



Aspects physiques du contraste en Imagerie

Jeudi 29 mars 2012



Pierre Malick Koulibaly
Physicien Médical
Centre Antoine Lacassagne – Nice



Introduction : le contraste dans une image...

2

Définition : (ital. contrasto = lutte) opposition entre 2 choses qui sont mises en valeur par leur juxtaposition.

Le contraste entre un objet et son environnement dépend de la **différence de luminances** entre ceux-ci.

...et la luminance, c'est l'intensité lumineuse perçue dans une direction donnée.

Cette différence peut provenir

1- d'une différence **de couleur** entre l'objet et son environnement



2- d'une différence **d'éclairement** entre l'objet et son environnement



Contraste ?

Faits en PCEM 2

En Tomodensitométrie X (photons X)

→ Le contraste est dû à la différence des **coefficients d'atténuation** des organes.

En IRM (onde radiofréquence)

→ Le contraste est dû à la différence des **temps de retour à l'équilibre** (T1, T2) des atomes après excitation par une onde radiofréquence.

En médecine nucléaire (photons γ)

→ Le contraste est dû à la différence de **captation du traceur radioactif** par les organes

En échographie (ultrasons)

→ Le contraste est dû à la différence **d'impédance** des organes (résistance fonction de l'élasticité et de la densité du milieu)

En optique (lumière)

→ Le contraste est dû à ... beaucoup de chose

Sommaire...Sommaire...Sommaire...

4

Partie I

Rappels

I- Les principales modalités d'imagerie

Radiologie et tomodensitométrie / Echographie / Doppler / RM / Médecine nucléaire / **Imagerie optique**

II- Rappels sur le principe de fonctionnement

et contraste en

TDM X
IRM
Médecine Nucléaire

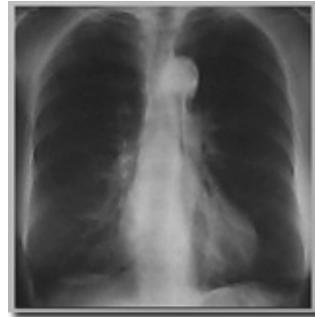
III- La Tomographie

Partie II

IV- Le contraste en

ultrasons
optique

I- Les principales modalités d'imagerie



Les Rayons "X" ont été mis en évidence par **Röntgen** en 1895.



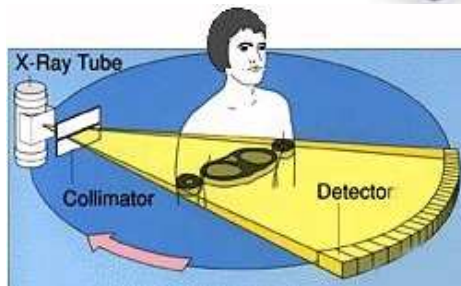
Tout comme la lumière visible, les rayons X sont des photons mais d'énergie plus élevée.

Leur énergie étant élevée (keV), leur pouvoir de pénétration dans la matière est d'autant plus grand.





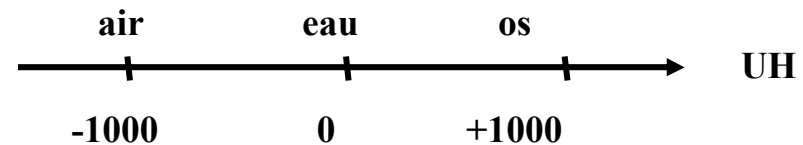
En **1971** la firme anglaise **EMI** construit le premier prototype de scanner à rayon X grâce aux travaux du Dr. **HOUNSFIELD**



Les facteurs caractérisant la tomodensitométrie :

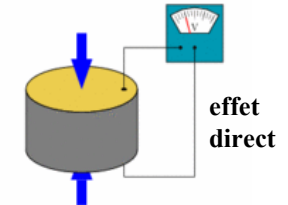
- **La résolution spatiale** : définie par la capacité à visualiser des structures de petites dimensions.
- **La résolution en densité** : le pouvoir discriminatoire de la machine pour différencier deux structures de densités voisines.

Et l'utilisation d'une échelle d'absorption des rayons graduée en... unité Hounsfield (UH) :



1881 : Pierre Curie découvre l'effet **piézo-électrique**

→ base du fonctionnement des sondes à ultrasons

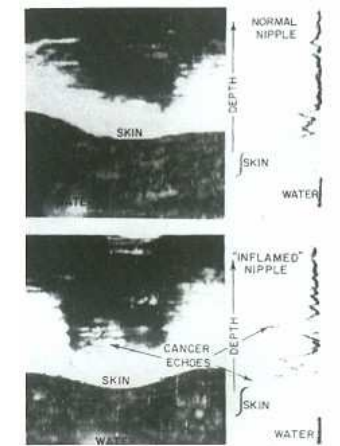


1914 : après le naufrage du Titanic, **Paul Langevin** mets au point l'hydrophone, un dispositif permettant de détecter les icebergs : c'est une sonde permettant d'envoyer et de recevoir des ondes sonores de basses fréquences.

Début des **années 30**, **karl Dussik** utilise pour la première fois cette technique pour la détection des tumeurs cérébrales

Cette technique va connaître un développement important pendant la seconde guerre mondiale pour la chasse aux sous marins !

Deux britanniques, le médecin **J.J. Wild** et l'électronicien **J. Reid**, mettent au point le premier échographe moderne en **1951**.



Diagnosis of a breast malignancy by B scan in 1953.

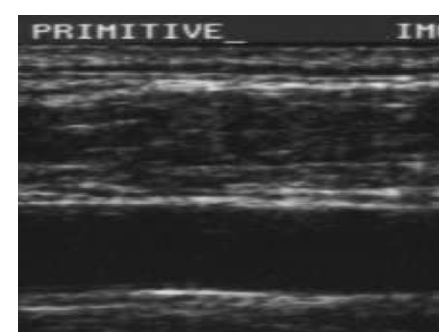
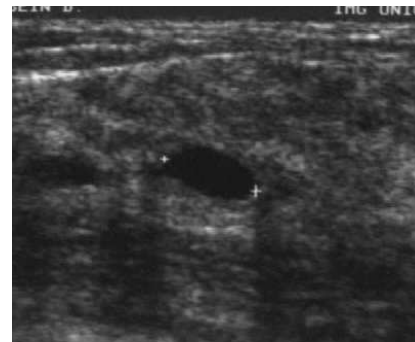


Apparition dans le milieu hospitalier au début des **années 70**.

Les ultrasons (US) sont émis à une fréquence élevée par des cristaux piézo-électriques contenus dans une sonde. Lorsqu'ils rencontrent une zone de transition entre deux éléments d'impédance acoustique différente, une partie de ces ondes est réfléchiée. Cela constitue un écho qui est capté par la sonde, interprété par l'échographe qui affiche un point à l'écran.

Sur un temps court l'ensemble de ces signaux réalise une image. Cette manipulation répétée de 15 à 30 fois par seconde permet d'obtenir une image dynamique.

Les US sont inaudibles et **inoffensifs** pour l'organisme, même le plus fragile.





Le physicien autrichien **Johann Christian Doppler** remarque que lorsqu'une source sonore se déplace vers un observateur, la fréquence de l'onde augmente : le son monte alors dans les aigus.

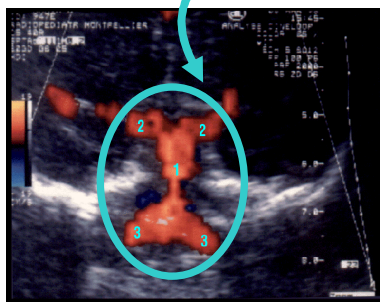
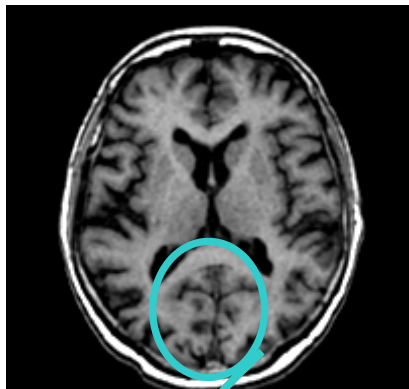
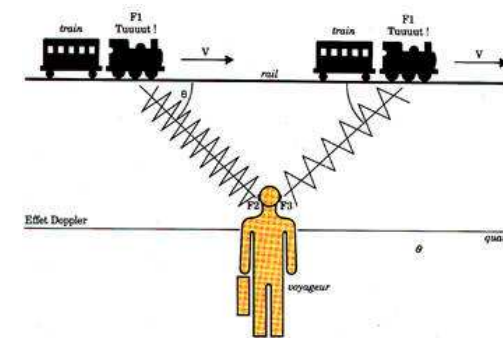


En **1842**, il décrit mathématiquement ce phénomène. C'est "l'effet Doppler".

vitesse du son dans l'air

$$f_R = f_e \left(1 + \frac{v}{v_s} \right)$$

vitesse de l'objet étudié



Le doppler **étudie le débit du sang** dans les artères et les veines donnant ainsi des renseignements sur ses conditions d'écoulement et la bonne irrigation des organes.

Couplé à l'échographie, il renseigne sur la forme des vaisseaux.

Remarque : l'effet Doppler s'applique à toutes les autres ondes et notamment la lumière. En astronomie le décalage vers le rouge de la lumière émise par une étoile indique qu'elle s'éloigne de nous.

Les appareils

IRM

(Imagerie par Résonance Magnétique)

[5]

11



Phénomène décrit pour la première fois en **1946**. Utilisable dès 1973, mais apparition en milieu hospitalier qu'au début des **années 80**.



Felix Bloch



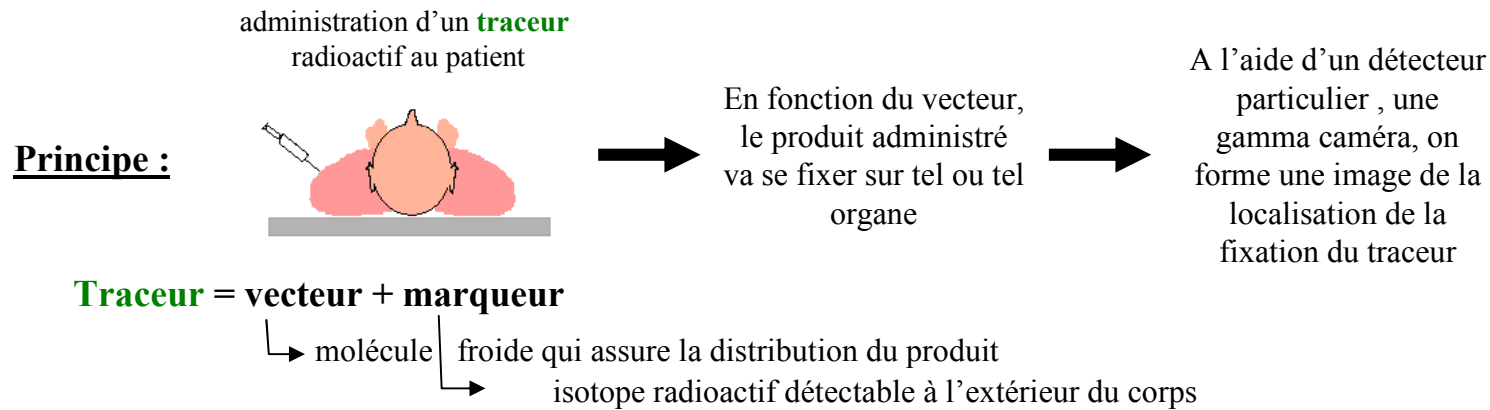
Edward Purcell

L'IRM est une imagerie **basée sur l'étude des réponses d'un organisme soumis à un champ magnétique intense allant de 0,5 à 4 Tesla** (champ magnétique terrestre : $5 \cdot 10^{-5}$ T).

Remarque :

la résonance magnétique n'utilise aucune radiation ionisante, mais il faut se limiter à des champs ≤ 4 T.





1912 : George de Hevesy, chimiste hongrois, a l'idée d'utiliser des éléments radioactifs pour suivre « à la trace » le devenir d'éléments non radioactifs (notion de **traceur**)

1935 : Hevesy étudie la **fixation** du phosphore 32 dans différents organes et tissus chez le rat

1938 : création de l'iode 131 qui devient le principal radioisotope et entraînera l'essor des explorations radioisotopiques.

⇒ naissance à une nouvelle spécialité médicale, la **Médecine Nucléaire (MN)**

1937 : Carlo Perrier et Emilio Sègre découvrent le Technétium 97 et plus tard le **Technétium 99m** qui est l'isotope radioactif le plus utilisé en MN

1957 : H. Hanger propose la première gamma caméra moderne



émetteur de photons gamma

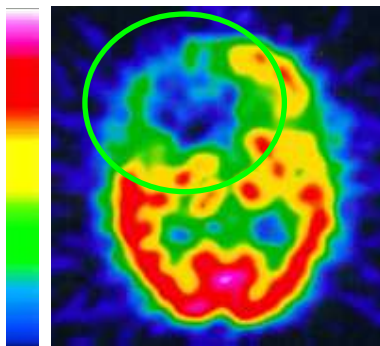
En fonction du type d'isotope utilisé

émetteur de positons (β^+)

Med Nuc → **TEMP**

(Tomographie d'Emission Mono-Photonique)

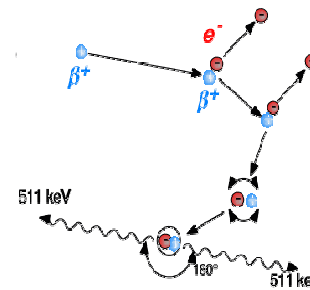
appareil = gamma caméra



Med Nuc → **TEP**

(Tomographie par Emission de Positons)

appareil = caméra TEP



Bases de l'interprétation

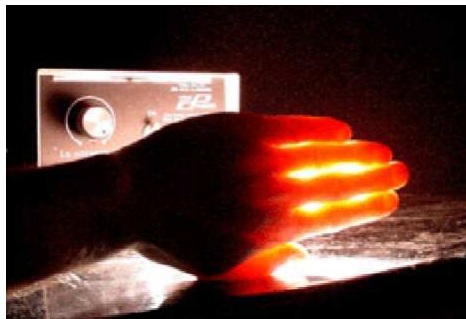
Recherche d'**hyperfixation** ou d'**hypofixation** du traceur

But du jeu : voir à travers les tissus biologiques

1^{er} problème : forte absorption de la lumière par les tissus

Pour faire de l'imagerie d'organes, il faut pénétrer en profondeur les tissus, donc choisir une longueur d'onde peu absorbée.

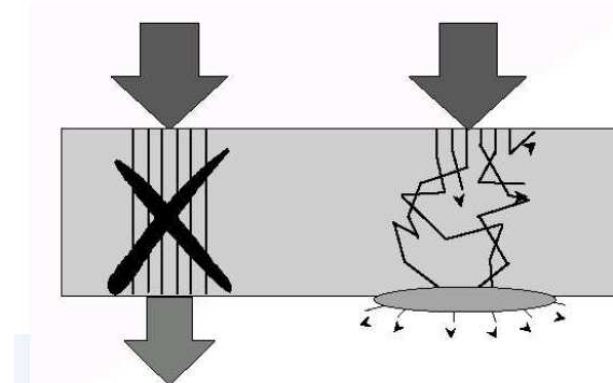
C'est le cas des longueurs d'onde situées dans le rouge et le proche



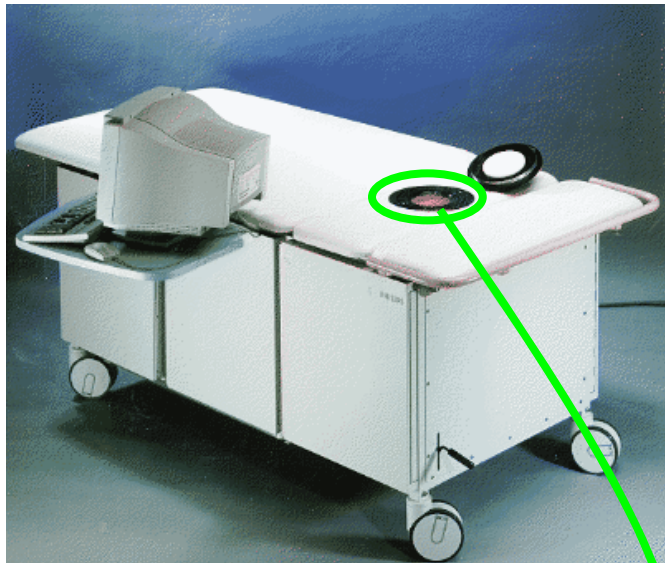
→ Seule la lumière proche du rouge (600 nm) « passe », le reste est absorbé

2nd problème : diffusion de la lumière

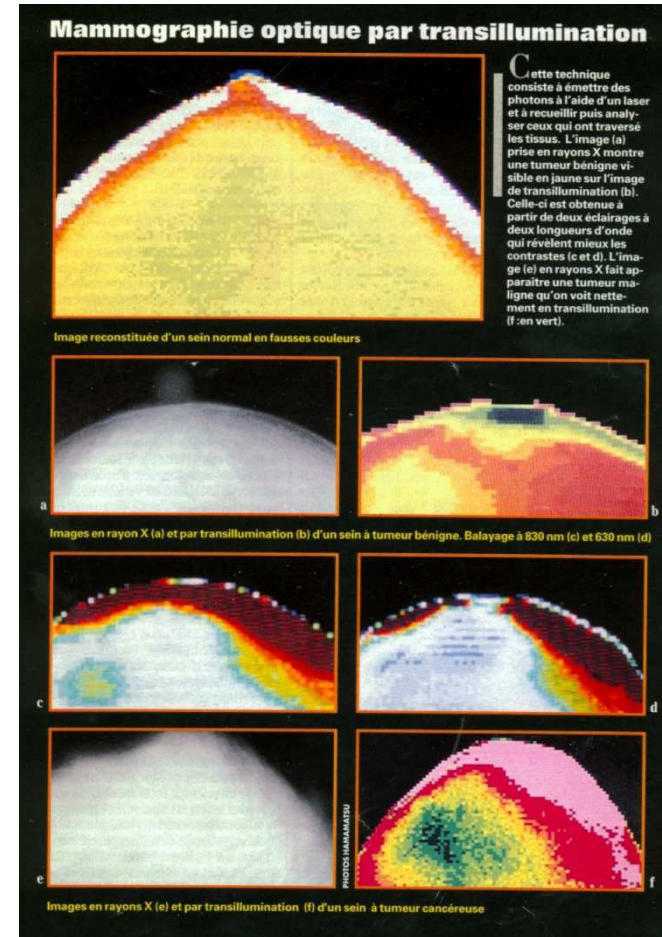
Discrimination des photons (bons/mauvais)
selon leur temps de vol



Imagerie photonique par transillumination



Système de mammographie développé par la Société Philips



Cette technique consiste à émettre des photons à l'aide d'un laser et à recueillir puis analyser ceux qui ont traversé les tissus. L'image (a) prise en rayons X montre une tumeur bénigne visible sur l'image de transillumination (b). Celle-ci est obtenue à partir de deux éclairages à deux longueurs d'onde qui révèlent mieux les contrastes (c et d). L'image (e) en rayons X fait apparaître une tumeur maligne qu'on voit nettement en transillumination (f). (document Société Hamamatsu Photonics).

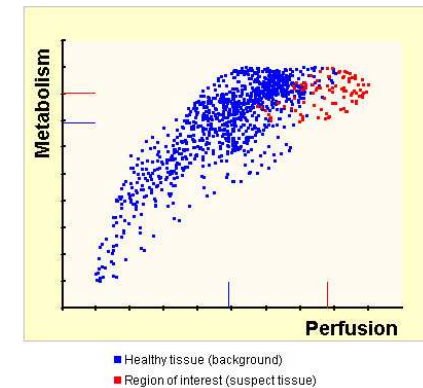
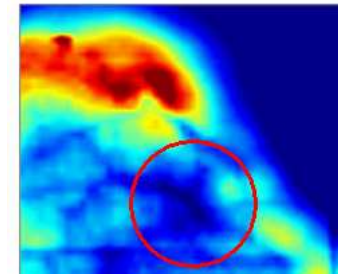
Imagerie photonique par transillumination



Système SoftScan™ de mammographie
développé par la Société ART



L'image représente l'atténuation des photons à travers le sein.
Les **tumeurs** sont plus vascularisées et plus denses que les tissus sains.
⇒ elles atténuent donc plus les photons.



Pour savoir, dans un second temps, si la tumeur est bénigne ou maligne (caractérisation tissulaire), on établit le graphe représentant la perfusion (concentration en hémoglobine) en fonction du métabolisme (rapport déoxyhémoglobine/ hémoglobine totale).

Une augmentation de la perfusion montre une différence par rapport à des tissus sains.

