

ULTRASONS APPLIQUÉS À L'IMAGERIE

Bases physiques des ultrasons et de
l'imagerie ultrasonore

P. Challande

28 octobre 2011

PLAN

- Propagation ultrasonore
- Interactions avec le milieu
- Émission ultrasonore
- Imagerie

PRINCIPE DE L'ÉCHOGRAPHIE

- Émission d'ondes mécaniques
- Interaction de ces ondes avec le milieu (tissus biologiques)
- Réception des ondes renvoyées par le milieu
- Traitement des signaux et affichage sous forme d'une image

PLAN

- Propagation ultrasonore
- Interactions avec le milieu
- Émission ultrasonore
- Imagerie

PROPAGATION

Onde représentée par une surpression (pression acoustique) p :

$$P_{\text{totale}} = P_0 + p \quad (p \ll P_0)$$

et une vitesse acoustique v .

Avec des hypothèses simplificatrices, p est régie par :

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

c_0 : célérité ou vitesse de propagation

PROPAGATION

Onde progressive harmonique (OPH) :

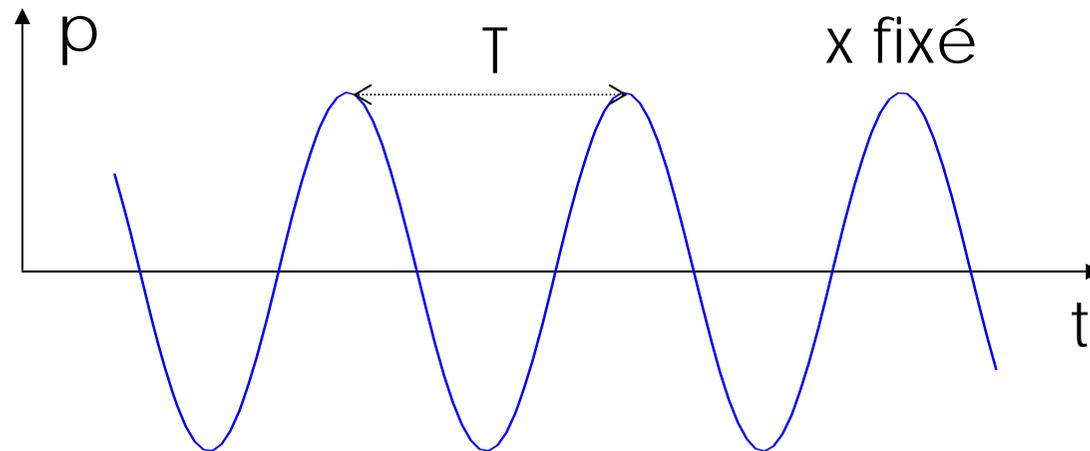
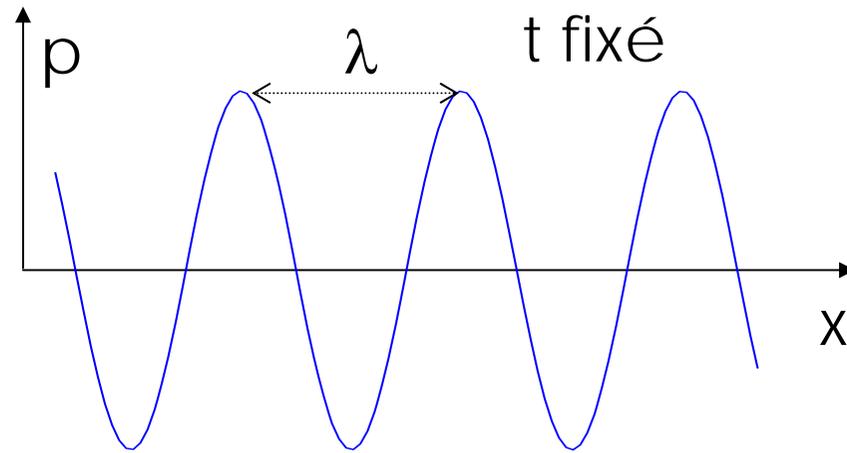
$$p(x, t) = p_0 \cos(\omega t - kx).$$

k : nombre d'onde (équivalent dans le domaine spatial de ω la pulsation dans le domaine temporel)

λ : longueur d'onde (analogue de la période T)

$$\lambda = \frac{2\pi}{k} = c_0 T = \frac{c_0}{f}$$

PROPAGATION



IMPÉDANCE

Analogue à l'impédance électrique

Caractérise la résistance à la mise en mouvement

$$Z = \frac{p}{v}$$

Dans le cas de l'OPH

$$Z = \rho_0 c_0$$

CELÉRITÉ ET IMPÉDANCE DE TISSUS

Milieu	Densité (kg / m ³)	Célérité (m/s)	Impédance (MRayl)
Air	1.3	340	$0.44 \cdot 10^{-3}$
Eau	1000	1480	1.48
Poumons	300	600	0.018
Sang	1060	1560	1.65
Tissu adipeux	920	1450	1.33
Tissu mou	1050	1540	1.62
Rein	1040	1570	1.63
Foie	1060	1550	1.64
Muscle	1070	1600	1.71
Os	1910	4080	7.8

ASPECTS ÉNERGÉTIQUES

Énergie volumique : $u = \frac{1}{2} \rho_0 v^2 + \frac{1}{2} \frac{p^2}{\rho_0 c_0^2}$

Intensité : $I = \langle pv \rangle$: flux de puissance associé à l'onde (W / m^2).

Dans le cas de l'OPH : $I = \frac{1}{2} \frac{p_0^2}{\rho_0 c_0}$

Expression avec les décibels :

$$L = 10 \log_{10} \left(\frac{I}{I_{\text{ref}}} \right) = 20 \log_{10} \left(\frac{p}{p_{\text{ref}}} \right)$$

ORDRES DE GRANDEUR

Gamme de fréquence : le Mégahertz

À 1 MHz, $\lambda \approx 1.5 \text{ mm}$

Onde harmonique 5 MHz, d'intensité : $I = 100 \text{ mW} / \text{cm}^2$

$$p_0 \approx 5.5 \cdot 10^4 \text{ Pa}$$

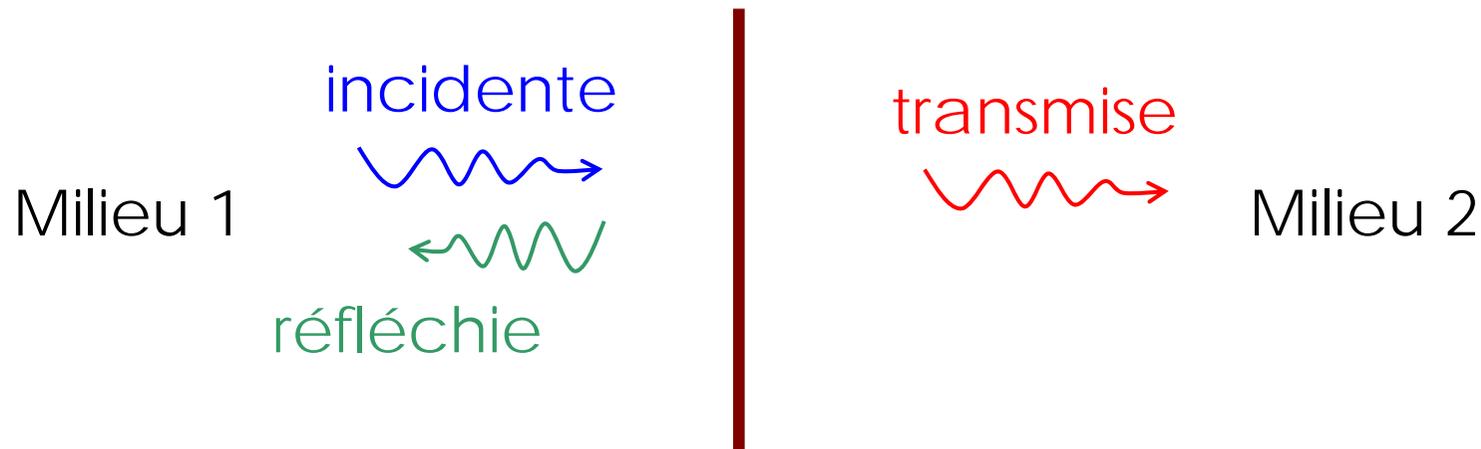
$$v_0 \approx 3.6 \text{ cm} / \text{s}$$

$$u_0 \approx 1.2 \text{ nm}$$

PLAN

- Propagation ultrasonore
- Interactions avec le milieu
- Émission ultrasonore
- Imagerie

RÉFLEXION/TRANSMISSION



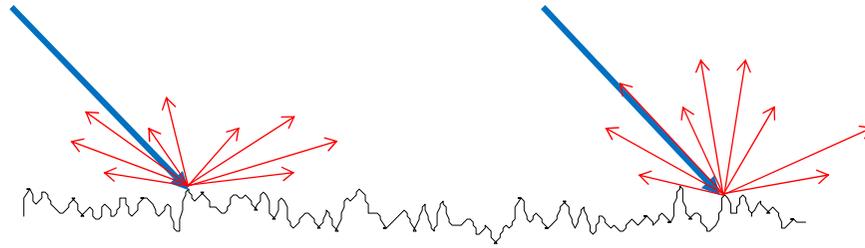
Coefficients de réflexion et de transmission

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad T = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

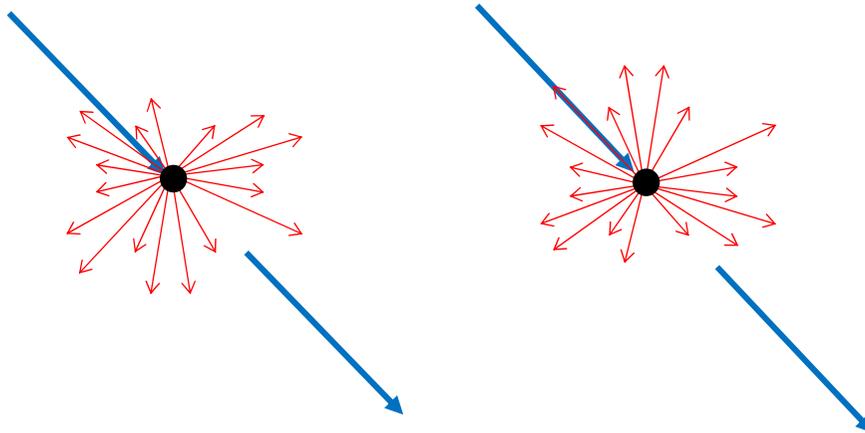
$$\text{Si } Z_2 = Z_1 + \Delta Z \quad R = \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta Z}{Z_1} \right)^2 \quad \text{et } T \approx 1$$

DIFFUSION

Rétrodiffusion



Diffusion de volume

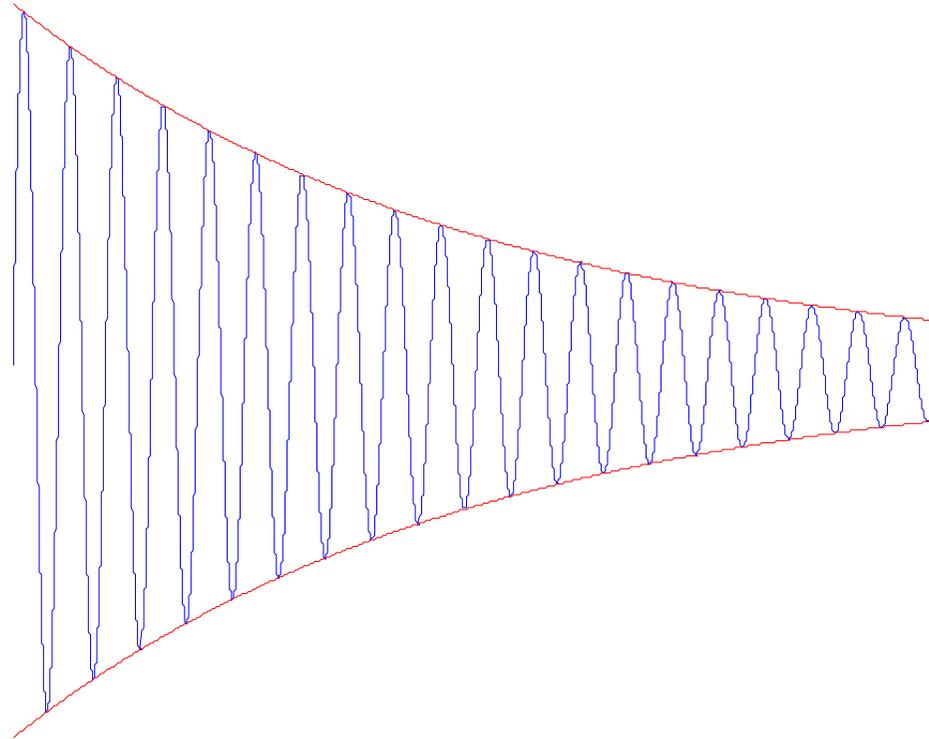


AUTRES PHÉNOMÈNES

- Absorption ordinaire (viscosité, conduction thermique)
- Relaxation
- Non linéarités

ATTÉNUATION

$$p(x, t) = p_0 e^{-\alpha x} \cos(\omega t - kx)$$



$$\alpha = af$$

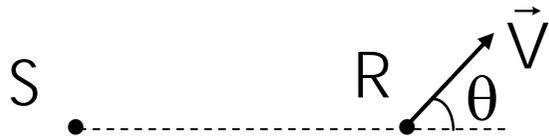
COEFFICIENTS D'ATTÉNUATION

milieu	coefficient (dB/cm/MHz)	milieu	coefficient (dB/cm/MHz)
eau pure	0.002	foie	0.9
sang	0.18	muscle	1.2 – 3.3
graisse	0.6	crystallin	2
cerveau	0.85	os	20
rein	0.85	poumon	40

EFFET DOPPLER



$$f_R = f_S \frac{1}{1 + \frac{V}{c_0} \cos \theta}$$



$$f_R = f_S \left(1 - \frac{V}{c_0} \cos \theta \right)$$



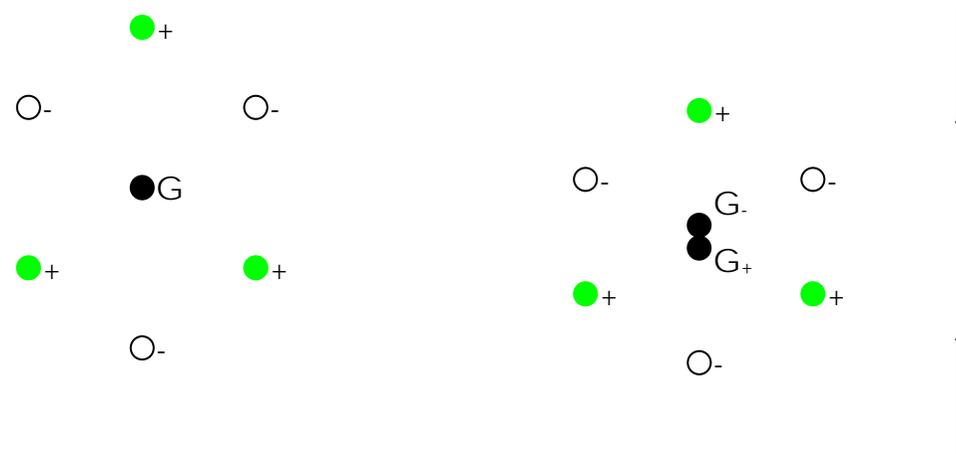
$$f_R = f_S \frac{1 - \frac{V}{c_0} \cos \theta}{1 + \frac{V}{c_0} \cos \theta} \approx f_S \left(1 - \frac{2V}{c_0} \cos \theta \right)$$

