

# Imagerie par ultrasons

**Pr. François ROUZET**

- **Service de Biophysique - Médecine Nucléaire, GH Bichat**
- **Université Paris Diderot**

# Plan du cours

## Introduction

## Principes de physique acoustique

- Propagation des ondes sonores
- Interaction des ondes sonores avec la matière

## Génération des US

- L'effet piézo-électrique
- Le champ ultrasonore

## Echographie

- Les modes échographiques : A, TM, B, 3D/4D
- L'imagerie d'harmonique
- Les produits de contraste

## La vélocimétrie Doppler

- L'effet Doppler
- Méthodes d'acquisition du signal Doppler : continu/pulsé
- Représentations du signal Doppler

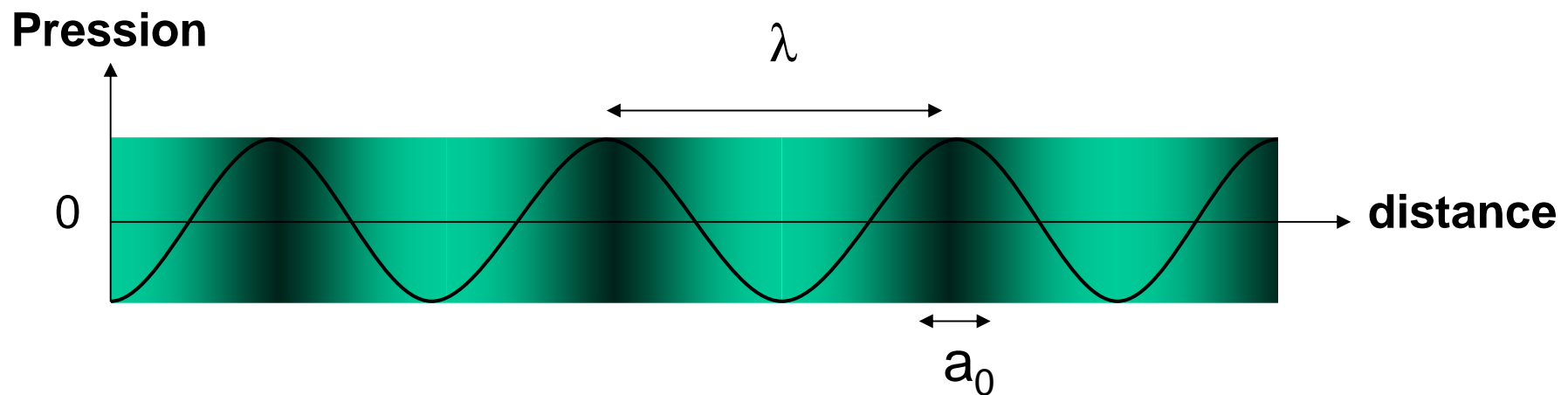
# Introduction

- Échographie = imagerie par réflexion ( $\neq$  transmission ou émission)
- Absence d'effet indésirable
  - pas de rayonnement ionisant
  - pas d'effet biologique aux puissances utilisées en imagerie
- Faible encombrement : utilisable au lit du patient
- Faible coût
- Utilisé dans de nombreuses spécialités médicales
- Limite : opérateur-dépendant

# Principes de physique acoustique

Onde progressive : propagation dans un milieu d'une perturbation d'une ou de plusieurs caractéristiques physiques de ce milieu

**Ondes acoustiques : vibrations mécaniques ordonnées correspondant à des variations de pression des milieux traversés.**



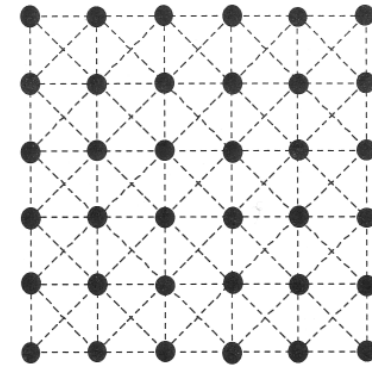
$\lambda$  = longueur d'onde (phénomène ***périodique***)

$a_0$  = amplitude d'oscillation maximale

# Principes de physique acoustique

## Caractéristiques des ondes acoustiques

- Propagation de l'énergie de proche en proche grâce aux forces de liaison inter-moléculaires (ne se propagent pas dans le vide)
- Transport d'énergie sans transport de matière
- Déplacements moléculaires dans la direction **longitudinale** (pour les tissus mous) autour d'une position d'équilibre
- Le déplacement d'une particule du milieu en fonction de sa position de départ (x) et du temps (t) est donné par la relation



$$a = a_0 \sin(\omega t - kx)$$

$\omega$  (pulsation en  $\text{rad.s}^{-1}$ ) =  $2\pi/T$  (T : période)

$a_0$  : déplacement maximal de la particule

# Principes de physique acoustique

## Paramètres caractérisant l'onde acoustique

- **Célérité (c)** : vitesse de propagation de l'onde dans le milieu. Elle dépend *uniquement* des propriétés physiques du milieu. [m.s<sup>-1</sup>]

$$c = Z/\rho = \sqrt{E/\rho}$$

Z (impédance)

$\rho$  (masse volumique)

E (module d'élasticité)

- **Longueur d'onde ( $\lambda$ )** : distance séparant 2 points identiques de l'onde acoustique. [m]
- **Période (T)** : délai séparant 2 points identiques de l'onde acoustique [s]
- **Fréquence (F)** : nombre de variations de pression par seconde. [Hertz – Hz]

$$F = 1/T$$

$$\lambda = c.T = c/F$$

$$\omega = 2\pi/T = 2\pi . F$$

# Principes de physique acoustique

## Paramètres caractérisant l'onde acoustique

- **Pression acoustique (p)** [Pa]
- **Intensité acoustique ou puissance surfacique (I)** : énergie moyenne traversant perpendiculairement l'unité de surface par unité de temps [mW.cm<sup>-2</sup>]

$$I = \frac{p^2}{2 \rho \cdot c} = \frac{p^2}{2 \cdot Z}$$

p (Pression)

Z (impédance)

$\rho$  (masse volumique)

c (célérité)

Pour l'imagerie, les intensités acoustiques utilisées sont de l'ordre de 10 à 100 mW/cm<sup>2</sup>. Aucun effet biologique n'est détectable en-dessous de 1 W/cm<sup>2</sup>.

# Principes de physique acoustique

## Paramètres caractérisant le milieu

- **La masse volumique ( $\rho$ )** : masse par unité de volume [ $\text{Kg.m}^{-3}$ ]
- **L'élasticité ou module d'Young ( $E$ )** : constante reliant la déformation du milieu à la contrainte exercée (loi de Hooke). Il est d'autant plus grand que le milieu est moins compressible [ $\text{Kg.m}^{-1}.\text{s}^{-2}$ ]
- **L'impédance acoustique ( $Z$ )** : caractéristique du milieu, définie par

$$Z = \rho \cdot c = \sqrt{E \cdot \rho}$$

$$[\text{Kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}]$$



# Principes de physique acoustique

Milieu	Z [ $10^6 \text{ Kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$ ]	c [ $\text{m.s}^{-1}$ ]
Air	0,0004	331
Poumon	0,26 – 0,46	650 – 1160
Graisse	1,38	1450
Eau (37°)	1,52	1530
Sang	1,61	1560
Muscle	1,65 – 1,74	1545 – 1630
Os	3,75 – 7,38	2700 – 4100

# Principes de physique acoustique

## Les ultrasons (US)

On distingue selon leur fréquence :

- infrasons : 0 à 20 Hz
- sons audibles : 20 Hz à 20 KHz
- **ultrasons : 20 KHz à 1 GHz**
- hypersons : > 1 GHz

- **Fréquences utilisées en imagerie médicale : 1 à 10 MHz**
- Pour une fréquence de **1 MHz**, et une célérité de  $1540 \text{ m.s}^{-1}$  (valeur moyenne pour les tissus mous) la longueur d'onde sera :

$$\lambda_{1 \text{ MHz}} = c/F = 1540/10^6 = \mathbf{1,5 \text{ mm}}$$

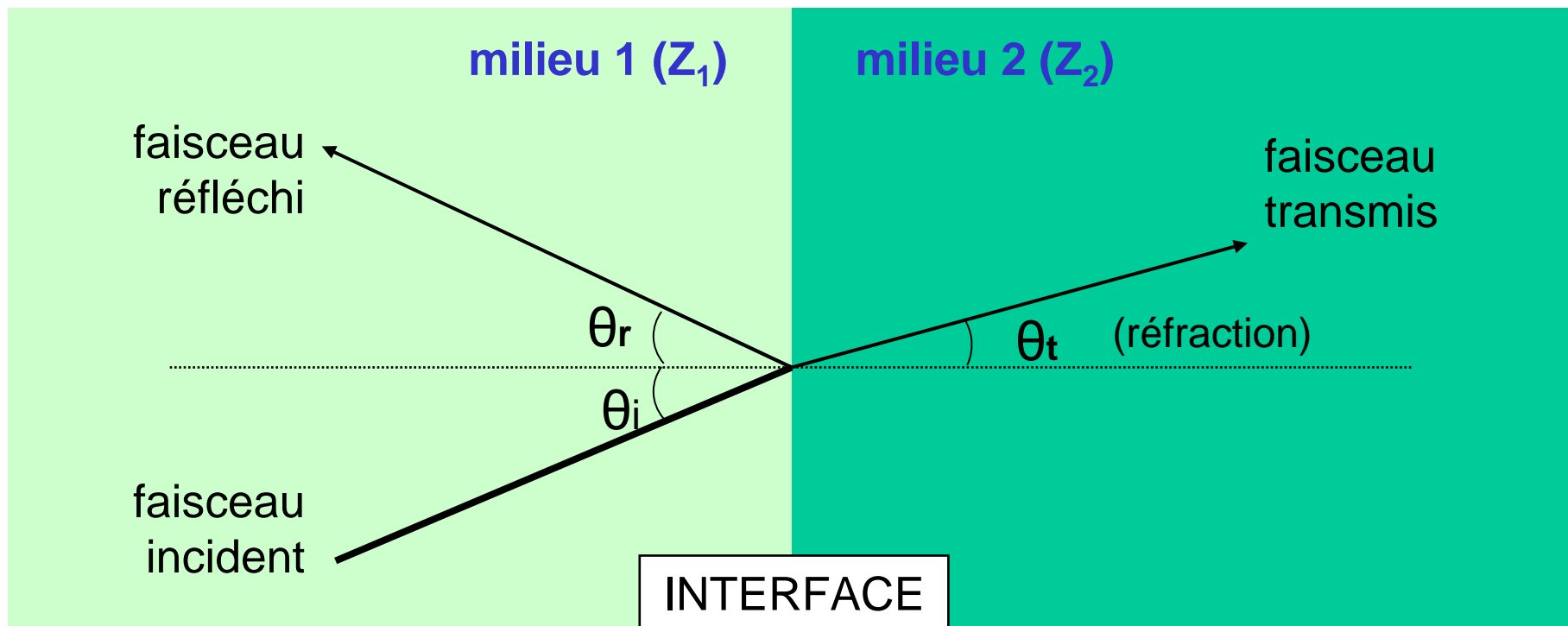
- Et pour une fréquence de **10 MHz**,  $\lambda_{10 \text{ MHz}} = \mathbf{0,15 \text{ mm}}$