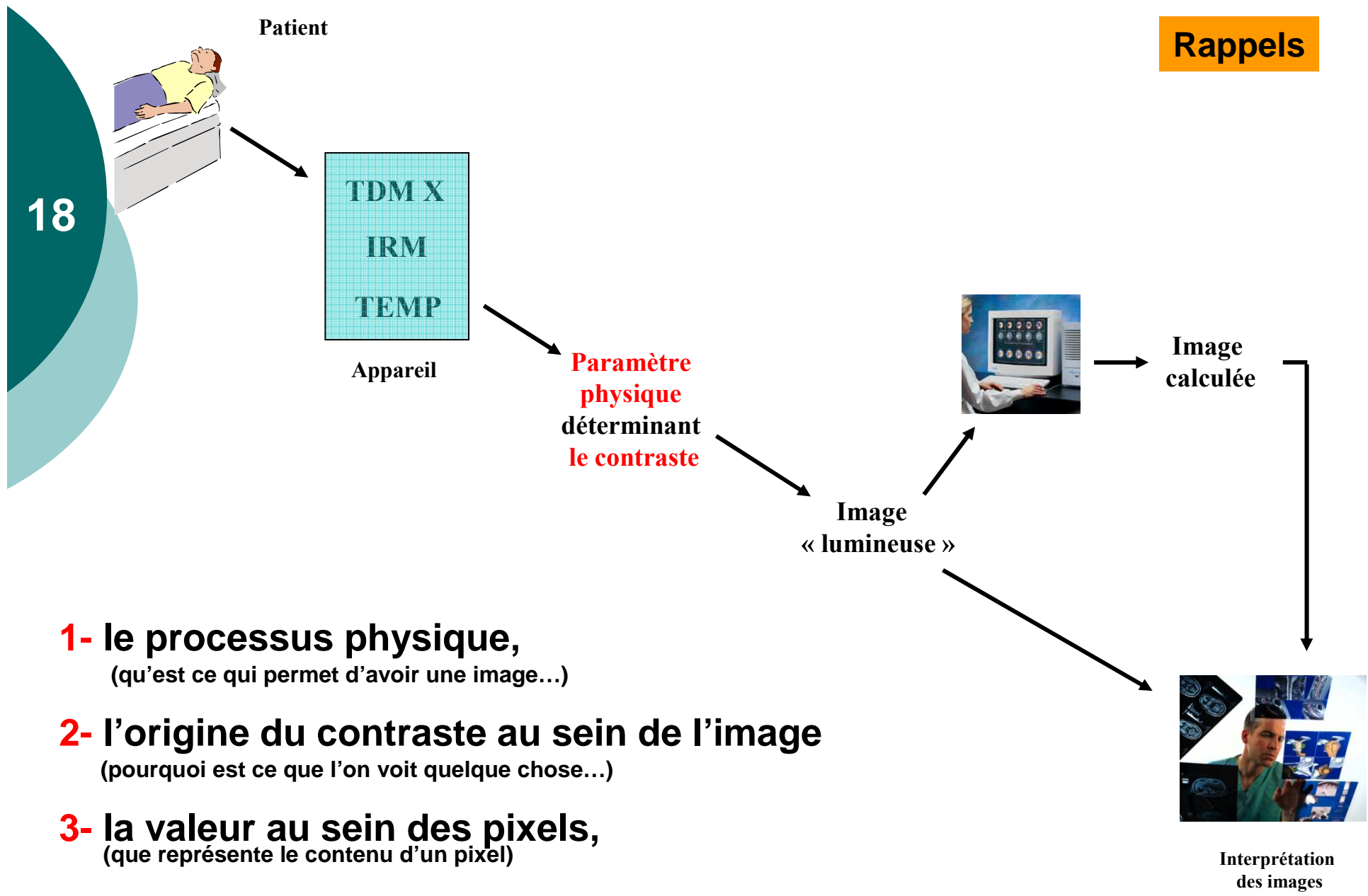
II- Rappels sur le principe de fonctionnement

et **contraste** en

TDM X

IRM

Médecine Nucléaire



18

- 1- le processus physique,**
(qu'est ce qui permet d'avoir une image...)
- 2- l'origine du contraste au sein de l'image**
(pourquoi est ce que l'on voit quelque chose...)
- 3- la valeur au sein des pixels,**
(que représente le contenu d'un pixel)

Le contraste lors de l'utilisation de rayons X

Radiologie

Tomodensitométrie X (TDM X)

1- Processus physique : les rayons X

[1]

Source de rayonnement

20

→ tube à rayons X de Coolidge (1913)

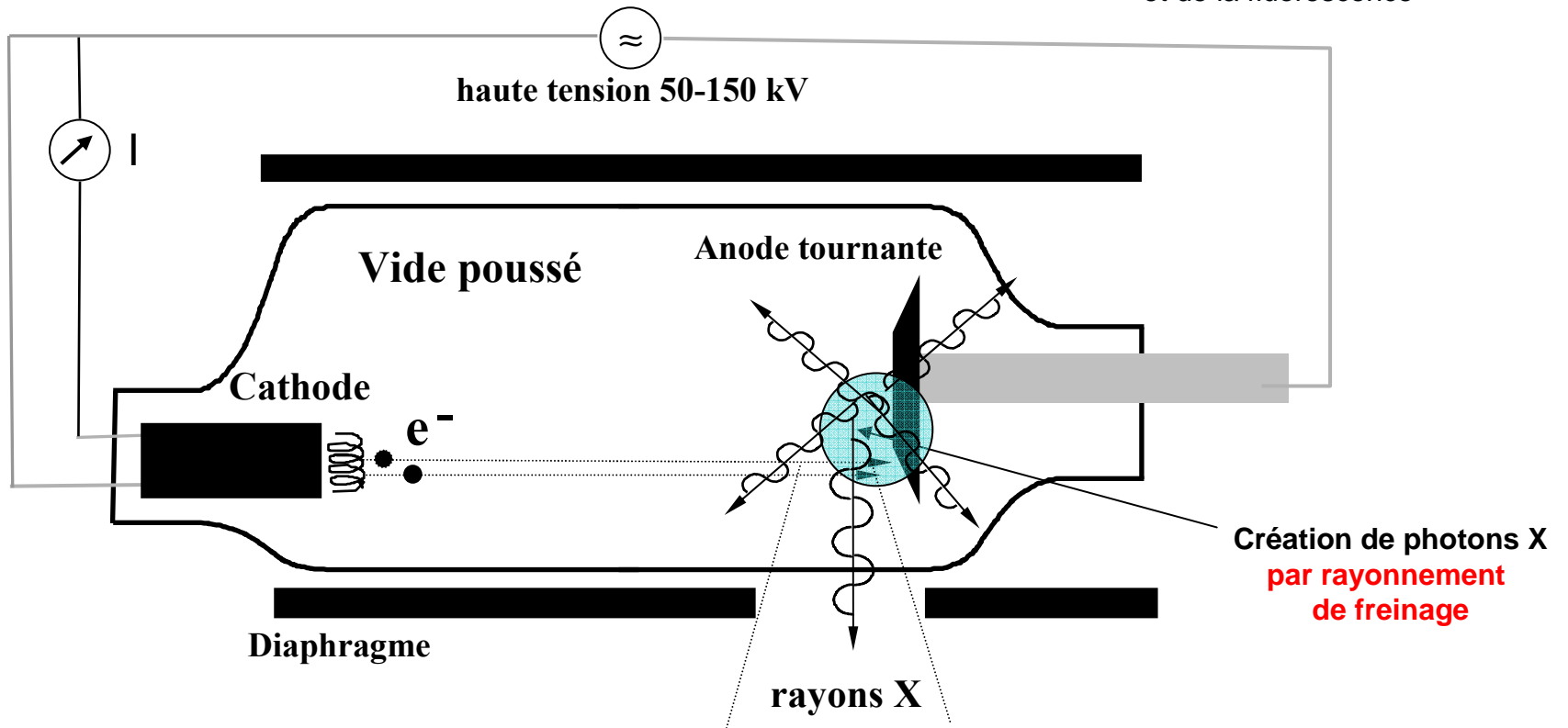


Tube de Hittorf



Tube de Crookes

→ Étude de la décharge des gaz et de la fluorescence

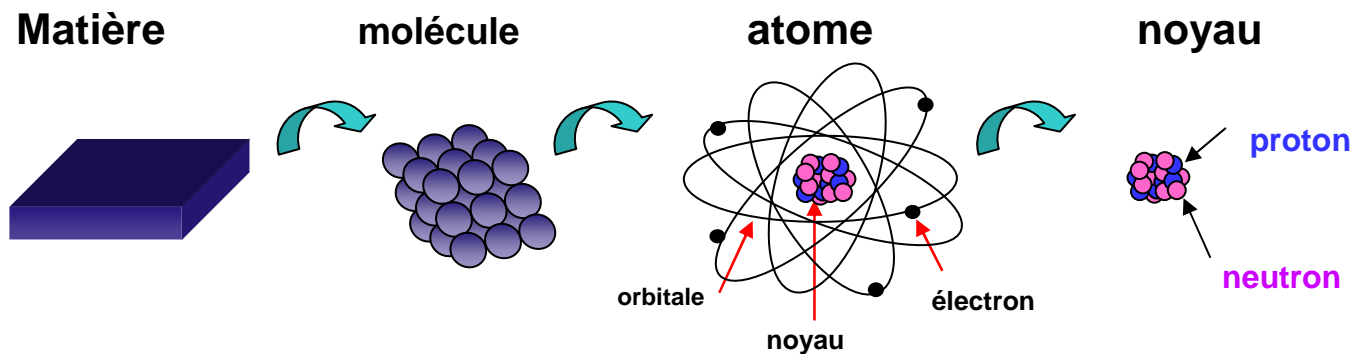


1- Processus physique : les rayons X

[2]

21

Le rayonnement de freinage



Or, la masse d'un neutron ou d'un proton est **1840 plus importante** que celle d'un électron.

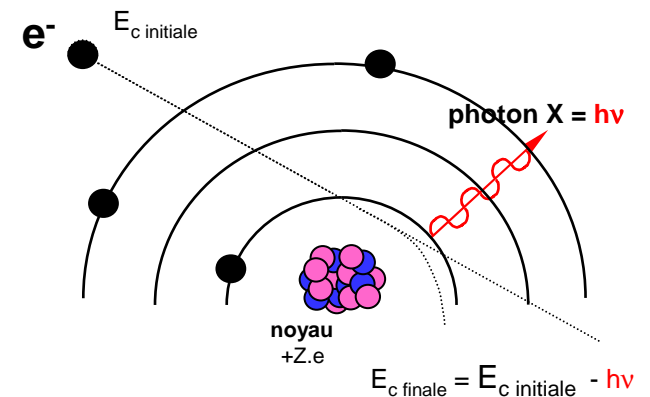
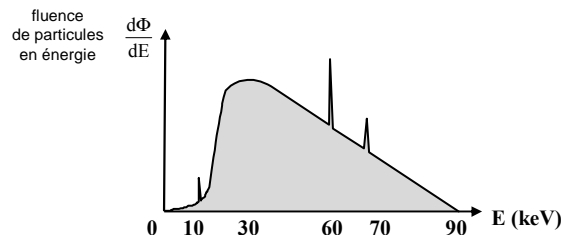
un électron passant à proximité du noyau va être « attiré » par celui-ci.

Sa trajectoire va s'incurver vers le noyau et sa vitesse décroître.

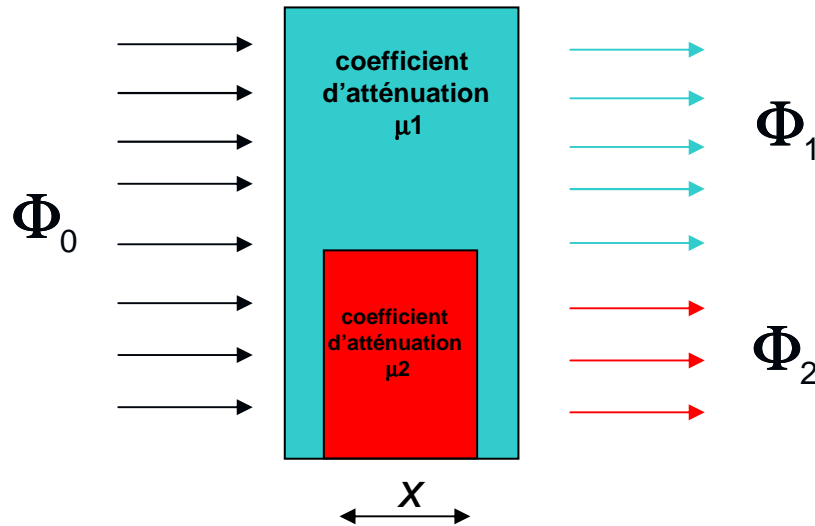
Loi de conservation de l'énergie :

si $E_{\text{cinétique}}$ diminue il faut que le reste de l'énergie se retrouve quelque part.

⇒ émission d'un photon X (énergie = $h\nu$)
par rayonnement de freinage



2- Contraste de l'image (C_R)



$$C_R = \frac{|\phi_1 - \phi_2|}{\phi_1 + \phi_2}$$

$$C_R \approx \frac{1}{2} |\mu_2 - \mu_1| \cdot x$$

$$C_R \propto \Delta\mu \cdot x$$

En **routine clinique**, on va servir du fait que le coefficient d'atténuation μ est proportionnel au numéro atomique Z pour augmenter le contraste sur l'image } $\mu \propto Z^3$

➡ injection de **produits de contraste** en TDM X

Corps humain	H	C	N	O	Ca	I	Ba	Produit de contraste Iode ou baryum $\Delta\mu \nearrow$
Z =	1	6	7	8	20	53	56	

3- Valeur des pixels

[1]

23

Radiologie classique

Film ou capteur numérique

$$\Phi(x) = \Phi_0 \cdot e^{-\int \mu(x,y) dy}$$



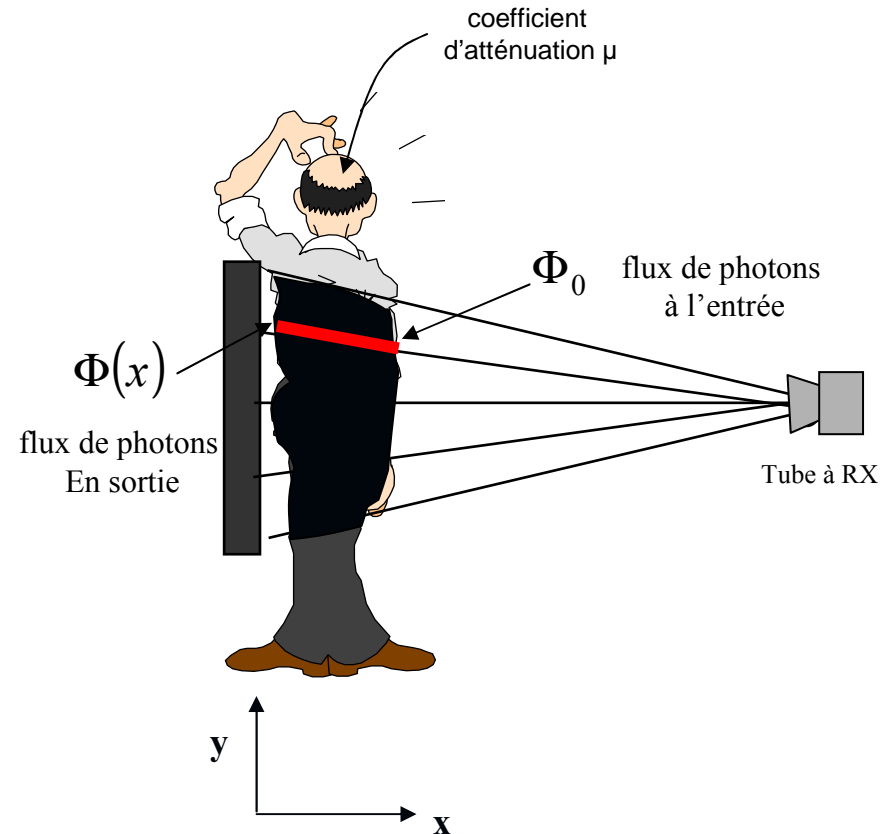
Tomodensitométrie (TDM X)

Valeur calculée

$$\frac{\Phi(x)}{\Phi_0} = e^{-\int \mu(x,y) dy}$$

$$-\ln \left[\frac{\Phi(x)}{\Phi_0} \right] = \int \mu(x,y) dy$$

$\Rightarrow \mu(x,y)$: une carte des coefficients d'atténuation pour le corps entier



3- Valeur des pixels

[2]

24

Radiologie classique



Tomodensitométrie X



$\Phi(x,y)$

Valeur des pixel

$\mu(x,y)$

flux de photons
détecté

la valeur du coefficient d'atténuation
de l'organe

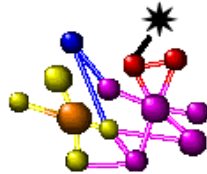


25

Le contraste
en
Médecine Nucléaire (MN)

Principe de la médecine nucléaire

Préparation du radio-traceur



Administration du traceur au patient



Traceur = vecteur + marqueur

Molécule froide (distribution)

isotope radioactif émettant un signal détectable à l'extérieur du corps par la caméra

Acquisition des données



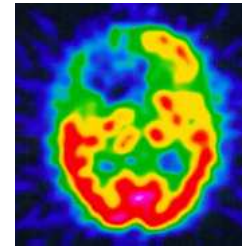
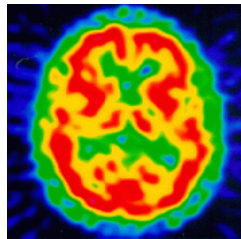
Traitement informatique des données



Bases de l'interprétation

Recherche d'**hyperfixation** ou d'**hypofixation** du traceur

Analyse de l'image de l'organe à explorer

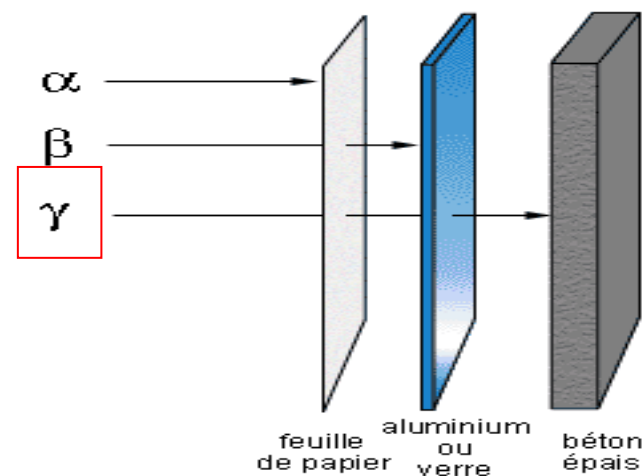
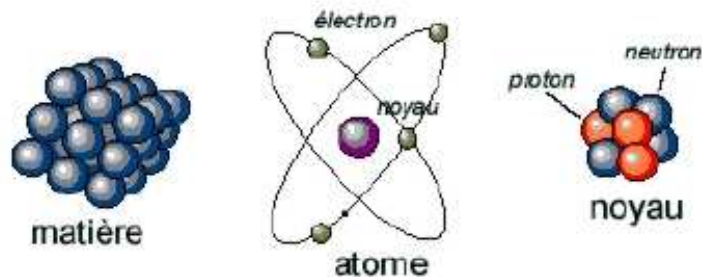


1- Processus physique

[1]

27

Source de rayonnement : α β^- β^+ γ

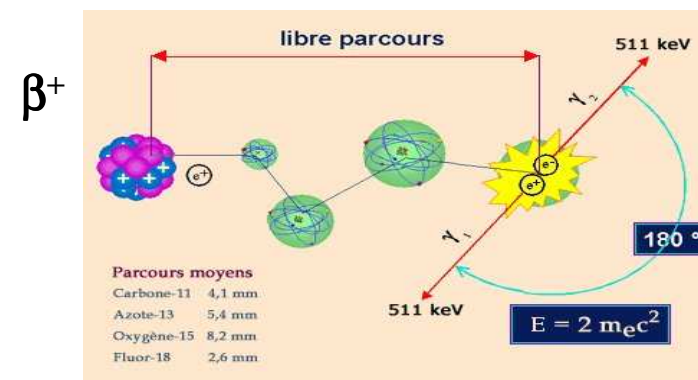


Nucléons = protons + neutrons



A : nombre de masse (nombre de nucléons)

Z : numéro atomique (nombre de protons)



1- Processus physique : les photons γ

[2]

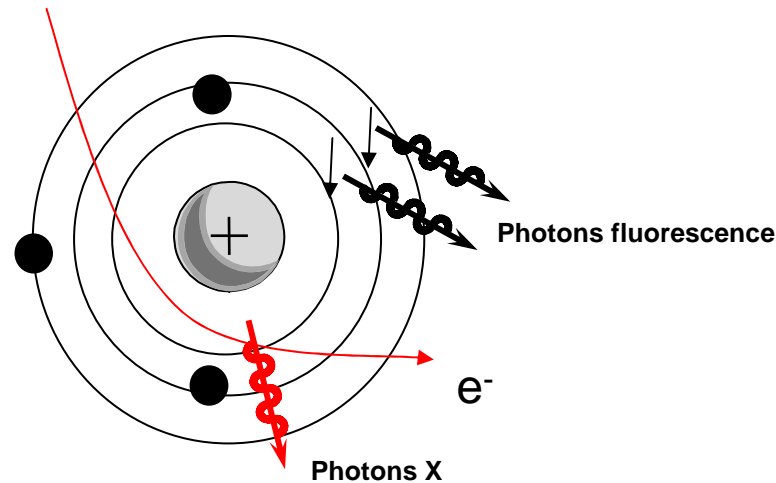
28

Différence entre photons X et photons γ ?

