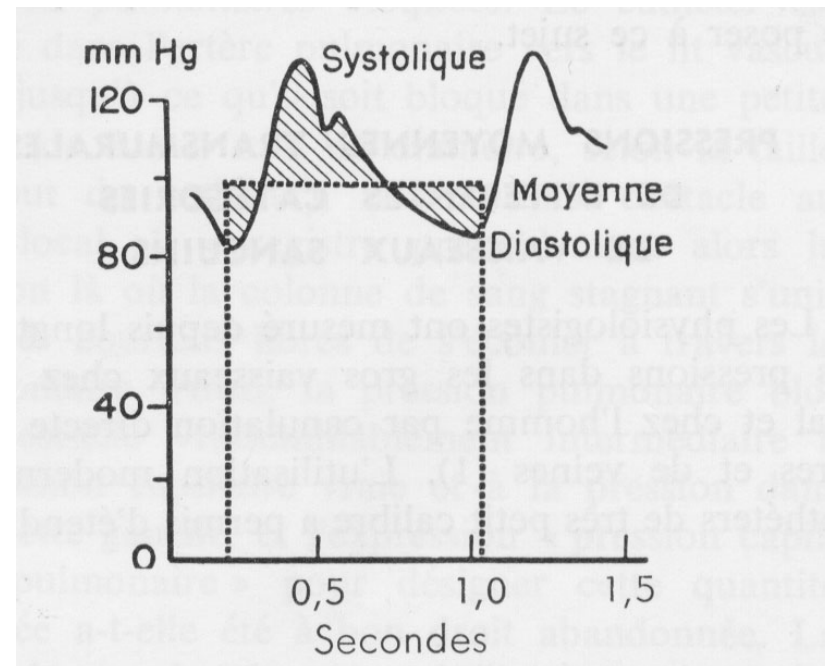
LE DOPPLER

■ Le Triplex



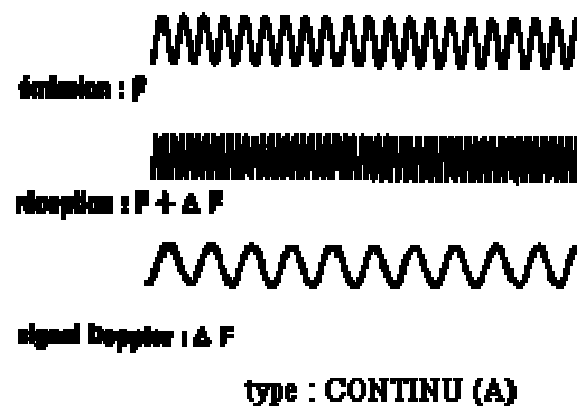
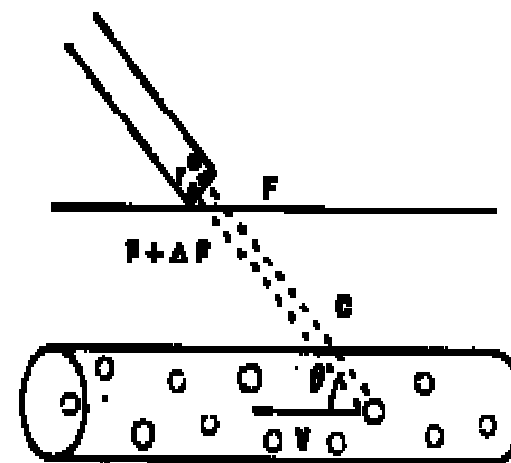
LE DOPPLER

- Intérêt du Doppler
 - évaluation de la vitesse en fonction du temps
 - recherche des sténoses vasculaires
 - appréciation du retentissement hémodynamique



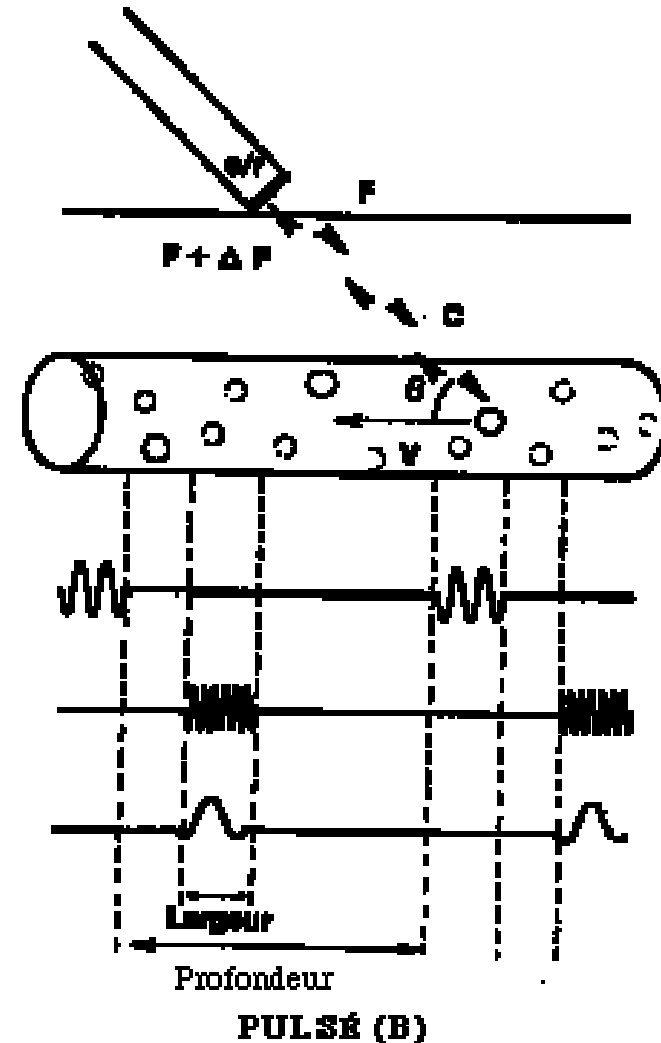
Mode d'utilisation du Doppler

- Le Doppler continu CWD
 - 2 cristaux par capteur
 - Comparaison de 2 F au démodulateur
 - Meilleure sensibilité
 - Absence de résolution spatiale
 - Pas de profondeur
 - Pas de taille porte/VE
 - $F =$ résultante des fréquences extraites du signal : moyenne des F de l'E des vx traversés



Mode d'utilisation Doppler

- Le Doppler pulsé PWD
 - Cristal unique : E/R
 - PRF
 - Profondeur du VE
 - Délai entre signal réfléchi et début fenêtre d'écoute
 - Taille du VE
 - Dépend du temps d'analyse du signal réfléchi = largeur FE





Mode d'utilisation du Doppler

■ Le Doppler pulsé

■ La PRF

- Est déterminée par la profondeur d'exploration
- Profondeur → PRF basse
- Flux lentes : $700 < PRF < 800$ Hz
- Flux rapides : $2000 < PRF < 4000$ Hz

■ Avantages

- bonne résolution spatiale → profondeur
- Moins bonne résolution axiale (impulsion longue)
- Résolution latérale → focalisation

■ Inconvénients

- Faible sensibilité pour flux lents
- Risque d'ambiguïté en fréquence → aliasing



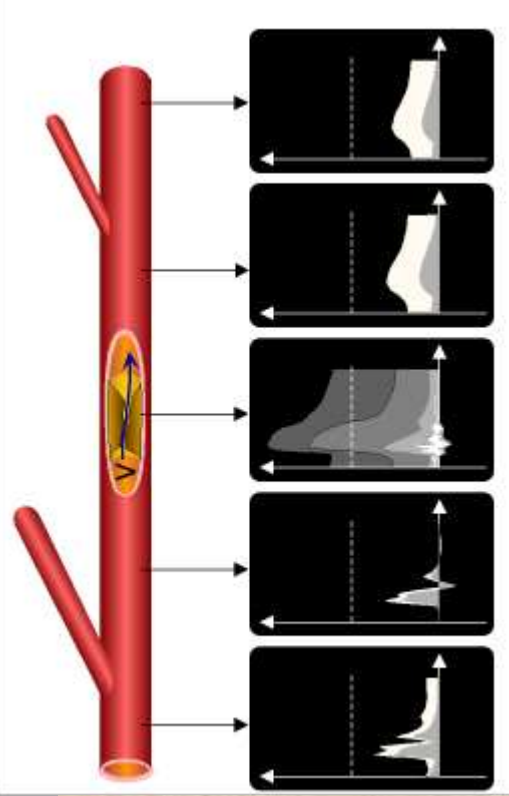
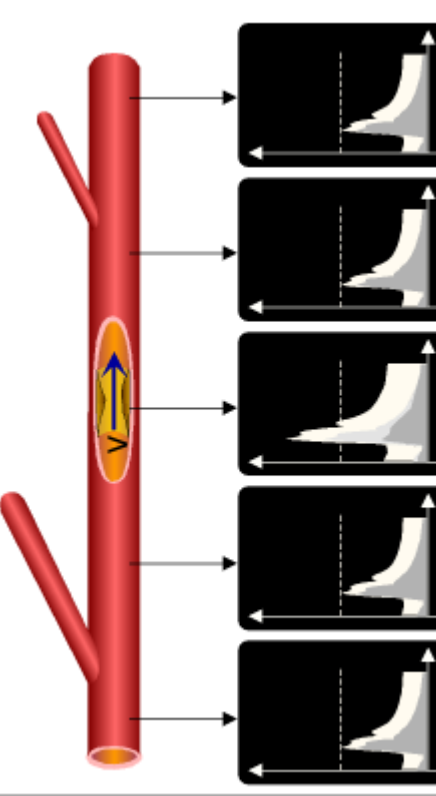
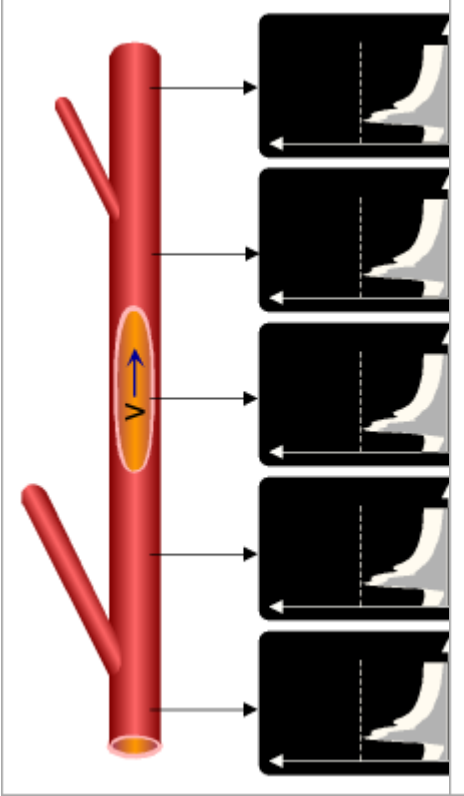
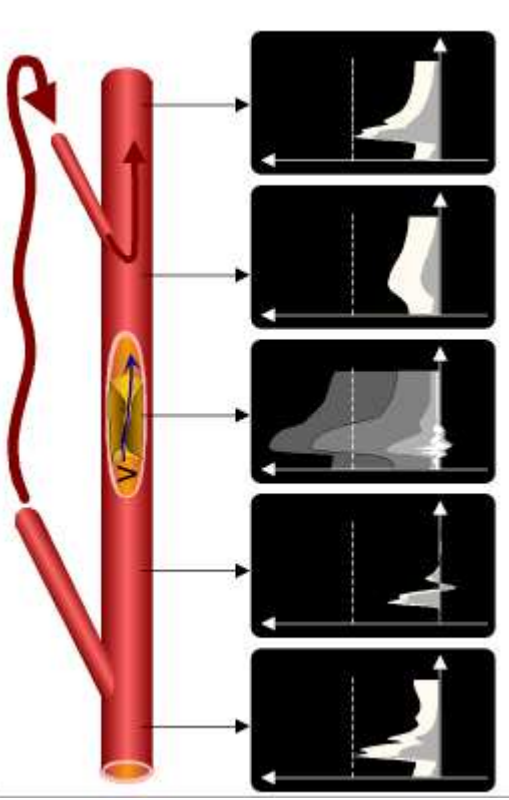
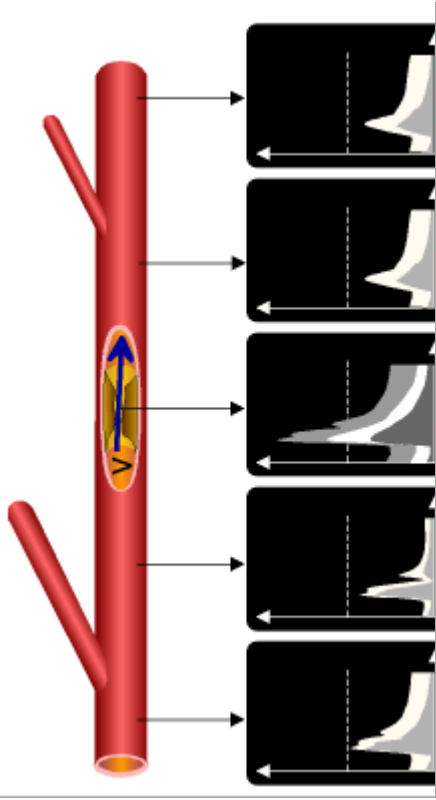
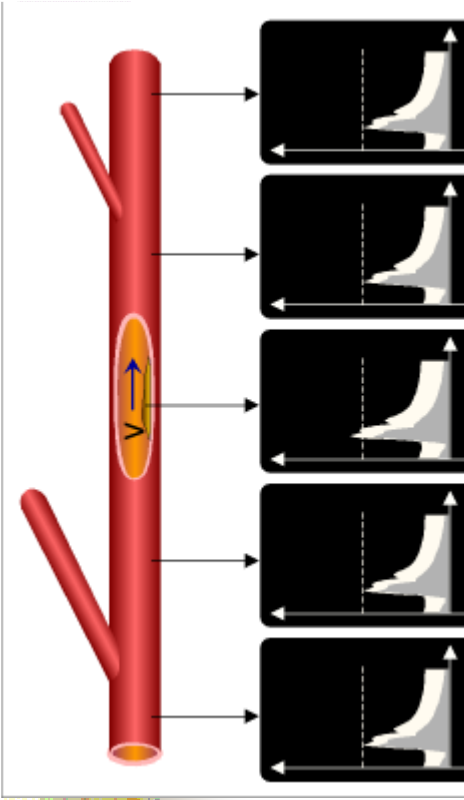
Plan

- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- Propriétés physiques des vaisseaux
- Ecoulements circulatoires
- Analyse spectrale
- L'effet Doppler
- Différents modes doppler
- **Interprétation des signaux doppler**
- Pièges et artéfacts en mode Doppler



