

Approche générique (et pragmatique) de l'imagerie médicale

Denis Grenier

Ingénieur de recherche. PhD, HDR

¹CREATIS; CNRS (UMR 5220); INSERM (U1206); INSA Lyon;
Université de Lyon, France.

denis.grenier@creatis.insa-lyon.fr

Mathématiquement parlant
les étudiants de ce cours sont
dégénérés

Si ça peut vous rassurer (/ou pas) je le
suis aussi !

(mais moins !)

En math et en physique un système est dit totalement ou partiellement dégénéré quand on est incapable d'identifier ses composants de manière unique.

La dégénérescence est levée à partir du moment où l'on dispose de suffisamment de dimensions indépendantes pour caractériser/classifier de manière unique chacun de ces éléments

Quelles sont les informations à votre disposition qui vous permettent de classifier de manière unique chaque membre de ce cours ?

Pour collecter ces informations nous avons à notre disposition un certain nombre de détecteurs: quels sont ils ?

Nos sens

Nos sens

Vue

Ouïe

Odorat

Goût

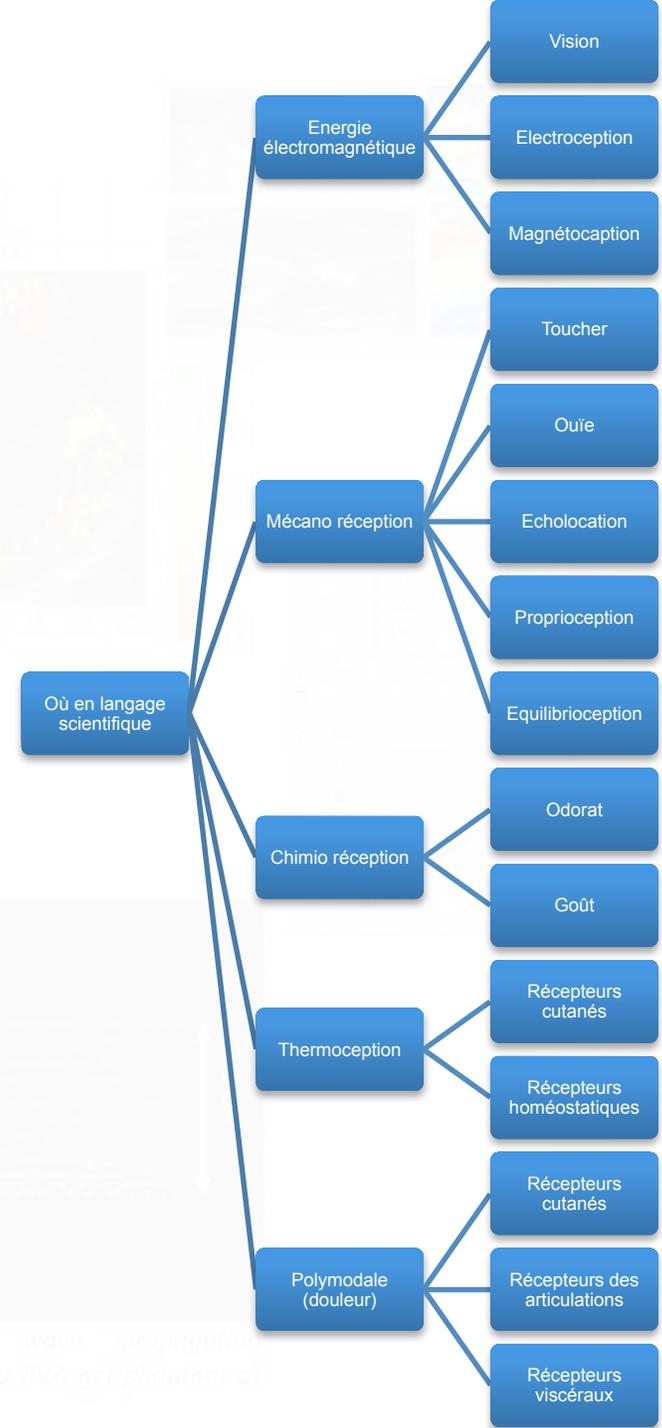
Toucher

Pesanteur

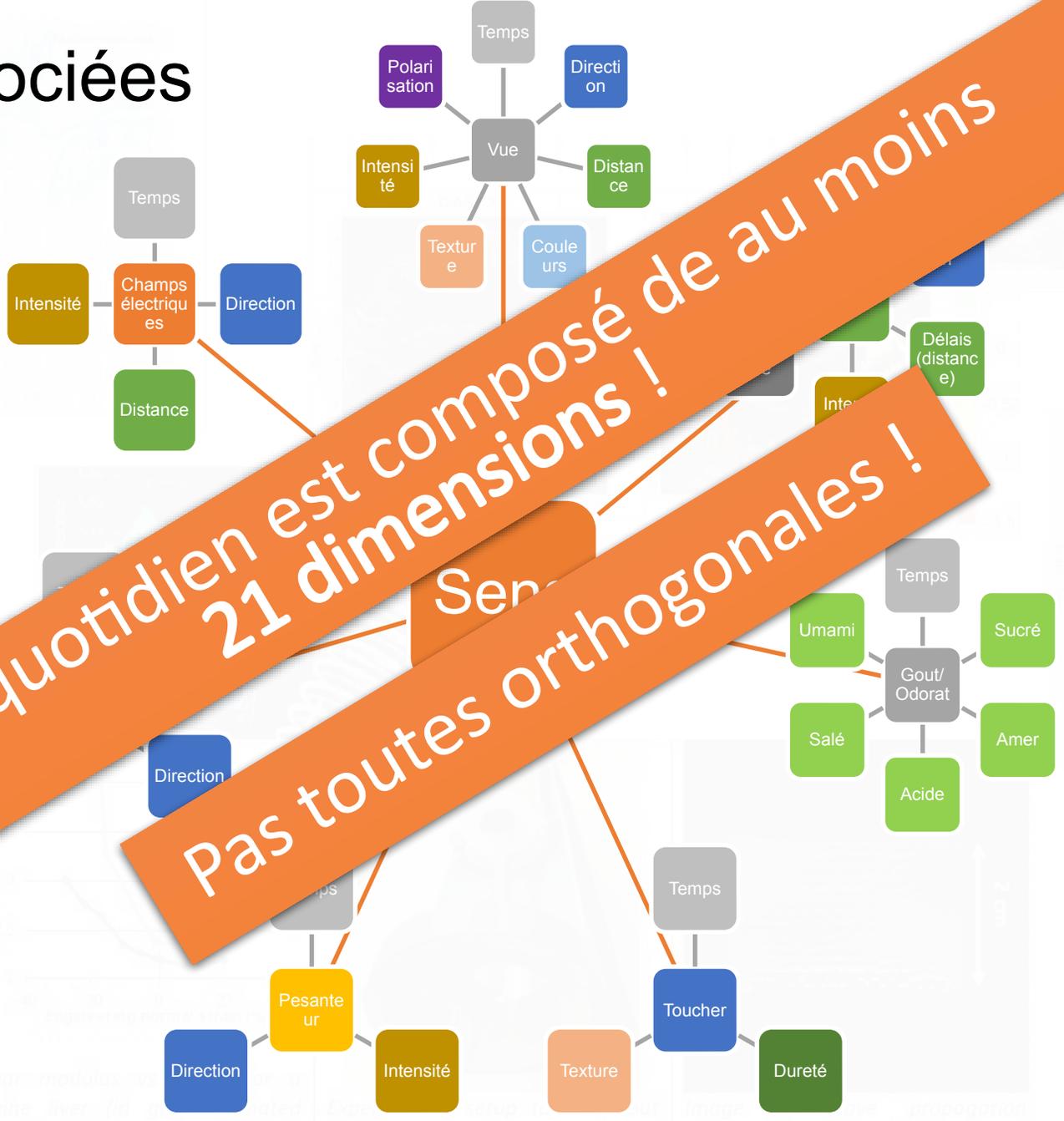
Champs électriques

Champs magnétiques

Animaux
Leurs sens = les nôtres + ...



Dimensions associées aux sens



Notre quotidien est composé de au moins 21 dimensions !

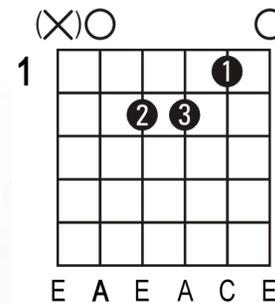
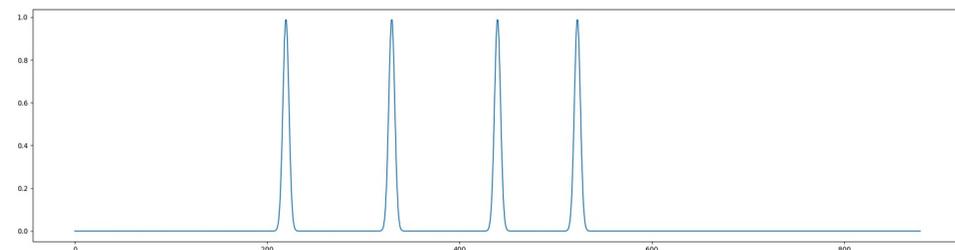
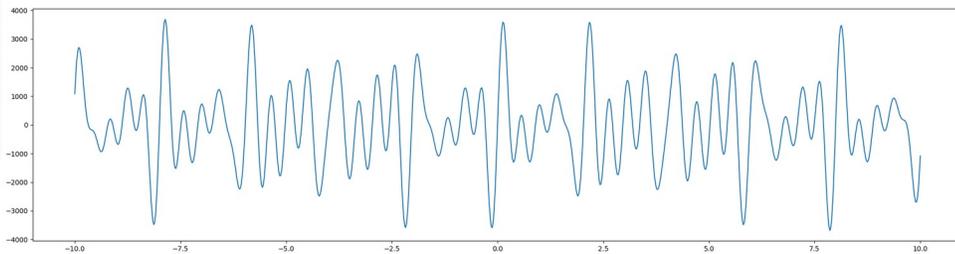
Pas toutes orthogonales !

Deux dimensions sont dites orthogonales quand les informations qu'elles donnent ne présentent aucune corrélation entre elles:

- La taille d'une personne et son poids sont plutôt corrélés.
- Le volume d'une personne et son poids sont très corrélés.
- La taille d'une personne et ses goûts musicaux ne le sont pas du tout.

Représentation de l'information

- Le cerveau humain peut appréhender des informations 1D, 2D, 3D, 3D + couleur, au dessus, ça devient vite trop compliqué pour être utilisable par un humain (**Les ordinateurs n'ont pas cette restriction**).
- Une information même simple peut être très difficile à appréhender par le cerveau humain si elle est étudiée dans une base de représentation inadaptée (**Les ordinateurs n'ont pas/ont moins cette restriction**).



Am



La

6 descriptions différentes d'un « même » son

Toute information a un coût,
Le titre de ce cours aurait pu être:

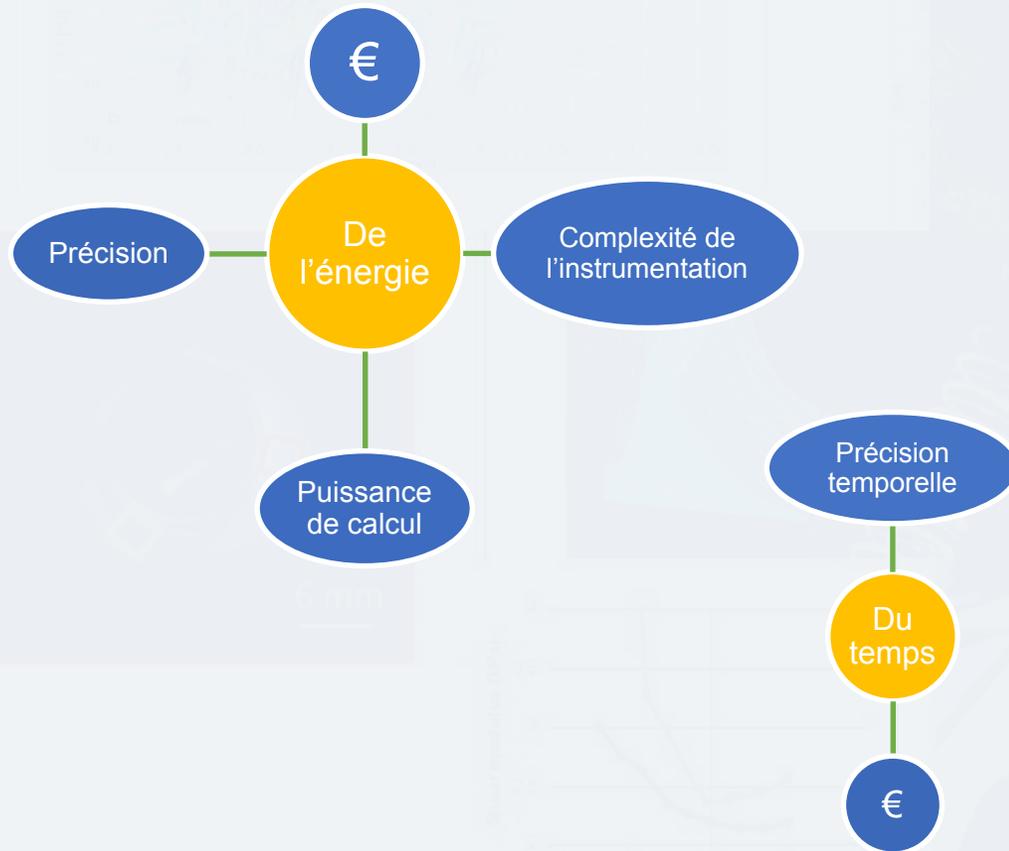
Quelles infos m'intéressent

et

quel prix suis-je prêt à payer pour les avoir ?

$$\text{€} = f(\Delta info, \Delta t)$$

Quels sont les coûts d'une information ?



Coûts statistique



Coûts éthique

Objectifs de l'imagerie médicale

- Explorer un milieu biologique de la manière la moins traumatisante possible)



Système d'excitation ou
Marqueurs



Acquisition



Image ou signal

- **Enjeux**

- Comprendre l'anatomie, la physiologie, la mécanique, la fonction des tissus biologiques
- Détecter et caractériser une pathologie
- Traiter / Soigner / Réparer

Spécificités

- **Le biologique**

- Variabilité inter et intra-individu (structure et fonctionnement)
- Difficile d'accès
- Bénéfice/Risque

- **Imagerie médicale = Multidisciplinaire**

- Biologie et médical
- Principe physique
- Ingénierie : Électronique, Traitement du signal et de l'image, Informatique
- Chimie : Agent de contraste

Quels sont les types d'imagerie que vous connaissez?



Shear modulus vs strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

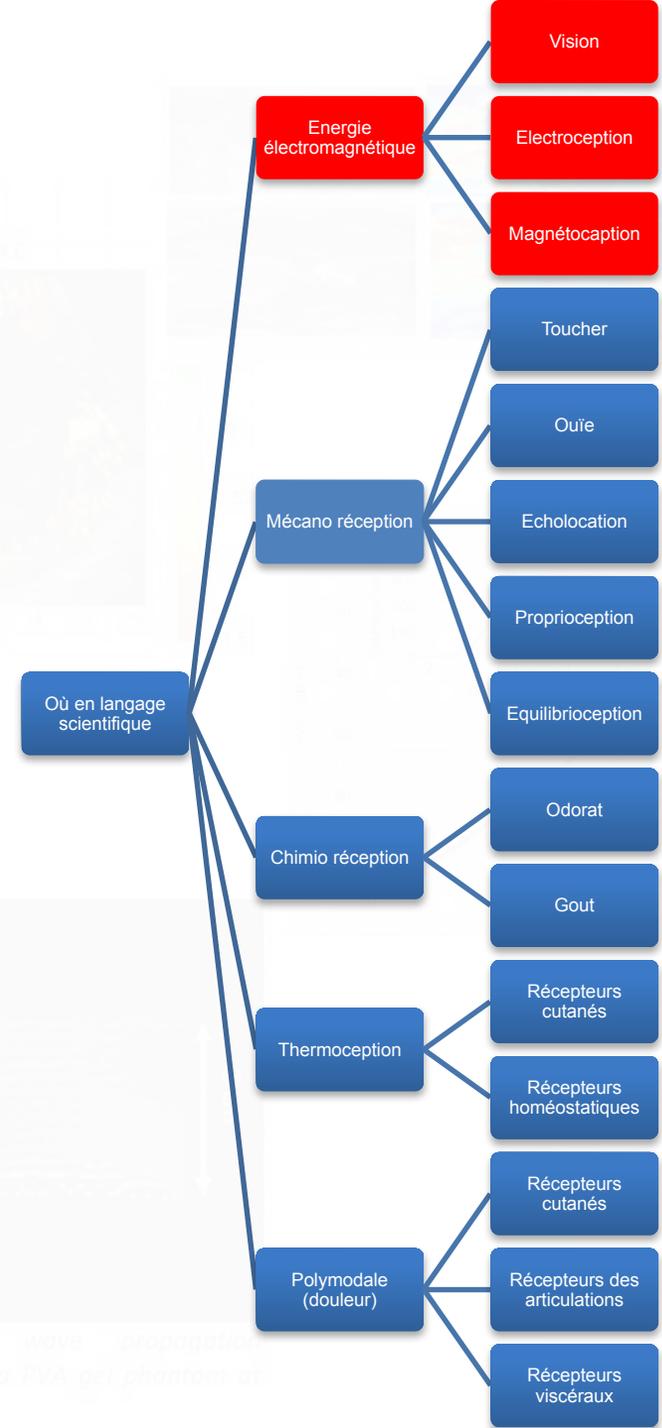


Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.



Image of wave propagation obtained in a PVA-gel phantom at 3 kHz.

Tomographie X (CT, scanner)





1895 : Röntgen découvre les rayons X

En novembre 1895 à Würzburg (Allemagne), Wilhelm Röntgen (1845-1923) remarque que le verre du tube cathodique qu'il utilise pour ses expériences émet un rayonnement invisible capable d'impressionner une plaque photographique.

1901 : Prix Nobel de physique

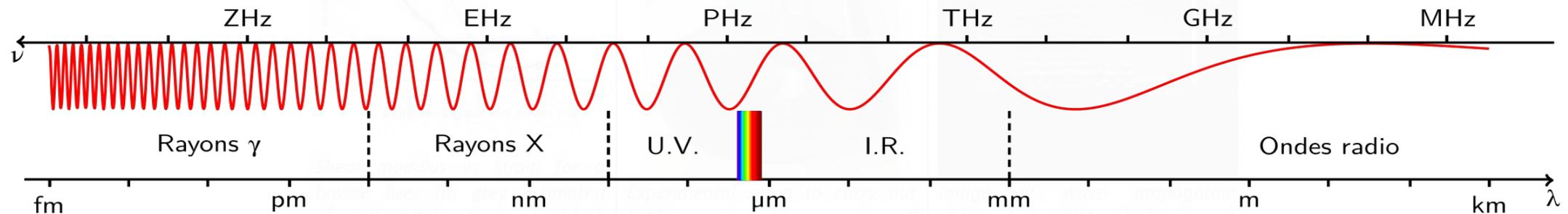
Principe simplifié

La tomographie X consiste à étudier la facilité avec laquelle des rayons X vont traverser la matière.

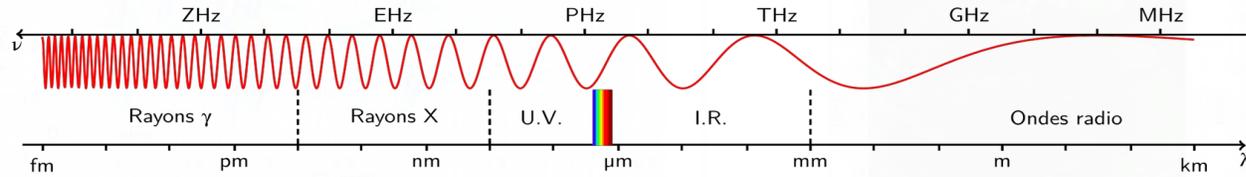
En plus de l'objet à étudier, nous avons donc besoin à minima:

- d'une source de rayons X
- d'un détecteur de rayons X

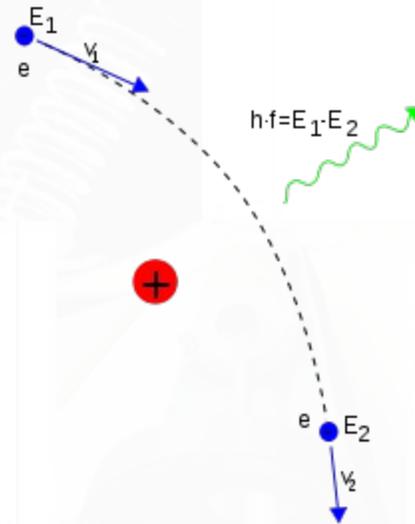
Contrainte sur l'échantillon : ne pas être transparent aux rayons X



Création des RX:



La plupart du temps, les rayons X utilisés en tomographie sont créés par **Bremsstrahlung** (rayonnement de freinage en allemand) qui traduit le fait qu'une particule chargée émet un rayonnement électromagnétique lorsque sa vitesse change en intensité ou en direction



Le principe de base est donc d'accélérer des électrons (de charge négative) qu'on « arrache » à une cathode chauffée à blanc. Ces électrons vont être accélérés dans le vide par un champ électrique (différence de potentielle) très intense (des dizaines de kV) appliquée entre la cathode et l'anode. Les atomes de l'anode (ou plutôt leur charge) vont dévier les électrons qui vont perdre leur énergie par **Bremsstrahlung**

Plus le **voltage** est élevé plus les électrons sont **rapides**, plus les Rayons X seront **énergétiques**.