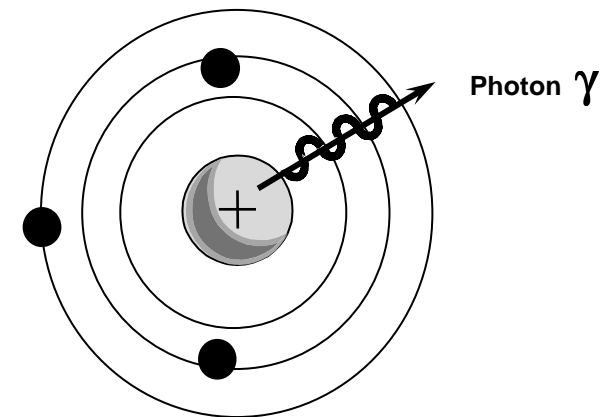
Photon X

origine = cortège électronique

- rayonnement de freinage
- photons de fluorescence



Photon γ
origine = noyau *



À part leur origine, ils ont exactement les mêmes caractéristiques et propriétés

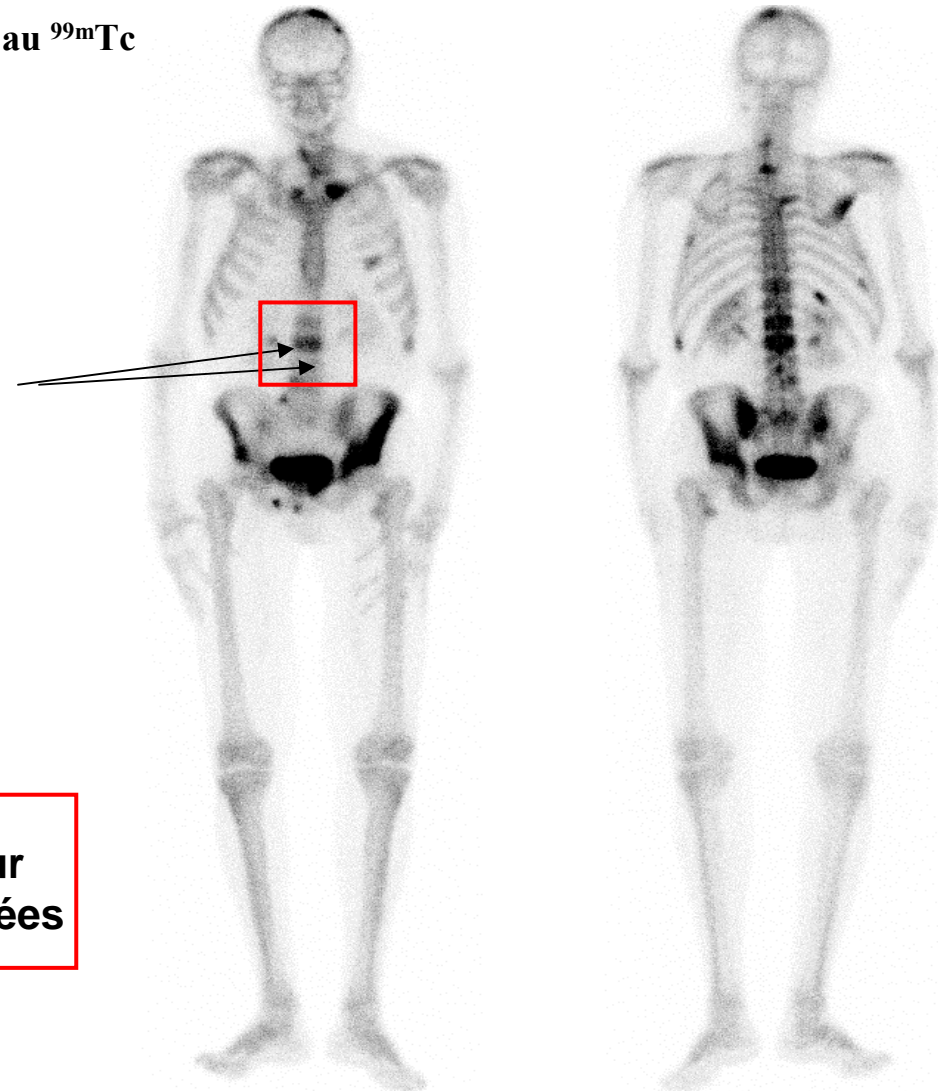
2- Contraste de l'image (C_R)

29

Exemple : scintigraphie osseuse corps entier

Traceur : HMDP marqué au ^{99m}Tc

zone de
contraste
important

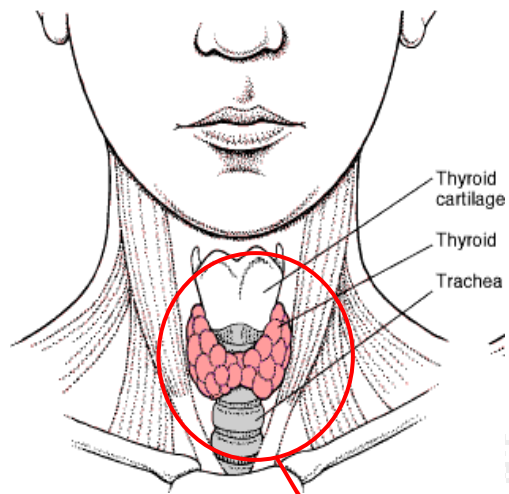


La MN est une imagerie fonctionnelle.

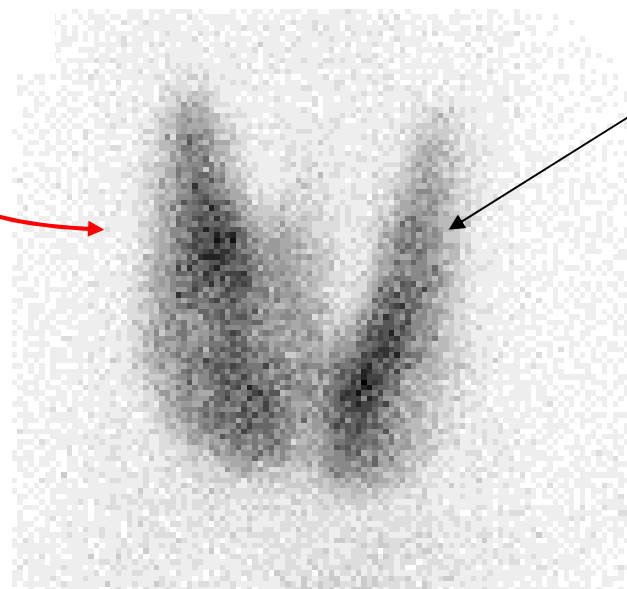
Donc la fixation du traceur va se faire en fonction du métabolisme

$C_R =$ **variation** de la fixation du traceur sur les différentes zones explorées

3- Valeur des pixels



Thyroïde



Intensité sur l'image : $I(x,y)$

$I(x,y) =$ nombre
de photons
détectés



31

Le contraste en **IRM**

(Imagerie par Résonance Magnétique)

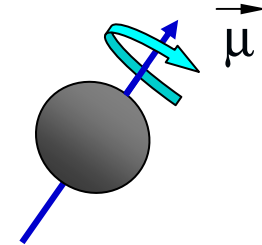
1- Processus physique

[1]

32

Source de rayonnement

Noyau de certains atomes : moment magnétique nucléaire

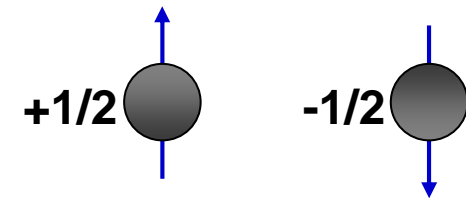


$$\mu = \gamma \cdot \frac{h}{2\pi} \cdot I \quad \text{avec} \quad \begin{array}{l} \gamma = \text{rapport gyromagnétique caractéristique du noyau} \\ h = \text{cste de Planck} \\ I = \text{nombre quantique de spin} \end{array}$$

$\mu \Rightarrow$ signal RMN

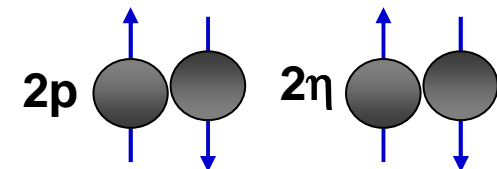
Les nucléons ont un « Spin » de $\pm 1/2$:

(protons et neutrons)



I : le nombre quantique de spin du noyau = $\Sigma(\text{spins nucléons})$

Pb : les nucléons ont tendance à se regrouper par paire :



1- Processus physique

[2]

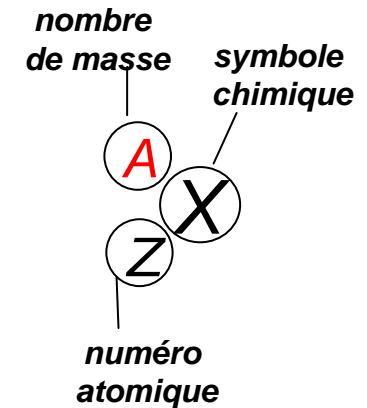
33

Source de rayonnement

Appariement → plusieurs configurations possibles.
 → valeurs de I bien définies

Z : numéro atomique
 A : nombre total de nucléons

Z \ A	(2n)	(2n+1)
(2n)	I = 0	I = (n+1).1/2
(2n+1)	I = entier	



Noyau	I = Nombre de Spin	RMN ?
Carbone 12	0	non
Oxygène 16	0	non
Hydrogène	1/2	Spectro + IRM
Phosphore 31	1/2	Spectro
Carbone 13	1/2	Spectro
Fluor 19	1/2	Spectro

1- Processus physique

[3]

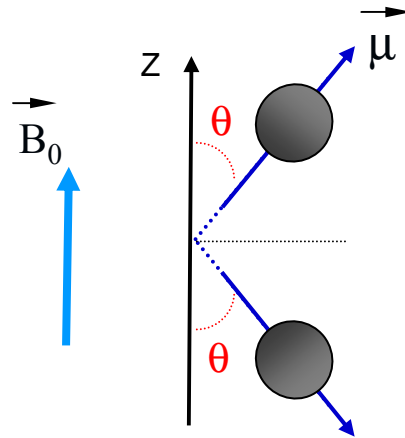
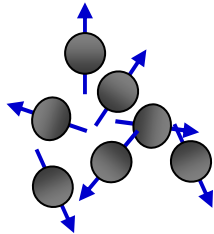
34

Signal RMN

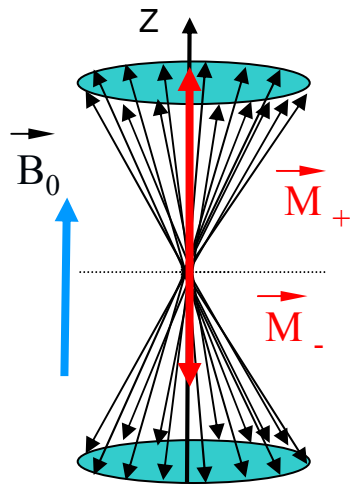
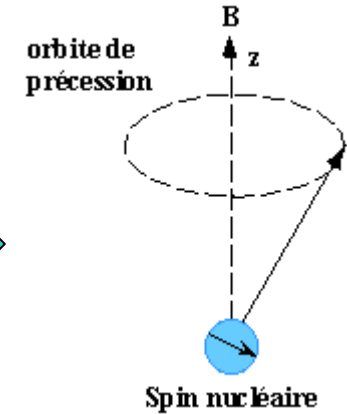
$$\omega_0 \leftrightarrow \nu_0 = \gamma/2\pi \cdot B_0$$

fréq. de LARMOR

En l'absence de champ magnétique



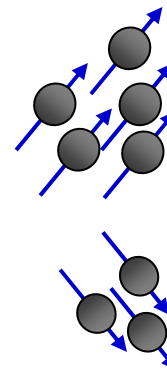
$$\vec{\mu} \otimes \vec{B}_0 = \vec{F}$$



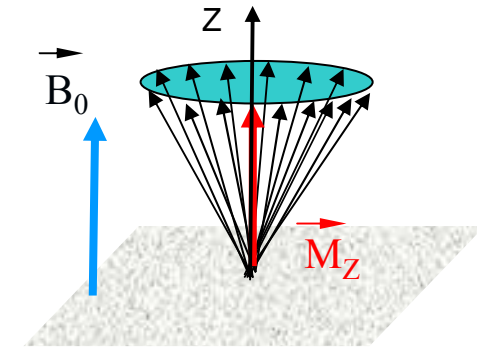
Pour le noyau

$$\vec{M} = \sum \vec{\mu}$$

1 000 004



1 000 000



aimantation longitudinale

1- Processus physique

[4]

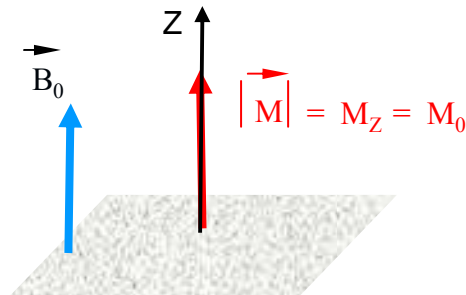
35

Signal RMN

On produit le phénomène de RMN en appliquant une onde radiofréquence correspondant à la fréquence de Larmor

(1)

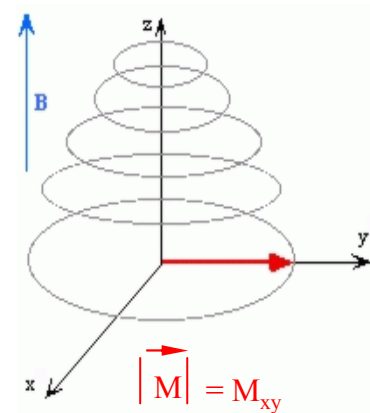
Champ magnétique B_0



(2)

Envoi de l'onde RF ayant fréq. LARMOR

→ Résonance

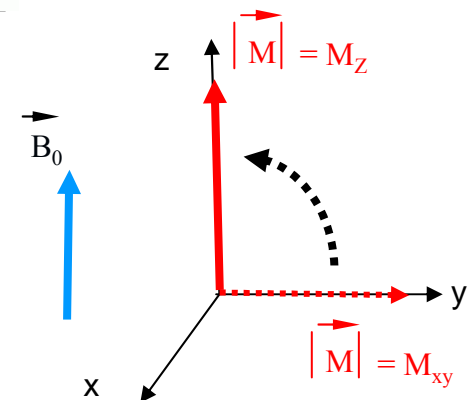


Basculement de \vec{M} dans le plan transverse xoy

(3)

Arrêt de l'onde RF

→ Relaxation du système et retour à sa position originelle



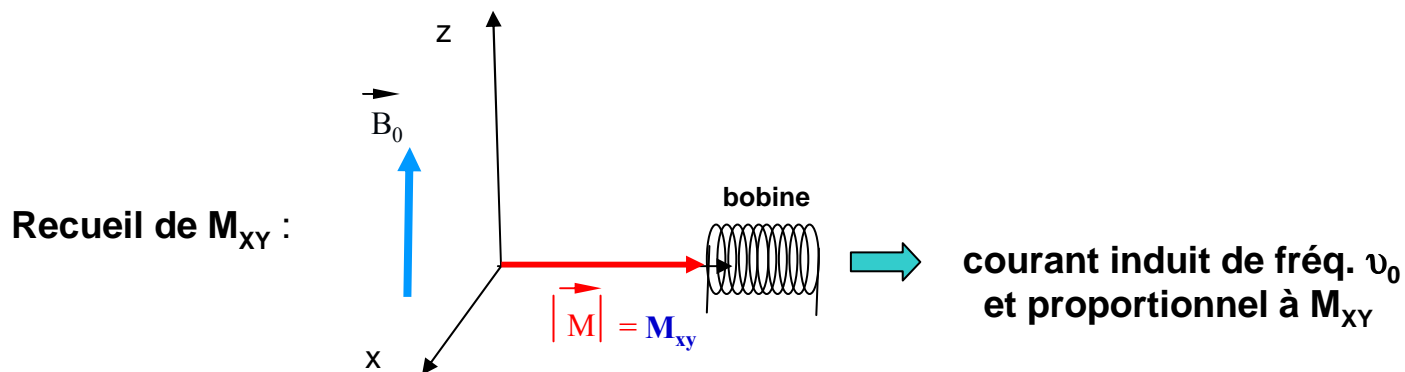
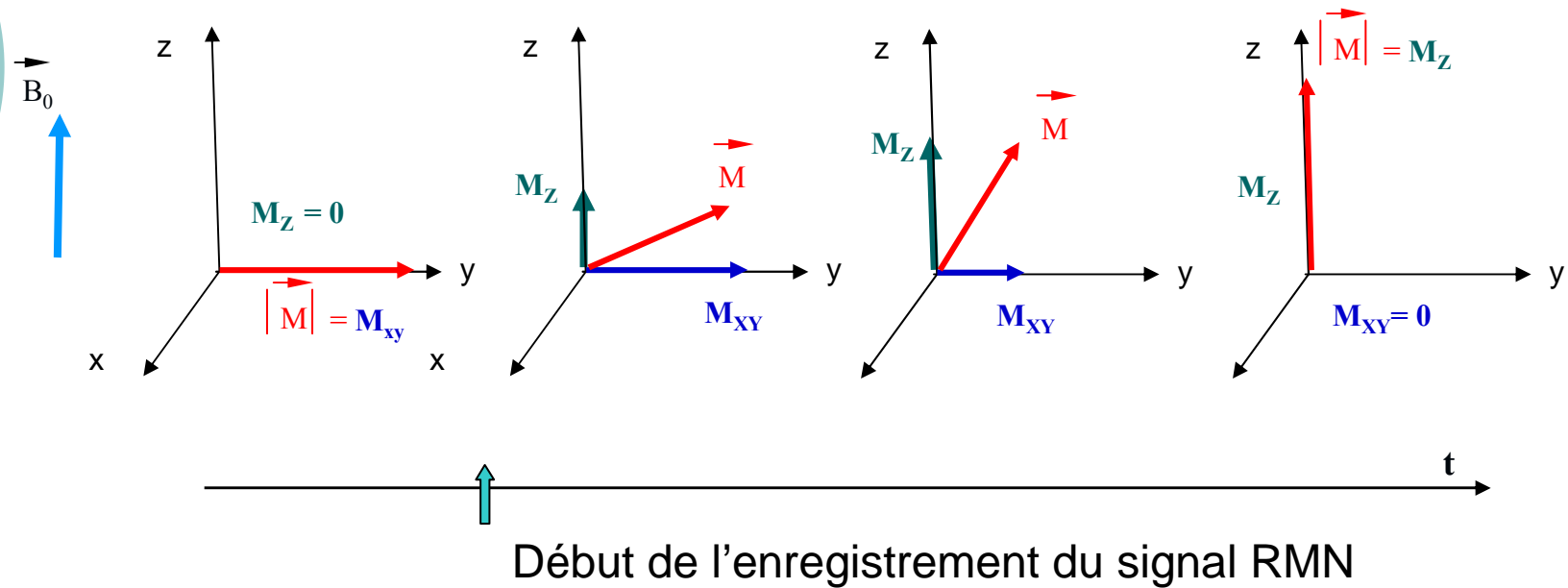
1- Processus physique

[5]

36

Signal RMN

Comment s'effectue le retour du moment magnétique à sa position de départ ?