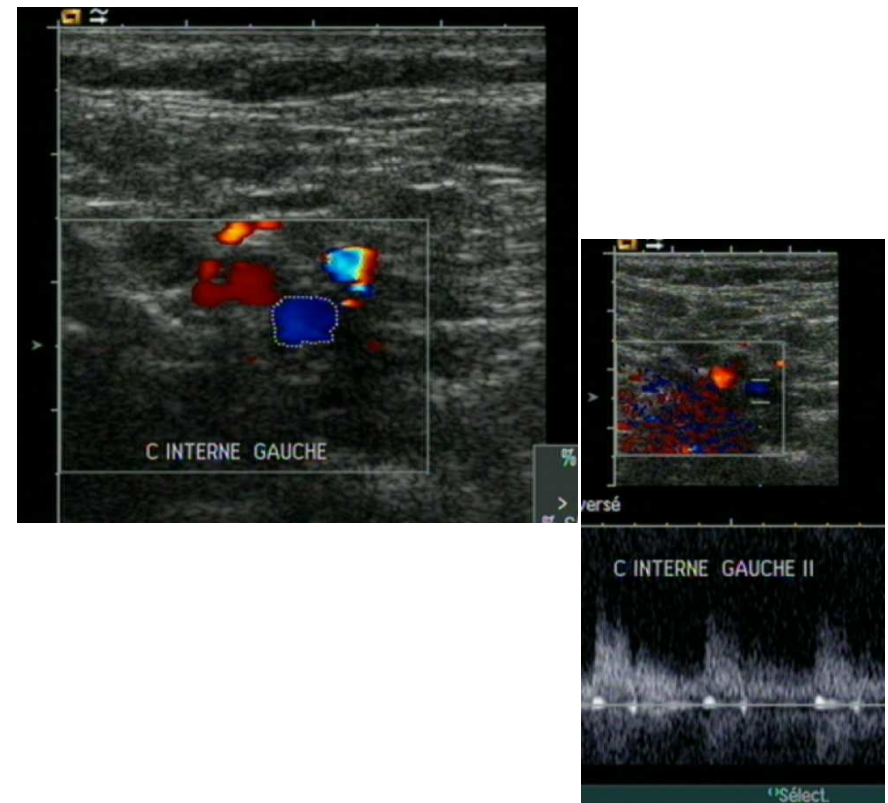
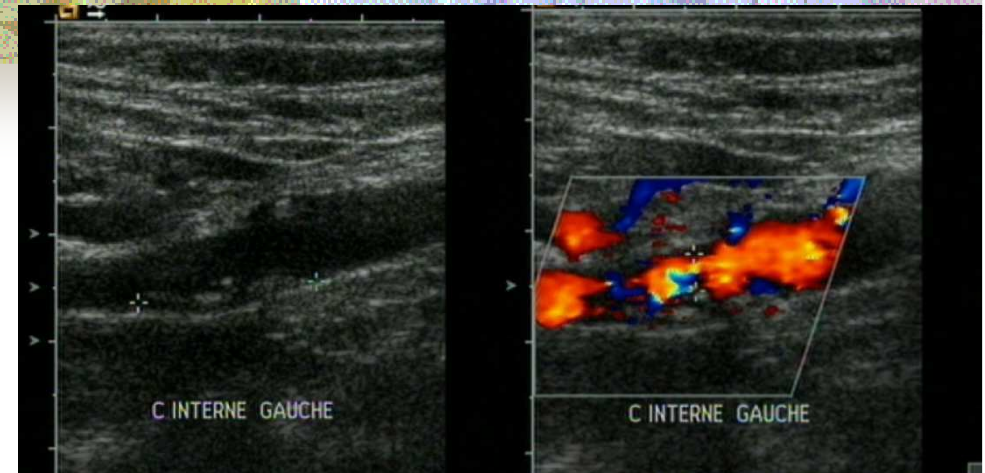
Les sténoses vasculaires

- Intérêt de la mesure des vitesses pour évaluation du degré de sténose
 - Indicateur qualitatif et semi-quantitatif
 - Devant être regroupé avec d'autres paramètres hémodynamiques
 - L'analyse des spectres ne se limite pas à la mesure des V_{max} ..!!



LE DOPPLER

- Les sténoses vasculaires
 - réduction du chenal circulant
 - visualisation du profil d'écoulement
 - retentissement en aval

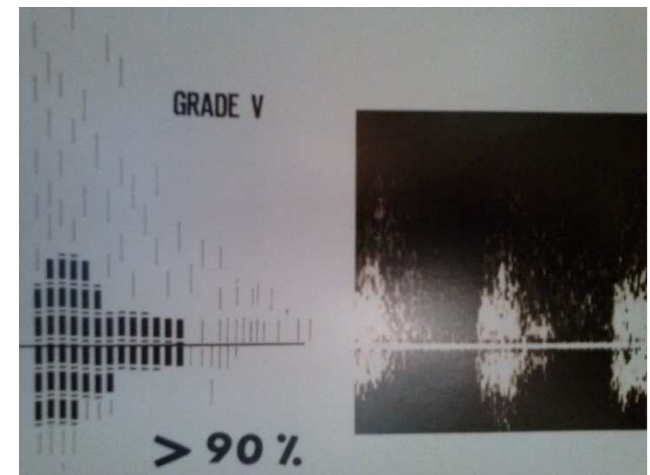
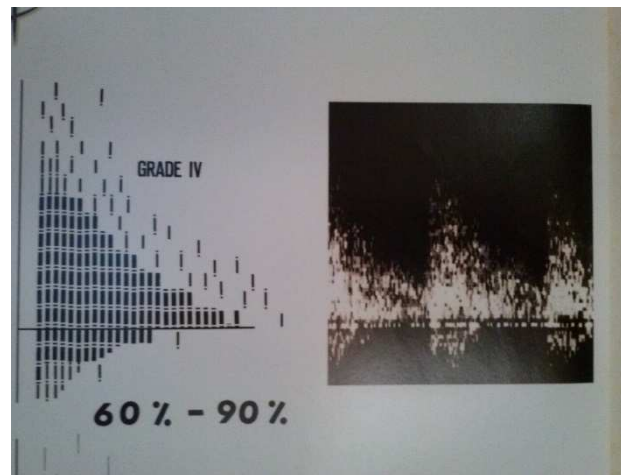
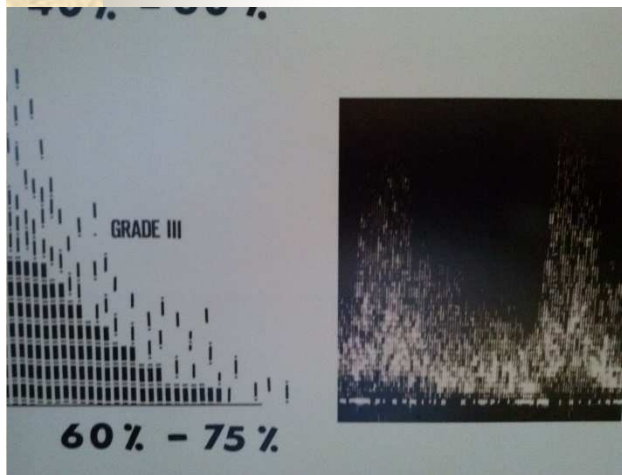
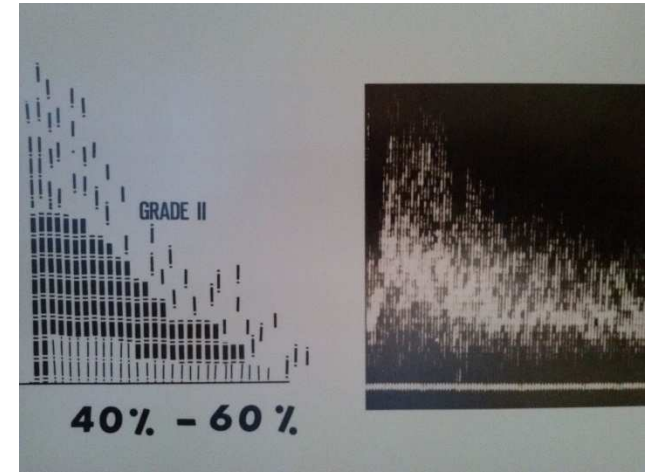
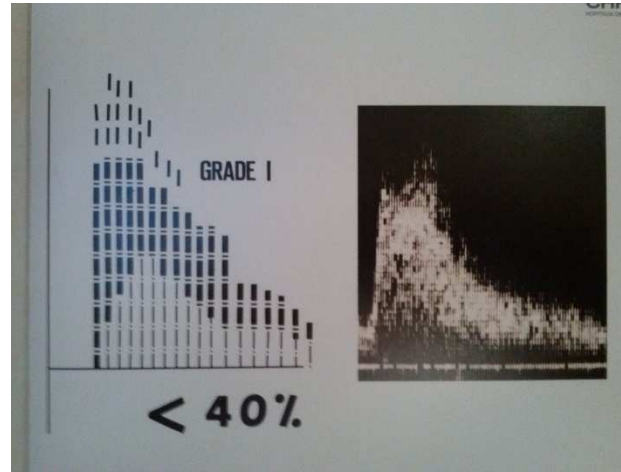
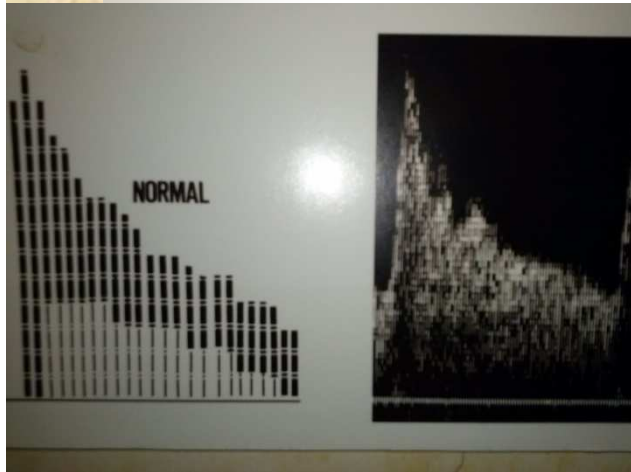


LE DOPPLER : données hémodynamiques

- Données de l'analyse spectrale
 - détermination des grades hémodynamiques
 - appréciation du d° de sténose

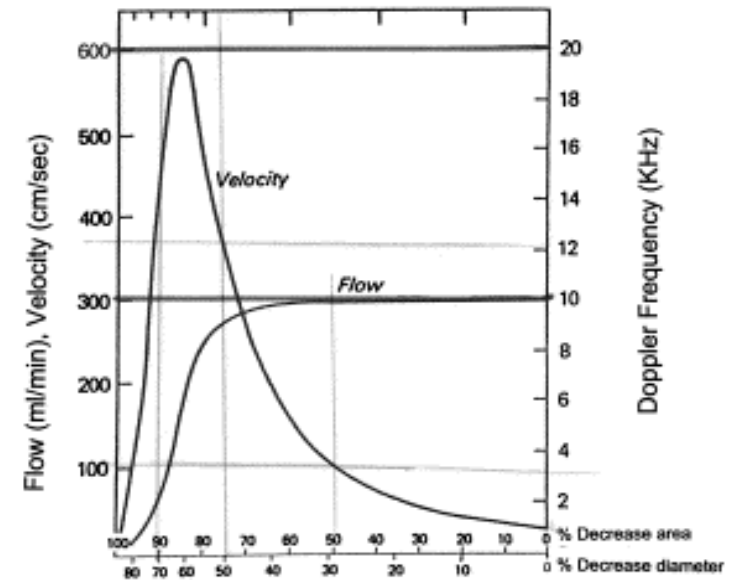
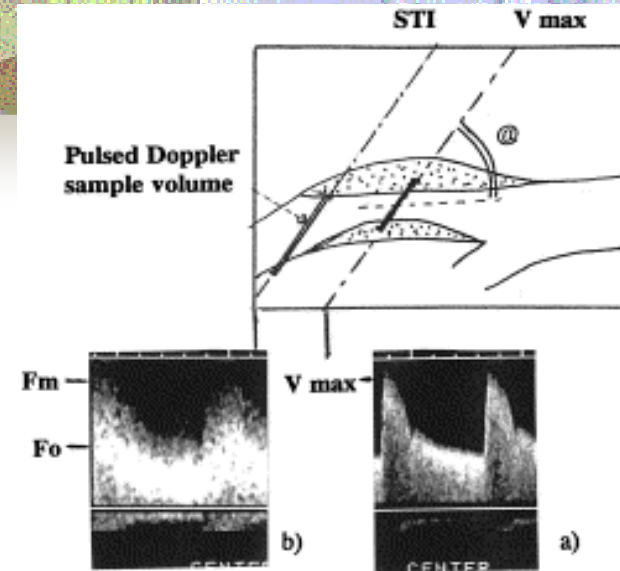


Les différents grades de sténose



LE DOPPLER

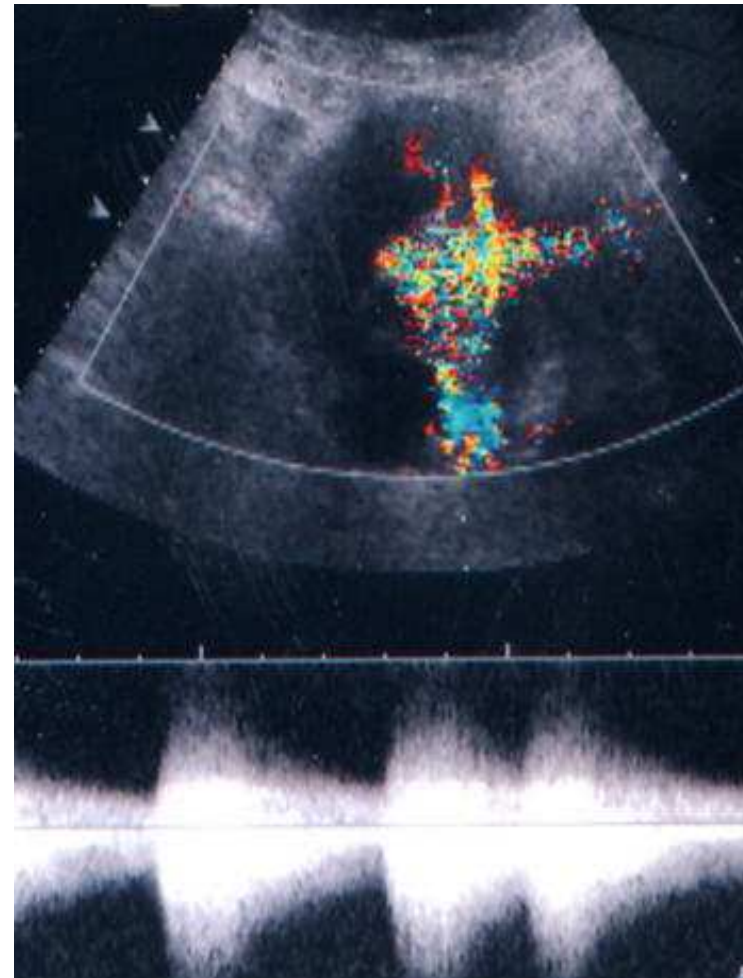
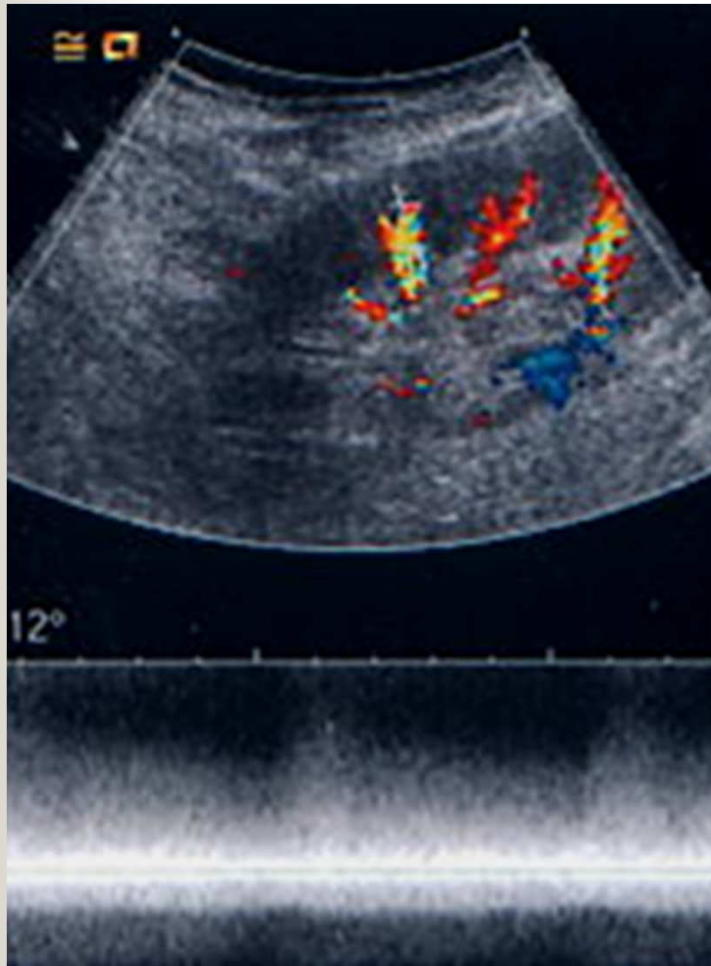
- Analyse hémodynamique d'une sténose artérielle



ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

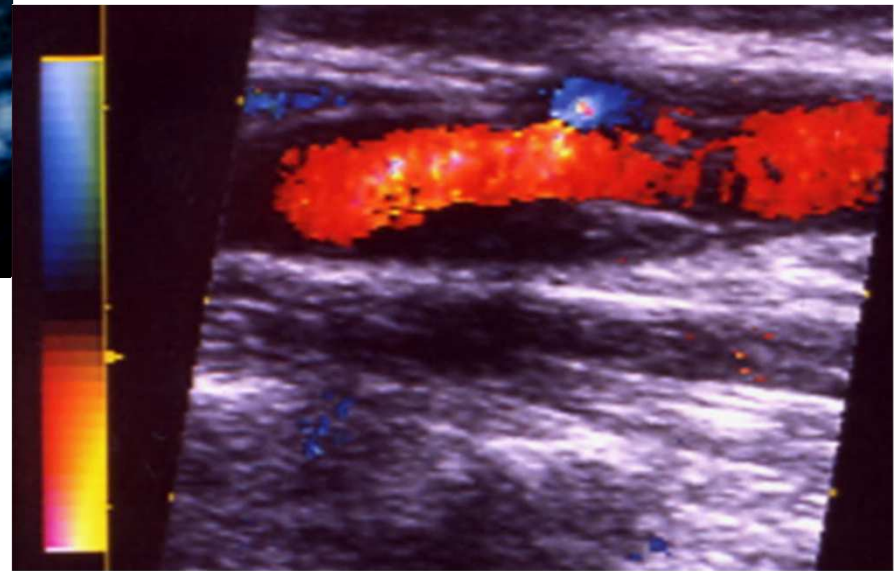
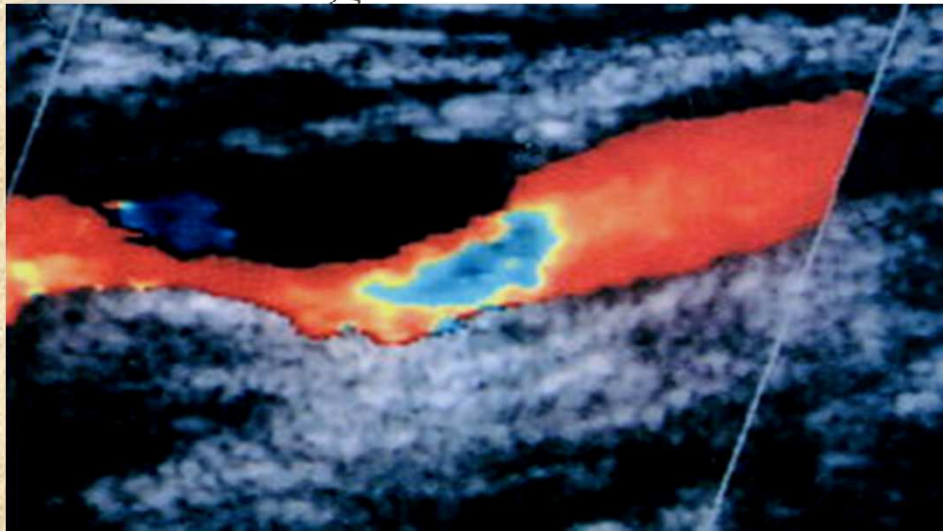


ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT



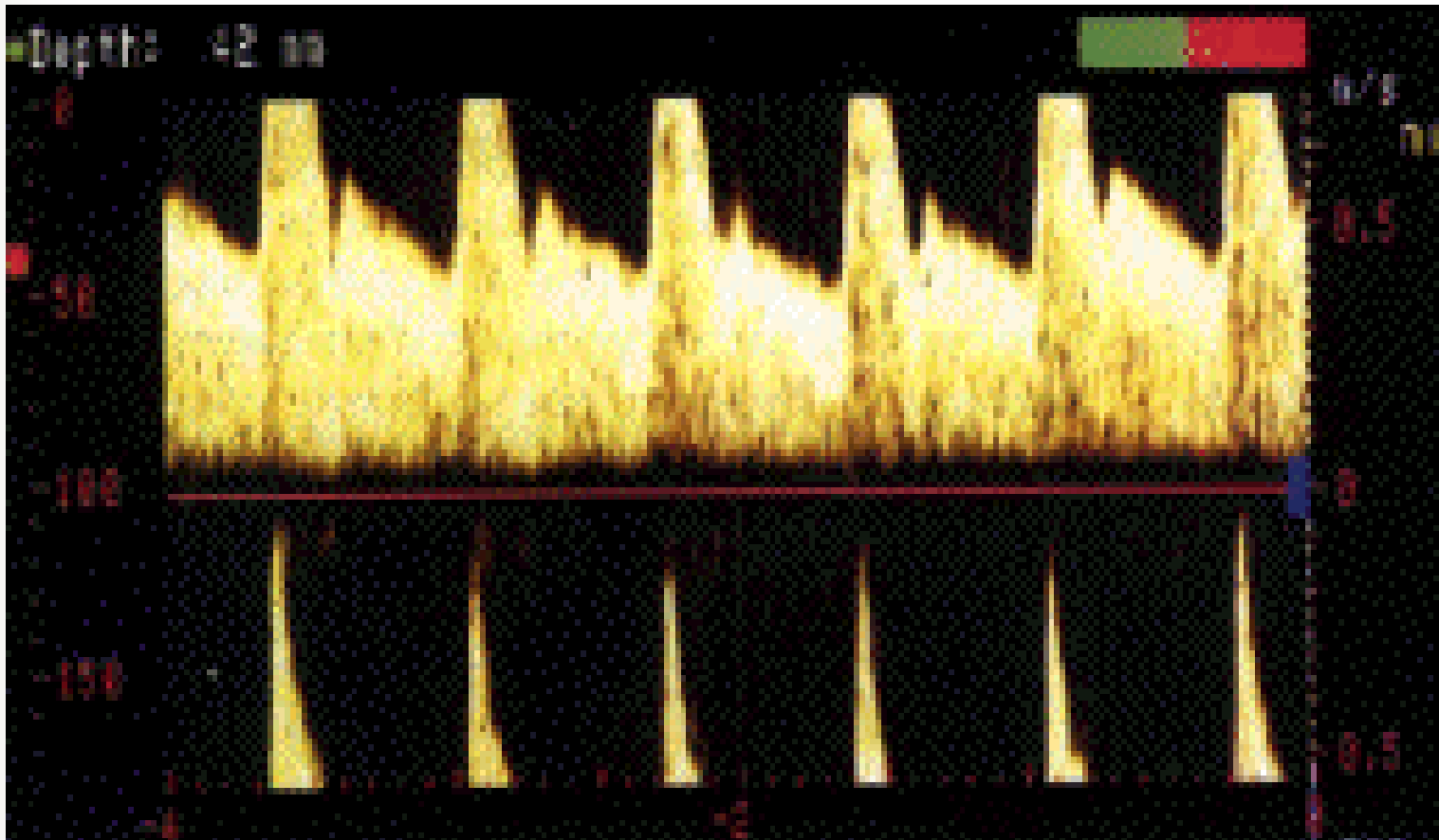
ALTERATIONS DU PROFIL DE L'ÉCOULEMENT

- En DC: non visible, en dehors des flux rétrogrades



Phénomène d'Aliasing en mode PWD

- En relation avec le théorème de Shannon
- Effet de la PRF en doppler pulsé





Intérêt de l'aliasing dans l'étude des flux

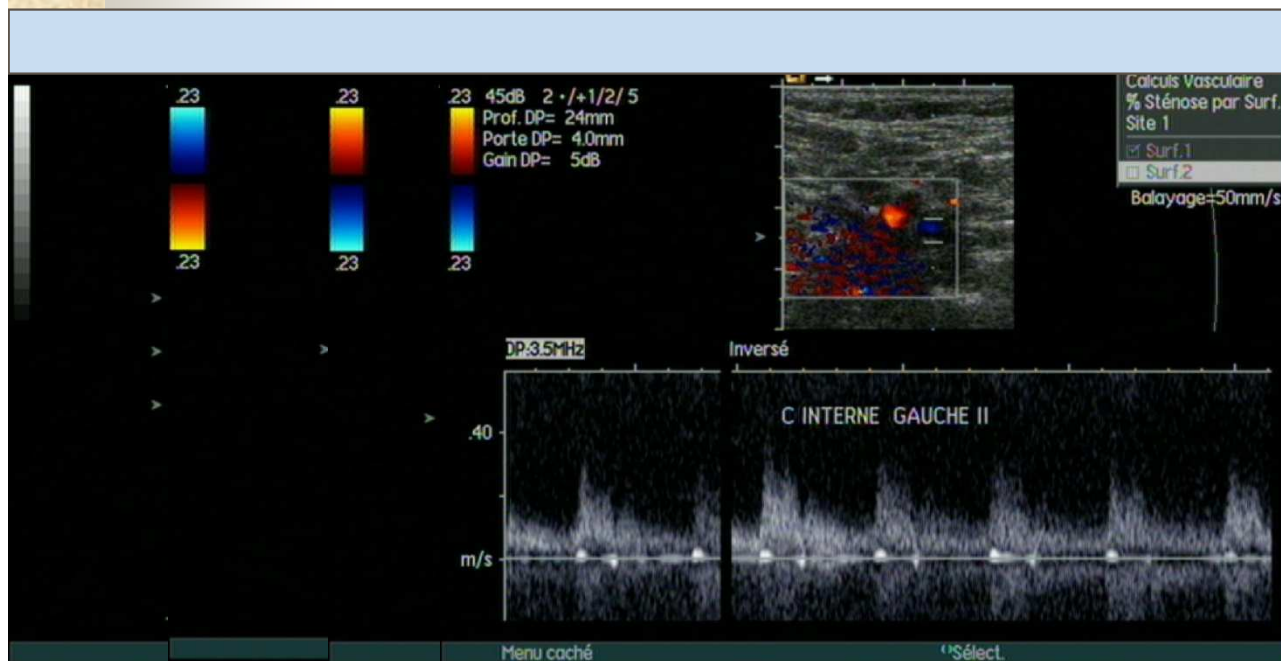


Les conséquences d'une sténose artérielle

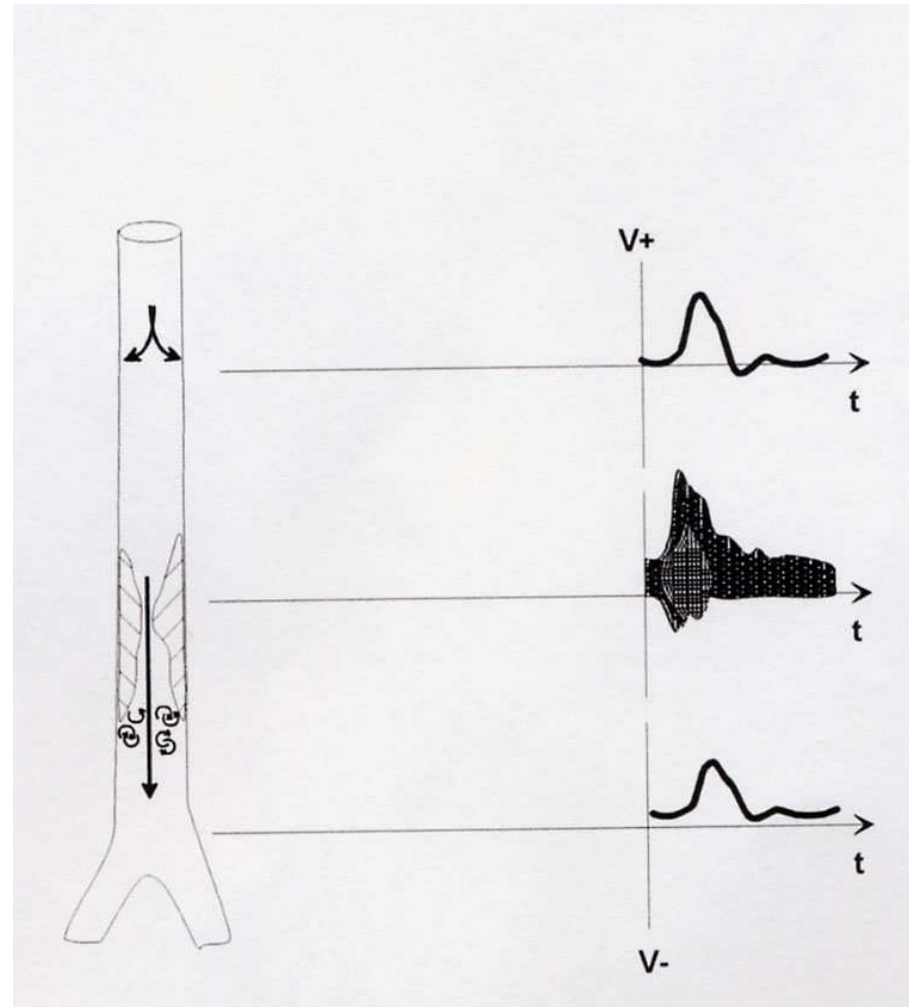
- Signes directs
 - Visualisation de la réduction du chenal
 - Longueur de la sténose (mesure de plaque)
 - % en réduction de diamètre
 - % en réduction de surface
 - Augmentation des VS au centre de la sténose
 - Apparition de turbulences en sortie de sténose
 - Grade hémodynamique
 - quantification

Les conséquences d'une sténose artérielle

- Signes directs au niveau de la sténose



Les conséquences d'une sténose artérielle





Les conséquences d'une sténose artérielle

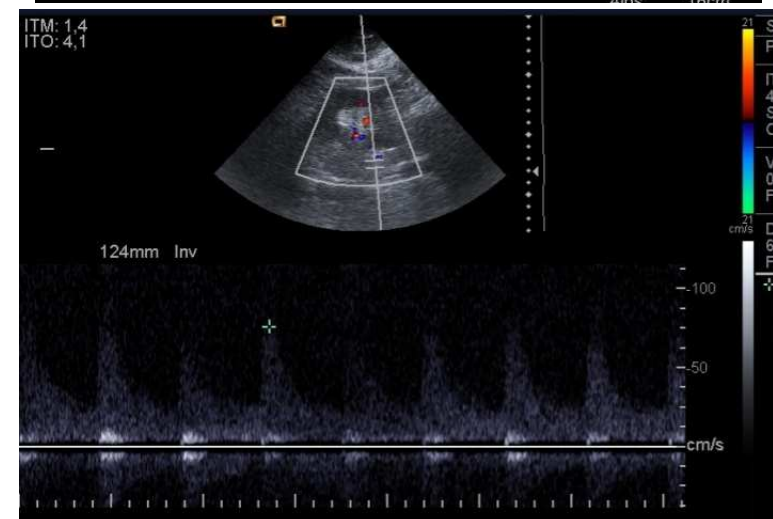
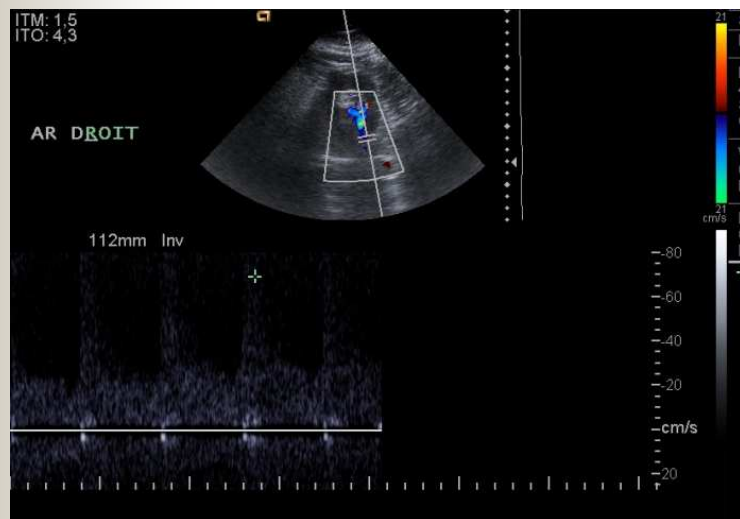
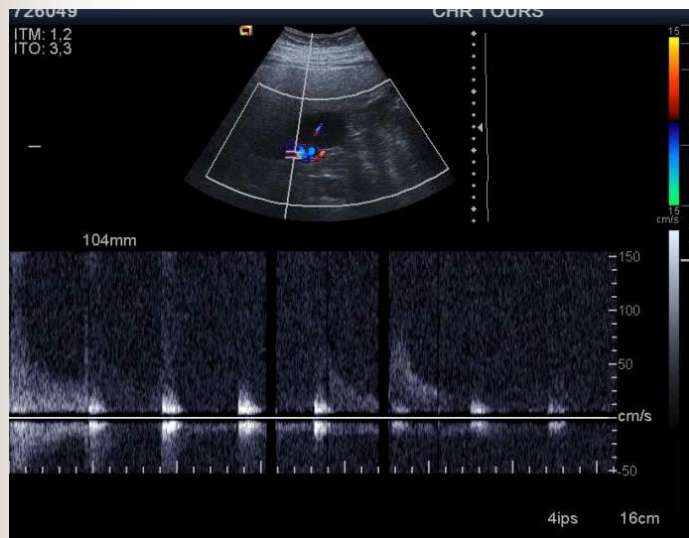
- Signes indirects d'aval
 - Démodulation des courbes vélocimétriques
 - Disparition du reflux proto-diastolique
 - Élargissement de la base du spectre
 - Augmentation du TMS
 - Baisse des VS
 - IR abaissé ($\rightarrow V/D^\circ$ artériolaire)
 - IPS spontanés abaissés <0.85
 - IPS effondrés à l'effort <0.50