PLAN

- Propagation ultrasonore
- Interactions avec le milieu
- Émission ultrasonore
- Imagerie

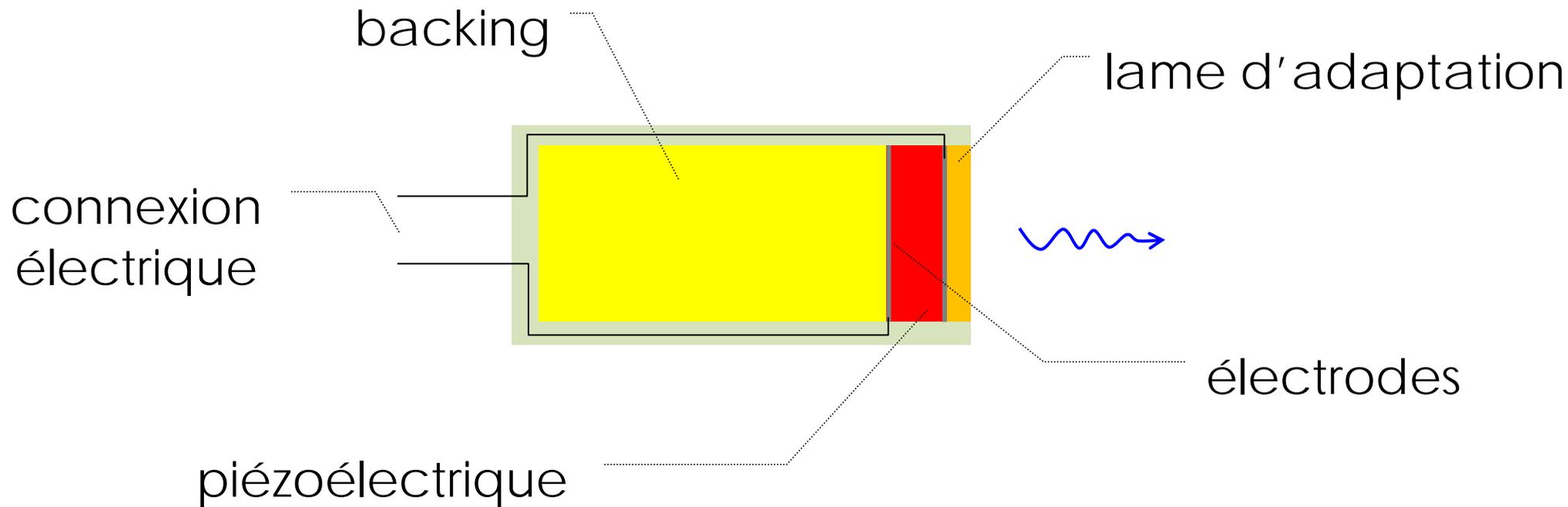
EFFET PIÉZOÉLECTRIQUE

Une déformation du cristal provoque l'apparition de charges électriques (effet direct)

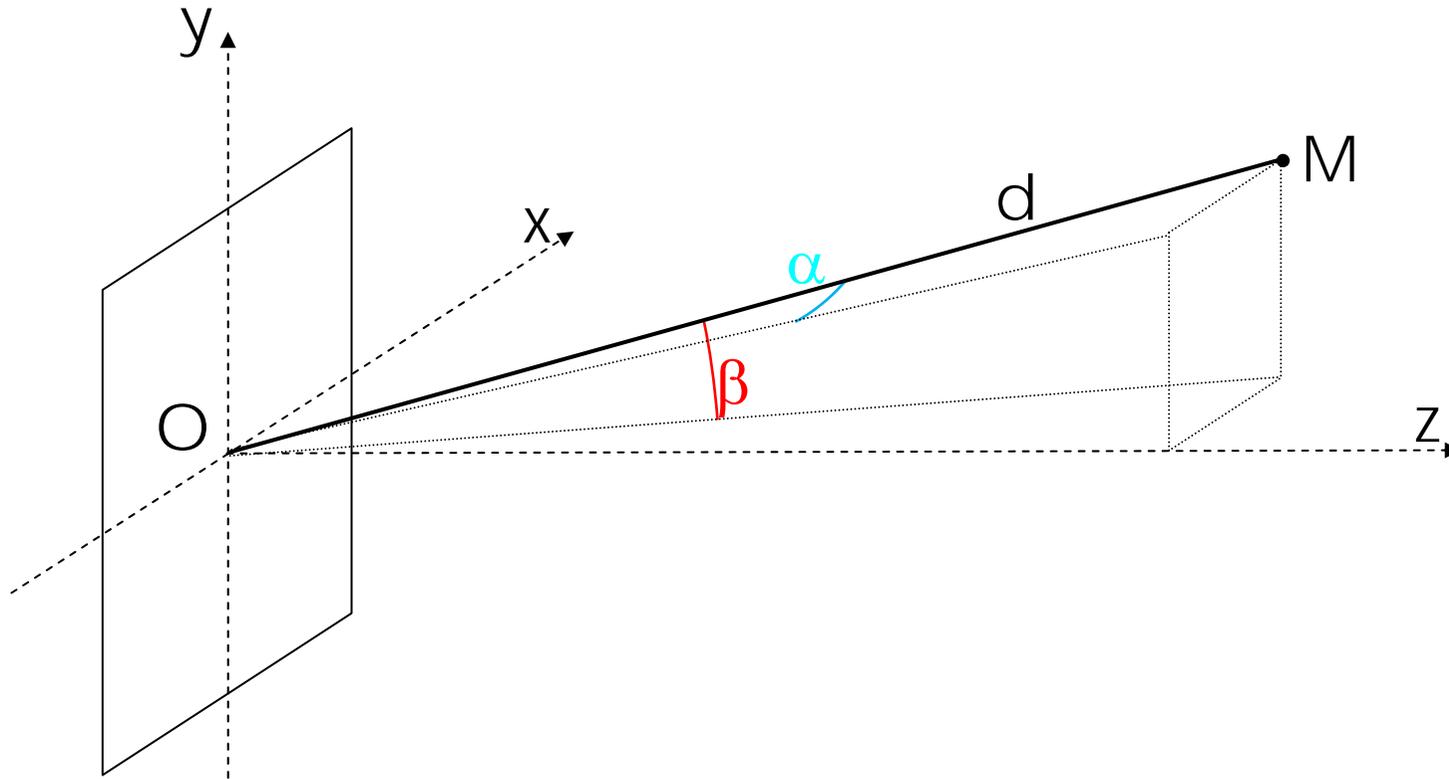


L'application d'un champ électrique provoque une déformation (effet indirect).

TRANSDUCTEUR

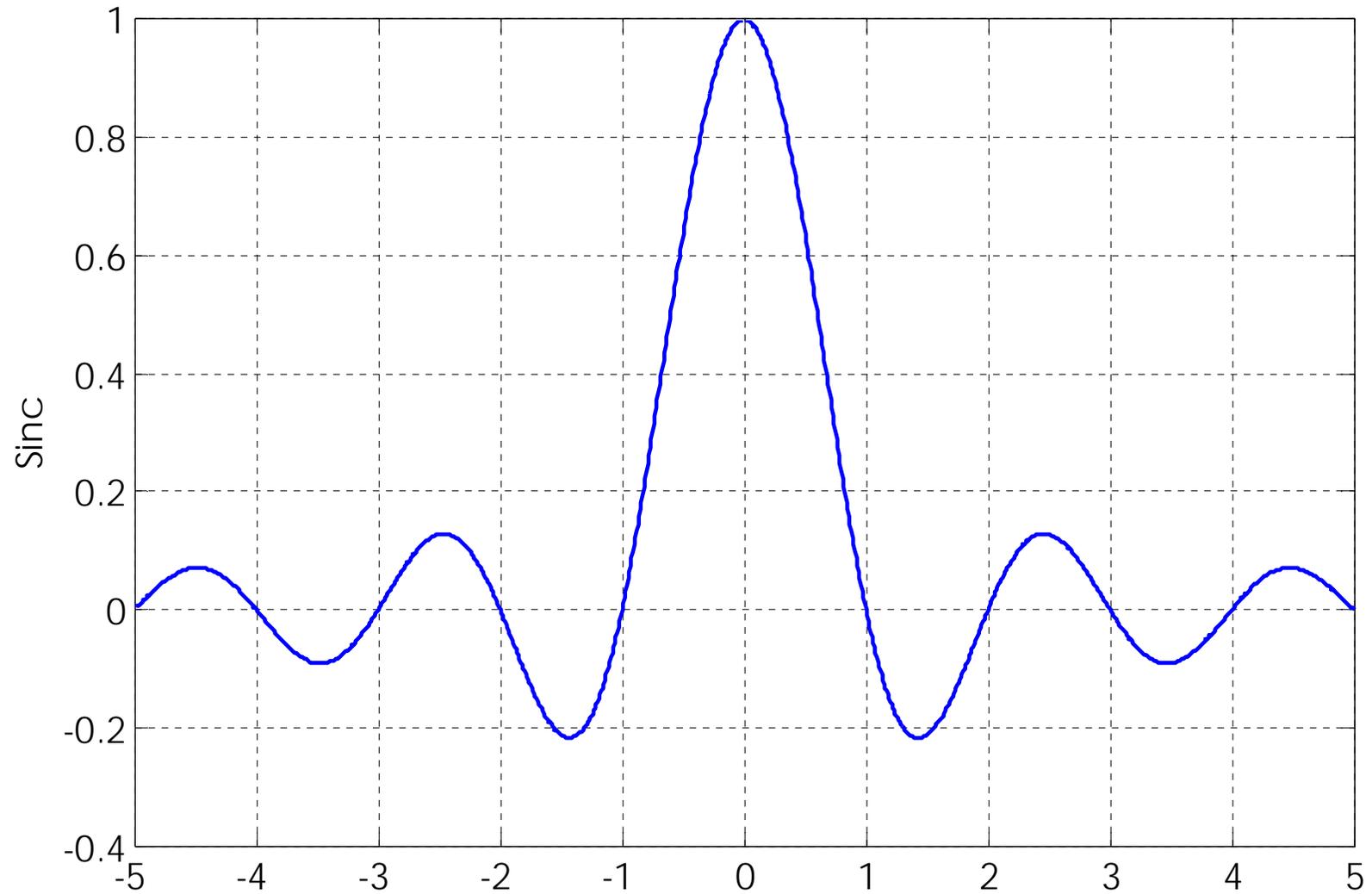


RAYONNEMENT

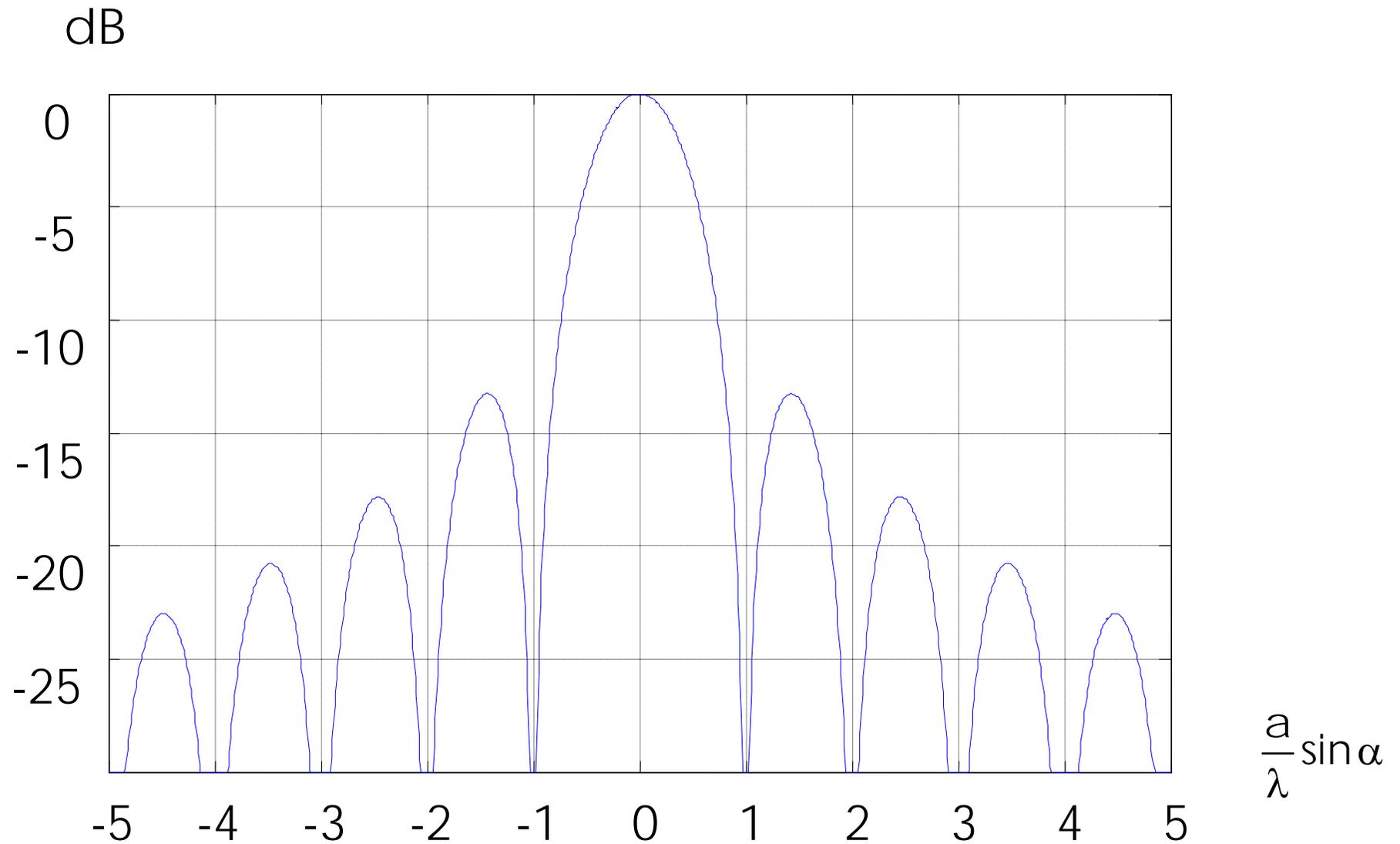


$$I(x, y, d) = I(0, 0, d) \operatorname{sinc}^2\left(\frac{a}{\lambda} \sin \alpha\right) \operatorname{sinc}^2\left(\frac{b}{\lambda} \sin \beta\right) = I(0, 0, d) H(\alpha, \beta)$$

