

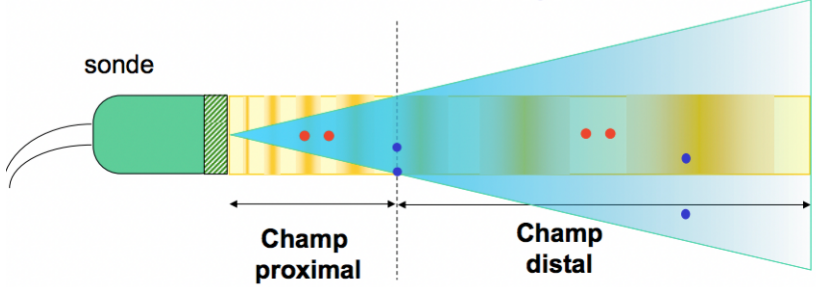
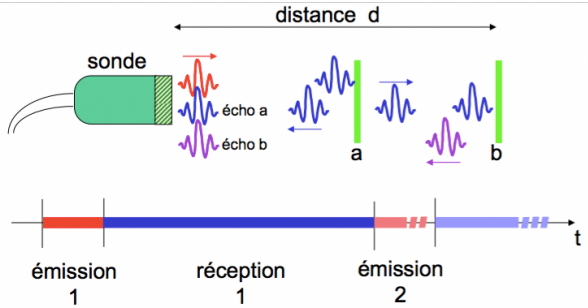
LES ULTRASONS

Généralités	
Définition	- Vibrations mécaniques formées par la propagation d'une perturbation dans un milieu matériel (solide, liquide ou gazeux) - Ondes longitudinales avec alternance de zones de compression et de raréfaction des particules du milieu. - Les particules sont animées d'un mouvement vibratoire dans la direction de propagation de l'énergie
Défini par	- Fréquence - Puissance } Dépend de l'effet recherché <u>Puissance</u> : énergie transportée par unité de temps (watts) <u>Intensité acoustique</u> : énergie transportée par unité de temps et par unité de surface (W/m^2)
Imagerie	Utilise signaux ultrasonores : - De durée brève - D'intensité très faible - Ne modifiant pas les milieux dans lesquels ils se propagent, l'échographie étant une méthode reconnue pour son innocuité - Fréquence des US pour le diagnostic varie de 1 à 15 MHz et leur intensité n'excède pas quelques mW/cm^2
Fréquence	20 kHz (sons graves) < Ultrasons < 200 MHz (sons aigus) - Fréquences utilisées en imagerie : de 1 à 10 MHz - Fréquence > 200 MHz : hyperson
Production	Vibrations mécaniques d'une céramique piézo-électrique Etat de base Une pression crée une différence de potentiel : réception Une différence de potentiel crée une distorsion : émission

Propagation des US	• L'onde acoustique est une onde longitudinale. Le mouvement des particules du milieu se fait dans la direction de propagation de l'onde. • Mouvement vibratoire des particules de part et d'autre de leur position d'équilibre • Phénomènes de compression et de relaxation successifs transmis aux molécules voisines • La célérité c d'une onde ultrasonore ne dépend que du milieu dans lequel elle se propage. Elle est indépendante de la fréquence. (Constante) • La célérité c est inversement proportionnelle à la compressibilité. • L'impédance Z ($\text{kgm}^{-2}\text{s}^{-1}$) = produit de la masse volumique ρ par la célérité c caractérise le milieu • La longueur d'onde est reliée à la célérité et à la fréquence par la relation : $\lambda = c / f$
----------------------------------	---

Atténuation globale	
1. Diffraction géométrique	• dans le champ proximal, il n'y a que peu de pertes, mais la distribution de l'énergie est hétérogène • dans le champ distal, la distribution de l'énergie est homogène mais les pertes augmentent avec la distance. • dans l'idéal, il faudrait utiliser la sonde à une distance correspondant à la limite entre les deux champs.

2. Réflexion et Réfraction	The diagrams show an interface between two media with acoustic impedances Z_1 and Z_2. In the normal incidence case, an incident wave $F_{incident}$ (green arrow) splits into a reflected wave $F_{réfléchi}$ (black arrow) and a transmitted wave $F_{transmis}$ (blue arrow). In the oblique incidence case, the incident wave $F_{incident}$ (green arrow) at angle θ_i splits into a reflected wave $F_{réfléchi}$ (black arrow) at angle θ_r and a refracted wave $F_{réfracté}$ (blue arrow) at angle θ_t. Incidence normale Incidence oblique 32 Conséquences : • L'imagerie échographique est particulièrement bien adaptée à l'étude des tissus mous • L'os constitue un obstacle à l'échographie (phénomène d'ombre acoustique en arrière d'un os ou d'une structure très dense comme un calcul) • Poumons ou tube digestif : écrans pour la transmission • Nécessité d'un gel entre la sonde et la peau.
3. Diffusion	The diagrams show two types of reflection on a surface. Specular reflection (left) is monodirectional with high amplitude. Non-specular or diffuse reflection (right) is pluridirectional with low amplitude, caused by surface asperities of size comparable to the wavelength λ. Réflexion spéculaire Réflexion non spéculaire : diffusé Monodirectionnelle Forte Amplitude Pluridirectionnelle Faible Amplitude Aspérités dont la taille est de l'ordre de grandeur de λ
4. Absorption par les tissus	• Loi exponentielle : $I = I_0 * e^{(-\alpha * X)}$ • α est le coefficient d'absorption • Plus la fréquence est élevée plus l'atténuation est importante pour une même distance parcourue The graph shows the exponential decay of intensity I with distance x for three frequencies: 1 MHz (black curve), 2 MHz (blue curve), and 4 MHz (red curve). The x-axis is marked at 0, 10 cm, 20 cm, and 30 cm. The text 'Pour un tissu donné' is present.

