

Principes de l'échocardiographie et du Doppler

Michel Slama

Amiens

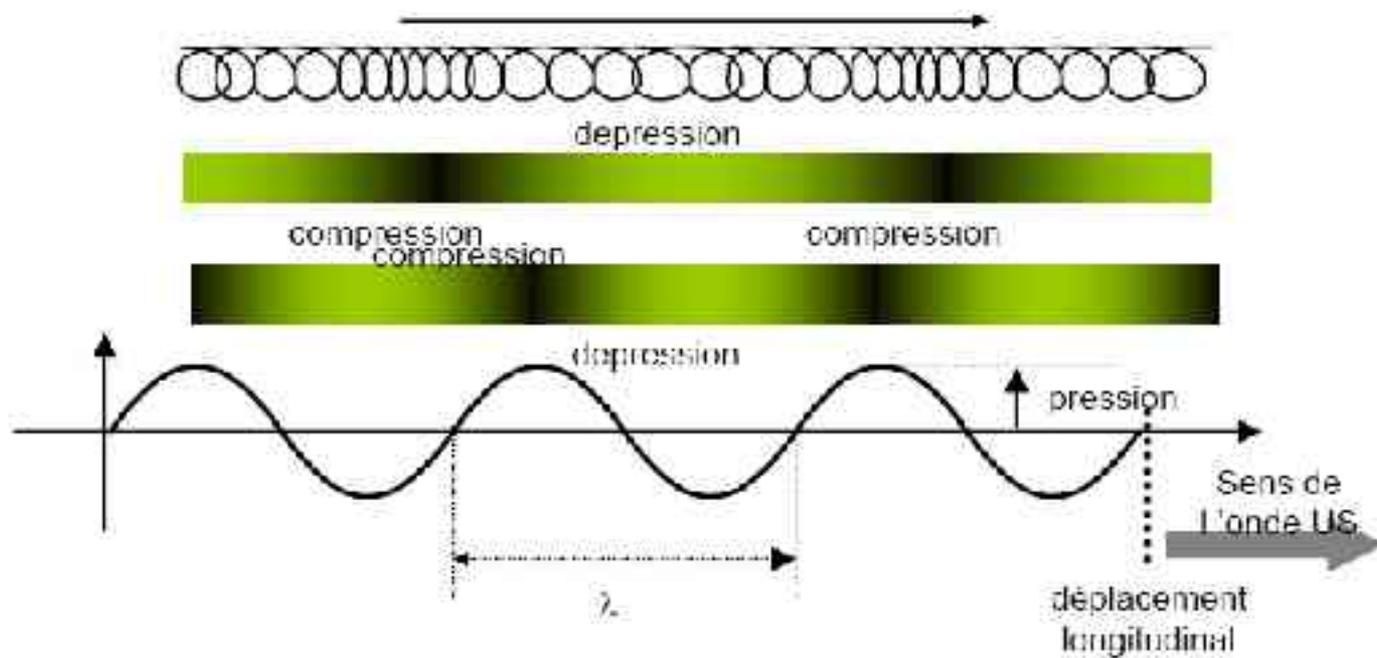
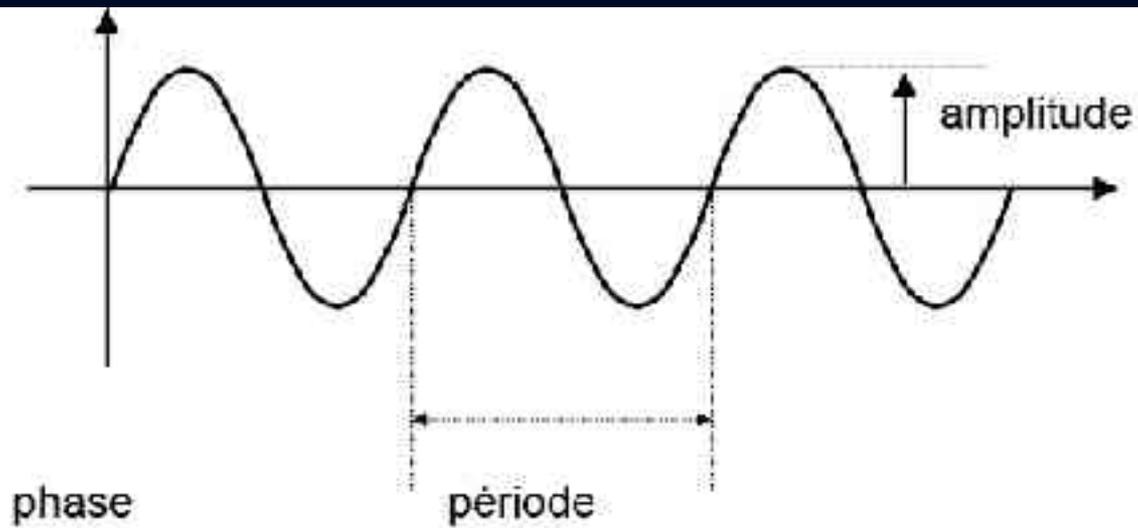
Echocardiographie

Ultrasons

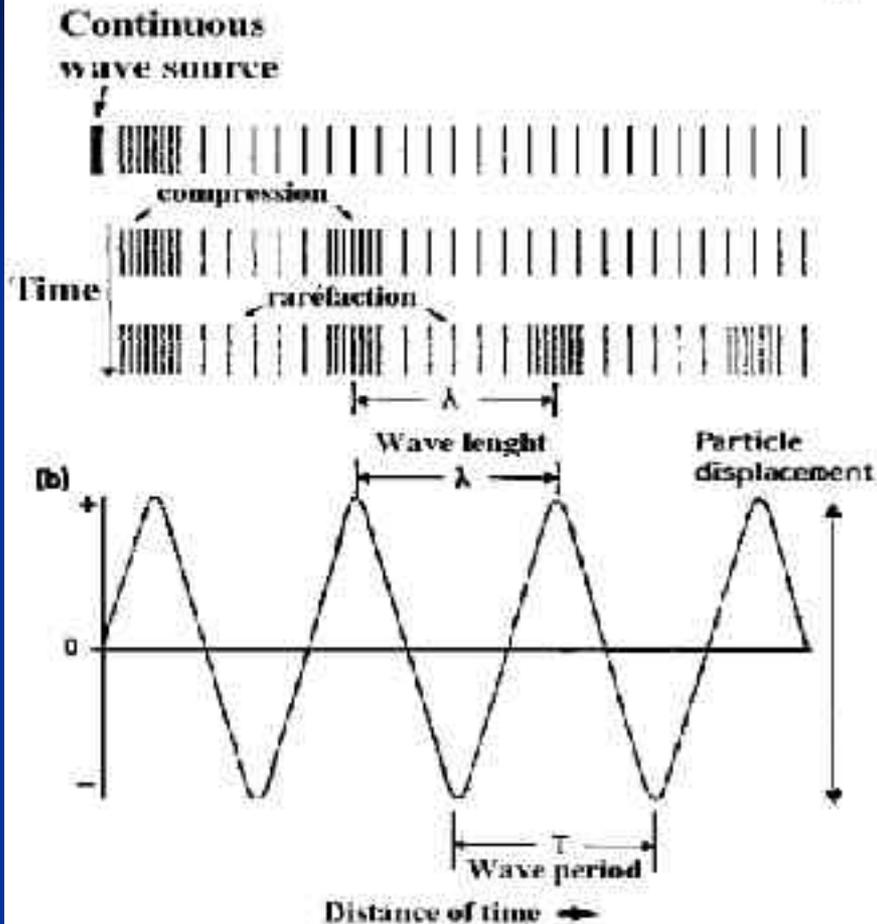
- 4 notions importantes
 - Fréquence
 - Energie
 - Impédance
 - PRF

Nature de l'onde ultrasonore

- **Onde de pression** se propageant dans un milieu élastique :
 - **variation de pression qui se déplace**
 - propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel
 - ne peut se faire dans le vide (\neq ondes EM)
 - milieu de propagation soumis à une succession de surpressions et de dépressions (vibration longitudinale)
 - mouvement **sinusoïdal** des molécules dans l'axe de déplacement des ultrasons



Rappels



• Les US sont des ondes mécaniques (\neq RF)

- pas de propagation dans le vide
- compression / dilatation

$$\lambda = c \cdot T$$

c = vitesses dans les tissus

T = période = $1/f$

f – fréquence

Fréquence et longueur d'onde

- Les sons

- 4 catégories selon leur fréquence (f)

(= nombre de variations de pression par sec)

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

S o n s	F r é q u e n c e
infrasons	0 - 20 H z
S o n s a u d i b l e s	20 H z - 20 k H z
U l t r a s o n s	20 k H z - 1 G h z
h y p e r s o n s	> 1 G H z

- **US en médecine : 1 et 10 MHz**

- λ : distance séparant 2 pts du trajet de l'onde où la pression est la même

Fréquence et longueur d'onde

- Les sons
 - Pour un milieu donné

- λ longueur d'onde
- c célérité (1540 m/s)
- f fréquence

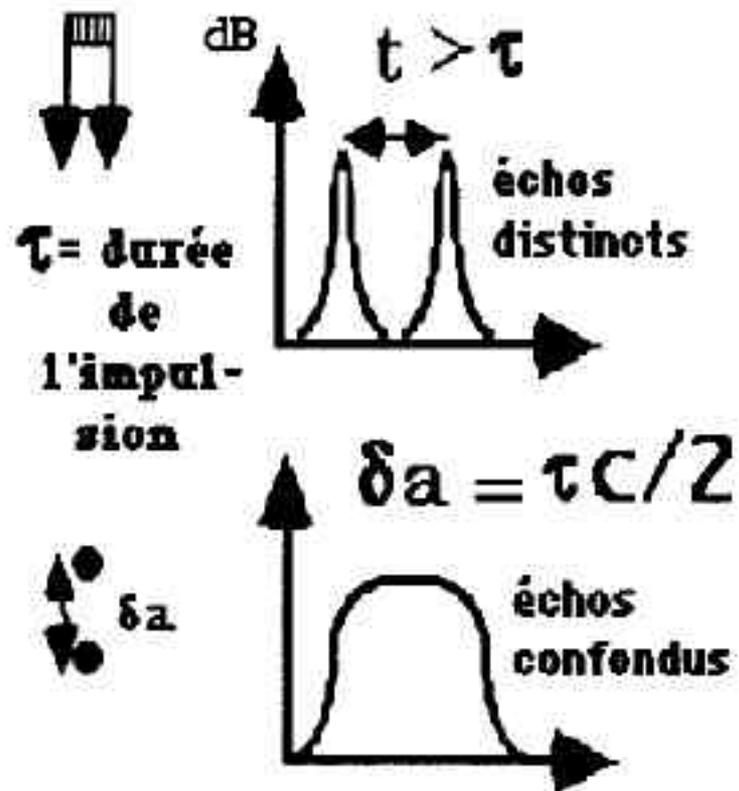
$$\lambda = \frac{c}{f}$$

– $\lambda \downarrow$ si $f \uparrow$

- $\lambda = 0,77$ mm pour $f = 2$ MHz
- $\lambda = 0,31$ mm pour $f = 5$ MHz
- $\lambda = 0,15$ mm pour $f = 10$ MHz

Résolution axiale

- Aptitude à différencier des détails placés dans l'axe de propagation des US
- De l'ordre du mm
- Dépend
 - λ (\downarrow lorsque $f \uparrow$) - (limite théorique)
 - Durée de l'impulsion (importance de l'amortisseur)



Echocardiographie

- Sondes de haut fréquence : meilleur résolution axiale
- Sondes de basse fréquence : moins bonne résolution axiale

Célérité et impédance

- vitesse de propagation de la variation de pression dans le milieu
- dépend uniquement du milieu
- le comportement d'un milieu matériel vis-à-vis des US est exprimé par une *constante*:
- impédance acoustique : Z
- Traduit l'aptitude d'un milieu donné à la pénétration des US

Célérité et impédance

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\chi}}$$

- Impédance acoustique dépend
 - masse volumique du milieu
 - compressibilité du milieu (aptitude à reprendre sa forme originale après déformation)
- Z impédance acoustique
- χ compressibilité du milieu
- ρ masse volumique
- \uparrow si la densité est importante et la compressibilité est faible
- traduit l'aptitude d'un milieu donné à la pénétration des US

Milieu	Z en 10^4 Kg/m ² /s
Air	0.0004
Tissus mous	1.63
os	3.65 à 7.09

Célérité et impédance

$$c = \frac{Z}{\rho}$$

- Z conditionne avec la masse volumique la célérité de l'onde ultra-sonore

- » **c** célérité
- » **Z** impédance acoustique
- » **ρ** masse volumique

Milieu	Célérité en m/s
Air	343
Craie	1410 - 1470
Foie	1535 - 1580
Muscle	1545 - 1631
os	2100 - 4080

- impédance $\uparrow \Rightarrow \uparrow$ célérité de l'onde US
- célérité moyenne des tissus mous **1540 m/s**

Echocardiographie

- Ultra sons se propagent rapidement dans l'os
- Ultra sons se propage lentement dans l'air
- Dans le corps humain 1540 m/s

Energie

- Un ultra sons est envoyé avec une certaine énergie
- Cette énergie se dissipe dans le milieu
- La dissipation dépend de la fréquence de l'US émis
- Haute fréquence dissipe beaucoup d'énergie alors que les basses fréquences dissipent peu d'énergie

Echocardiographie

- Sonde de haute fréquence on une faible pénétration
- Sonde de basse fréquence ont une fore pénétration

R = coefficient de réflexion

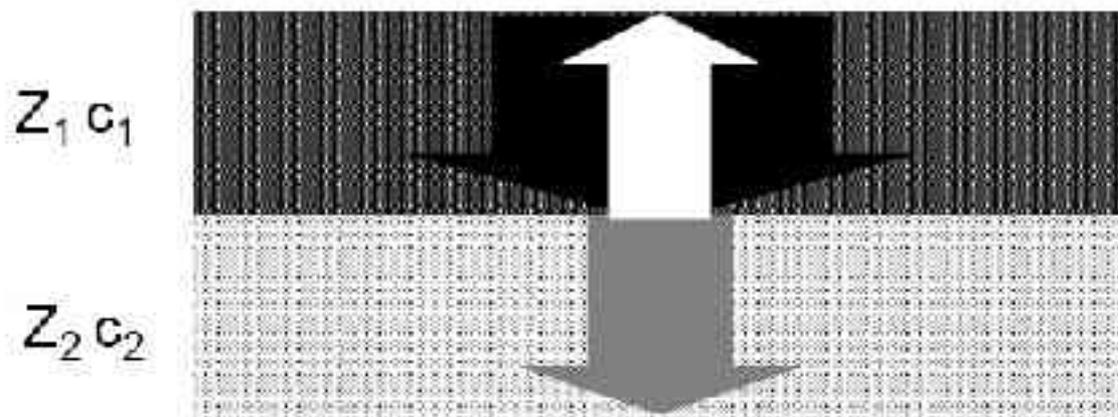
I_i = intensité incidente

I_r = intensité réfléchie

Z₁ = impédance proximale

Z₂ = impédance distale

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

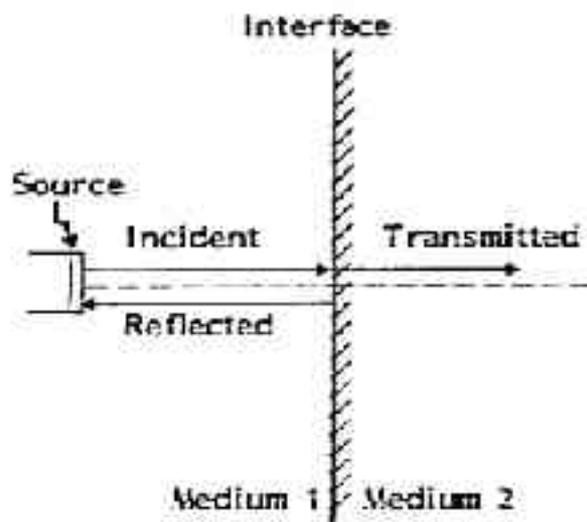


Onde incidente

Onde réfléchie

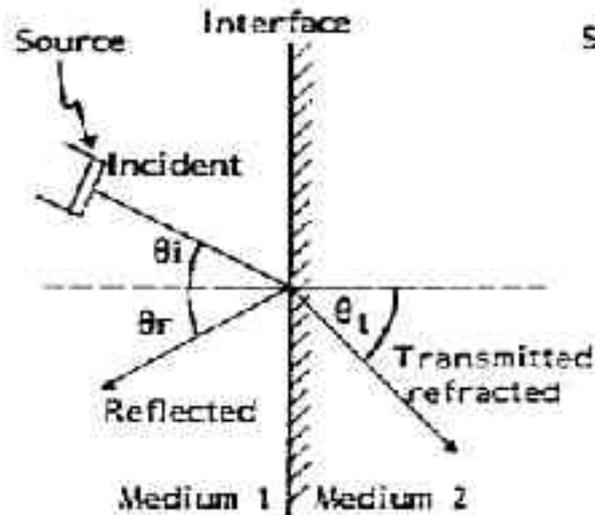
Onde transmise

Diffusion et interférences



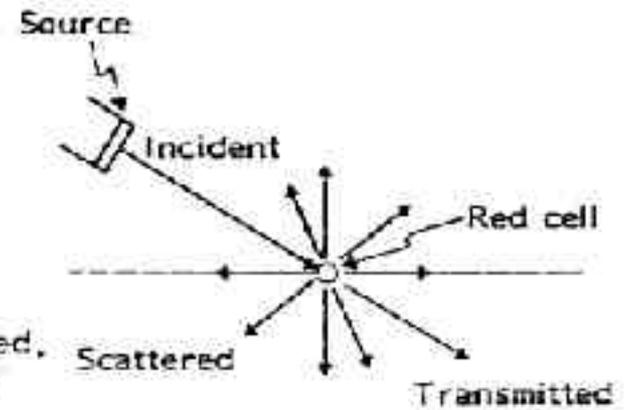
Reflexion perpendiculaire

le retour se fait vers la sonde



Reflexion quelconque

$$\sin(i).c_2 = \sin(t).c_1$$
$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2$$
$$T = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$