1- Processus physique

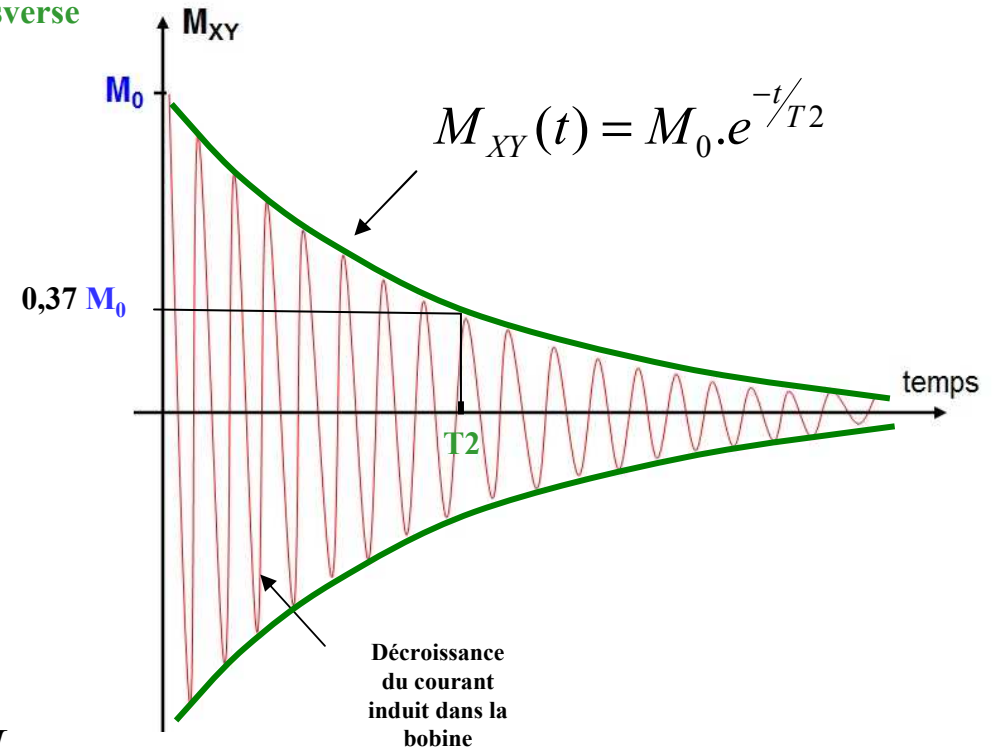
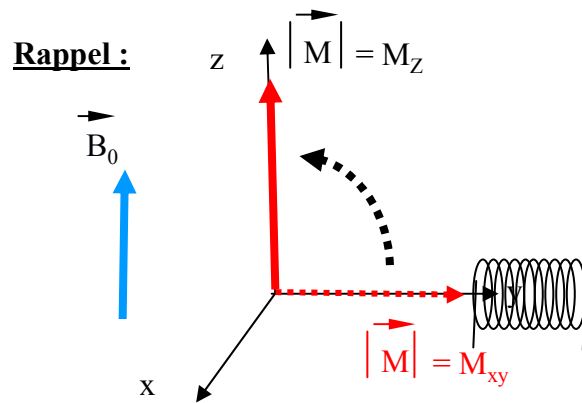
[6]

37

Signal RMN

La décroissance de M_{XY}

On mesure le temps de relaxation transversal (spin/spin) d'annulation de la composante transverse M_{XY}



On définit la constante de temps $T2$, telle que

$$\begin{aligned} \text{à } t = T2 \quad M_{XY}(T2) &= M_0 \cdot e^{-T2/T2} \\ &= M_0 \cdot e^{-1} = 0,37 \cdot M_0 \end{aligned}$$

$T2$ = est la "constante de temps de disparition de M_{XY} "

On parle alors, pour un examen IRM, d'une acquisition effectuée avec un paramètre de relaxation $T2$ d'une valeur donnée

1- Processus physique

[7]

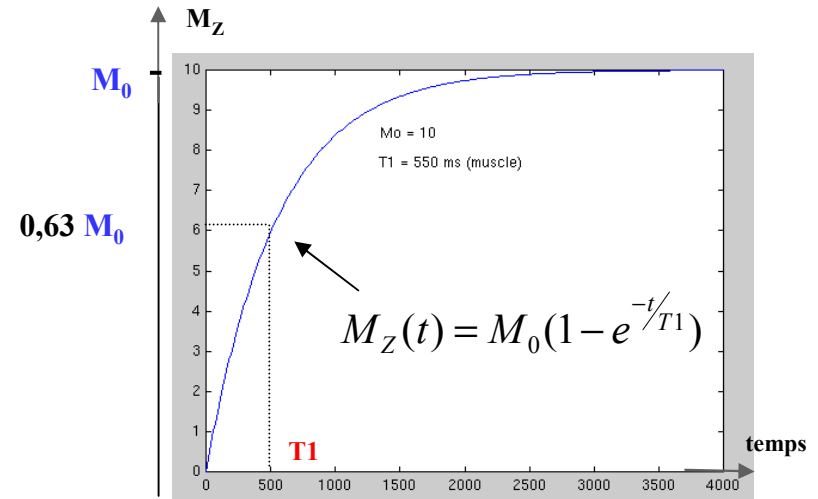
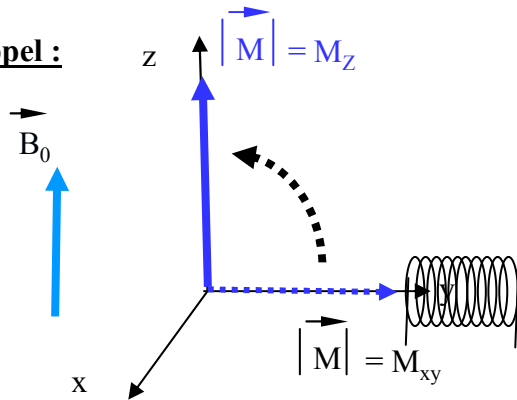
38

Signal RMN

La croissance de M_Z

On mesure le temps de relaxation longitudinale (spin/réseau) de recroissance de M_Z

Rappel :



On définit la constante de temps $T1$, telle que

$$\text{à } t = T1 \quad M_Z(T1) = 0,67.M_0$$

T1 = est la "constante de temps de recroissance de M_Z "

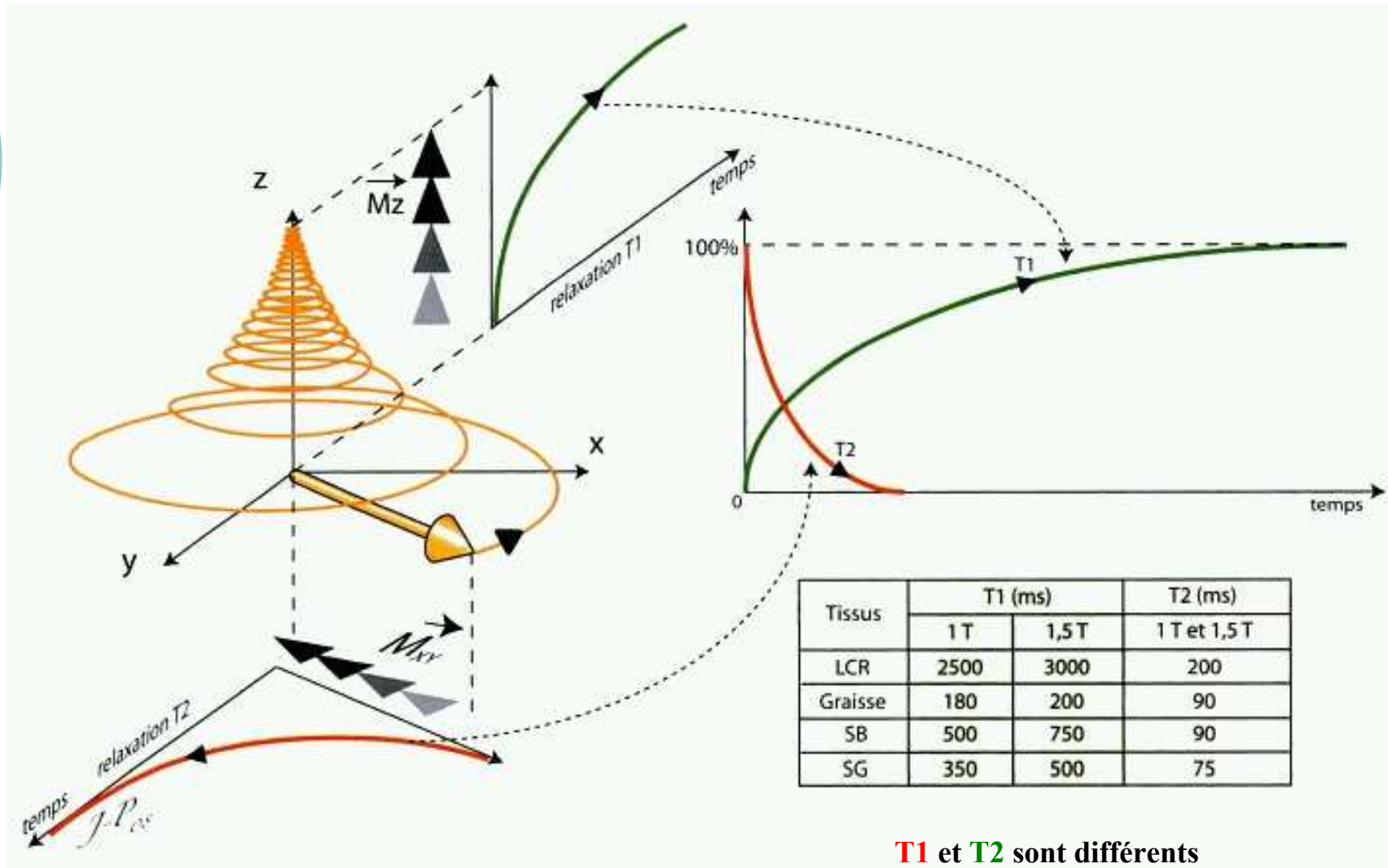
On parle alors, pour un examen IRM, d'une acquisition effectuée avec un paramètre de relaxation **T1** d'une valeur donnée

1- Processus physique

[8]

39

Signal RMN



T1 et **T2** sont différents
en fonction des tissus

1- Processus physique

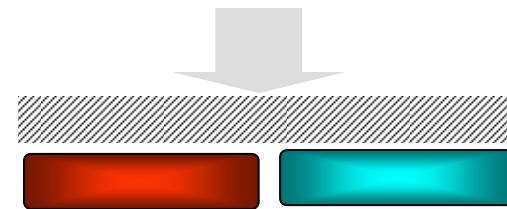
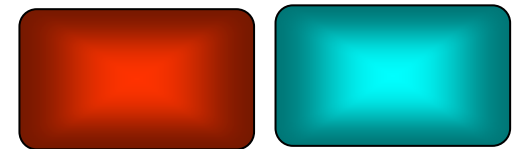
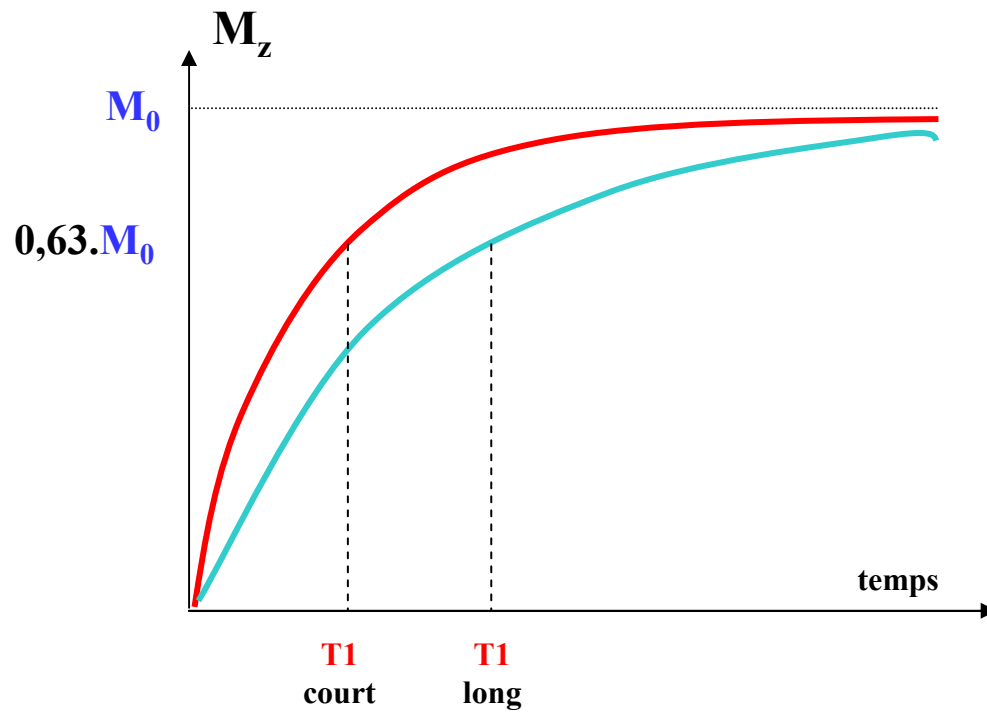
[9]

40

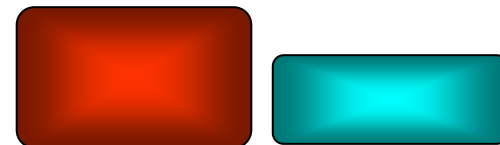
Signal RMN

Variation de **T1** selon les tissus

Analogie
avec des objets
visco-élastiques



Au bout d'un temps t



1- Processus physique

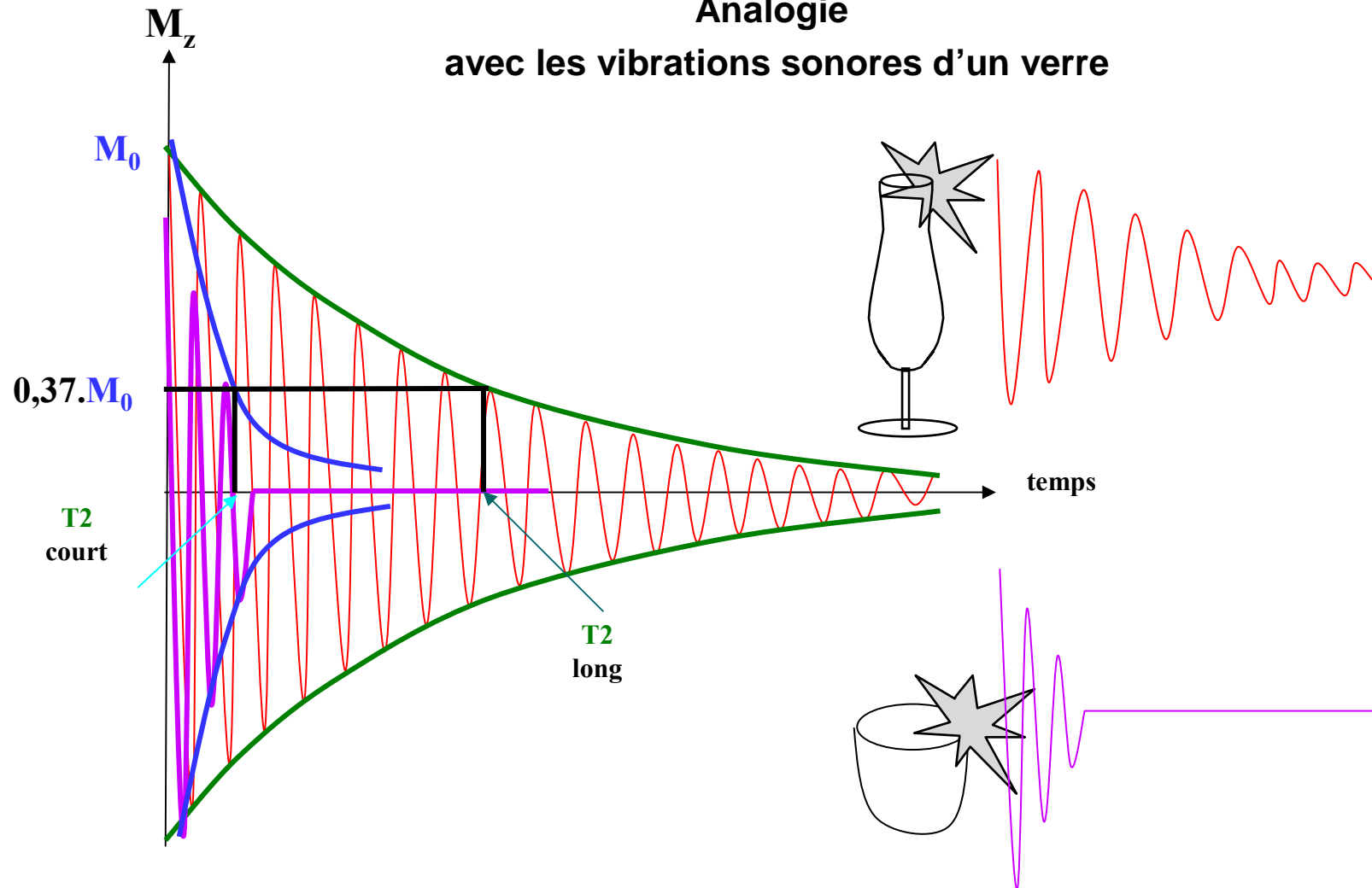
[10]

41

Signal RMN

Variation de **T2** selon les tissus

Analogie
avec les vibrations sonores d'un verre

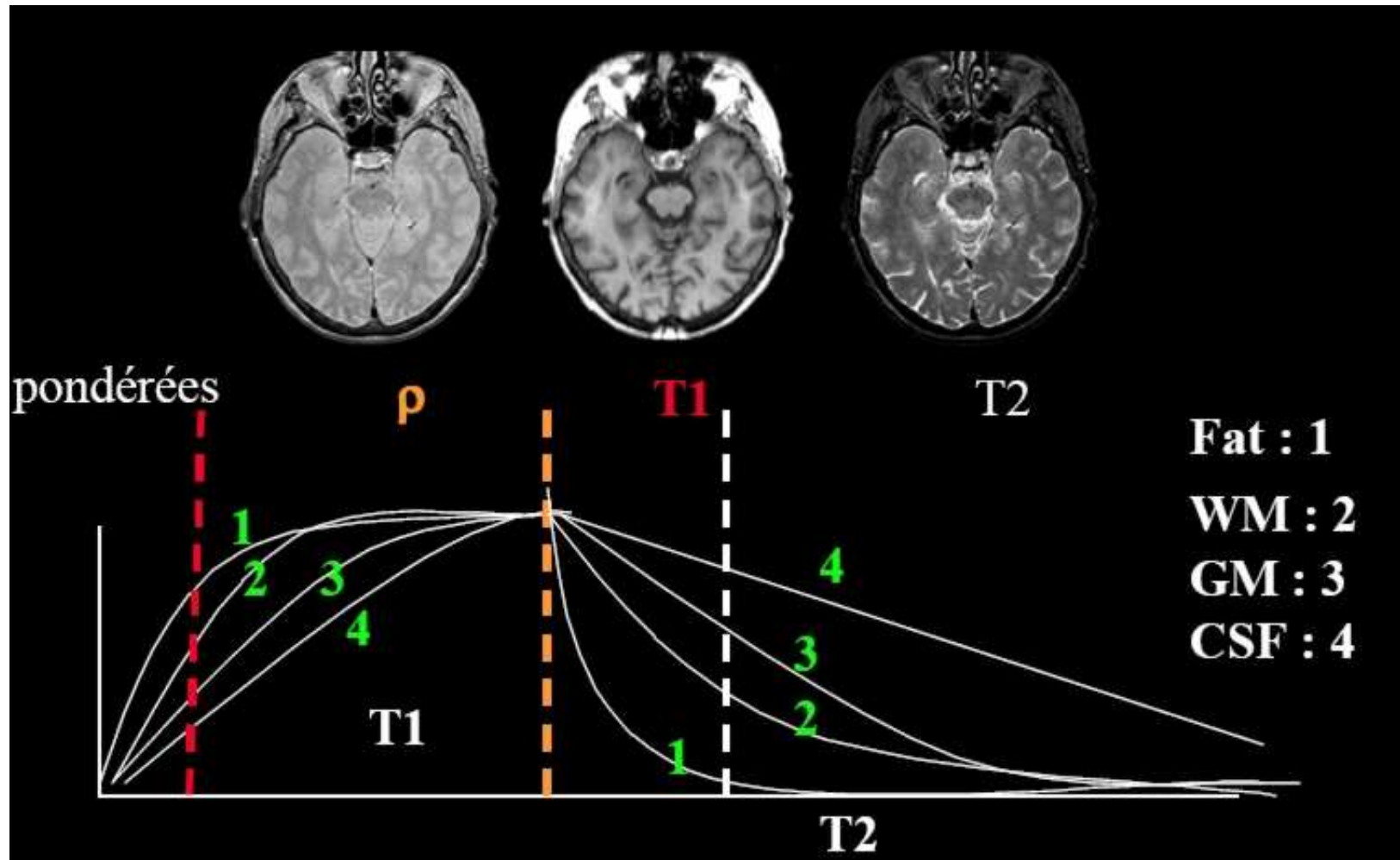


2- Contraste de l'image

[1]

42

C_R est donné par les temps (**T1** et **T2**) de retour à l'équilibre qui sont différents en fonctions des tissus



2- Contraste de l'image

[2]

43

Eau (LCR, œdème)

Hyposignal T1

Hypersignal T2

Signal intermédiaire si modification de sa structure

Graisse

Hypersignal T1

Hyposignal T2

Air

Hypo sur toutes les séquences

Calcium

En général, **Hypo**signal sur toutes les séquences

Image pondérée en **T1**

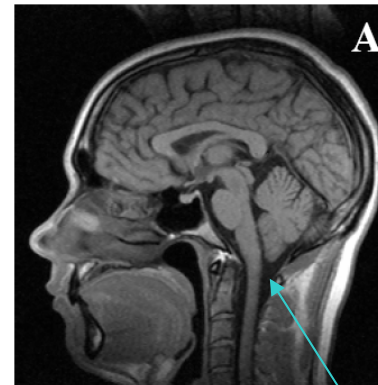
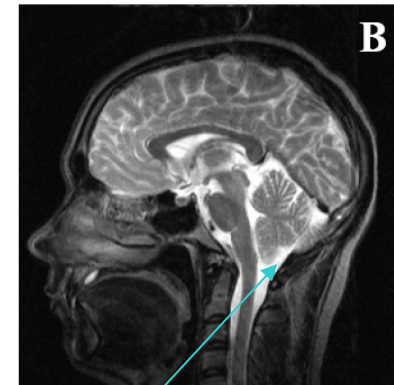


Image pondérée en **T2**



Le liquide
céphalo-rachidien (LCR)

On fonction de ce que l'on cherche à voir, on choisira une image pondérée soit en **T1**, soit en **T2**, soit en densité de proton (ρ).

