**IRM**

**Principe et formation de l’image.**

***Formation de l'image échographique :***

***Introduction*** :

L'échographie et le doppler utilisent le phénomènes de réflexion des ondes ultrasonores

***Définition, production des US*** :

Les US sont des **vibrations mécaniques** (ou ondes de pression) provoquant des variations de pression dans les milieux traversés. Ils nécessitent un milieu moléculaire pour se propager

Fréquence entr 20kHz et 200 MHz, au dessus du seuil audible

L'onde US entraine des déformations sinusoïdales de l'espace nécessitant un support matériel (contrairement aux ondes EM) mais **SANS TRANSPORT DE MATIERE**

L'(onde US possede plusieurs caractéristiques dans le domaine spatial et dans le domaine temporale

**Domaine spatial** : elle est caractérisée par une longueur d'onde lambda qui correspond à la distance séparant à un instant donné deux points ou la pression est identique sur le trajet de l'onde :

Lambda = célérité/F

**Domaine temporel** : une onde US est caractérisée par une fréquence F et une période T

**Effet piezo-électrique** : Les US sont produits par la piézoélectricité : qui est la propriété que possèdent certains matériaux de pouvoir transformer l'énergie électrique en énergie mécanique et inversement.  
On observe l'apparition de charges électriques à la surface de matériaux lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques et inversement, ces matériaux se déforment lorsqu'ils sont soumis à une différence de potentiel

**Matériaux** : céramiques ou associations céramiques et polymères

Lors du fonctionnement de la sonde, l'énergie acoustique est émise par impulsions et la réception est continue

**Diagramme de rayonnement** : région spatiale dans laquelle l'énergie US est émise, comporte plusieurs régions

**Source ponctuelle** : diagramme de rayonnement sphérique dans l'espace

**Source étendue** : diagramme de rayonnement avec un lobe principal dont la direction est confondue avec l'axe de la source, et des lobes secondaires (→ peuvent créer des artéfacts ; à l'origine de la région de Fresnel), dont les directions font un certain angle par rapport à la direction du lobe principal

***Interaction des US avec les tissus*** :

Il existe une propagation **par transmission d'un état de compression ou de raréfaction** (relaxation après la compression) **de proche en proche**, sans transport de matière

Cette modification de pression dans le milieu résulte d'un mouvement de va et vient qui anime des particules dans l'axe de déplacement des US selon un mode sinusoïdal

**Atténuation de l'onde**: une onde US qui se propage dans un milieu voit son énergie diminuer progressivement (plus rapide si F est élevée)

Une onde acoustique d'intensité I0 interagissant avec un tissu homogène voit son énergie transmise I(x) diminuer au cours de sa propagation selon la loi : I(x) = I0 exp (-mu x), ou mu est le coefficient linéaire d'atténuation (dépend de la densité, de la viscosité et de l'élasticité du tissu)

**Résolution spatiale** : capacité à distinguer deux points qui sont très proches

Z : impédence acoustique : exprime le comportement d »un milieu matériel vis à vis des US (Z = c\*p)

p : masse volumique

Intensité acoustique I et différence d'intensité acoustique D : I correspond à la puissance acoustique par unité de surface, D s'exprime en dB : si deux ondes ont des intensités absolues A et B, la différence de leurs niveaux d'intensités D = -10log B/A

**Réflexion**: Elle se produit quand une onde US de longueur d'onde Lambda rencotnre une grande interface S par rapport à sa longueur d'onde séparant deux milieux d'impédances acoustiques Z1 et Z2 **DIFFERENTS**

Une fraction de l'énergie contenue dans l'onde incidente est réfléchie par l'interface, dans une direction symétrique de la direction incidence par rapport à la normale de l'interface

La différence d'énergie entre l'onde réfractée et l'onde réfléchie est transmise sous forme d'une onde réfractée, se propageant dans une direction bien définie (Snell Descartes)

On met du gel pour éviter une différence d'impédance et éviter la réflexion totale → Eliminer l'air +++

La réflexion est à l'origine de la formation d'image de bords : contours de organes

**Diffusion** : permet de voir les toutes petites structures : image du parenchyme

Se produit lors de l'interaction d'une onde de longueur d'onde lambda et un petit obstacel de dimension INFERIEURE à lambda : ce petit objet vibre et réémet DANS TOUTES LES DIRECTIONS de l'espace une fraction de l'énergie contenue dans l'onde incidente

**Absorption de l'onde US** : correspond à la dégradation de l'énergie mécanique contenue dans l'onde US en énergie thermique, qui est alors dissipée dans le milieu

Liée d'une part à la viscosité des tissus et ld'autre part à des réactions chimiques d'équilibre présentes dans l'organisme

CSQ l'élévation de la température du milieu proportieonnelle au coeff d'absorption

***Formation de l'image US***:

vitesse moyenne = 1430 m/s

Le temps de retour des US correspond à une profondeur

Conditions pour enregistrer les échos :

Le milieu de propagation doit comporter un nombre suffisant de différence d'impédance

Le faisceau d'US doit atteindre l'interface recherchée : fenêtre

L'énergie du signal réfléchit doit être suffisante pour retourner à la sonde

La réflexion doit se faire en direction de la sonde : il faut aborder l'interface le plus orthogonalement possible

Effet piezo-électrique : les sondes sont émettrices et réceptrices

Le retour des échos fait vibrer la céramique → formation d'un signal électrique dont l'intensité est proportionnelle à celle de l'écho : formation de l'image en niveaux de gros

Amplification globale : il s'agit du gain

Amplification en profondeur :

Numérisation et traitement de l'information

***Configuration d'une sonde*** :

couche protectrice, céramique piezo-électrique, amortisseur (amorti la vibration de la céramique et absorbe les vibration émises en arrière)