⇒ Dans un tissu donné, lorsque la fréquence d'émission augmente  $\lambda$  diminue (et la résolution spatiale s'améliore).

# Principes de physique acoustique

## Propagation des ondes acoustiques

**Interface = frontière entre 2 milieux d'impédance différente**



# Principes de physique acoustique

## Propagation des ondes acoustiques

### Les ondes sonores obéissent aux lois de l'optique

- $\sin [\text{angle de réflexion } (\theta_r)] = \sin [\text{angle d'incidence } (\theta_i)]$
- $C_2 \cdot \sin [\text{angle d'incidence } (\theta_i)] = C_1 \cdot \sin [\text{angle de réfraction } (\theta_t)]$
- **coefficient de réflexion (R)** : fraction d'énergie réfléchiée par l'interface. Il est proportionnel à la différence d'impédance entre les 2 milieux.

$$R = \frac{I}{I_0} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (\text{pour un angle d'incidence proche de } 90^\circ)$$

# Principes de physique acoustique

## Propagation des ondes acoustiques

### Exemples de coefficients de réflexion R

Air	0,999			
Graisse	0,008	0,999		
Eau	0,002	0,999	0,002	
Os	0,294	$\approx 1$	0,363	0,326
	Muscle	Air	Graisse	Eau

# Principes de physique acoustique

## Propagation des ondes acoustiques : application à l'échographie

Lorsque 2 tissus juxtaposés ont une impédance très différente (tissu calcifié ou air / tissu mou), le faisceau est réfléchi en grande partie, à l'origine du phénomène de ***l'ombre acoustique***

L'utilisation d'un gel dont l'impédance acoustique est voisine de celle de la peau améliore la pénétration des US dans l'organisme



**Cône d'ombre produit  
par une bulle d'air dans  
de l'eau.**

# Principes de physique acoustique

## Atténuation du faisceau US

- **Absorption** : énergie déposée dans le milieu par le faisceau US (transformation de l'énergie mécanique en chaleur, viscosité...)

Dans un milieu homogène ( $Z$  constant) l'intensité du faisceau décroît par absorption selon la relation  $[\text{dB.cm}^{-1}]$  :

$$I_x = I_0 e^{-\alpha x}$$

$I_x$  : intensité du faisceau à la distance  $x$  de la source

$I_0$  : intensité du faisceau à la source

$\alpha$  : coefficient d'absorption, proportionnel au carré de la fréquence US

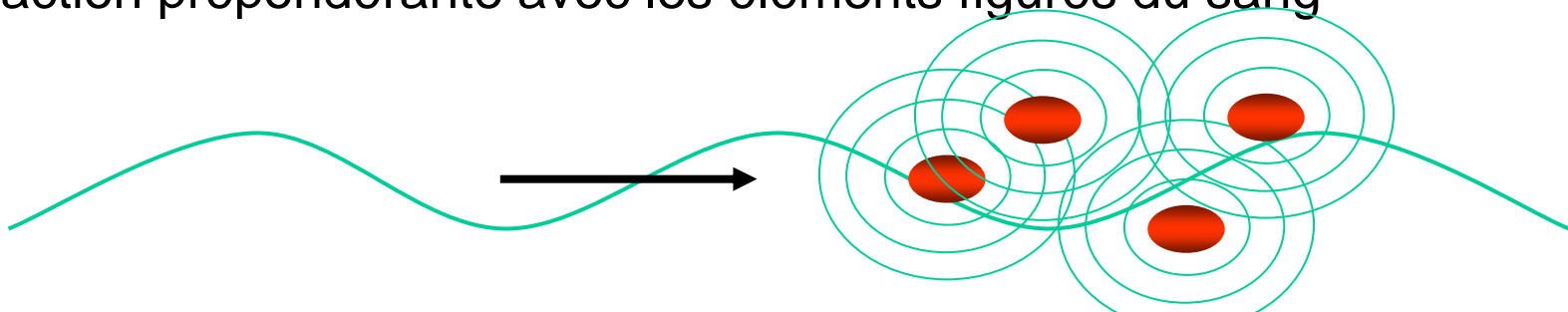
L'atténuation augmente donc avec :

- **la fréquence du faisceau** → les fréquences élevées seront réservées à l'exploration des structures superficielles.
- **l'épaisseur du milieu traversé**

# Principes de physique acoustique

## Atténuation du faisceau US

- **Réflexion** : se produit lorsque le faisceau US rencontre une **interface** dont les dimensions sont supérieures à celles de la longueur d'onde du faisceau.  
⇒ En échographie, la détection de la fraction réfléchie (écho) est à l'origine de la formation de l'image.
- **Diffusion** : se produit lorsque le faisceau US rencontre une interface dont les dimensions sont très petites devant la longueur d'onde du faisceau (sphère élastique). La sphère se comporte comme une **source secondaire** et une fraction minimale de l'énergie est réémise dans toutes les directions (à la **même fréquence que l'onde incidente**). Il s'agit de l'interaction prépondérante avec les éléments figurés du sang





# Génération des ultrasons

## L'effet piézo-électrique

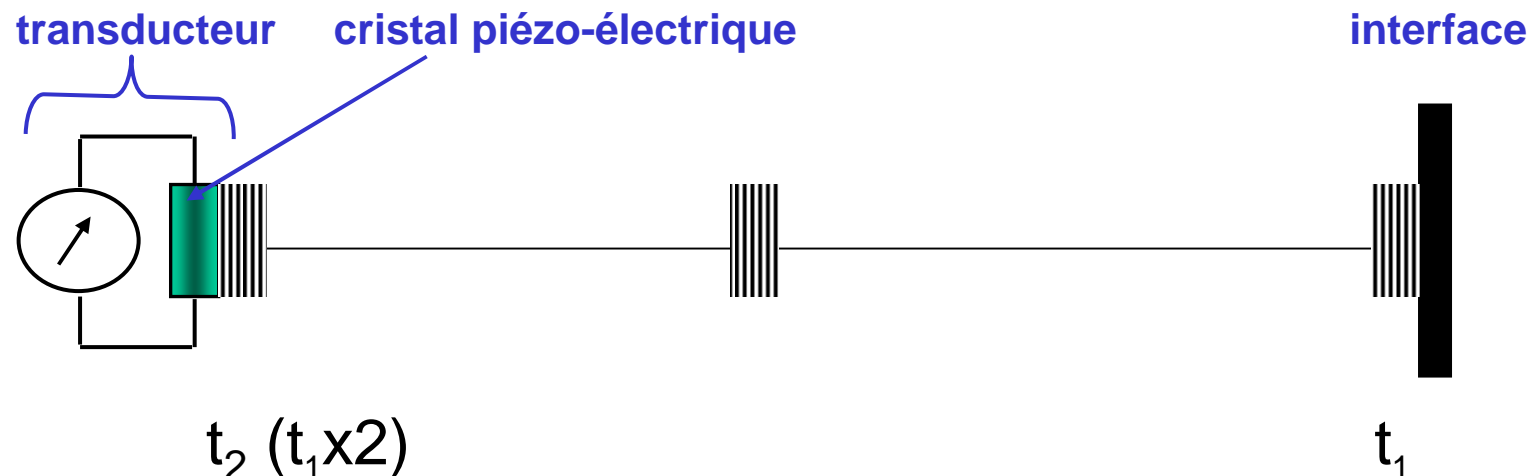
**Définition : transformation d'une déformation mécanique en signal électrique et inversement.**

- Effet propre à certains cristaux (quartz) ou céramiques anisotropes (ferro-électriques), lié à l'asymétrie de répartition des charges consécutive à une déformation
- La différence de potentiel générée est proportionnelle à la déformation exercée
- Inversement, l'application d'une tension électrique provoque une déformation du cristal
- Permet au même élément (*transducteur*) d'être à la fois émetteur et récepteur (alternance émission/réception)

# Génération des ultrasons

## Transducteurs ultrasonores

- **Émission** : un courant de haute fréquence est appliqué pendant une fraction de seconde au cristal piézo-électrique (onde impulsionnelle)
- Vibration mécanique → émission d'un train d'onde bref
- **Réception** des échos US sous forme de vibrations mécaniques → transformation en signal électrique aux bornes du cristal
- Le signal électrique est directement dépendant des interfaces rencontrées par le faisceau US