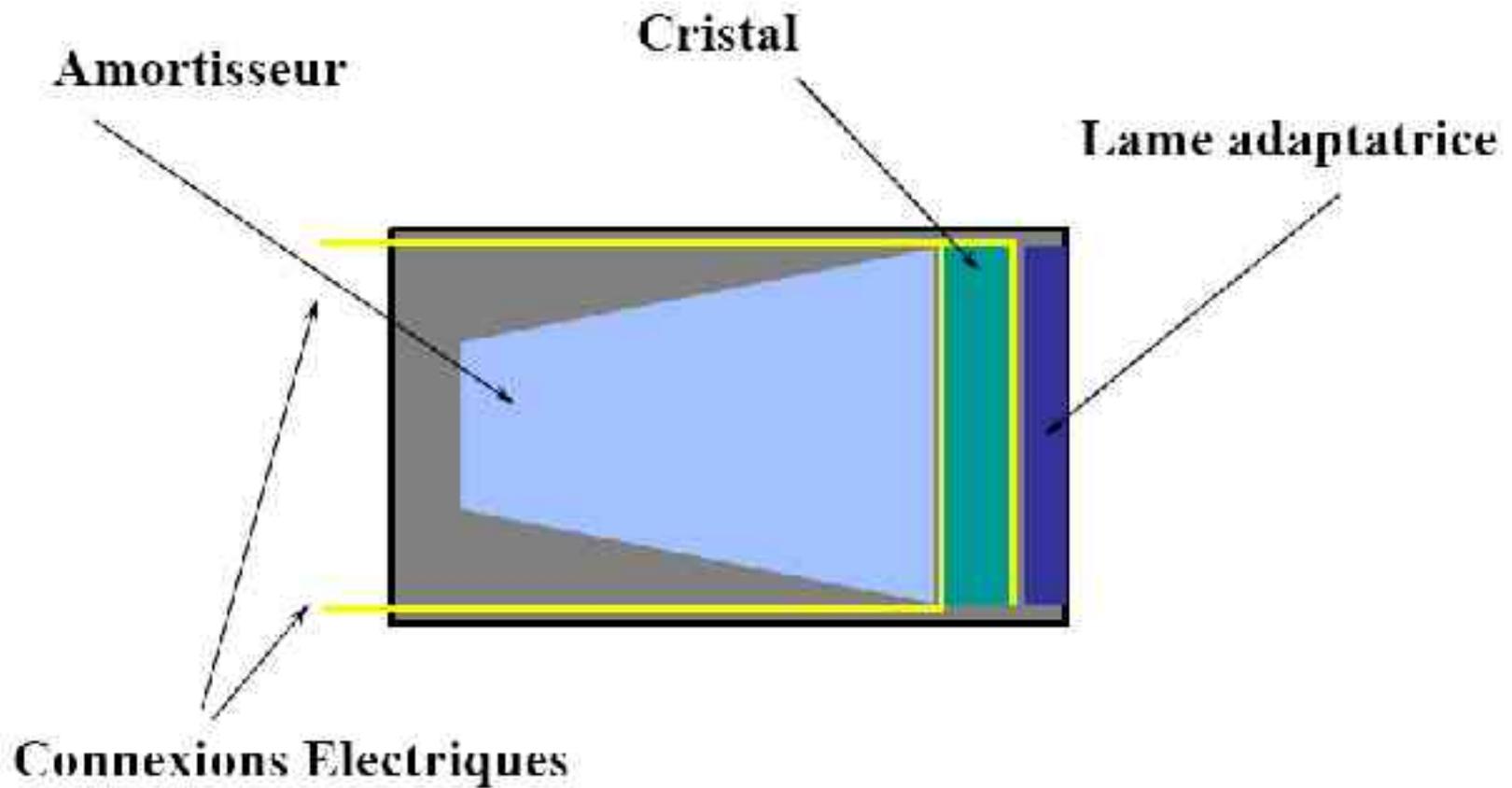
Diffusion

le signal est renvoyé dans tout l'espace.

Echocardiographie

- Afin d'avoir le meilleur signal échocardiographique et la meilleure définition en échocardiographie il faut travailler perpendiculairement à la structure étudiée.

La sonde



Production et réception des US

- **Réception (direct)**

- US réfléchis
- \Rightarrow variations de pression
- \Rightarrow contraintes mécaniques à la surface de la céramique
- \rightarrow différences de potentiel
 - dont la fréquence correspond à celle de l'onde réfléchie
 - dont l'intensité dépend de l'intensité de l'écho

- Si la sonde est émettrice, pendant 2 msec, elle est réceptrice le reste du temps, soit 998 msec par seconde.

Instrumentation

Pulses électriques

Excitations très courtes du cristal

v burst électrique détermine v écho

v burst $\approx v_0$ de résonance de cristal

Émission discontinue

PRF = Pulse Repetition Frequency

VPRF = EPRF (4 à 10 KHz)

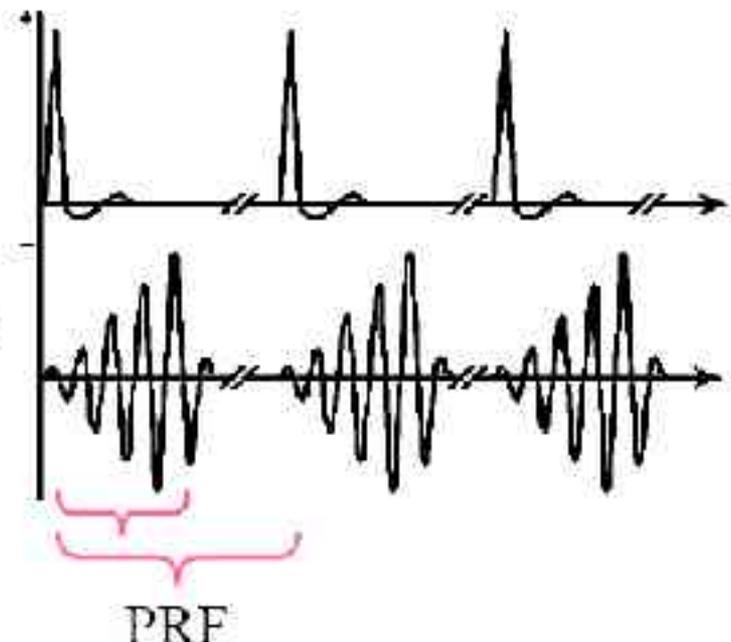
VPRF = Voltage PRF ; EPRF = Echo PRF

PRF \downarrow si $d \uparrow$

Types de Pulser

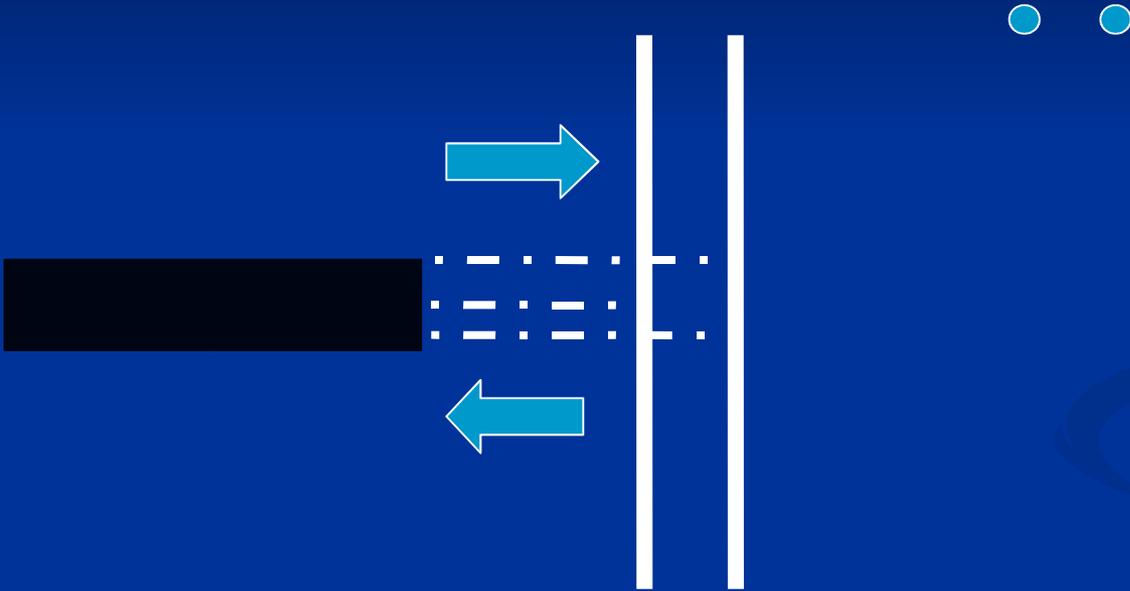
simple sonde mécaniques

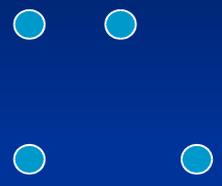
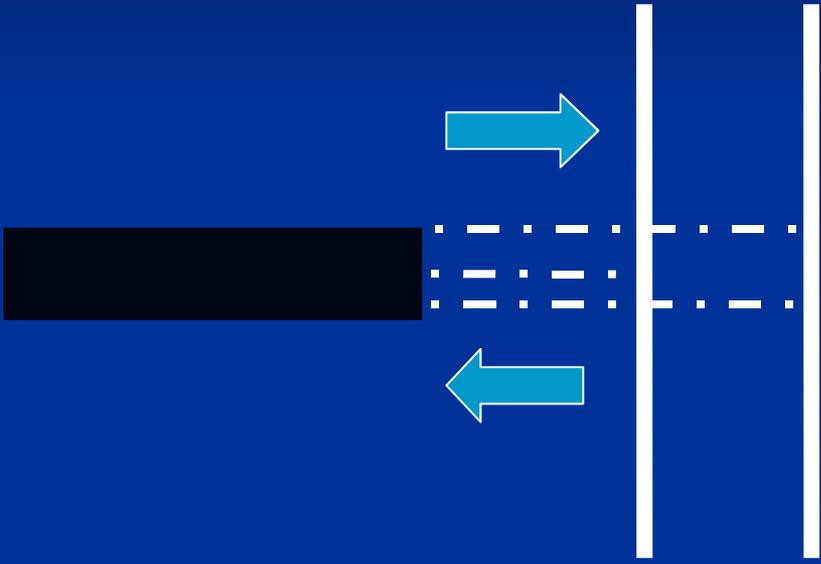
complexes phased array

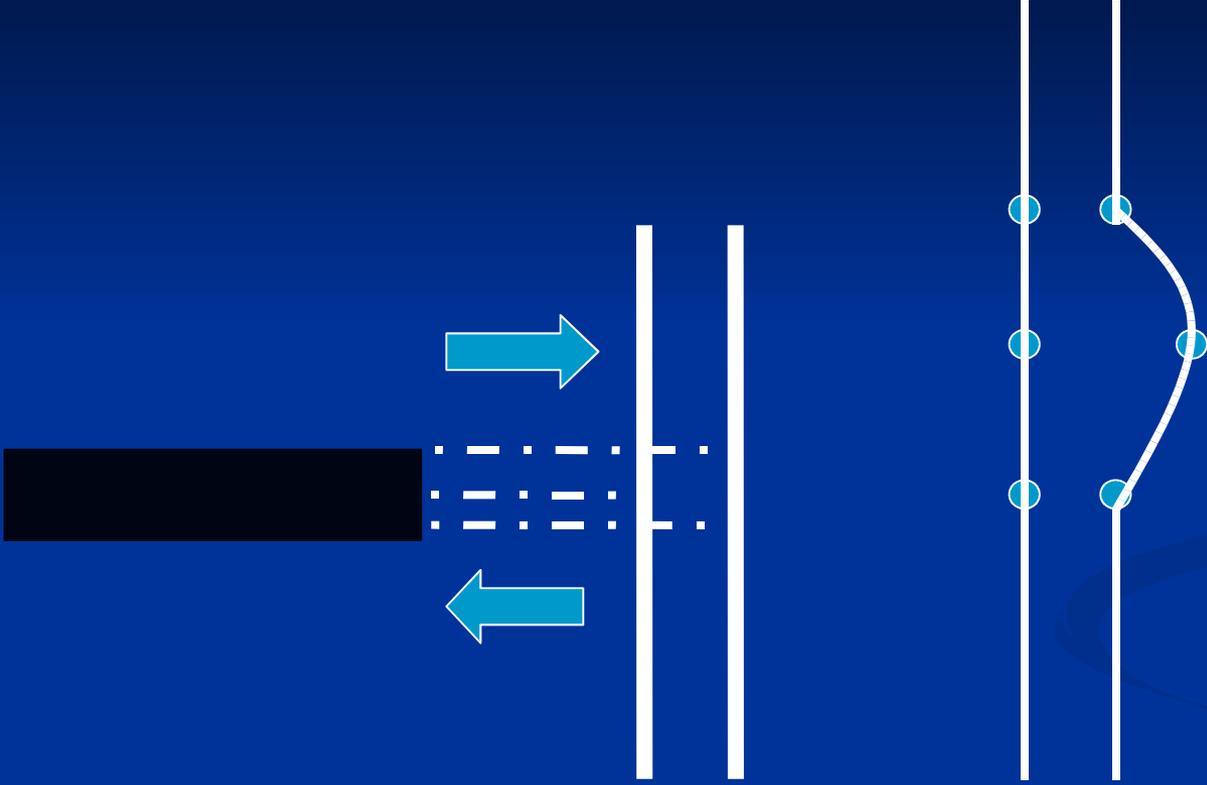


Echocardiographie

- L'analyse des structures proximales permet une haute PRF donc une fréquence d'images importante