Bande passante : ensemble des fréquences du faisceau situées de part et d'autre de la fréquence de résonance (changer de fréquence sans changer de sonde)

Sondes large bande : possibilité de changer de fréquence sans changer de sonde en ciblant une bande passante : sondes constituées de cristaux à fréquences différentes

Balayages différents : sectoriel (-), linéaire, trapézoïde

Mode A : amplitude → succession de pics représentant les différents échos en profondeur. L'amplitude des pics est proportionnelle à l'intensité des échos : utilisé pour régler les appareils

**Mode TM** : temps mouvement : les infos obtenues le long de l'axe d'émission sont étudiées en fonction du temps : les **structures immobiles** vont former des **droites**, les **structures mobiles** des **courbes →** utilisation en cardiologie (étude des valves, de la cinétique du VG)

Mode B : brillance

**Mode TR**: temps réel : Acquisition de données morphologiques et dynamiques. Réalise un balayage automatiquement et cyclique de la zone explorée selon un plan défini.

Modes 3D et 4D

Critères de qualité de l'image :

***Résolution spatiale*** : Correspond à la faculté qu'a un système à distinguer deux cibles rapprochées

**RS sur l'axe de propagation** : liée à la fréquence → augmente quand la fréquence augmente

**RS latérale** : augmente quand la taille des céramiques diminue (largeur du faisceau), elle diminue avec la profondeur

Résolution temporelle : dépend de la vitesse de balayage de l'onde US (définie par le constructeur)

Résolution en contraste : défini la capacité d'un système écho à différencier de faibles écarts d'échogénéité.

Plus la fréquence est élevée : plus l'image sera fine, plus l'absorption sera élevée

HAUTE FQCE : organes superficiels

BASSE FQCE : organes profonds

***Sémiologie échographique*:**

***Echogénéité***: elle s'exprime par rapport au parenchyme voisin. Elle permet d'apprécier les réactions des tissus vis à vis des US

Une structure **Hyperéchogène** apparaît blanche ou brillante.

Une structure **anéchogène** apparaît noire (liquide) → Renforcement postérieur

Une structure **échogène**: apparaît plus ou moins grise.

L'os et l'air ne transmettent pas les ondes en arrière : on parle de miroirs acoustiques.

Tissu adipeux : Echostructure dépend du nombre d'interface qu'on y trouve :

Huile pure : anéchogène

Sein : Hypoéchogène

Graisse RP : Hyperéchogène

Angiomyolipome : Hyperéchogène

Parenchyme :

Ensemble de points. Un parenchyme est globalement homogène.

L'échographie ne quantifie pas le niveau d'échogénéité, elle se contente de comparer les niveaux de brillance. Ex : Foie > Rate / Sinus du rein > Cortex > Pyramide

***Liquide anéchogène***, quelque soit le gain. Renforcement postérieur lié au fait que la strucuture liquidienne est moins atténuante que la strucuture voisine : les échos émis en arrière sont amplifiés

***Air***: la réflexion est quasi totale, donc pas de transmission ; ombre acoustique postérieure parfois ; queue de comète

***Structure osseuse ou calcifiée*** : La réflexion est importante : arc hyperéchogène antérieur avec ombre acoustique postérieure (structure plus atténuante que ses voisines, donc pas d'échos transmis en arrière)

***Structure canalaire*** : paroi plus ou moins épaisse, parallèle avec un contenu liquidien (ex : vaisseaux)

***Artéfacts***:

**RENFORCEMENT** **POSTERIEUR**

Effet de volume partiel

Echos de répétition et de réverbération

Image en miroir : diaphragme → MIROIR

Cône d'ombre latéral (structures arrondies)

Les faisceaux latéraux

Artéfacts de double image

Limites de l'échographie :

Limites physiques → Profondeur ? (obèse) / tissus ? : air, os, pansement, gaz

Limites de coopération du patient

Limites biologique : effets thermiques/non thermiques

Lit qui rentre dans un tunnel cylindrique. Problème : claustrophobie ou obésité.

1. L’iRM est basdée sur :

-a les propriétés magnétiques des électrons

-b émission de photons par le corps irradié

-c Le bombardement par des protons du segment imagé

-d Les proprié ?

Irm : basée sur propriétés magnétiques des protons. On soumet le corps humain à un champ magnétique intense. On utilise des champs de 0,1 T a 9 T. L’avantage de monter en champ magnétique est d’avoir une meilleure qualité et de gagner en temps.

Pour obtenir les CM (champs magnétiques) on a des aimants permanent mais champs magnétiques faibles. La plupart des aimants sont donc des aimants supra-conducteurs : aimants simples, solénoïde dans lequel on fait passer de l’électricité. Problème : formation de chaleur. Le solénoïde est donc refroidit dans une cage d’azote liquide. Solénoïde est refroidit au 0 absolu et donc l’émission d’électrons n’entraine aucune chaleur et un champ de rayon X très puissant jusqu’à 9 Tesla.

1ère phase : Excitation : on fait tourner autour du patient une onde de radiofréquence qui va magnétiser tous les protons du plan de coupe. A l’état naturel : aucun magnétisme émit, tous les protons tournent dans un sens ou un autre selon un mouvement brownien. But de l’IRM va être de faire tourner tout les protons dans le même sens et à la même vitesse. Quand cette phase d’excitation, tous les protons vont revenir à l’étape de repos initiale selon un temps plus ou moins long.

T1 : tps que mettent tous les protons pour revenir dans le champ magnétique initial ceci en dégageant une certaine NRJ = tps de relaxation longitudinal.

T2 : tps que mettent les protons qui tournaient ensemble et en phase à se déphaser = tps de relaxation transversal.

2ème phase : écoute du signal qu’émet le corps soumis à l’excitation.

3 paramètres : densité protonique, temps de relaxation T1 des protons et tps de relaxation T2 des tissus.

