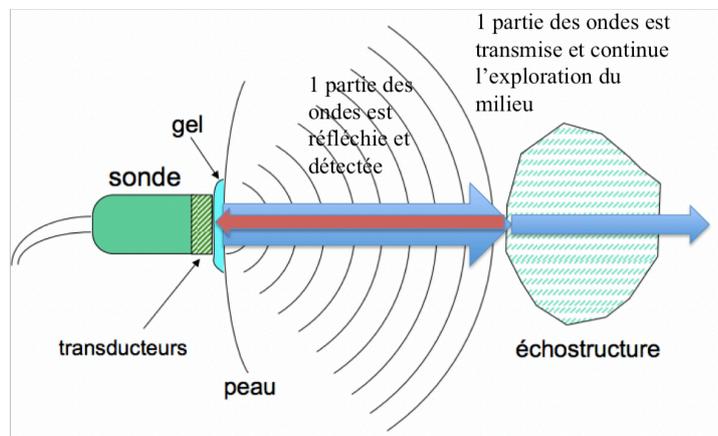


LES ULTRASONS

Généralités	
Définition	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<ul style="list-style-type: none"> • Fréquence • Puissance <p style="text-align: center;">} Dépend de l'effet recherché</p> <p><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)</p>
Imagerie	Utilise signaux ultrasonores : <ul style="list-style-type: none"> - 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	<ul style="list-style-type: none"> • 20 kHz (sons graves) < Ultrasons < 200 MHz (sons aigus) • Fréquences utilisées en imagerie : de 1 à 10 MHz • Fréquence > 200 MHz : hyperson
Production	<ul style="list-style-type: none"> • Vibrations mécaniques d'une céramique piézo-électrique <div style="text-align: center;"> <p style="text-align: center;">Etat de base Une pression crée une différence de potentiel : réception Une différence de potentiel crée une distorsion : émission</p> </div>

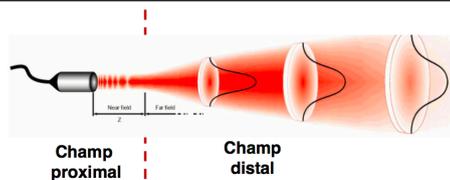
Propagation des US

- 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 : $\lambda = c / f$



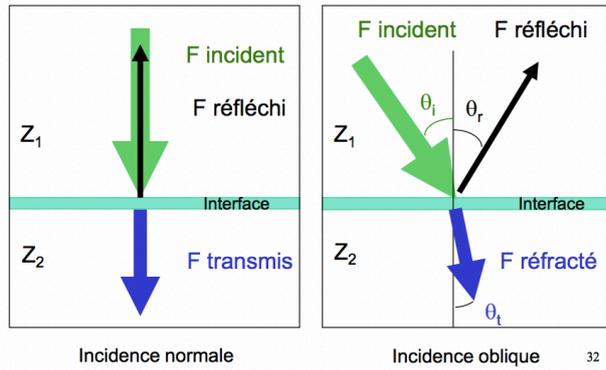
Atténuation globale

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.

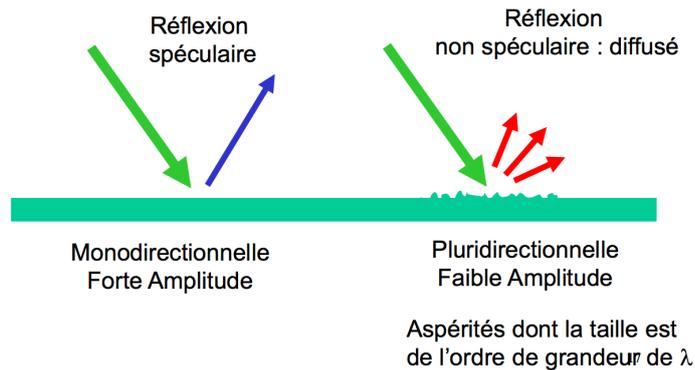
2. Réflexion et Réfraction



Conséquences :