# Génération des ultrasons

## Transducteurs ultrasonores

La distance séparant l'interface du transducteur sera calculée par :

$$d \text{ (m)} = c \cdot t_1 = \frac{c \cdot t_2}{2}$$

avec  $c = 1540 \text{ m/s}$  dans les tissus mous

L'amplitude du signal électrique correspond à l'énergie du faisceau réfléchi, donc à la différence d'impédance constituant l'interface

Chacune des interfaces situées dans l'axe du faisceau sera caractérisée par :

- sa distance par rapport au transducteur
- son coefficient de réflexion (après correction de l'atténuation)

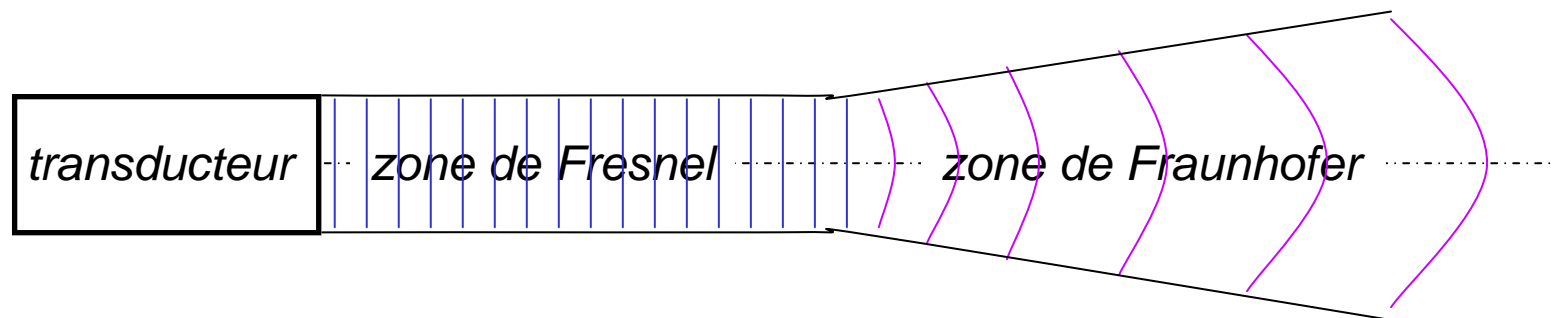
# Génération des ultrasons

## Le champ ultrasonore

Géométrie du faisceau US : 2 zones successives

1. **La zone de Fresnel** : correspond à un cylindre dont le diamètre est celui de la source (en cas de source circulaire). Le front d'onde est plan et la résolution spatiale est optimale.
2. **La zone de Fraunhofer** : correspond à un cône. Le front d'onde est convexe et l'intensité du faisceau diminue avec l'augmentation de sa surface (= diminution de la résolution spatiale).

Lorsque la fréquence et le diamètre de la source augmentent, la zone de Fresnel augmente et l'angle de divergence de la zone de Fraunhofer diminue.



# Génération des ultrasons

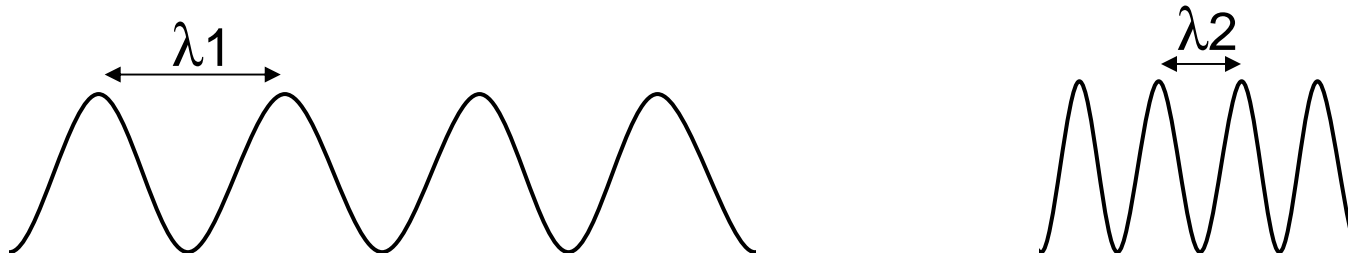
## Le champ ultrasonore

### Résolution axiale (en profondeur)

Plus petite distance séparant 2 points situés dans l'axe du faisceau et donnant des échos distincts

Elle dépend de la fréquence d'émission / réception (et donc de la longueur d'onde dans le milieu considéré;  $\lambda = c/F$ ) ainsi que des caractéristiques du transducteur (facteur de qualité  $Q$  – durée du train d'onde)

Cependant l'atténuation du faisceau augmente aussi avec sa fréquence  
→ compromis entre résolution axiale et profondeur d'exploration



# Génération des ultrasons

## Le champ ultrasonore

### Résolution latérale

Plus petite distance séparant 2 points situés dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et donnant des échos distincts

Elle dépend de la largeur du faisceau. Celle-ci peut être réduite par focalisation :

- géométrique = fixe
- électronique = dynamique (variable en profondeur, focalisation à l'émission et à la réception)

Barrette d'éléments piézo-électriques activés avec un retard de phase (« phased-array ») → convergence du faisceau

# Echographie

## Les modes échographiques

Il existe plusieurs façons de représenter le signal US recueilli, en fonction de l'information attendue

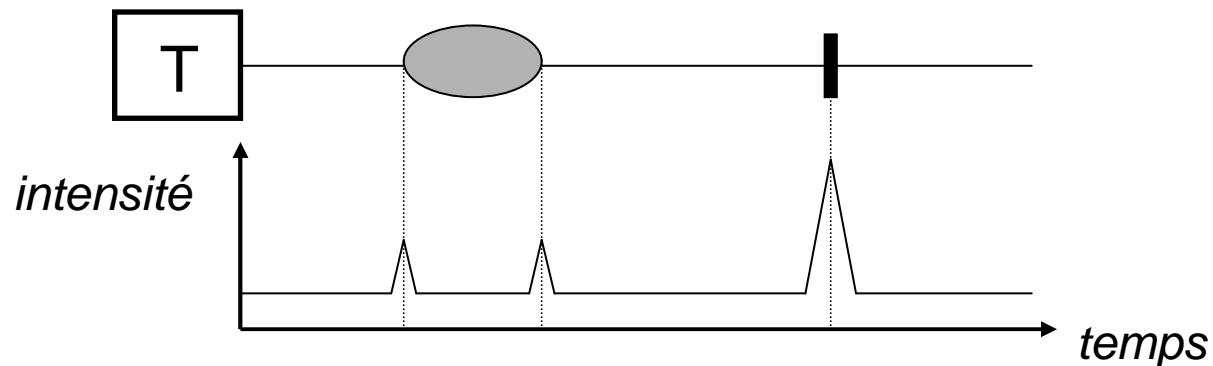
- Mode A (temps-amplitude)
- Mode TM (temps-mouvement)
- Mode B (bidimensionnel)
- 3D/4D

# Echographie

## Les modes échographiques : mode A

Premier mode à avoir été utilisé, actuellement quelques indications en ophtalmologie

Explore dans l'axe du faisceau les interfaces rencontrées, représentées par l'amplitude du signal recueilli (intensité) en fonction du temps (distance)



L'intensité du signal recueilli est amplifiée en fonction de sa profondeur (délai émission/réception) pour corriger l'atténuation du faisceau dans le milieu

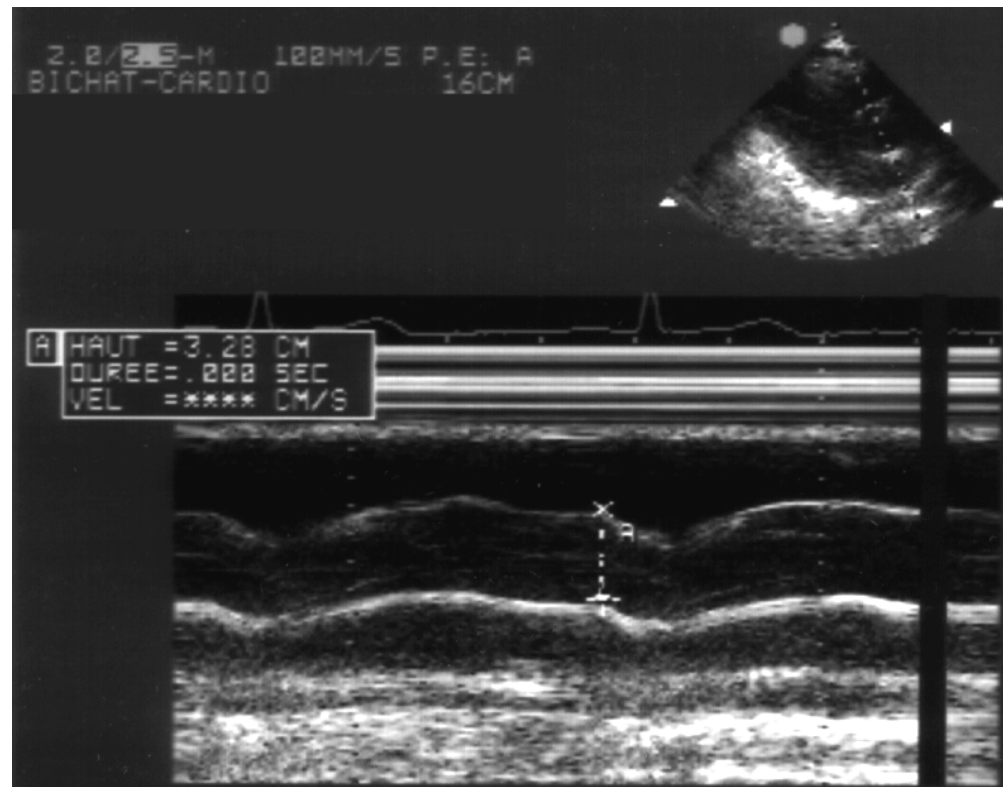


# Echographie

## Les modes échographiques : mode TM

Par rapport à l'échographie A,  
l'intensité d'un écho n'est  
plus représentée par une  
amplitude mais par une  
intensité (brillance) dans  
une échelle de gris, en  
fonction du temps