On a une image numérique avec de multiples pixels les uns à coté des autres. Lecture de l’IRM se fait ligne de pixels par ligne de pixels. On les excite selon une ligne. On effectue chaque manœuvre pour chaque ligne 🡪 tps d’acquisition très long.

3 paramètres pour formation de l’image : tps de relaxation T1 et T2/densité de protons.

C’est une imagerie des protons fixes. Si les protons bougent 🡪 flou de l’image.

Tps d’acquisition de 1 à 7 minutes : temps long et ce pour UNE SEULE séquence.

Immobilité du patient est fondamentale. Longueur de l’examen : attention à l’agitation. Contraintes : claustrophobie, stimulateurs implantés, corps étranger intra oculaire, implants métalliques.

On peut obtenir des coupes bidimensionnelles dans tous les plans de l’espace (2D).

Séquence de spin echo T1

On excite les protons dans le plan de coupe. On arrête l’excitation, tous les protons reviennent à leur état d’équilibre et réémettent l’NRJ emmaganisée. On peut réécouter le signal réémit par ces protons sur une période très courte. Pour les tissus dont temps de relaxation très long ne vont donc réémettre leur NRJ très faiblement. Tous les tissus qui ont un temps de relaxation très court, eux, vont réémettre toute leur NRJ et vont donner un signal. Séquence pondéré en T1 : on fait une séquence très courte. En hypersignal on verra tous les tissus avec tps de relax très court (graisse et sang). Ceux pour lesquels les temps sont longs seront en hyposignal càd tous les autres. (En scanner on parle de densité !!! Hypodense, hyperdense, isodense. Radio conventionnelle on parle de clareté ou d’opacité. ) Séq pondérée en T1 sont des séquences très anatomiques ! Diapo : subst blanche est plus hypersignal que substance grise car substance blanche est riche en myéline qui est de la graisse. Graisse sous cutanée très hypersignal. Le LCR, riche en eau va être hyposignal. Dans l’os, très peu de protons donc très peu de signal. Dans les vaisseaux, le sang circule et donc ne donne pas de signal : IRM 🡪 protons FIXES !!

Séquence de spin echo T2

Temps d’écoute est très long (+ de 3s en général). L’acquisition est donc plus longue.

Tous les tissus riche en eau vont donner un hypersignal franc : LCR, tissu pathologique car ils sont très riches en eau et vont donner des hypersignaux. Séquences montrant du doigts les tissus pathologiques.

Il existe des seq FLAIR T2 : on a un phénomène d’inversion récupération qui annule le signal des liquides libres mais pas ceux pathologiques.

Seq T2 en accentuant les effets de susceptibilité magnétique. Toutes hémorragies à l’intérieur d’un tissus vont se voir à condition d’être dans une séquence à écho de radiant = T2\* (plus courte que séquence spin écho).

Angio-IRM :

Si on arrive à ne voir que les protons fixes, on peut également voir les protons mobiles (càd les vaisseaux) et même les protons qui se déplacent dans un sens (haut en bas) ou dans un autre (bas en haut). Séquence d’angio-IRM 3D tof = séquence d’angio-IRM qui permet de voir soit les vaisseaux artériels soit les structures veineuses. Obtenu rapidement sans injection de produit de contraste.

Irm basé sur des images avec 3 paramètres qui concourrent à formation de l’imgae et au contraste de l’image : T1, T2 et densité protonique.

Image en T1 : contraste obtenu à partir du temps de relaxation T1.

Image en T2.

Pondération en densité protonique : quasi jamais utilisé.

3 contres-indication absolues : stimulateurs implantés (arrêt de fonctionnement), corps étrangers intra oculaires : risque de cécité.

Séquence d’IRM : très longues donc risque d’obtenir de mauvaises images quand agitation, enfants, pièces métalliques comme prothèse 🡪 artéfact.

Séquence flair : on annule signal de l’eau : permet de bien voir le contraste des séquences pathologiques.

Irm : imagerie des protons fixes et permet aussi de voir les protons mobiles. Angio-IRM : on voit les protons sanguins en déplacement.

Imagerie de diffusion :

Construite sur les artéfact engendré par les protons animés de micro-mouvement. Comme écoute du signal IRM est décalé par entre excitation et écoute. Si les protons bougent entre les 2 : artéfact. Imagerie de diffusion : plus les protons bougent, plus ils engendrent des artéfacts, plus l’images est sombre, noire. Sur l’image : LCR : eau 🡪 très hypersignal. Substance grise : moins d’artéfact car les protons bougent moins.

Imagerie de diffusion : imagerie très intéressante, notamment pour AVC. Ischémie cérébrale 🡪 ischémie cytotoxique cad que les cellules vont gonfler, se coller les unes aux autres, comme les cellules sont collés : espace intercellulaire très faible : les protons bougent peu 🡪 hypersignal. Séquence très courte : 40s : diagnostic de l’AVC est très rapide donc.

Imagerie d’activation :

On fait une image standard de base. Puis on demande un mouvement au patient en faisant une image en pondération T2. Le signal dans hémisphère controlatéral sera différent qu’au repos car débit sanguin cérébrale plus important 🡪 taux d’Hb (oxy-Hb) plus important. Cet apport d’oxy-Hb va faire qu’au niveau du sillon central une ?!

Spectrométrie MR :

On peut étudier la constitution d’un pixel : quantité de lactate, de ?!....on peut donc étudier la composition du pixel.

Sémiologie IRM

On parle d’intensité de signal en IRM. On rapporte toujours notre signal à une pondération précise : T1, T2, densité protonique. Tjs cité le titre de pondération de la séquence, l’intensité de signal de la structure patho par rapport à la structure anatomique normale.

En T1 seul trois structures sont hypersignal : sang (fixe, extravasa : hématome), graisse et la mélanine (sert quand patient avec métastases de mélanome) !