SINUS CARDINAL



RAYONNEMENT DE L'ÉMETTEUR RECTANGULAIRE



RAYONNEMENT DE L'ÉMETTEUR RECTANGULAIRE

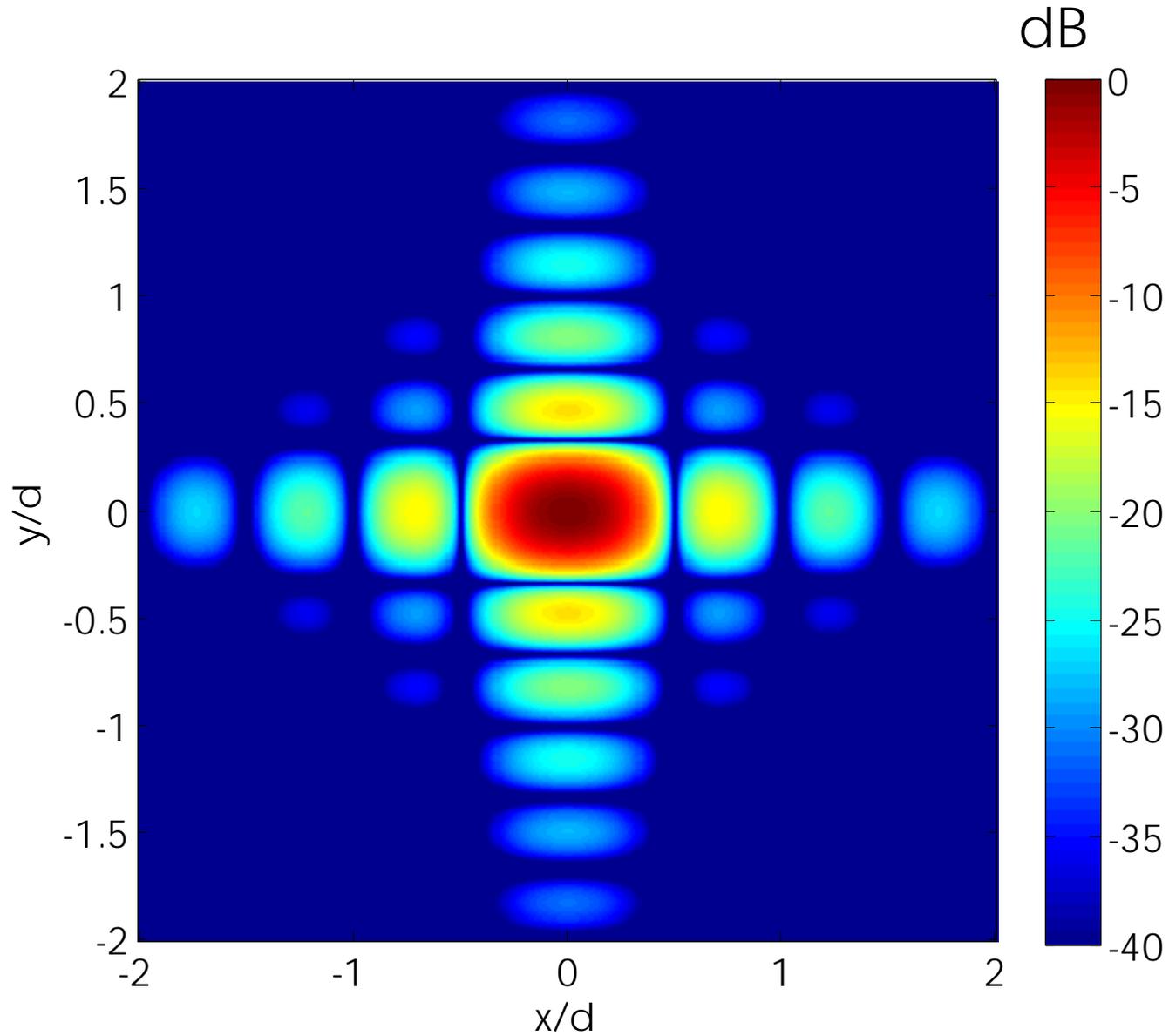
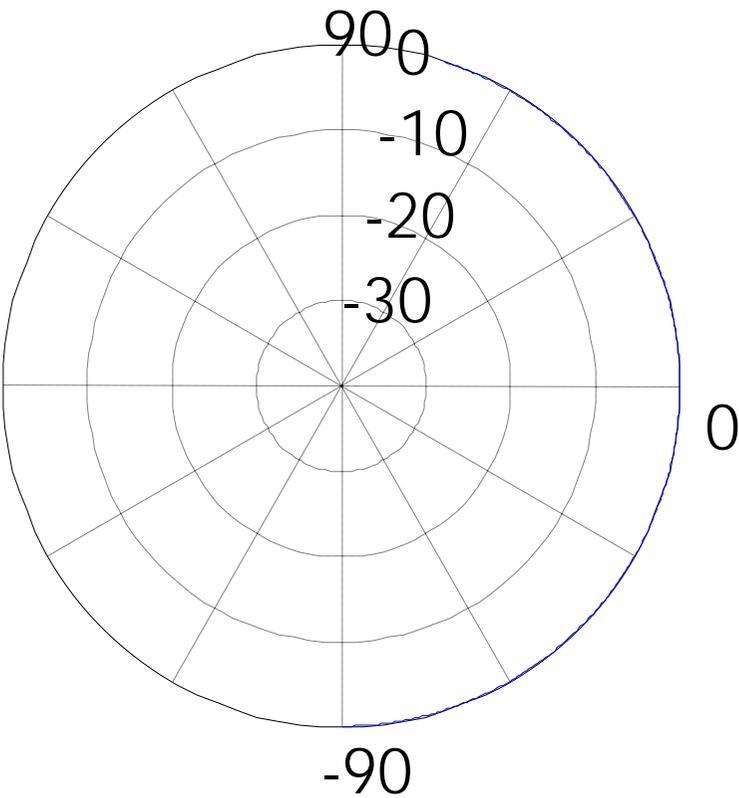
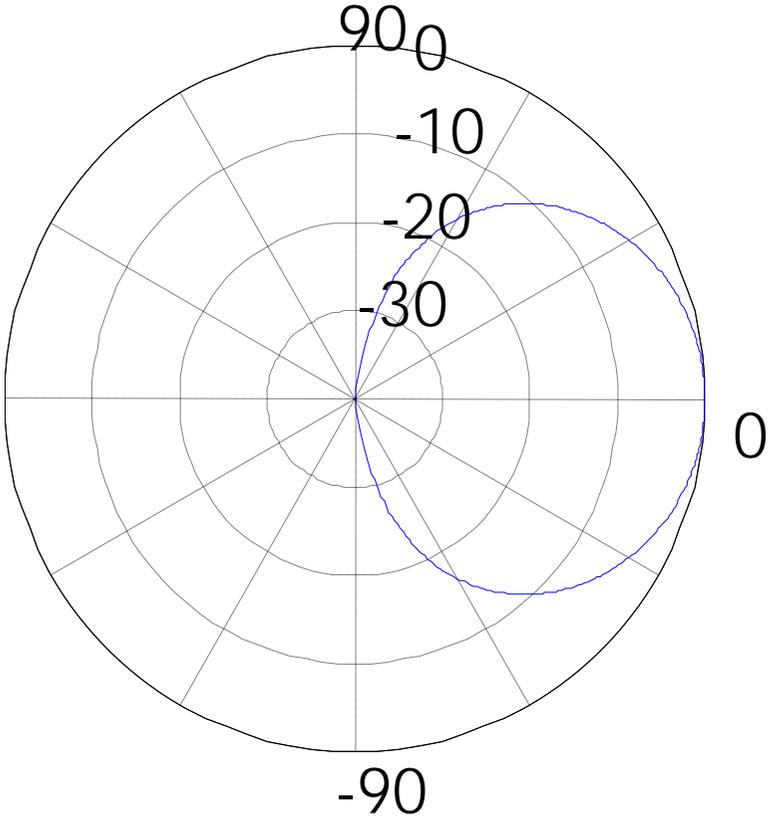