Plus l'**intensité** est élevée, plus on augmente le **nombre** d'électrons, plus la **quantité** de rayons X sera grande

Quelle est l'efficacité de ce processus ?

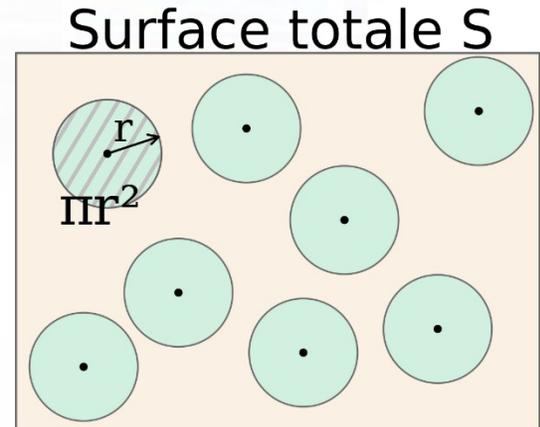
Notion de section efficace

Dans le cadre générique, quand on veut décrire des interactions entre particules et/ou des rayonnements il faut faire intervenir la notion de section efficace ou de coefficient d'absorption

La **section efficace** σ d'une particule traduit la **probabilité pour une particule ou un rayonnement de traverser un milieu sans interagir avec celui-ci.**

Suivant les contextes cette notion peut être utilisée sous la forme d'une surface (à l'échelle microscopique) mais aussi sous la forme de l'inverse d'une distance dans une approche macroscopique: $\sigma[\text{cm}^2] \cdot (\text{Nbres d'atomes} / \text{cm}^3) = [\text{cm}^{-1}]$

On retrouve cette notion aussi dans le **libre parcours moyen**, qui représente la **distance moyenne que franchit la particule ou le rayonnement sans interaction avec le milieu**



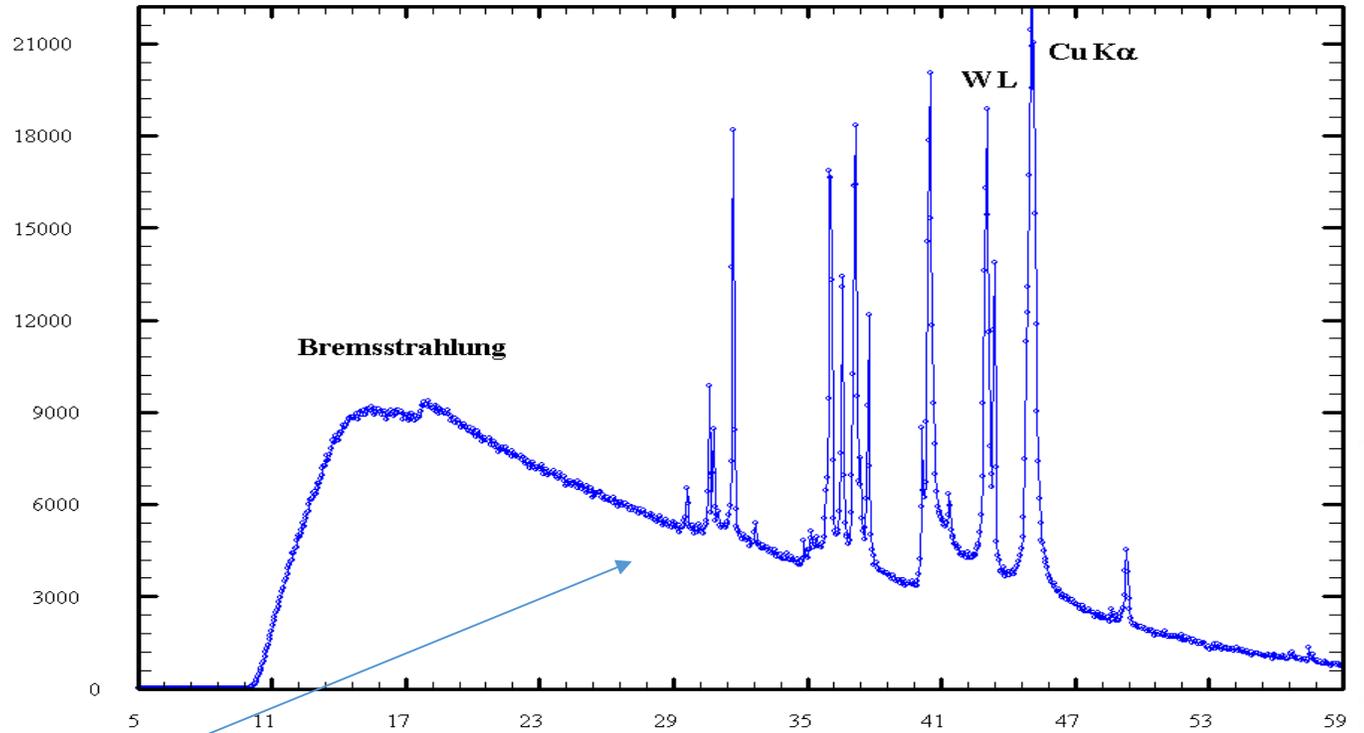
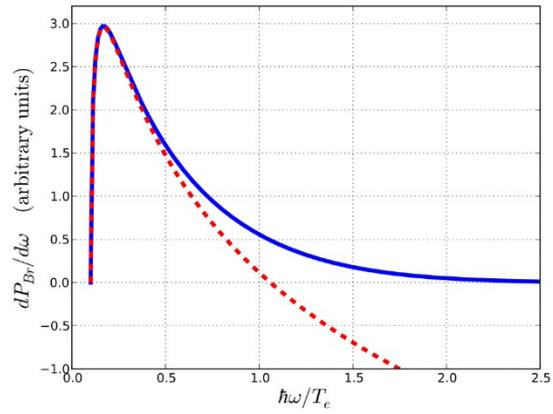
Point extrêmement important: Pour les rayons X, la section efficace est fonction d'un très grand nombre de paramètres.

Dans cette liste, la taille du noyau a en général peu d'importance.

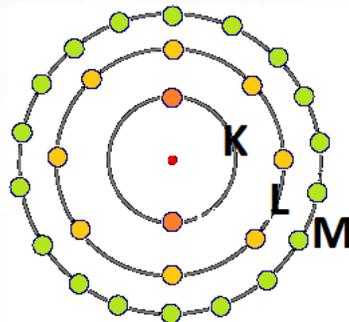
Cette section efficace varie en fonction de la particule ou du rayonnement envoyé : énergie, charge, longueur d'onde, type de particule, ...

Et aussi en fonction des caractéristiques de la cible:

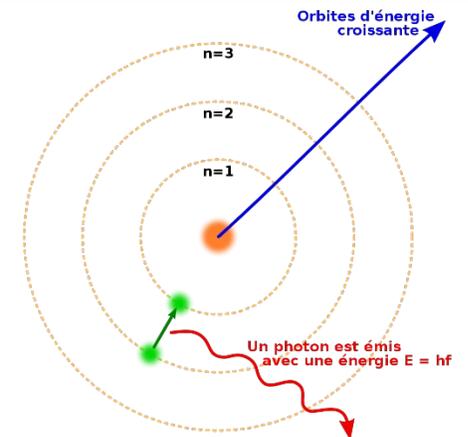
nombre de masse, numéro atomique, couches électroniques, température, ...



Durant le processus, des électrons éventuellement arrachés aux atomes entraînent des réarrangement des couches électroniques qui produisent des RX d'énergie précise



- K : 2 électrons**
- L : 8 électrons**
- M : 18 électrons**
- N : 32 électrons**
- O : 50 électrons**
- P : 72 électrons**



Construisons ensemble un générateur de rayons X pour la tomographie

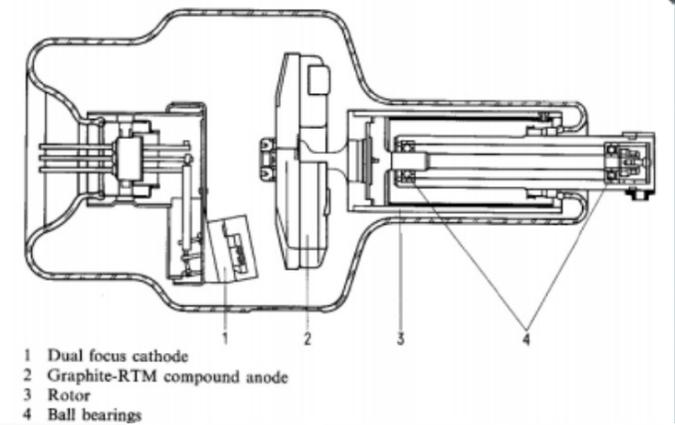
- Il nous faut une source de « production » d'électron:
 - Une **anode**, source de fort courant (**ampérage**)
- Un moyen d'accélérer les électrons:
 - Une **cathode** avec une forte différence de potentiel (**voltage**) pour attirer très fortement les électrons de l'anode.
 - Du **vide** entre les deux pour que l'accélération des électrons ne soit pas gênée par des interactions avec la matière
- Un moyen de freiner les électrons rapidement:
 - La **cathode** doit avoir une **section efficace importante** pour « gêner » au maximum le passage des électrons

Dans un tube à RX seulement 1% de l'énergie est transformée en RX (le reste devient de la chaleur)

La cible est souvent en tungstène car un Z élevé (nb de protons du noyau) favorise le Bremstrahlung.

=> Mais comme ce Bremstrahlung reste très minoritaire par rapport aux « collisions » électron-électron la majeure partie de l'énergie est perdue sous forme de chaleur

=> L'intérêt du tungstène et aussi d'avoir un point de fusion très élevé (3422°C)



Le but est de détecter :

La position de la
détection

La quantité de rayons X

L'énergie de ces rayons X

Détecteur de rayons

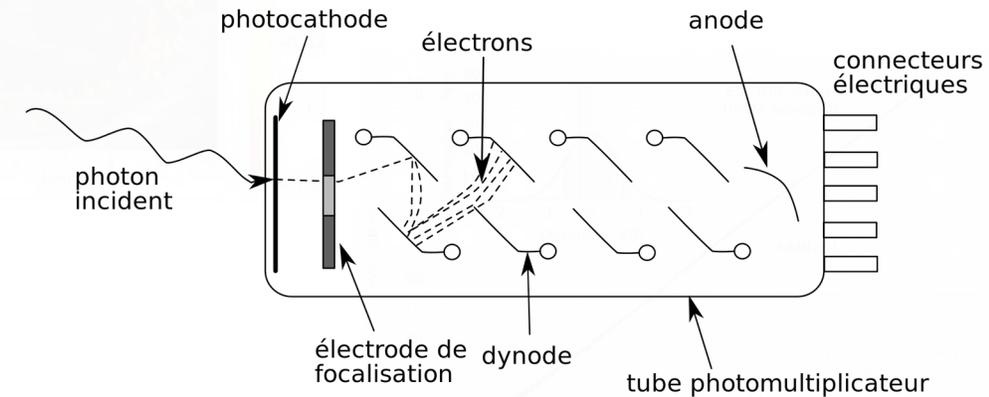
X

Dans les détecteurs actuels, les rayons X génèrent des impulsions électriques qui sont ensuite amplifiées, détectées, localisées et comptées par l'électronique.

Les principaux types dans l'industrie sont à cristaux photomultiplicateurs et à semi conducteurs :

Pour les cristaux photomultiplicateurs le rayonnement traverse un cristal fluorescent qui a des propriétés photoélectriques et les électrons ainsi créés sont amplifiés par cascade.

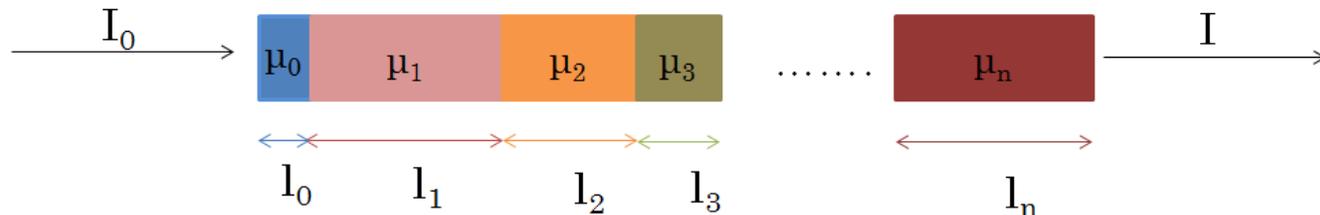
Rayon X → lumière « visible » → électrons → amplification de courant



Pour les détecteurs semi-conducteurs le rayonnement traverse le semi conducteur et « arrache des électrons » et créent des paires électrons trous qui migrent → c'est le principe de base du transistor → le principe d'amplification est donc déjà intégré

Rayon X → électrons/trous → amplification de courant

Pénétration des rayons X dans l'échantillon/le sujet



Loi de Beer-Lambert

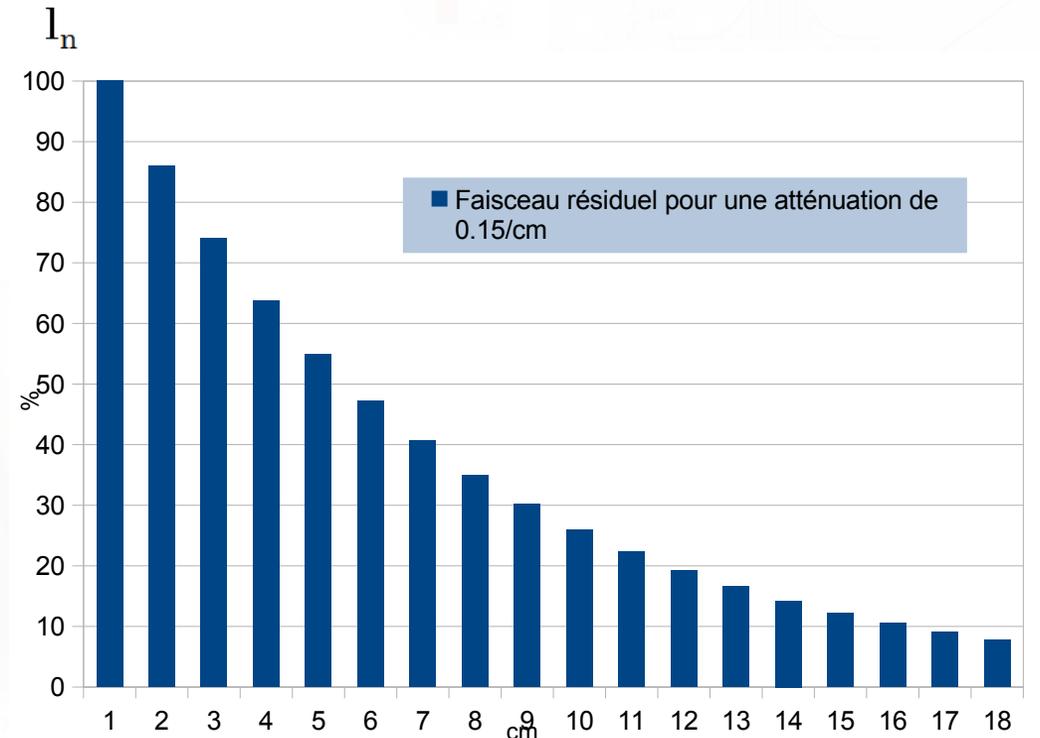
$$I(X) = I_0 \cdot e^{-\sum_{i=0}^n \mu_i l_i}$$

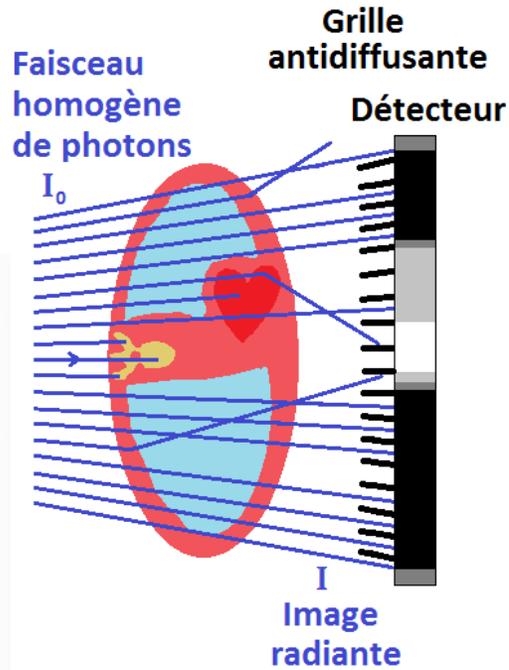
I_0 intensité initiale du faisceau

I intensité en sortie de l'échantillon

μ_i coefficient d'atténuation du i^e matériau

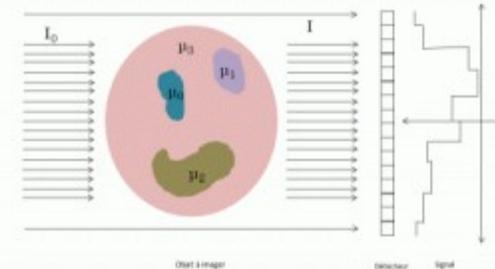
l_i longueur du i^e matériau





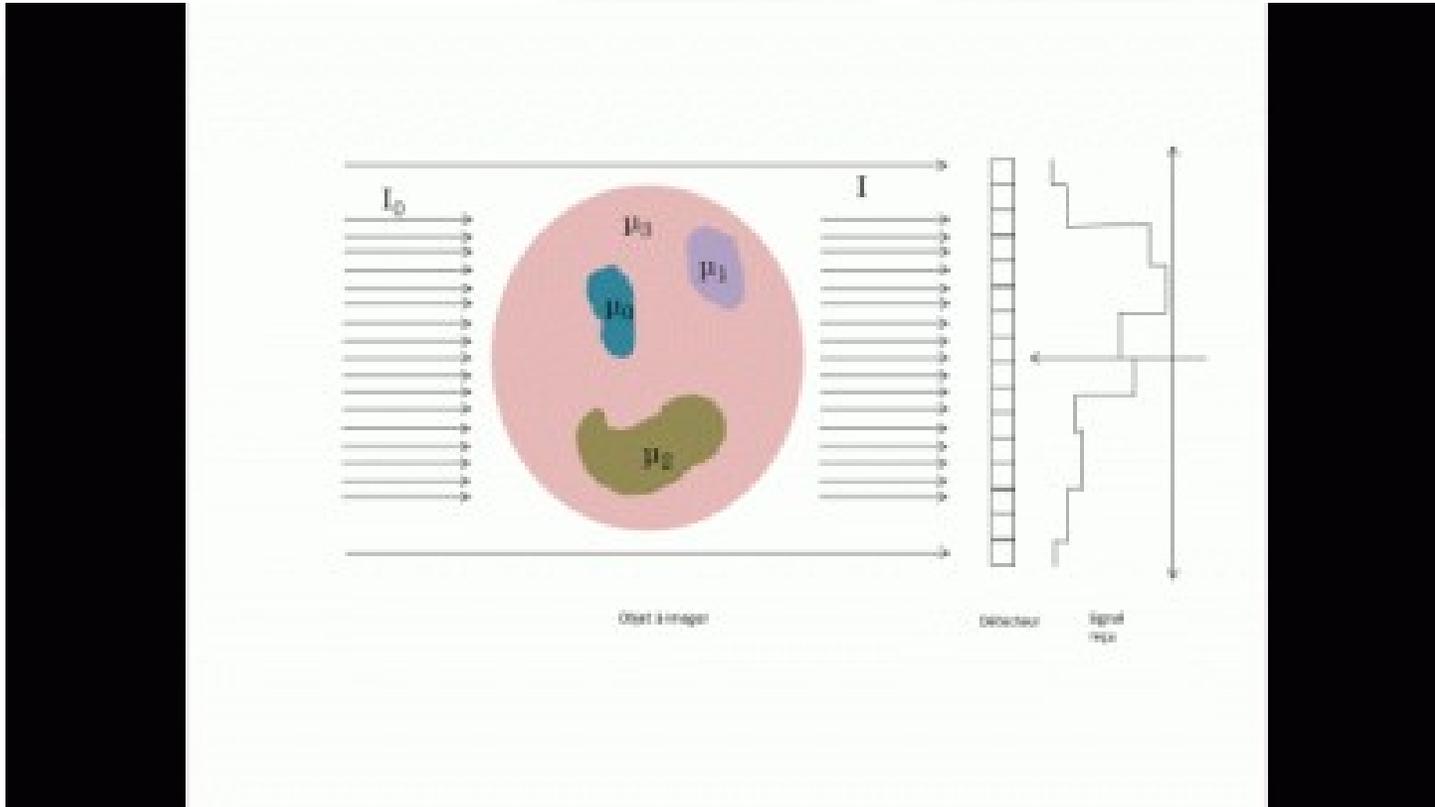
Une série de projections 2D de reconstruire un volume 3D en utilisant des techniques de projection reconstruction ou rétroprojection filtrée.

Mathématique des problèmes inverses



Une série de projections 2D permet de reconstruire un volume 3D en utilisant des techniques de projection reconstruction ou rétroprojection filtrée.