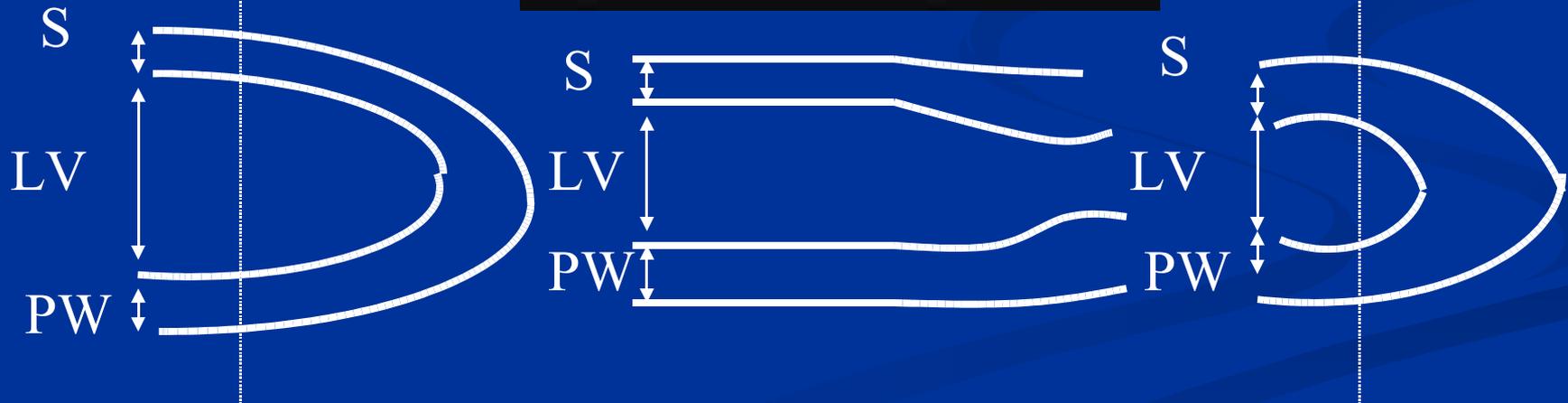


M-Mode

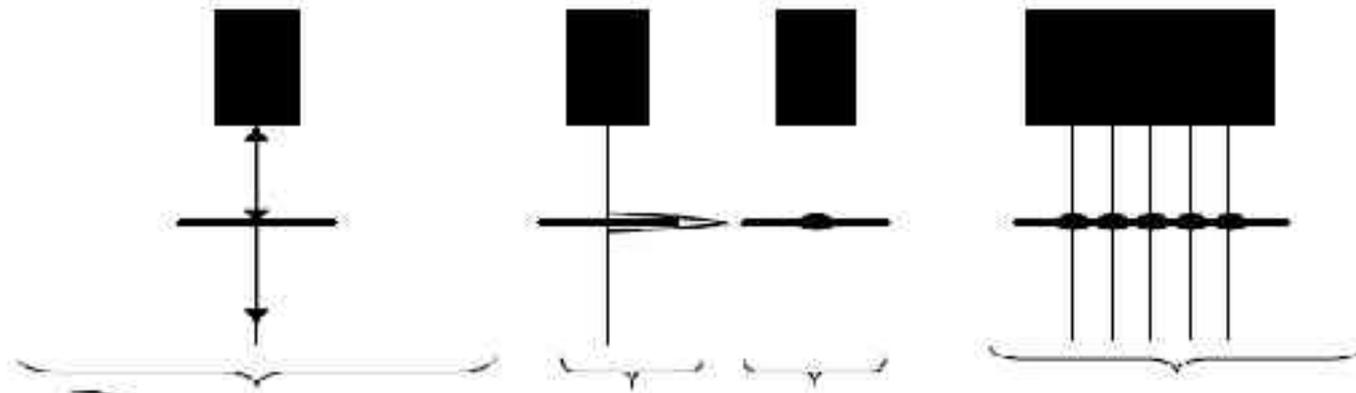
Probe



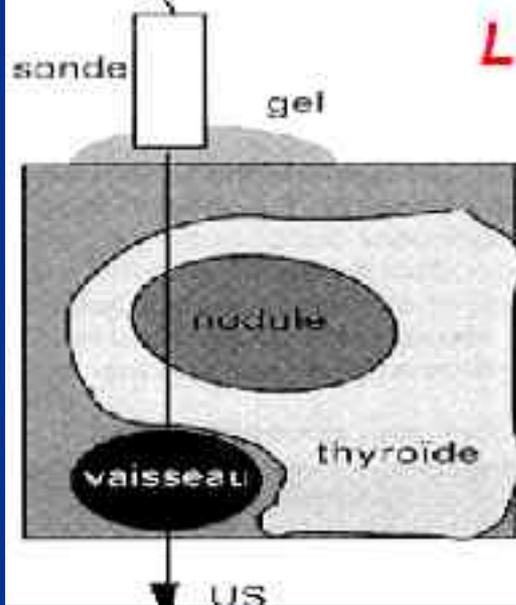
Probe



Imagerie échographique



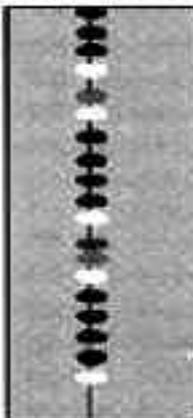
L'image se forme en temps réel



Mode A



Mode B

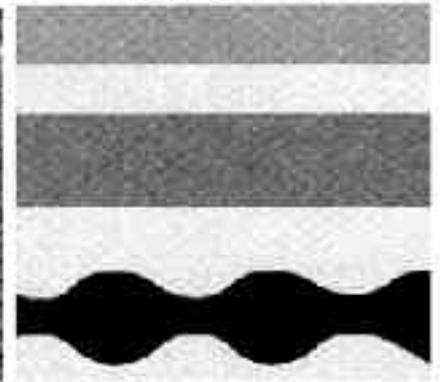


Mode B temps réel



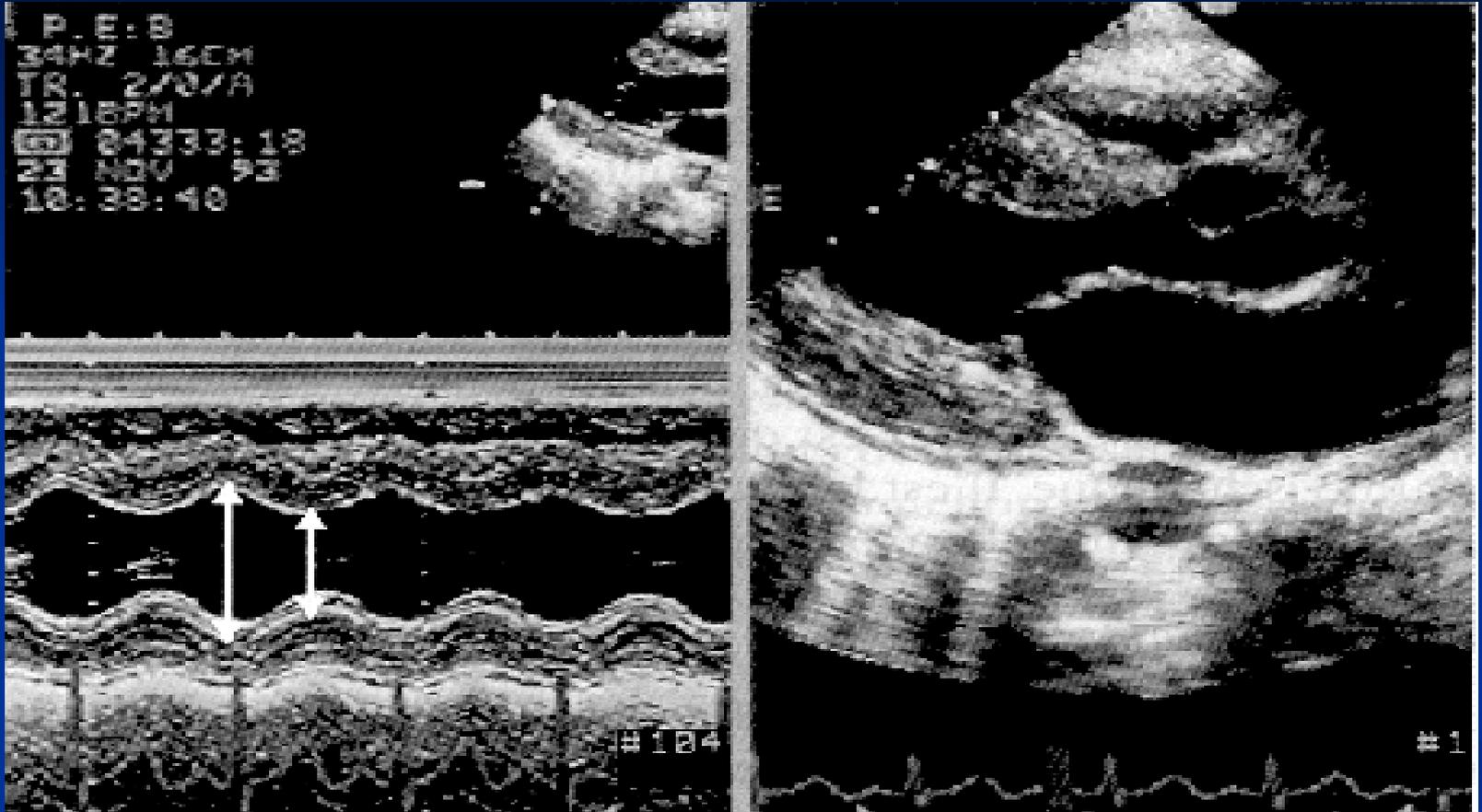
largeur

Mode TM



temps

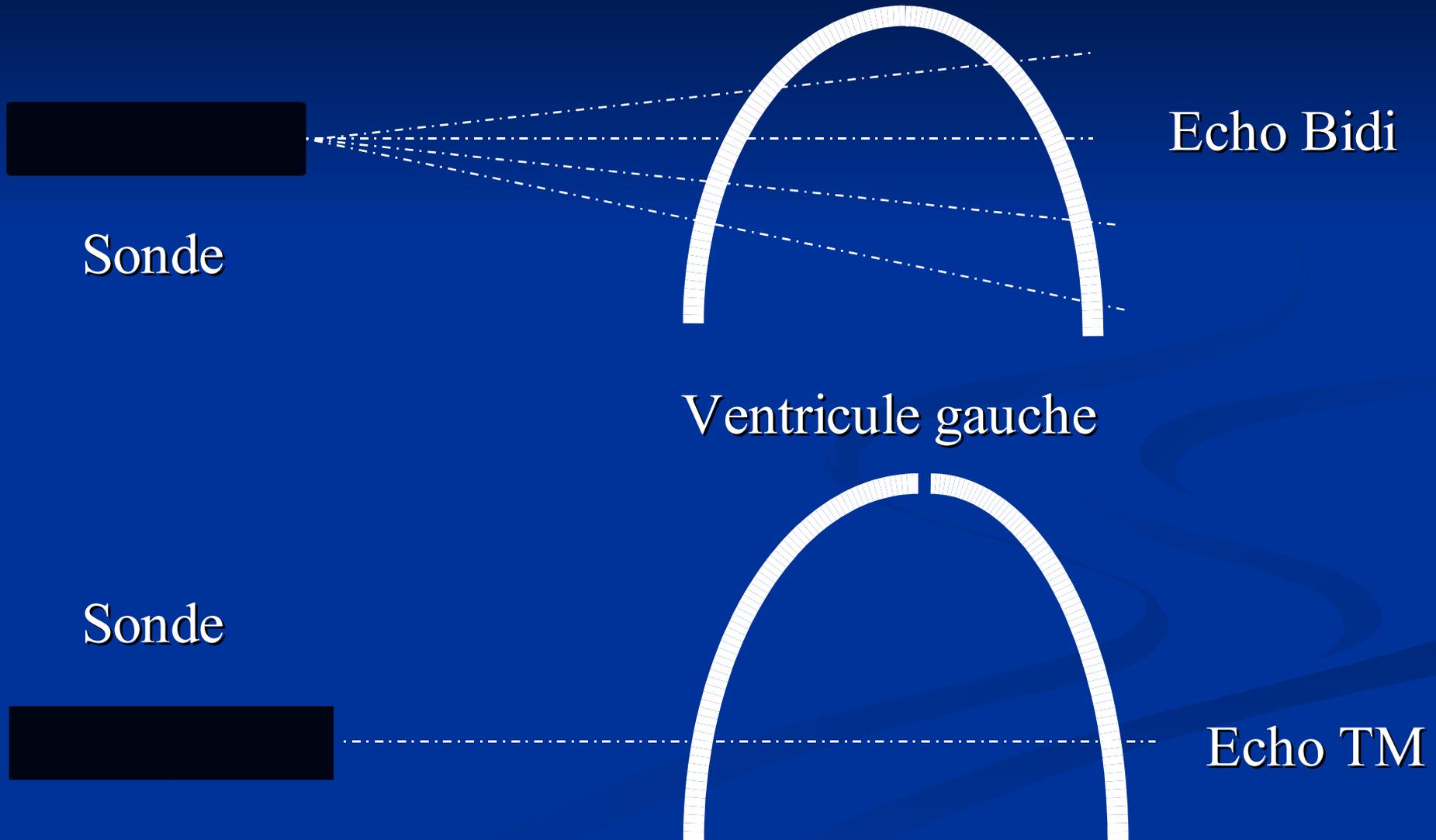
M-Mode



Shortening Fraction = $(LVEDD - LVESD) / LVEDD$

Velocity of Fiber Shortening = $SF / \text{Ejection Time}$

Principe de l'échocardiographie

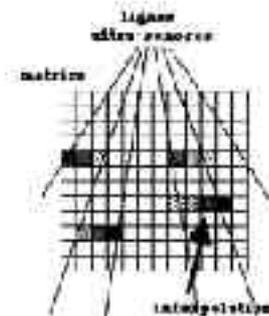


Traitement de l'image

- **Interpolation**

- Nombre de lignes de tir \approx 100

- 512 colonnes \rightarrow interpolation à partir des échos les plus proches (moyenne pondérée sur 4 pixels voisins)
 - Particulièrement nécessaire en distalité pour les balayages sectoriels



Echocardiographie BD

- Secteur : le plus petit possible permet de concentrer les lignes sur un angle plus petit et d'avoir une meilleure résolution
- Résolution proximale est meilleur que dans le champ lointain
- Travail à faible distance : plus grand nombre d'images

Echocardiographie BD

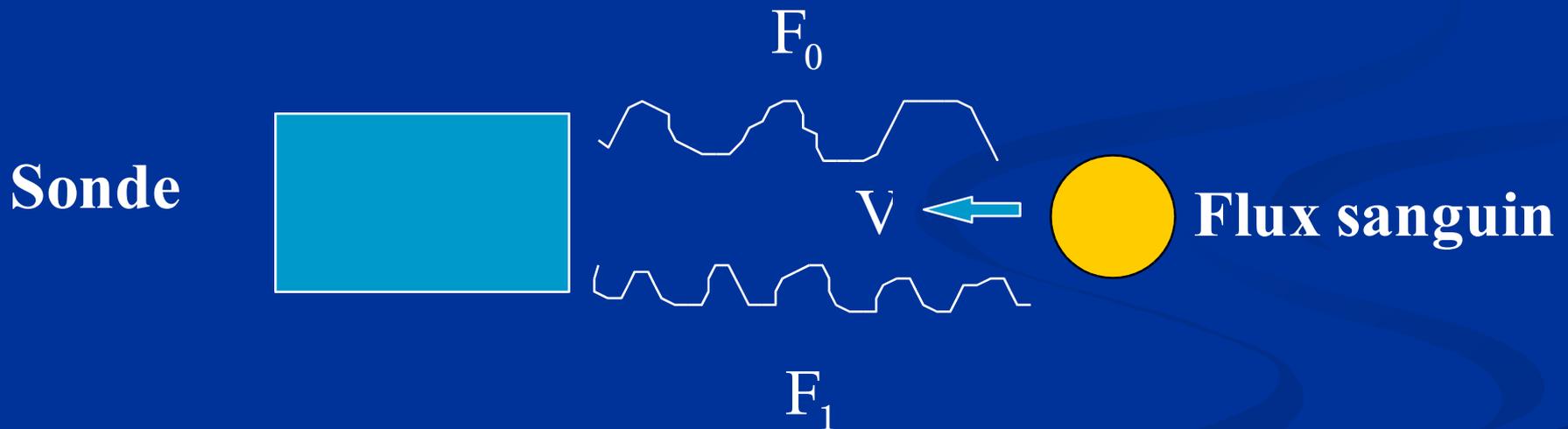


Doppler



Vélocité

- Accessible par le Doppler cardiaque :
glissement de fréquence



$$V = (F_1 - F_0) \times C / 2 \times F_0 \times \cos a$$

Principe de l'effet doppler

- En 'échographie', les cibles sont fixes

$$- F_{r \text{ (réception)}} = F_0 \text{ (émission)}$$

- Si la cible se déplace (GR) \Rightarrow modification de la fréquence du faisceau réfléchi