→ permet une analyse fine de  
la cinétique de structures  
mobiles (cœur) avec une  
très bonne résolution axiale

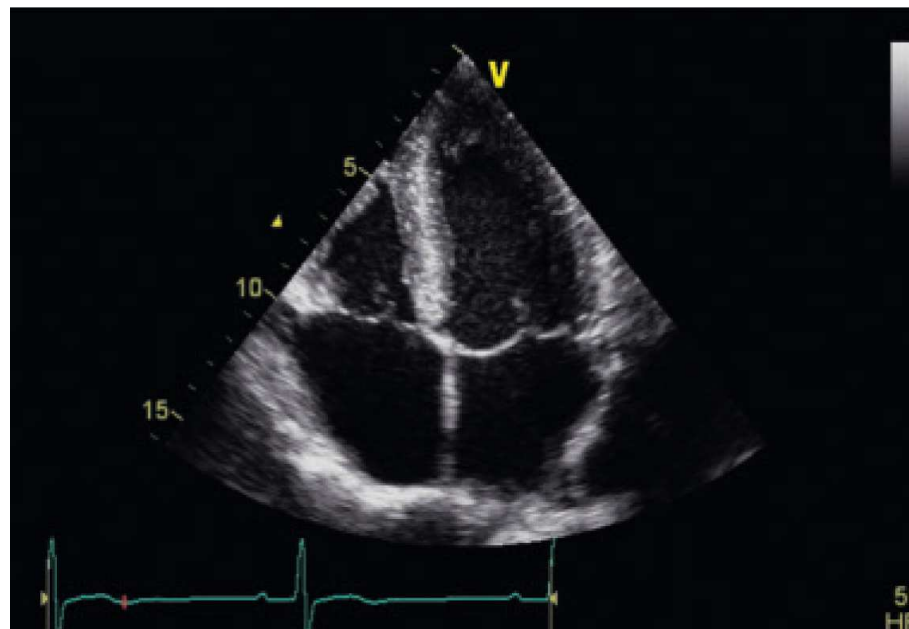


# Echographie

## Les modes échographiques : mode B

Par rapport à l'échographie A, le balayage d'un secteur par le faisceau permet d'obtenir une coupe (échetomographie) en temps réel

Mais la résolution spatiale est inférieure



# Echographie

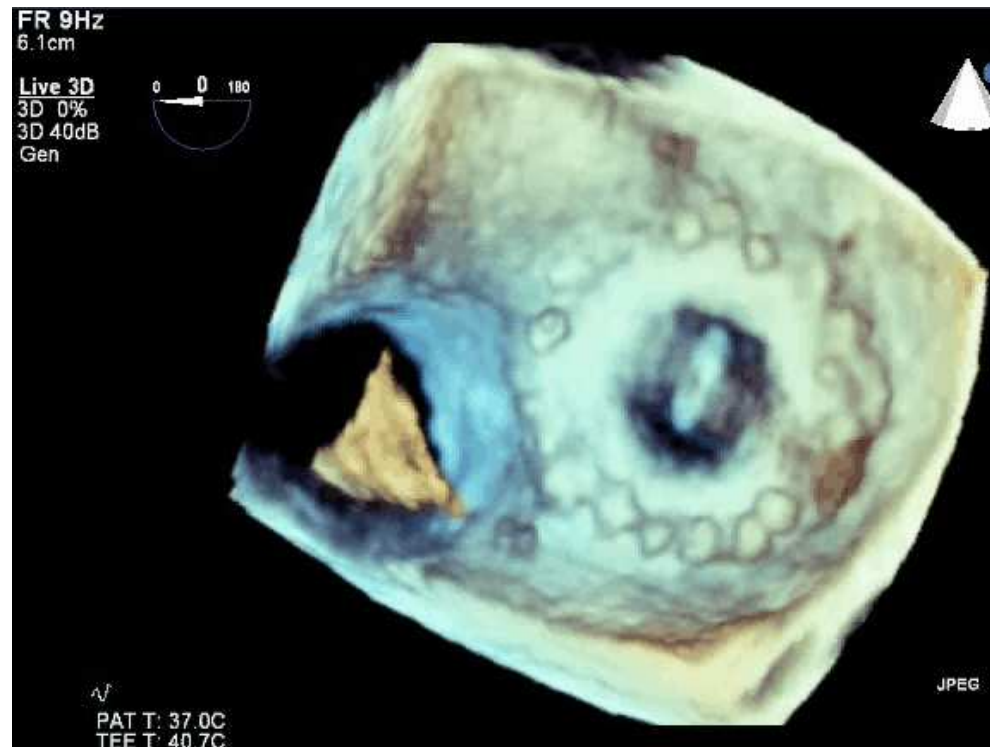
## Les modes échographiques : écho 3D/4D

Images en volume statiques (3D) ou indexée au temps (4D).  
Présentation : rendu volumique après extraction de surfaces



# Echographie

Les modes échographiques : écho 3D/4D



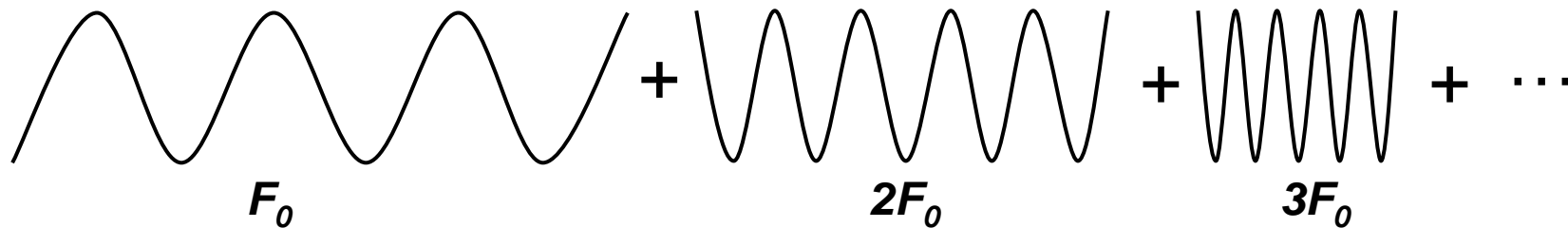
Echographie trans-oesophagienne (4D) :  
désinsertion de prothèse valvulaire mitrale

# Echographie

## Imagerie d'harmonique

⇒ En échographie, la détection de la fraction réfléchie (écho) est à l'origine de la formation de l'image.

Fraction réfléchie : fréquence d'émission (fondamentale  $F_0$ )  
+ multiples de la fréquence d'émission ( $2F_0$ ,  $3F_0$ ...)



**Imagerie d'harmonique** : construction de l'image à partir de la seconde harmonique

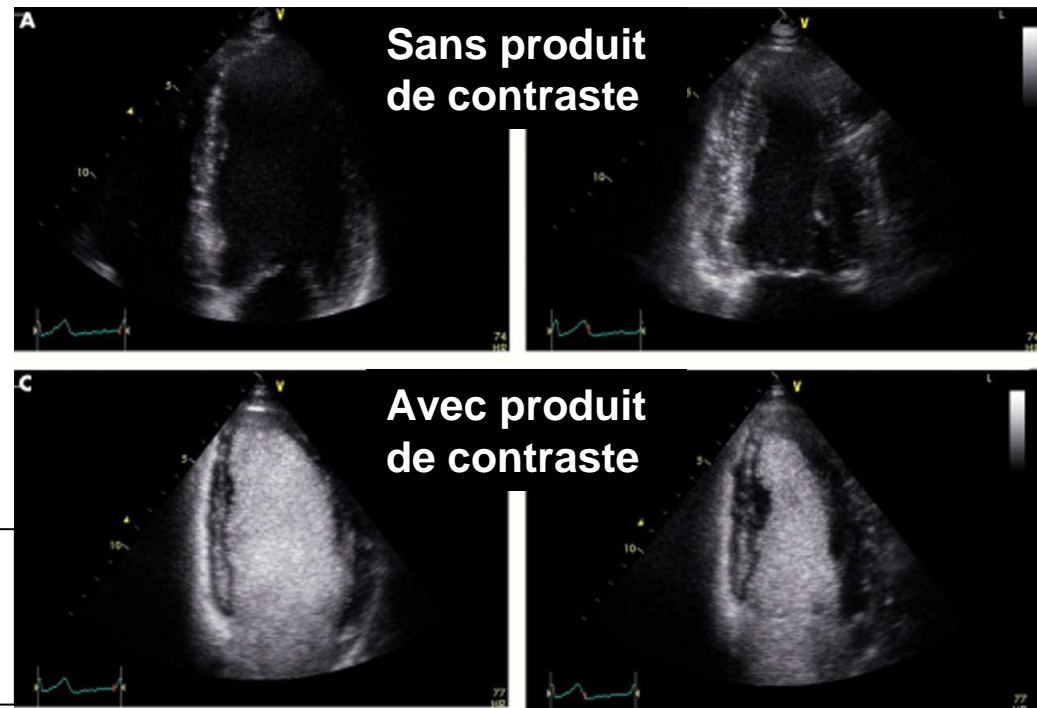
Avantages :

- amélioration du rapport signal/bruit
- amélioration de la résolution longitudinale : longueur d'onde plus courte
- amélioration de la résolution latérale (autofocalisation)