Mathématique des problèmes inverses

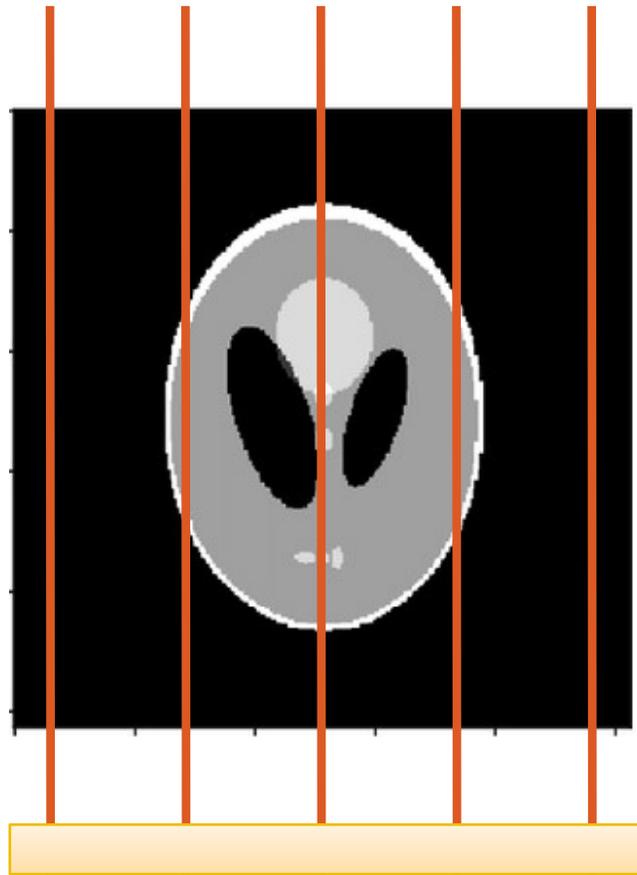


bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

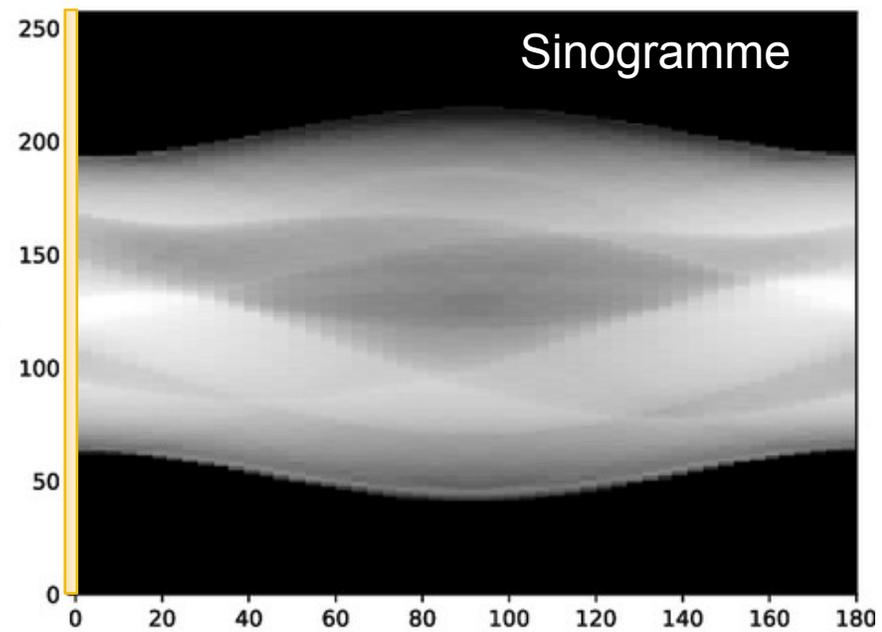
Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.

Image of wave propagation obtained in a PVA-gel phantom at 3 kHz.

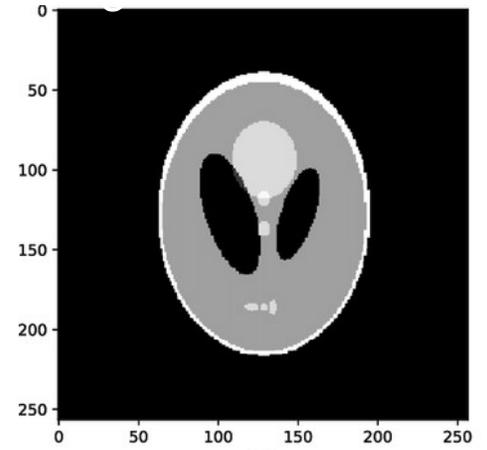
Reconstruction d'après projections



Acquisition



(b)



(a)

Reconstruction
Transformée de
Radon

Artefacts de rétroprojection



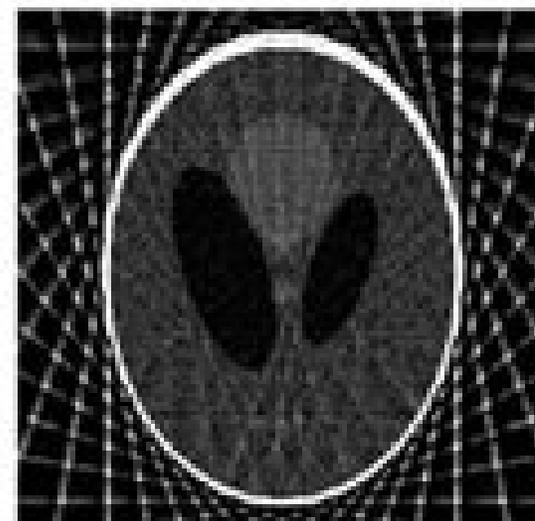
144



72

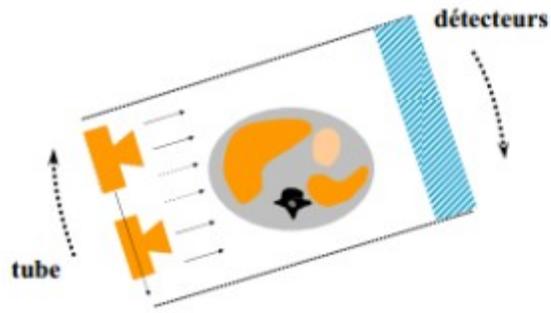


36

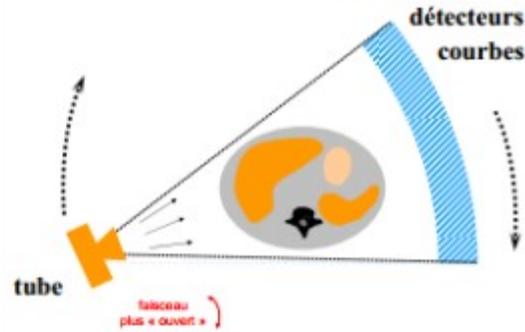


18

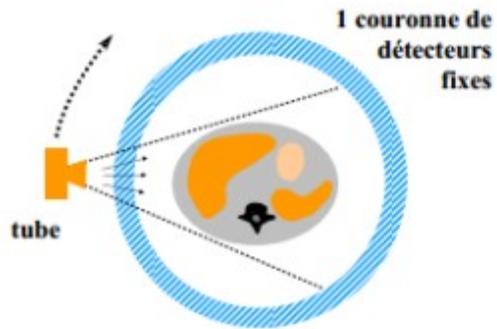
Scanner de 1^{ère}-2^{ème} générations



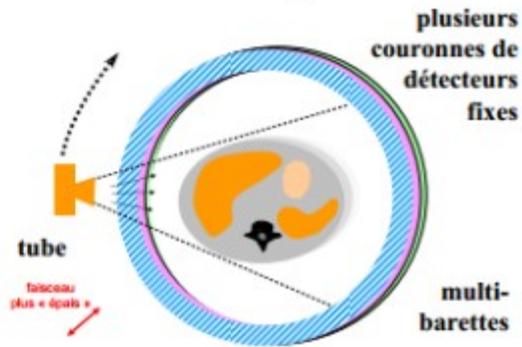
Scanner de 3^{èmes} génération



Scanner de 4^{ème} génération



Scanner de 5^{ème} génération



TRANSLATE-ROTATE



1 The first CT was parallel beam CT where the x-ray source was collimated to small pencil beams. In a slow process, the pencil beams were translated to cover the object from each view and then rotated.

TRANSLATE-ROTATE



2 Mini fan-beams were used so that fewer translations were needed to acquire each view of CT data.

ROTATE-ROTATE



3 Fan-beam geometry enabled the complete view to be covered at one time. In modern CT scanners, the source and detector rotate together.

ROTATE-STATIONARY



4 The x-ray source rotates and the detector is a ring covering the full circle and is stationary.

STATIONARY-STATIONARY



5 An electron beam is scanned over a wide target to cover a half-scan for cardiac scanning. In this geometry there is no physical motion of source or detector components.

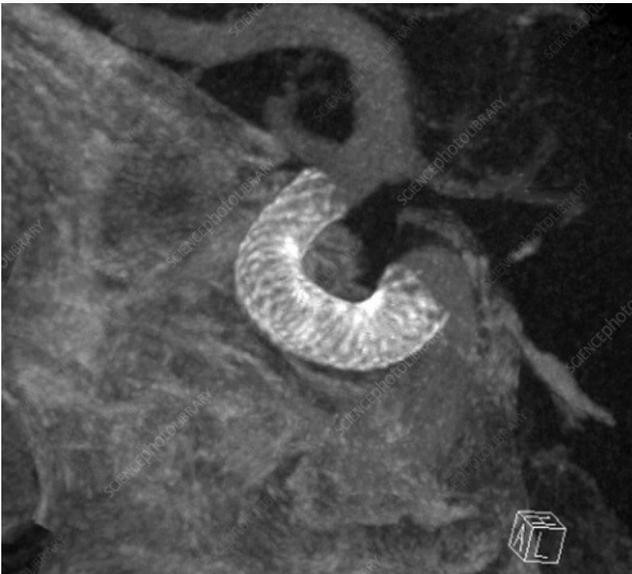
Agent de contraste

- **Angiographie**
 - Avec de l'agent de contraste
 - Image des veines en soustrayant l'image contrastée avec l'image sans contraste



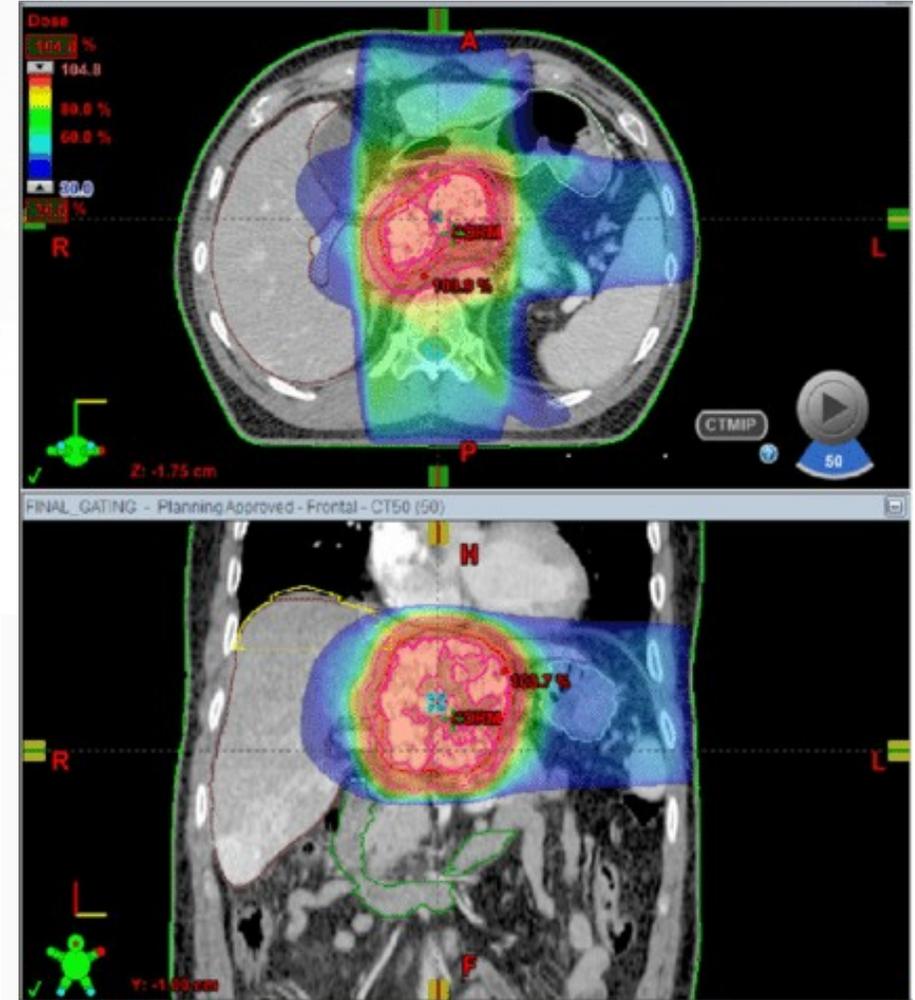
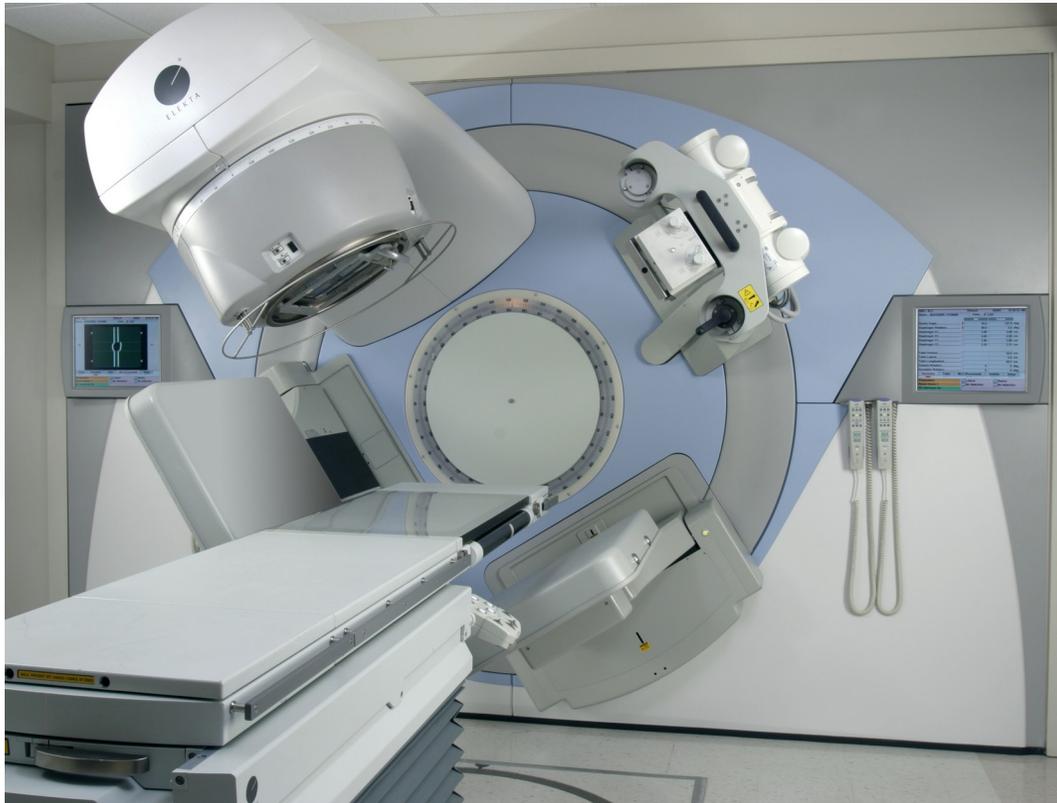
Imagerie interventionnelle

- Utilisée pour :
 - La mise en place de stents aortiques ou coronariens
 - Détection et traitement des thromboses



Imagerie interventionnelle

- **Positionnement de/durant la radiothérapie**

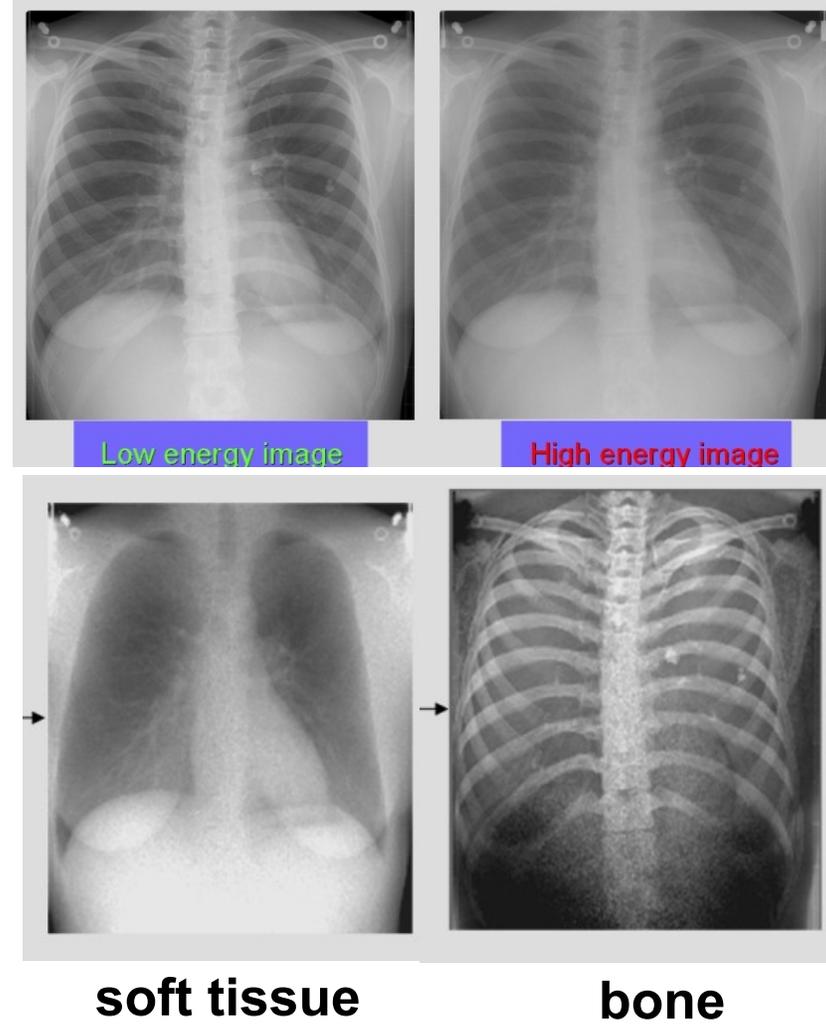
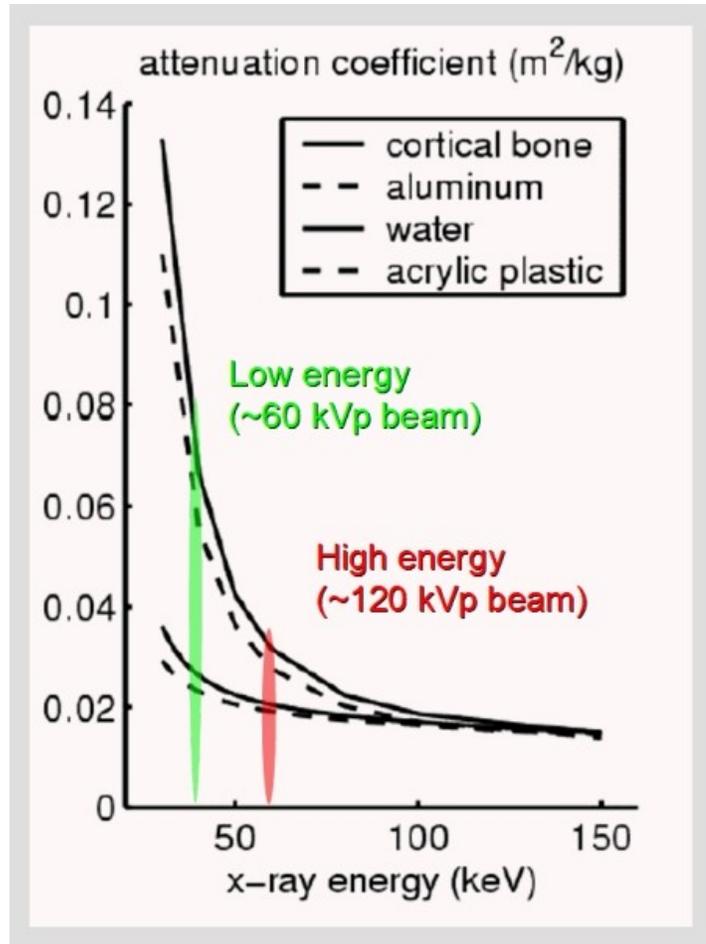


bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.

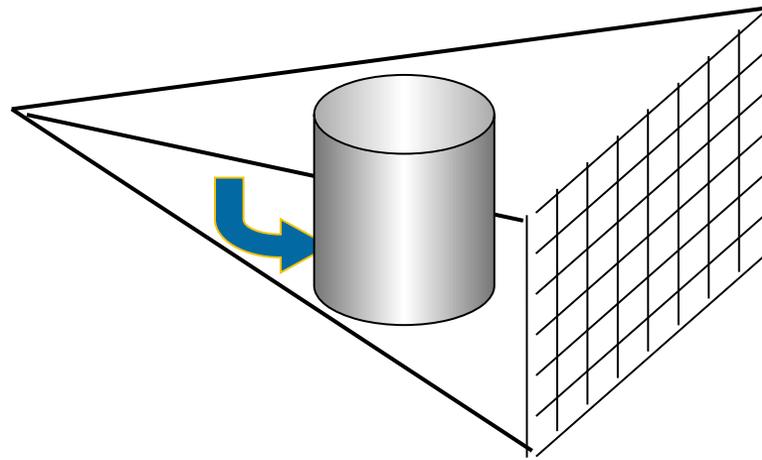
Image of wave propagation obtained in a FVA-gel phantom (3 kHz).