DIAGRAMME DE DIRECTIVITÉ DE L'ÉMETTEUR RECTANGULAIRE

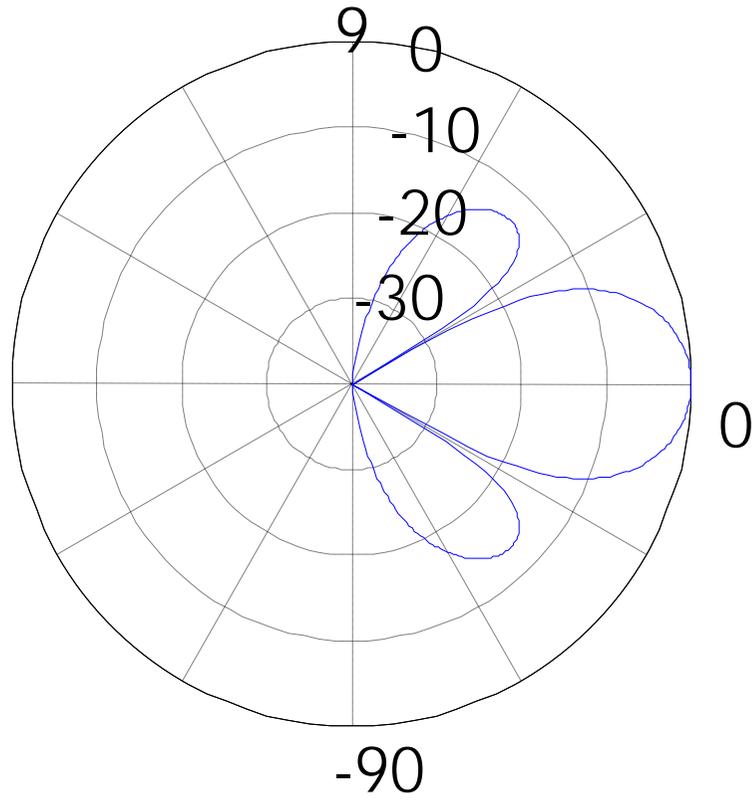


$a = 0.1\lambda$

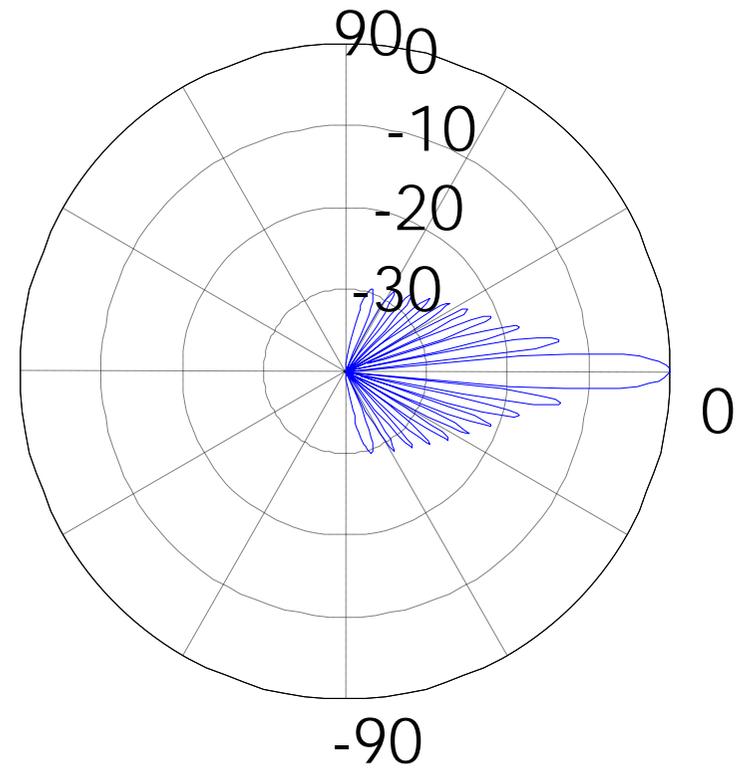


$a = 1\lambda$

DIAGRAMME DE DIRECTIVITÉ DE L'ÉMETTEUR RECTANGULAIRE

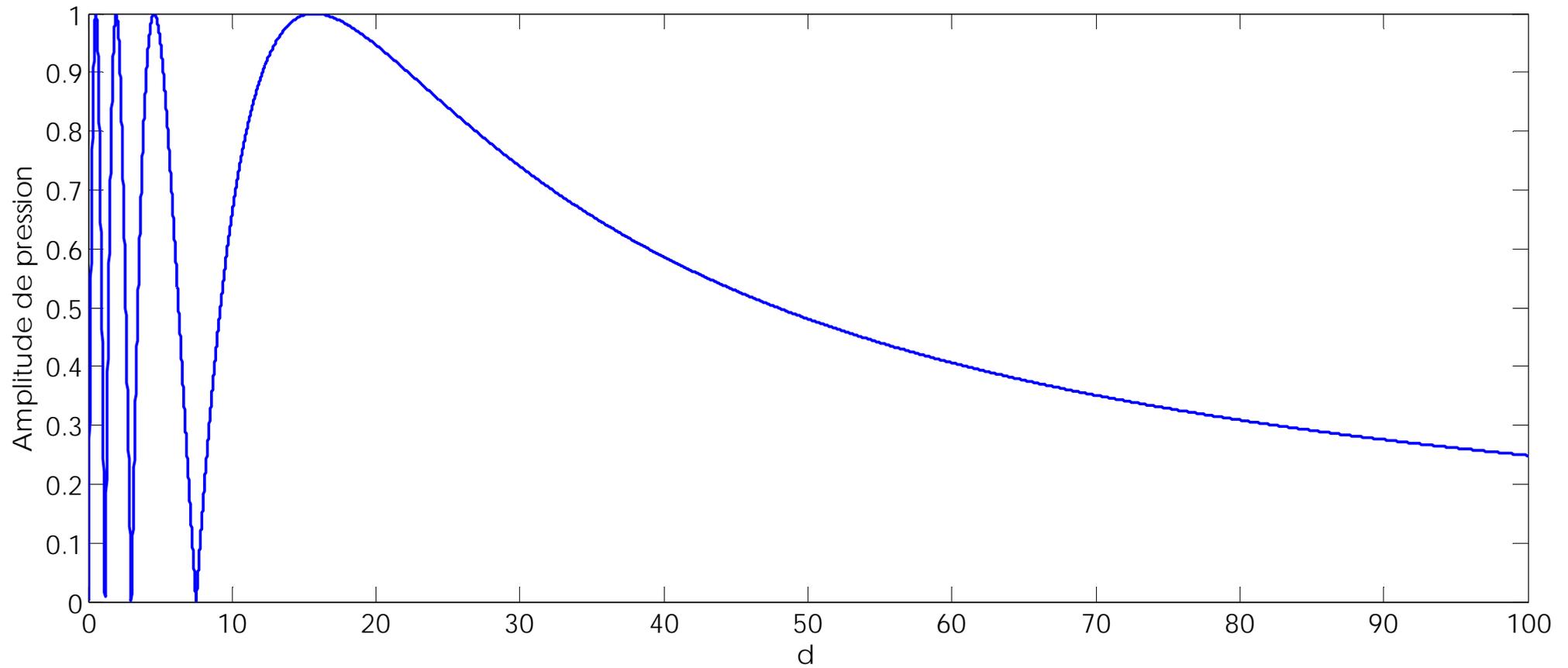


$$a = 2\lambda$$



$$a = 10\lambda$$

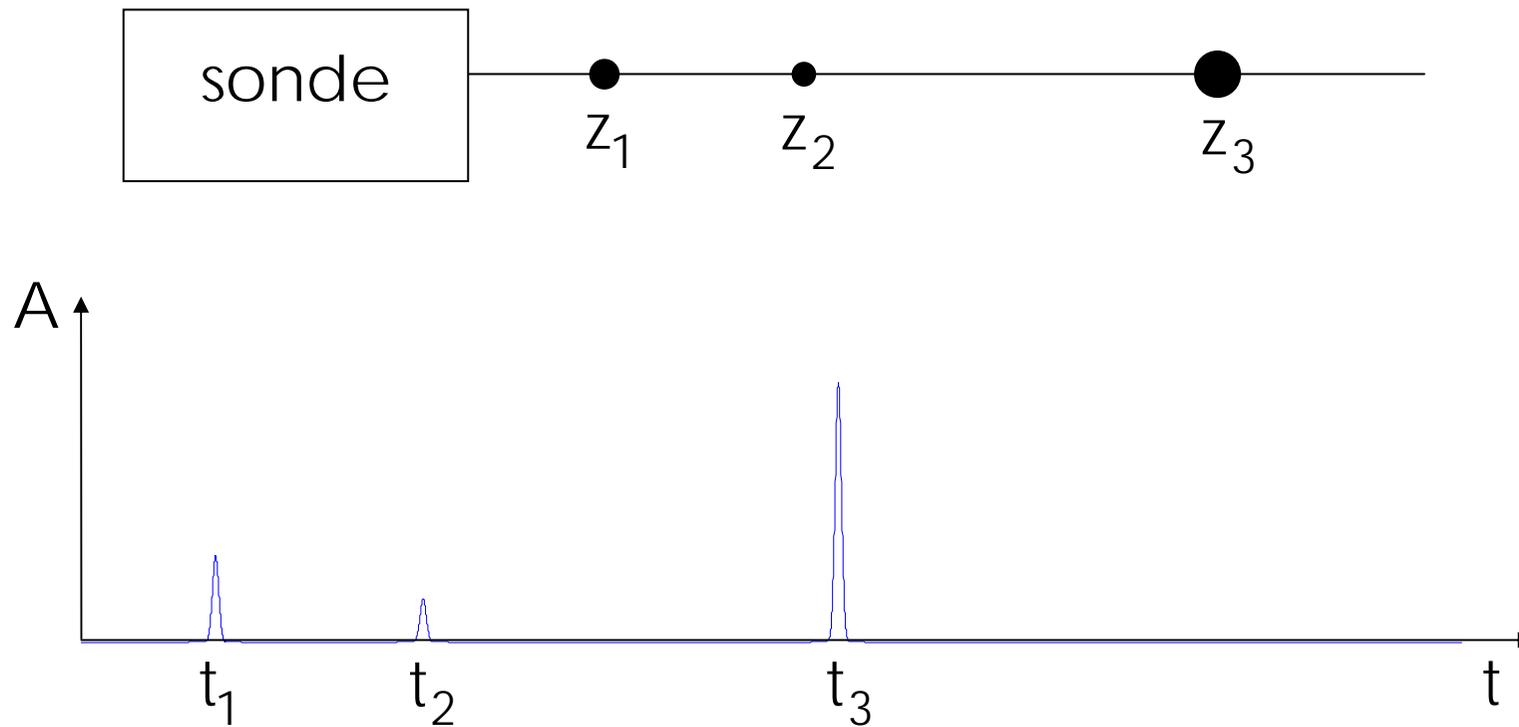
CHAMP SUR L'AXE



PLAN

- Propagation ultrasonore
- Interactions avec le milieu
- Émission ultrasonore
- Imagerie

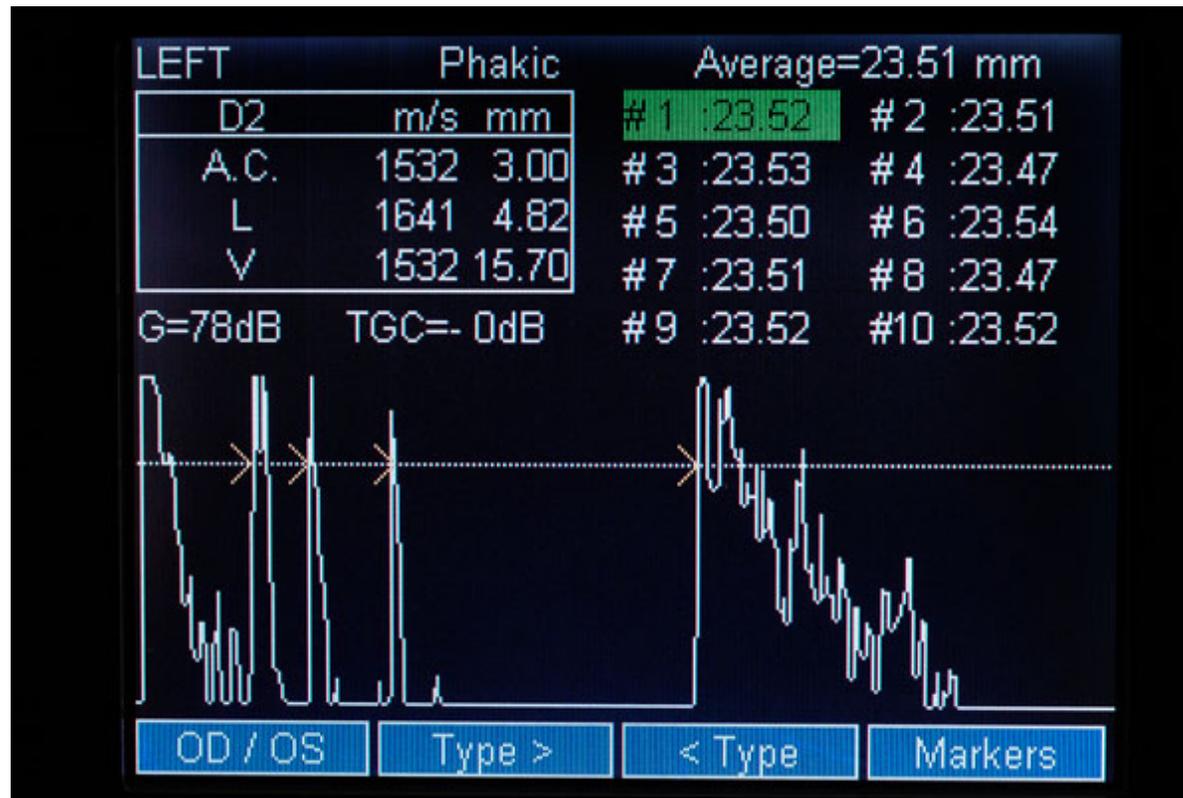
MODE A



$$z_i = \frac{ct_i}{2}$$

Informations provenant d'une ligne.

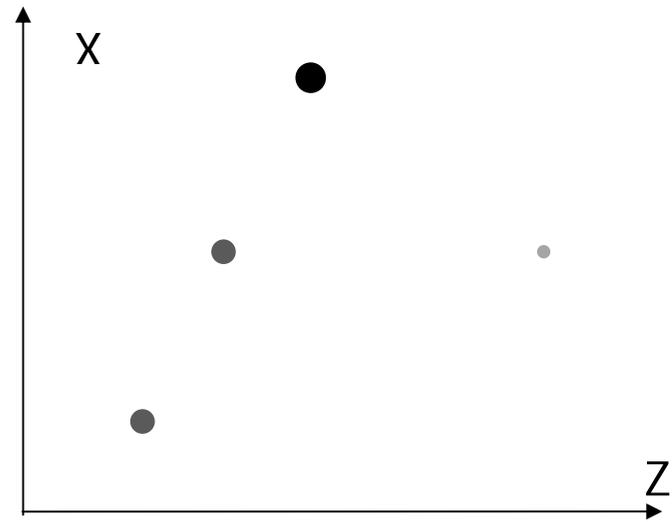
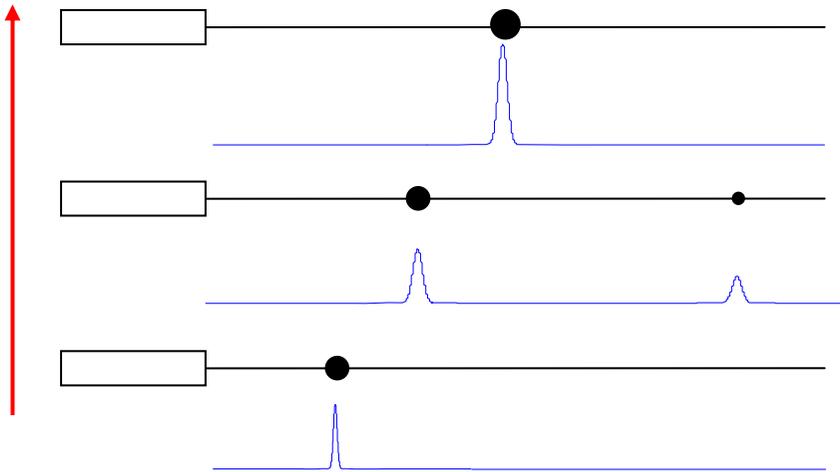
MODE A