# Echographie

## Les produits de contraste

- Destinés à rehausser l'intensité du signal ultrasonore
- Injectés par voie intraveineuse (diamètre  $<10\ \mu\text{m}$  pour ne pas être embolisés dans les capillaires pulmonaires)
- Constitués de microbulles de gaz (libres ou encapsulées)
- Surtout utilisés pour renforcer le contraste du compartiment vasculaire
- Peuvent être fonctionnalisés

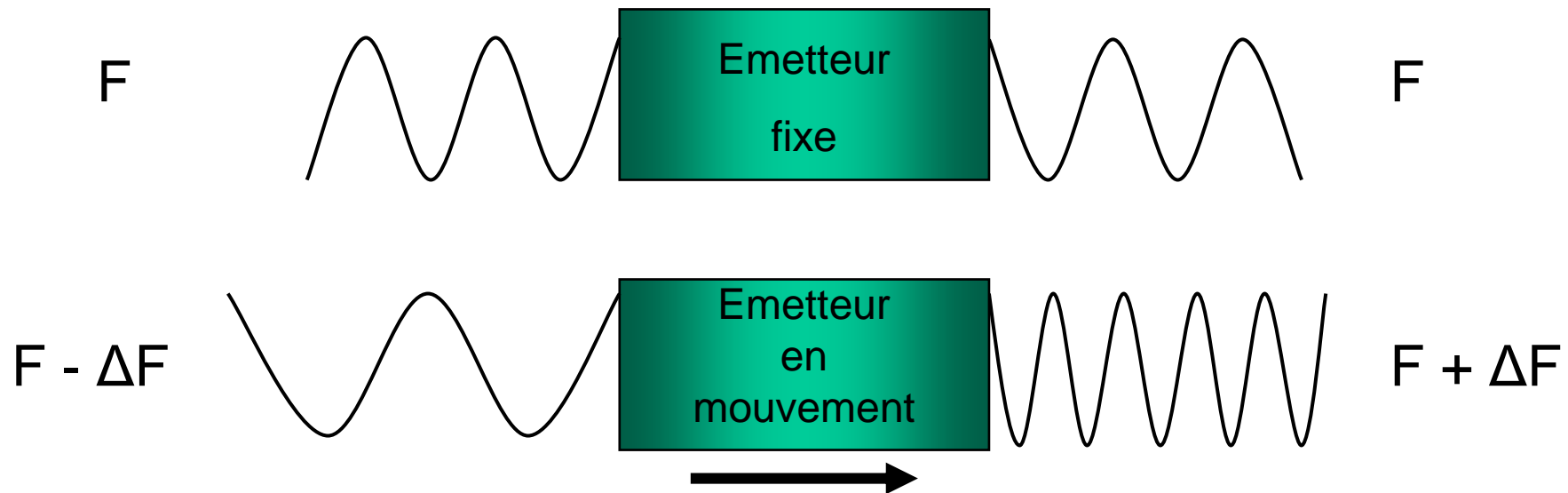


Echographie cardiaque (coupe 4 cavités) sans et avec produit de contraste.

# La vélocimétrie Doppler

## L'effet Doppler

Principe : tout phénomène périodique propagé est perçu par le récepteur à une fréquence différente de sa fréquence d'émission lorsque se produit un déplacement relatif entre l'émetteur et le récepteur.



# La vélocimétrie Doppler

## L'effet Doppler

En cas de déplacement de l'émetteur et du récepteur dans le même axe

$$F_r = F_e + F_e \cdot v/c$$

et

$$\delta F = F_r - F_e = F_e \cdot v/c$$

avec  $F_r$  = fréquence perçue par le récepteur

$F_e$  = fréquence d'émission

$v$  = vitesse de déplacement relatif entre l'émetteur et le récepteur

$c$  = vitesse du son

$\delta F$  = fréquence Doppler



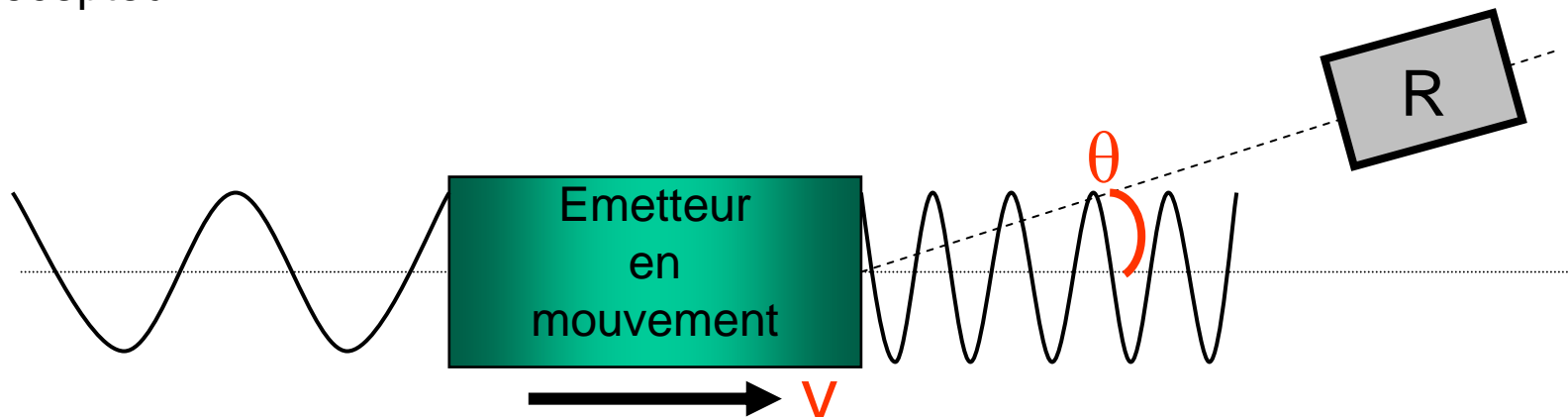
# La vélocimétrie Doppler

## L'effet Doppler

En cas de déplacement de l'émetteur et du récepteur dans un axe différent

$$\delta F = F_e \cdot v/c \cdot \cos \theta$$

avec  $\theta$  = angle formé par l'axe de déplacement de l'émetteur et l'axe du récepteur



# La vélocimétrie Doppler

## L'effet Doppler

### Application à la vélocimétrie sanguine

= mesure de la vitesse des hématies dans un vaisseau

#### Principe

Le faisceau US est émis par une sonde (émetteur fixe) qui, en rencontrant les hématies (récepteurs puis émetteurs secondaires en mouvement), est **rétrodiffusé** vers la sonde (récepteur fixe).

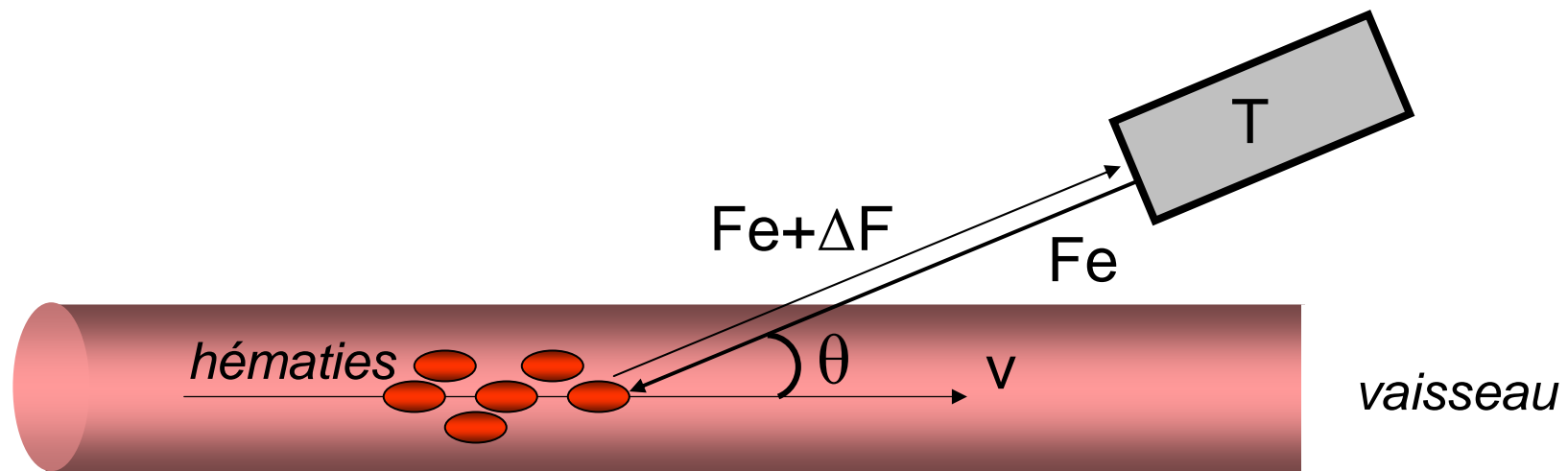
→ 2 effets Doppler consécutifs qui s'ajoutent

$$\Delta F = 2 F_e \cdot v/c \cdot \cos \theta$$

Avec  $v$  = vitesse des hématies et  $\Delta F$  = fréquence du signal Doppler

# La vélocimétrie Doppler

Application à la vélocimétrie sanguine



Le signal recueilli par la sonde Doppler (T) est égal à  $Fe + \Delta F$

# La vélocimétrie Doppler

## Application à la vélocimétrie sanguine

$$\Delta F = 2 F_e \cdot v/c \cdot \cos \theta$$

La fréquence Doppler ( $\Delta F$ ) est proportionnelle :

- à la vitesse du flux sanguin ( $F_e$  et  $c$  connues)
- au cosinus de l'angle de tir ( $\theta$ )

→ permet de connaître le sens du flux sanguin

– si  $90^\circ < \theta < 270^\circ$  alors  $\cos \theta < 0$  et  $\Delta F < 0$