Scanner double énergie



Scanner spectral

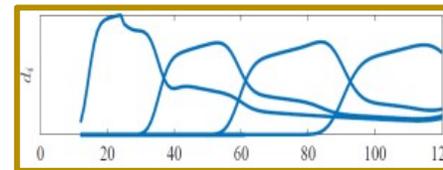
Source Polychromatique



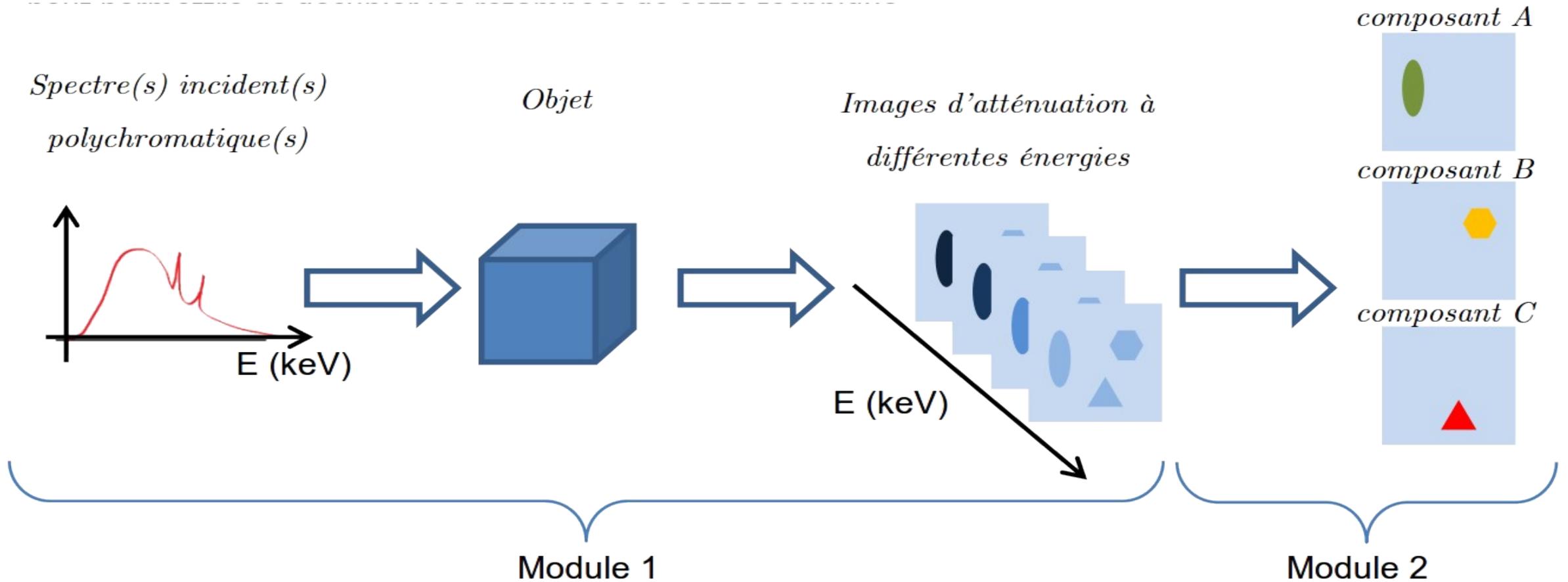
Projections dans I bins d'énergie ($I=4$)



Détecteur à comptage de photons

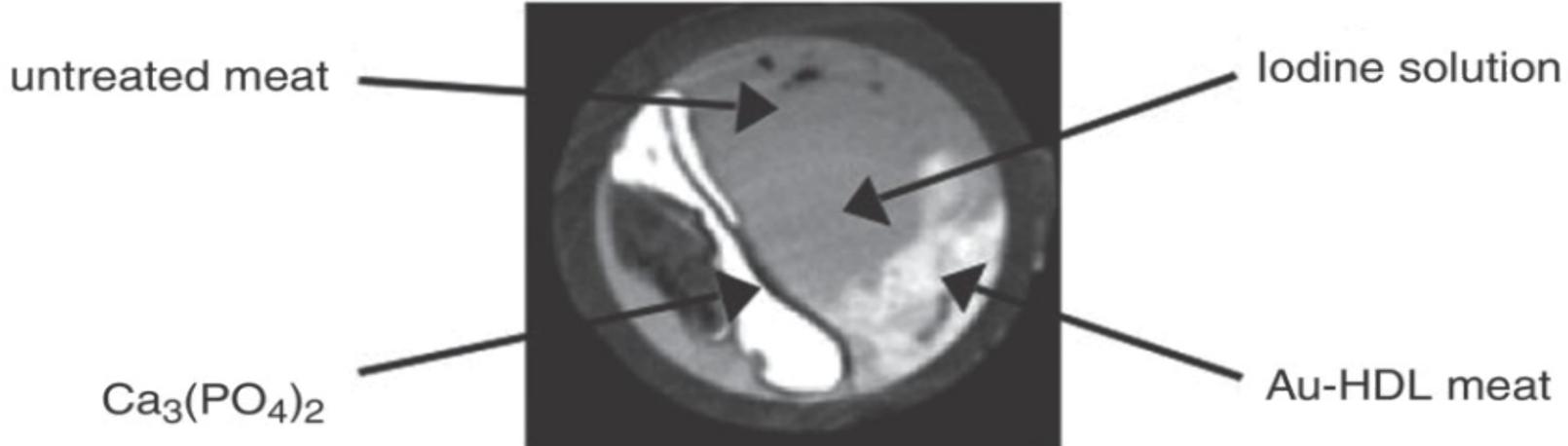


Scanner spectral

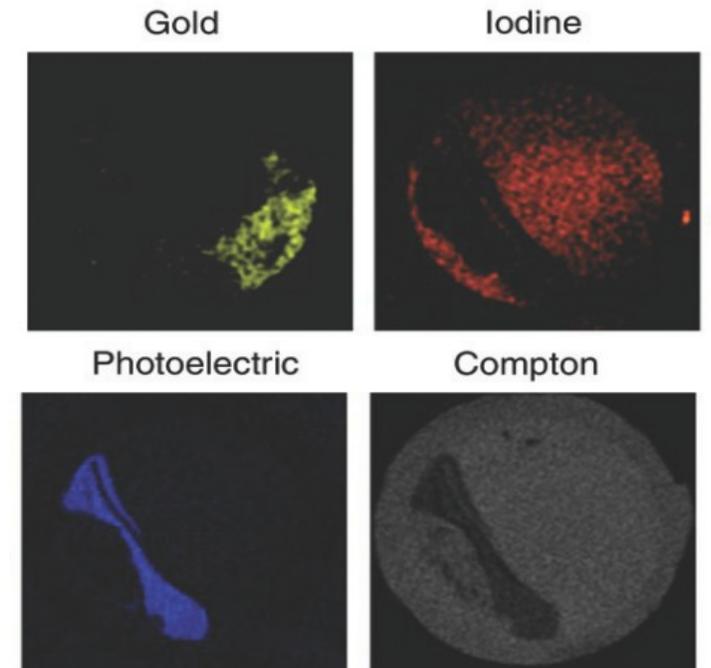
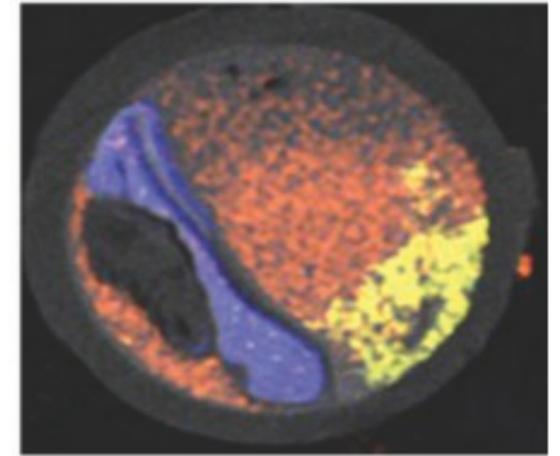


Scanner spectral

*Scanner conventionnel
« Maintenant »*

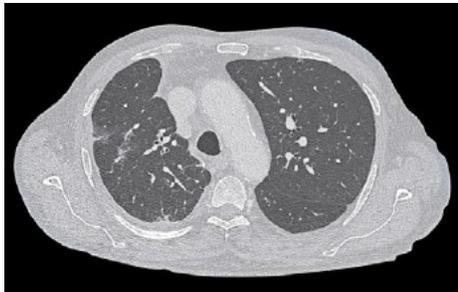


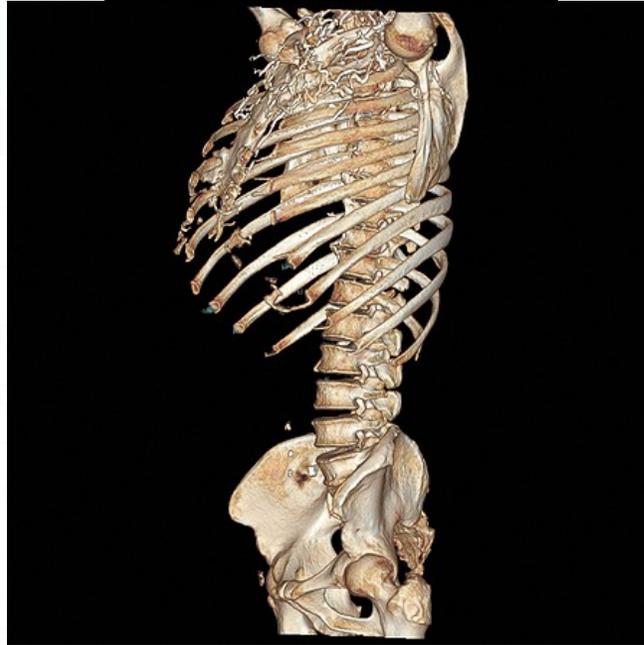
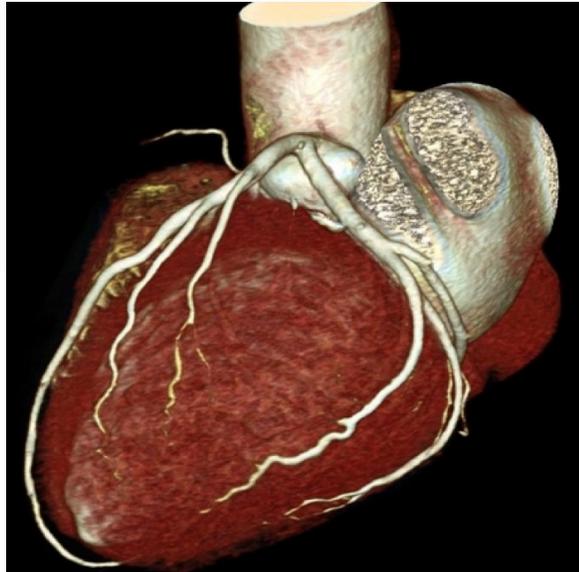
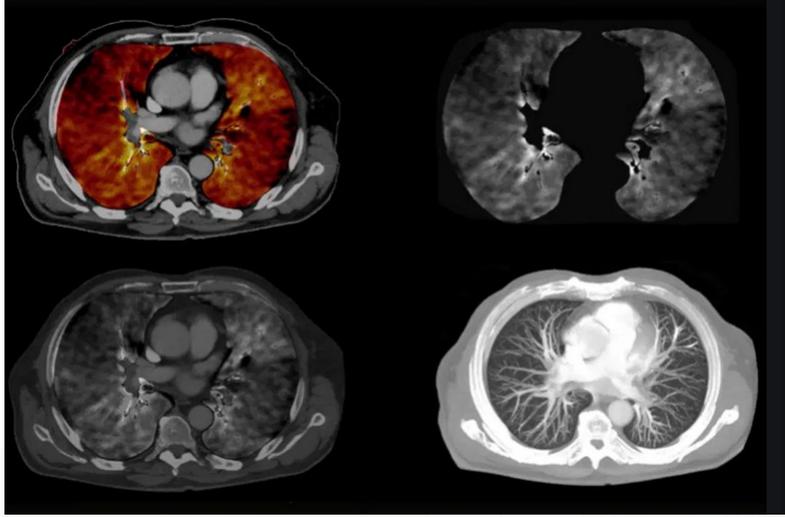
Cormode *et al.*, *Radiology*, 256 (3), 2010



Technical specifications

Slices:	2 x 144
MA:	Up to 1.300 mA
Temporal resolution:	Down to 66 ms
KV:	90, 120, 140, Sn100, Sn140 kV
Z-coverage:	144 x 0.4 mm 120 x 0.2 mm (UHR)
Spatial resolution:	0.11 mm (in-plane) in UHR mode
Power:	2 x 120 kW
Max. scan speed:	Up to 737 mm/s
Table load:	Up to 307 kg







5 mm

Type

Desktop cone-beam microCT
Fully shielded
No external shielding required

X-ray source

Sealed
Air-cooled
Maintenance-free
5 μm spot size (4/8 W)
20 - 90 kVp (45, 55, 70, 90 kVp preset and calibrated)

Detector

3400 x 1200 elements, 20 μm pitch

Resolution

< 5 μm 10% MTF
1.25 μm - 100 μm nominal isotropic (pixel size)

Image matrix

512 x 512 to 8192 x 8192 pixels

Max. scan size

50 x 120 mm (\O xL)

Max. specimen size

50 x 120 mm (\O xL)

Electrical

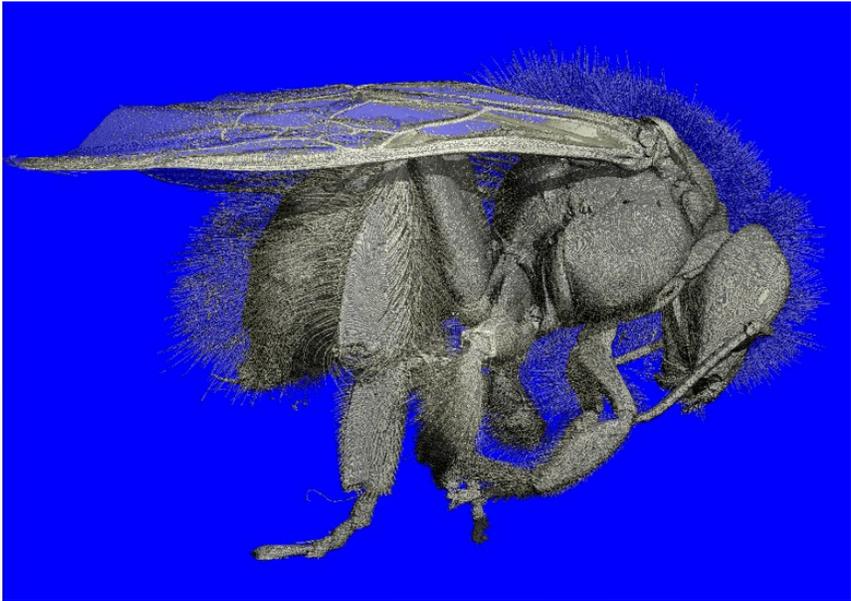
100 - 230 V / 50 - 60 Hz
max. 400 W

Dimensions

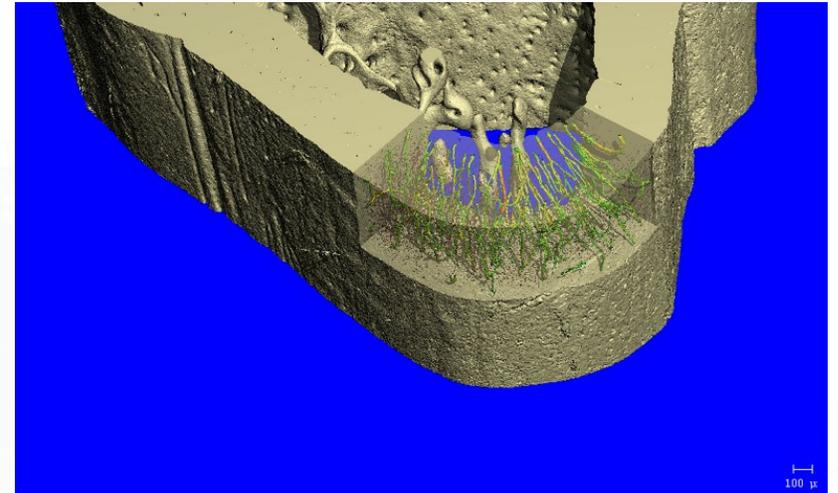
78 x 97 x 57 cm (HxWxD)

Weight

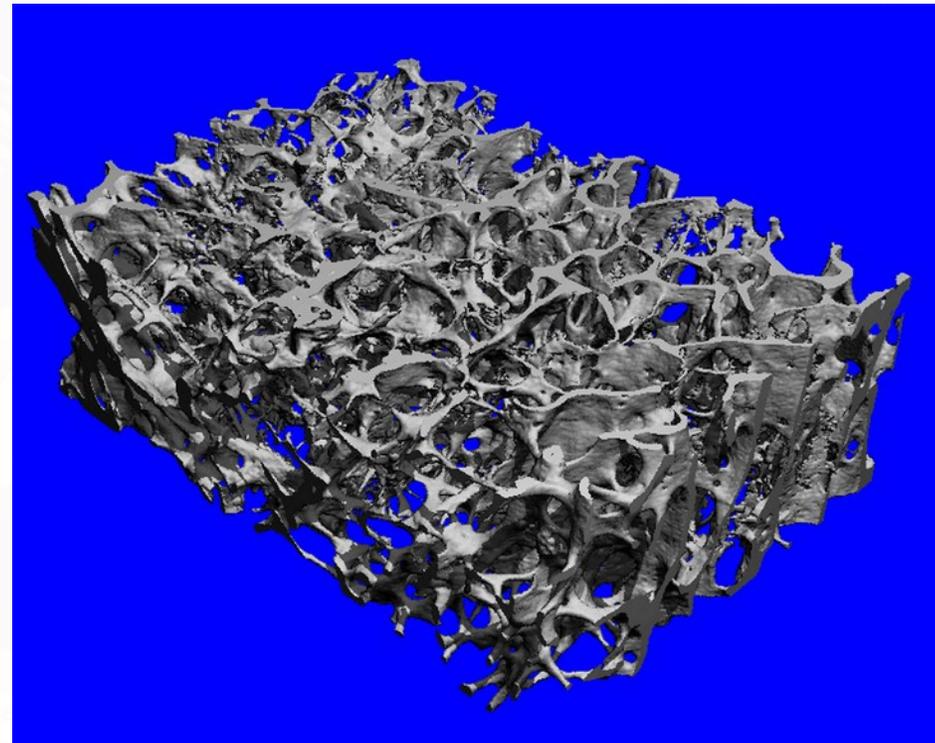
250 kg



5 mm



100 μm



Shear modulus vs strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

Experimentally measured MIT of animal (Bruker Biospring II system) 2 kPa.

Qualité de l'image en tomographie X

Notion de contraste :
Impact des kV et de l'ampérage du tube
Rayonnement diffusé

Grain de l'image :
Bruit quantique,
bruit de la chaîne d'acquisition

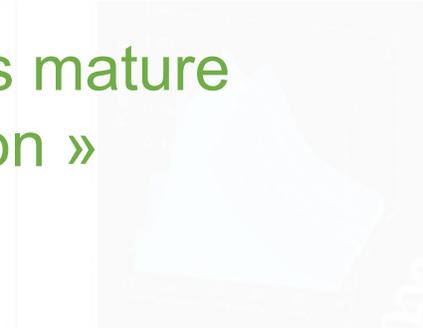
Notion de netteté :
Flou du foyer
Flou du détecteur
Flou cinétique

Qualité d'image et artefacts technologies et algorithmes dépendants

Avantages et inconvénients de la tomographie X

- Rapide
- Très bonne résolution spatiale
- Peu coûteuse
- Technique très mature
- « Presse bouton »

- Irradiante Les rayons X font peur (0,1 à 7mSv/exam)
- Peu de contrastes (types d'information) différents disponible.
- Notion de bénéfice risque pour son utilisation.
- Utilisation en environnement plombé



Shear modulus vs strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).



Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.



Image of wave propagation obtained in a EVA-gel phantom at 3 kHz.

Marge d'évolution

- Le scanner X est une technique très aboutie
- En terme de résolution spatiale, le compromis résolution/quantité d'irradiation définit les bornes de ce qui peut être obtenu in vivo.
- En terme de richesse d'information le scanner n'est basé que sur la notion d'absorption (avec éventuellement l'utilisation de produits de contraste). La marge d'évolution sur le plan de la richesse d'information est lui aussi limité. La recherche la plus active se fait maintenant sur les scanner multi-énergie (scanner spectraux). Cette approche spectrale permet d'accéder à de nouveaux type de contrastes.

Tomographie X / Scanner X/ radiographie

Les infos sur la partie CT X ont été principalement sourcées dans wikipédia @ :

https://fr.wikipedia.org/wiki/Scanner_spectral_X

<https://fr.wikipedia.org/wiki/Radiographie>

Ainsi que dans le Cours du Pr L Dusseau de l'IES: http://www.eea.univ-montp2.fr/IMG/pdf/M2_seminar_opto_et_radiations_-_Copie.pdf

Ainsi que dans le Cours du Dr A Cheifa de l'enci:

http://univ.ency-education.com/uploads/1/3/1/0/13102001/radio3an16m-01tube_rayons_x-cheifa.pdf

Et aussi : principes physique de l'imagerie médicale (S.Bussod, CREATIS)

Imagerie par injection de produit marqué

Scintigraphie

SPECT

PET



Shear modulus vs strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).



Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.

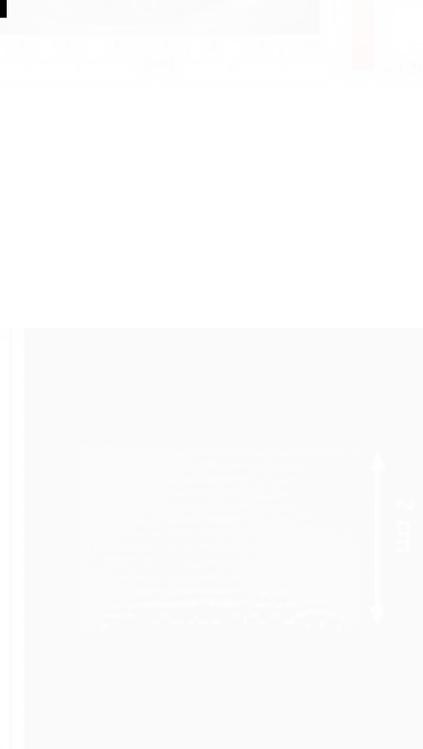


Image of wave propagation obtained in a PVA-gel phantom at 3 kHz.

Principe

Ces techniques sont principalement utilisées pour suivre le fonctionnement d'un organe. L'émetteur de radiation n'est plus extérieur au sujet mais il est injecté **dans** le sujet.

Un noyau faiblement radioactif et de période courte est greffé sur une molécule d'intérêt elle même utilisée par la fonction métabolique que nous voulons tester. **Cet assemblage chimique est appelé le traceur.**

Après en général une **mesure de référence** faite sans injection, le traceur est injecté.

Après avoir donné le temps à la fonction métabolique que nous voulons tester de métaboliser/utiliser ou non le traceur, on fait une projection 2D ou une imagerie 3D du sujet pour connaître les **localisations** et

concentration de traceur consommées.

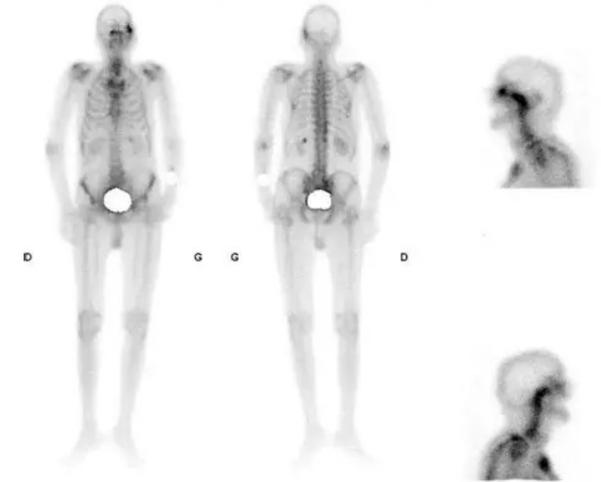
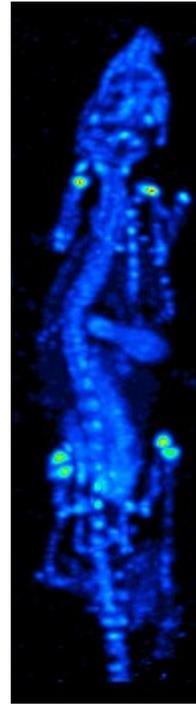
Gamma Camera, SPECT

Tomographie d'émission monophotonique (TEMP en français)

Le principe est d'injecter par voie veineuse un élément radioactif émetteur de **rayons gamma**.

Ce radioélément est greffé sur une molécule d'intérêt qui cible une fonction biologique dont on veut tracer l'activité.

Cette assemblage est appelé radiotraceur.

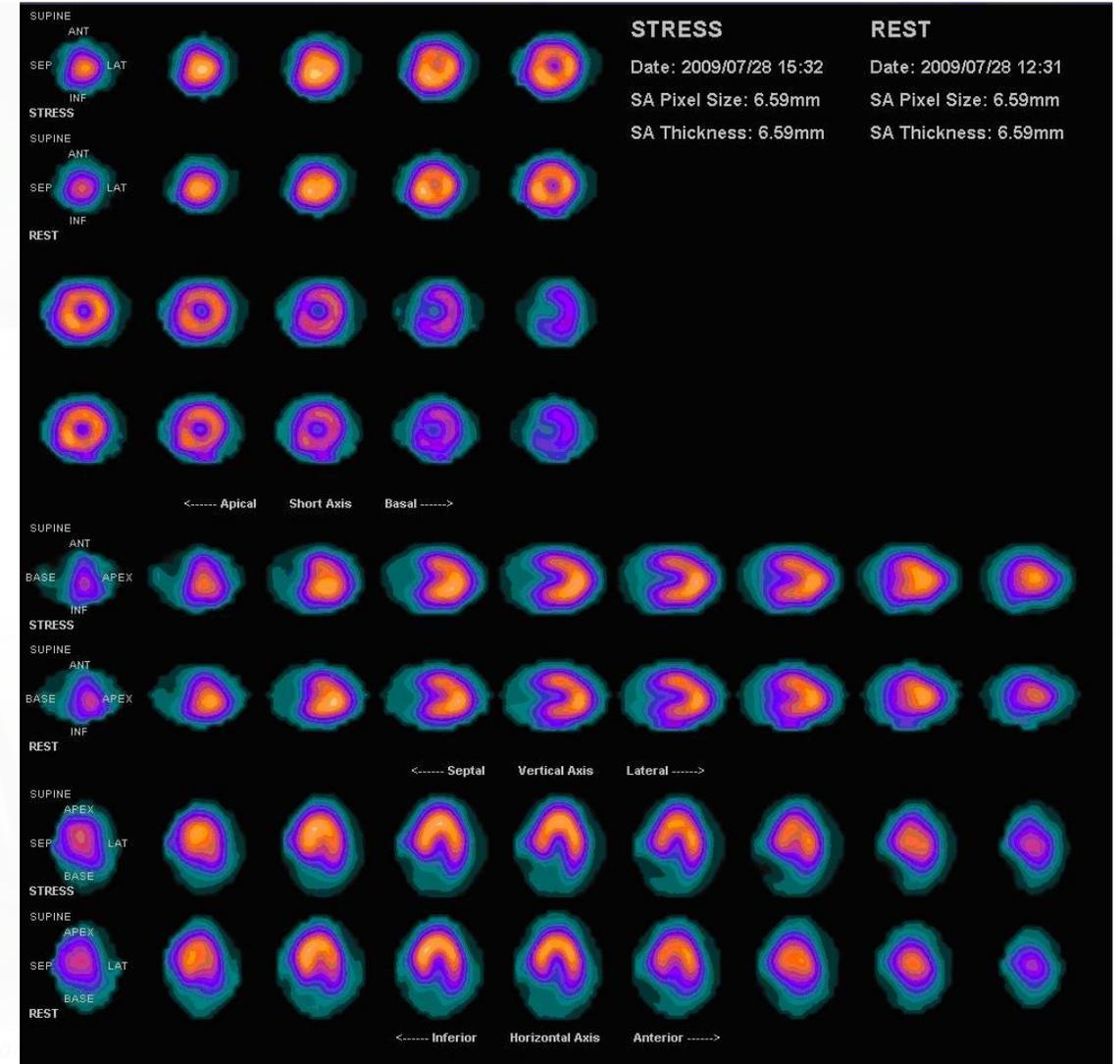


Scintigraphie osseuse



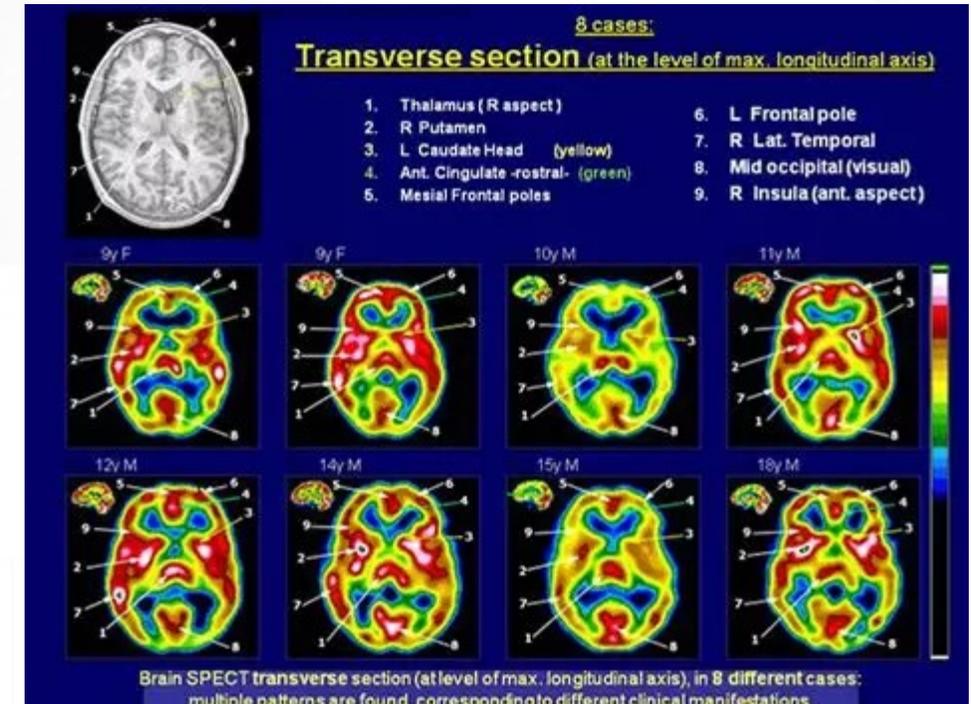
Myocardial perfusion imaging

Le flux sanguin est suivi à l'aide de radio traceurs de type [thallium-201](#) ou [technetium-99m](#) en comparant une acquisition avec ou sans stress du cœur (effort)



Brain perfusion imaging

Les radiopharmaceutiques marqués au Technetium-99m et utilisés spécifiquement pour visualiser le débit sanguin cérébral sont principalement l'Hexaméthyl-Propylène-Amine Oxime (HMPAO) et l'EthylCystéinate Dimer ou bicisate (ECD). Cette technique a l'avantage de pouvoir être effectuée pendant une crise (phase ictale) et au repos d'un point de vue épileptique. La différence entre ces deux examens (SISCOM) est alors calculée.



Avantages/inconvénients

- Permet d'avoir une information quantitative
- Plus abordable que la TEP et l'IRM
- Technologie plus « simple » que TEP et IRM
- Technologie aussi mature que le CT
- **Résolution spatiale relativement faible**
- **Résolution temporelle relativement faible**
- **Technologie irradiante (2 à 12mSV /exam)**

« Emerging evidence consistently demonstrates that PET provides improved image quality, greater interpretive certainty, higher diagnostic accuracy, lower patient dosimetry, and shorter imaging protocols as compared to SPECT »

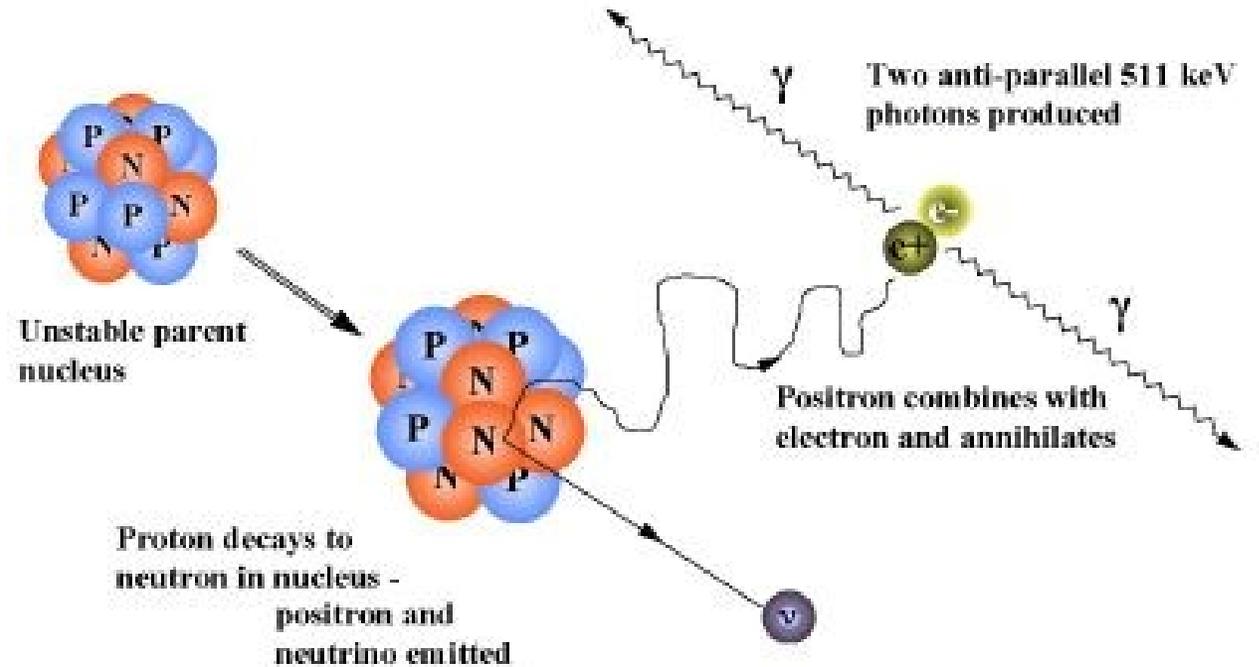
T.M.Bateman J Nucl Cardiol. 2012 Feb;19 Suppl 1:S3-11

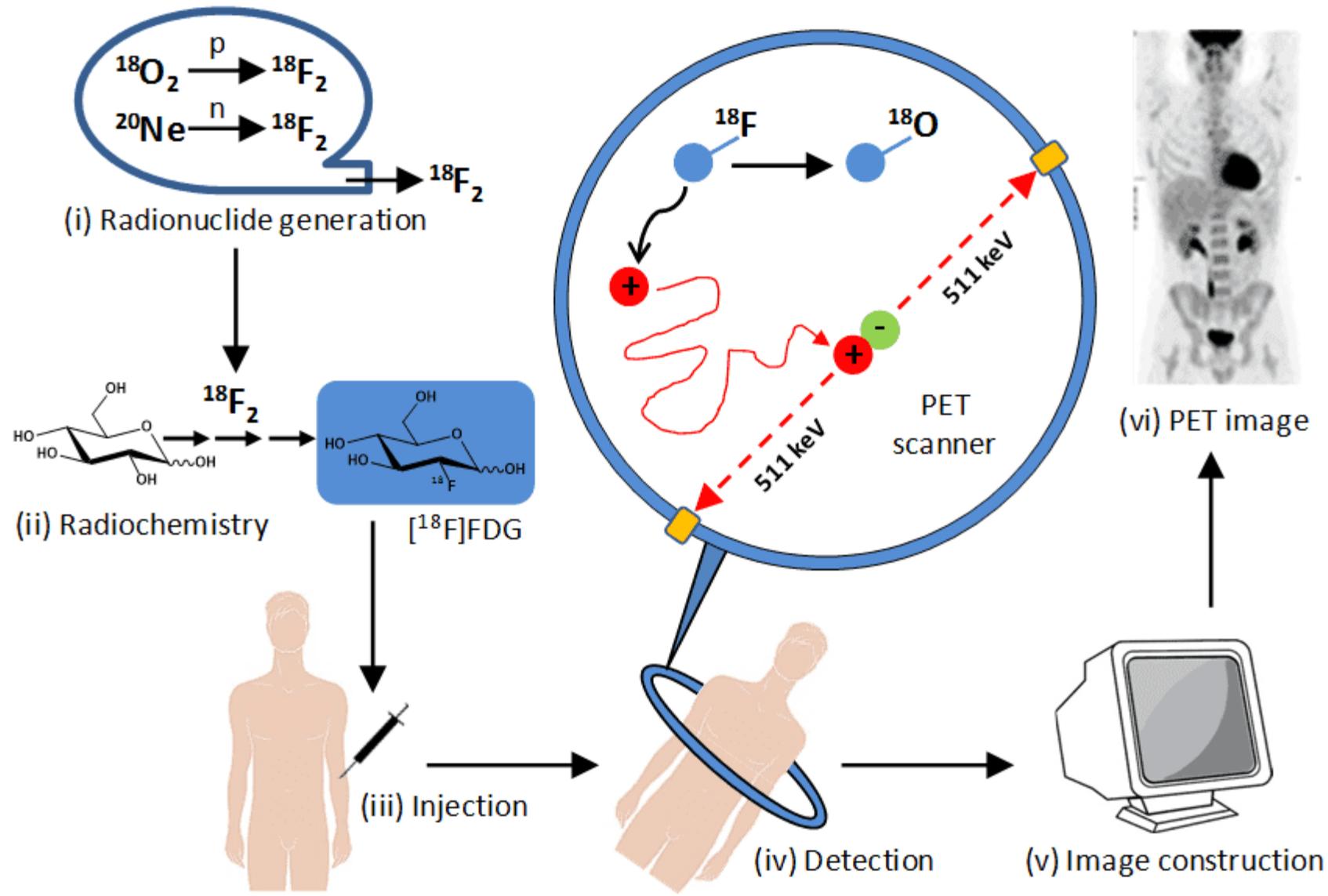
TOMOGRAPHIE PAR ÉMISSION DE POSITON

Photons gamma de 511keV
coïncidents captés par la gamma
caméra

La TEP utilise Le fluor 18 ainsi
que l'oxygène 15 (^{15}O), l'azote 13
(^{13}N), le carbone 11 (^{11}C) ont une
courte demi-vie (de 15 minutes à
110 minutes pour le fluor).

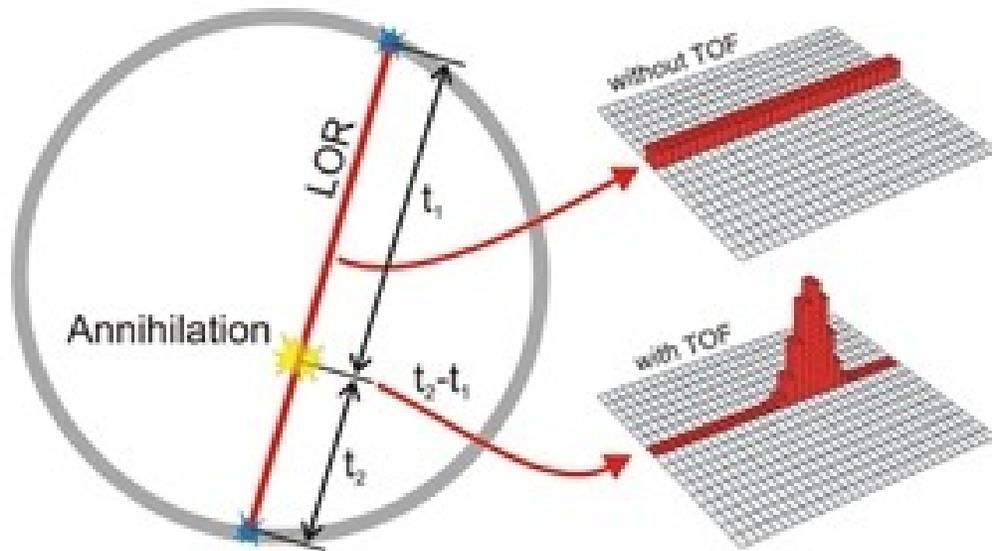
Ces isotopes de courte durée
nécessitent un cyclotron pour leur
production.