- $\Delta F > 0$ si la cible se rapproche de la source

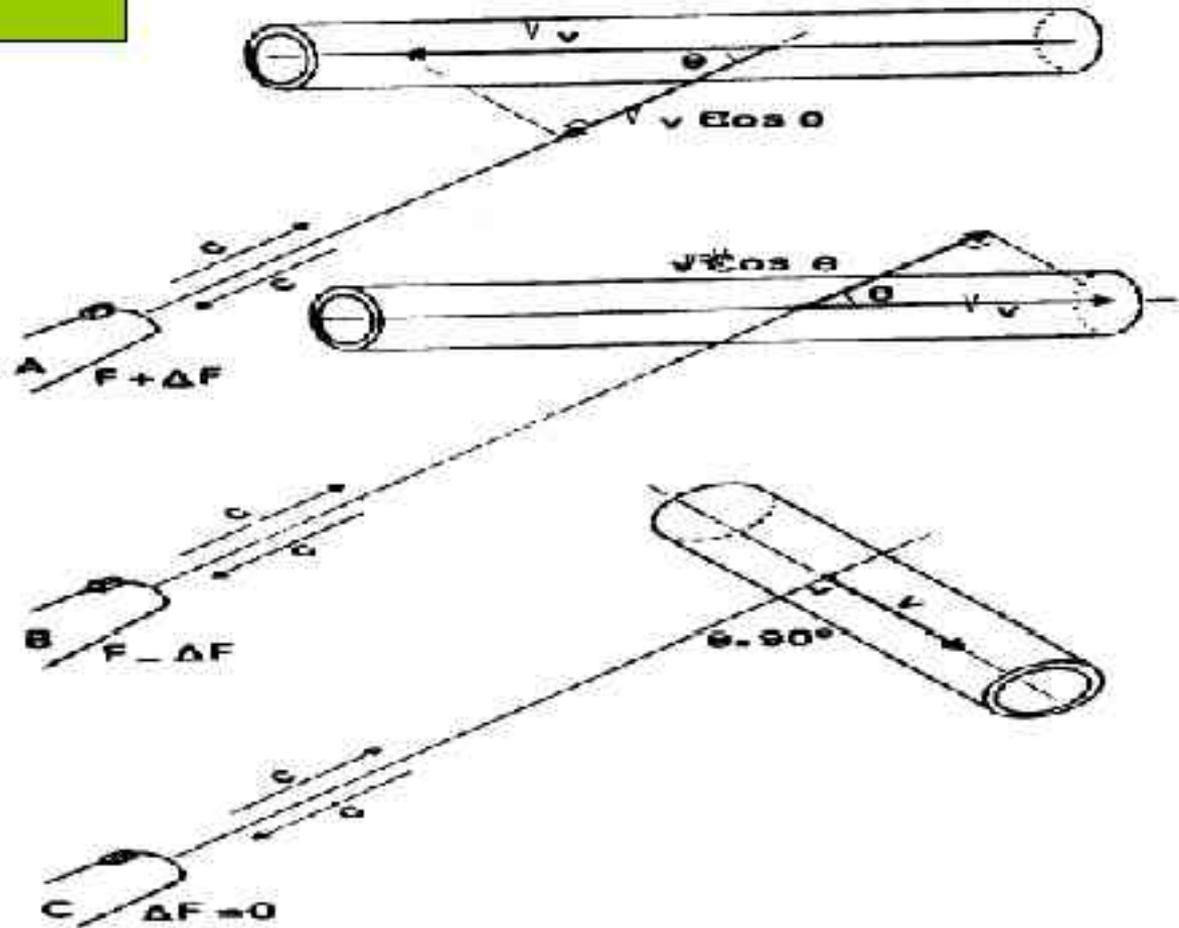
- $\Delta F < 0$ si la cible s'éloigne

- ΔF = fréquence Doppler

$$F_r = F_0 + \Delta F$$

- 50 Hz et 20 KHz (perceptible par l'oreille humaine)

$$\Delta F = \frac{2V \cdot F_0 \cos \theta}{c}$$



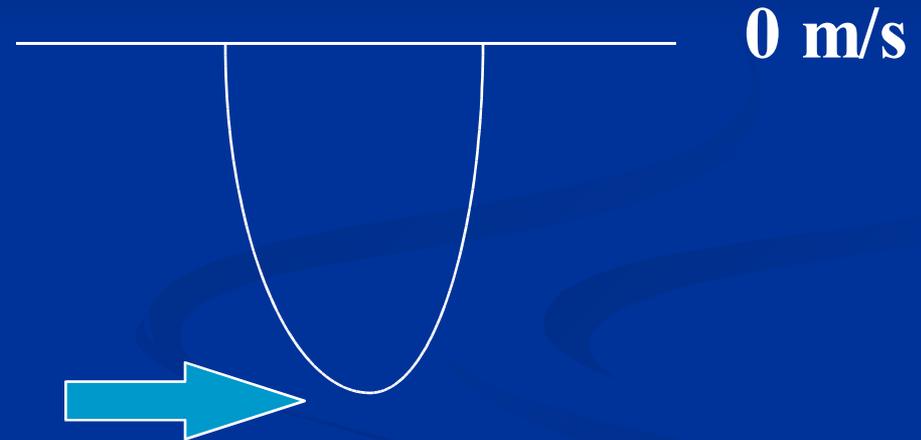
Doppler

- En Doppler le faisceau d'ultrason doit être aligné avec le flux étudié
- En cas de non alignement on sous estime la vitesse
- Pas de surestimation de vitesse

Vélocité

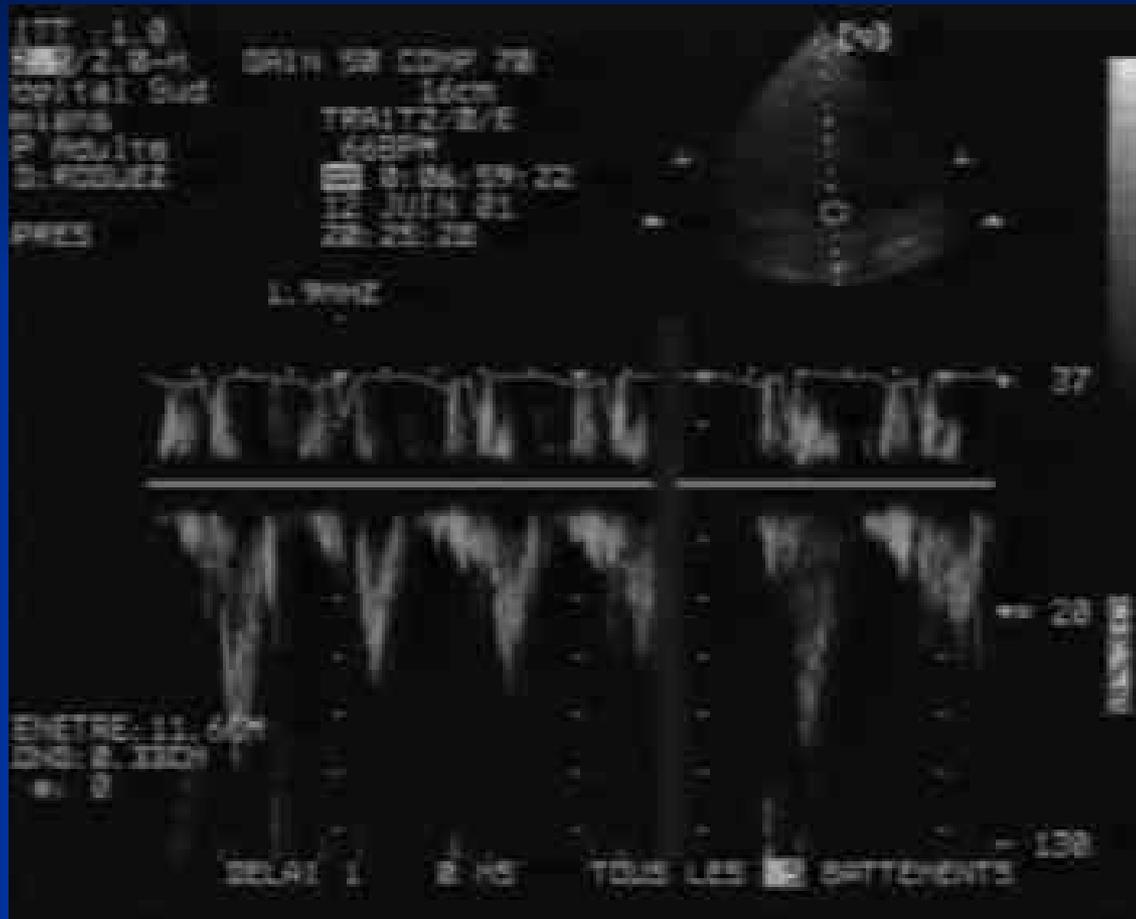
**Flux systolique enregistré
en Doppler au niveau de
l'anneau aortique**

$V_{\max} = 1 \text{ m/s}$



**VTI : intégration des vitesses
pendant la systole**

Doppler



D Continu aortique

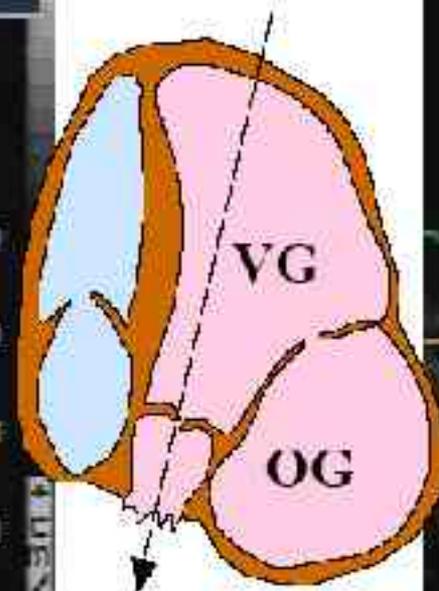


Spectre riche

D Pulsé aortique



Bande spectrale

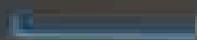
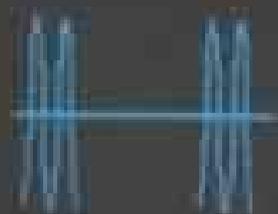


CAPTEUR

PLUS LE TEMPS DE PARCOURS

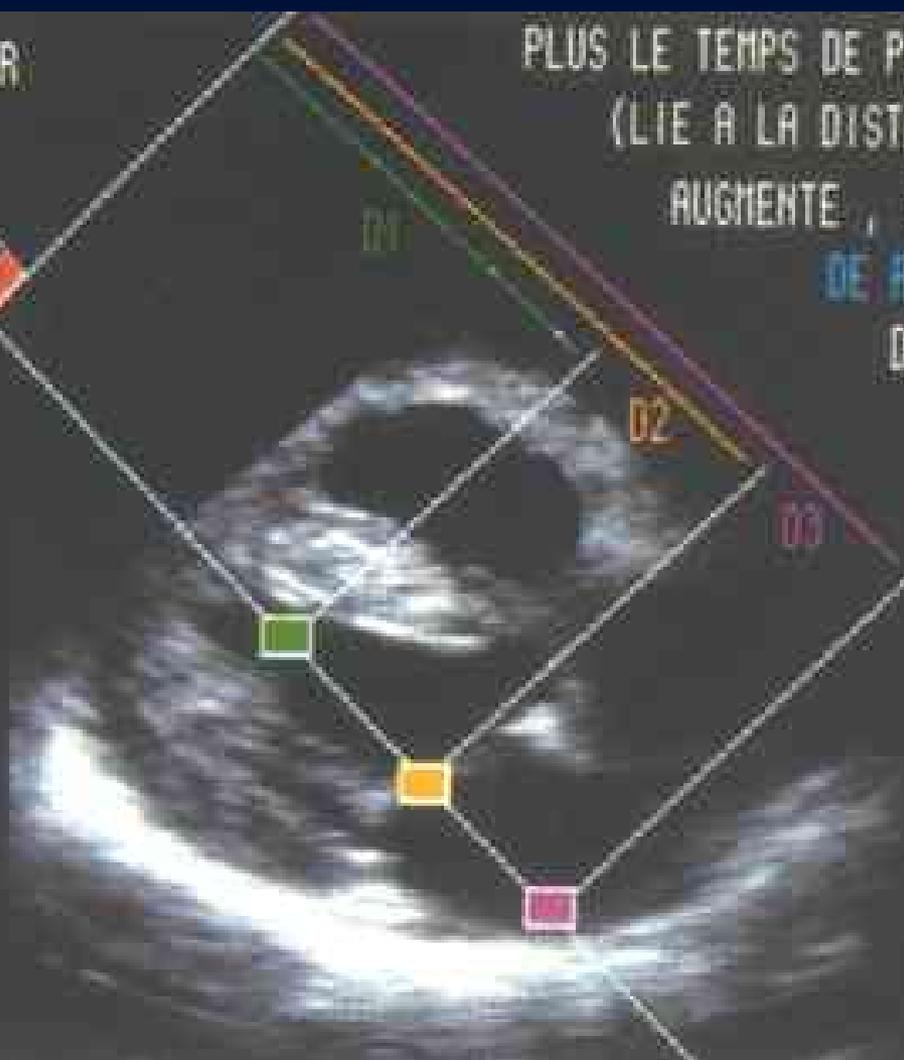
(LIÉ À LA DISTANCE : $D_1 < D_2 < D_3$)

AUGMENTE, PLUS LA FREQUENCE
DE REPETITION (Fr) DE
DIMINUE.