Echographes et sondes	
Résolution	- Plus petite distance séparant deux points identifiables - Résolution axiale : dans l'axe du faisceau - Résolution transversale ou latérale : perpendiculaire à l'axe du faisceau 
Intérêt de la focalisation	La zone focale est l'endroit du faisceau où la résolution spatiale latérale est la meilleure
Principe de l'échographie	- Basé sur les propriétés de réflexion d'un faisceau ultrasonore à la jonction entre 2 milieux - Trajet parcouru par l'onde sonore : 2 fois la distance d $D = (c \times t) / 2$ - Réversibilité de la sonde : le même transducteur est alternativement émetteur et récepteur - Durée de l'impulsion ultrasonore est habituellement de $1 \mu s$: elle détermine la résolution axiale de l'appareil 
Profondeur d'exploration	- La durée de la période de réception de la sonde détermine la profondeur maximale d'exploration par les ultrasons - Distance maximale ou profondeur : $1/2 \times v \times \Delta t$ v : célérité moyenne des ultrasons dans le milieu Δt : durée mise par l'onde pour aller jusqu'à l'échostructure la plus profonde et revenir à la sonde - La profondeur d'exploration diminue avec l'augmentation de la fréquence, donc compromis nécessaire résolution-profondeur
Amplification du signal	- Les échos sont d'autant plus faibles que les structures réfléchissantes sont situées loin de la sonde - Il faut donc amplifier le signal de manière variable et progressive

1. Mode A (amplitude)	
Principe	• N'est plus utilisé que pour la calibration des appareils • Était utilisé pour contrôler la symétrie des structures cérébrales (écho médian) en cas de suspicion d'hématome ou de tumeur avant l'ère du scanner • Utilisait un seul transducteur, une seule ligne de tir • Enregistrement du signal échographique recueilli avec le temps en abscisse et l'intensité corrigée de l'atténuation en ordonnée

2. Mode B (brillance)	
Principe	• Permet l'obtention d'images • Chaque écho détecté génère un point sur l'écran dont l'ordonnée est proportionnelle au délai de la détection (donc à la profondeur) et la brillance à l'intensité de l'écho après correction de l'atténuation
3 techniques	• Images en coupes de structures immobiles : exemple échographie mammaire ou thyroïdienne • Images en coupes d'organes en mouvement. Nécessité d'images en temps réel. Exemple de l'échographie cardiaque • Images tridimensionnelle. Exemple de l'échographie obstétricale
En mode B	• Sondes multitransducteurs • A l'origine de faisceaux d'US parallèles ou divergents • Pour le temps réel : obtention de coupes en balayage rapide (de l'ordre de 20 images/s) • Pour le 3D : obtention d'un volume de données en faisant tourner une sonde multidétecteurs autour de son axe (balayage rotatif) ou autour d'un axe perpendiculaire à l'axe de la sonde (balayage angulaire)

Les échostructures	
Principe	- Augmenter le signal US en multipliant le nb d'interfaces + diffusion En fonction du signal (corrigé) des différentes structures, on parle : • De structures anéchogènes (sans signal) • De structures hypo-échogènes (signal faible) • De structures hyper-échogènes (signal fort) On peut aussi utiliser des agents de contraste (billes ou bulles de gaz) pour améliorer la détection de certaines lésions

3. Echographie TM (temps mouvement)	
Principe	• Une ligne de tir (mode B) + défilement du temps en abscisse • Un même faisceau US est observé en continu • La représentation des variations de la position et de la brillance des échos constitue le mode M • Permet l'observation des structures mobiles (veines cardiaques) et des événements très rapides

Effet Döppler	
Principe	• Lorsqu'un émetteur ultrasonore (ou sonore) se déplace, la fréquence de l'onde, mesurée avec un détecteur fixe, n'est pas égale à la fréquence d'émission F
Modifications de fréquence	1. A l'arrêt : E et R sont immobiles 2. Approche : E et R se rapprochent $f_r > f_e$ 3. Eloignement : E et R s'éloignent $f_r < f_e$
Exemple : écoulement du sang	• Ecoulement laminaire : - Vitesses stables - Profil concentrique régulier • Ecoulement turbulent : - Accélération des vitesses au centre - Ralentissement et turbulences en périphérie
2 modes de fonctionnement	• <u>Döppler continu</u> (2 cristaux E et R) : - Mesure des vitesses sanguines - Etude du sens d'écoulement - Recherche de sténoses artérielles • <u>Döppler pulsé</u> (même sonde pour E et R) : - Association d'une mesure de vitesse à une image échographique B - Mesures de débit - Meilleure précision sur la zone de mesure - Mais limitation en profondeur
Analyse du Döppler	• Acoustique : passage à l'aigu si le flux se rapproche de la sonde, au plus grave quand il s'en éloigne. - Pulsé s'il s'agit d'une artère - Continu s'il s'agit d'une veine • Visuelle : courbe positive ou négative selon le sens, bleu (se rapproche du capteur) ou rouge (s'en éloigne) - La couleur désigne le sens, (ou la nature, artérielle ou veineuse), l'intensité de celle-ci traduisant la vitesse du phénomène - Le vert est utilisé pour évaluer les turbulences