TEP en résolution temps de vol (Time Of Flight)

Principe : Si le dispositif de détection est suffisamment précis pour mesurer le temps d'arrivé de 2 photons incidents, on peut alors aussi mesurer une posiiton globale sur la droite d'incidence



TOF-PET Imaging

PET

TOF-PET

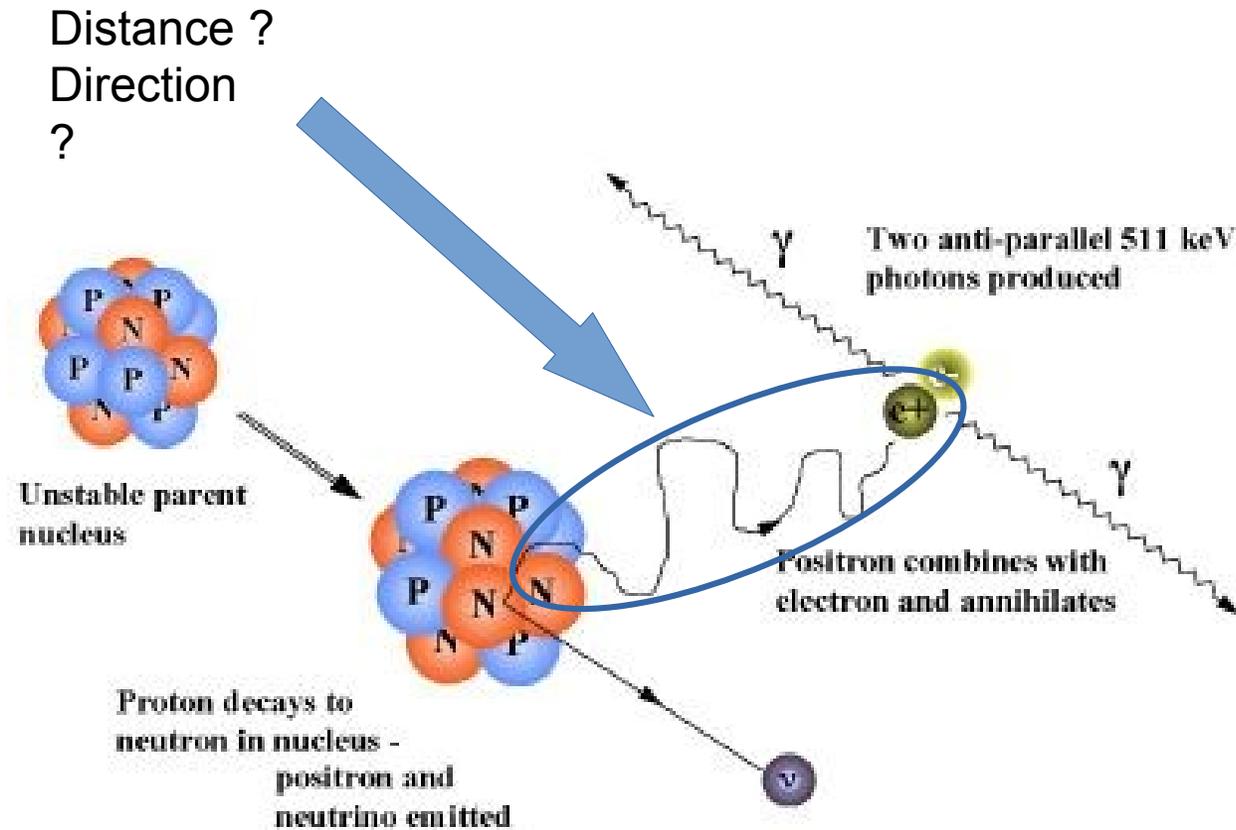
$\Delta d = c \times \Delta t / 2$
When $\Delta t = 300 \text{ ps}$
 $\rightarrow \Delta d = 4.5 \text{ cm}$

Timing resolution required for MPPC $\leq 200 \text{ ps}$

HAMAMATSU
PHOTON TO THE EXTREME

Copyright © Hamamatsu Photonics K.K. All Rights Reserved

Résolution minimale intrinsèque > à 1 mm



APPLICATIONS DES PRINCIPAUX TRACEURS TEP

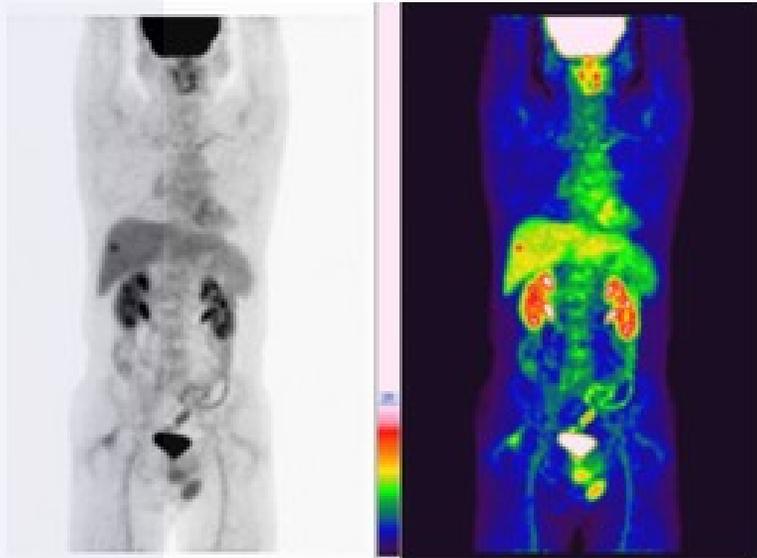
Le 18F FDG Le [18F-FDG](#) (fluorodesoxyglucose marqué au [fluor 18](#)) est un sucre semblable au glucose, rendu [radioactif](#). Le glucose est essentiel aux nombreuses cellules de l'organisme et il se trouve naturellement dans le sang. Plus l'activité des cellules est importante, plus leur consommation de glucose augmente. Les cellules cancéreuses se multiplient sans cesse. Ces nombreuses multiplications nécessitent beaucoup d'énergie ; elles ont donc une consommation anormalement élevée de glucose par rapport aux cellules normales. C'est grâce à cette consommation excessive de glucose que l'on peut repérer le tissu cancéreux avec la caméra TEP.

Le 18F-FDG se comporte comme le glucose, mais contrairement à celui-ci, il n'est pas une source d'énergie utilisable par la cellule cancéreuse. La molécule de 18F-FDG est [phosphorylée](#) par la cellule après son entrée ce qui l'empêche de ressortir de la cellule. Ensuite le FDG phosphorylé s'accumule dans le [cytoplasme](#) de la cellule car il n'est pas reconnu par les enzymes du cycle de dégradation du glucose normal. En devenant ainsi radioactive, la cellule émet des rayonnements qui peuvent être détectés par la caméra TEP. **Le tissu cancéreux est ainsi repéré grâce à l'accumulation du produit radioactif sous la forme d'une image d'hyperfixation.**

Autres traceurs classiques :

- La F-Choline : Petite molécule précurseur des phospholipides membranaires. Elle est indiquée dans l'évaluation du cancer prostatique [8](#) (bilan d'extension initial de certaines formes localement avancées et surtout localisation des récidives occultes) et celle du carcinome hépatocellulaire (CHC) [9](#).
- Le F-Na : L'utilisation du radiotracer 18FNa, combinée au scanner X, permet d'explorer le squelette en moins d'une heure sans irradier excessivement l'organisme [10](#). Il peut contribuer à la détection de [fractures d'âges variés chez des enfants battus 11](#).
- La F-DOPA : En neurologie l'utilisation de la F-[DOPA](#) peut notamment aider à distinguer une [paralysie supranucléaire progressive](#) (syndrome de Steele-Richardson-Olszewski), d'une [atrophie multisystématisée](#) ou d'une [maladie de Parkinson](#) au diagnostic ambigu [12](#).
- Les traceurs de la plaque amyloïde (florbétapir, florbétaben, flutemetamol) : Disponibles depuis 2014 en Europe, ces traceurs se fixent sur la [plaque amyloïde](#) et permettent un diagnostic précoce et un suivi fin de la [maladie d'Alzheimer](#). Ils ne sont pas remboursés en France [13](#).

TEP-FDG



Il s'agit de l'examen TEP le plus fréquemment réalisé dans un centre de médecine nucléaire. Cet examen est couplé à l'utilisation d'un traceur faiblement radioactif, le FDG (ou fluorodéoxyglucose) qui est une sorte de sucre radioactif. Ce sucre est capté par le tissu cancéreux très métabolique.

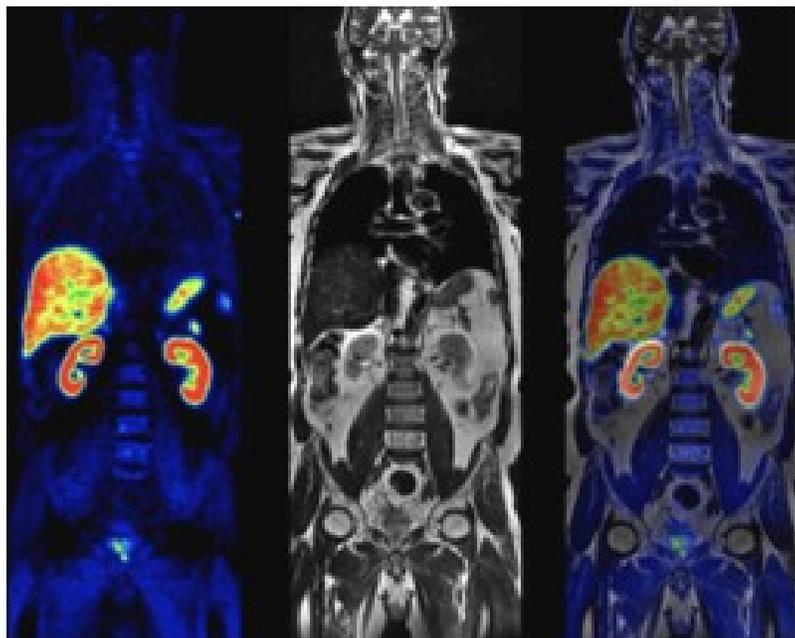
Le TEP-FDG permet d'évaluer la nature d'une lésion et de confirmer la nature cancéreuse d'une tumeur, de déterminer

le stade d'un cancer (évaluation de l'extension de la maladie dans le corps), de diagnostiquer une éventuelle récurrence et d'évaluer rapidement la réponse au traitement (quelques semaines seulement après le début d'une chimiothérapie par exemple).

8F-

Outre ces indications, le TEP-FDG peut également être utilisé dans l'évaluation des pathologies infectieuses ou inflammatoires.

TEP-Choline



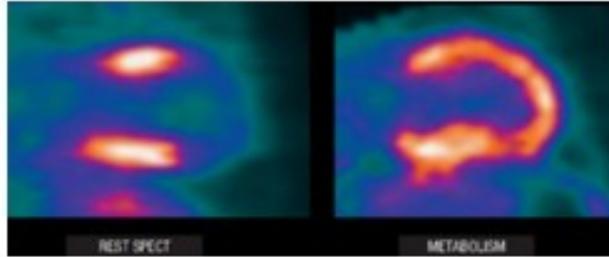
Cet examen est principalement réalisé dans le suivi du cancer de la prostate et est demandé par le clinicien lorsque des signes de récurrence ou d'évolution de la maladie tumorale apparaissent (ré-augmentation du taux sanguin de PSA).

TEP-FNa



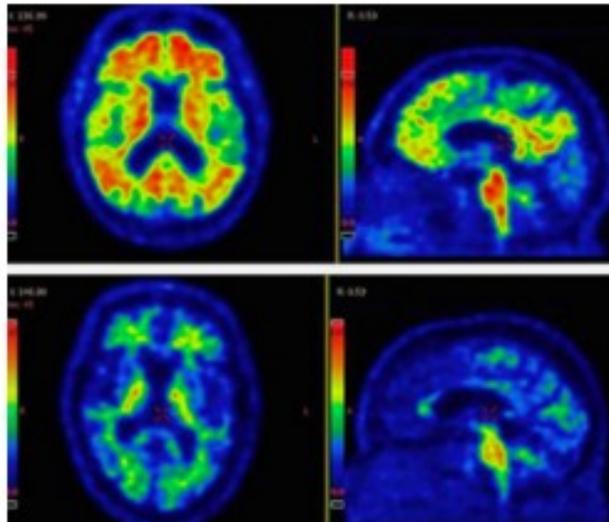
Ce type d'examen TEP permet de détecter les localisations osseuses (métastases osseuses) dans certains types de cancer. Cet examen est beaucoup plus sensible et performant que la scintigraphie osseuse classique

TEP – FDG : recherche de viabilité du tissu cardiaque



Cet examen précis est demandé lorsque le cardiologue souhaite vérifier la viabilité du tissu myocardique après la survenue d'un infarctus.

TEP – FDG : métabolisme cérébral – recherche de lésions neurodégénératives (maladie d'Alzheimer, maladie à corps de Lewy, etc)



Sources principales pour la partie TEP :

https://fr.wikipedia.org/wiki/Tomographie_par_%C3%A9mission_de_positons

<https://tep-flandres.fr/tep-scan/>

https://fkc.desy.de/pet/intro/index_eng.html

<https://julianspolymathexplorations.blogspot.com/2019/04/PET-CT-scanners-medical-imaging.html>

Avantages/inconvénients

- Permet d'avoir une information quantitative
- Les noyaux utilisés comme traceurs sont facilement combinables à des molécules biologiques
- Résolution temporelle correcte
- Résolution spatiale meilleure que le SPECT
- Résolution spatiale relativement faible
- Durée de vie des radioéléments => présence d'un cyclotron à proximité
- Coûts de synthèse des traceurs.
- Technologie irradiante, le mot radioactif fait peur ! (~ 8mSv / examen)



Dose équivalente en banane

Sommaire [masquer]

Début

Radioactivité des bananes

Comparaison avec d'autres produits alimentaires

Utilisation didactique

Comparaison avec l'accident de Three Mile Island

Notes et références

Articles connexes

Article Discussion

Lire Modifier Modifier le code Voir l'historique Outils ▾

↪ *Pour les articles homonymes, voir DEB.*

Une **dose équivalente en banane** (ou DEB) est une unité informelle de **radioactivité** parfois évoquée dans des communications sur l'**énergie nucléaire**^{1,2}, pour comparer le danger des **rayonnements ionisants** à celui qui est généré par l'ingestion d'une **banane**. Une dose équivalent banane correspond à une **dose efficace** de l'ordre de 100 nSv.

De nombreux produits alimentaires présentent une radioactivité naturelle, et en particulier les bananes, du fait du **potassium 40** qu'elles contiennent à raison de 0,017 % en masse du total. La dose équivalente en bananes consiste alors à mesurer un rayonnement radioactif en nombre de bananes nécessaires pour l'atteindre.

Radioactivité des bananes [modifier | modifier le code]

Les bananes sont suffisamment radioactives pour être détectées par les détecteurs utilisés par les douanes US pour identifier des transits potentiellement illégaux de matériaux radioactifs³.

En moyenne, le profil radiologique des bananes atteint 130 **becquerels** (3 520 **picocuries**) par kg, soit 19,5 Bq (528 **picocuries**) pour une banane typique de 150 g⁴. L'ingestion de **potassium 40** cause une dose efficace de 6,2 nSv par **becquerel** incorporé. La consommation d'une banane de 150 g entraîne donc une dose efficace de 120 nSv⁴.

La **dose équivalente** annuelle correspondante, pour la consommation de 365 bananes (une banane par jour pendant un an), est de 36 **µSv** (ou 3,6 **millirems**). À titre de comparaison, **Euratom** fixe la limite légale de radioprotection à 1 000 **µSv** (ou 100 **millirems**) de radiation artificielle en dose efficace sur 12 mois glissants.

Comparaison avec d'autres produits alimentaires [modifier | modifier le code]

Parmi les autres produits alimentaires dont la **radioactivité** est plus importante que la normale figurent les **pommes de terre**, les **haricots rouges**, les **noix** et les graines de **tournesol**⁵. La denrée alimentaire la plus radioactive naturellement est la **noix du Brésil**, avec une activité pouvant atteindre 6 600 **picocuries/kg** (soit 244 **Bq/kg**)⁶.



Les bananes, comme d'autres substances organiques, sont légèrement radioactives.

Table de doses de radiation

Ceci est une table des doses de radiations ionisantes qu'une personne peut absorber de différentes sources. L'unité de dose absorbée est le Sievert (Sv), qui mesure

les effets qu'une dose de radiation a sur les cellules du corps. Un sievert (d'un coup) rend malade, et trop peuvent tuer, mais on absorbe sans danger des doses naturelles chaque jour.

Note: à quantité égale, une dose absorbée en un temps court cause plus de dégâts, mais les effets cumulatifs à long terme jouent un rôle dans des facteurs comme le risque de cancer.

- Dormir près de quelqu'un (0.05 µSv)
- Vivre à 60 km d'une centrale nucléaire pendant un an (0.09 µSv)
- Manger une banane (0.1 µSv)
- Vivre à 60 km d'une centrale à charbon pendant un an (0.3 µSv)
- Radiographie d'un bras (1 µSv)
- Utilisation d'un écran cathodique sur un an (1 µSv)
- Dose supplémentaire reçue pendant une journée passée dans une zone où le fond de radioactivité est supérieur à la moyenne, comme la Bretagne (1.2 µSv)
- Radiographie des dents ou de la main (5 µSv)
- Dose supplémentaire reçue par jour passé dans une ville moyenne près de la centrale de Fukushima le 17 mars 2011 (~3.5 µSv, variations possibles)
- Dose de bruit de fond reçue par une personne moyenne pendant une journée normale (10 µSv)
- Vol Paris-New York (40 µSv)

- Radiographie de la poitrine (20 µSv)
- Toutes les doses du tableau bleu combinées (~60 µSv)
- Vivre dans une bâtiment en pierre, brique ou béton pendant une année (70 µSv)
- Dose totale moyenne reçue à 15 km de Three Mile Island pendant l'accident (50 µSv)
- Limite de l'AESA pour les rejets annuels d'une centrale nucléaire (250 µSv)
- Dose annuelle du potassium naturel du corps humain (390 µSv)
- Limite annuelle de rejet admise par l'AESA pour les doses reçues par un membre du public (1 mSv = 1,000 µSv)
- Mammographie (3 mSv)
- Dose journalière (~3.5 mSv) sur deux sites à 50 km au NO de Fukushima le 15 mars, encore observé le 17. D'autres zones près de Fukushima ont connu des élévations à peine perceptibles.
- Dose de bruit de fond annuelle normale. Environ 55% provient de sources naturelles, le reste provenant de scanners médicaux (~3.65 mSv)

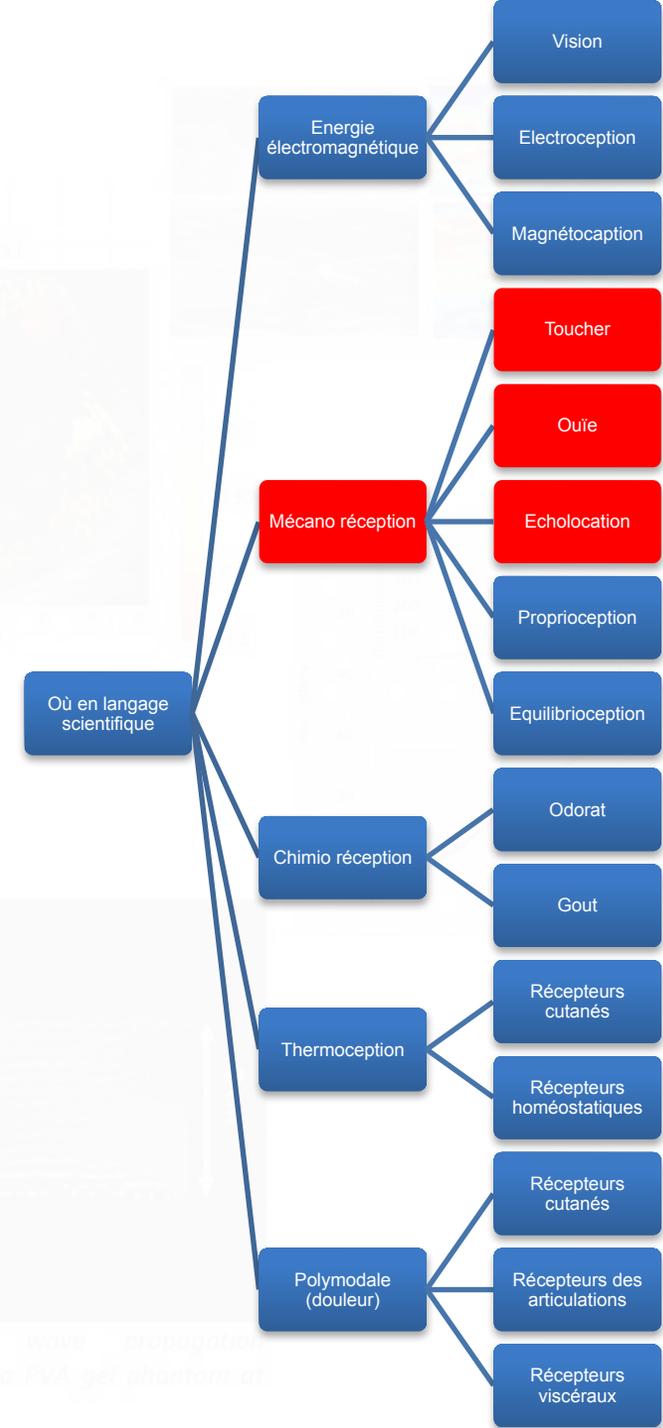
- Objectif pour les rejets des centrales pendant un an selon l'AESA (30 µSv)
- Tomodensitométrie de la poitrine (5.8 mSv)
- Une heure sur le terrain avoisinant la centrale de Tchernobyl en 2010 (5 mSv à un endroit, variations importantes)
- Dose annuelle maximale autorisée pour le personnel spécialisé de l'industrie nucléaire aux USA (50 mSv)
- Dose maximale à l'intérieur de la centrale de Three Mile Island durant l'accident (1 mSv)

© Téléphonie mobile (0 µSv) - les transmetteurs de GSM ne produisent pas de radiations ionisantes* et ne causent pas de cancer.
* à l'exception des téléphones.

<https://www.radiation-dosimetry.org/fr/quest-ce-que-sievert-gris-becquerel-conversion-calcul-definition/>

Echographie

En échographie on s'intéresse à des ondes mécaniques



Principe simplifié

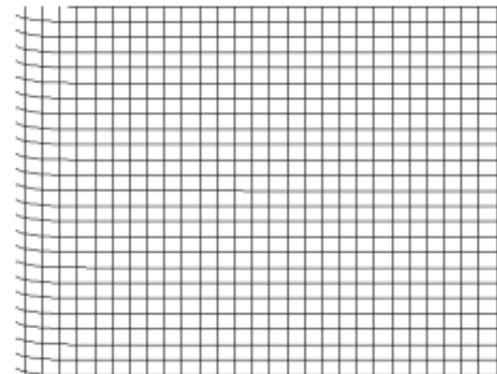
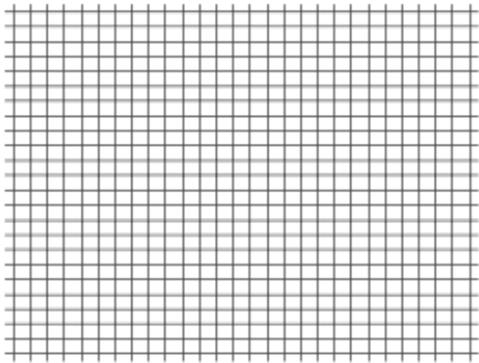
L'échographie consiste à étudier les signaux acoustiques réfléchis (ou parfois transmis) lors de la traversée d'un milieu matériel.