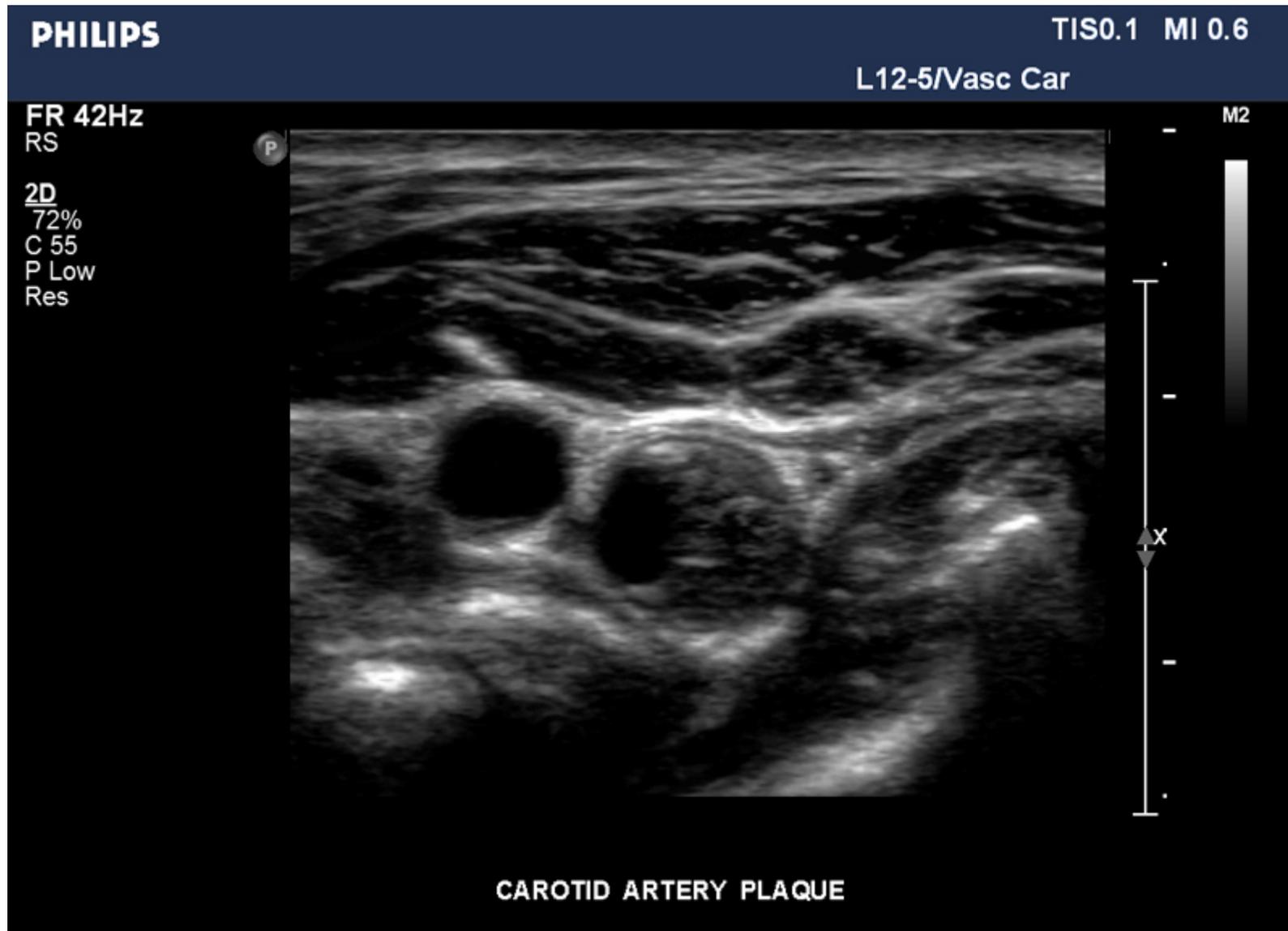
MODE B OU ÉCHOTOMOGRAPHIE

Déplacement d'une ligne A

Informations provenant d'un plan

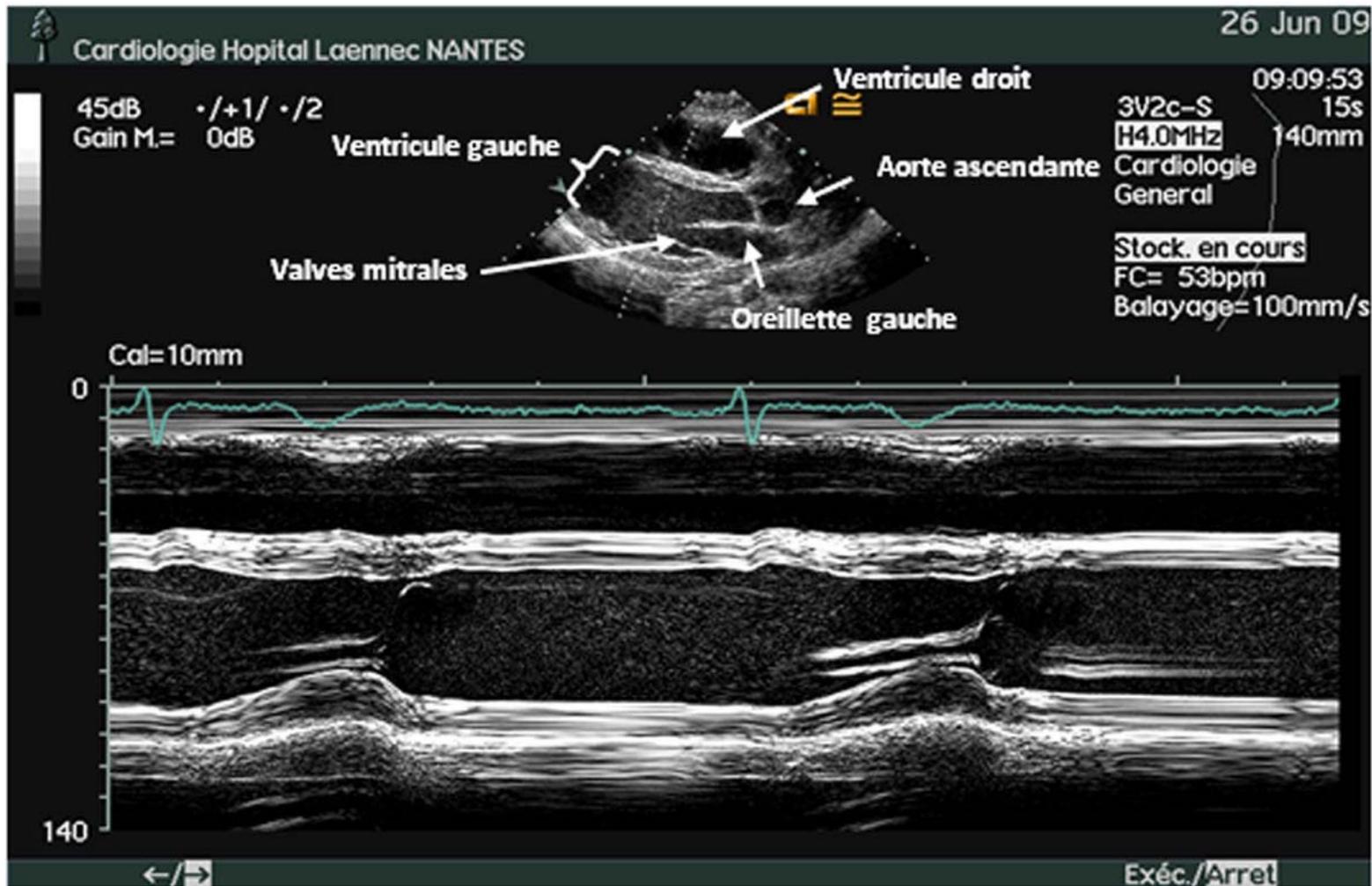


MODE B



MODE TM

Évolution au cours du temps d'une ligne A



3 D

Déplacement du plan tomographique



POURQUOI PEUT-ON FAIRE DE L'ÉCHOGRAPHIE ?

Codage temps/distance

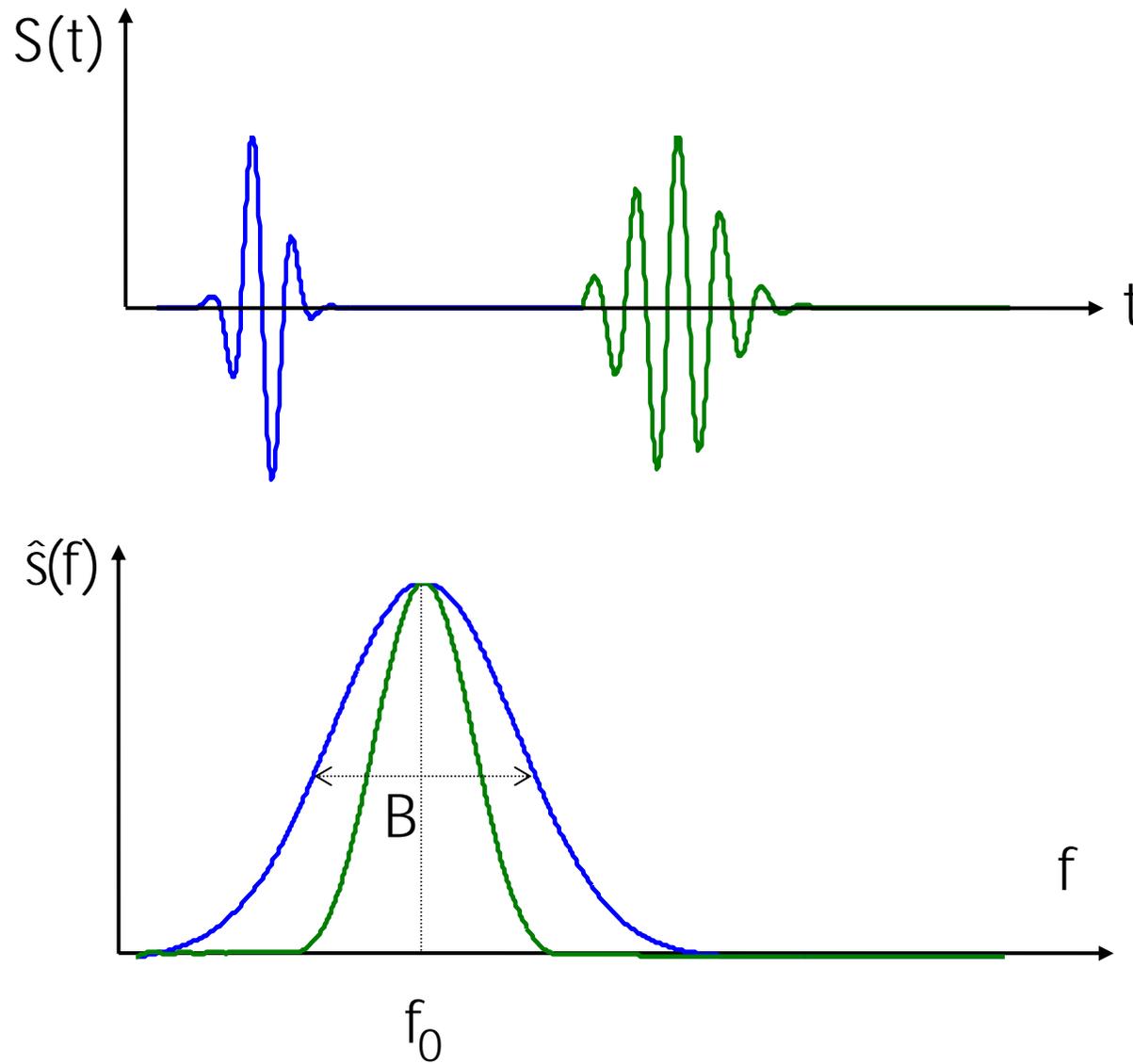
Possible grâce à la quasi uniformité de la célérité des ultrasons dans le corps humain.

Dans les tissus mous : $\underbrace{1450 \text{ m/s}}_{\text{graisse}} \leq c \leq \underbrace{1600 \text{ m/s}}_{\text{muscle}}$

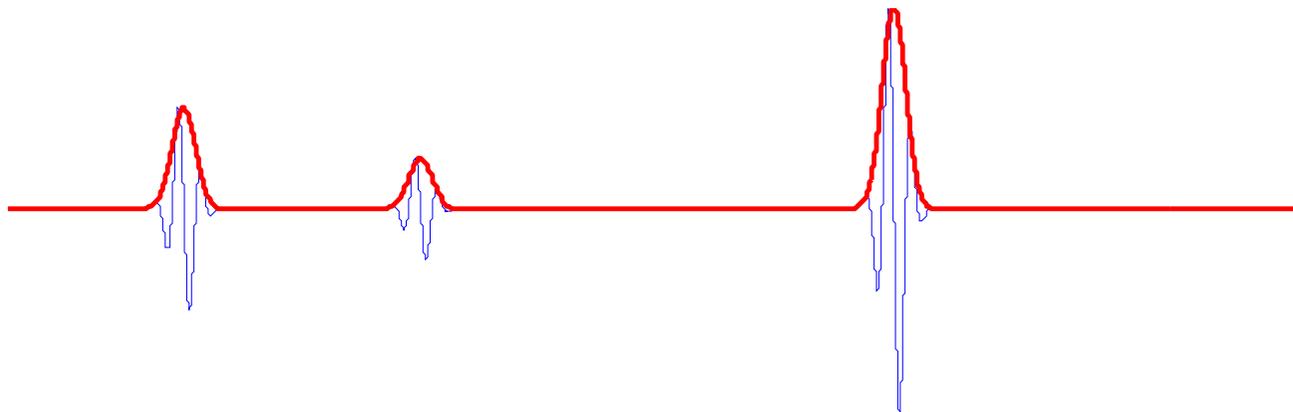
Bonne pénétration dans les tissus

car pas de ruptures d'impédance Dans les tissus mous :
 $1.3 \text{ MRayl} \leq Z \leq 1.7 \text{ MRayl}$, ce qui donne $R \leq 2\%$ ou $T \sim 98\%$.

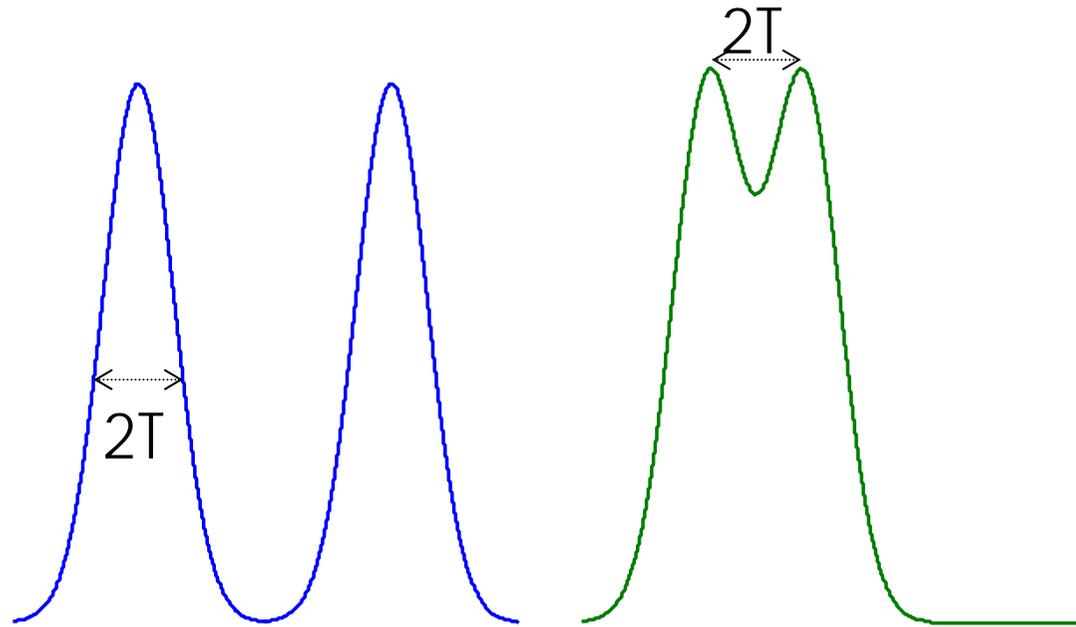
SIGNAL D'ÉMISSION



SIGNAL RF ET AMPLITUDE



RÉSOLUTION AXIALE



en temporel

D'où une résolution de l'ordre de λ .

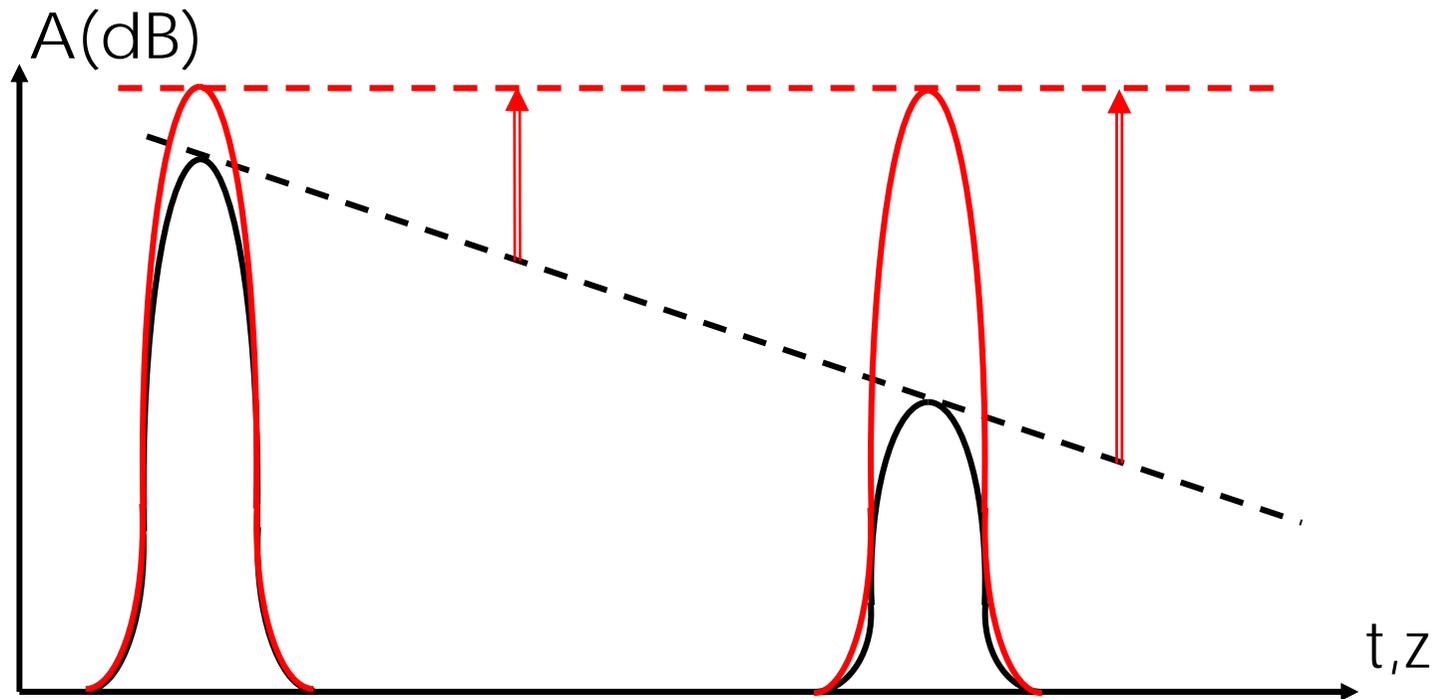
COMPROMIS RÉOLUTION/PORTÉE

L'augmentation de la fréquence améliore la résolution mais augmente l'atténuation.

$$100 = \underbrace{2}_{\substack{\text{aller-} \\ \text{retour}}} \underbrace{\alpha}_{\substack{\text{atténuation} \\ \text{(dB/cm/MHz)}}} \underbrace{f_0}_{\substack{\text{fréquence} \\ \text{centrale (MHz)}}} \underbrace{d}_{\substack{\text{portée} \\ \text{(cm)}}}.$$

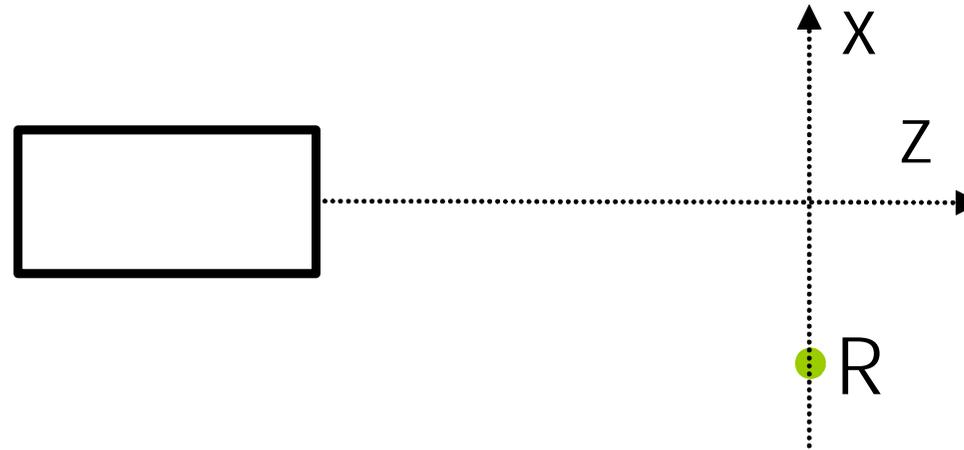
Exemple : pour une profondeur maximale d'exploration de 20 cm, la fréquence maximale est 3.6 MHz.