Séquance pondérée en T2 : toutes les structures riches en eau lié : hypersignal : c’est le propre de tout tissu pathologiques quel qu’il soit.

On peut faire une injection de produit de contraste. A quoi servent-ils ? A plusieurs choses : améliorer les images des vaisseaux, améliorer les images du parenchyme (produit de contraste va passer du compartiment vasculaire à extra-vasculaire et on va contraster les différents parenchyme sauf au niveau cérébral avec la BHE), marquer une angiogénèse pathologique (tumeur = richesse vasculaire), permet le diagnostic d’une rupture de la BHE

Quel produit de contraste injecter ? On utilise des produits de contraste qui racourciisse le temps de relaxation T1 de façon très grande. Si on fait une séqu pondérée en T1, ces séquences vont devenir très hypersignal. Racourcit à des temps de l’ordre de quelques ms. Racourcissement tellement cours que même la graisse peut ne pas avoir réemis son NRJ : c’est le cas du chélate de gadolinium (pas du gadolinium pur sinon : mort rapide car compétiteur des canaux calcique). Il est chélaté cad enfermé dans une macromolécule protéique. Chélaté pour une durée de 4000 ans : pas de risque envers le gado. Mais le problème peut venir de la macromolécule qui peut entrainer pb rénaux et allergiques. On l’utilise pour des séquence pondéré en T1.

Séquence vasculaire : on ne voit ques les artères car séquence tellement cours que les autres tissus n’ont pas pus résistuer leur NRJ.

On peut obtenir imagerie des vaisseaux donc, mais aussi imagerie du parenchyme. Ex pour le foie et la rate. Le gado est sortis du système vasculaire et s’est fixé dans parechyme. Parenchymographie de tous les organes SAUF cérébral car BHE.

Angiogénèse par le gado : on peut mettre en évidence des tumeur grâce à son angiogénèse.

Dernier intérêt du PDC : recherche rupture de BHE. Sur la photo, on une lésion qui parait étendue mais en réalité on a hypersignal de la tumeur, maisaussi de l’odeme. Avec le gadolinium, on peut mettre en évidence ce qui résulte juste de la tumeur.

QCM : 1ère question : réponses exactes : A-B

2ème question : réponses exactes : A-B-C-D (c’est l’imagerie de diffusion).

3ème question : réponses exactes : A-B-D

4ème question :

1. Faux : IRM est plus chère que scanner.
2. Vrai.

D. IRM, peut importe l’organe, le remboursement est le même.

CH8

**I - Introduction :**

L'échographie et le doppler utilisent le phénomène de réflexion des ondes ultrasonores

* 1940 : sonar utilisé pour sonder les fonds marins.
* 1950 : 1e utilisation en médecine pour l’exploration des calculs biliaires
* Depuis, l’échographie connait des avancées technologiques majeures en évolution constante
* Utilisation en cardiologie, gastro-entérologie, gynécologie, urologie…

**II – Définition et production des US :**

Les US sont des vibrations mécaniques (ou ondes de pression) provoquant des variations de pression dans les milieux traversés. Ils nécessitent un **milieu moléculaire** pour se propager

Fréquence entre **20kHz et 200 MHz**, au dessus du seuil audible

L'onde US entraine des **déformations sinusoïdales** de l'espace nécessitant un support matériel (contrairement aux ondes EM) mais **SANS TRANSPORT DE MATIERE**

L'onde US possède plusieurs caractéristiques dans le domaine **spatial** et dans le domaine **temporel**

**Paramètres des US :**

* **Domaine spatial** : une onde US est caractérisée par une longueur d'onde qui correspond à la distance séparant à un instant donné deux points où la pression est identique sur le trajet de l'onde :  = c/F

C = célérité = vitesse de propagation de l’onde dans un milieu donné, varie en fonction du milieu traversé

* **Domaine temporel** : une onde US est caractérisée par une fréquence F et une période T

**Courbe de P :**

* La sinusoïde ⇨ T est le temps écoulé entre 2 moments identiques, où la P est max ou min identique
*  est la distance entre lesquels 2 points sont identique

**Effet PIEZO-ELECTRIQUE** :

Les US sont produits par la piézoélectricité : la propriété que possèdent certains matériaux de pouvoir transformer l'énergie électrique en énergie mécanique et inversement.

On observe l'apparition de charges électriques à la surface de matériaux lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques et inversement, ces matériaux se déforment lorsqu'ils sont soumis à une différence de potentiel

* Matériaux : **céramiques** ou associations **céramiques et polymères**
* Lors du fonctionnement de la sonde, l'énergie acoustique est **émise par impulsions** et la **réception est continue**
* **Diagramme de rayonnement** : région spatiale dans laquelle l'énergie US est émise, comporte plusieurs régions
* **Source ponctuelle** : diagramme de rayonnement sphérique dans l'espace
* **Source étendue** : diagramme de rayonnement avec un lobe principal dont la direction est confondue avec l'axe de la source, et des lobes secondaires (→ peuvent créer des artéfacts ; à l'origine de la région de Fresnel), dont les directions font un certain angle par rapport à la direction du lobe principal, donnant des fausses images.
* Donc analyse d’une structure doit être éloignée
* Diagramme de rayonnement du faisceau comporte plusieurs régions : proximale, zone d’interférence de Fresnel (A) au contact du transducteur, et région appelée champ lointain de Fraunhoffer (C), dans laquelle les interférences ont disparu
  1. = zone de turbulence (1 à 2 cm par rapport à la sonde) donc pas mal d’artéfact au niveau des tissus de cette zone
  2. = zone utile
  3. = zone de dispersion

**III - Interaction des US avec les tissus :**

Il existe une propagation par transmission d'un état de compression ou de raréfaction (relaxation après la compression) de proche en proche, sans transport de matière

Cette modification de pression dans le milieu résulte d'un mouvement de va et vient qui anime des particules dans l'axe de déplacement des US selon un mode sinusoïdal