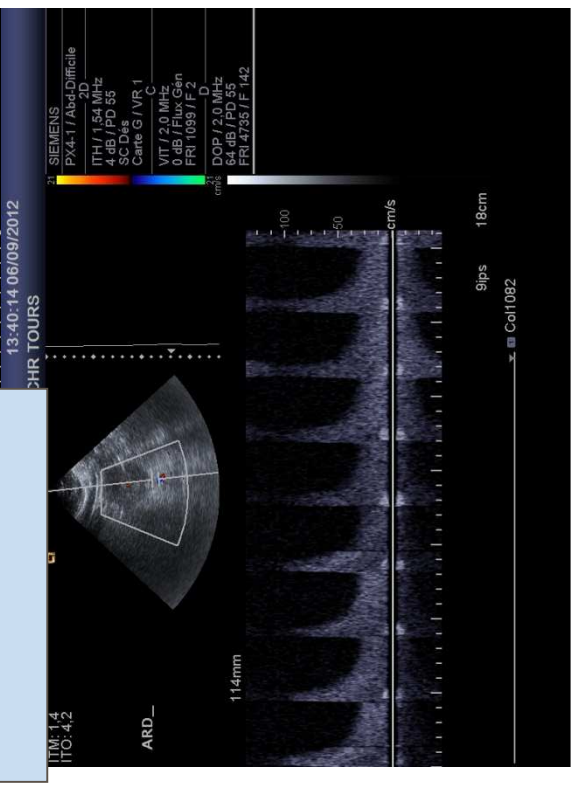
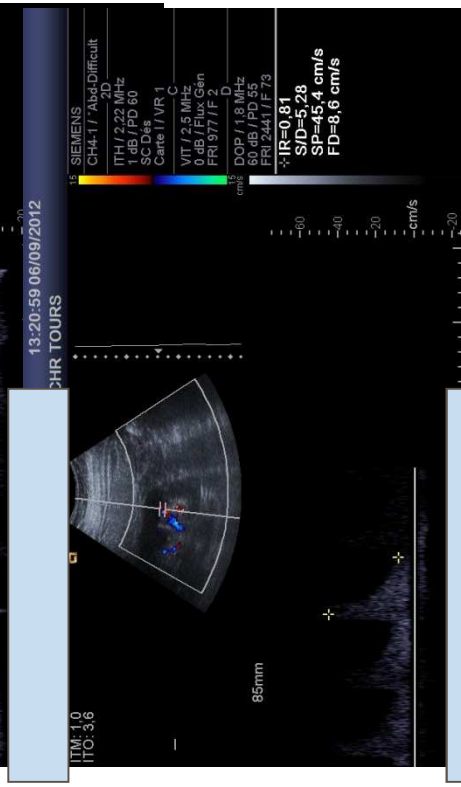
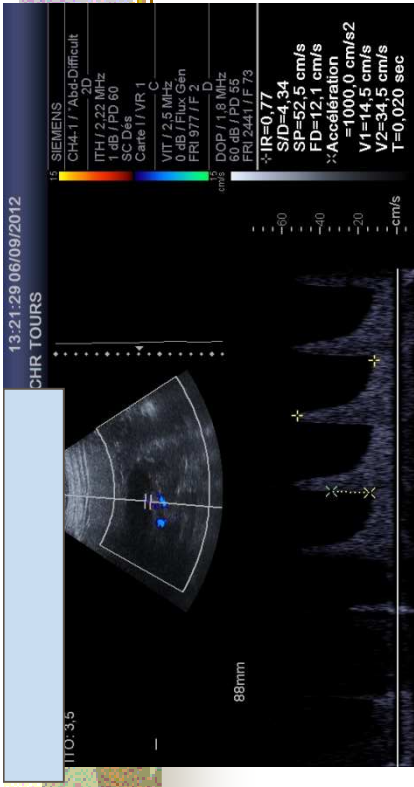
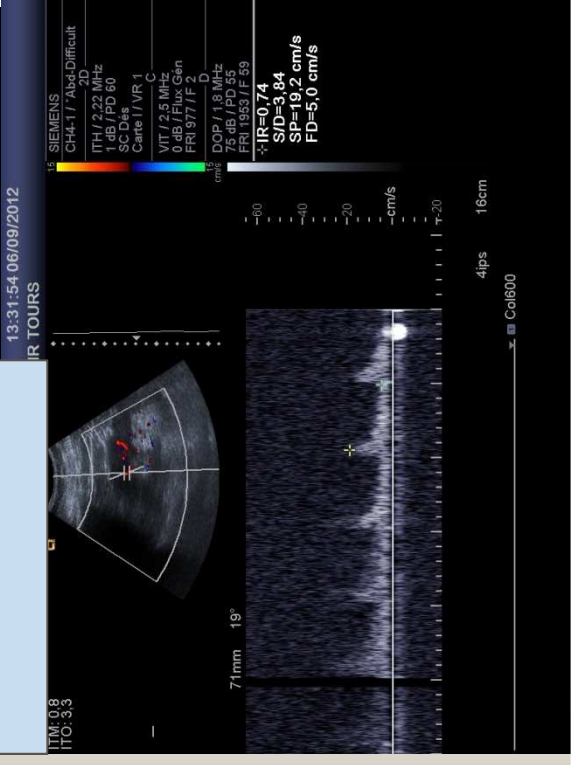
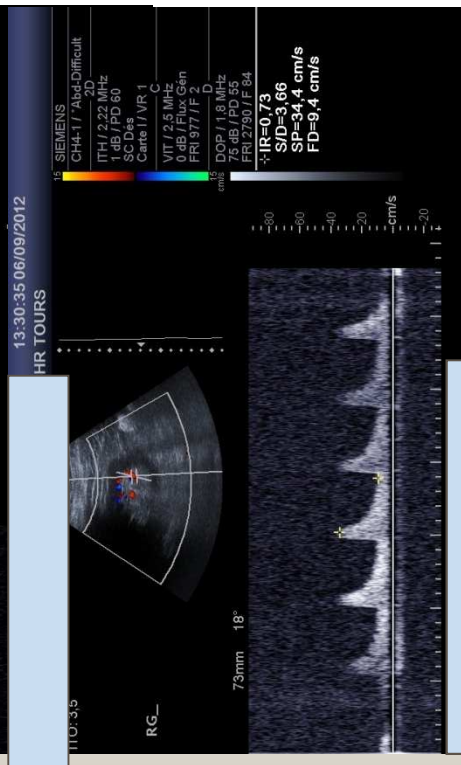
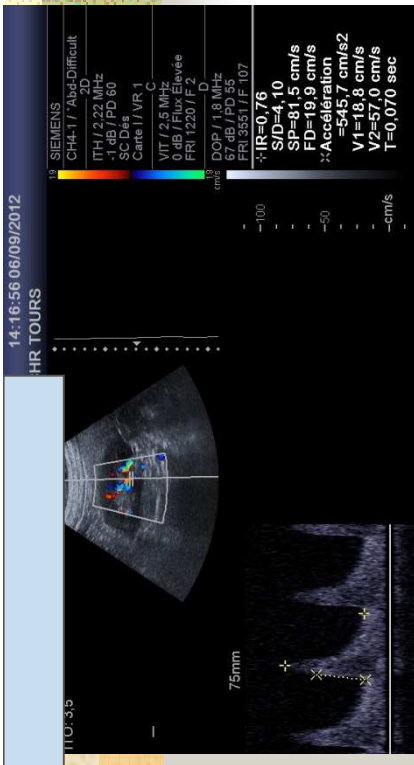


Les conséquences d'une sténose artérielle

- Signes indirects d'aval
 - Apparition d'une circulation collatérale pour les membres
 - Pathognomonique d'une installation progressive
 - Illustrée par une circulation « anarchique »
 - Difficilement identifiable au Doppler couleur
 - Quid en intra-parenchymateux?
 - Altération du profil d'écoulement
 - De l'augmentation du TMS à la démodulation

Les signes directs et indirects d'une sténose artérielle rénale



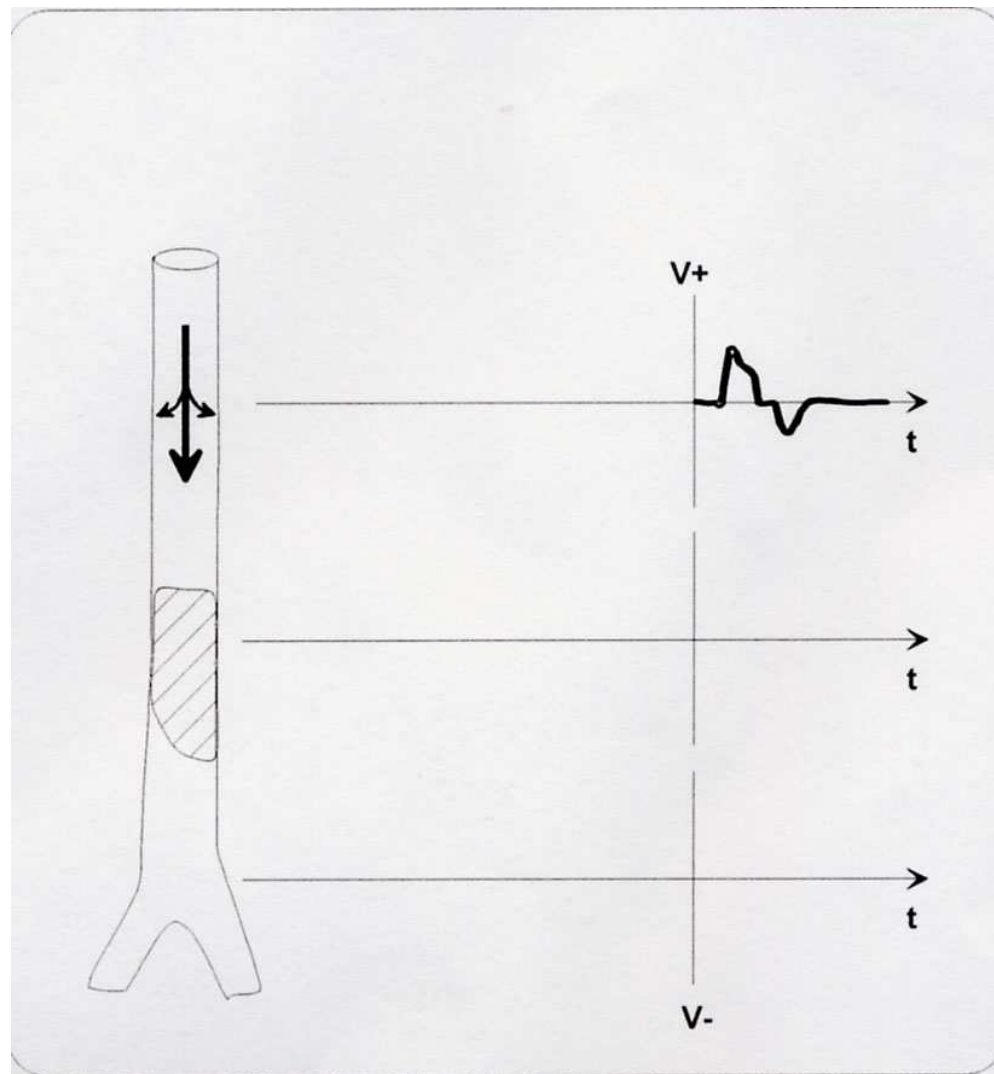




Les conséquences d'une occlusion artérielle

- Signes directs d'occlusion
 - Morpho : matériel endoluminal
 - Signe essentiel = aucun signal couleur ou spectral
 - Attention aux faux positifs
 - PRF inadaptée
 - Fréquence d'émission trop élevée
 - Obstacle acoustique (plaque calcifiée)
 - Attention aux faux négatifs
 - Collatérale
 - Image en miroir