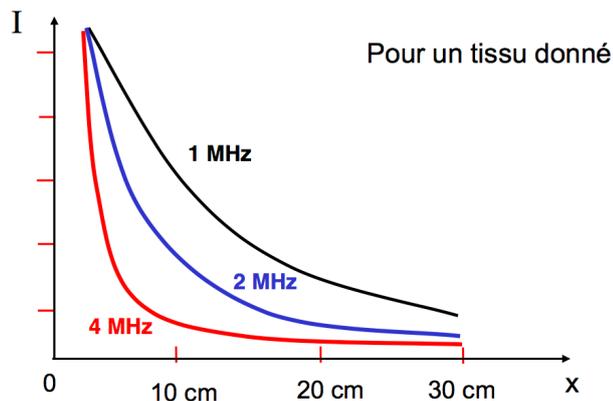
- L'imagerie échographique est particulièrement bien adaptée à l'étude des tissus mous
- L'os constitue un obstacle à l'échographie (phénomène d'ombre acoustique en arrière d'un os ou d'une structure très dense comme un calcul)
- Poumons ou tube digestif : écrans pour la transmission
- Nécessité d'un gel entre la sonde et la peau.

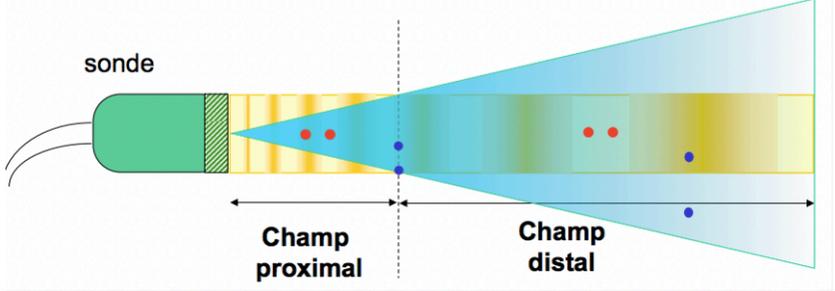
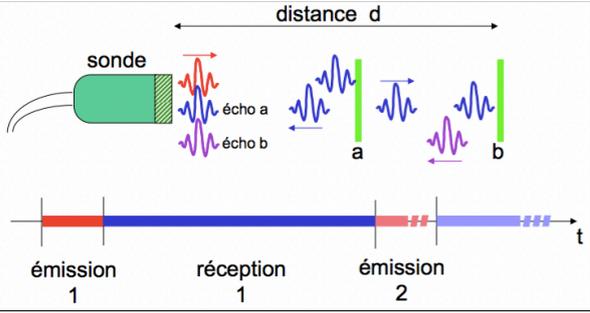
3. Diffusion



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



Echographes et sondes	
Résolution	<ul style="list-style-type: none"> • Plus petite distance séparant deux points identifiables <ul style="list-style-type: none"> – Résolution axiale : dans l'axe du faisceau • • – Résolution transversale ou latérale : perpendiculaire à l'axe du faisceau • • 
Intérêt de la focalisation	<ul style="list-style-type: none"> • La zone focale est l'endroit du faisceau où la résolution spatiale latérale est la meilleure
Principe de l'échographie	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<ul style="list-style-type: none"> • La durée de la période de réception de la sonde détermine la profondeur maximale d'exploration par les ultrasons • Distance maximale ou profondeur : $1/2 * v * \Delta t$ <ul style="list-style-type: none"> - 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	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<p>- Augmenter le signal US en multipliant le nb d'interfaces + diffusion</p> <p>En fonction du signal (corrigé) des différentes structures, on parle :</p> <ul style="list-style-type: none"> • De structures anéchogènes (sans signal) • De structures hypo-échogènes (signal faible) • De structures hyper-échogènes (signal fort) <p>On peut aussi utiliser des agents de contraste (billes ou bulles de gaz) pour améliorer la détection de certaines lésions</p>

3. Echographie TM (temps mouvement)	
Principe	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<ul style="list-style-type: none"> • 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	<ol style="list-style-type: none"> 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	<ul style="list-style-type: none"> • Ecoulement laminaire : <ul style="list-style-type: none"> - Vitesses stables - Profil concentrique régulier • Ecoulement turbulent : <ul style="list-style-type: none"> - Accélération des vitesses au centre - Ralentissement et turbulences en périphérie
2 modes de fonctionnement	<ul style="list-style-type: none"> • <u>Döppler continu</u> (2 cristaux E et R) : <ul style="list-style-type: none"> - Mesure des vitesses sanguines - Etude du sens d'écoulement - Recherche de sténoses artérielles • <u>Döppler pulsé</u> (même sonde pour E et R) : <ul style="list-style-type: none"> - 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	<ul style="list-style-type: none"> • Acoustique : passage à l'aigu si le flux se rapproche de la sonde, au plus grave quand il s'en éloigne. <ul style="list-style-type: none"> - 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) <ul style="list-style-type: none"> - 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