Atténuation de l'onde : une onde US qui se propage dans un milieu voit son énergie diminuer progressivement (plus rapide si F est élevée)

* Cette atténuation est plus rapide si sinusoïde très serré ⬄ traduction : plusieurs ondes en fonction de leur F, dépendant de voir si tissu superficiel (hautes F) ou profond (basse F : on envoie loin sans atténuation)
* Imagerie : compromis entre résolution spatiale (capacité à distinguer 2 points très proches) et la F utilisée
* Atténuation de l’onde plus rapide si F de l’onde élevée

Une onde acoustique d'intensité I0 interagissant avec un tissu homogène voit son énergie transmise I(x) diminuer au cours de sa propagation selon la loi : I(x) = I0 exp(- x),, où  est le coefficient linéaire d'atténuation (dépend de la densité, de la viscosité et de l'élasticité du tissu)

* E transmise et E réfléchie
* E transmise moins importante que E réfléchie, car perte d’I

La célérité d’une onde US varie en fonction des tissus traversés 🡪 1400 m/s pour tt les éléments du corps humain

**Résolution spatiale** : capacité à distinguer deux points qui sont très proches

**Z** : impédance acoustique : exprime le comportement d’un milieu matériel vis à vis des US  
(Z = c\*) ;  : masse volumique

**Intensité acoustique I et différence d'intensité acoustique D** :

* I correspond à la puissance acoustique par unité de surface
* D s'exprime en dB
* si deux ondes ont des intensités absolues A et B, la différence de leurs niveaux d'intensités D = -10log B/A

**Interaction des US avec la matière :**

* + Réflexion
  + Diffusion
  + Absorption

**Réflexion** :

Elle se produit quand une onde US de longueur d'onde Lambda rencontre une grande interface S par rapport à sa longueur d'onde séparant deux milieux d'impédances acoustiques Z1 et Z2 DIFFERENTS

Si Z1 et Z2 peu différente, peu d’onde réfléchie, l’onde incidente est presque entièrement transmise.

Une fraction de l'énergie contenue dans l'onde incidente est réfléchie par l'interface, dans une direction symétrique de la direction incidence par rapport à la normale de l'interface

La différence d'énergie entre l'onde réfractée et l'onde réfléchie est transmise sous forme d'une onde réfractée, se propageant dans une direction bien définie

La direction des ondes incidente, réfléchie et transmise obéit aux lois de Snell Descartes, identiques à celles des ondes lumineuses

* R : facteur de réflexion = (Z1-Z2)²/(Z1+Z2)²
* T : facteur de transmission = 1-R

On met du gel ⇨ pour éviter une différence d'impédance et éviter la réflexion totale → Eliminer l'air +++

**La réflexion est à l'origine de la formation d'image de bords : contours des organes**

**Diffusion :**

**La diffusion est à l’origine de l’image de la structure interne des organes**

Permet de voir les toutes petites structures : image du parenchyme

Se produit lors de l'interaction d'une onde de longueur d'onde  et un petit obstacle de dimension INFERIEURE à 

Ce petit objet vibre et réémet DANS TOUTES LES DIRECTIONS de l'espace une fraction de l'énergie contenue dans l'onde incidente

**Absorption :**

Correspond à la **dégradation de l'énergie mécanique** contenue dans l'onde US **en énergie thermique**, qui est alors dissipée dans le milieu

Liée d'une part à la **viscosité** des tissus et l’autre part à **des réactions chimiques d'équilibre** présentes dans l'organisme

Conséquence : **élévation de la température** du milieu proportionnelle au coefficient d'absorption du milieu et à l’intensité US incidente

**IV - Formation de l'image US :**

* vitesse moyenne des US dans le corps = 1430 m/s
* Le temps de retour des US correspond à une profondeur
* **Conditions pour enregistrer les échos :**
* Le milieu de propagation doit comporter un nombre suffisant de différence d'impédance
* Le faisceau d'US doit atteindre l'interface recherchée : fenêtre
* L'énergie du signal réfléchit doit être suffisante pour retourner à la sonde
* La réflexion doit se faire en direction de la sonde : il faut aborder l'interface le plus orthogonalement possible
* **Effet piézo-électrique** :
* Les sondes sont émettrices et réceptrices
* Le retour des échos fait vibrer la céramique → formation d'un signal électrique dont l'intensité est proportionnelle à celle de l'écho : formation de l'image en niveaux de gris

⇨ Réflexion et une partie de l’onde transmise : onde réfléchie beaucoup moins importante, donc on fait une amplification :

* **Amplification globale**

⇨ il s'agit du gain : amplification globale des signaux électriques

* **Amplification en profondeur**

⇨ Se base sur le fait que l’atténuation varie en fonction de la profondeur et des tissus rencontrés : variation de l’amplification en fonction de la profondeur

* **Numérisation et traitement de l'information**

**V - Configuration d'une sonde** :

⇨ Couche protectrice, céramique piézo-électrique, amortisseur (amorti la vibration de la céramique et absorbe les vibrations émises en arrière)

**Conception des sondes :**

* céramique (dont la fréquence de résonnance est caractéristique)
* amortisseur : amortit la vibration de la céramique et absorbe les vibrations émises en arrière (main sur une cloche).
* couche protectrice (isolant non conducteur).