Fr

=
nb. impulsions
par seconde

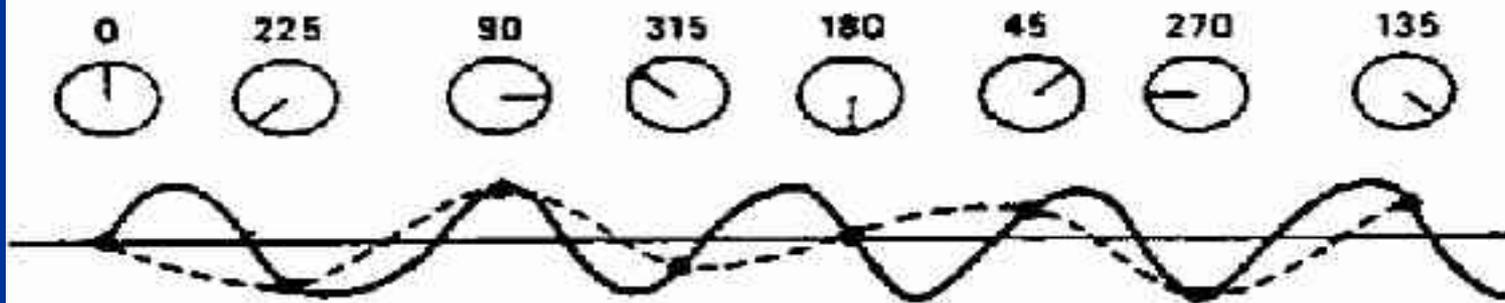
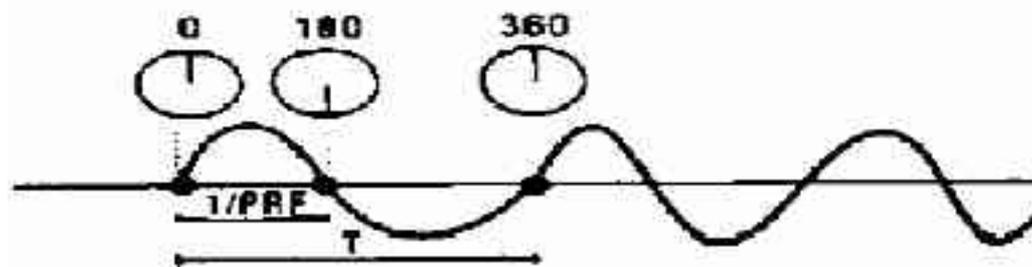
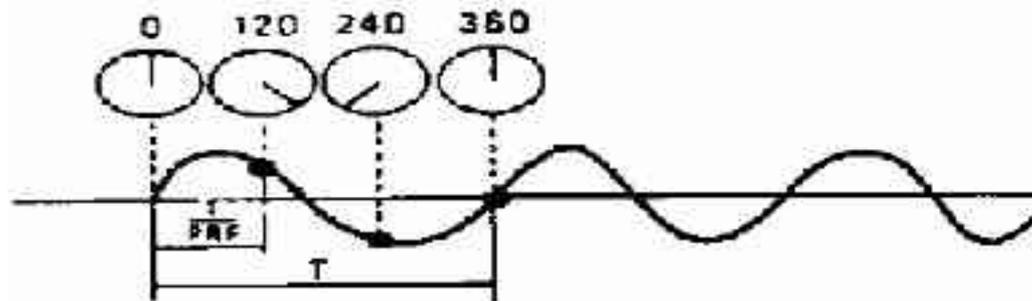


Doppler pulsé

- **Un cristal unique** qui **alternativement** émet et reçoit un faisceau d'ultrasons
- Fréquence de répétition (Pulse Repetition Freq)
 - Délai entre deux impulsions
 - Détermine également la sensibilité aux flux: une sensibilité aux flux lents nécessite une PRF basse
- Le délai entre la fin de l'impulsion et le début de la "fenêtre d'écoute" détermine la profondeur du champ d'exploration
 - Champs profonds \Rightarrow PRF basse
 - Champs superficiels \Rightarrow PRF peut augmenter

$$PRF = \frac{c}{2d}$$

Théorème de Shannon



Doppler pulsé

- **Avantage**
 - **Résolution spatiale qui permet de localiser l'enregistrement Doppler en profondeur**
 - Résolution axiale déterminée par la longueur de l'impulsion (caractéristique de chaque transducteur)
- **Inconvénients**
 - Plus faible sensibilité pour détecter les flux très lents
 - Plus forte puissance acoustique nécessaire
 - le risque d'ambiguïtés
 - en fréquence (ou aliasing)
 - en profondeur

Doppler continu

- **Avantages**

- Grande sensibilité pour détecter des flux lents
- Faible puissance acoustique
- L'absence de limite pour calculer les flux rapides
- Appareillages légers et compacts (très utiles dans l'étude des vaisseaux superficiels)
- Coût peu élevé

- **Inconvénients**

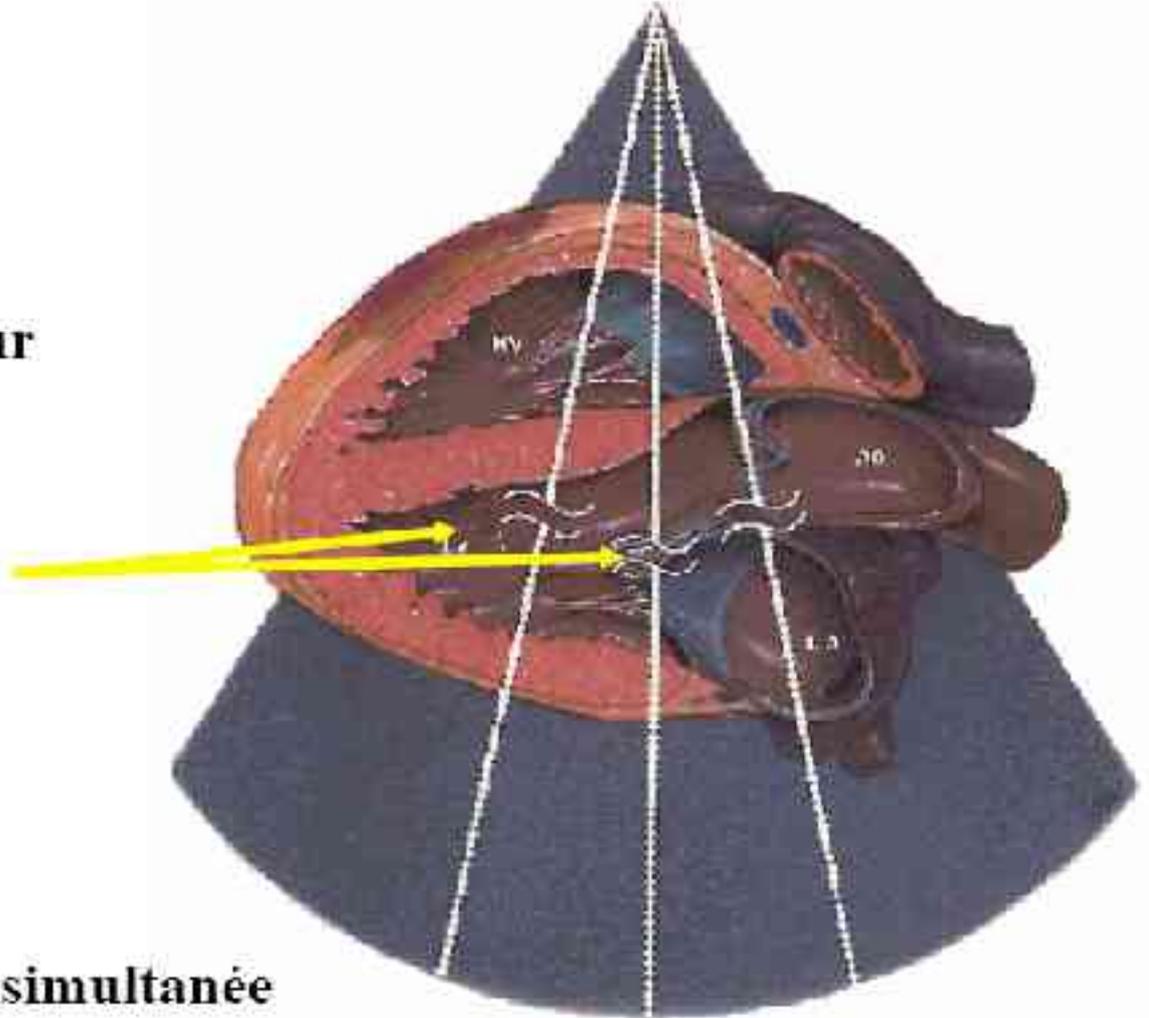
- Pas d'imagerie anatomique
- Ambiguïté spatiale
- La fréquence Doppler mesurée est la résultante des fréquences Doppler extraites du signal (moyenne des signaux venant de l'ensemble des vaisseaux traversés)

Doppler Couleur

associe :

- l'imagerie Bidi
- l'imagerie Couleur

Portes Doppler



Analyse spatiale large simultanée
Repérage anatomique des flux
Visualisation de turbulences

Codage couleur

- Permet de visualiser directement sur l'image
 - la présence d'un écoulement
 - sa direction
 - sa vitesse relative
- La direction de l'écoulement par rapport à la sonde est fixée par une couleur arbitraire
 - **rouge** pour les flux qui se **rapprochent**
 - **bleu** pour les flux qui **s'éloignent**
- Saturation en blanc si fréquence Doppler élevée

Codage couleur

- Chaque volume d'échantillonnage se voit attribué une seule couleur > cartographie des fréquences moyennes dans chacun des volumes
 - Lorsque le flux est harmonieux
 - la différence entre cette fréquence moyenne et la fréquence maximale est très faible
 - Flux disharmonieux
 - \uparrow de la différence entre la valeur de fréquence fournie par la couleur et la fréquence maximale
- Codage de la **variance**
 - avec une 3ème couleur (souvent le vert)
 - SD \uparrow , lorsque le flux est perturbé
 - Répartition de la SD
 - faible au centre des gros vaisseaux (flux uniforme)
 - élevée dans les courbures, les bifurcations, le long des parois et dans les zones de turbulences pathologiques