3- Valeur des pixels

44

Image pondérée en **T1**



Image pondérée en **T2**



Image paramétrique en **T1**
(qui dépend du paramètre T1)
Valeur des pixels = « valeurs de **T1** »

Image paramétrique en **T2**
(qui dépend du paramètre T2)
Valeur des pixels = « valeurs de **T1** »

En IRM

Valeur des pixel \longrightarrow valeurs de **T1** , **T2** et ρ

Processus général de formation d'une image

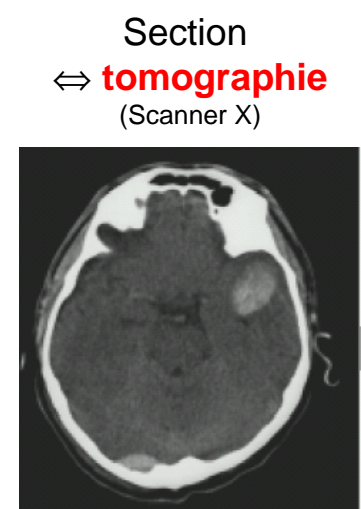
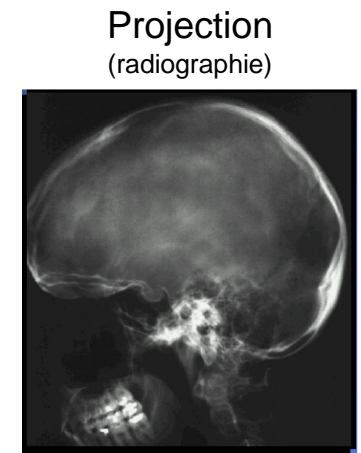
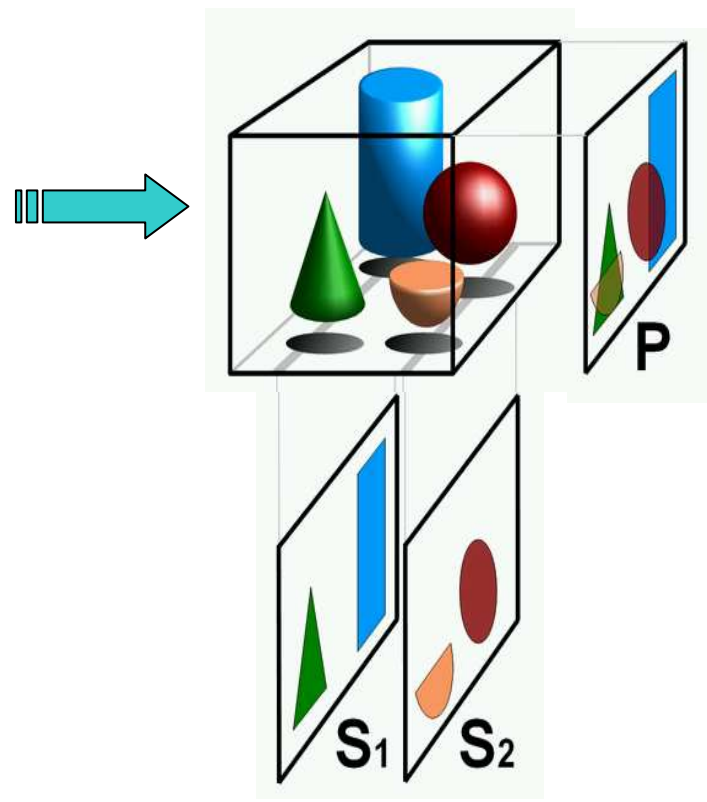
45

	Paramètre physique	Origine du contraste	« Contenu » de l'image (valeur des pixels)
TDM X	Photons X	Différence des μ	$\mu(x,y,z)$ en UH
IRM	Onde radiofréquence	Paramètres T1, T2, ρ	Image(x,y,z) pondérée en T1, T2, ρ
TEMP	Photons γ	Variation de fixation du traceur	Nombre de photons détectés

III- La Tomographie

Notion de « tomographie »

Tomographie « graphie » : image
« tomê » : section } image en coupe



Source: Wikimedia Commons

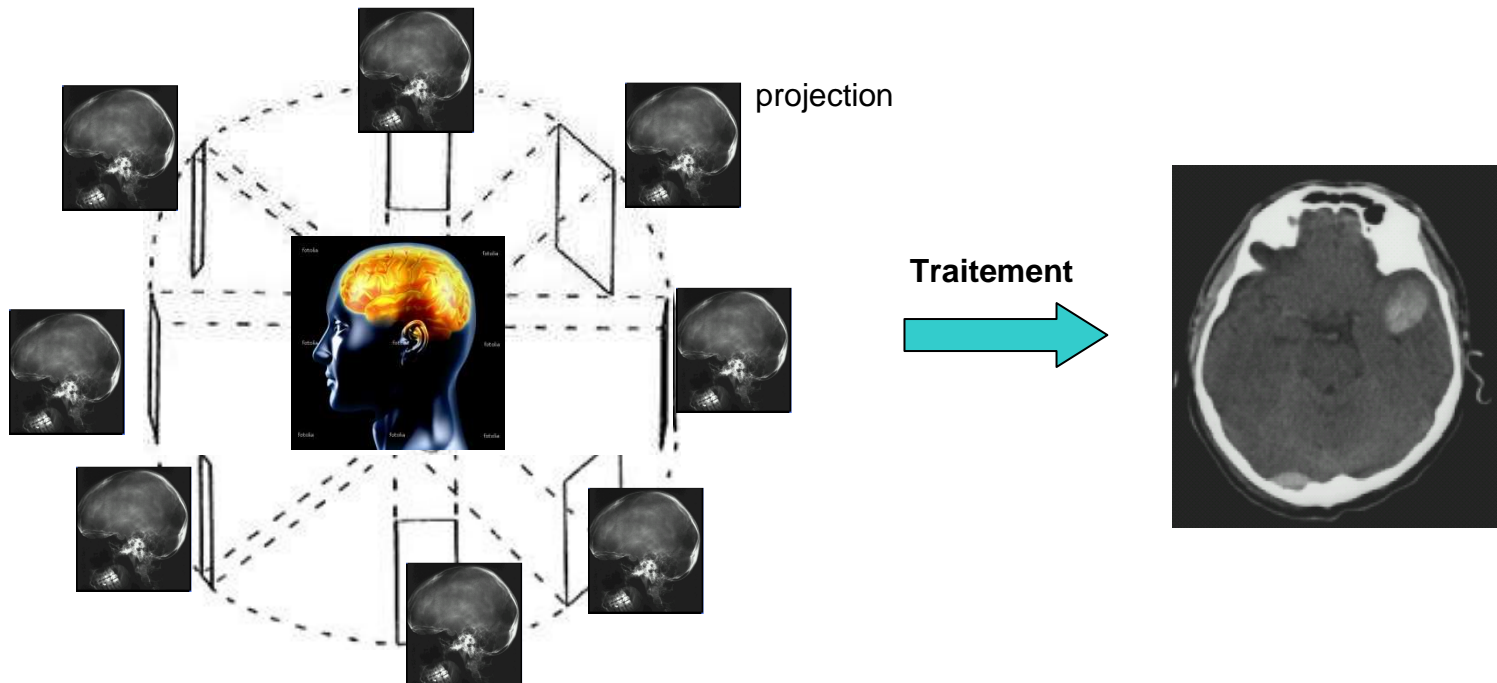
Comment fait t'on de la tomographie ?

48

Il faut avoir de **l'information sur** l'objet à étudier sur **360 °**.

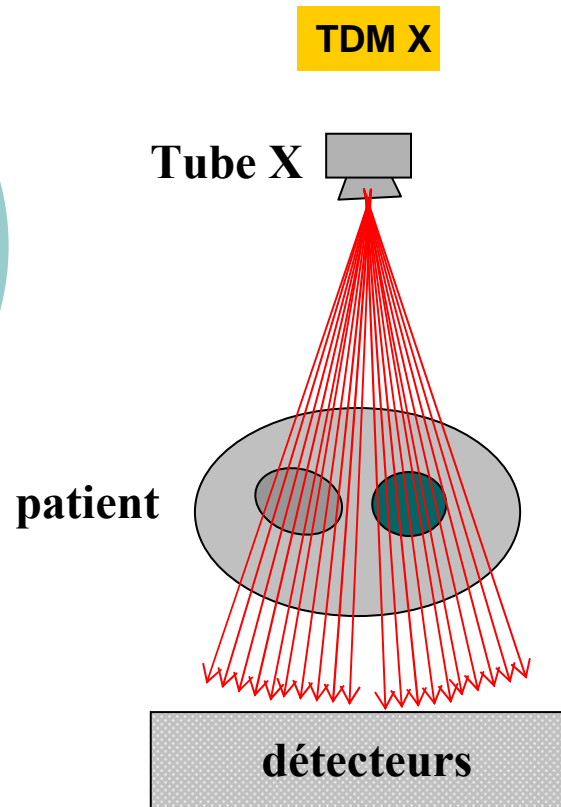
Et **l'information = projection**.

⇒ le détecteur doit donc recueillir des projections tout autour de l'objet



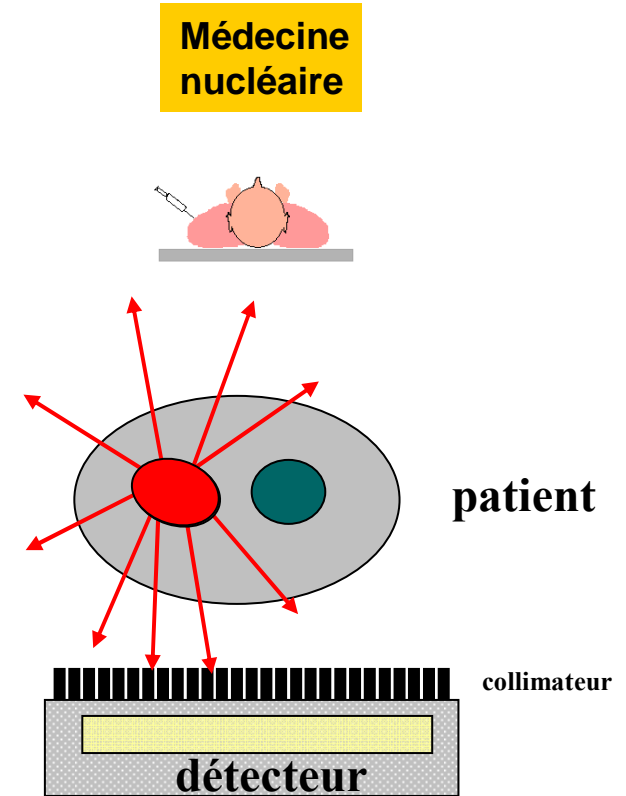
Les différents types de tomographie

49



Détection des RX après leur transmission
« à travers » le patient

**Tomographie
de transmission**



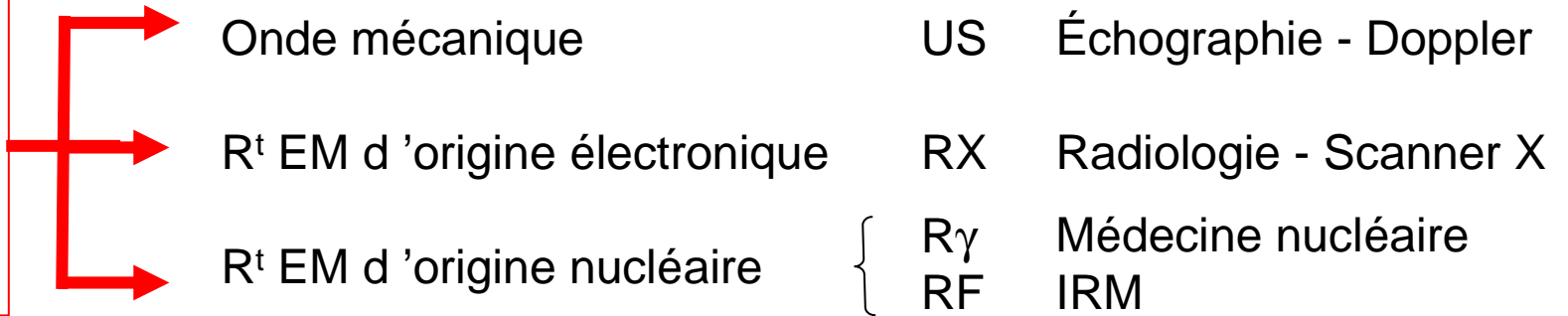
Détection des $R\gamma$ après leur émission
dans le patient

**Tomographie
d'émission**

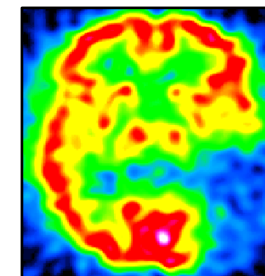
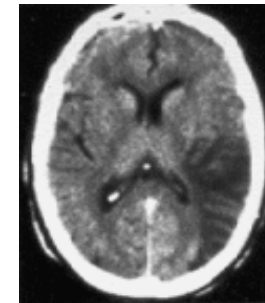
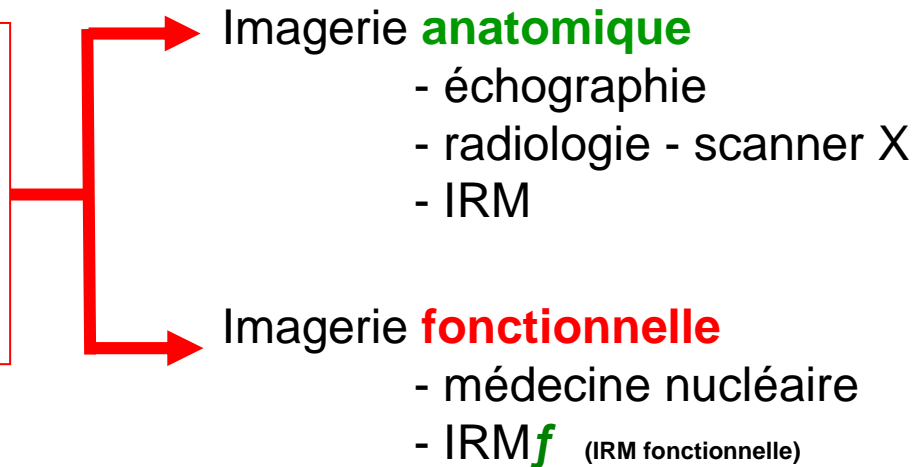
Classification des différentes sources d'images

[1]

Selon
l'origine
du
phénomène
physique



Selon
la nature
de
l'information
fournie



Classification des différentes sources d'images

[2]

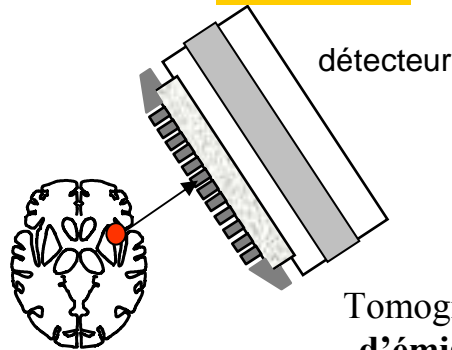
51

Méthodes
travaillant
ou non
à partir
de projections

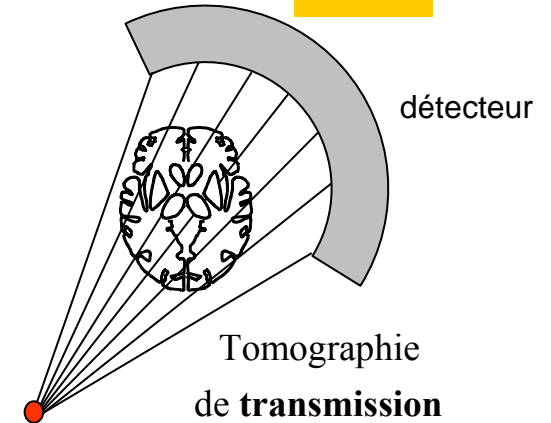
avec

sans

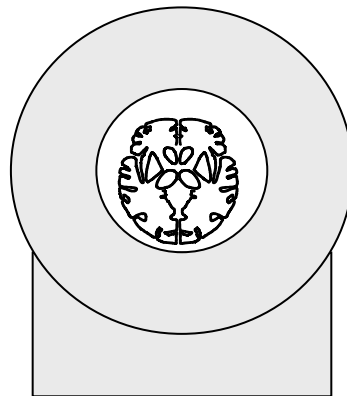
médecine
nucléaire



TDM X

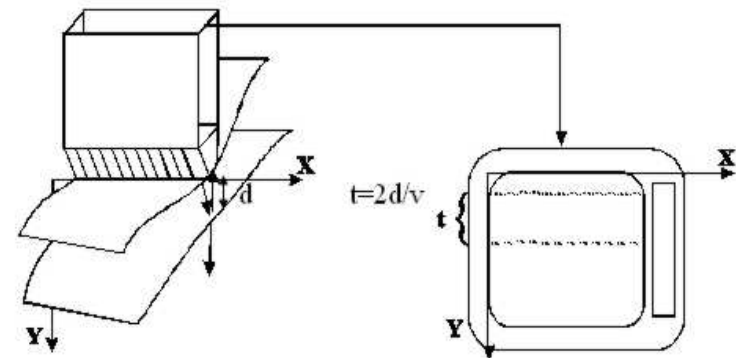


IRM



Codage spatial de l'onde RF

Echographie



Localisation en profondeur
par mesure du temps d'écho

IV- Le contraste en | ultrasons optique

53

Le contraste en ultrasons (US)

Le signal physique : les ultrasons

54

mais...commençons d'abord par le son !

A la différence des photons X ou γ qui sont des ondes électromagnétiques (OEM), le son est une **onde mécanique**.

Les **ondes mécaniques** se propagent de proche en proche dans un milieu matériel élastique par le mouvement des molécules de ce milieu.

⇒ elles ont besoin d'un support physique pour se déplacer



pas de propagation du son dans le vide

(bruit)

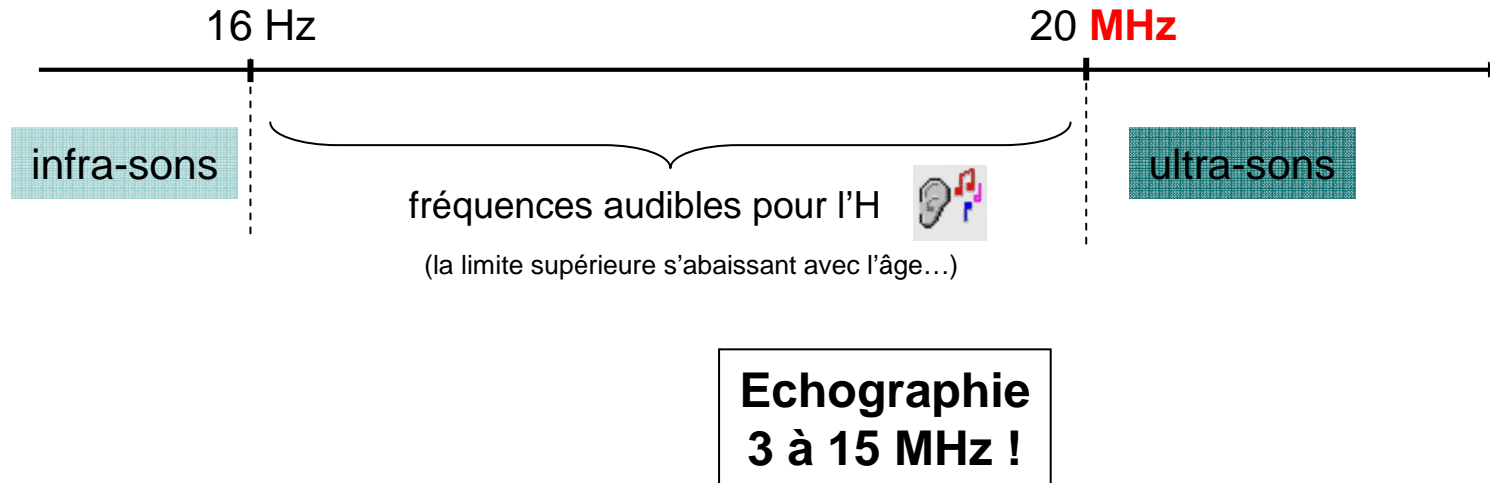
(l'espace)



Le son est produit par les vibrations d'un émetteur .

exemple : cordes vocales, membrane d'un haut-parleur, instrument de musique...

55



Ultra-sons

- l'homme ne perçoit pas les US ;
- la réflexion des US sur des obstacles est meilleure que celle des sons et elle est plus directive ;
- certains animaux peuvent émettre et capter ces US, ce qui leur permet de se diriger (dauphins, chauve-souris...).

Comment produire des ultrasons ?

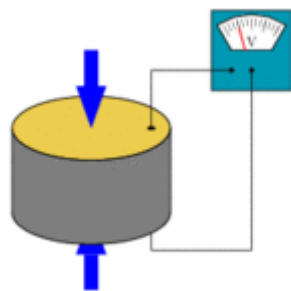
56

→ La piézoélectricité

Piézo : grec (« comprimer »)

Un élément piézo-électrique a la propriété de se polariser électriquement sous l'action d'une contrainte mécanique, c'est **l'effet direct**. Réciproquement, il a la possibilité de se déformer si on lui impose un champ électrique, c'est **l'effet inverse**.

Exemple : le cristal de quartz d'une montre dite "à quartz" est un élément piézo-électrique qui fonctionne selon le principe suivant : la pile impose une différence de potentiel au cristal qui va se déformer et initier le mouvement dans le système d'horlogerie de la montre.



effet direct

Cause	Effet	Cause	Effet
			Déplacement ↑
			Déplacement ↓
Effet direct		Effet inverse	

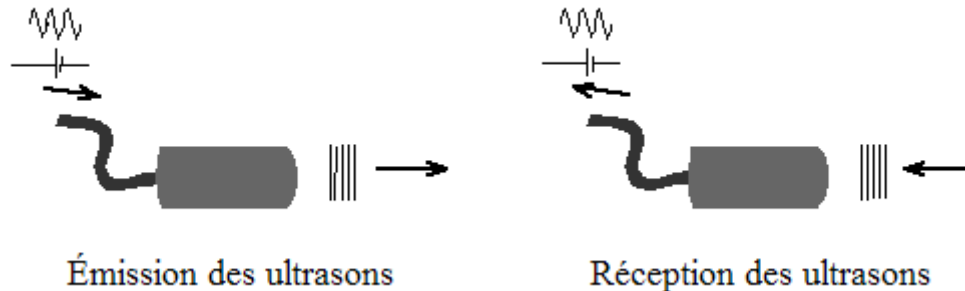
Principes de la piézo-électricité

Dispositifs permettant l'émission et la détection

57



Les sondes (transducteurs) fonctionnent alternativement en émission puis en réception des ultrasons



L'effet piézoélectrique est obtenu en utilisant des céramiques ferro-électriques de type PZT (zirconate-titanate de plomb).