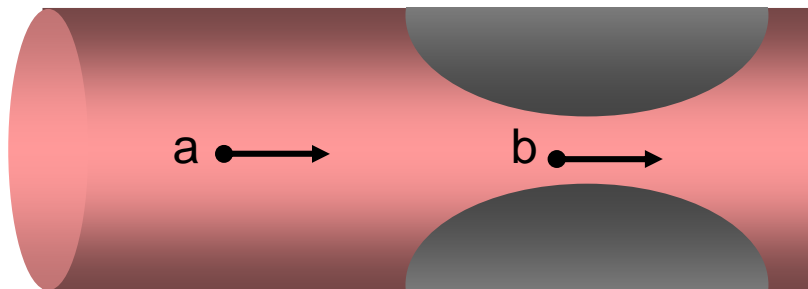
– si  $-90^\circ < \theta < 90^\circ$  alors  $\cos \theta > 0$  et  $\Delta F > 0$

→ la mesure optimale de  $\Delta F$  nécessite d'aligner le faisceau US avec le flux sanguin ( $\theta \approx 0^\circ$  ou  $180^\circ$ , c'est-à-dire  $\cos \theta \approx 1$  ou  $-1$ ) sinon, l'erreur relative augmente à mesure que l'axe du faisceau US et le flux sanguin deviennent perpendiculaires

# La vélocimétrie Doppler

Mesure d'un gradient de pression

Bernoulli (relation Pression/Vitesse) :  $P + \frac{1}{2} \rho V^2 = \text{Cte}$



$$P_a + \frac{1}{2} \rho V_a^2 = P_b + \frac{1}{2} \rho V_b^2$$

**Equation simplifiée de Bernoulli**

P (mmHg) et V (m/s)

$$P_a - P_b = 4 \cdot (V_b^2 - V_a^2)$$

Si l'on considère que  $V_b \gg V_a$ , alors :

$$\Delta P = 4 \cdot V_{\max}^2$$

# La vélocimétrie Doppler

Mesure d'un gradient de pression

$$P_a + \frac{1}{2} \rho V_a^2 = P_b + \frac{1}{2} \rho V_b^2$$

$$\Rightarrow P_a - P_b = \frac{1}{2} \rho (V_b^2 - V_a^2) \text{ avec } \mathbf{P \text{ exprimé en Pa}}$$

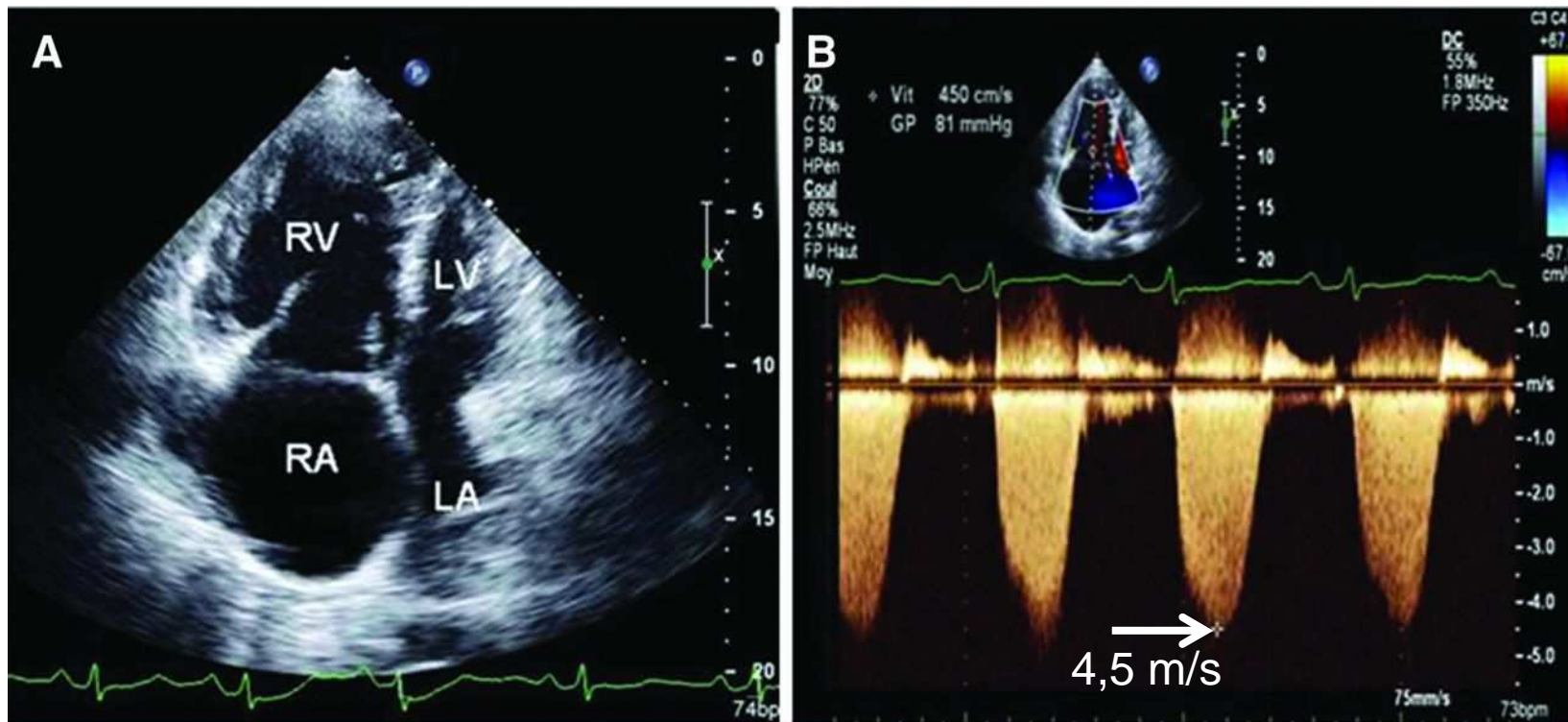
$\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$  et  $1 \text{ mmHg} = 133.322 \text{ Pa}$ , donc

$$\Rightarrow P_a - P_b = 4 (V_b^2 - V_a^2) \text{ avec } \mathbf{P \text{ exprimé en mmHg}}$$

# La vélocimétrie Doppler

## Mesure d'un gradient de pression

Mesure de la pression systolique de l'artère pulmonaire



$$\Delta P = 4 \times 4,5^2 = 81 \text{ mmHg}$$

# La vélocimétrie Doppler

## Méthodes d'acquisition

### 1. Doppler continu

Émission et réception continue des US grâce à l'utilisation de 2 transducteurs distincts

#### Avantages

Qualité optimale du signal Doppler

Permet la détection des vitesses élevées

#### Inconvénient

Absence de localisation spatiale du signal : tous les flux se trouvant sur le trajet du faisceau seront enregistrés



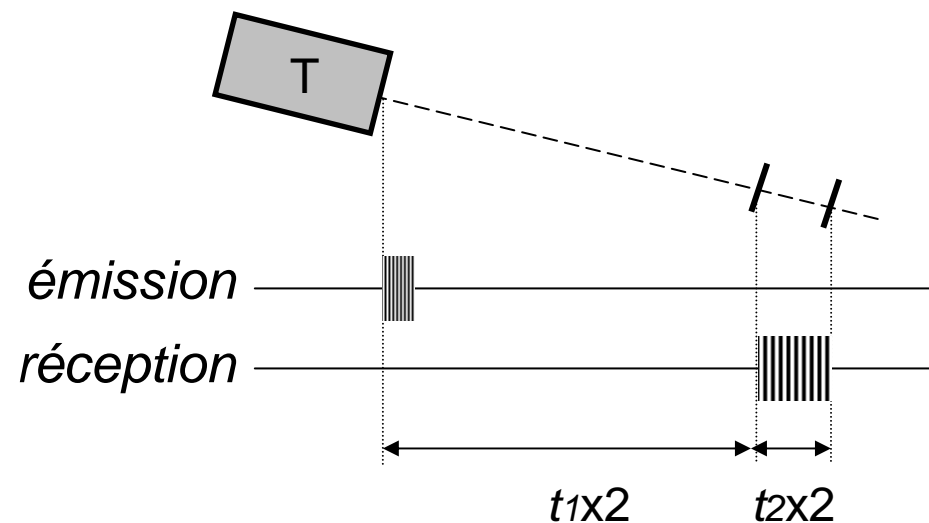
# La vélocimétrie Doppler

## Méthodes d'acquisition

### 2. Doppler pulsé

Permet la localisation spatiale du signal Doppler reposant sur l'ajustement :

- du délai séparant l'émission du faisceau et la réception  
→ profondeur de la fenêtre
- de la durée de la réception du signal → largeur de la fenêtre



# La vélocimétrie Doppler

## Méthodes d'acquisition

### **Doppler pulsé**

#### Avantage

Localisation spatiale du signal Doppler (fenêtre)

#### Inconvénients

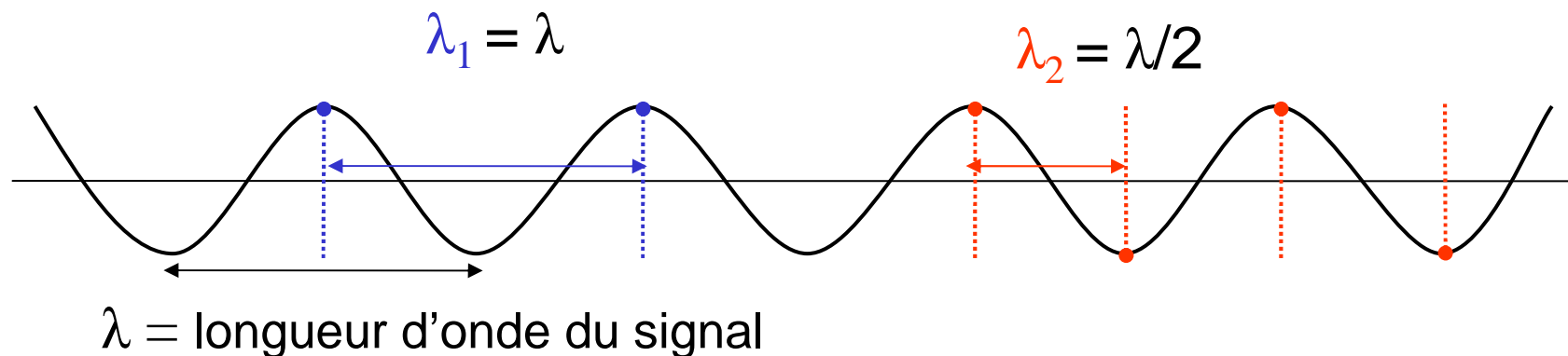
Vitesses élevées : risque de repliement spectral (aliasing) se produisant lorsque la fréquence d'échantillonnage est insuffisante par rapport à la fréquence du signal Doppler.