**Bande passante** : ensemble des fréquences du faisceau situées de part et d'autre de la fréquence de résonance (changer de fréquence sans changer de sonde)

**Sondes large bande** : possibilité de changer de fréquence sans changer de sonde en ciblant une bande passante : sondes constituées de cristaux à fréquences de résonnances différentes

**VI – Types de balayages, de sondes**

**Balayages différents** : sectoriel (-), linéaire, trapézoïde

**Mode A** : Est représentée par une succession de pics représentant les différents échos en profondeur. L’amplitude des pics est proportionnelle à l’intensité des échos : utilisé pour régler les appareils

**Mode TM** : temps mouvement : les infos obtenues le long de l'axe d'émission sont étudiées en fonction du temps : les structures immobiles vont former des droites, les structures mobiles des courbes → utilisation en cardiologie (étude des valves, de la cinétique du VG)

**Mode B** : brillance : Chaque pic du tracé A est remplacé par un point + ou – brillant

**Mode TR** : temps réel : Acquisition de données morphologiques et dynamiques. Réalise un balayage automatiquement et cyclique de la zone explorée selon un plan défini.

**Modes 3D et 4D**

**VII - Critères de qualité de l'image :**

**Résolution spatiale** : Correspond à la faculté qu'a un système à distinguer deux cibles rapprochées

* **RS sur l'axe de propagation** : résolution axiale, est liée à la fréquence utilisée : elle augmente quand la fréquence augmente (mais au détriment de la pénétration du faisceau US).
* **RS latérale** : augmente quand la taille des céramiques diminue (largeur du faisceau), elle diminue avec la profondeur

**Résolution temporelle** : dépend de la vitesse de balayage de l'onde US (définie par le constructeur) ; elle peut atteindre 45 images par secondes en mode 2D et 25 ips en mode 3D

**Résolution en contraste** : défini la capacité d'un système écho à différencier de faibles écarts d'échogénéité. Elle est en partie liée à la qualité de l’amplification et de l’amortissement.

**Plus la fréquence est élevée :**

* **Plus l’image sera fine**
* **Plus l’absorption sera élevée**
* Sonde HAUTE FREQUENCE : organes superficiels (5 à 15 MHz)
* Sonde BASSE FREQUENCE: organes profonds (2 à 5 MHz)

**VIII- Sémiologie échographique :**

**Echogénéité** : elle s'exprime par rapport au parenchyme voisin. Elle permet d'apprécier les réactions des tissus vis à vis des US

* Une structure **Hyperéchogène** apparaît blanche ou brillante.
* Une structure **anéchogène** apparaît noire (liquide) → Renforcement postérieur
* Une structure **échogène** : apparaît plus ou moins grise.
* L'os et l'air : différence d’impédance très importante ⇨ ne transmettent pas les ondes en arrière : on parle de miroirs acoustiques.
* **Tissu adipeux :** 
  + Echo structure dépend du nombre d'interface qu'on y trouve :
  + Huile pure : anéchogène
  + Sein : Hypoéchogène
  + Graisse RP : Hyperéchogène
  + Angiomyolipome : Hyperéchogène
* **Parenchyme :**
* Ensemble de points, diffusion permet de le voir alors que la réflexion voit les contours.
* Un parenchyme est toujours comparé à un autre parenchyme
* Un parenchyme est globalement homogène.
* L'échographie ne quantifie pas le niveau d'échogénéité, elle se contente de comparer les niveaux de brillance.

⇨ Ex : Foie > Rate ; Sinus du rein (+++ graisse) > Cortex > Pyramide (Hypoéchogène)

* Angiome contiennent de la graisse
* Echogénicité de la graisse variable en fonction de la position
* **Liquide**
* anéchogène, quelque soit le gain.
* Renforcement postérieur lié au fait que la structure liquidienne est moins atténuante que la structure voisine : les échos émis en arrière sont amplifiés
* **Air :**
* La réflexion est quasi totale, donc pas de transmission
* ombre acoustique postérieure parfois
* queue de comète
* **Structure osseuse ou calcifiée :**

La réflexion est importante : arc hyper échogène antérieur avec ombre acoustique postérieure (structure plus atténuante que ses voisines, donc pas d'échos transmis en arrière)

* **Structure canalaire :**

Paroi plus ou moins épaisse, parallèle avec un contenu liquidien (ex : vaisseaux)

**IX - Artéfacts :**

1. Effet de volume partiel
2. Echos de répétition et de réverbération
3. Image en miroir : diaphragme → MIROIR
4. Cône d'ombre latéral (structures arrondies)
5. Les faisceaux latéraux
6. Artéfacts de double image

**X - Limites de l'échographie :**

* Limites physiques
* Profondeur (obèse)
* Tissus : air, os, pansement, gaz
* Limites de coopération du patient
* Limites biologique :
* effets thermiques
* non thermiques

**Traitement de l’image**

Image = reproduction sur une surface plane, d'un objet matériel par la photographie ou par une technique apparentée

**I – Rappel**

**1 - La radiographie standard**

* Rotgen  1895
* Mesure de l’atténuation des rayons X
* Renseignement sur la forme et la nature des organes traversés.
* L’image obtenue est une projection conique
* Technique très utilisée : Rapide
* Peu coûteuse
* Simple d’utilisation et mobile
* Bonne résolution spatiale
* Seules les importantes différences d’opacités sont mises en évidence (air, os, eau, graaisse)

**2 – La Radioscopie :**

* Le patient est irradié en continu
* La plaque photographique est remplacée par un écran fluorescent.
* Comme un caméscope : imagerie 3D + plusieurs images l’une après l’autre
* Observation en temps réel de la cinétique du cœur et des poumons.
* Observation du cathéter radio-opaque au cours de l’acte chirurgical.

**3 - L’ordinateur**

* IBM construit l'Harvard Mark I en 1937
* 1971 : premier microprocesseur, Intel
* 1975 : Explosion de la micro informatique

**4 - La tomodensitométrie (scanner)**

* En 1972 : Informatique & Rayons X
* Réalisation de coupes
* Images numériques
* Source en rotation de 360° ⇨ couplage de toutes les informations avec l’ordinateur
* 3D pour tout le corps
* Utilisation de traceur iodé pour voir si Hypo ou Hyper vascularisation
* On superpose les coupes ⇨ reconstruction 3D volumique

**5 – L’Echographie**

* Ondes acoustiques (20 kHz 200 MHz)
* Transducteur ultrasonore (piézo électrique)

**Effet DOPPLER**: La fréquence d’une onde rétro diffusée par une particule en mouvement est modifiée par rapport à l’onde incidente d’une quantité proportionnelle à la vitesse de la particule. ⇨  **=**

(formule pas à connaitre)

**6 - La scintigraphie**

Visualiser une structure anatomique ou fonctionnelle en y localisant un nuclide radioactif émettant des photons gamma.