Les appareils d'échographie-Doppler récents possèdent de 20 à 30 sondes différentes en taille, fréquence ultrasonore et mode de balayage (mécanique, électronique...).



La propagation des ultrasons

Les ultrasons se propagent à une vitesse appelée **la célérité (C)** de l'onde sonore. Cette vitesse est indépendante de la fréquence de l'onde et ne dépend que de la nature du milieu.

Les tissus présentent en effet une certaine résistance au passage des ultrasons. Cette résistance, appelée **impédance acoustique (z)** est une propriété fondamentale du milieu de propagation.

$$C = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

E élasticité du milieu
 ρ Masse volumique

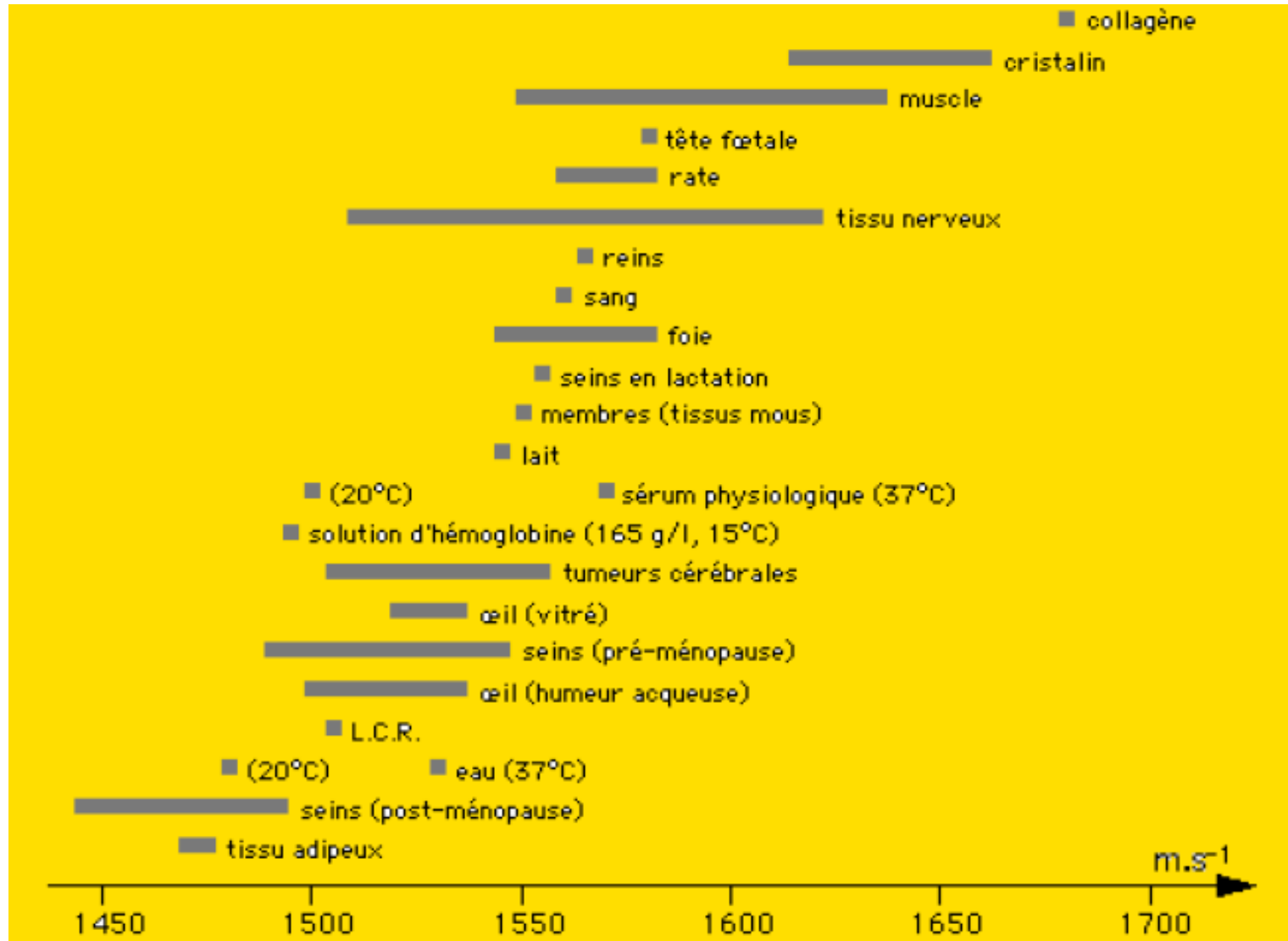
$$z = \rho \cdot C \quad [\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}]$$

	Air	Eau	Os
C (m.s ⁻¹)	330	1480	3500
z (kg.m ⁻² .s ⁻¹)	425	1,48.10 ⁶	4,3.10 ⁶

L'impédance est différente d'un tissu à l'autre et la limite entre 2 tissus constitue une **interface**.

La célérité des US dans la matière

59



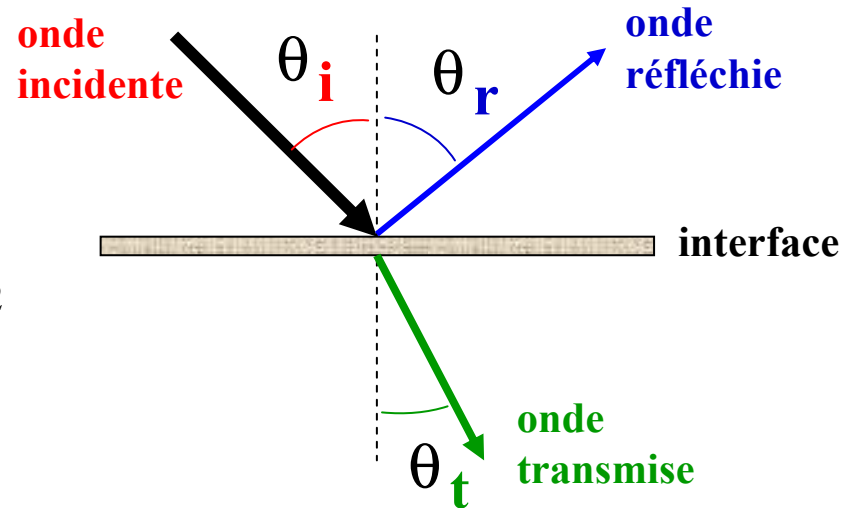
Elles obéissent
aux **lois de Descartes** :
(comme en optique)

$$\theta_i = \theta_r$$

$$\frac{\sin \theta_i}{C_1} = \frac{\sin \theta_t}{C_2}$$

milieu 1
($C_1 ; z_1$)

milieu 2
($C_2 ; z_2$)



Intensités réfléchies R
et transmises T



$$R = \frac{(z_2 - z_1)^2}{(z_2 + z_1)^2}$$

$$T = \frac{4z_1z_2}{(z_2 + z_1)^2}$$

Remarque : si $z_2 \neq z_1$, l'essentiel de l'onde est transmise

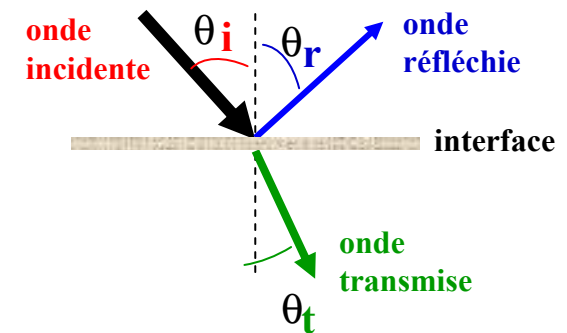
⇒ principe de base de **l'audition**.

En échographie US :

⇒ c'est la **réflexion** que l'on utilise.

$$R = \frac{(z_2 - z_1)^2}{(z_2 + z_1)^2}$$

$$T = \frac{4z_1z_2}{(z_2 + z_1)^2}$$



Remarque : si z_2 très différent de z_1 , l'essentiel de l'onde est réfléchi.

Interface air/tissu :

$$z_{\text{air}} = 4.10^2 \text{ et } z_{\text{tis}} = 1,5.10^6 \text{ kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$$



$$z_{\text{tis}}/z_{\text{air}} = 3750$$

$$R = 0,999 \quad \Leftrightarrow \quad 99 \% \text{ de l'onde est réfléchi}$$

$$T = 0,01 \%$$

Incidence du taux de réflexion/transmission des US

Interface	Tissus/air	Os/muscle	Graisse/muscle	Sang/muscle	Foie/muscle
R (%)	99,9	30	1	0,1	0,01

Si 99 % de l'onde est réfléchi :

→ fort signal (écho) reçu en retour...
mais pas de pénétration des US en profondeur dans les tissus

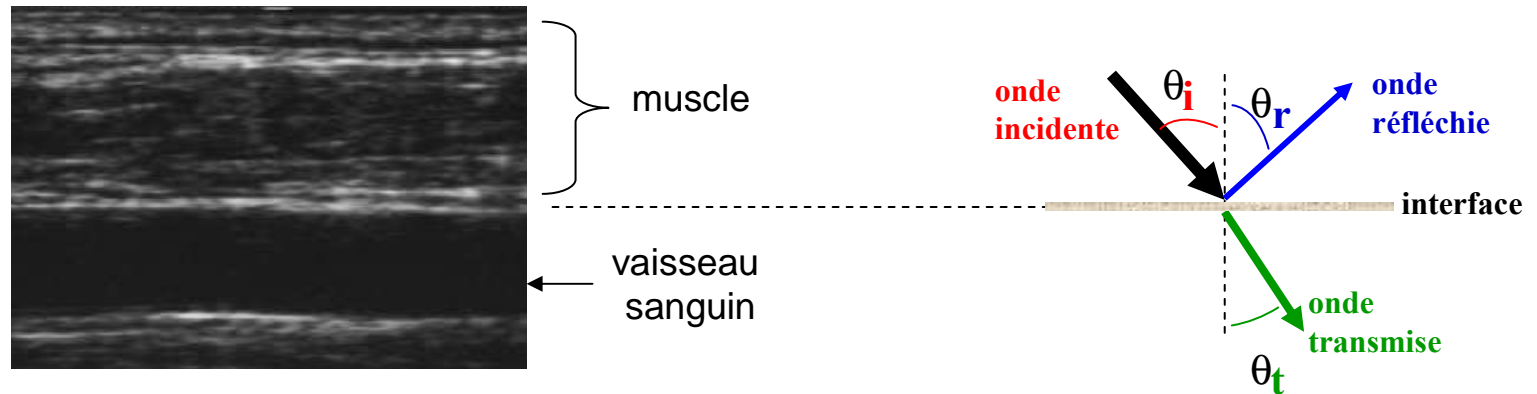
Donc : les US ne sont pas adaptés pour étudier les poumons

Et pour favoriser la pénétration des US dans le corps, **on utilise du gel** sur la peau pour réduire les différences d'impédance sonde/air et air/tissus.



Le contraste (C_R) en ultrasons

63



C_R : dû à la **différence d'impédance**
entre 2 tissus

Modes de fonctionnement des sondes échographiques [1]

[1]

64

mode **A**
(amplitude)

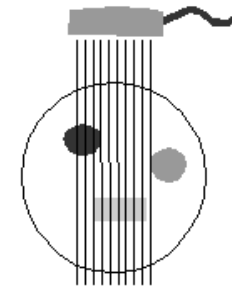
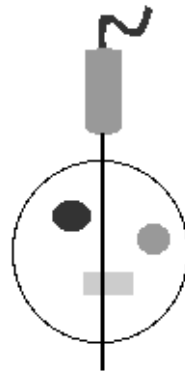


Mode A



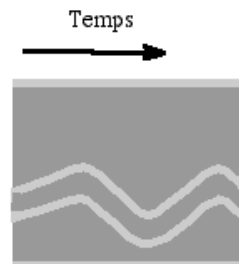
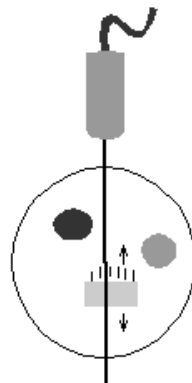
Le mode A est le mode de représentation de l'image le plus primitif. Il consiste à afficher l'**amplitude du signal** recueilli par la sonde en fonction de la **profondeur**.

mode **B**
(brillance)



(voir explications diapositive suivante)

mode **TM**
(temps-mouvement)



C'est un mode dérivé du mode **B**, dans lequel le signal reçu représente les variations, en fonction du temps, des interfaces acoustiques, le long d'une ligne d'exploration.

(étude des structures en mouvement : cœur...)

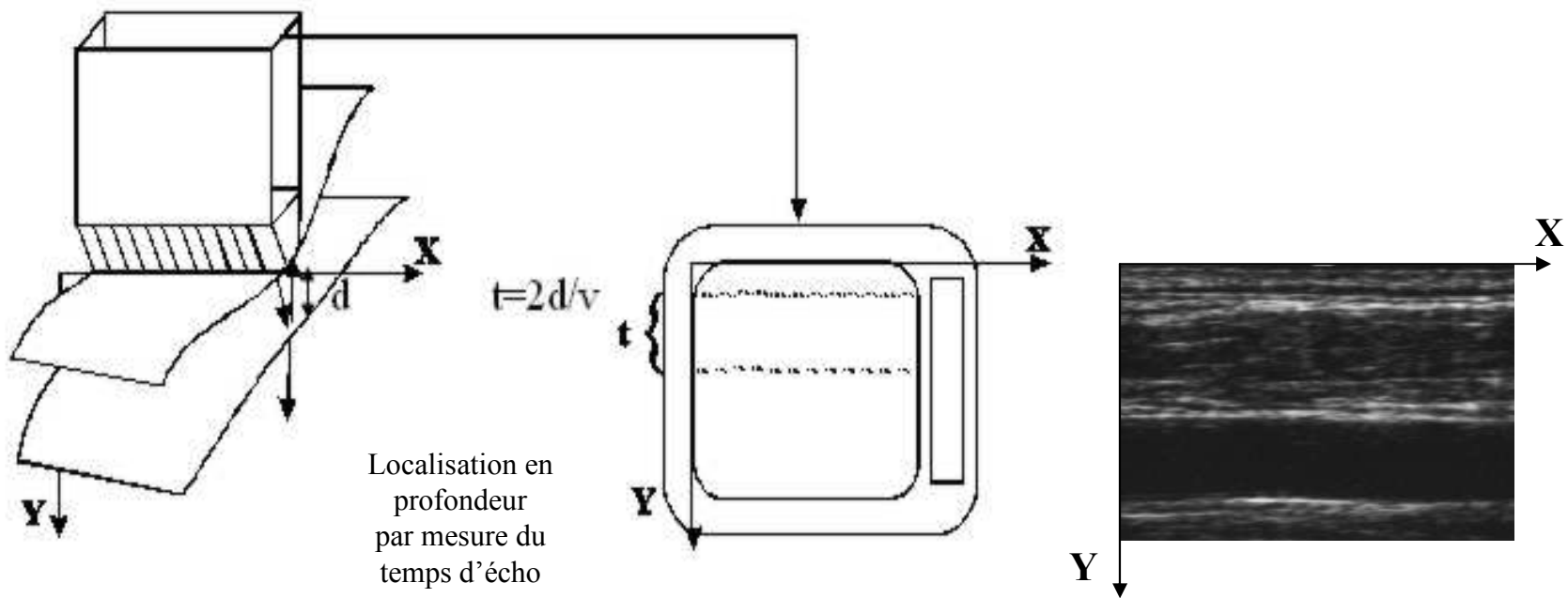
Modes de fonctionnement des sondes échographiques [2]

65

mode **B**
(brillance)

On représente l'intensité du signal non plus par une courbe mais par la brillance d'un point sur l'écran.

Plus le point est brillant, plus la réflexion des ultrasons a été importante et donc, plus l'écho est intense.



Intérêt de ce mode : construire l'image en n'utilisant que la variation dans la dimension Y de façon à pouvoir présenter l'image d'une tranche de tissu

Comment apparaissent les différents tissus de l'organisme ?

66

Les liquides simples dans lesquels il n'y a pas de particules en suspension, laisser traverser les sons et ne se signalent donc pas par des échos. Ce sont des structures **hypoéchogènes** qui seront noirs sur l'écran

Les liquides avec particules, le sang, le mucus, contiennent de petits échos. Ils apparaîtront donc dans les tons de gris, plus ou moins homogènes.

Les structures solides, l'os par exemple, renvoient beaucoup les échos. On verra donc une forme blanche avec une ombre derrière.

Les tissus mous sont plus ou moins échogènes : le placenta est plus blanc que l'utérus, qui est plus blanc que les ovaires.

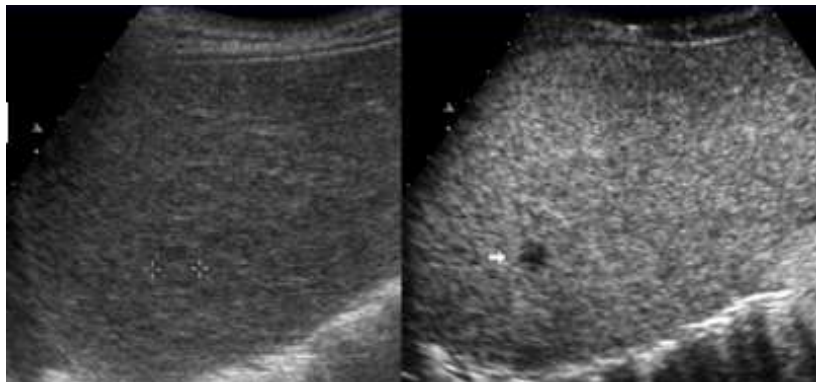
Le gaz et l'air, très échogène, sont comme l'os, très blanc.

Amélioration du contraste en ultrasons

Le contraste étant dû à la différence d'impédance entre 2 tissus, l'idée est donc d'induire des différences d'impédance !

Produits de contraste en ultrasons:

On injecte par voie intraveineuse des **microbulles de gaz** encapsulées, d'un diamètre de quelques microns. Ces microbulles améliorent le contraste, car le gaz est un puissant échogène (réflecteur des ultrasons).