Enregistrement des flux de remplissage et d'éjection ventriculaire



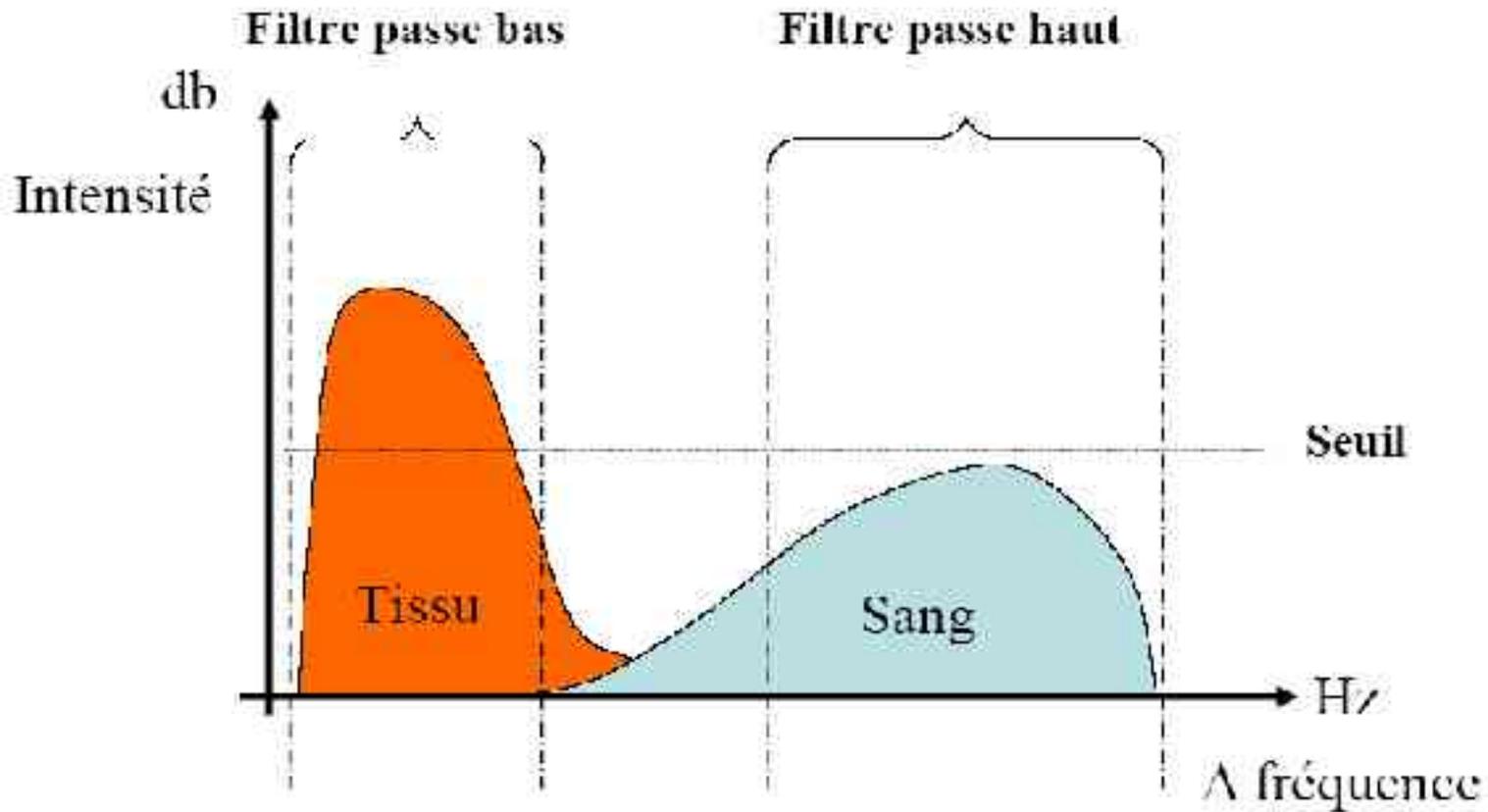
Doppler couleur



Doppler couleur

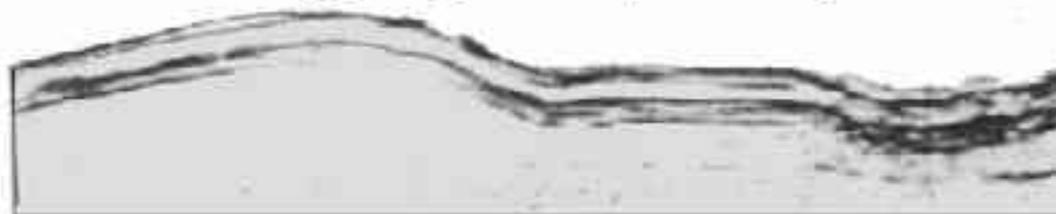


Doppler Tissulaire



- Traitement // des informations
- ↓ nombre lignes Doppler

1cm
Doppler pulsé myocardique



Doppler MV Flow

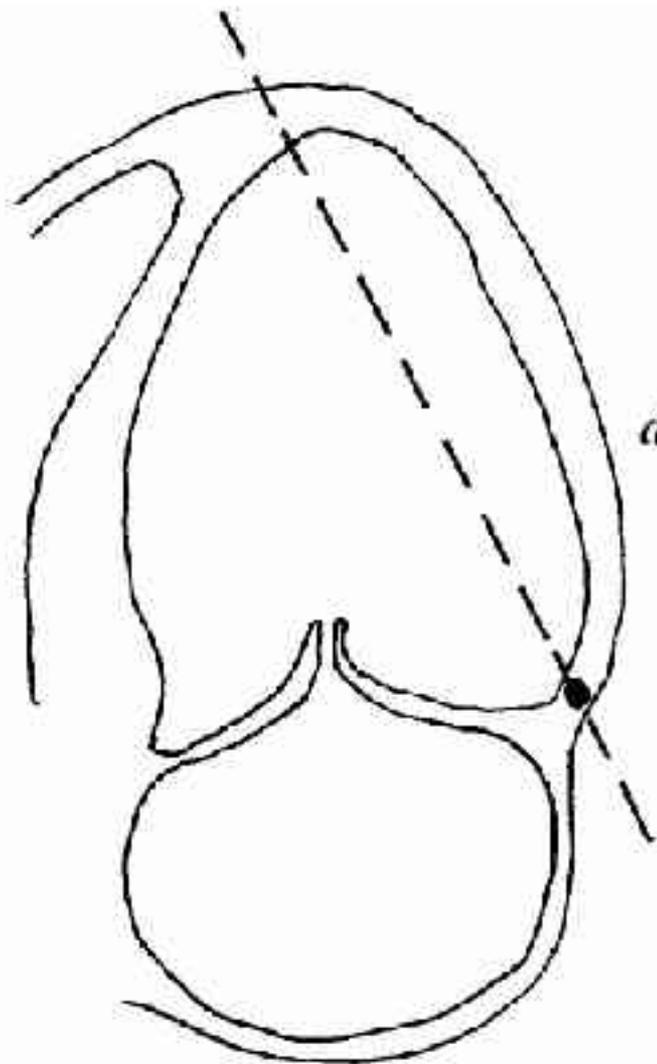
déplacement

50cm/s

DP M

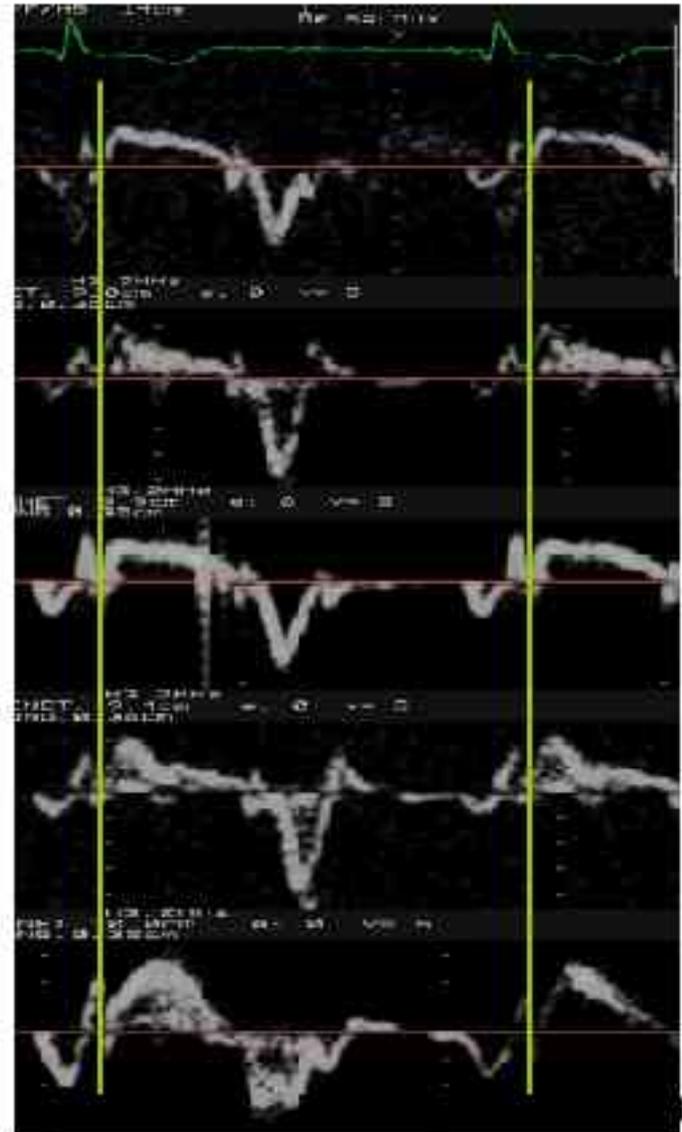
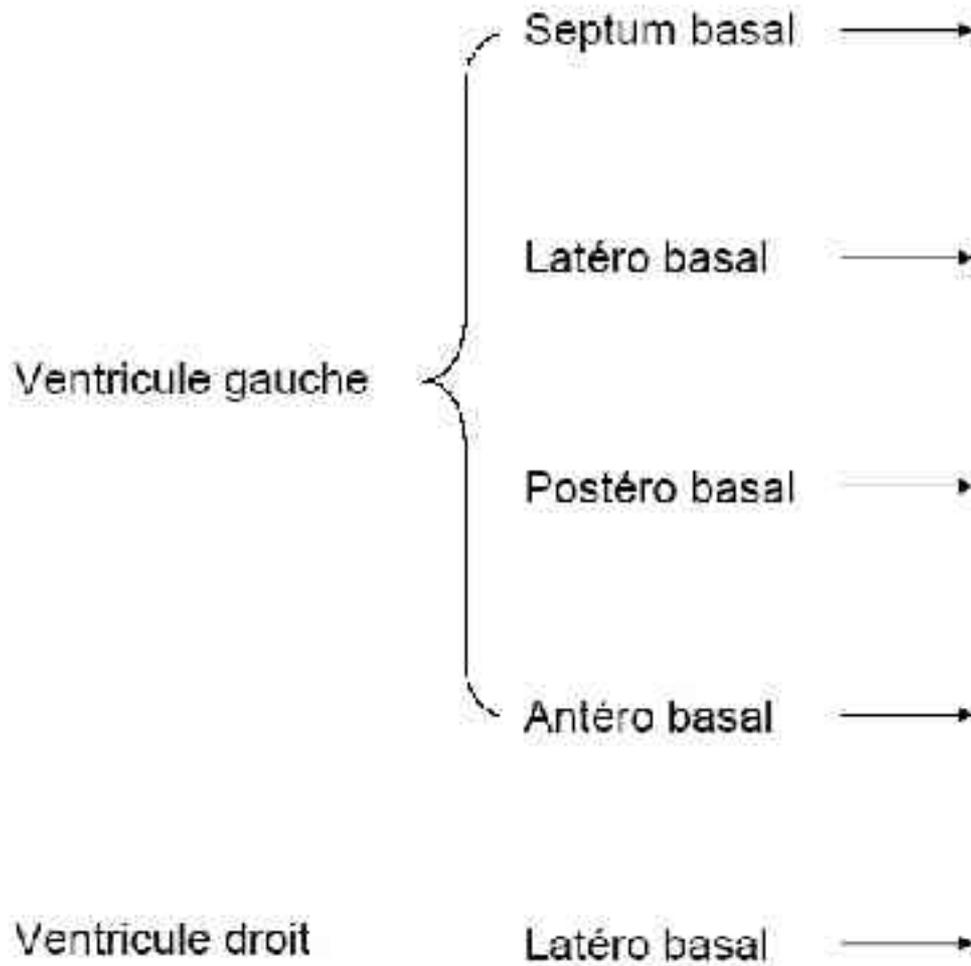
DTI

5cm/s

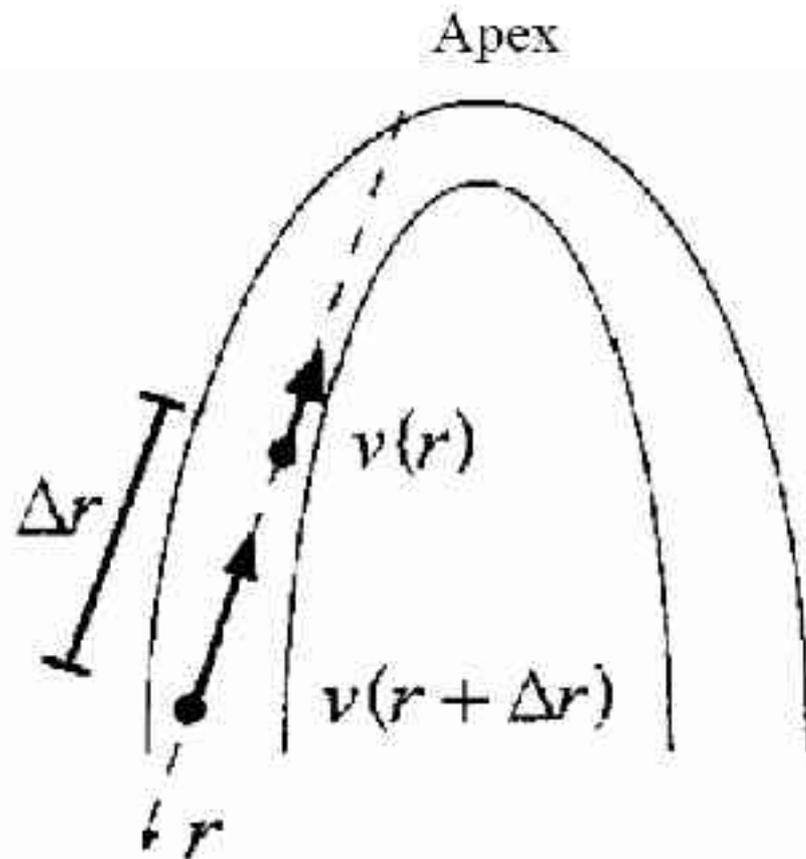


Aspect du DTI à l'anneau

Synchronisation



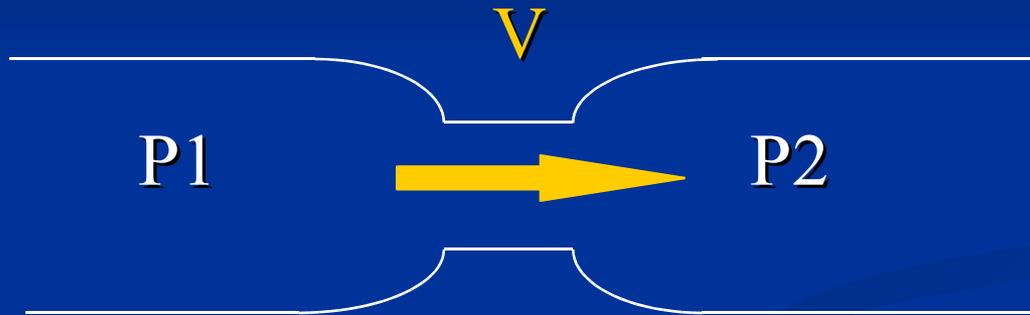
Doppler couleur myocardique 2-D



Dynamique des fluides

The background is a solid dark blue. In the bottom right quadrant, there are several overlapping, wavy, light blue lines that create a sense of motion or fluid flow, resembling ripples or a stylized wave pattern.