→ La fréquence de répétition des impulsions (PRF : pulse repetition frequency) doit être d'autant plus élevée que la vitesse du flux sanguin étudié est élevée.

# La vélocimétrie Doppler

## Le repliement spectral (aliasing)

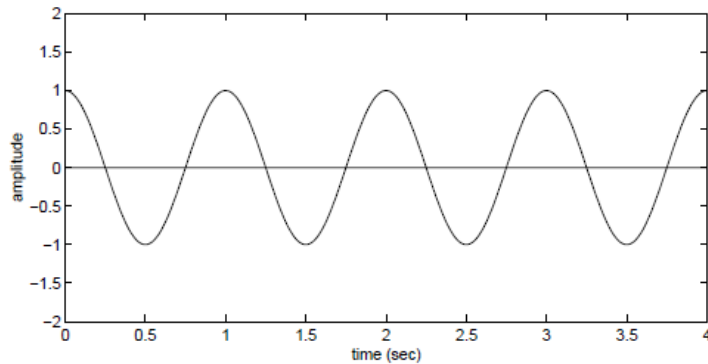
**Théorème de Shannon** : la fréquence d'échantillonnage d'un signal doit être supérieure au double de la fréquence maximale de ce signal (fréquence de Nyquist)



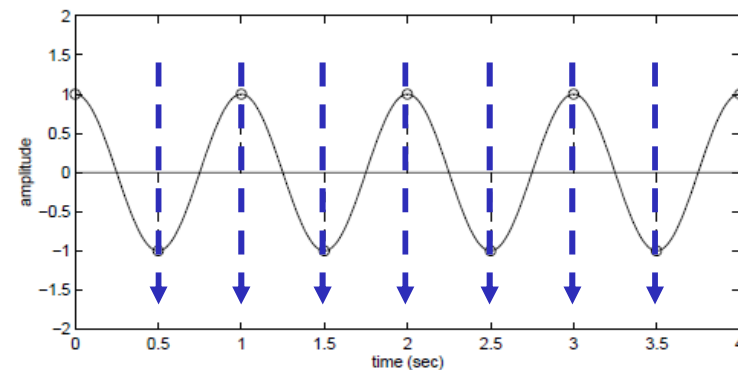
# La vélocimétrie Doppler

## Le repliement spectral (aliasing)

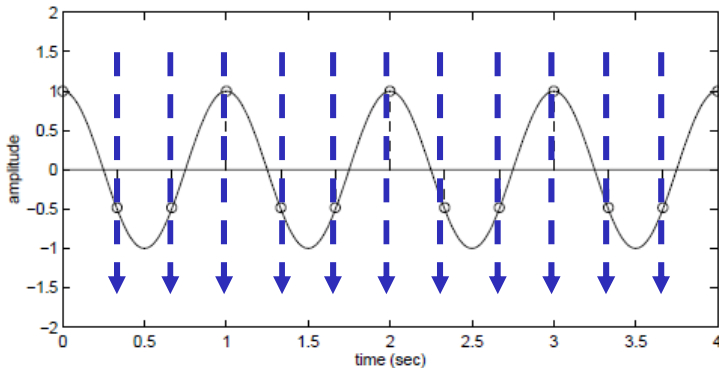
Fréquence du signal = 1 Hz



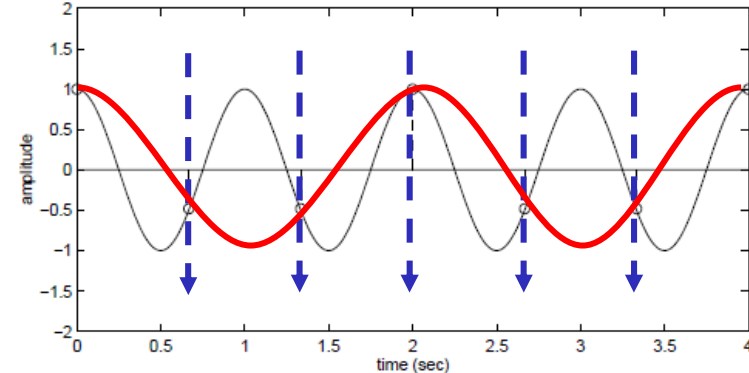
Fréquence d'échantillonnage = 2 Hz



Fréquence d'échantillonnage = 3 Hz

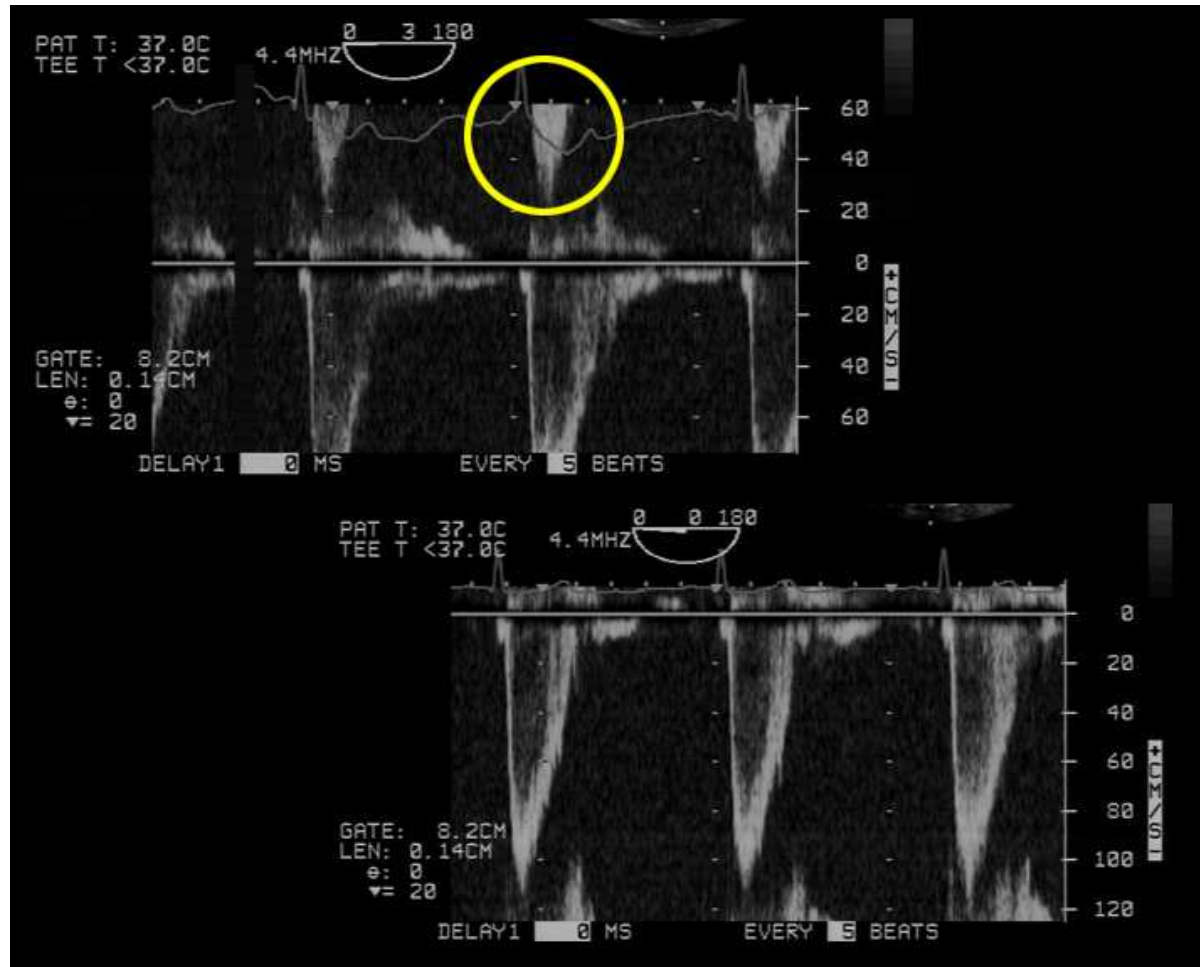


Fréquence d'échantillonnage = 1,5 Hz



# La vélocimétrie Doppler

## Le repliement spectral (aliasing)



# La vélocimétrie Doppler

## Méthodes d'acquisition

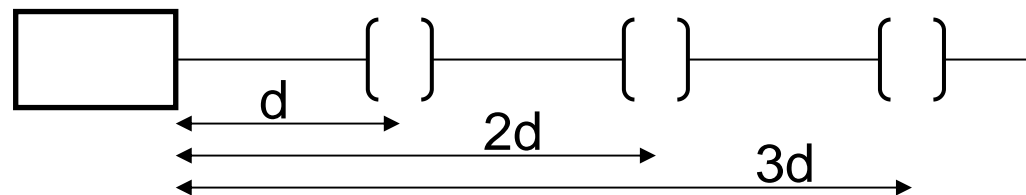
### Doppler pulsé

#### Inconvénients

**Limitation en profondeur** : les US doivent avoir le temps de faire 1 aller-retour entre 2 impulsions successives. Donc, à une fréquence de répétition (PRF) donnée correspond une profondeur maximale de la fenêtre Doppler