Les conséquences d'une occlusion artérielle





Les conséquences d'une occlusion artérielle

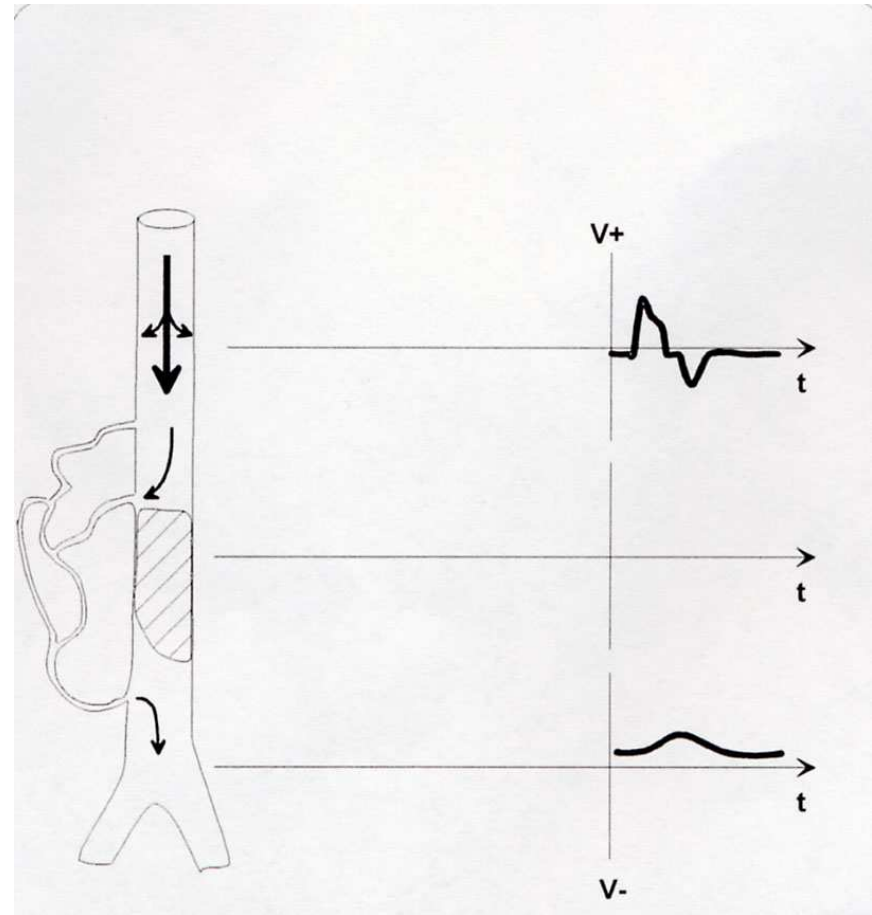
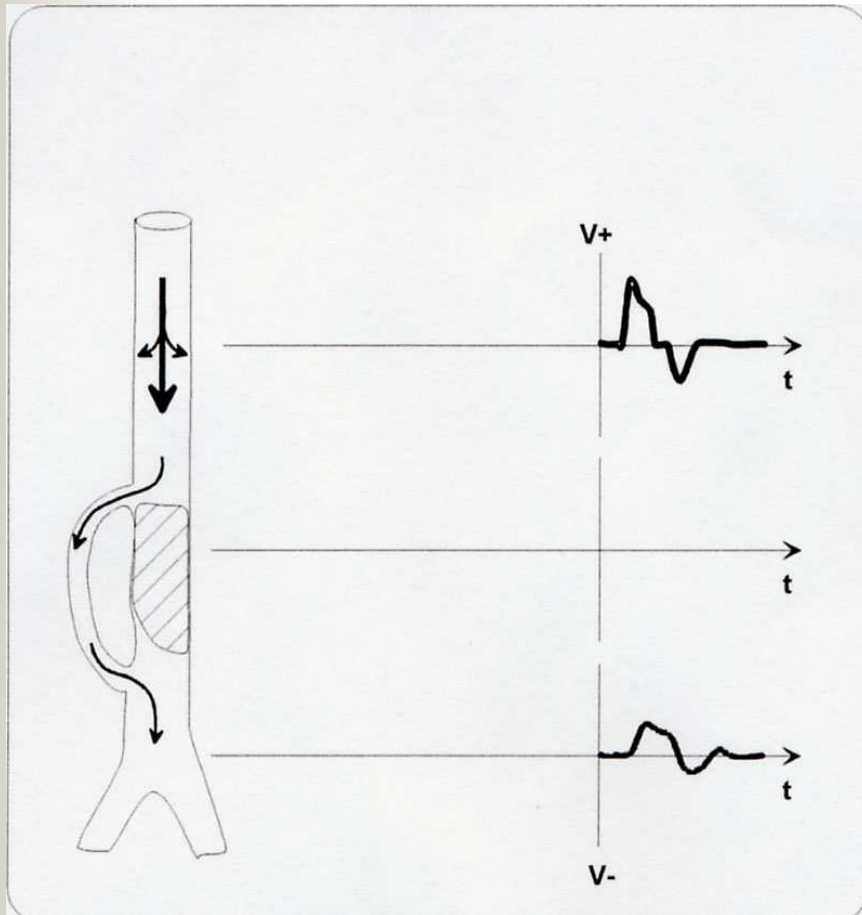
- Signes d'amont
 - Retentissement hémodynamique
 - Flux de « butée »
 - Diminution des vitesses (inv prop distance occlusion)
 - Augmentation des résistances circulatoires
 - Augmentation de l'IP
 - Apparition de la seule composante radiale = flux diphasique



Les conséquences d'une occlusion artérielle

- Signes d'aval (signes hémodynamiques d'hypoperfusion)
 - Démodulation
 - Abaissement des IP
 - Effondrement des IR
- Apparition d'une circulation collatérale
 - Efficace si chronique
 - Médiocre si sub-aigue
 - Inexistante si aigue

Les conséquences d'une occlusion artérielle





Retentissement hémodynamique d'une sténose artérielle

- Signes évidents (cf. supra)
- Signes physiques
 - Le TMS (temps de montée systolique)
 - < 70 ms
 - Concerne le premier accident systolique
 - Correspond à la transmission de l'onde le long des parois des vaisseaux
 - Son absence ne signifie pas qu'il y a sténose



Les shunts artério-veineux

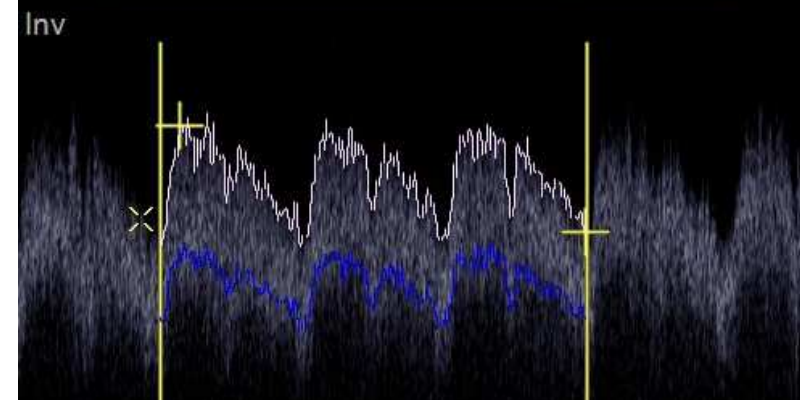
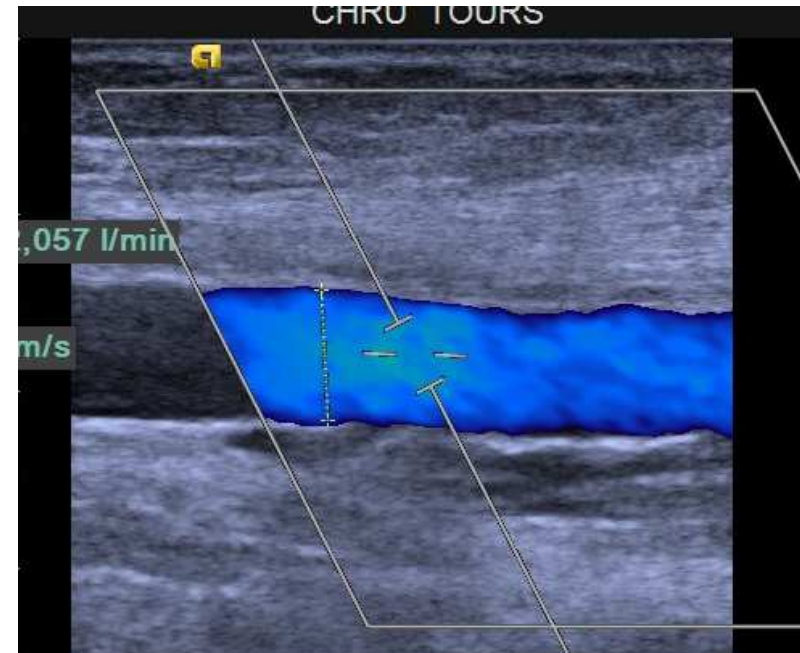
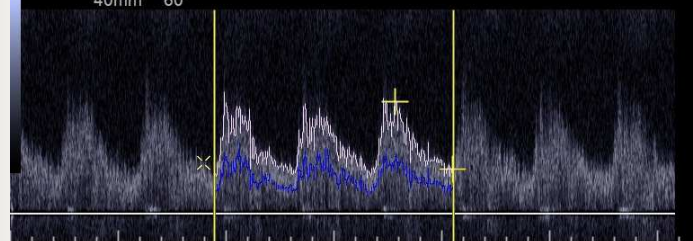
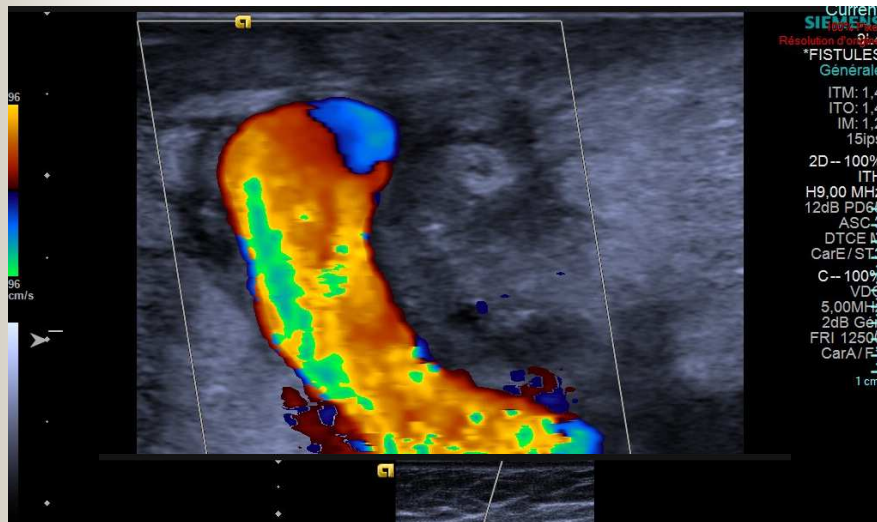
■ Signes artériels

- Accélération des vitesses circulatoires sur tout l'axe afférent
- Altération du profil de l'écoulement
- Diminution des résistances, d'autant plus marquées qu'on se rapproche du shunt

■ Signes veineux

- Accélération des vitesses circulatoires
- Perte de la modulation respiratoire
- Modulation de type artérielle