Le Doppler : "Swan-Ganz" non-invasive



$$P2 - P1 = 4 \times V^2$$



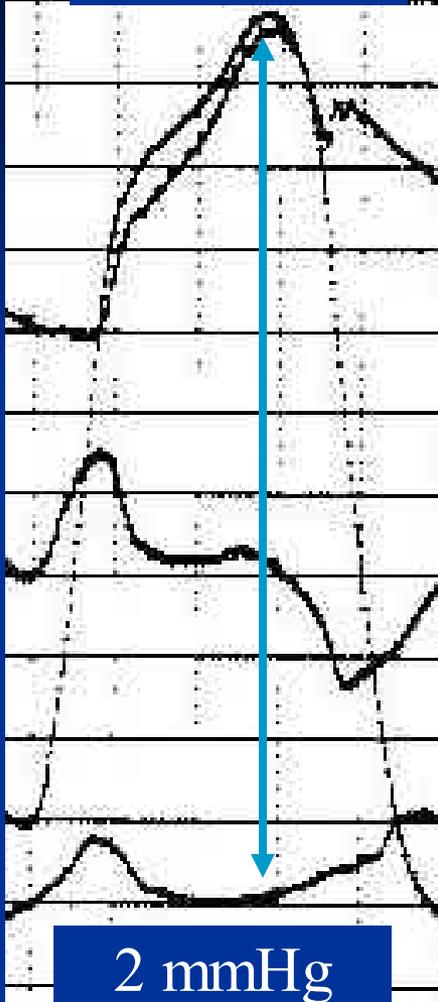
TR

Velocity= 3 m/s



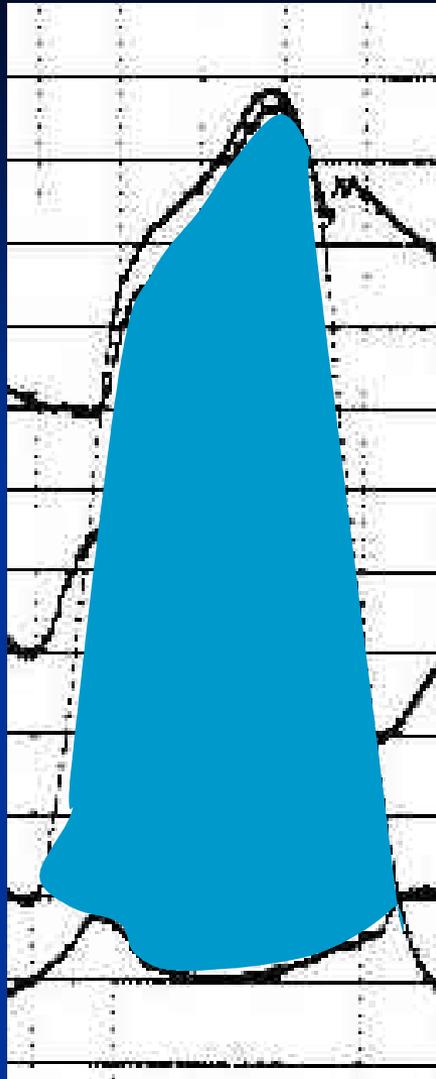
Velocity= 3 m/s

38 mmHg

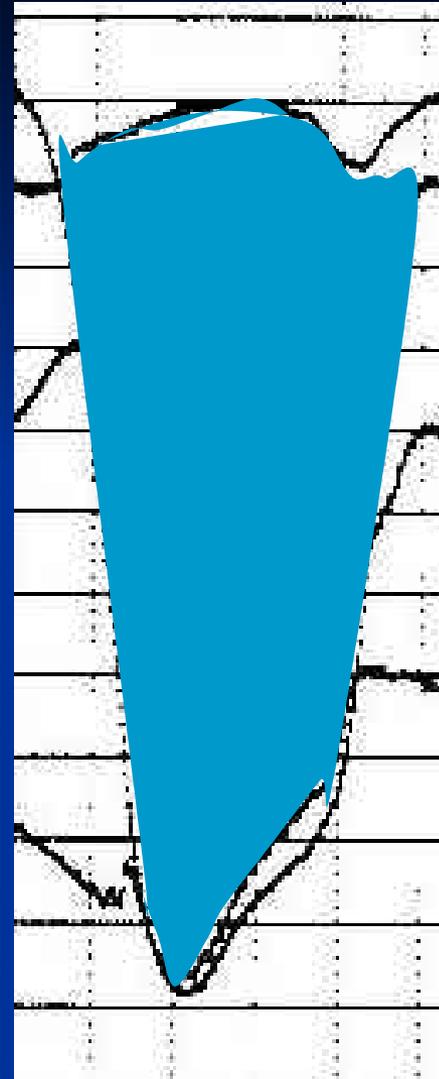


2 mmHg

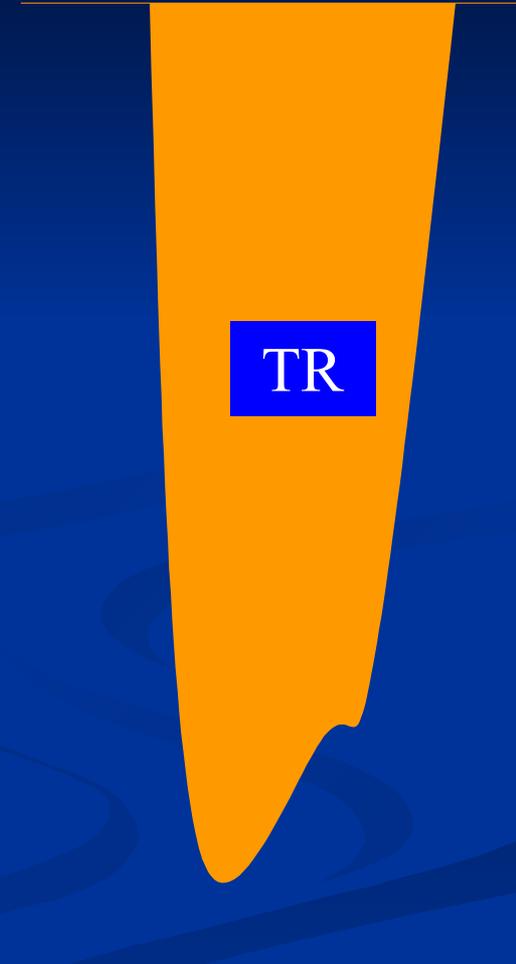
Gradient = 36 mmHg

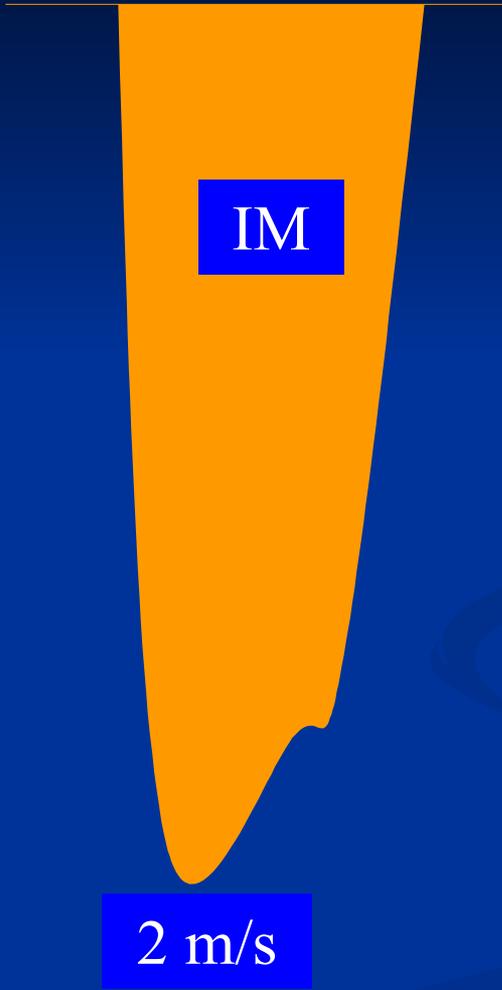


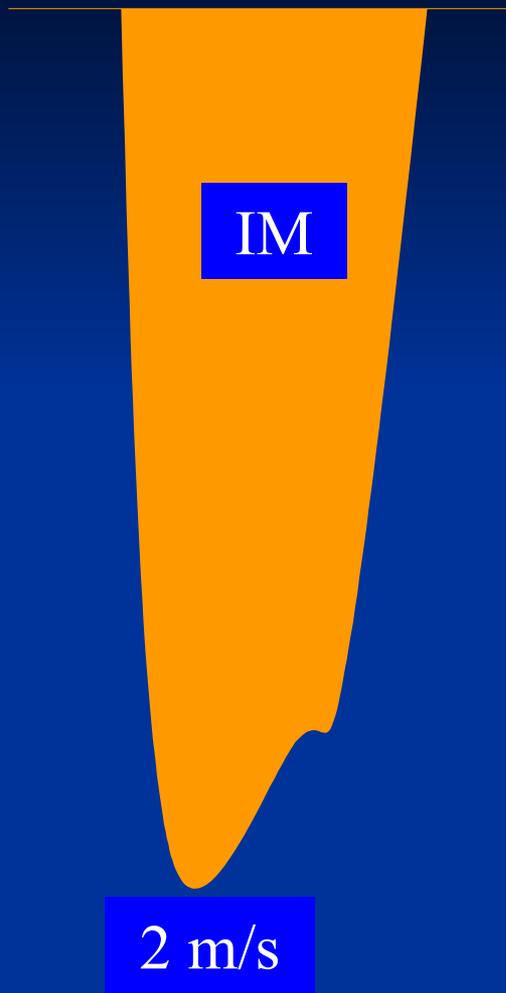
$dP = 4 V^2$



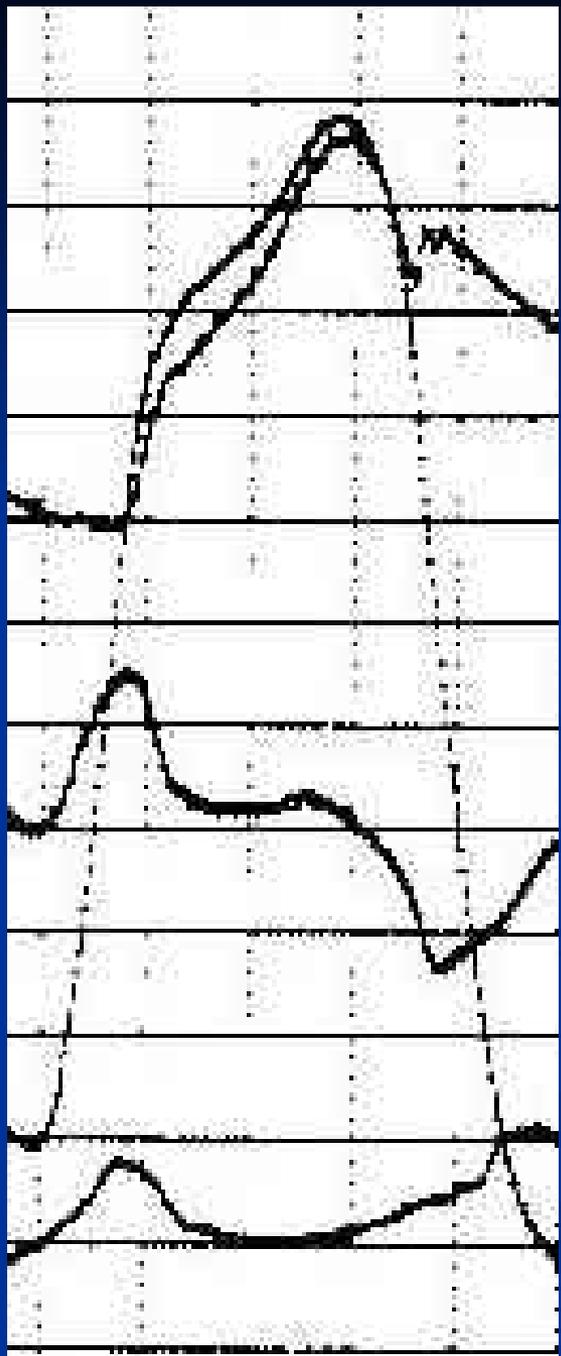
Velocity = 3 m/s







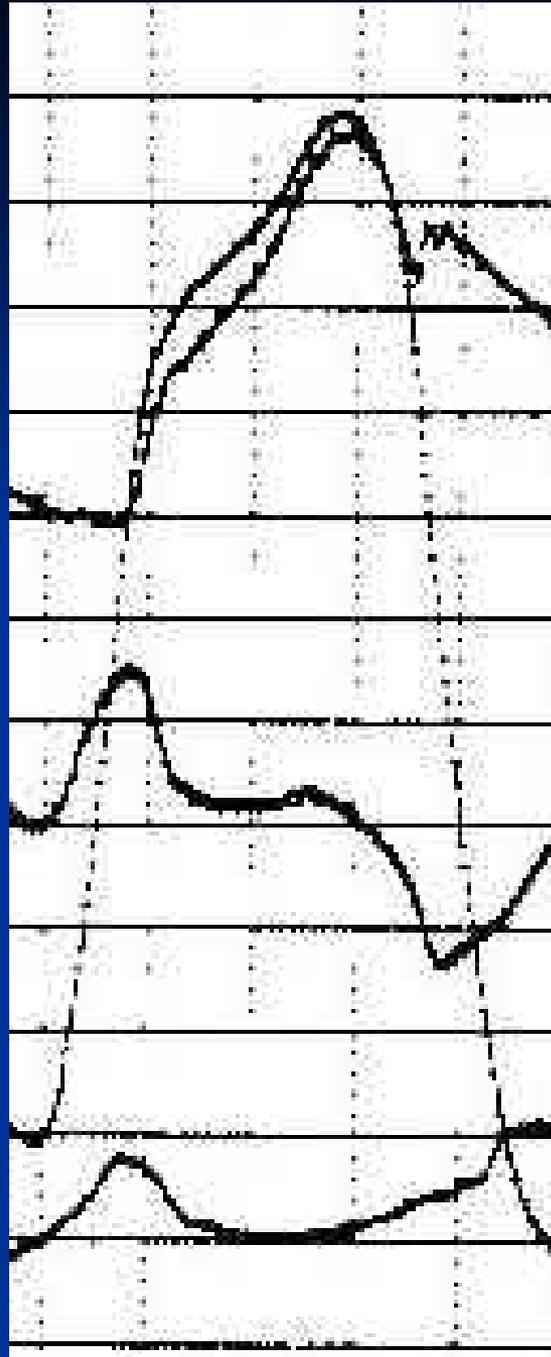
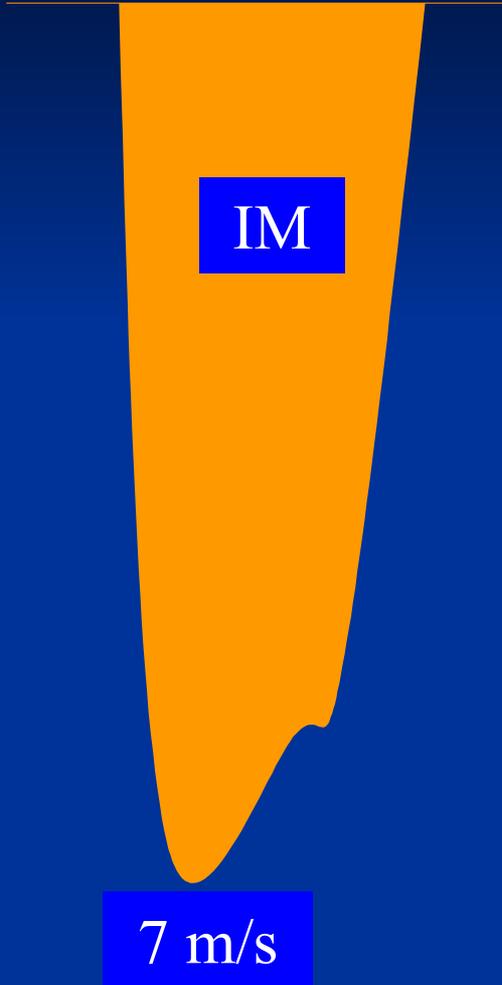
Gradient
16 mmHg



76 mmHg



40 mm Hg

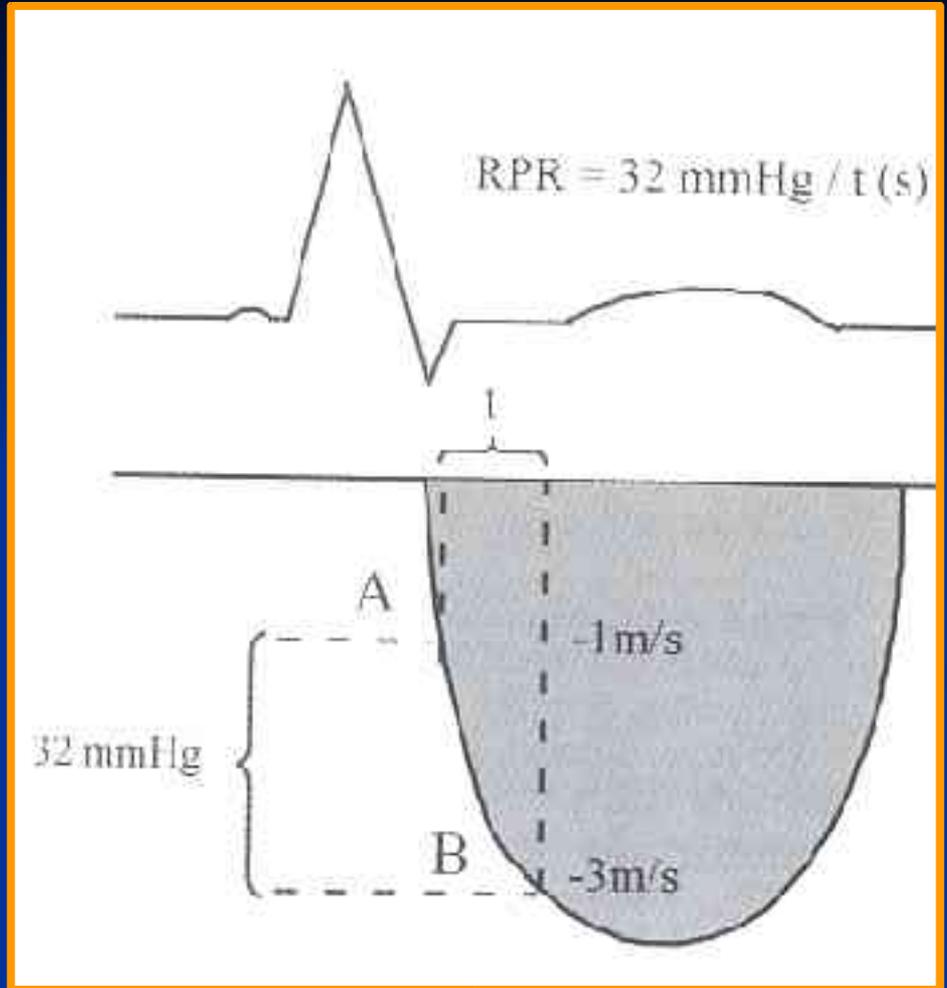
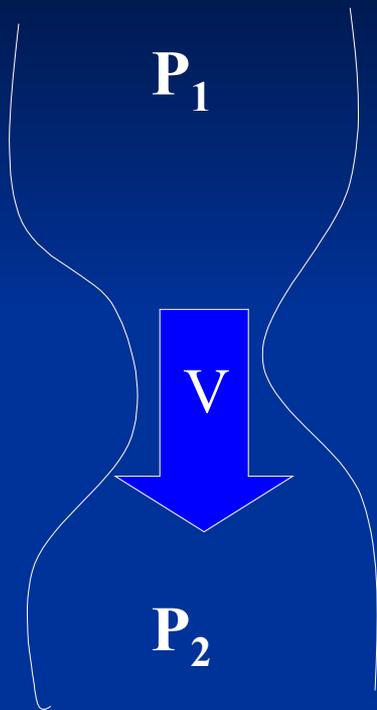


196 mmHg



196

0 mm Hg



Conclusion

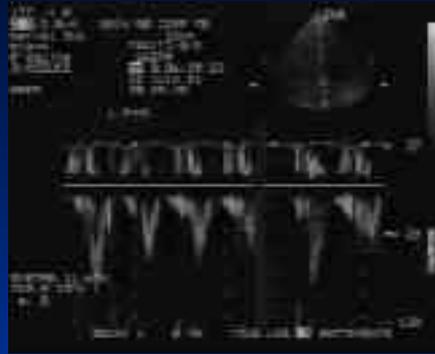
- Echocardiographie : image
- Doppler pulsé et continu : hémodynamique
- Doppler couleur : les flux
- Doppler tissulaire : fonction myocardique