TVG



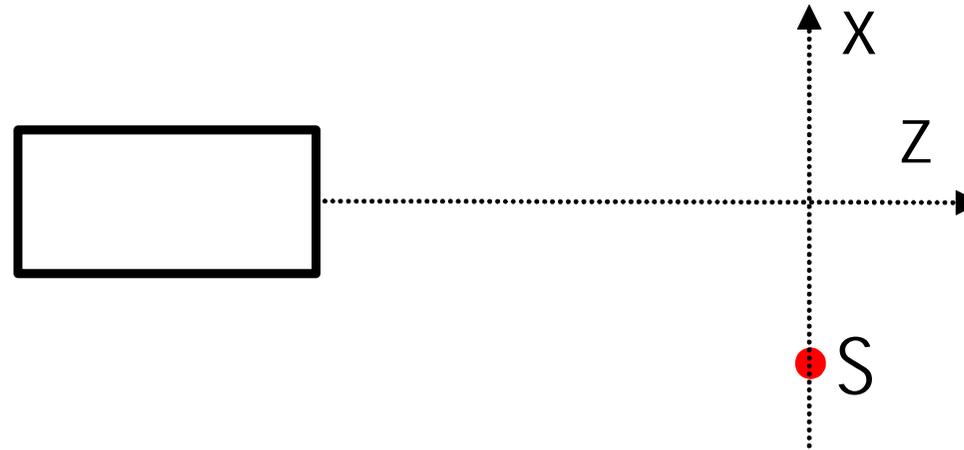
Compensation de l'atténuation pour homogénéiser l'image suivant la profondeur

DIAGRAMME D'ÉMISSION



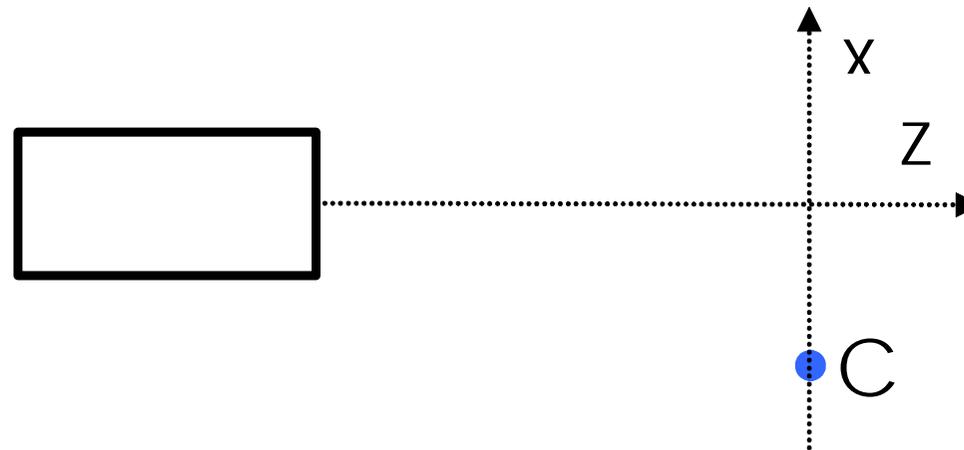
- o La sonde émet ;
- o A chaque position de R, le niveau est enregistré ;

DIAGRAMME DE RÉCEPTION



- o La source ponctuelle S émet ;
- o A chaque position de S , le niveau reçu par la sonde est enregistré ;

DIAGRAMME ÉCHOGRAPHIQUE



- o La sonde émet ;
- o A chaque position de la cible C, le niveau reçu par la sonde est enregistré ;

$$H_{\text{écho}} = H_{\text{émis}} \times H_{\text{récept}}$$

DIAGRAMME ÉCHOGRAPHIQUE

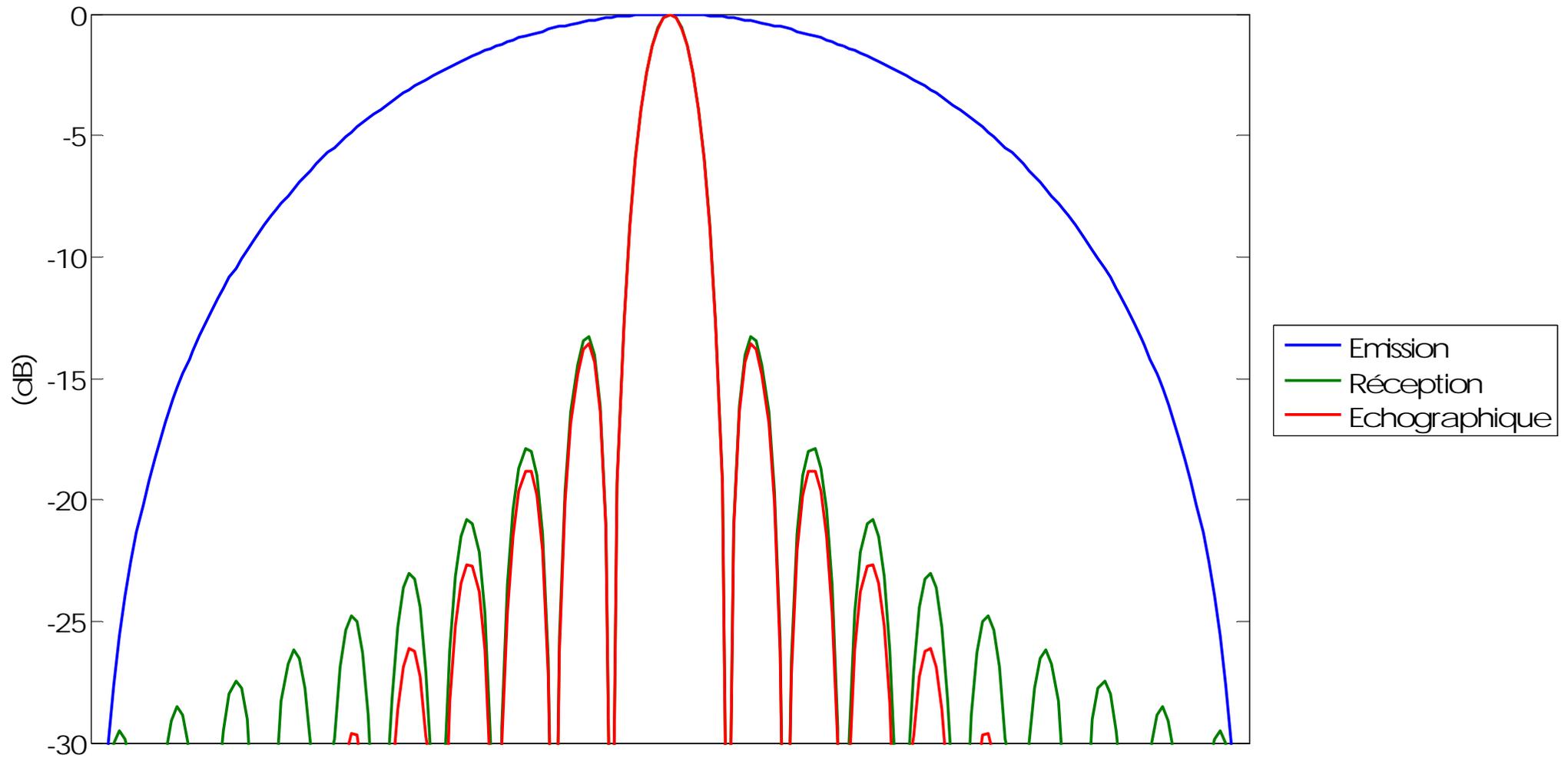
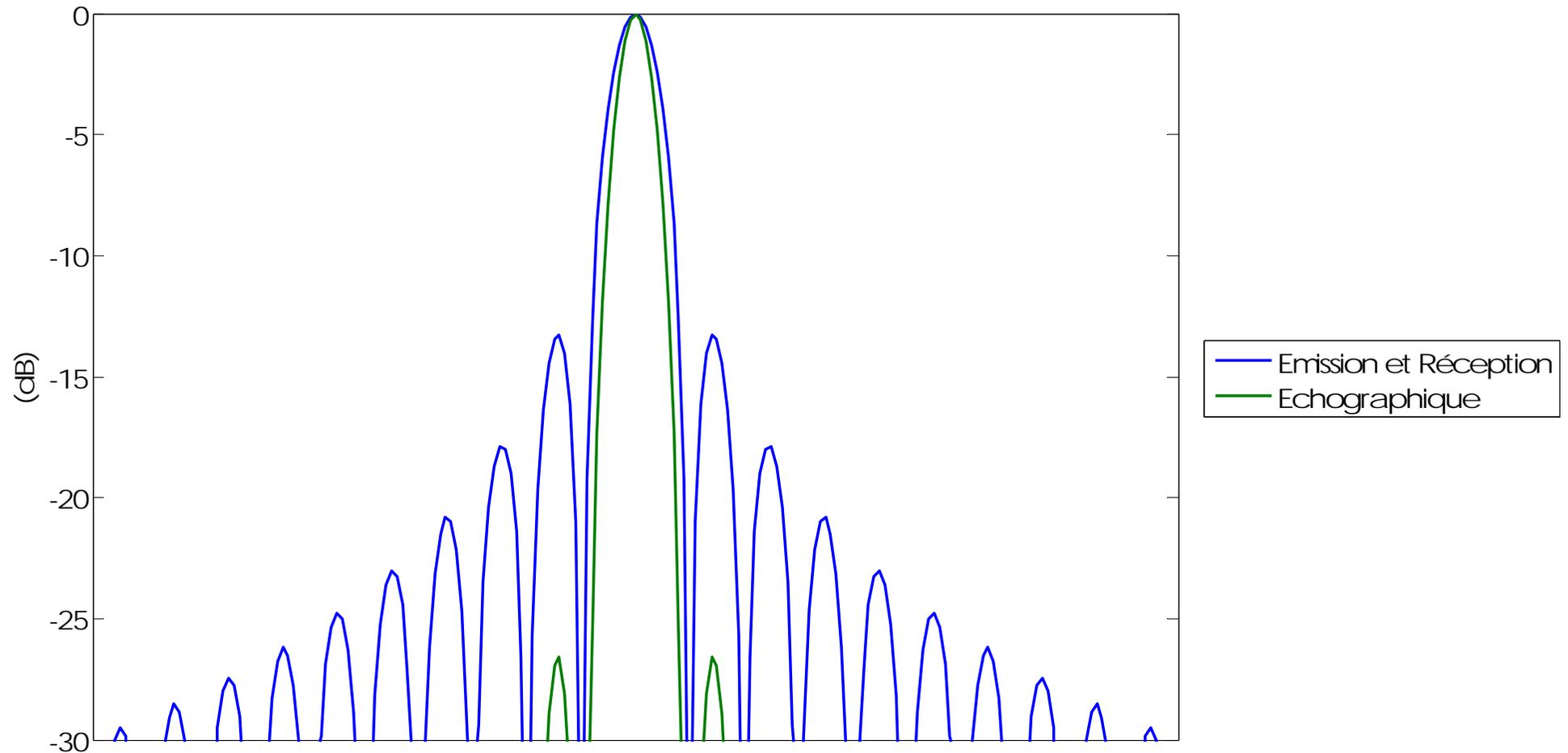


DIAGRAMME ÉCHOGRAPHIQUE

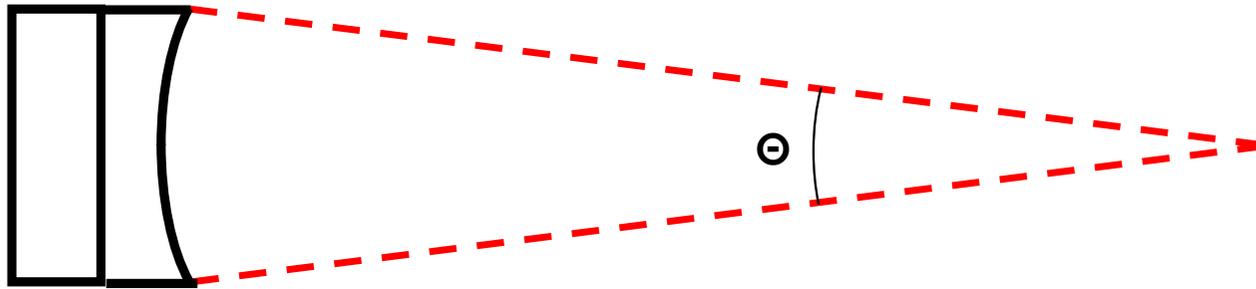


Emetteur et récepteur identiques

FOCALISATION

Lentille acoustique

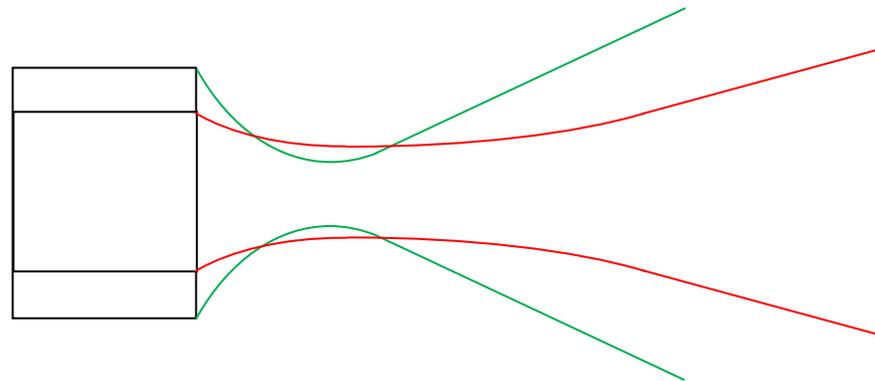
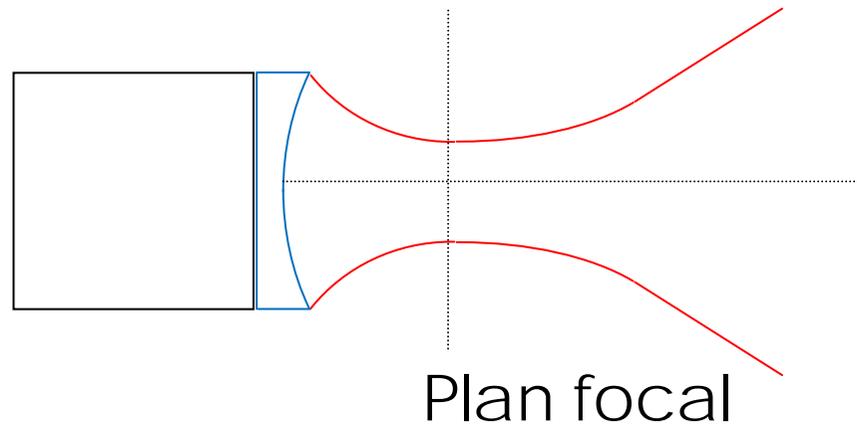
- Lentille convergente : onde sphérique (en théorie) ;
- Diffraction → limitation de la focalisation :