Les fistules artério-veineuses



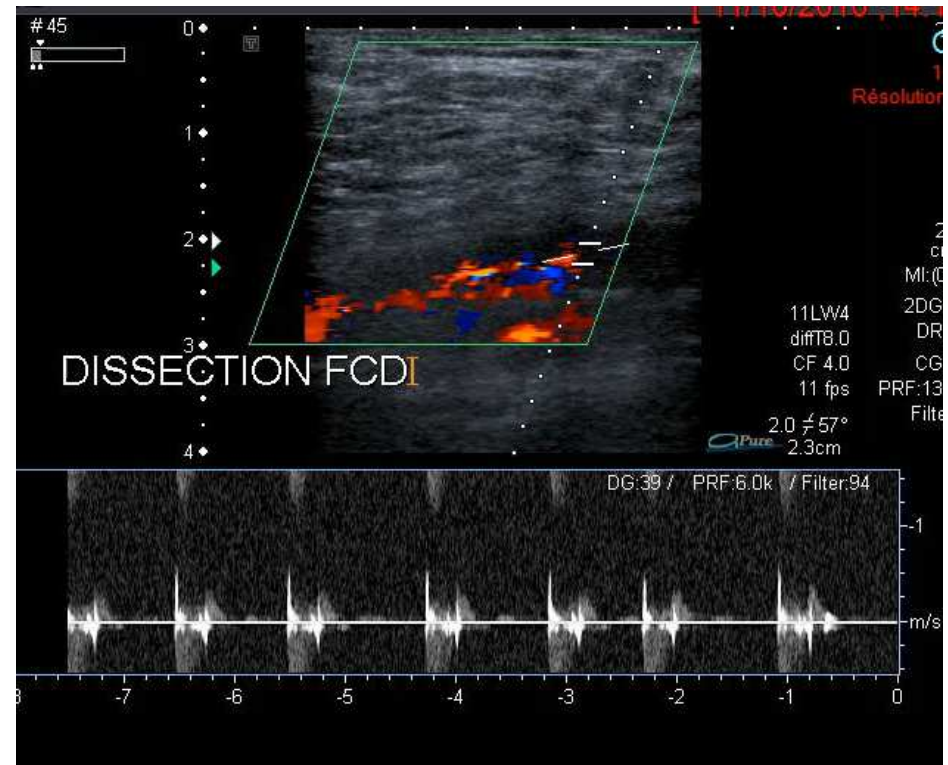


Intérêt de l'hémodynamique

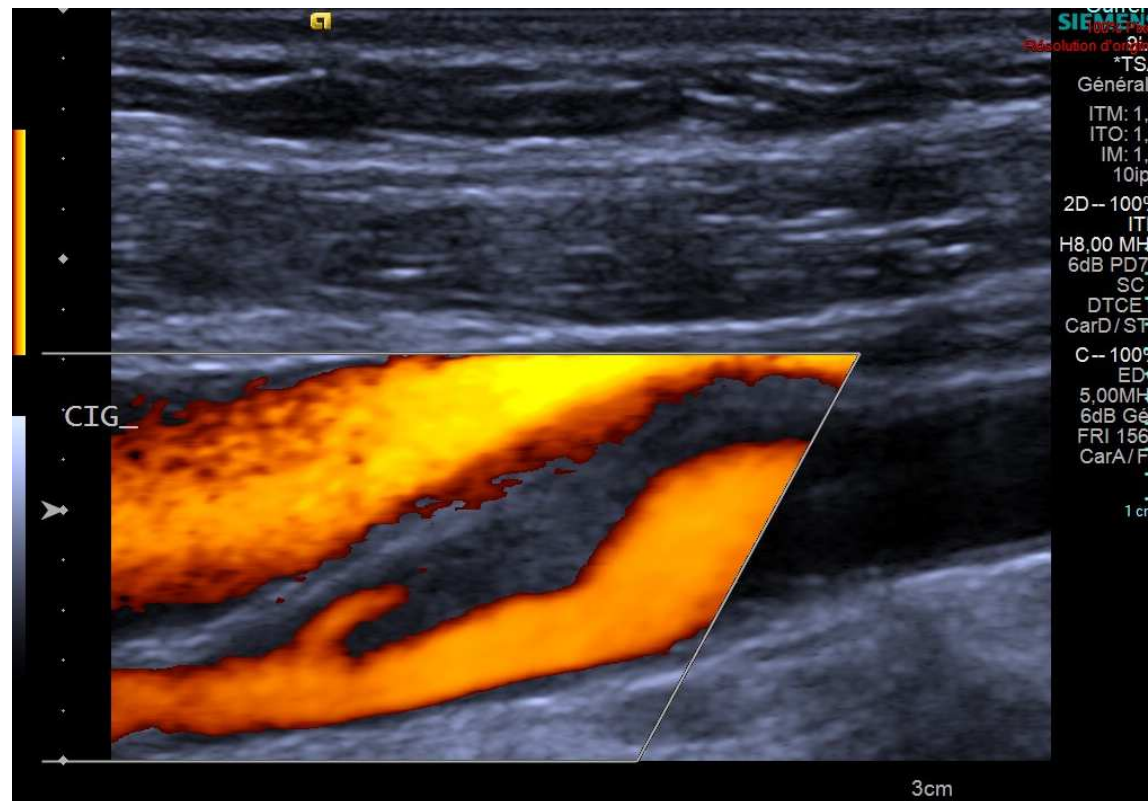
- Étude de répartition des flux

Les dissections artérielles

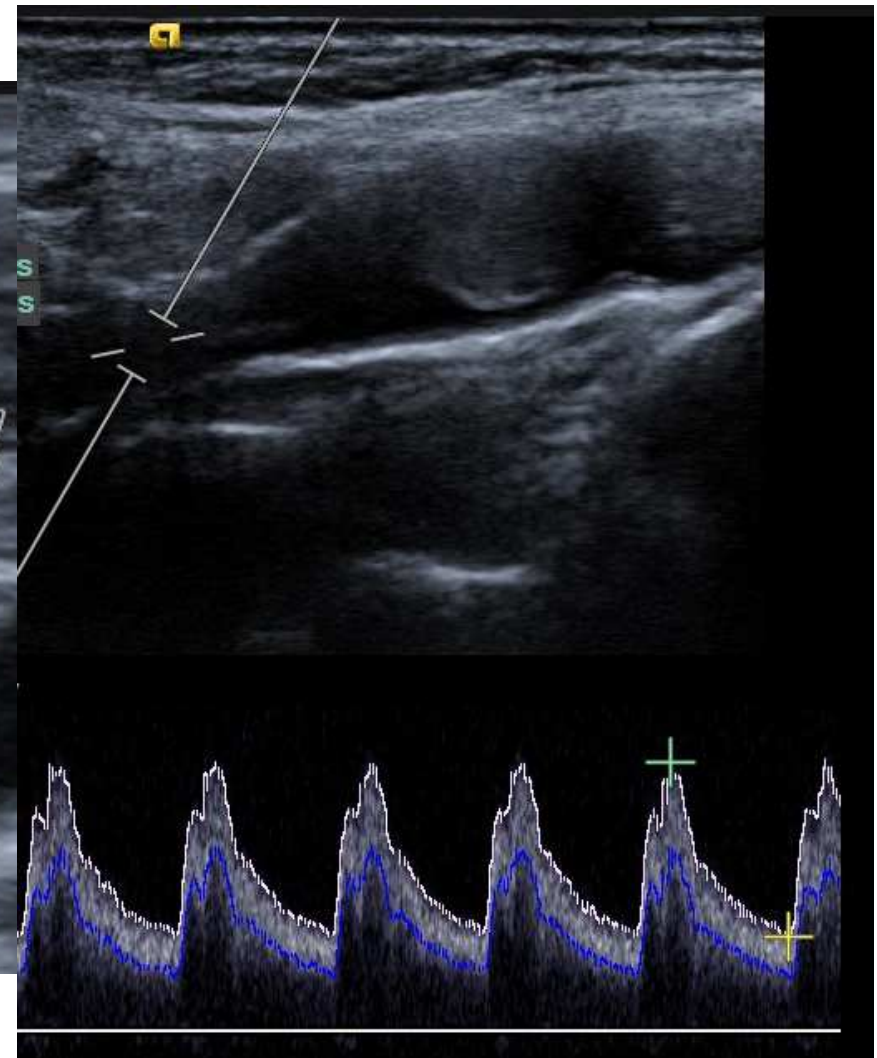
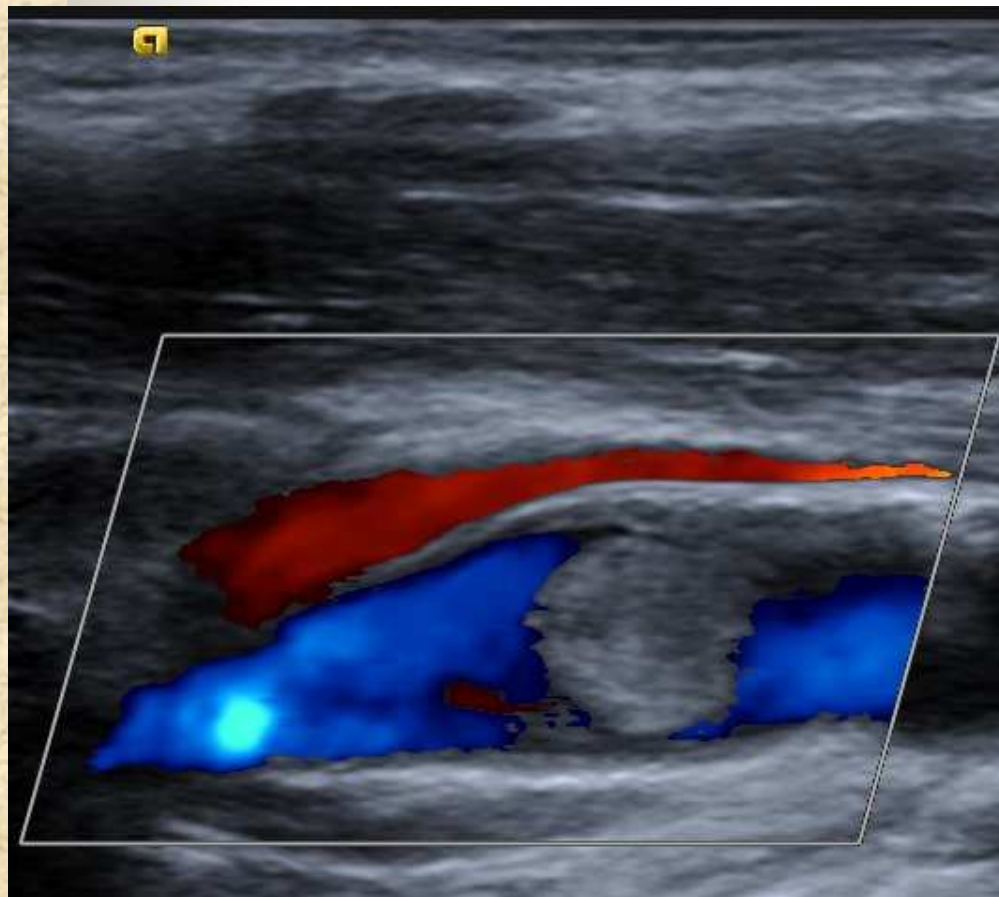
- Spontanées (rares)
- iatrogènes



Les plaques ulcérées



Les thromboses





Plan

- Rappel physiologique
- Hémodynamique
- Propriétés physiques des vaisseaux
- Ecoulements circulatoires
- Analyse spectrale
- L'effet Doppler
- Différents modes doppler
- Interprétation des signaux doppler
- Pièges et artéfacts en mode Doppler



Pièges et artéfacts en Doppler

- Double contrainte en doppler pulsé
 - La profondeur explorée limite la fréquence échantillonnage
 - La fréquence d'échantillonnage limite les hautes fréquences mesurables
- D'où : ambiguïté en vitesse pour les hautes vitesses d'écoulement



Pièges et artéfacts en Doppler

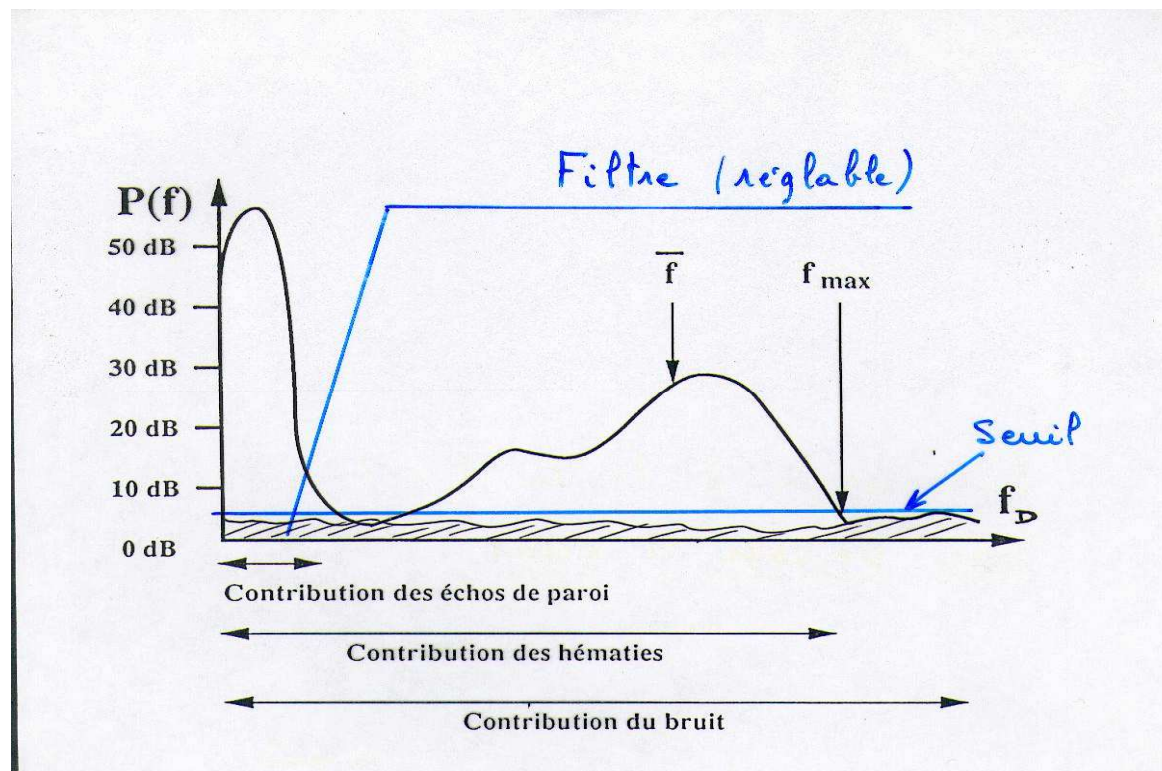
- Mais

- Le PWD permet de discriminer en profondeur
- Il donne la direction du flux et la vitesse du sang moyennée sur la fenêtre doppler
- En mode triplex est associé à l'imagerie et on peut alors connaître le débit de sang

- D'où sa complexité d'utilisation

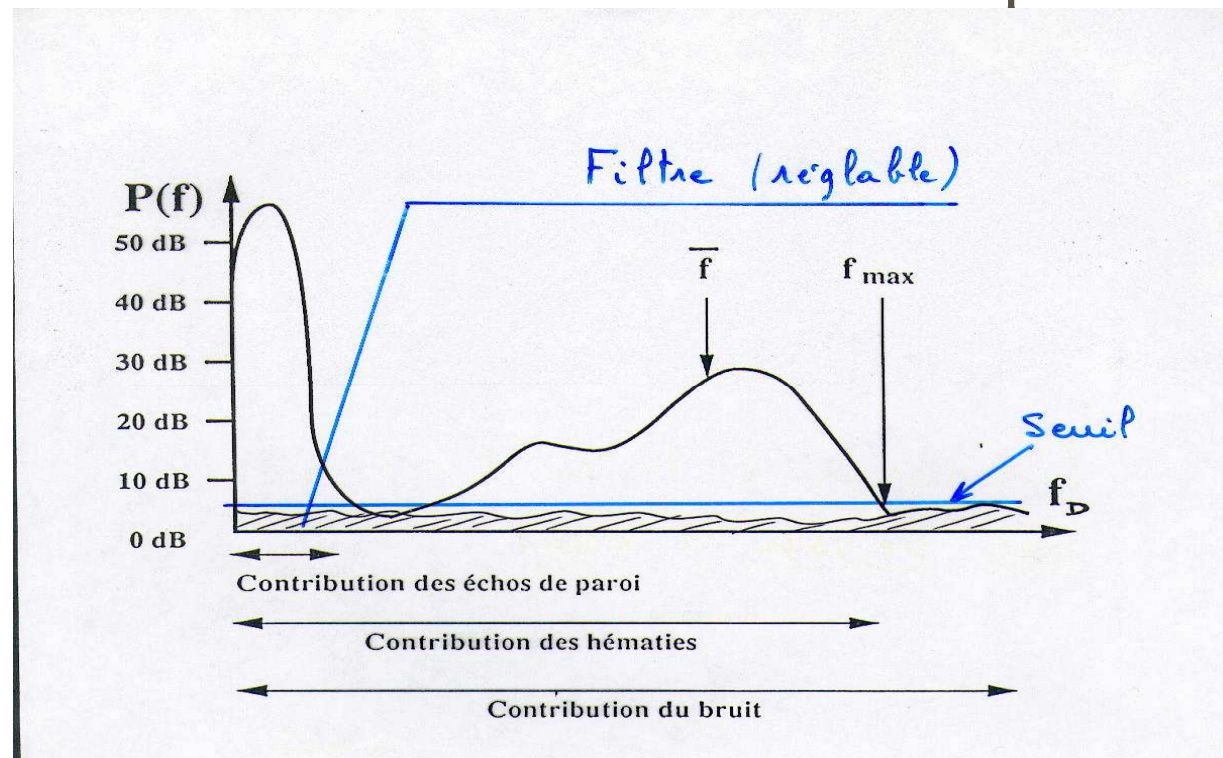
Pièges et artéfacts en Doppler

- Bruits de parois
 - Filtre haut : atténue les basses fréquences



Pièges et artéfacts en Doppler

- Bruits de parois
 - Filtre bas : atténue les bruits de parois



Pièges et artéfacts : l'ombre portée

- Phénomène physique de l'ombre
 - Partie non éclairée = ombre propre
 - Partie en arrière de l'objet = zone d'ombre
 - Ombre qui se projette sur un plan = ombre portée



L'ombre portée en échographie

- Phénomène d'«ombre portée» ou « en volute de fumée » = flux hélicoïdal

Echelle 5
Dynam 50dB
Persist Moy
CI Haut
Opt 2D:Rés

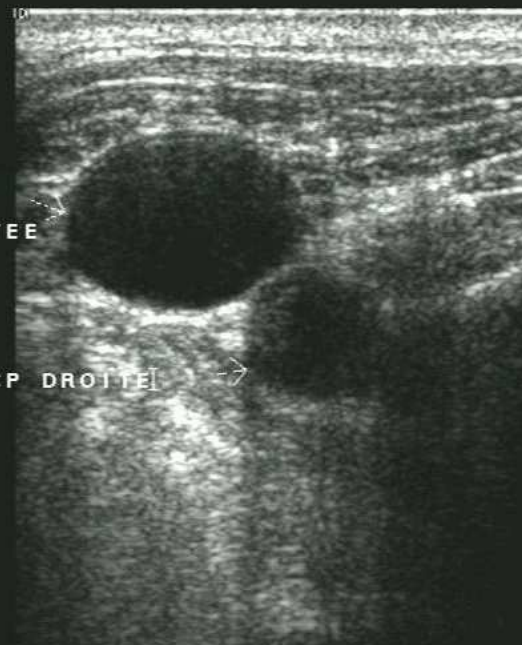
PHENOMENE D'OMBRE PORTEE
JUGULAIRE INTERNE



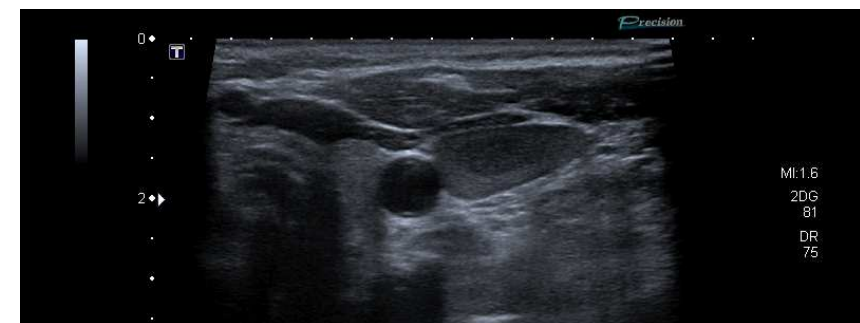
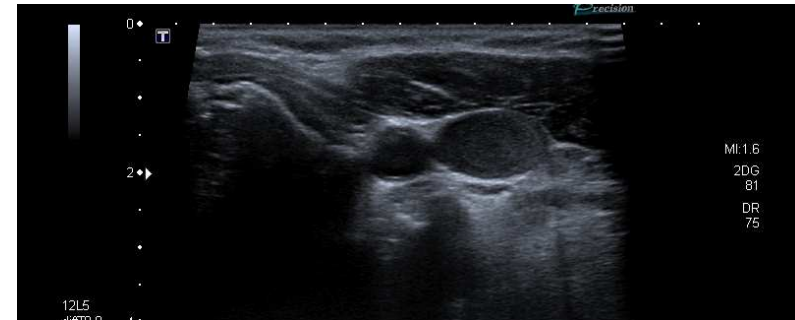
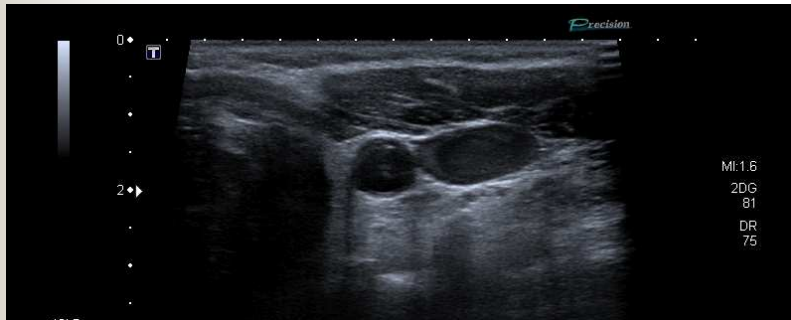
Echelle 5
Dynam 50dB
Persist Moy
CI Haut
Opt 2D:Rés