En plus de l'objet à étudier, nous devons disposer:

- d'une source de vibration (ultrasonore)
- d'un détecteur de vibrations ultrasonores
- (La plupart du temps l'émission et la réception se feront par le même dispositif)
- Contrainte sur l'échantillon : ne pas trop absorber les ondes acoustiques

Déplacement des ondes mécaniques dans un milieu

- Longitudinal (de compression) : la propagation de l'onde se fait dans la même direction que la déformation du milieu
- Transversal (de cisaillement) : la propagation de l'onde se fait dans la direction perpendiculaire à la déformation du milieu



Les ondes longitudinales sont plus rapides, se propagent plus loin que les ondes transversales et/mais sont moins influencées par les propriétés mécaniques du milieu

En échographie standard on utilisera des ondes longitudinales

Ne pas confondre la vitesse du **son** qui est la vitesse de propagation de **l'onde sonore**.

et la vitesse **acoustique** qui est la vitesse de propagation des **particules matérielles** qui constituent le milieu de propagation

la vitesse d'une onde longitudinale est beaucoup fonction de la masse volumique et de la compressibilité du milieu :

Moins le milieu est compressible plus cette vitesse est élevée

Masse volumique	$Mv \uparrow \rightarrow$	Vitesse \downarrow
Compressibilité	$C \uparrow \rightarrow$	Vitesse \downarrow
Température	$T \uparrow \rightarrow$	Vitesse \uparrow

Dans l'air : ~340m/s
Eau: ~1480m/s
Béton: ~3100m/s
Acier: ~5600m/s
Diamant: ~18 000m/s

Poumons: ~600m/s
Graisse: ~1410-1470m/s
Foie: ~1535-1580m/s
Muscle: ~1545-1630m/s
Os 2100-4080m/s

En échographie, on considère généralement une vitesse dans les tissus de 1540m/s

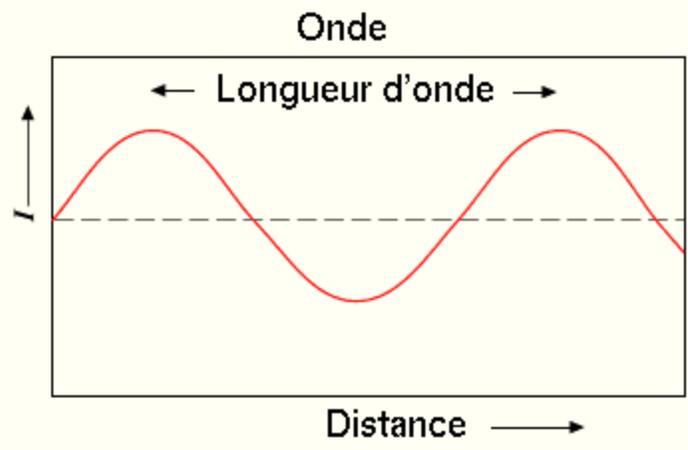
Longueur d'onde [m]

Vitesse de l'onde[m][s⁻¹]

$$\lambda = \frac{c}{\nu} = c \cdot T$$

Fréquence de l'onde [s⁻¹]

Période de l'onde [s]



Notion d'impédance (acoustique)

Une **impédance** est une caractéristique d'un matériau vis-à-vis d'une excitation: comment réagit ce matériau à l'excitation qui lui est imposée ?

cette grandeur **rend compte de la transformation d'une force en débit** (de quelque chose)

Plus prosaïquement **c'est l'inverse d'une mobilité**

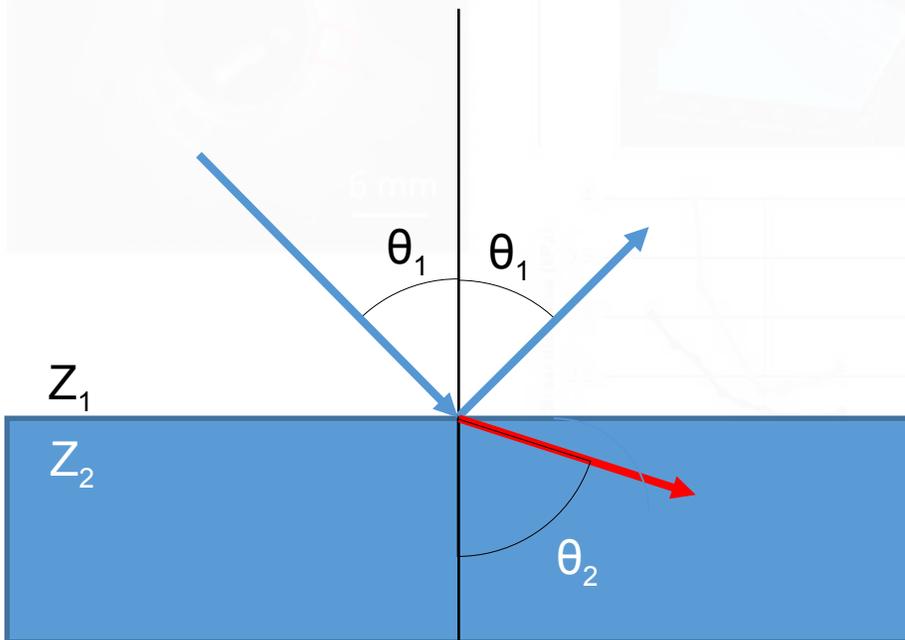
Dans le cadre qui nous intéresse, l'impédance acoustique rend compte de la facilité de propagation d'une onde dans un milieu

$$Z_{ac} = \frac{p}{v} \frac{[Pa]}{[m][s]^{-1}} \text{ Ou encore } Z_{ac} = \rho \cdot c \frac{[kg]}{[m]^3} \cdot [m][s]^{-1}$$

Et donc, dans notre cadre, une variation de masse volumique impliquera une variation de l'impédance acoustique

Ondes réfléchies

Si 2 milieux ont une impédance différente alors une onde qui passe de l'un à l'autre sera partiellement réfléchi



En échographie on considère que l'on est en incidence normale $\theta_1 = \theta_2 = 0$ et on a alors:

$$\text{Quantité réfléchi} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

$$\text{Quantité transmise} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

Si $Z_1 = Z_2$ alors $Q_R=0$ et $Q_T=1 \Rightarrow$ tout est transmis

Si Z_1 et Z_2 sont très différents alors $Q_R \sim 1$ et $Q_T \sim 0 \Rightarrow$ presque tout est réfléchi

Milieu

Air

poumons

graisse

foie

muscle

os

Densité

1.3

300

924

1061

1068

1913

c en m/s

343

600

1410-1470

1535-1580

1545-1631

2100-4080

Z

$4,5 \cdot 10^2$

$1,8 \cdot 10^5$

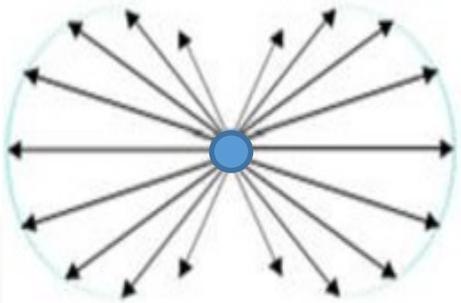
$1,33 \cdot 10^6$

$1,6 \cdot 10^6$

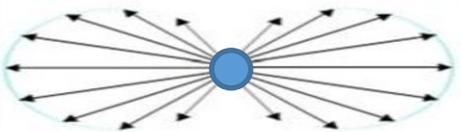
$1,7 \cdot 10^6$

$7,7 \cdot 10^6$

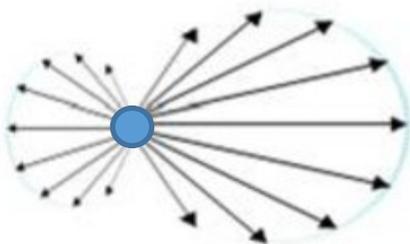
Diffusion du signal, phénomène plus faible et plus stable que la réflexion



Si la taille des diffuseurs est beaucoup plus petite que λ
La diffusion est omnidirectionnelle



Si la taille des diffuseurs est de l'ordre de λ
La diffusion se fait préférentiellement
vers l'avant ou l'arrière



Si la taille des diffuseurs est beaucoup plus grande que λ
La diffusion se fait préférentiellement
en direction de la source d'émission

Speckle

Toutes les ondes qui se propagent dans le milieu et qui sont diffusées par lui interfèrent constructivement ou destructivement pour former des motifs :

le speckle

C'est ce speckle qui compose l'image ultrasonore classiquement étudiée.



Le speckle ne représente pas directement les diffuseurs, il est la représentation des interférences constructives de toutes les ondes réfléchies par (tous) les diffuseurs en même temps sur l'élément récepteur

L'absorption

Il n'y a jamais de transport d'énergie sans pertes => les ondes sonores perdent de l'énergie (sous forme de chaleur) au fur et à mesure de leur trajet

$$I = I_0 e^{-k_{mat} \cdot v^{\beta_{mat}} \cdot x}$$

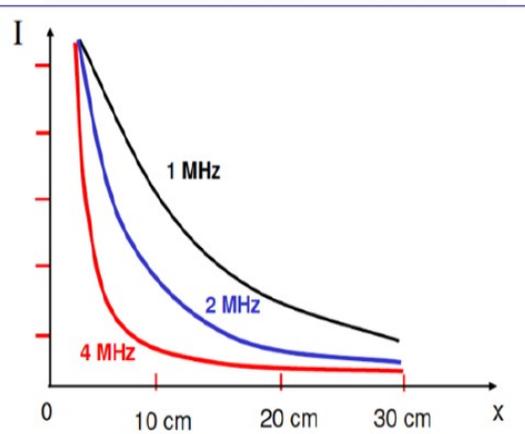
L'intensité résiduelle du faisceau décroît exponentiellement avec la **distance** parcourue en fonction du **milieu traversé** (k_{mat}) et de la **fréquence** de l'onde source (en pratique β varie entre 1 et 2 suivant les matériaux)

Réflexion + Diffusion + Absorption = Atténuation

Pour les tissus mous on considère une perte de 0.5 dB/cm/MHz

Pour se donner une idée, sur un échographe haute fréquence (15MHz), pour une profondeur d'exploration de seulement 4 cm dans du tissu musculaire, l'intensité de l'onde ultrasonore se trouve déjà atténuée de 60dB

=> 1 000 000



Fréquence (MHz)

2.5 → 3.5

5

7.5

10 → 12

Profondeur max (cm)

> 15

10

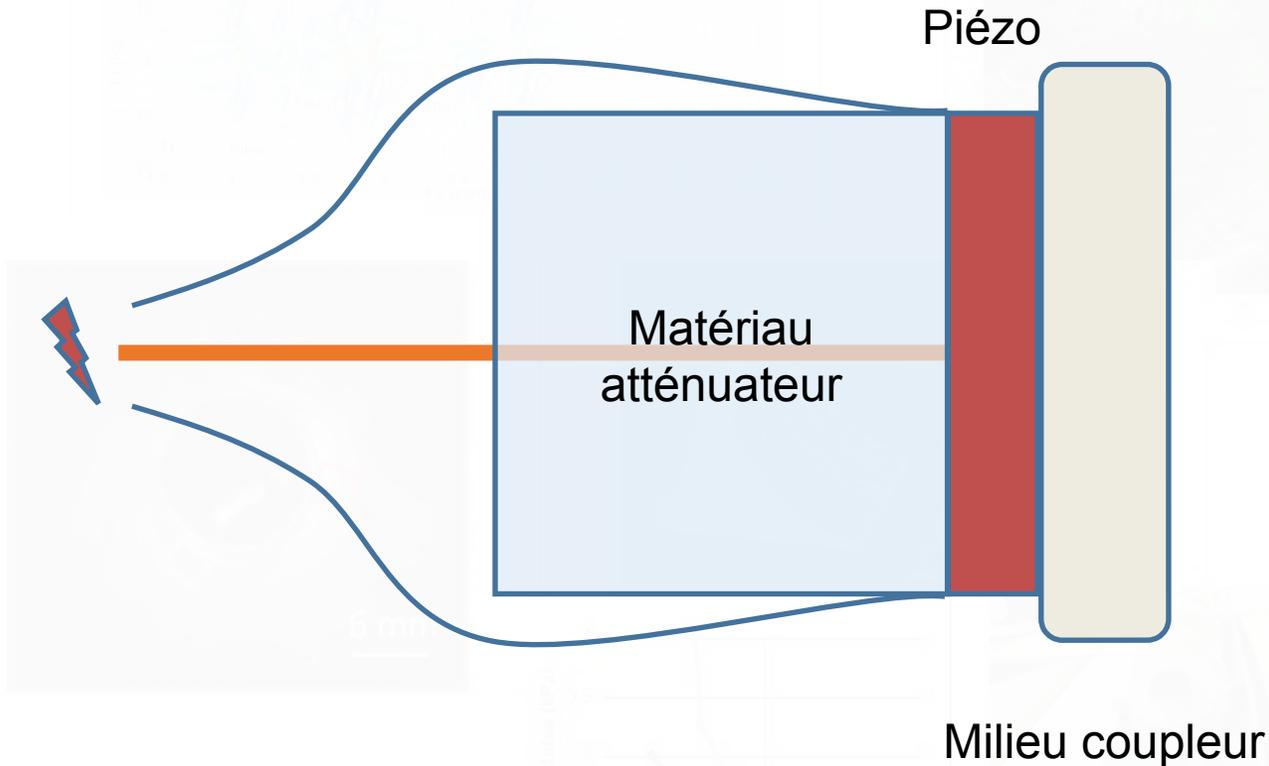
5 → 6

2 → 3

Je fabrique mon échographe

- Une partie émission
- Une partie réception
- Une partie reconstruction

Émission réception

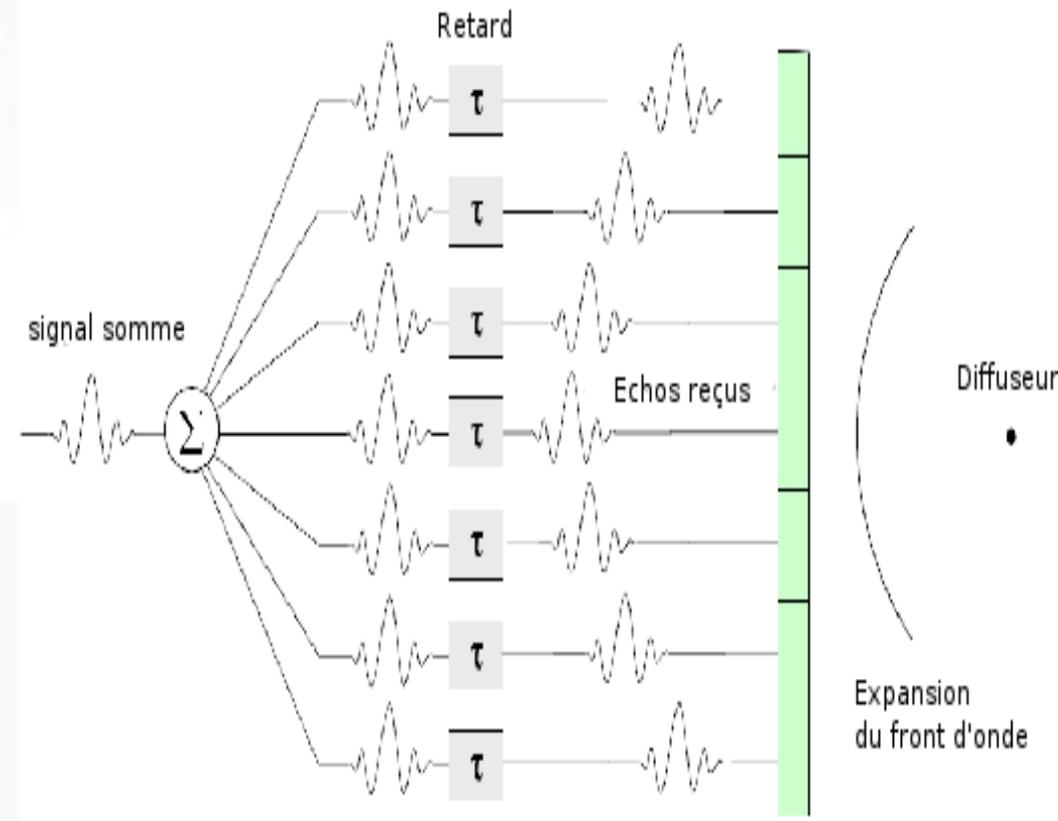
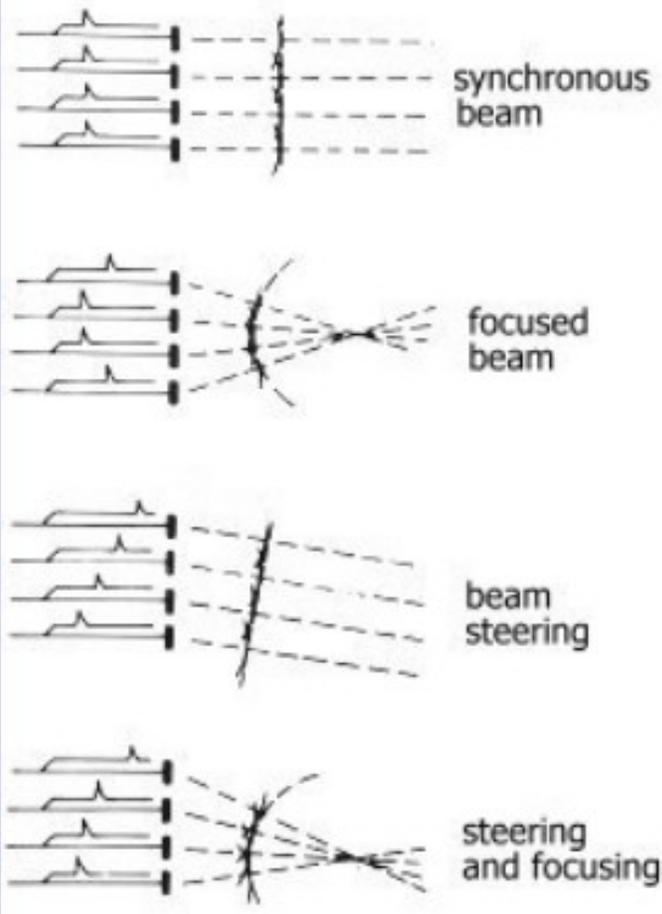


1. Envoi d'un voltage sinusoïdal ($\sim 150V$) modulé à la fréquence voulue (qq MHz) pendant $1 \mu s \Rightarrow$ impulsion ultrasonore.
2. On coupe l'émission et on se met en mode écoute
3. Propagation, réflexions, diffusions
4. Conversion de la pression acoustique des ultrasons réfléchis en voltage

(comme un étudiant) La sonde passe 99% du temps à écouter (passivement) !

Focalisation

Source: <http://www.ob-ultrasound.net>



bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.

Image of wave propagation obtained in a BVA gel phantom.

Reconstruction de l'information

- **Amplification**

Time Gain Compensation => module l'amplitude du signal en fonction du matériau traversé (Par exemple une vessie pleine n'atténue presque pas le signal) (ajusté en temps réel par l'utilisateur).

Atténuation Compensation => amplifie le signal pour tenir compte de sa décroissance exponentielle (ajusté là aussi manuellement).

- **Démodulation**

On enlève la fréquence d'excitation/réception pour ne garder qu'une enveloppe d'intensité

- **Numérisation**

- **Filtrage**



Shear modulus vs strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

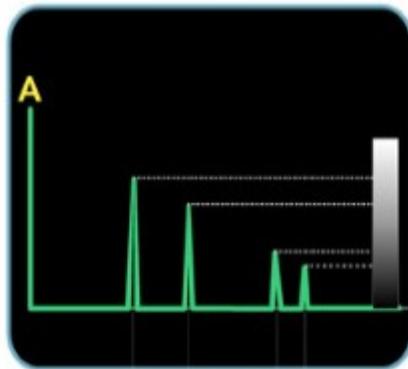
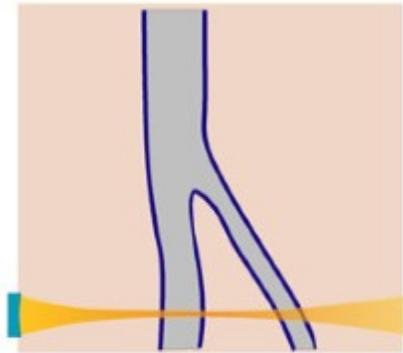


Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal (Bruker Biospec 4.7T system).