Amplification +++

* Image = cumule des gamma

**II – Représentation de l’image par les machines :**

2 types de représentations :

* A valeur **réelle** : l’image est une fonction **continue** ⇨ image **Analogique** ; ex : Film photo, film radio
* A valeurs **discrètes**: l’image est une fonction **non continue** ⇨ image **digitale**; ex Visualisation écran scanner, IRM

Lors d’une conversion analogique-numérique : la fréquence d’échantillonnage doit être au minimum égale ou supérieure à deux fois la fréquence la plus élevée du signal que l’on veut coder (Shannon)

**Qu’est ce qu’une image ?**

Une image = un ensemble de rectangles appelés pixels, regroupés en lignes et colonnes.

A chaque pixel est associée une intensité correspondant à une couleur.

Le principe de l’image est le même que celui développé pour réaliser une mosaïque.

Un modèle mathématique utilisé pour l’image ⇨ Une image se présente comme une fonction à deux variables f(x,y) dont la valeur indique l ’intensité au point de coordonnées x,y.

Les caractéristiques fondamentales d’une image numérique sont : **résolution spatiale et résolution en intensité.**

**a – Résolution en intensité :**  C’est le nombre de couleurs utilisées pour la représentation d une image = « la mosaïque »

**Pourquoi 256 couleurs ? Codage binaire (0-1), Avec 1 bit on code couleurs(0 ou 1). Avec 2 bits on code 2**² couleurs (00 01 10 11). Avec 8 bits (1 octet) (0000 0000 0000 1111 1111 1111) Avec 256 niveaux de gris le système visuel humain ne remarque plus la discrétisation (le seuil visuel humain est à environ 65 niveaux)

**Le codage de la couleur.**

Toutes les couleurs peuvent être reproduites en mélangeant un ensemble approprié de trois couleurs, dites primaires = ROUGE – VERT - BLEUE

Comme pour les images en niveaux de gris chaque couleur primaire utilise un échantillonnage.

⇨ 2 24 couleurs possibles

**b – Résolution Spatiale**

La résolution spatiale = le nombre de lignes et de colonnes utilisés pour représenter une image en rapport avec les dimensions du champ de vue. « la finesse, la précision du pixel à représenter la réalité»

**III – Images 2D**

Image 2 D :

* + 1D temps : animation (ex pulsatilité des vaisseaux)
* + 1D Espace : volume (voxel ≠ pixel)

**Le format d’image :**

2 types d'images sont utilisés en informatique :

**Les images (matricielles) ou bitmap** :

* image constituée d'un ensemble de pixels. Chaque point porte des informations de position et de couleur.
* Format d'images bitmap : BMP, PCX, GIF, JPEG, TIFF.
* Les radios numériques et les images scannées sont de ce type.

**Les images vectorielles.**

* composées de formes géométriques qui vont pouvoir être décrites d'un point de vue mathématique.
* Par exemple : une droite sera définie par 2 points, un cercle par un centre et un rayon.
* Les avantages d'une image vectorielle : les fichiers qui la composent sont petits, les redimensionnements sont faciles sans perte de qualité

**DICOM :**

Pourquoi utiliser de l'information numérisée et normalisée en imagerie médicale ?

1- Tirage des cliches argentiques plus indispensable, et diminue les couts d'une radiographie :

2- Suivi médical des patients nécessite souvent le transfert d'un établissement de sante à un autre en fonction des moyens et compétences disponibles

* problème de relecture de données si matérielles incompatibles
* Transport des cliches (envois par courrier par exemple)
* Faciliter les transferts d'images entre les machines de différents constructeurs.
* problème des formats de données propriétaires entrainant d'importants problèmes de gestion et de maintenance (incompatibilités, cout, perte, d’information)

**DICOM est une norme :** utilisée par la plupart les fabricants de matériel d'imagerie médicale

* impose un format standard : intègre toutes les données en un seul fichier
* elle permet la communication des différents équipements d'imagerie médicale numérique.
* Interconnexion des appareils : locale, à distance ou intermédiaire pour assurer la compatibilité entre différents formats propriétaires
* La norme suit des directives strictes établies par la comite ISO.
* 2 types d’info :
* Image : en termes d’intensités de pixels
* Header : entête de l’image

Pourquoi un format spécifique (et pas du JPEG, BMP, autres formats de fichiers) ?

* non dégradation de l'image (contrairement au JPEG par exemple)
* métafichier spécifique : image + données patient en un seul fichier
* image : codées en binaire, en général non compressées
* données : nom du patient, type d'examen, hôpital, date d'examen, type d'acquisition…

**L’HISTOGRAMME +++ :**

En imagerie numérique, l’histogramme représente la distribution des intensités (ou des couleurs) de l'image, du signal.

En imagerie médicale la dynamique de l’information présente dans un pixel, est parfois supérieure à la dynamique de la palette utilisée pour l’affichage

La largeur (width) et la position (length) de la fenêtre de distribution se retrouvent sur les logiciels de traitement d’images et les consoles d’imagerie médicale. La qualité de l’affichage sur l’écran dépend de leur réglage. Ces paramètres ajustent le contraste et la brillance de l’image

Problématique principale :

* représenter l’information en un histogramme : de 0 (pixel noir) jusqu’à plus que 7000 pixel.
* Plus de 7000 niveau à disposition ⇨ mais il faut les distribuer sur 256 valeurs
* Un capteur capte le magnétisme du cerveau ; il faut reprojetter sur un système vidéo ! comment redistribuer ??