JID DILATEE

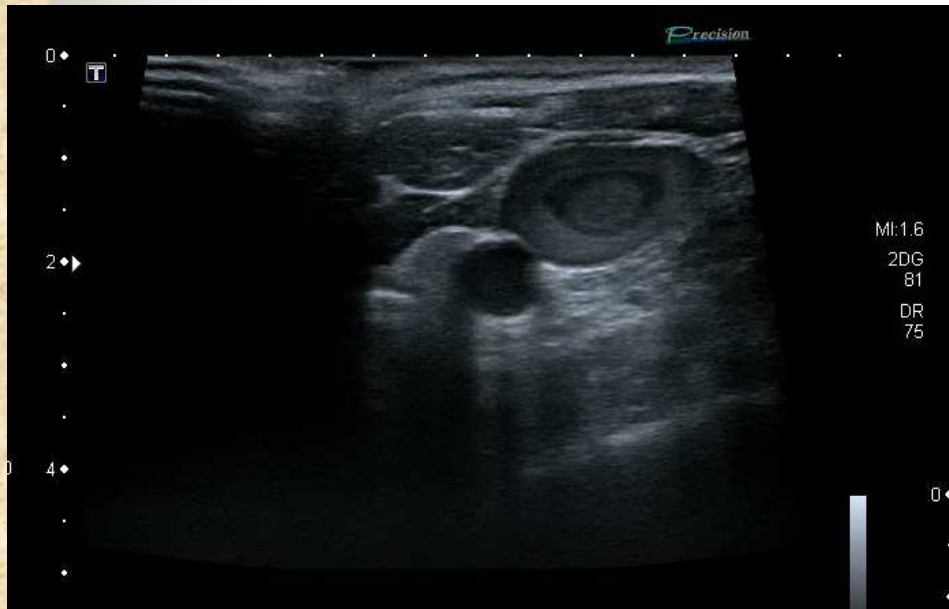
CP DROITE



L'ombre portée en écho-doppler

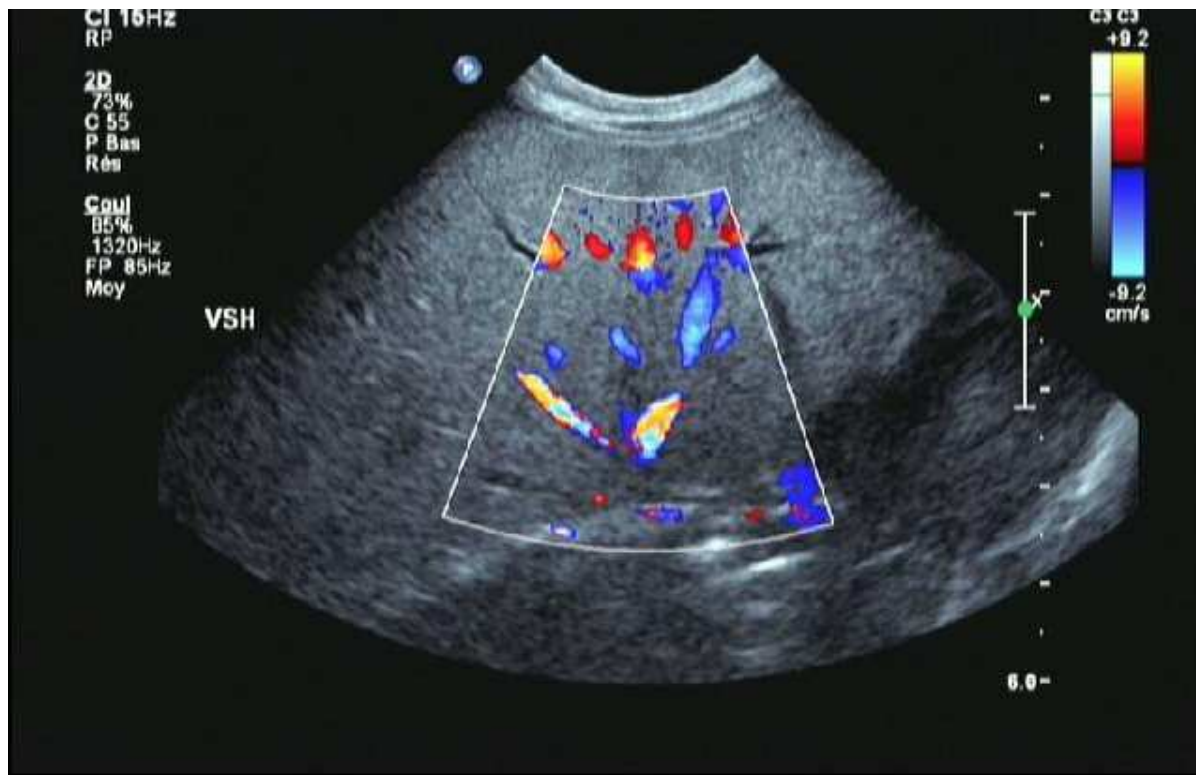


L'ombre portée en écho-doppler



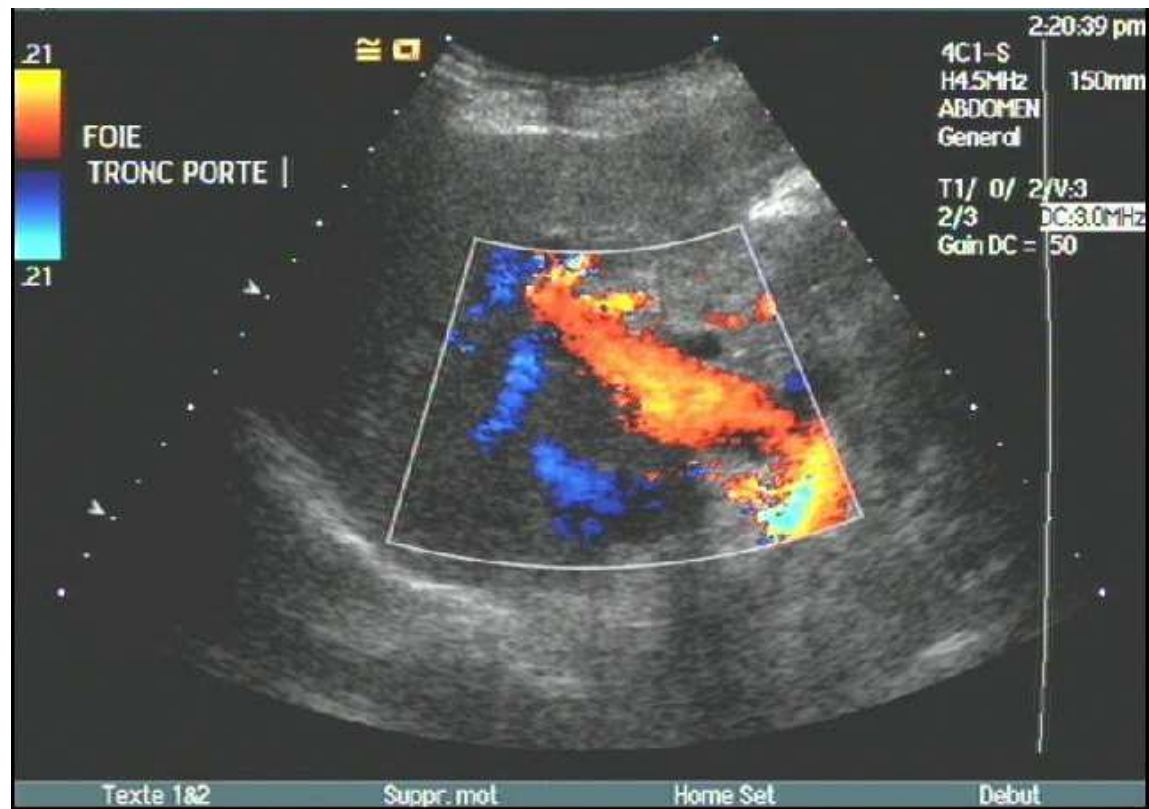
Angulation doppler

- Remplissage vasculaire nul ou incomplet



Sens de circulation doppler

■ Angulation vasculaire

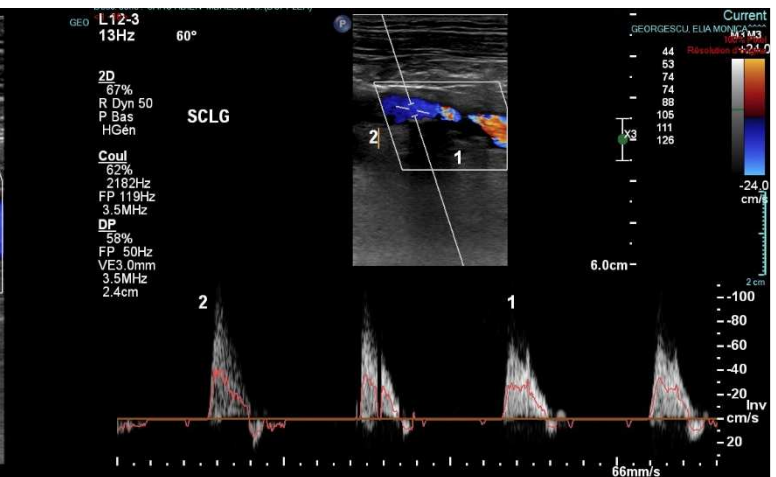
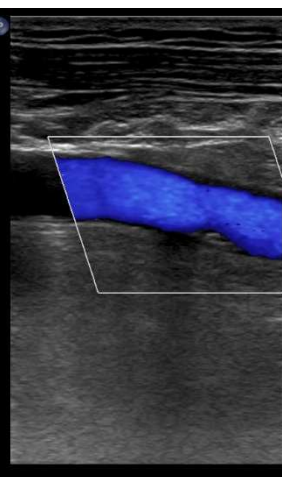
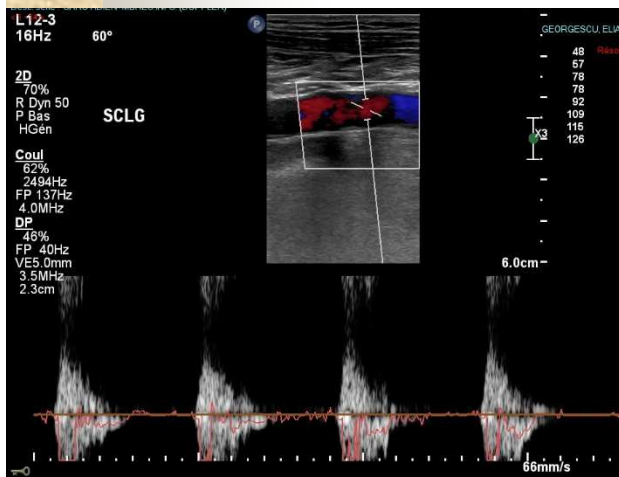
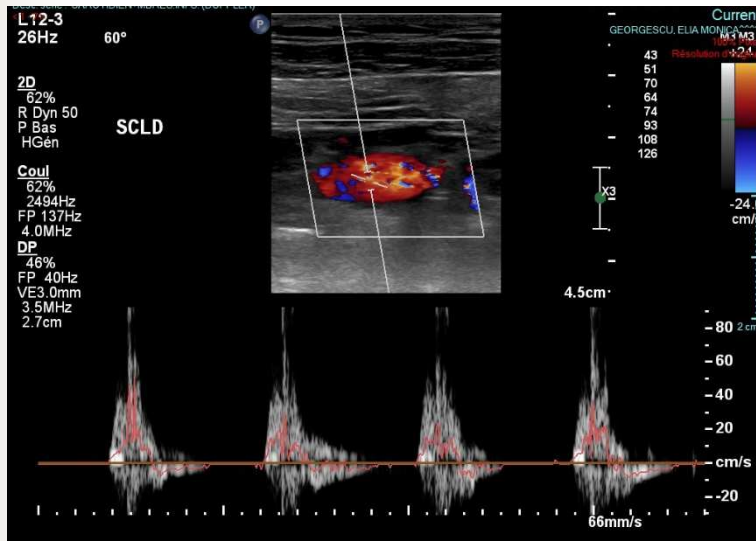