$$d_{\max} = \frac{c}{4 \Delta F} = \frac{c}{2 \text{ PRF}}$$

**Ambiguïté spatiale** : risque de réception de signaux tardifs dans la fenêtre Doppler



# La vélocimétrie Doppler

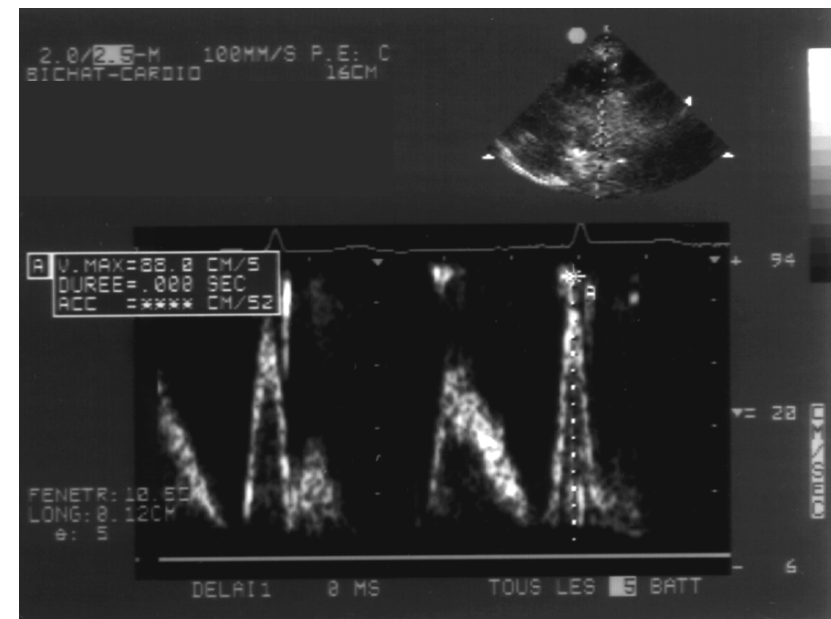
## Représentations du signal Doppler

### 1. Signal sonore

Permet une analyse qualitative des fréquences Doppler (sons aigus = vitesses élevées ; sons graves = vitesses lentes)

### 2. Spectre de fréquence

Permet une analyse quantitative du signal Doppler = mesure de la vitesse du flux sanguin au cours du temps



# La vélocimétrie Doppler

## Représentations du signal Doppler

### 3. Doppler couleur (imagerie Doppler vitesse)

Donne une représentation du signal Doppler en temps réel selon un codage couleur

- sens du flux : en rouge lorsqu'il se dirige vers la sonde et en bleu lorsqu'il s'en éloigne
- vitesse du flux : les vitesses élevées sont représentées en teintes claires

#### Avantage

Permet une analyse rapide des flux normaux / anormaux, couplée à la coupe échographique

#### Inconvénients

Résolution spatiale limitée

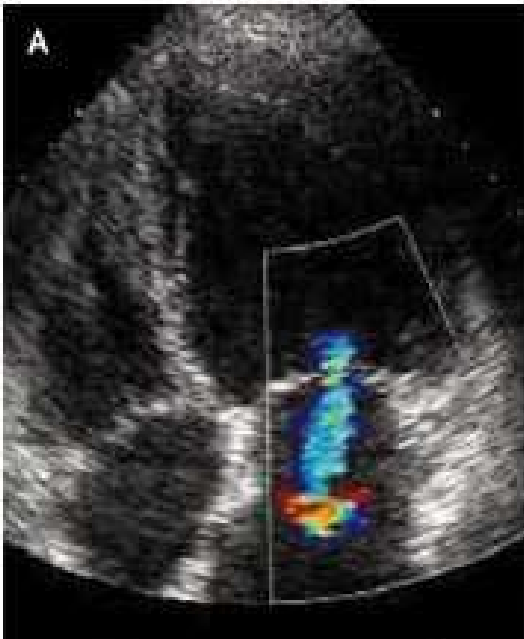
Faible sensibilité pour les flux lents



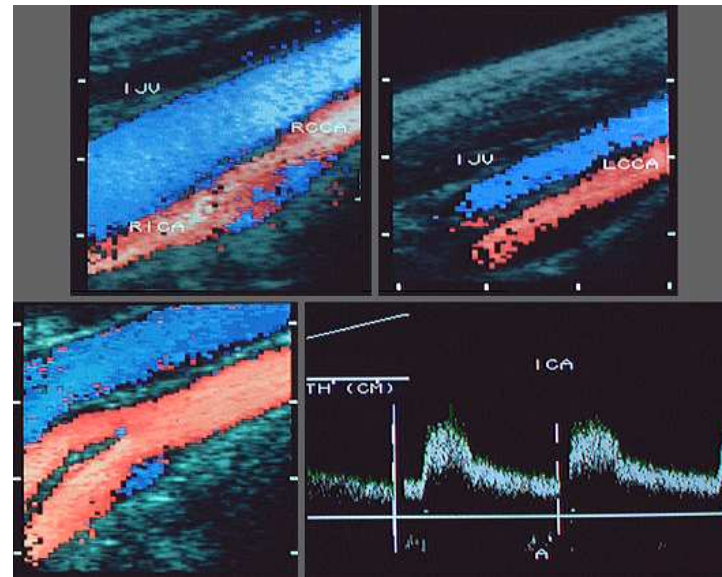
# La vélocimétrie Doppler

## Représentations du signal Doppler

### Doppler couleur



Insuffisance mitrale



Doppler vasculaire

# La vélocimétrie Doppler

## Représentations du signal Doppler

### 4. Doppler puissance

Donne une représentation (monochromatique) de la puissance du signal Doppler

- proportionnelle au nombre d'hématies en mouvement
- indépendante de leur vitesse

#### Avantages

Permet d'étudier la vascularisation d'un organe

Bon rapport signal/bruit

#### Inconvénients

Mauvaise résolution temporelle

Absence d'information quantitative sur les flux (vitesse, sens)

Sensibilité aux mouvements

# La vélocimétrie Doppler

## Représentations du signal Doppler

### Doppler puissance



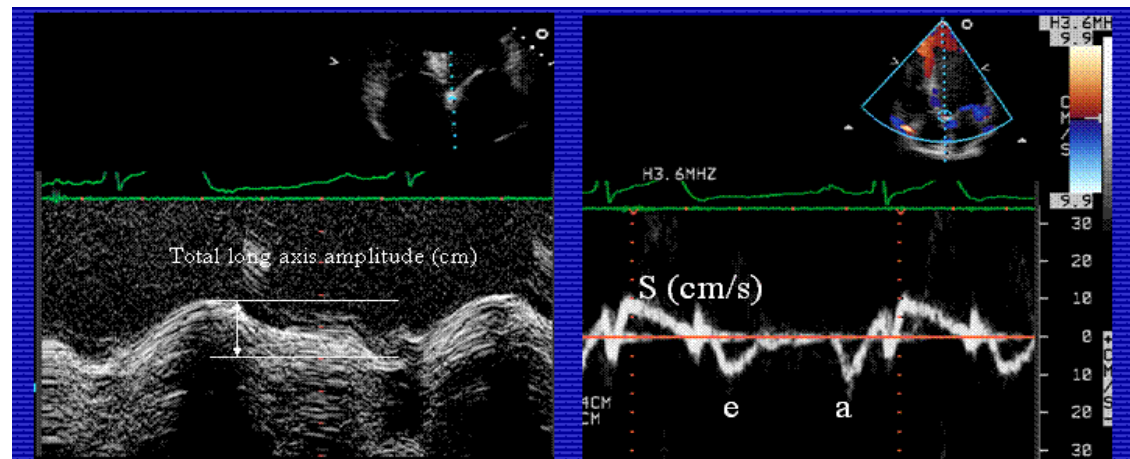
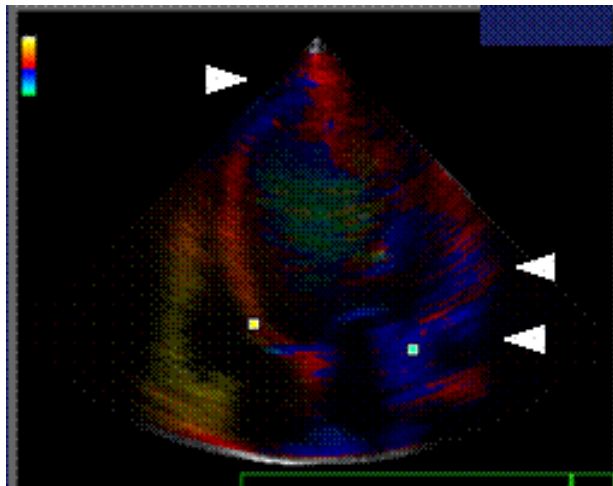
# La vélocimétrie Doppler

## Représentations du signal Doppler

### 5. Doppler tissulaire

Mode Doppler adapté aux vitesses relativement lentes.

Utilisé principalement en cardiologie pour analyser la cinétique des parois ventriculaires



# Perspectives

## Échographes portables

- Peut être utilisé partout
- « super » stéthoscope ?
- Nécessite la même expertise que les échographes non transportables



## Produits de contraste ultrasonores fonctionnalisés

- Destinés à focaliser l'adhésion des microbulles sur la (les) cibles d'intérêt
- Microbulles revêtues d'un ligand spécifique de la cible
- Nécessite une grande quantité de microbulles pour que le signal soit détectable