Le but du fenêtrage de l’info est de cibler l’Histogramme et le distribuer sur la palette d’info   
⇨ on **centre sur les 2 pics** (de l’histogramme), et on réalise le **meilleur contraste** possible.

* Donc largeur et position de la fenêtre se trouvent à cet espace.
* Le reste est affiché :
* En NOIR pour le GAUCHE
* En BLANC pour la DROITE
* Ceci permet d’optimiser l’image ⇨ toute la dynamique de l’échelle de gris se concentre sur le contraste

**Schéma : +++**

**Cas 1 :**

Tout l’histogramme ⇨ 1 niveau du Gris sur la palette de couleur

* Intensité 0 ne donne pas de couleur noir mais gris foncé
* I augmente ⇨ Gris Clair
* Très peu contraste

**Cas 2 :**

Hautes intensités seulement ⇨ 1ères valeurs de l’histogramme

* information du contour seulement

**Cas 3 :**

* 1er pic ⇨ info sont donc plus discrétisés
* Contraste plus important
* On perd en quantité
* On aperçoit de mauvaise distribution

**Cas 4 :**

* On prend un point sur l’histogramme
* Binarise l’info : à Dte que du blanc, à Gche que du noir
* On perd tout l’info, mais contour ressort bien

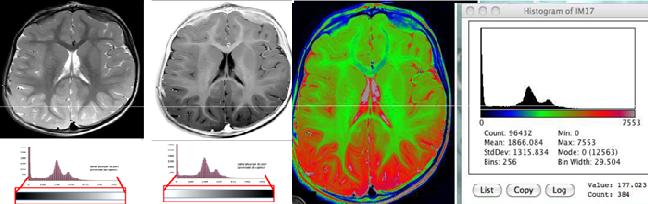
**Cas 5 :**

* Ouvre la distribution complète
* On visualise ++ le système ventriculaire

La distribution est également fonction de la LUT (Tables de correspondance)

Si inversion de la palette de couleur : même info et même réglages

Palette en couleurs : sur les 3 couleurs de base R V B



**Filtrage Spatial :**

* Pour : Elimination du bruit, et amélioration de la « qualité »
* Plusieurs opérations de rehaussement d’images se font sur des voisinages des pixels ou sur des régions d’intérêt.
* Ceci est dû au fait que les voisinages en question peuvent apporter des informations utiles sur les niveaux d’illumination ou les détails de l’image

Une image bidimensionnelle est constituée d’une série de composantes fréquentielles: variations des niveaux de gris entre pixels selon leur distance

* Variations rapides : composantes de **hautes fréquences** ⇨ contours des différentes structures de l’image
* Transitions souples : composantes de **basses fréquences** ⇨ illumination générale de la scène : on s’intéresse aux contrastes de l’image, on favorise les différences d’info

**Convolution**

Une fenêtre de coefficients, le « noyau », est multiplié par chaque pixel et ses voisins dans une région limitée. Les résultats sont additionnés et la valeur finale prend la place du pixel d’origine. Cette opération est faite pour tous les pixels de l’image.

Le calcul de cette opération pour des noyaux de petite taille est rapide, c’est pourquoi ils sont utilisés pour calculer des fonctions de lissage, ou pour calculer des dérivées dans des fonctions de filtrage et de détection de contours.

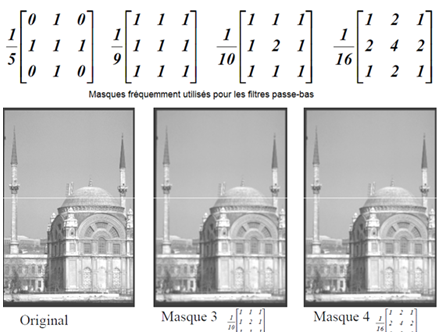
La convolution spatiale peut se voir comme une moyenne pondérée entre le pixel courant (central) et ses voisins.

Fréquemment on utilise des noyaux de 3 x 3 ou 5 x 5, parce qu’avec ces tailles on obtient un bon compromis qualité/coût de calcul.

Les valeurs du noyau sont appelés les coefficients de convolution et l’ensemble complet se nomme le masque de convolution

**Filtre Passe Bas PB**

9 pixels ⇨ 1 fenêtre = masque de convolution : on le déplace sur les pixels sur toute l’image pour reconstruire une nouvelle image, avec une moyenne pondérée ; cad les pixels environnants le point rouge



⇨ perte en résolution de contours, mais gagne en contraste ++

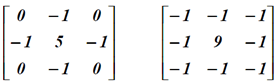
Alors, un **filtre passe bas ⇨ améliore l’image quand il ya du bruit, mais rend l’image flou**

**Filtre Passe Haut PH**

Matrice avec des valeurs négatives et un coefficient +++

**Filtre passe haut** ⇨ **rehaussement de tous les contours, augmentation du signal mais diminution du contraste général de l’image**

Les masques suivants sont employés fréquemment



**Filtrage Moyen :** Plus le filtre est grand, plus la mise en évidence des différences de variation est petite.Retire le bruitage, avec méthode de marquage différente des PH et PB

* Filtre non-linéaire
* Utile pour éliminer les éléments impulsionnels (lignes ou pixels) dans l’image en conservant la résolution spatiale; il ne se comporte pas comme un filtre passe bas qui introduit du flou dans l’image.
* Les résultats ne sont pas satisfaisants lorsque le nombre de pixels bruités dans la fenêtre est supérieur ou égal à la moitié du nombre de pixels dans la fenêtre (lorsqu’on calcule la médiane, on obtient une valeur du bruit et non pas une valeur de l’image d’origine).