Autres techniques

- DTI
- Contraste
- Color kinesis

Doppler

- Pulsed Doppler

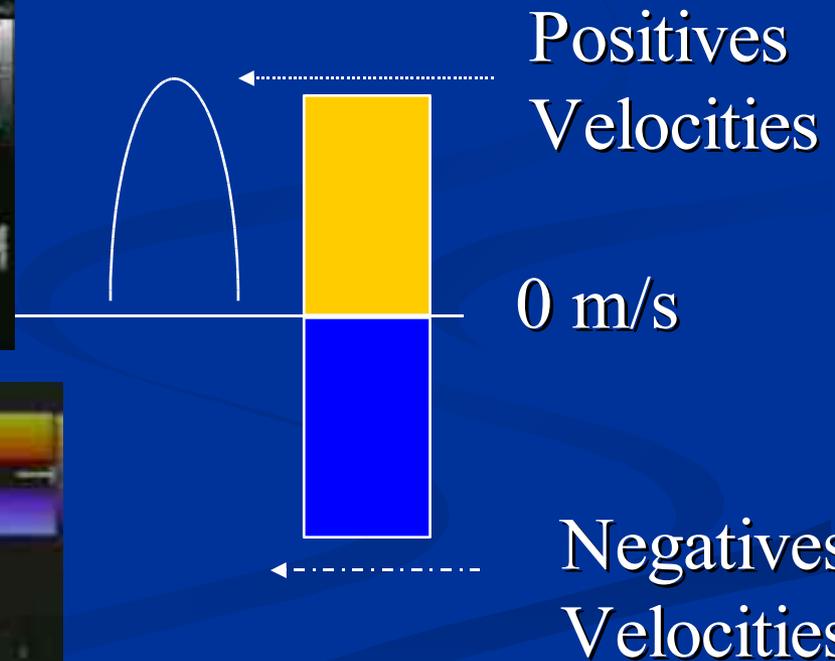


- Continuous Doppler

Doppler

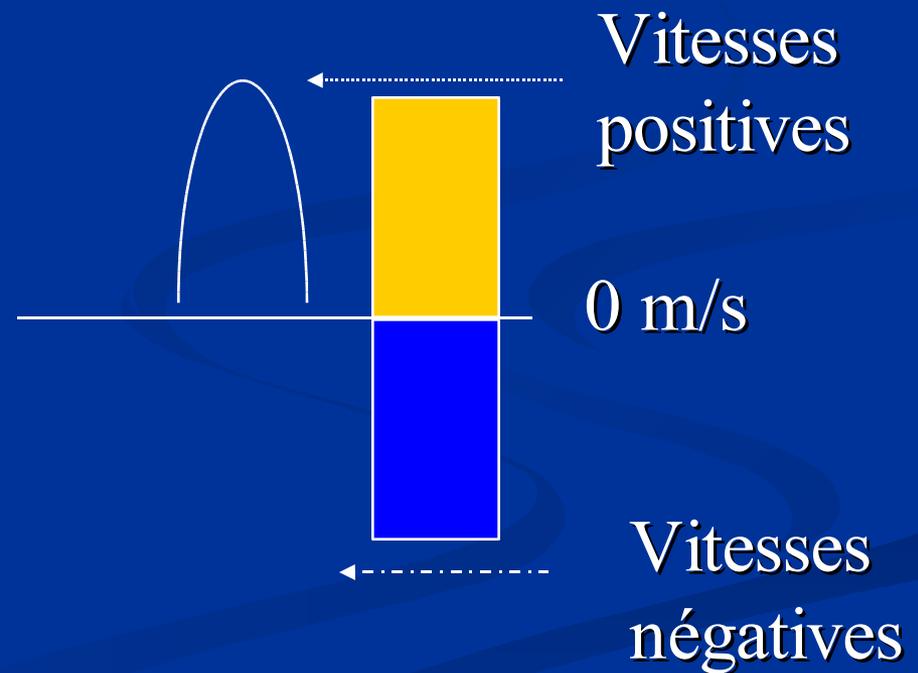


- Color Doppler

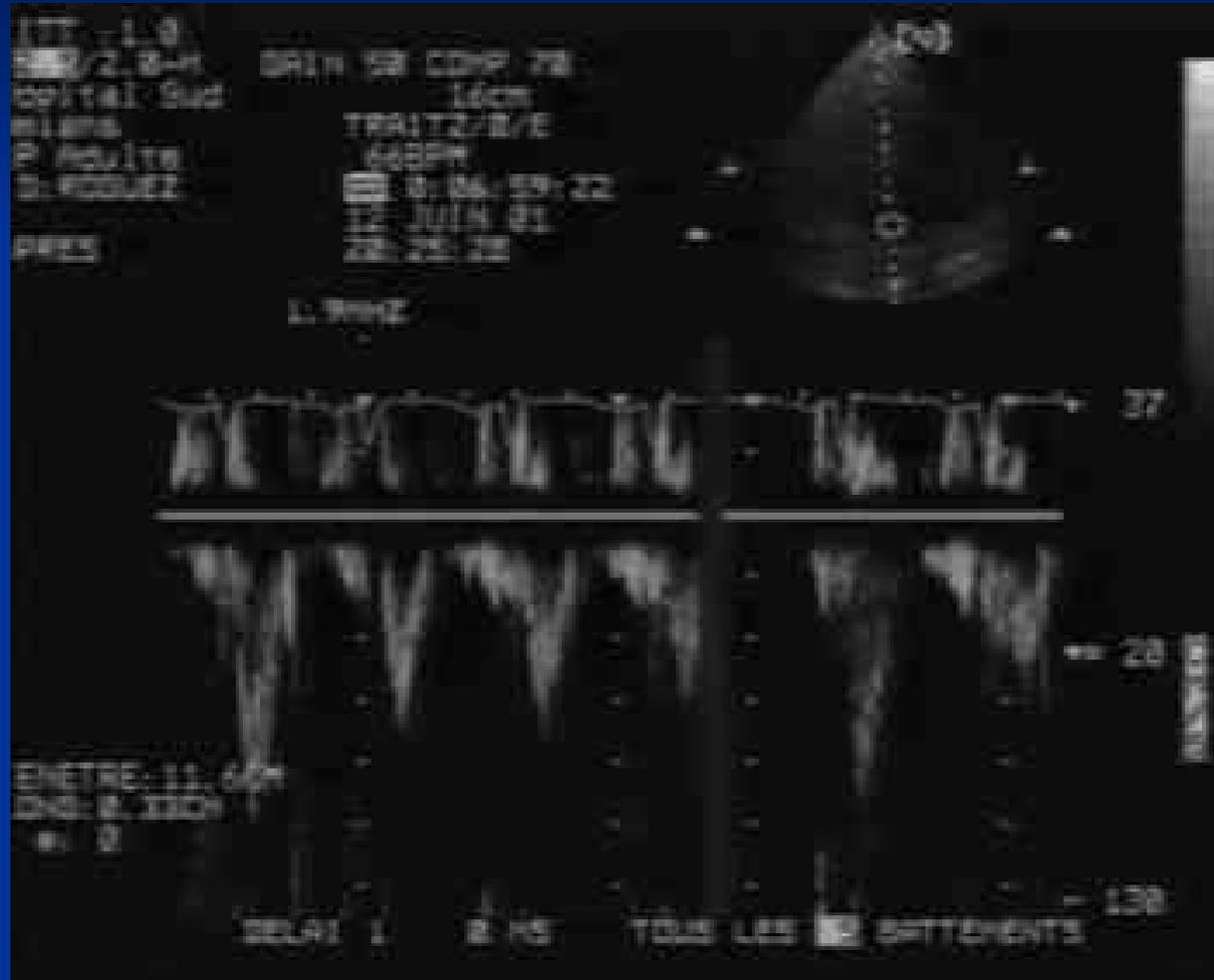


Différents type de Doppler

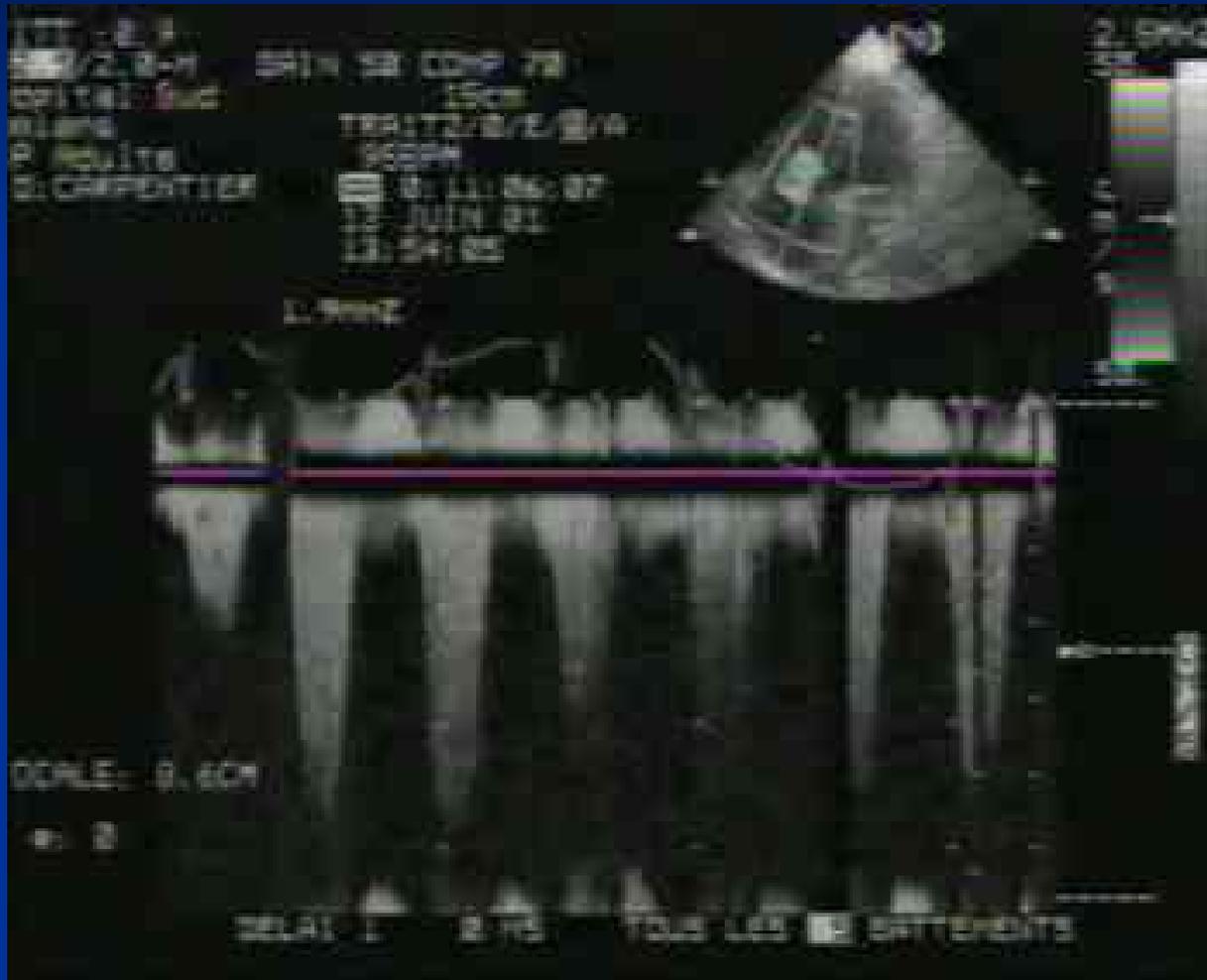
- Doppler pulsé
- Doppler continu
- Doppler couleur



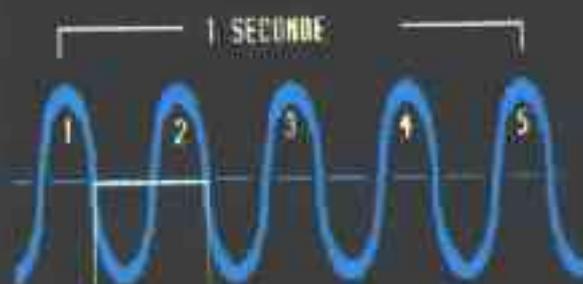
Doppler Pulsé



Doppler Continu



5 cycles / sec = Fréquence (ou 5 Herz)



Période : T

Temps séparant
2 positions
identiques

Longueur d'onde : distance métrique entre 2 cycles

(dépend de la conductance C du milieu : $\lambda = C \times T$)

Glissement de fréquence Doppler =

Fréquence d'émission de la sonde

\times

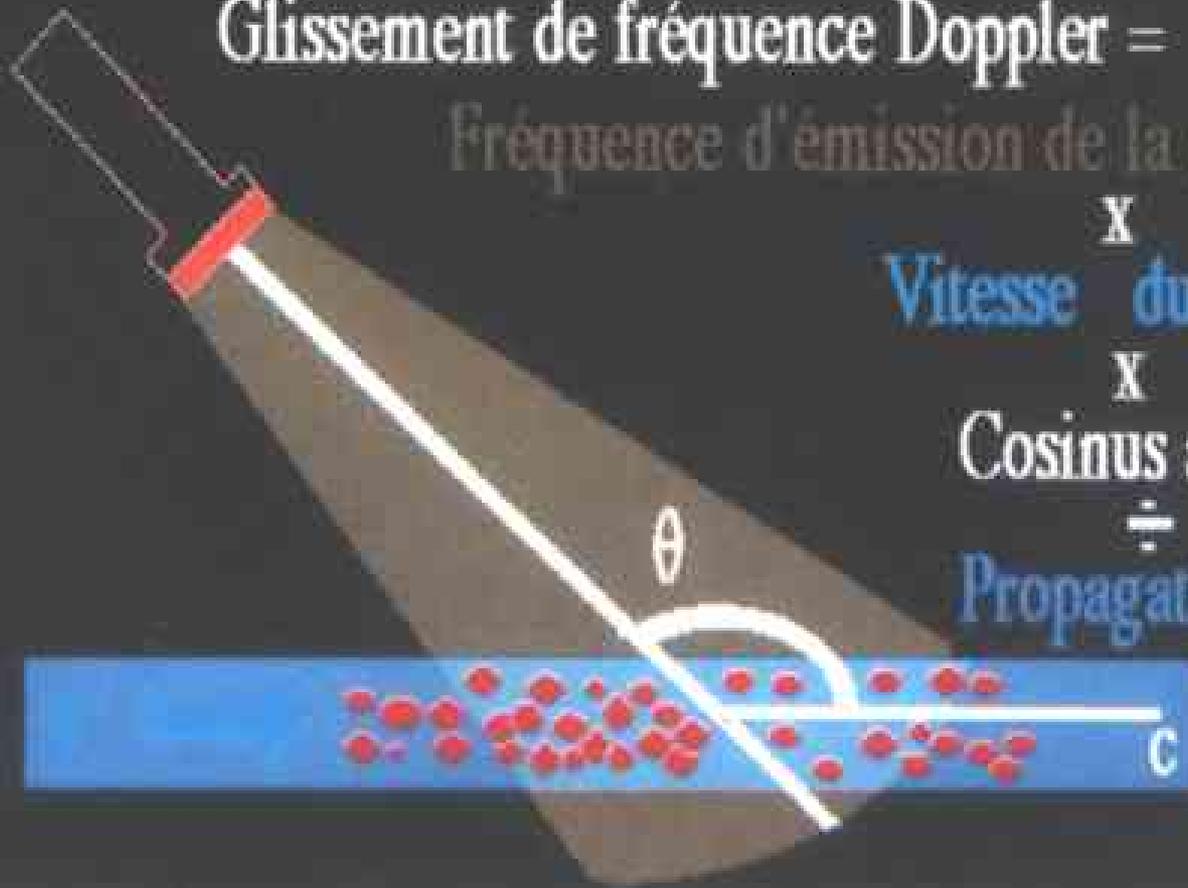
Vitesse du sang

\times

Cosinus angle θ

\div

Propagation (c)



ECLAIR 1 ECLAIR 2 ECLAIR 3 ECLAIR 4

CE QUI EST VU :

SITUATION 1 : - 1 ECLAIR PAR 1/4 DE TOUR
POUR L'OBSERVATEUR
ORDRE DE PASSAGE DU POINT P RESPECTE
SENS DE ROTATION CORRECT

ECLAIR 1 ECLAIR 2 ECLAIR 3 ECLAIR 4

CE QUI EST VU :

SITUATION 2 : - 1 ECLAIR PAR 1/2 DE TOUR
POUR L'OBSERVATEUR
SEULES 2 POSITIONS SONT VISUALISEES
MOUVEMENT NON DETERMINABLE
SENS DE ROTATION :

ECLAIR 1 ECLAIR 2 ECLAIR 3 ECLAIR 4

CE QUI EST VU :

SITUATION 3 : - 1 ECLAIR PAR 3/4 DE TOUR
POUR L'OBSERVATEUR
ORDRE DE PASSAGE DU POINT P PAUX
SENS DE ROTATION INVERSE

ECLAIR 1 ECLAIR 2 ECLAIR 3 ECLAIR 4

CE QUI EST VU :

SITUATION 4 : - 1 ECLAIR POUR 1 TOUR
POUR L'OBSERVATEUR
LE POINT P PARAIT IMMOBILE -
EFFET SINDICROSCOPE

ECLAIR 1 ECLAIR 2 ECLAIR 3 ECLAIR 4

CE QUI EST VU :

SITUATION 5 : - 1 ECLAIR PAR 1 N DE TOUR
POUR L'OBSERVATEUR
ORDRE DE PASSAGE DU POINT P RESPECTE
SENS DE ROTATION CORRECT MAIS
DECALAGE D'UN TOUR -- VITESSE FAIBLE

14 8.6
SAG/2.0-M
3 JUN 81
2:58:18
RAITZ/0/E
OPITAL 300
MIERS
P ADULTS
S. CARPENTIER

MIERS
S. CARPENTIER
P. ADULTS
OMP 78
3:58:18

MIERS