Métastase **hypo**vascularisée



Tumeur **hyper**vascularisée



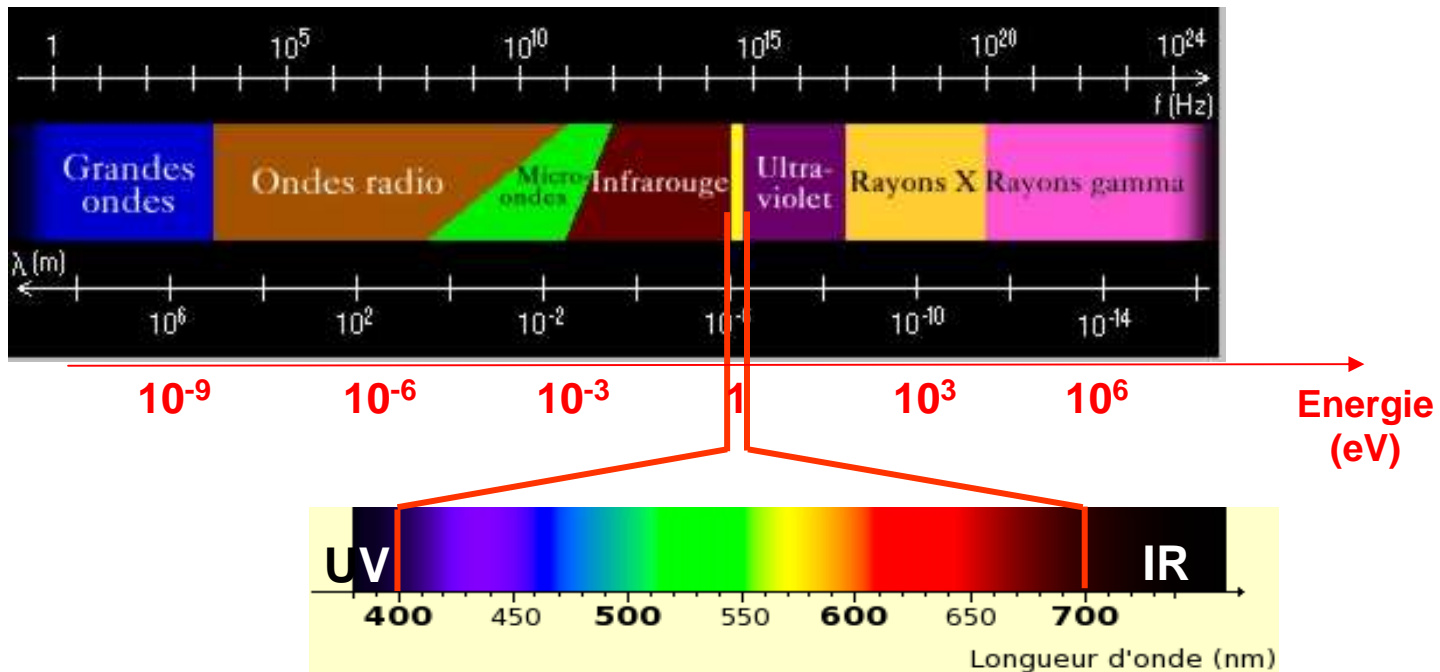
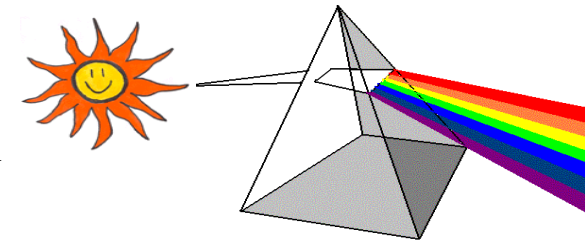
68

Le contraste en optique

Le signal physique : la lumière polychromatique (naturelle)

69

Lumière visible | onde électromagnétique (OEM)
 propagation avec $C = 3 \cdot 10^8 \text{ m.s}^{-1}$
 longueurs d'ondes entre 400 et 700 nm



(loi de Duane & Hunt) $E = h\nu = \frac{1240}{\lambda}$

{	$\lambda = 400 \text{ nm}$	\rightarrow	$E = 3,1 \text{ eV}$
	$\lambda = 700 \text{ nm}$	\rightarrow	$E = 1,8 \text{ eV}$

Le signal physique : la lumière **monochromatique**

70

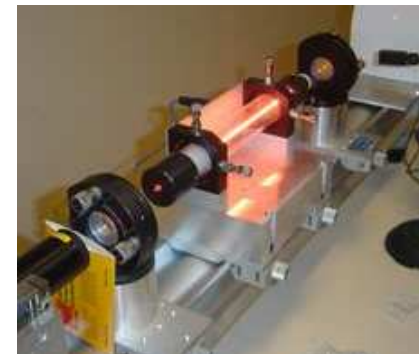
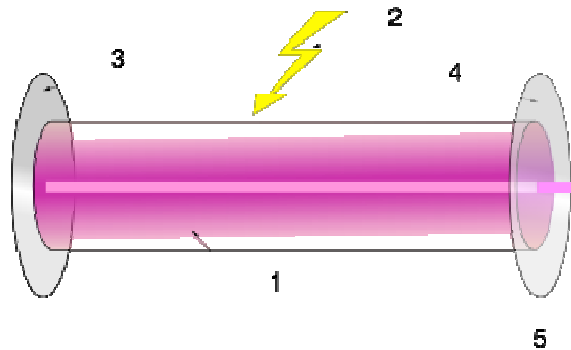
Ex : **LASER** : **L**ight **A**mplification by **S**imulated **E**mission of **R**adiations

(amplification de la lumière par émission stimulée de radiations)

C'est une source lumineuse cohérente spatialement (phase identique)
et temporellement (une seule longueur d'onde)

- 1917 Description du principe par A. Einstein
- 1953 Mise au point du premier MASER (Microwave...)
- 1960 Mise au point du premier LASER
-
- 1974 Première application pratique : les lecteurs de codes barre
- 1978 Lecture des disques lasers
- 1982 Généralisation au disque compact

- 1) milieu excitable
- 2) énergie de pompage
- 3) miroir totalement réfléchissant
- 4) miroir semi-réfléchissant
- 5) faisceau laser



Dispositifs permettant la détection d'un signal lumineux

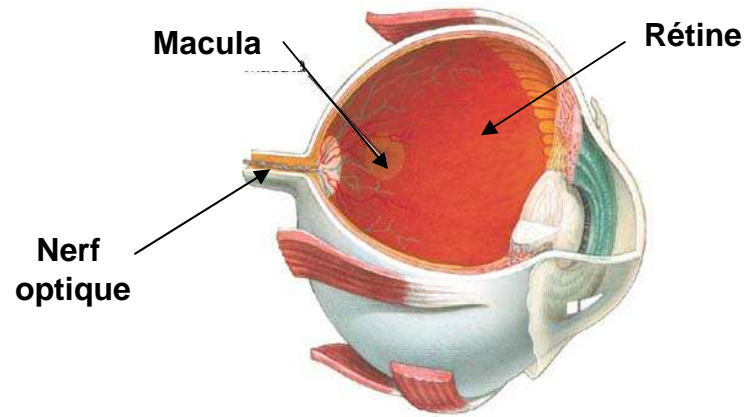


[1]

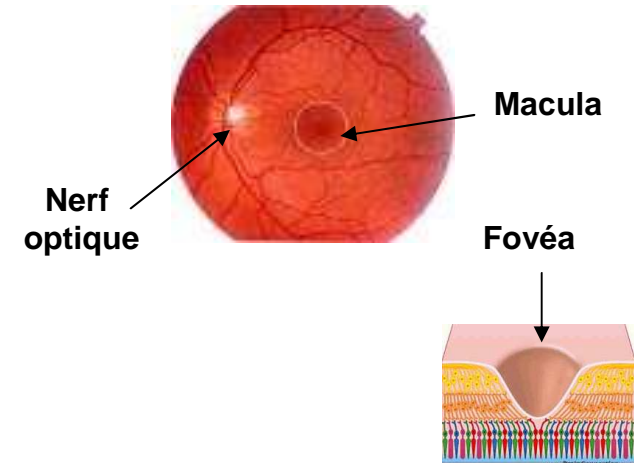
71

L'œil (I)

Macula : - rétine centrale
- acuité visuelle maximale
- fovéa au centre de la macula

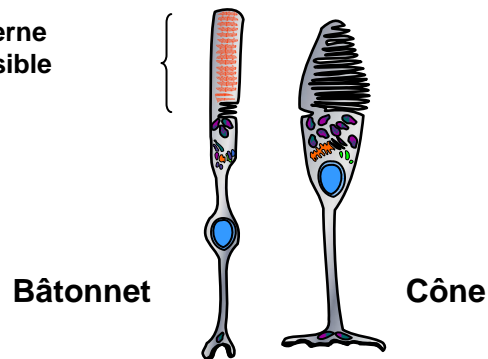


Fond de l'œil



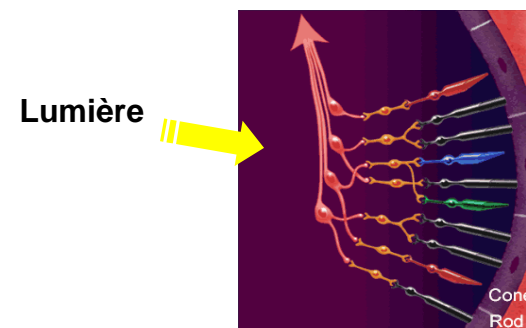
≈ 100 millions de récepteurs : bâtonnets (95%)
cônes (5%)

Partie externe photosensible



Extrémité synaptique

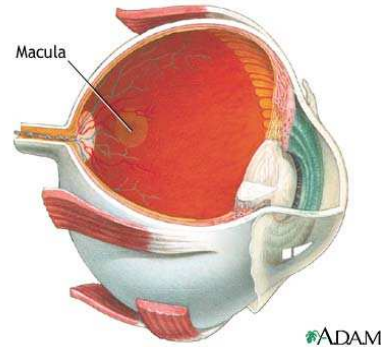
Signal détecté



Particularité : la rétine humaine est un système de détection « inversé » par rapport à la direction de provenance de la lumière



L'œil (II)



l'œil humain est plus sensible à la **luminance** qu'à la **chrominance**

La **luminance** est le flux lumineux émis ou réfléchi par unité de surface dans une direction donnée. Cette notion s'applique aux sources et à tous les objets qui renvoient une partie de la lumière qu'ils ont reçue.

~ variation de l'intensité lumineuse

La **chrominance** est l'information sur la couleur

~ variation des couleurs

Le film photographique

Photographie : « écrire/peindre avec la lumière »

Rôle du film : convertir les rayons lumineux qui le frappent en une image fixe, intelligible à l'œil humain. L'image est figée grâce au marquage indélébile de cristaux argentiques.

Support avec cristaux d'halogénures d'argent
(argent + 1 halogène : brome, chlore ou iode)
sensible à la lumière



phase d'exposition

Transformation chimique de l'halogénure d'argent

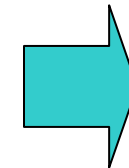
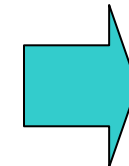


image latente

phase de développement

Quand le film est plongé dans le révélateur, des particules d'argent métallique se forment alors dans les zones exposées à la lumière



négatif

phase de tirage

On répète les deux opérations d'exposition et de développement afin d'obtenir un négatif du négatif, i.e. l'image positive.



photographie



Les capteurs numériques

Le **CCD** (Charged Coupled Device)
Le **CMOS** (Complementary Metal Oxide Semiconductor)
Le super CCD (Fujifilm)

CCD : le plus répandu / le plus sensible à la lumière
CMOS : le moins cher à fabriquer, le moins gourmand en énergie

La surface du capteur est constituée de photosites.
1 photosite donnera 1 point = 1 pixel.

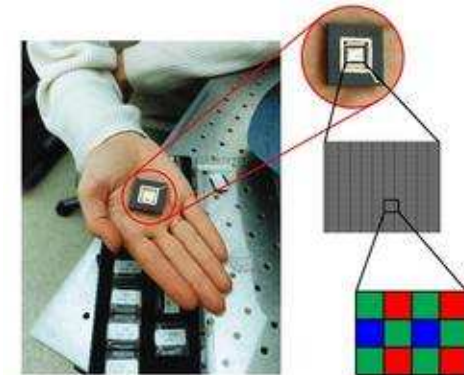
Si rayon lumineux \Rightarrow une impulsion électrique d'intensité proportionnelle à la quantité de lumière reçue.

L'impulsion est par la suite codée en binaire sur un octet et comme les photosites n'ont enregistré que la luminance :

\Leftrightarrow image... **monochrome** !

Pour obtenir des valeurs de **chrominance** (rouge, violet, marron...) chaque photosite est recouvert d'un filtre coloré, ne laissant passer que les rayons d'une certaine longueur d'onde (RVB en synthèse additive) et pour récupérer les mesures manquantes, on va réaliser une interpolation de couleurs. C'est-à-dire qu'on calcule les informations complémentaires en se basant sur la couleur mesurée par les pixels adjacents.

\Leftrightarrow image **polychrome** !



Mesure de phénomènes lumineux : radiométrie et photométrie

75

Radiométrie

Mesure des paramètres physiques,
i.e. les caractéristiques énergétiques d'une source.

C'est de la **physique** avec un système d'unités bien défini.

Les unités et les mesures sont valables pour tout rayonnement , visible ou non.

Ces mesures sont **indépendantes de tout récepteur biologique.**

Photométrie

Mesure de la perception visuelle
i.e. la sensibilité de la rétine à l'énergie reçue d'une source.

C'est de la **psycho-physique** avec un besoin d'un système d'unités spécifique.

Ces unités ne sont valables que pour la lumière visible.

Elles sont **étroitement liées** au récepteur, ici la **rétine.**

Radiométrie et photométrie : les unités

76

	Grandeurs radiométriques			Grandeurs photométriques		
	Définition	Symbole	Unité	Définition	Symb.	Unité
Flux	Flux énergétique	Φ	w	Flux lumineux	F	lumen (lm)
Éclairement	Éclairement énergétique	$E_e = \frac{d\Phi}{dS}$	w.m ⁻²	Éclairement lumineux	E	lm.m ⁻² ou lux
Intensité Source ponctuelle	Intensité énergétique	$I_e = \frac{d\Phi}{d\Omega}$	w.sr ⁻¹	Intensité lumineuse	I	candéla (cd)
Brillance Source étendue	Brillance énergétique	$B_e = \frac{dI_e}{d\sigma \cos \alpha}$	w.m ⁻² .sr ⁻¹	Luminance	L	cd.m ⁻²
Couleur	Longueur d'onde	λ	nm	Teinte et saturation		HLS

Alors le contraste en optique ?

77

Le contraste optique peut être :

- simplement lié à la **réflexion** ou à l'**absorption** d'une lumière extérieure incidente sur l'objet d'étude comme c'est le cas pour la vision
- avoir une origine plus complexe liée à l'utilisation de techniques de **fluorescence**
- utiliser la technique de contraste de phase ou du fond noir (ç)

Le contraste optique (absorption, diffusion, fluorescence...) porte une information importante pour l'étude des mécanismes biologiques ou le diagnostic médical.

😊 innocuité totale du rayonnement (à l'échelle de temps de l'étude)

😞 l'imagerie optique des tissus biologiques se heurte au problème de la forte diffusion de la lumière par ces tissus.

Couleur d'un objet = mélange de longueur d'onde avec 2 cas de figure :

celles de la source lumineuse (système **additif**)

celles issue de la réflexion de la source lumineuse (syst. **soustractif**)

- exemple de la TV où chaque point est formé d'une triade de luminophores émetteurs de photons.

Le système Rouge-Vert-Bleu

décrit toute couleur comme une combinaison des trois couleurs primaires R, V et B.

Ainsi, toute lumière de brillance totale B peut être définie par: $B = B_R + B_V + B_B$

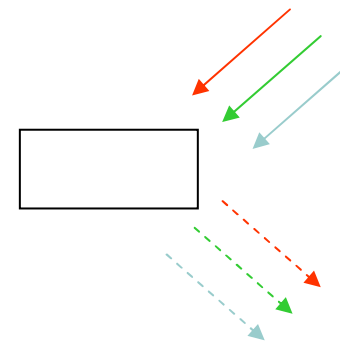
B_R = brillance de rouge

B_V = brillance de vert

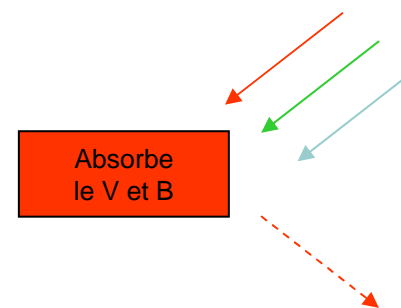
B_B = brillance de bleu



- réflexion d'une source lumineuse sur un mélange de pigments dont les pouvoirs d'absorption s'ajoutent



Un objet qui réfléchit toutes les λ est vu blanc.



Un objet qui absorbe certaines λ , est vu de la couleur des λ réfléchies.

Contraste lié à la différence d'absorption/réflexion

79

Les couleurs ne sont pas une propriété de la matière, comme l'est par exemple son état (liquide, solide ou gazeux).

La vision des couleurs nous vient en fait de l'interprétation que fait notre système visuel (rétine puis cerveau), des longueurs d'ondes des rayons lumineux émises par les objets et éléments qui nous entourent.

Cette vision est liée à **3 facteurs** :

1- Nature de l'objet :

qui va renvoyer ou non certaines radiations

2- Nature de la lumière qui éclaire cet objet :

Un objet qui paraît de couleur jaune à la lumière du jour.

Éclairé par une lumière rouge, ce corps paraîtra rouge clair.

Éclairé par une lumière verte, il paraîtra brun.

3- Les propriétés de l'œil

Le sujet normal est considéré comme trichromatique (œil sensible au 3 couleurs RVB)

Il existe par ordre de gravité croissante, les anomalies suivantes :

Le trichromatisme anormal : la courbe spectrale de son œil s'écarte de la normale (→ rouge)

Le dichromatisme : le sujet ne voit plus que deux des couleurs fondamentales.

L'achromatisme : le sujet ne perçoit le monde qu'en noir, gris et blanc.

Contraste lié à la différence d'absorption/réflexion

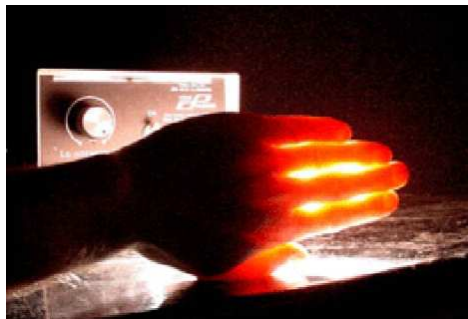
80

Médical : le but est de voir à travers les tissus biologiques

1^{er} problème : forte absorption de la lumière par les tissus

Pour faire de l'imagerie d'organes, il faut pénétrer en profondeur les tissus, donc choisir une longueur d'onde peu absorbée.

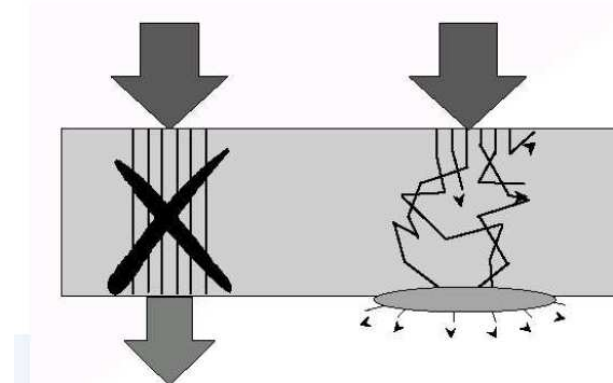
C'est le cas des longueurs d'onde situées dans le rouge et le proche



→ Seule la lumière proche du rouge (600 nm) « passe », le reste est absorbé

2nd problème : diffusion de la lumière

Discrimination des photons (bons/mauvais)
selon leur temps de vol

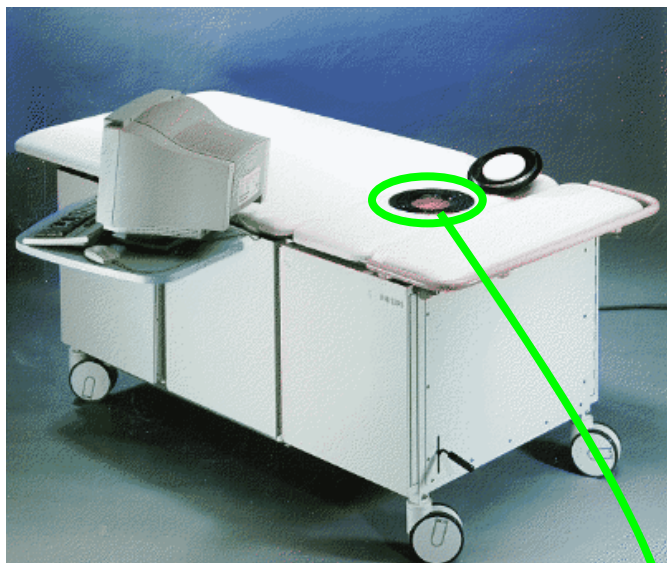


Contraste lié à la différence d'absorption/réflexion

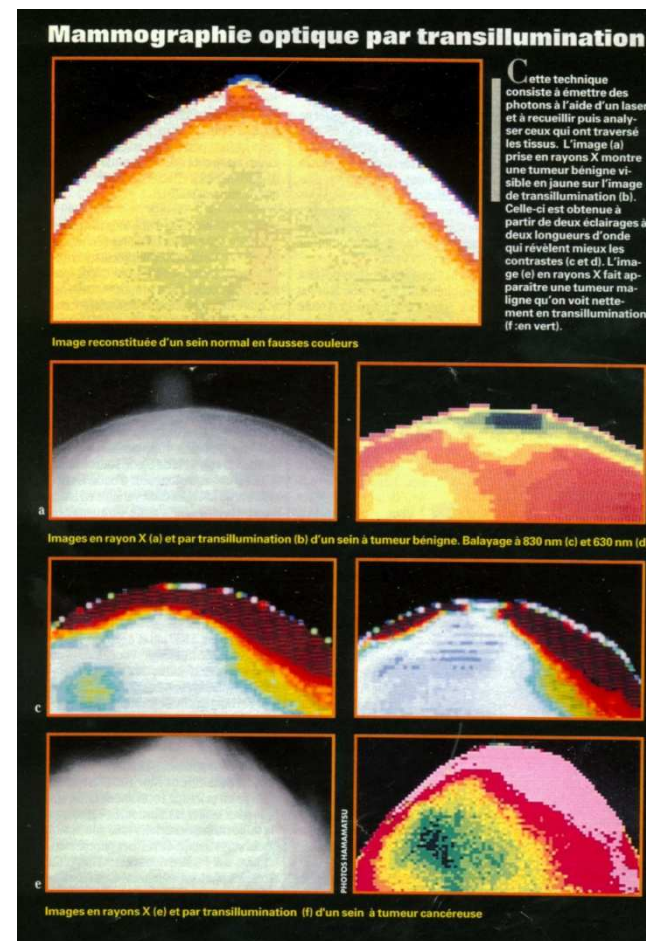
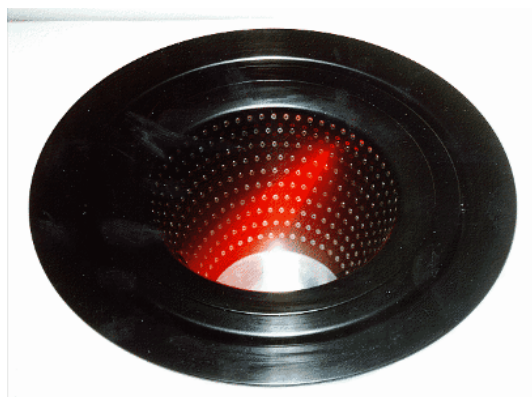
[4]

81

Imagerie photonique par transillumination



Système de mammographie développé par la Société Philips



Cette technique consiste à émettre des photons à l'aide d'un laser et à recueillir puis analyser ceux qui ont traversé les tissus. L'image (a) prise en rayons X montre une tumeur bénigne visible sur l'image de transillumination (b). Celle-ci est obtenue à partir de deux éclairages à deux longueurs d'onde qui révèlent mieux les contrastes (c et d). L'image (e) en rayons X fait apparaître une tumeur maligne qu'on voit nettement en transillumination (f). (document Société Hamamatsu Photonics).

Définition : on appelle **fluorescence** le processus d'émission de lumière par des molécules dénommées fluorophores qui ont la propriété d'émettre une radiation lumineuse lorsqu'elles sont photo-activées.