$$l_{3dB} \sim \frac{\lambda}{\Theta}$$

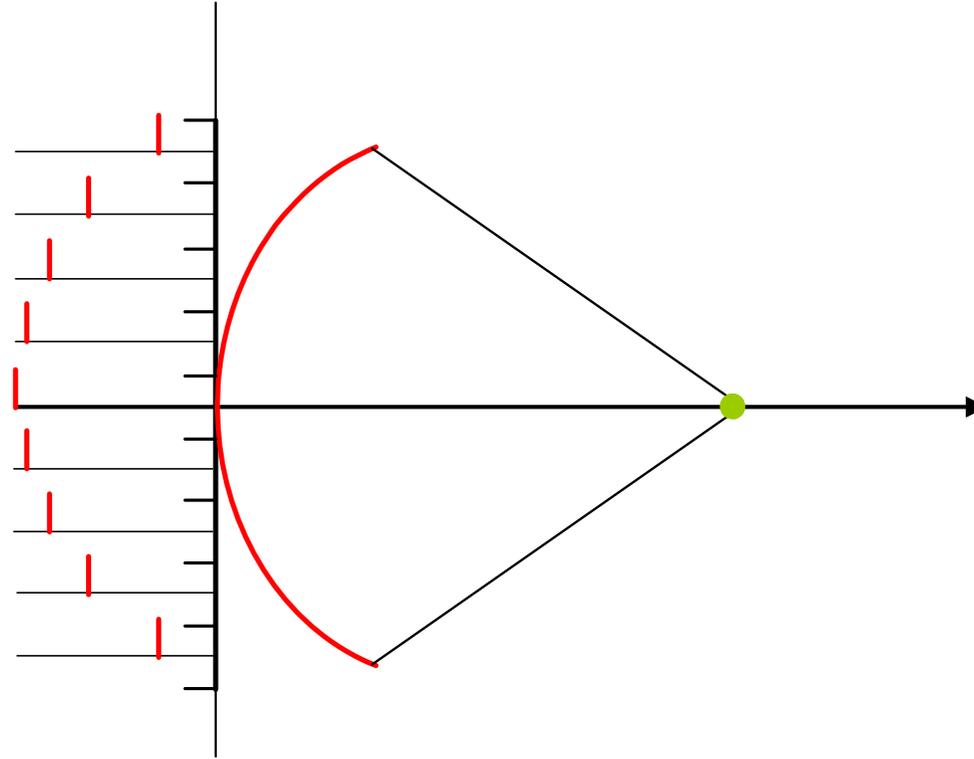
- Efficace en réception également ;

- Augmentation de l'ouverture.



FOCALISATION ÉLECTRONIQUE

Application de retards sur les éléments du réseau

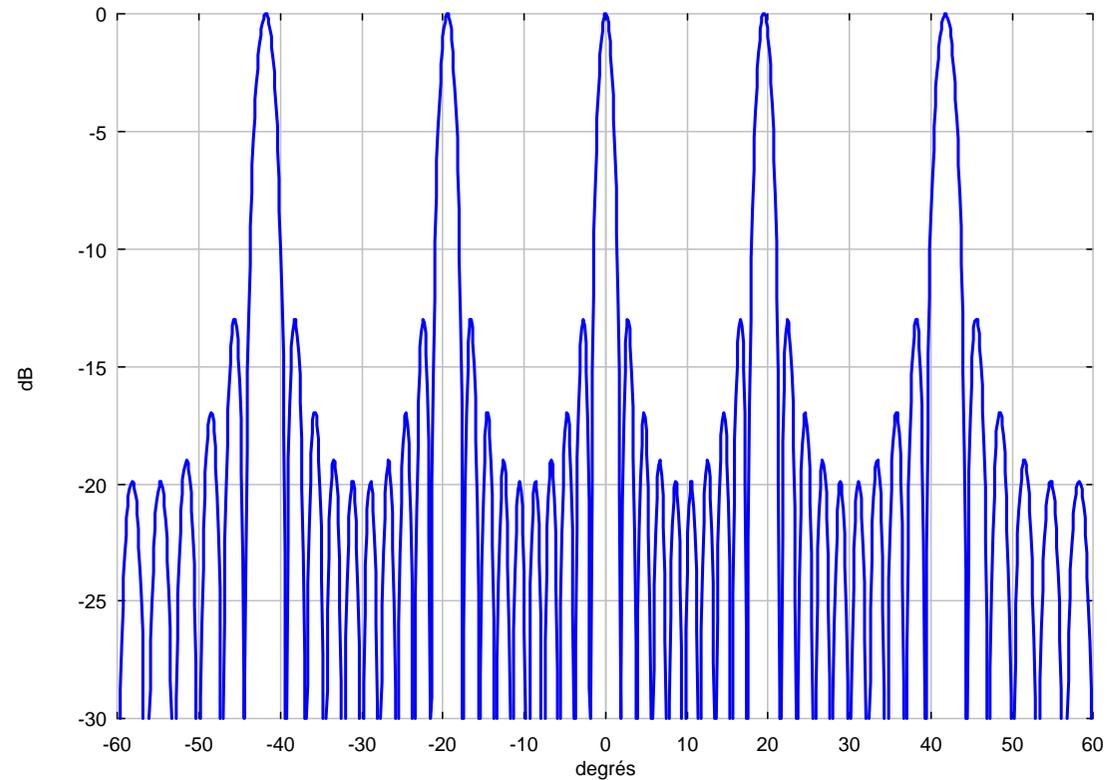


LOBES DE RÉSEAU

Réseau :

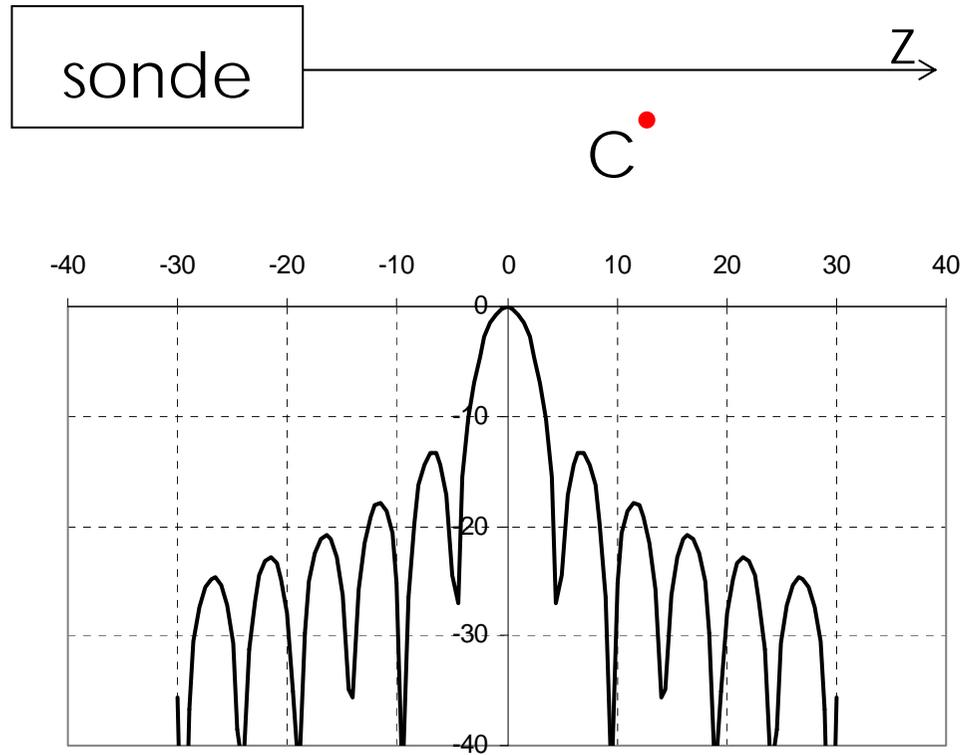
N éléments au pas h

$$\rightarrow \text{lobes } \sin(\theta_n) = n \frac{\lambda}{h}$$



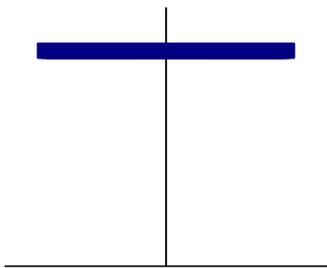
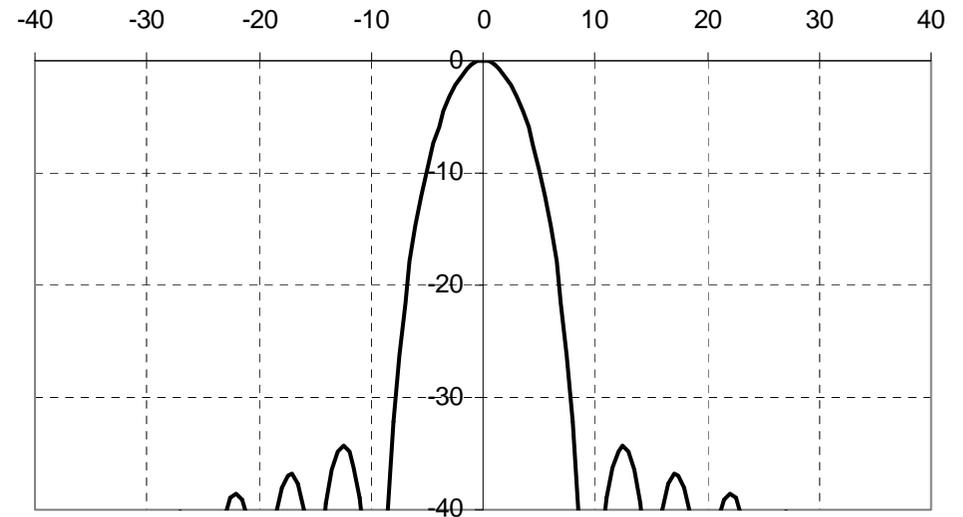
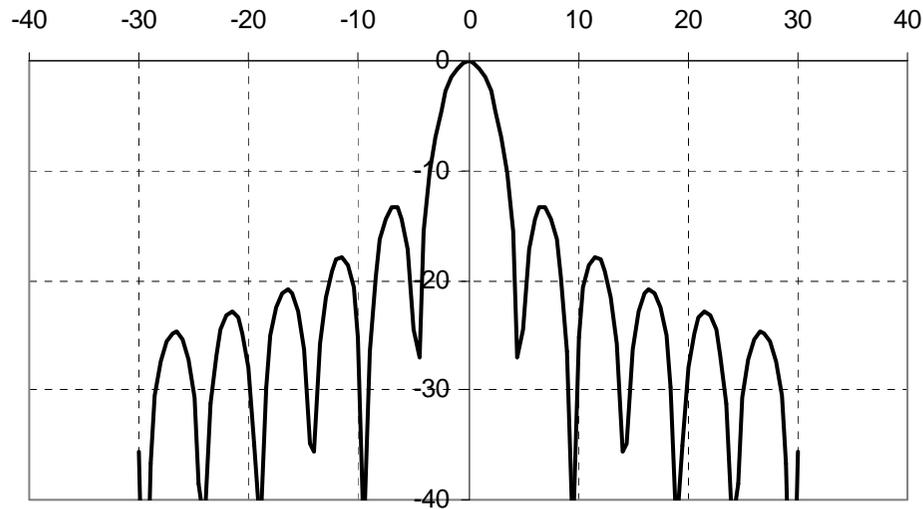
$$\frac{h}{\lambda} = 3$$

LOBES SECONDAIRES

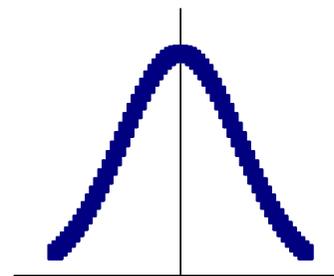


APODISATION

Pondération du niveau émis par chaque élément

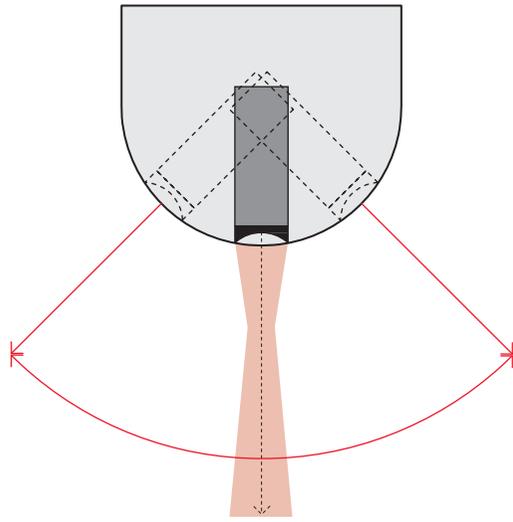


sans
apodisation

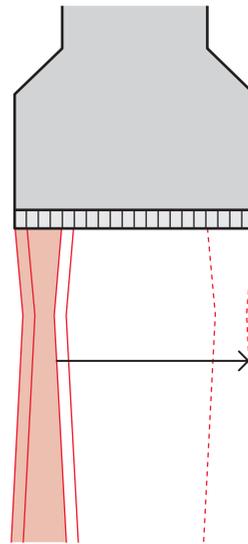


Apodisation par
une gaussienne

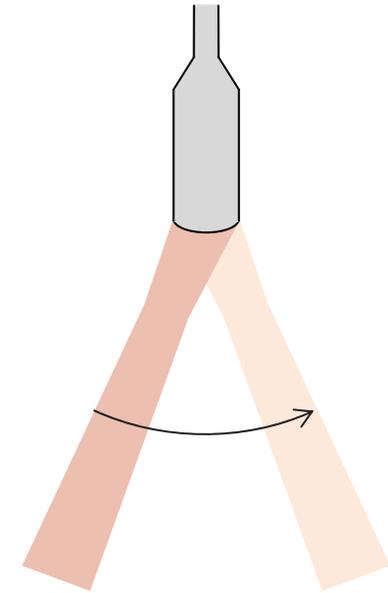
DÉPLACEMENT DE LA LIGNE DE TIR



mécanique



électronique



phased array

POST-TRAITEMENTS

- Conversion en dB et affichage en niveaux de gris :

$$L_A = 20 \log_{10} \left(\frac{A}{A_{\text{ref}}} \right) \quad n_A = n \left(\frac{L_A - L_{\text{min}}}{L_{\text{max}} - L_{\text{min}}} \right)$$