Sens de circulation doppler

- Angulation vasculaire

Effet de l'angle d'insonation : interp^o spectrale



Fenêtre d'échantillonnage

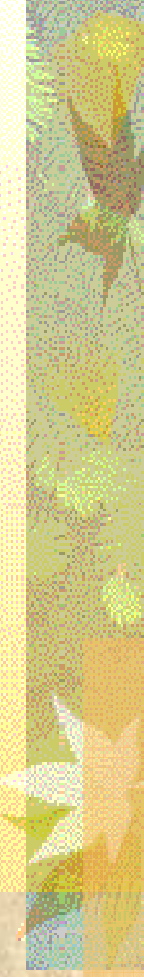
- Ambiguïté spatiale

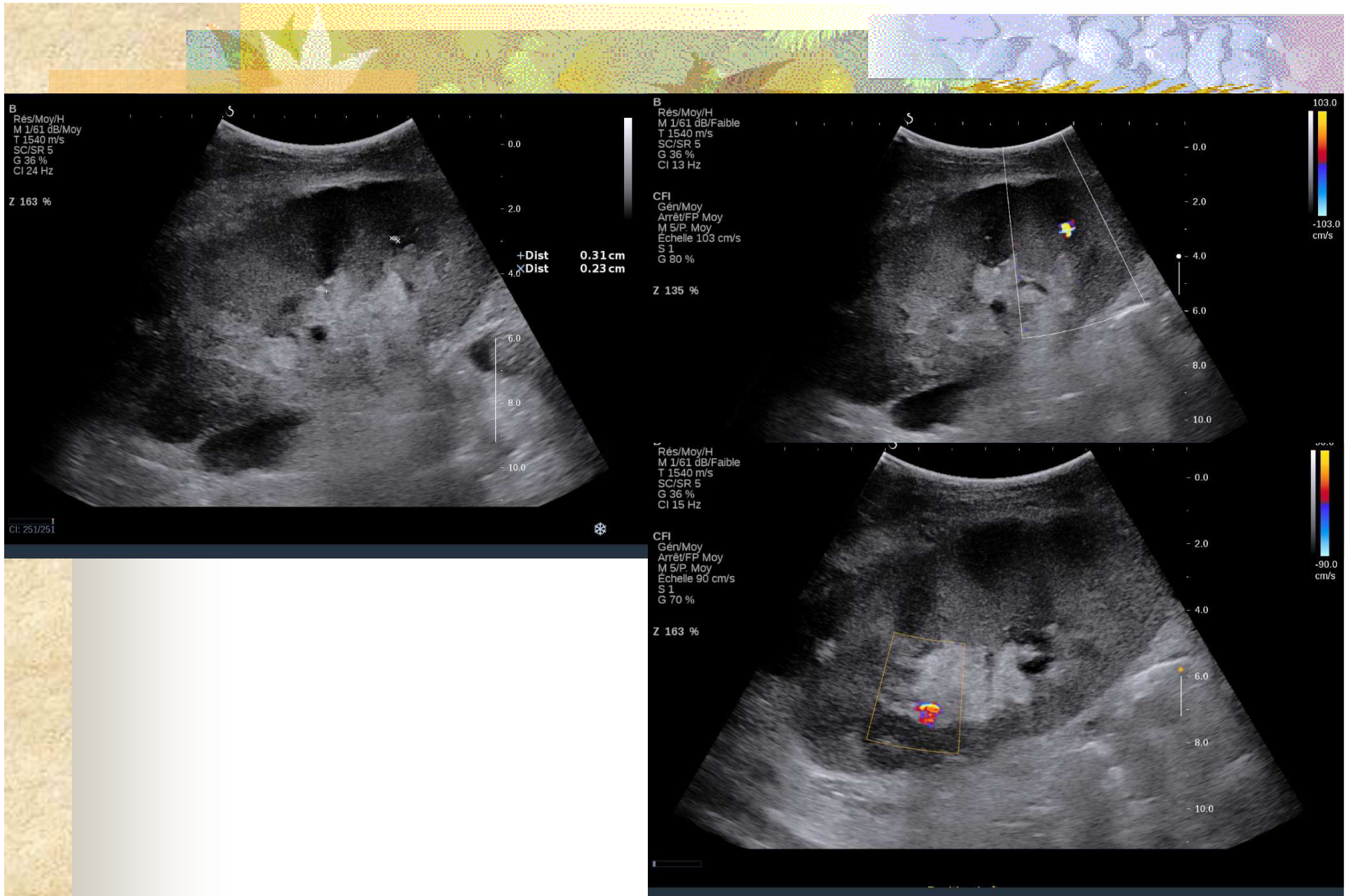




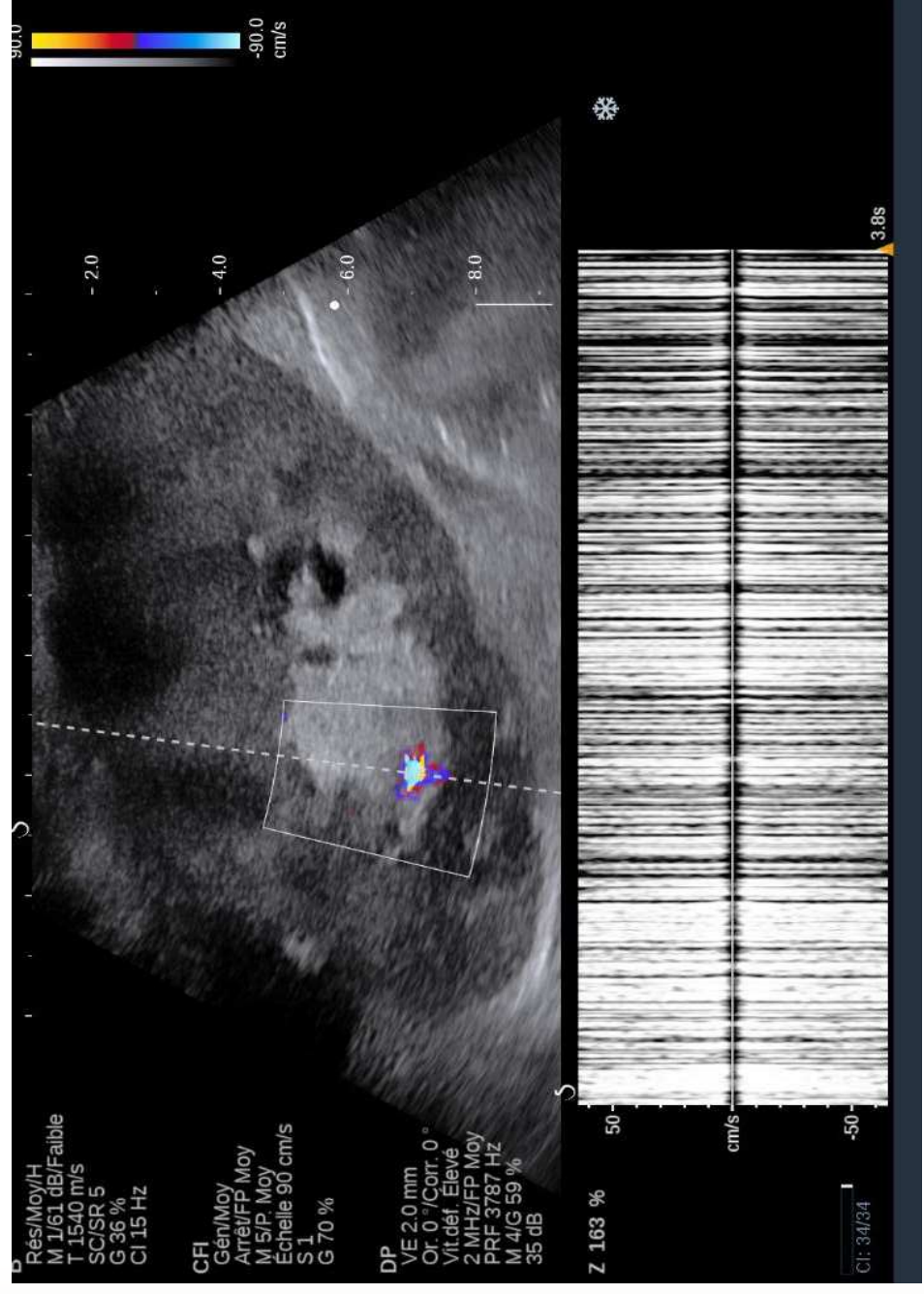
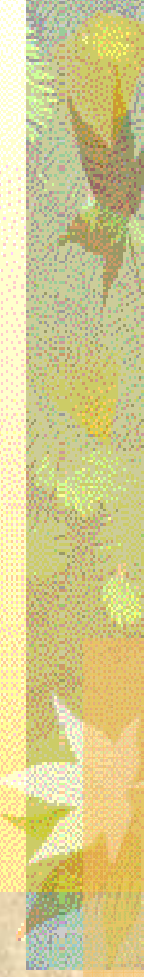
Scintillement

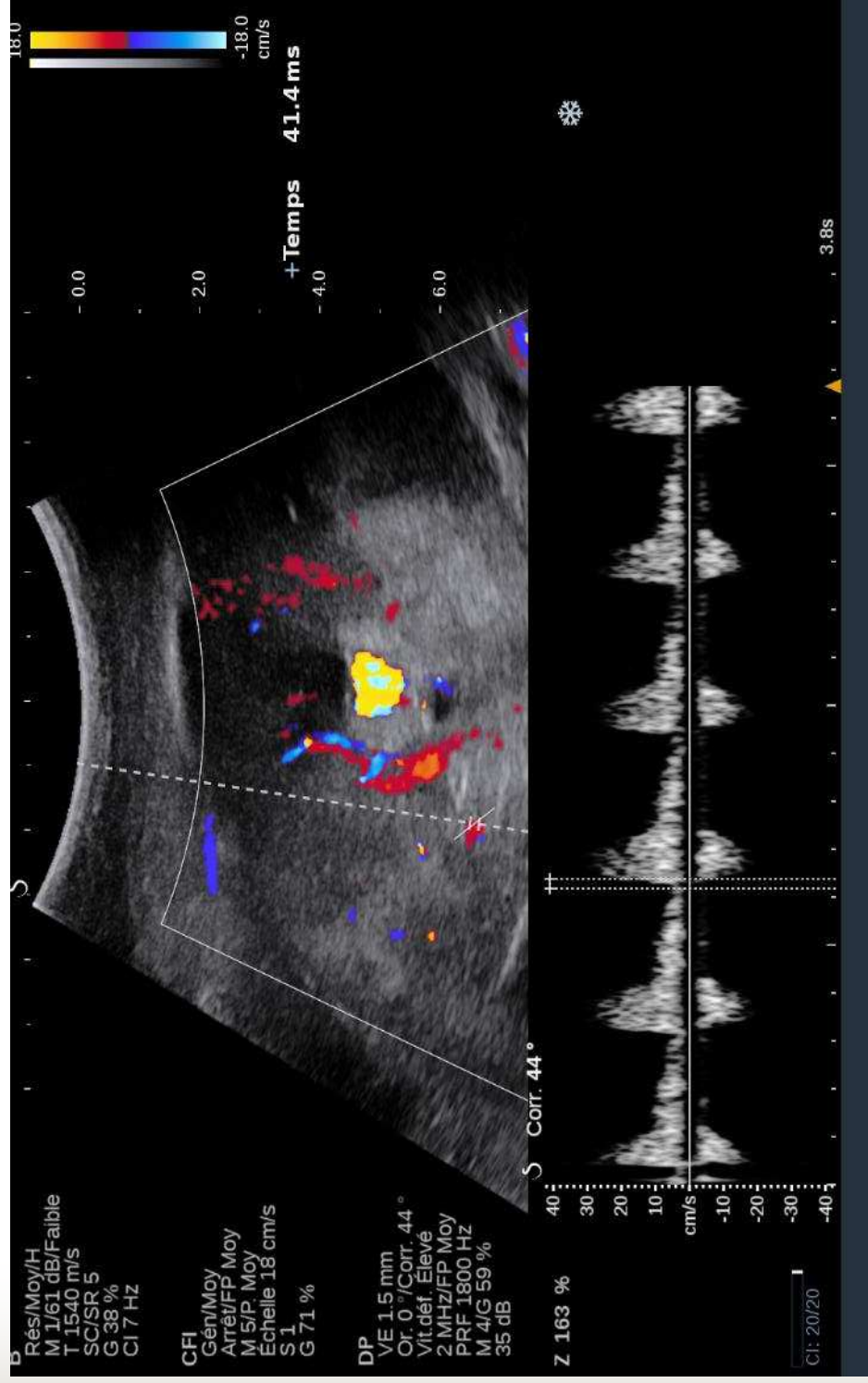
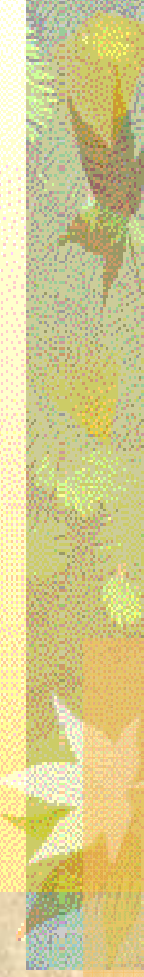
- Artéfact utile en diagnostic
- Existe quelque soit la PRF
- Mise en évidence sur structure réfléchissante
- Permet de différentier d'autres structures

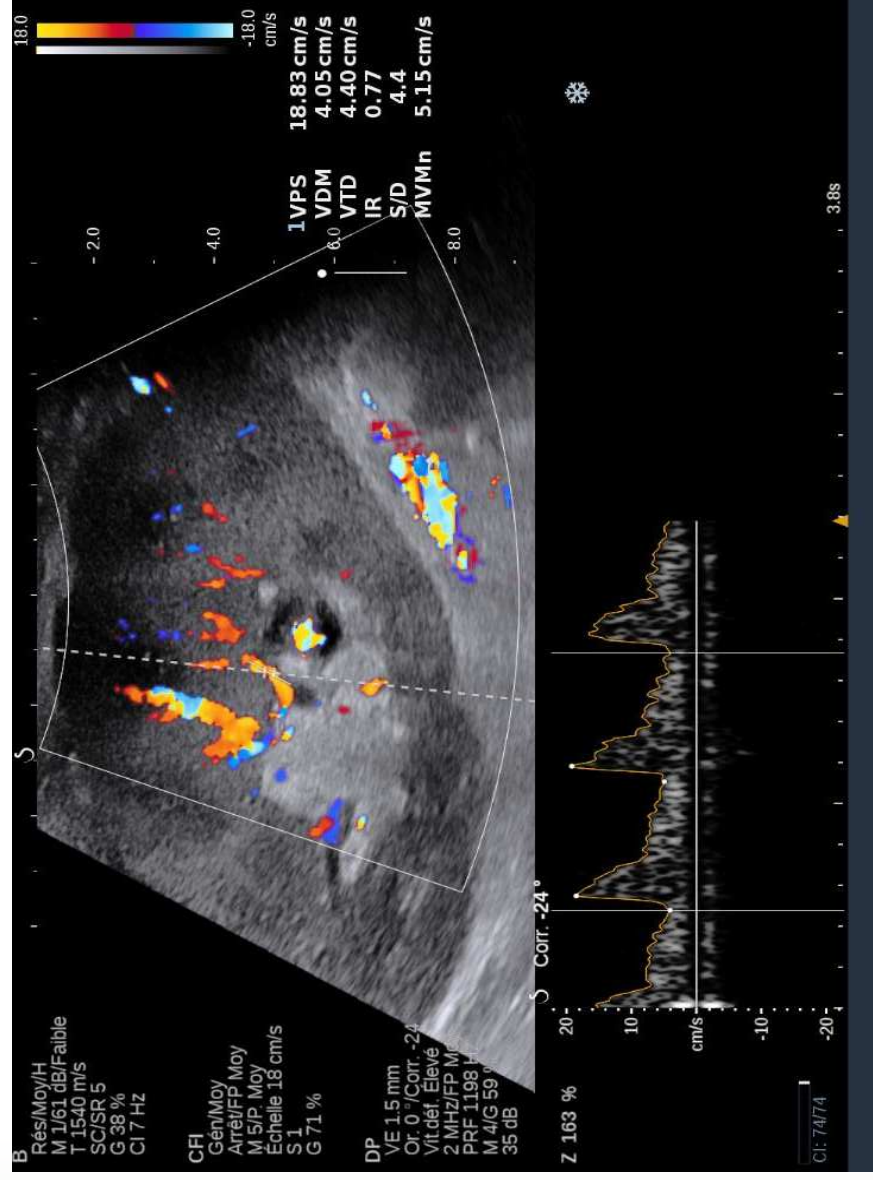
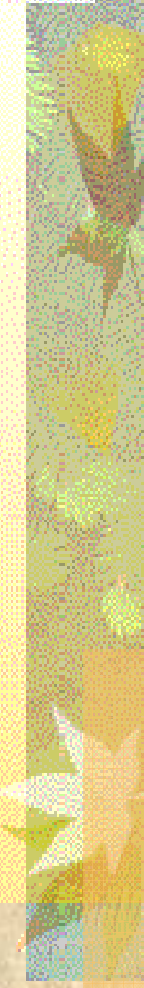




Lithiase rénale

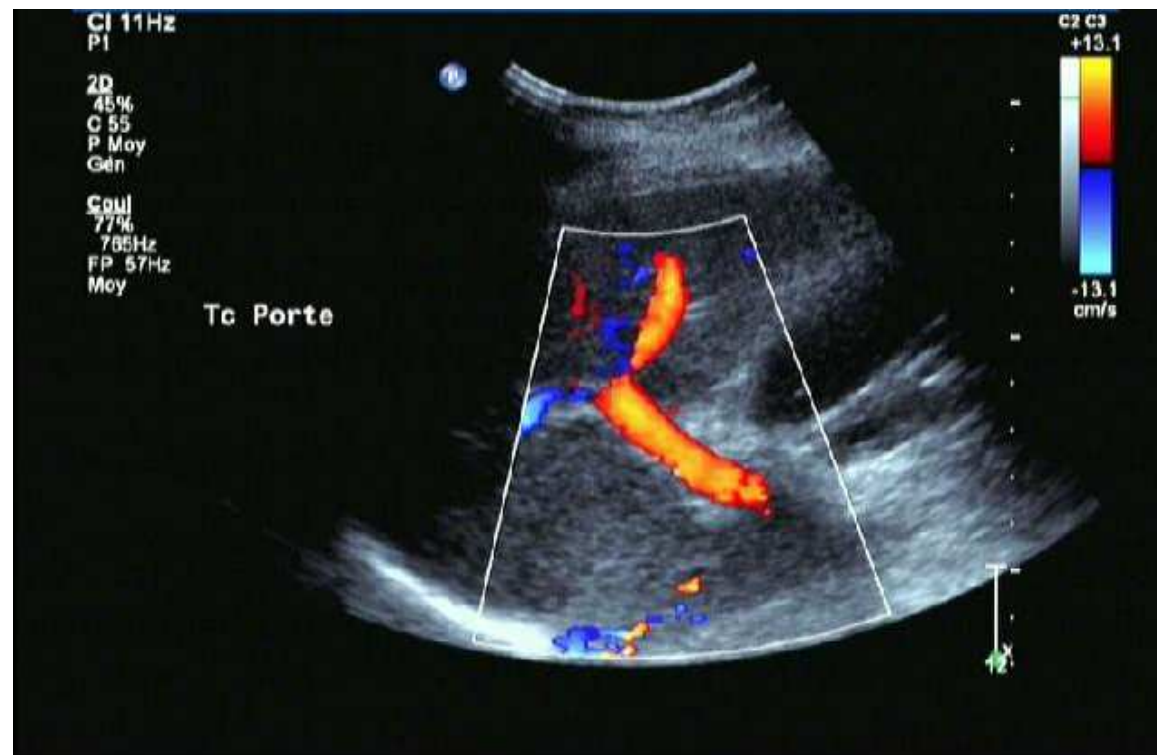






Pièges et artéfacts en Doppler

- Ambiguïté spatiale
 - Vaisseau fantôme





Merci de votre attention