La fluorescence apparaît aujourd'hui comme un des processus de contraste optique parmi les plus efficaces.

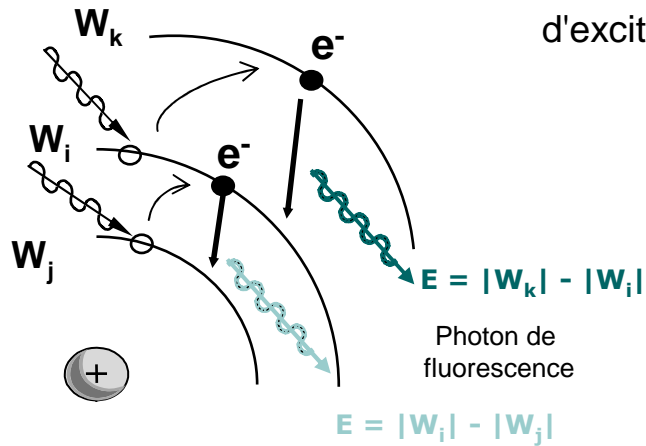
Elle est très largement utilisée dans le domaine de la microscopie du vivant et plus particulièrement dans la détection d'entités moléculaires.

Contraste lié à l'utilisation de la fluorescence

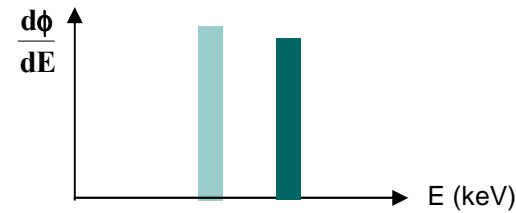
[2]

83

La Fluorescence ?



La **fluorescence** est une émission lumineuse provoquée par le retour à l'équilibre d'un atome après diverses formes d'excitation autres que la chaleur.



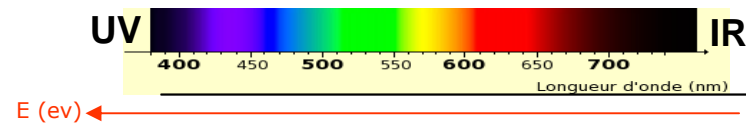
Fluorine (CaF) éclairée par



lumière
blanche

UV

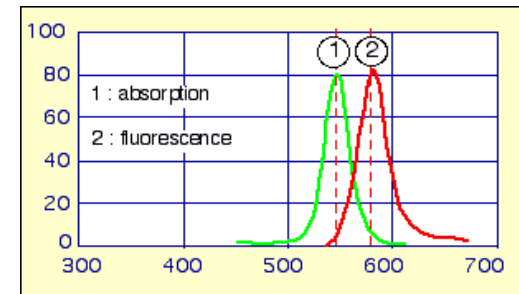
Attention : pour obtenir de la fluorescence, il faut éclairer le matériau avec une énergie plus élevée que celle qu'il va réémettre:



Origine de la fluorescence

- la fluorescence **naturelle** d'une substance située dans la cellule,
⇒ exemple : **la chlorophylle** fluoresce naturellement en **rouge**.
- l'utilisation d'une substance fluorescente se fixant spécifiquement sur une structure.
⇒ exemple : **le DAPI** (Di Aminido Phenyl Indo) se fixe spécifiquement sur l'ADN et fluoresce en **bleu**.
- l'utilisation d'une substance non spécifique fluorescente naturellement :
⇒ exemple : **la rhodamine** qui fluoresce naturellement en **rouge**.
On la fixe sur un anticorps spécifique d'un antigène.
La fluorescence observée permet de localiser l'antigène.

Un **fluorophore** est caractérisé par deux spectres : son **spectre d'absorption** de la lumière incidente et son **spectre d'émission** de fluorescence.



Spectres de la rhodamine

Utilisation : le microscope à fluorescence

C'est un microscope photonique équipé de deux lampes :

- une lampe ordinaire pour une observation classique par transmission
- une autre pour l'utilisation de la fluorescence.

Des filtres d'excitation permettent de choisir la longueur d'onde incidente et des filtres d'arrêt permettent de sélectionner les radiations émises par l'objet excité.

Contraste lié à l'utilisation de la fluorescence

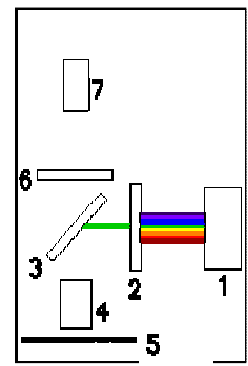
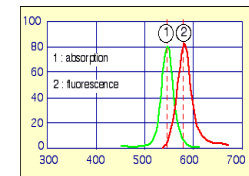
[4]

85

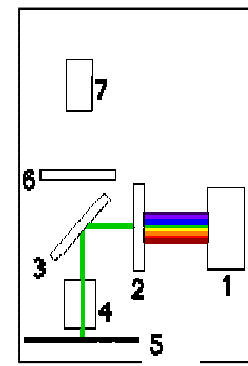
Optique simplifiée du microscope à fluorescence :

- 1-lampe à arc
- 2-filtre d'excitation
- 3-miroir dichroïque
- 4-objectif
- 5-préparation
- 6-filtre d'émission
- 7-oculaire

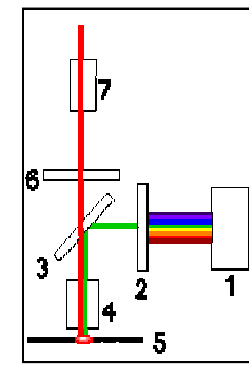
Exemple de fonctionnement avec de la rhodamine



Le filtre d'excitation sélectionne les radiations spécifiques du fluorophore utilisé.



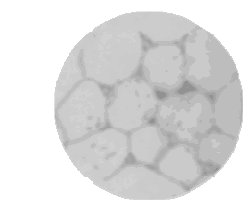
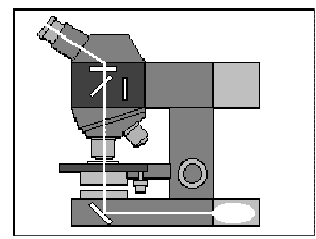
...qui sont réfléchies par le miroir et éclaire l'échantillon



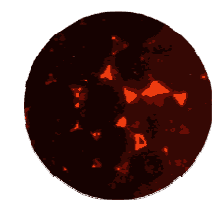
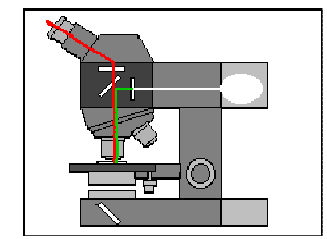
...celui-ci émet les radiations de fluorescence qui seules atteignent l'oculaire.

Application

Recherche d'une enzyme, la pectine-méthyl-estérase (PME) sur de cellules de l'hypocotyle de germe de soja :



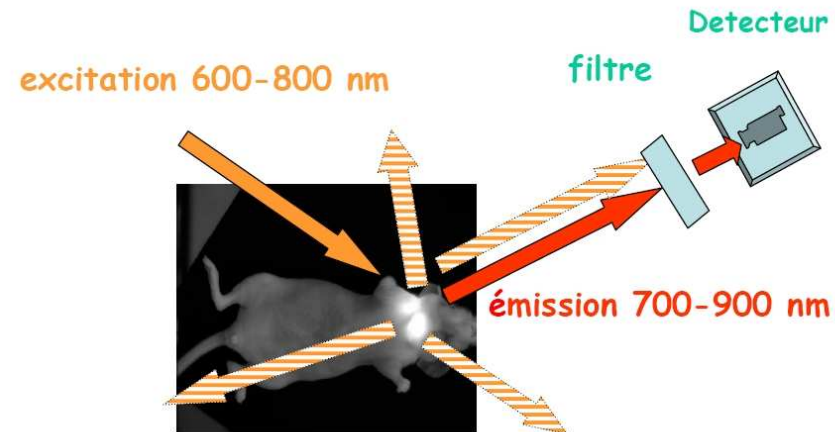
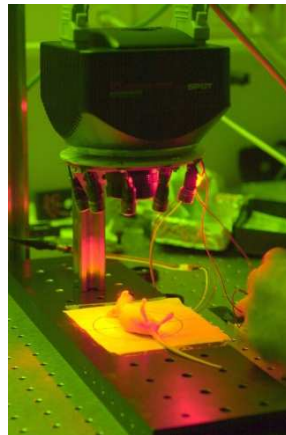
Observation classique en lumière blanche



Observation en utilisant le jeu de filtre de la rhodamine

Application Imagerie de fluorescence directe du petit animal

L'animal est éclairé dans la longueur d'onde de l'absorption maximale. Les atomes sont excités et reviennent ensuite spontanément à leurs niveaux d'énergies fondamentaux avec émission d'un ou plusieurs photons.



On arrive à discriminer les différents tissus (tumoraux et sains) car ils émettent une fluorescence spécifique

De nos jours, il existe des appareils d'imagerie optique 3D.



87

A l'échelle de l'infiniment petit

1- Utilisation de la technique du champ clair

Le mode d'observation en **fond clair** (ou champ clair) est le plus couramment utilisé pour l'observation des formes et des couleurs naturelles.

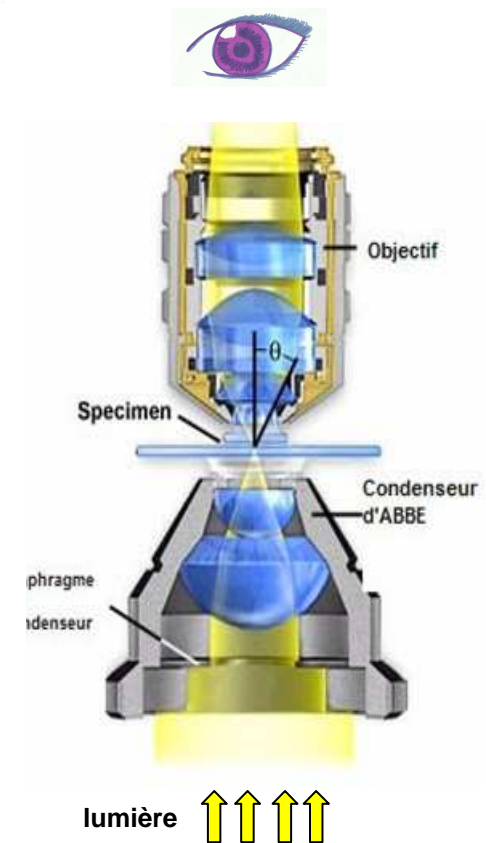
⇒ c'est la "microscopie de base" !

Avantages

- matériel simple et robuste
- éclairage par de la lumière blanche
- faible préparation des échantillons nécessaire

Inconvénients

- faible résolution spatiale ($0,2 \mu\text{m}$)
- faible contraste

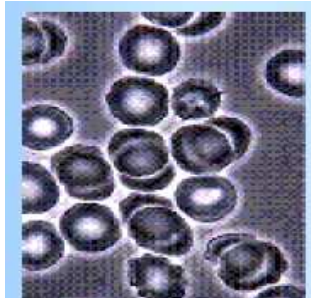


2- Utilisation de la technique du champ noir

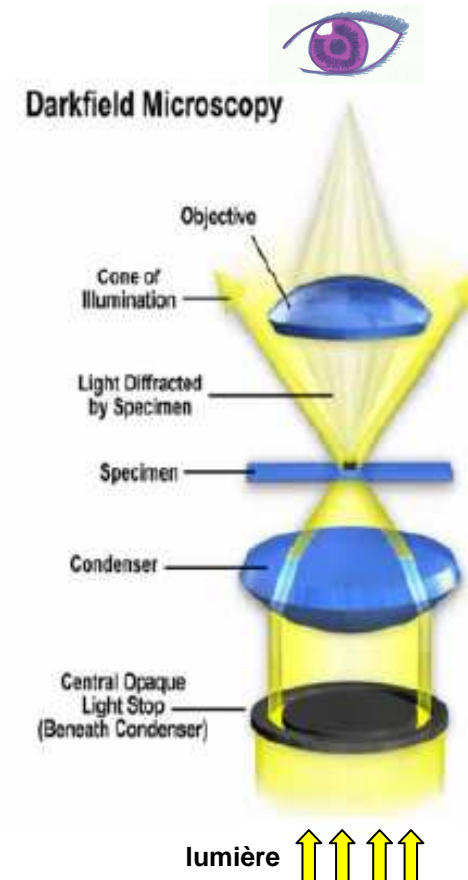
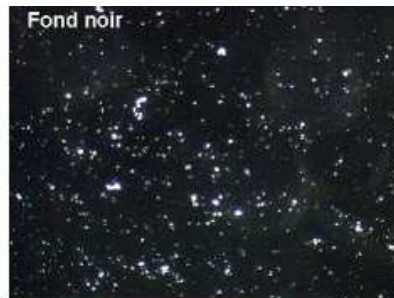
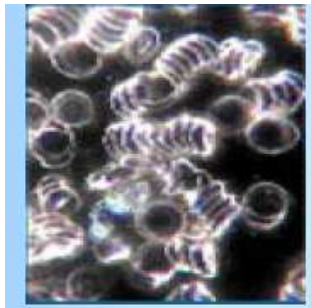
En **fond noir**, seuls les rayons lumineux diffractés par l'objet concourent à la formation de l'image.

Cet éclairage par lumière rasante permet de mettre en évidence les porosités et, d'une manière générale, des défauts invisibles en fond clair apparaissent très clairement.

Fond
clair



Fond
noir



3- Utilisation de la technique par contraste de phase

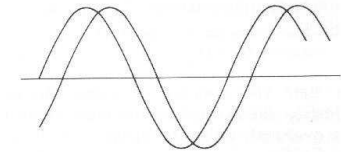
[1]

Principe

Les objets microscopiques biologiques (cellules, coupes minces de tissus) sont très souvent **peu colorés** (pas d'absorption différentielle des différentes radiations de la lumière polychromatique) et **très minces** (l'intensité du flux lumineux incident traversant l'objet n'est pas modifié de façon significative)

→ images non contrastées

Ces objets présentent pourtant, en leur sein, des variations d'indices de réfraction qui entraînent un "déphasage" des rayons lumineux transmis.

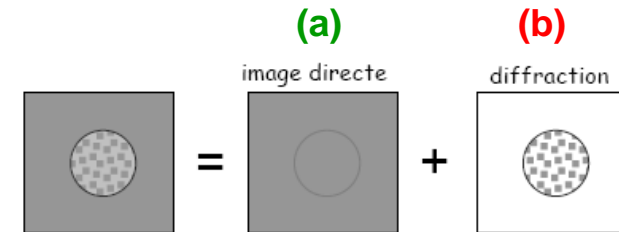


Le microscope à contraste de phase **transforme en niveaux de gris les différences d'indices de réfraction** entre deux structures. Il visualise ainsi des structures quasi transparentes dès que leur indice de réfraction diffère de celui de leur voisinage.

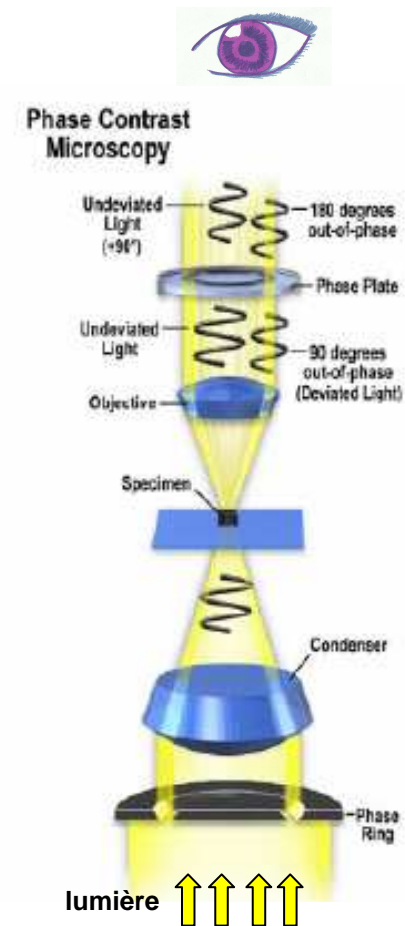
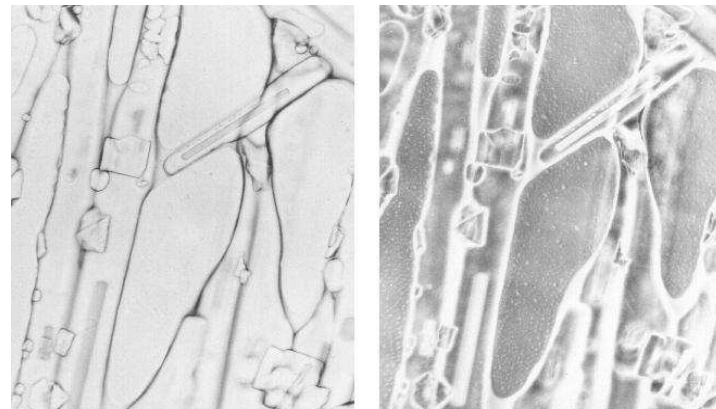
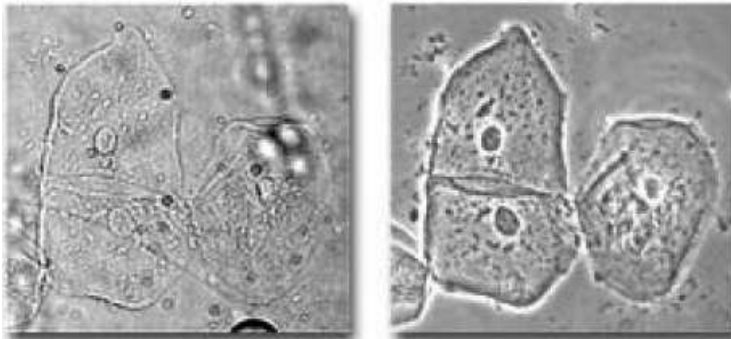
3- Utilisation de la technique par contraste de phase [2]

L'image d'un objet microscopique transparent sera égale à :

- (a) - l'image directe issue des parties uniformes
- (b) - l'image de diffraction due aux irrégularités



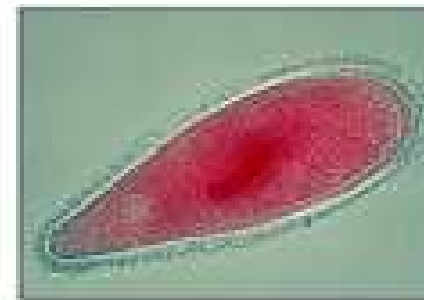
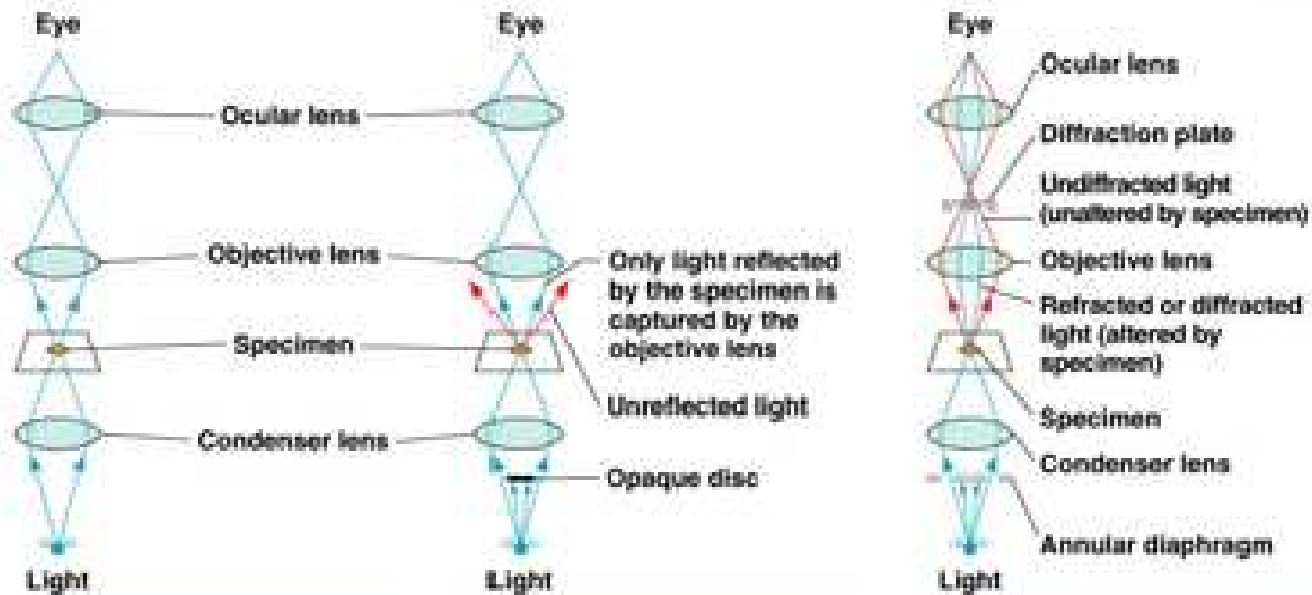
illumination ordinaire contraste de phase



Comparaison de ces 3 différentes techniques

92

Fond clair - Fond noir - Contraste de phase





Documents utilisés :

J. Darcourt - Cours de la vision – P2

Arnauld Sergé – Microscopie en lumière blanche et en fluorescence

P. Barthez - <http://www2.vet-lyon.fr/ens/imagerie/D1/11.Echo1/E1-notes.html>