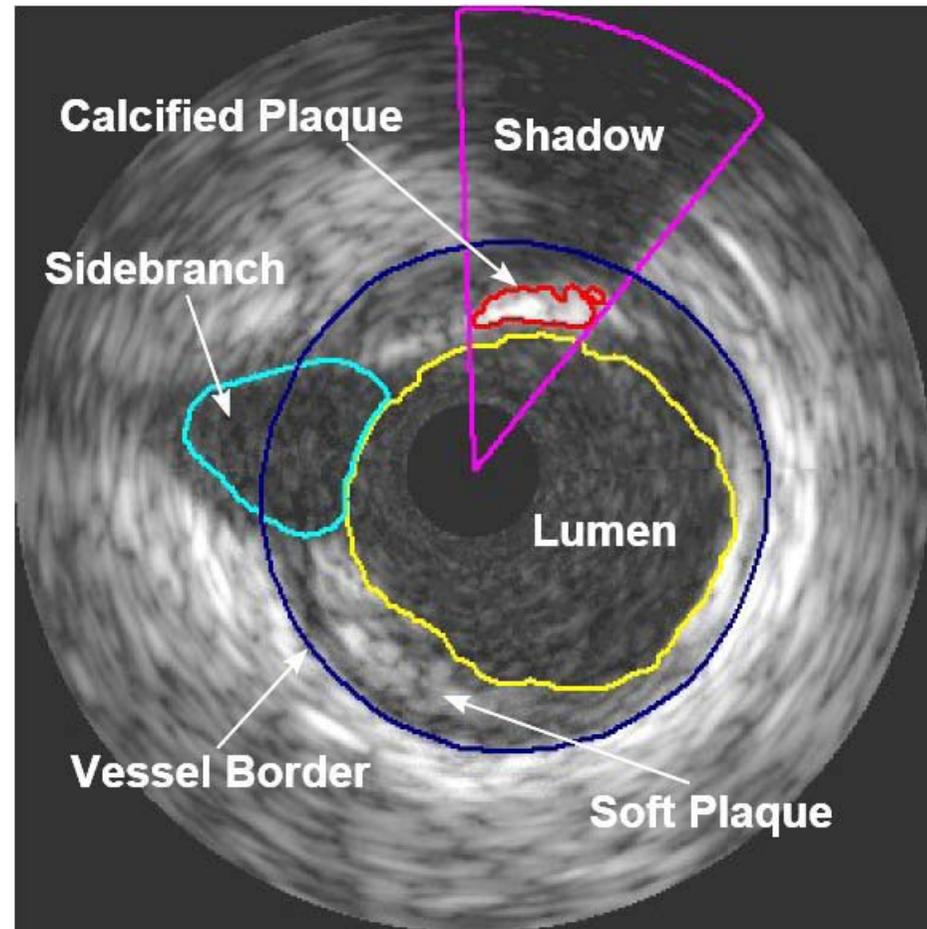
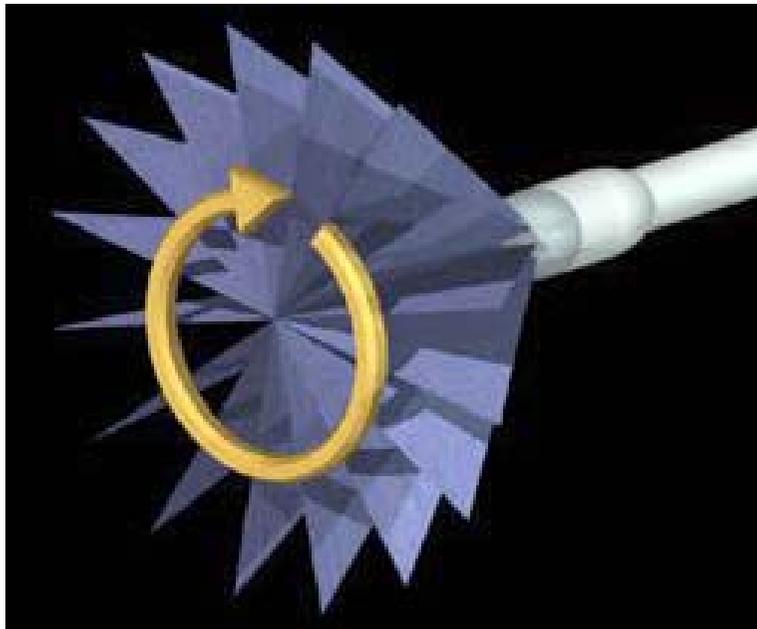
- Cadence de d'images :

Temps de construction de l'image :

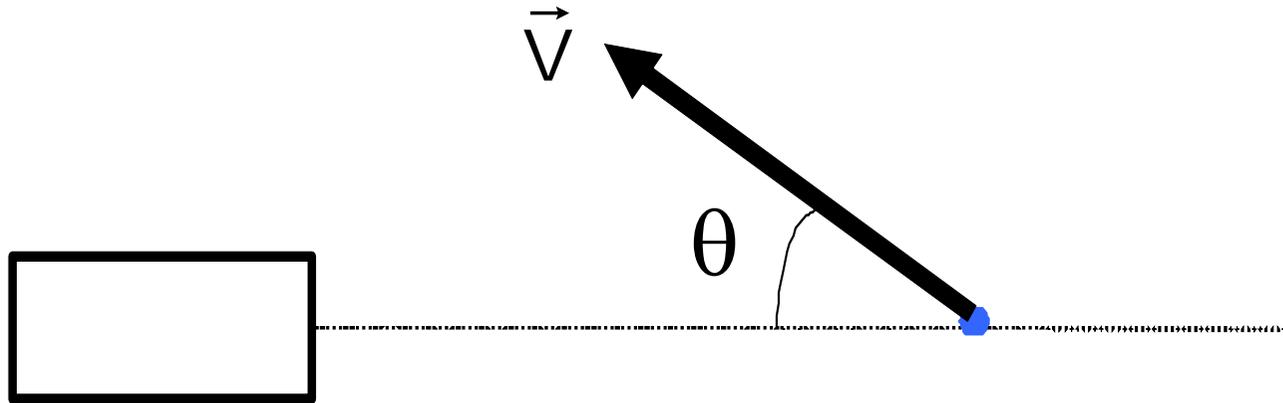
$$T = N \left(\frac{2d}{c} + t_{\text{ac}} \right) + t_{\text{imag}}$$

$$T_{\text{ac}} = N \frac{2d}{c} \gamma$$

ÉCHOGRAPHIE INTRAVASCULAIRE



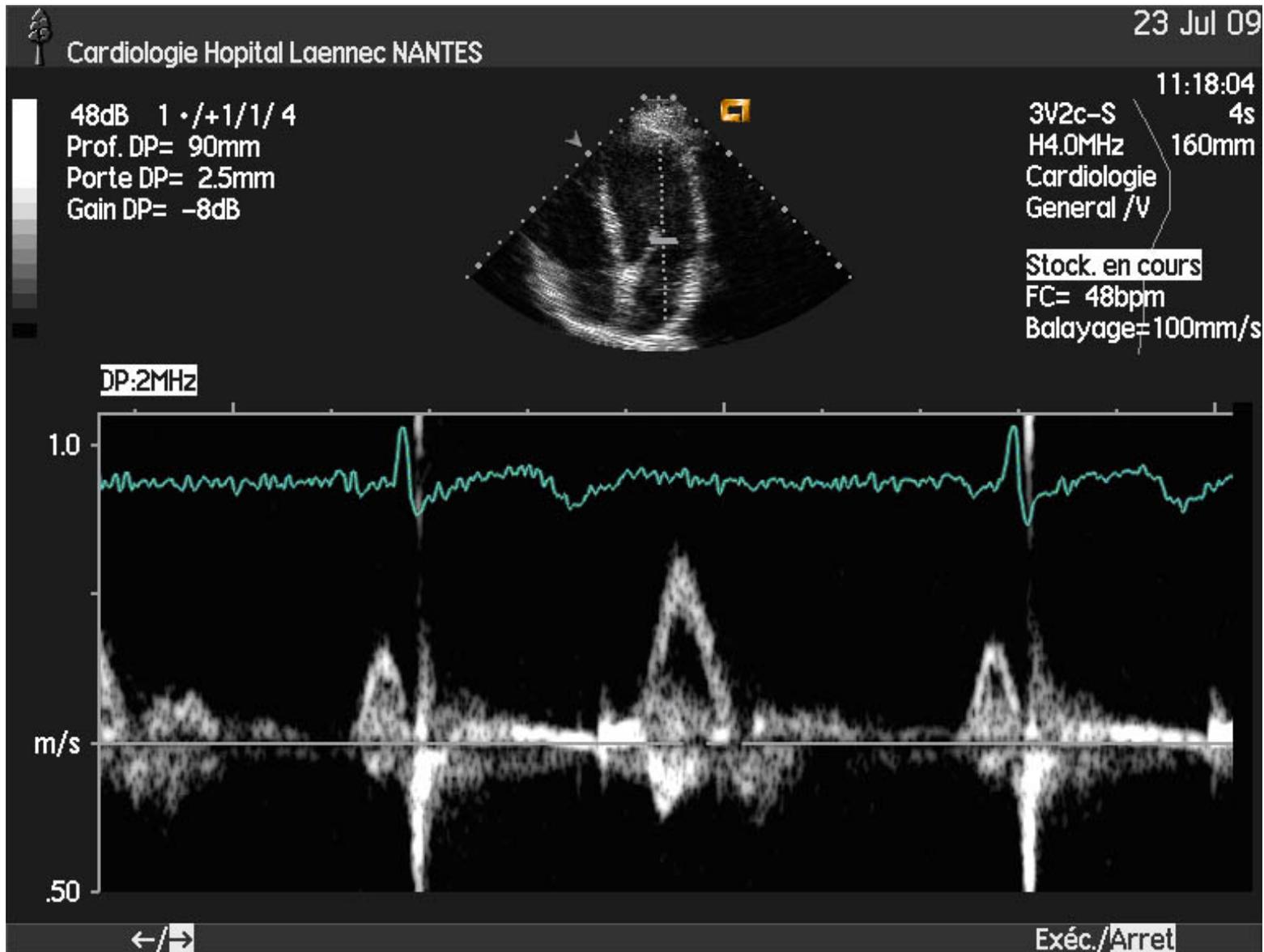
IMAGERIE DOPPLER



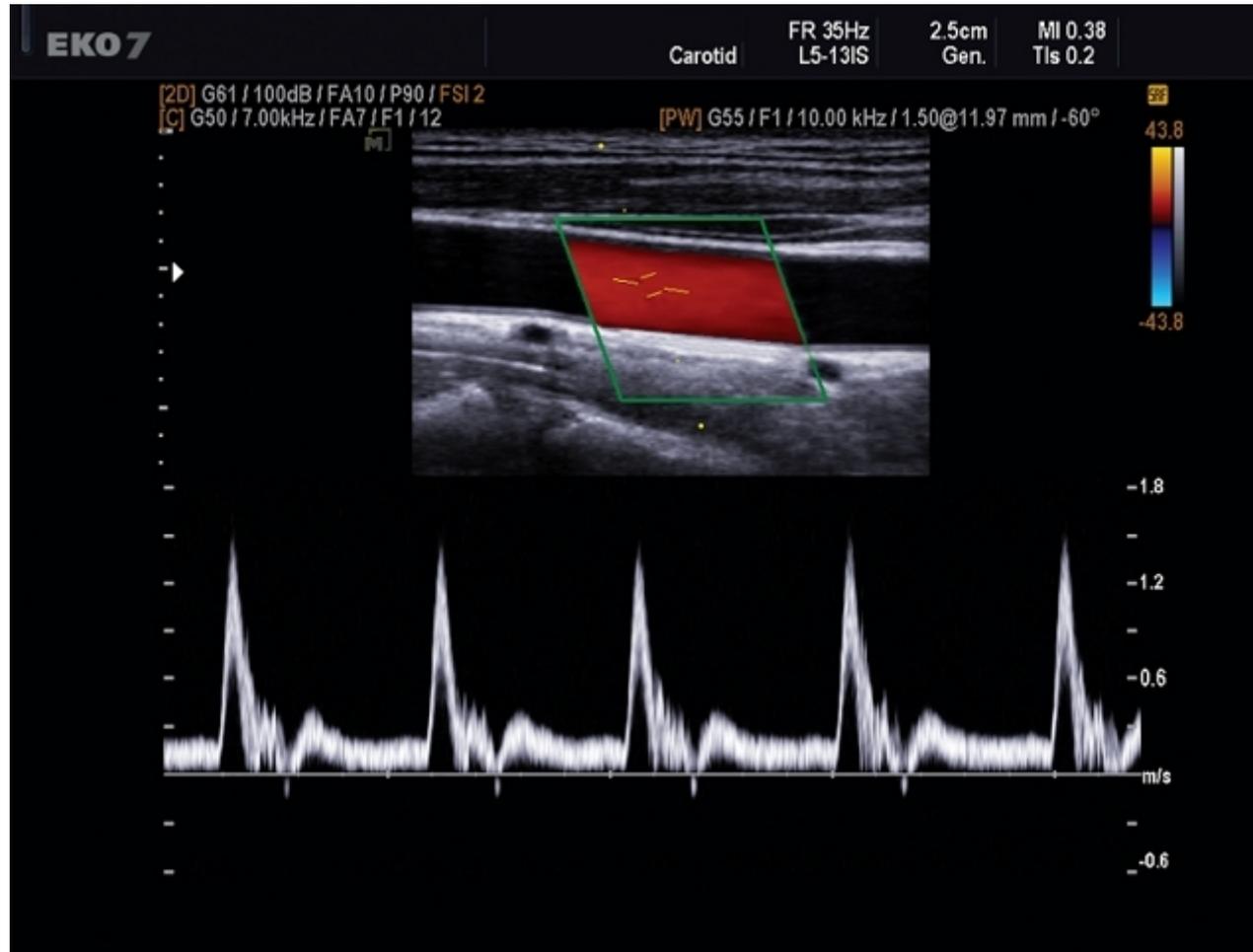
$$\Delta f \approx f_0 \left(2 \frac{V}{c_0} \cos \theta \right)$$

Ordre de grandeur : $V = 1 \text{ m/s}$, $f_0 = 3 \text{ MHz}$, $\Delta f \approx 4 \text{ kHz}$.

DOPPLER PULSÉ



DOPPLER COULEUR



ÉLASTOGRAPHIE