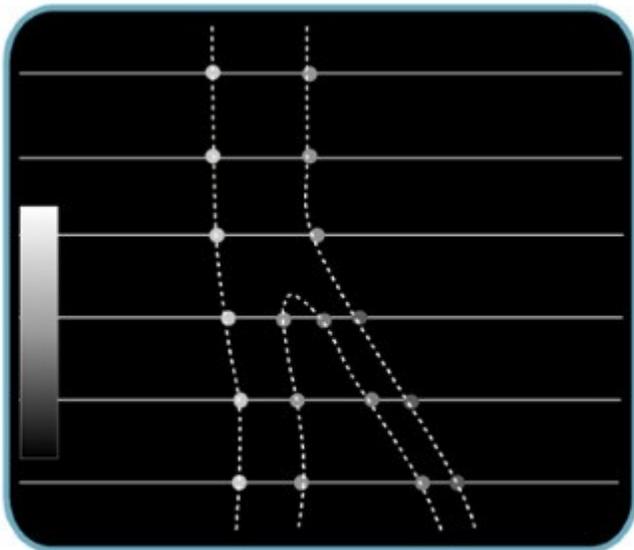
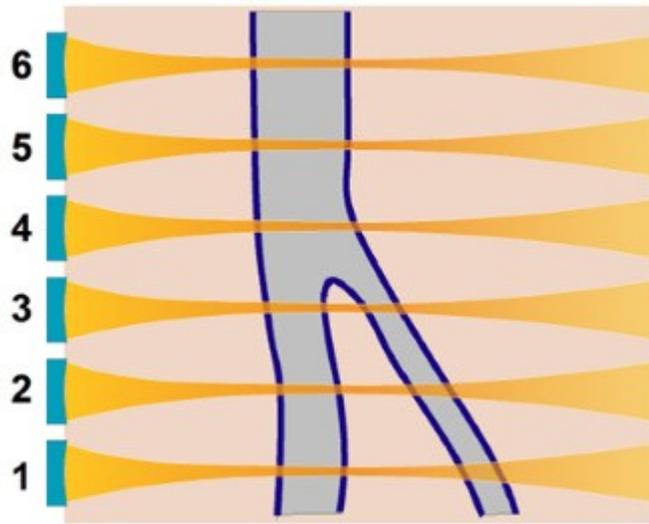
Image of wave propagation obtained in a BVA-gel phantom at 2 kHz.

Echographie mode A (Amplitude) (1D)



En mode A on trace l'amplitude du signal reçu au cours du temps (donc de la distance/profondeur). On voit ainsi la réflectivité des interfaces

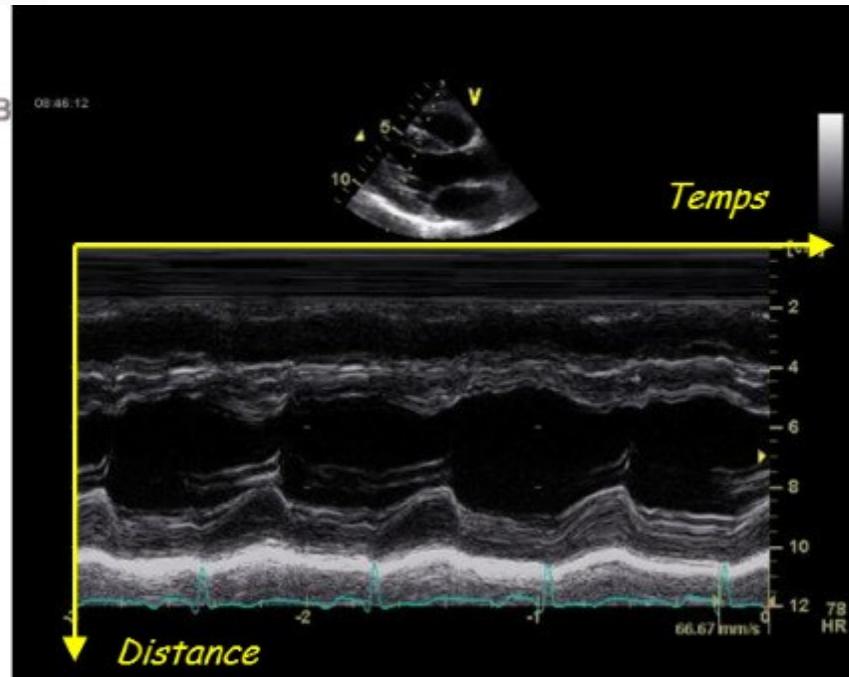
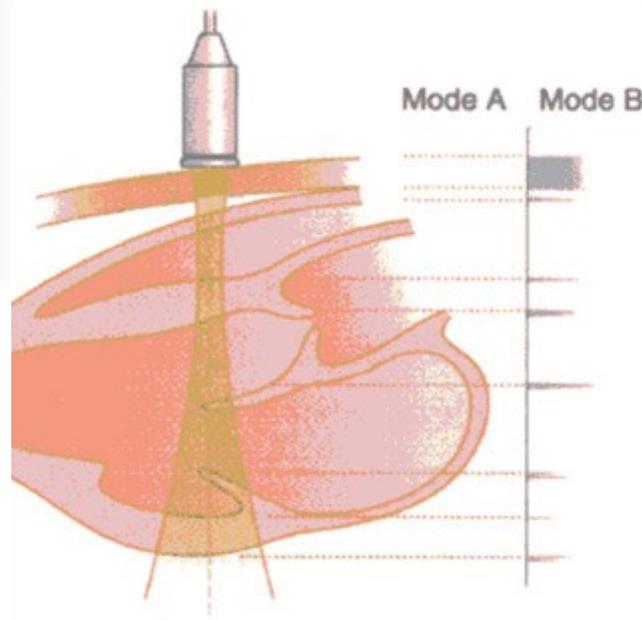
Echographie mode B (Brillance) (ND)



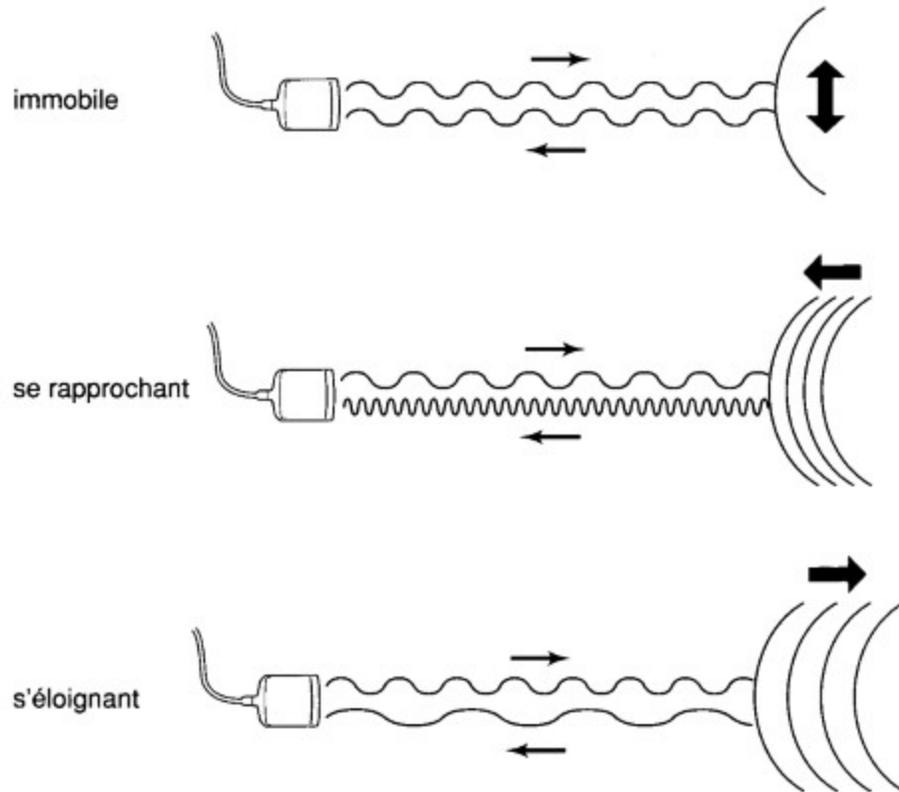
En mode B on représente l'amplitude du signal reçu au cours du temps (donc de la distance/profondeur) comme un niveau de gris. En scannant différentes lignes on peut ainsi obtenir une image

Mode Temps Mouvement

En mode B monocapteur on suit le déplacement d'une ligne au cours du temps:



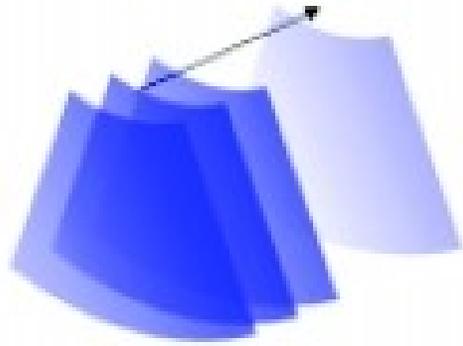
Echographie Doppler



La différence entre la fréquence émise et celle reçue est proportionnelle à la vitesse avec laquelle le réflecteur s'éloigne ou se rapproche de l'émetteur. Ce phénomène est appelé "effet Doppler" et la différence entre les fréquences est appelé "décalage Doppler".

Pour observer l'effet Doppler il faut évidemment que la vitesse de déplacement des réflecteurs ne soit pas perpendiculaire à la direction de l'onde ultrasonore

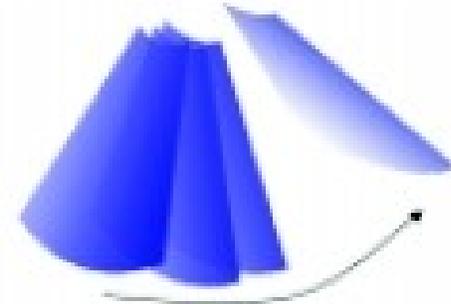
Imagerie 3D par des matrices de sondes



(a) Linéaire



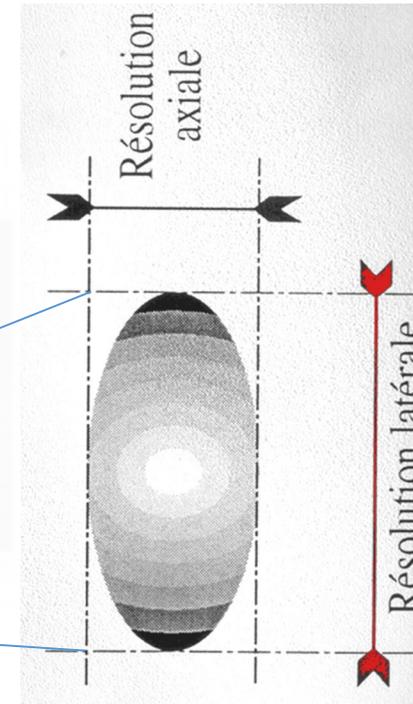
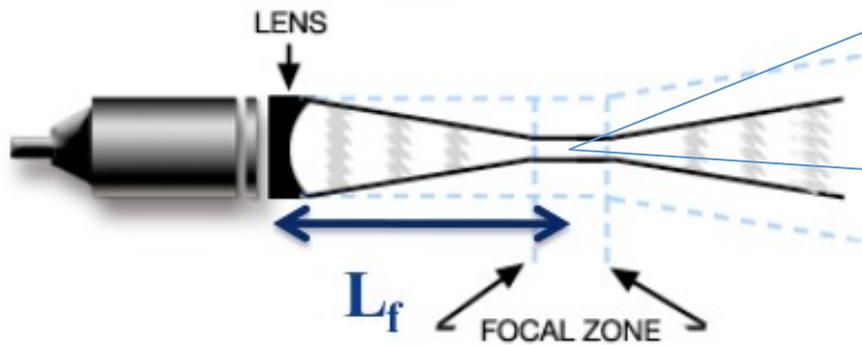
(b) Rotation



(c) Eventail



Résolution spatiale



- La résolution **axiale** est **fonction de la durée de l'impulsion d'émission**. Pour des échographes standards elle est de l'ordre du mm.
- La résolution **latérale** est moins bonne. Elle varie avec la **géométrie de la sonde**, et la **focalisation du faisceau** (la résolution varie en fonction de la profondeur)

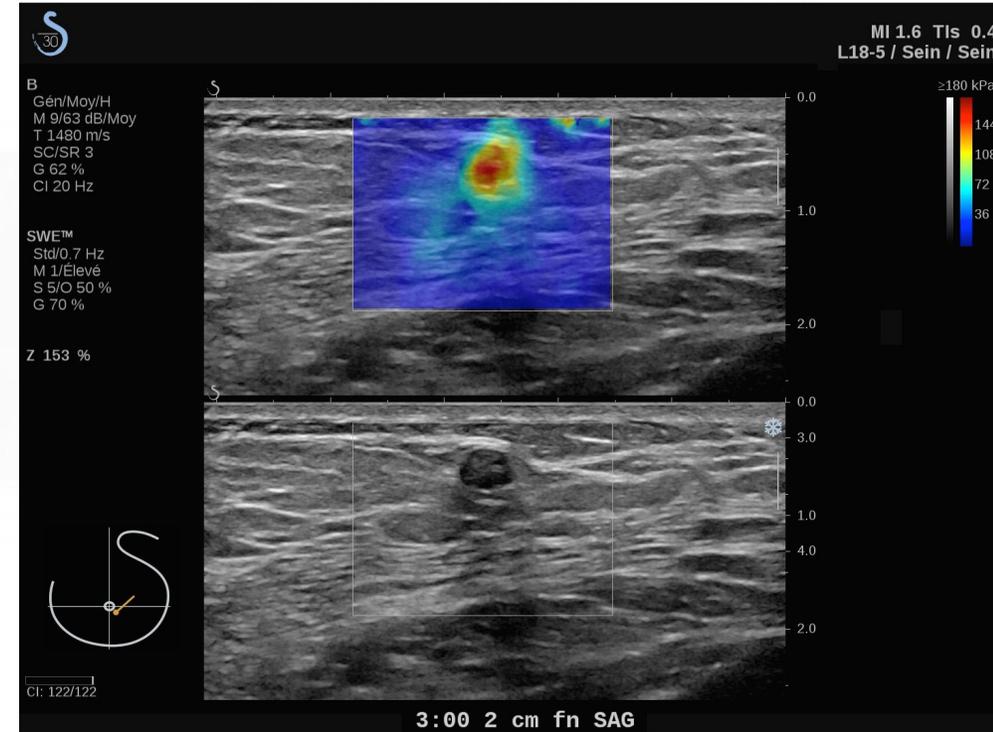
Elastographie

La vitesse des ondes longitudinales utilisées pour former les images est très peu sensible à de faibles variations de la rigidité du milieu mais ces ondes longitudinales peuvent être utilisées pour créer des ondes transverses qui y sont beaucoup plus sensibles.



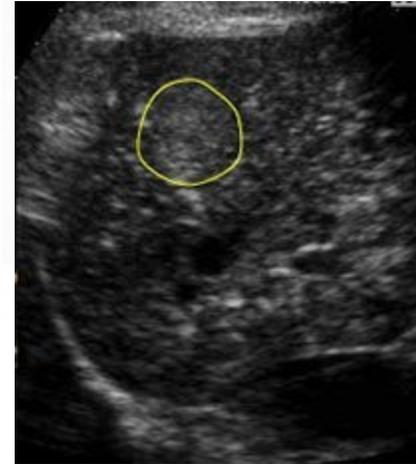
Les ondes transverses créées étant beaucoup plus lentes que les longitudinales on peut utiliser les ondes longitudinales pour observer les ondes transverse.

La vitesse des ondes transverses est fonction de la rigidité du matériau qu'elles traversent

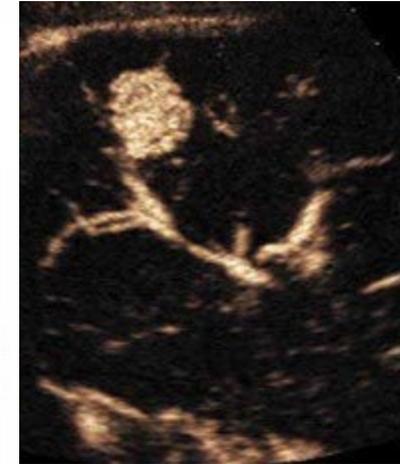


Agents de contraste

Les agents utilisés sont constitués de microbulles d'un diamètre moyen égal à 3 microns qui sont injectées dans la circulation sanguine. L'impédance acoustique de ces microbulles (gaz) étant très différente de celle du sang (liquide) elles constituent des réflecteurs ultrasonores très efficaces pour renseigner le médecin sur l'état de vascularisation de la zone explorée.



Sans μ -bulles



Avec μ -bulles



Micro imagerie

Ces microbulles injectées permettent aussi de briser la barrière de résolution spatiale imposée par la longueur d'onde des ondes ultrasonores.

En couplant l'injection de microbulles avec l'acquisition ultra rapide d'images (500i/s) on peut obtenir des résolutions spatiales de quelques dizaines de micromètres

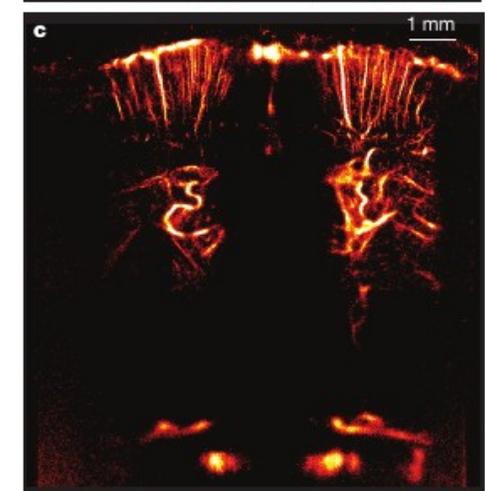
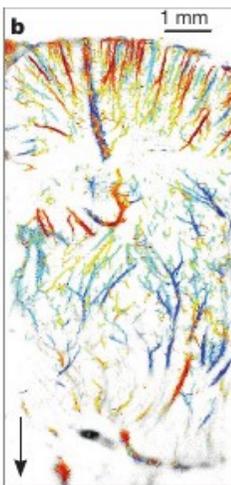
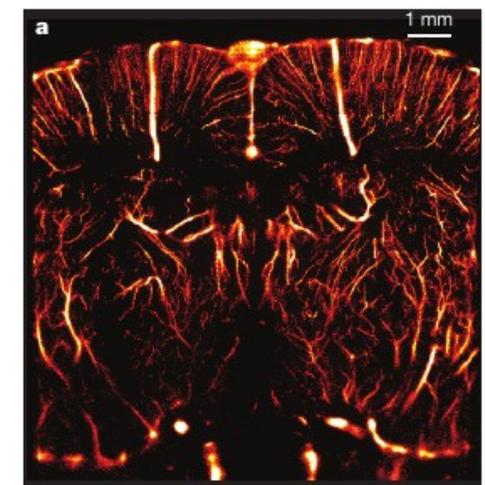
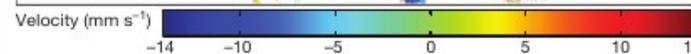
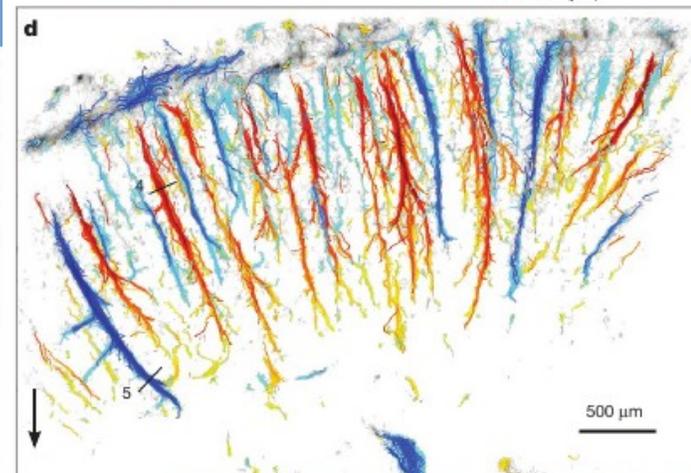
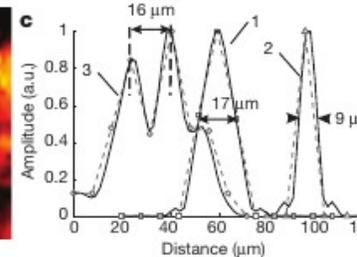
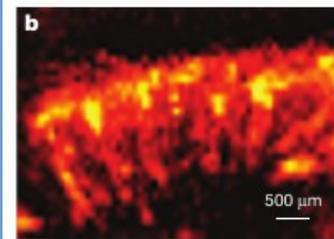
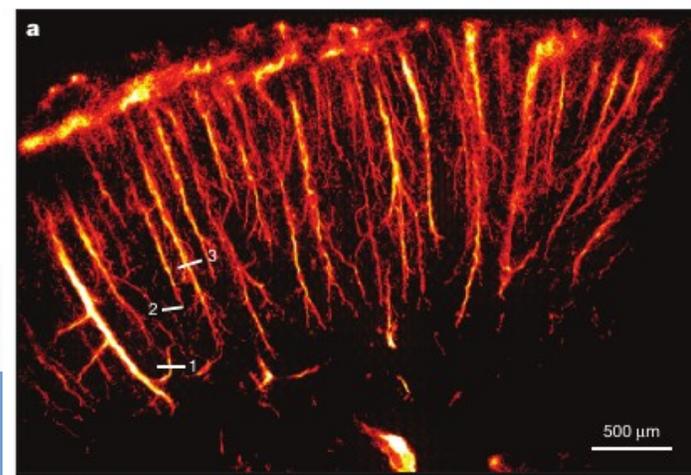


Figure 3 | uULM of the rat brain through a thinned skull window or through the intact skull. **a**, uULM performed through a thinned skull at a coronal section, Bregma -1.5 mm, providing a resolution of $10\ \mu\text{m} \times 8\ \mu\text{m}$ in depth and lateral direction, respectively. **c**, uULM performed through the intact skull at Bregma -1 mm. Owing to the attenuation of the ultrasound waves in the presence of the bone, the achieved resolution was $12.5\ \mu\text{m} \times 1\ \mu\text{m}$ in depth and lateral direction, respectively. Thus, the smallest vessel detectable was $20\ \mu\text{m}$ wide. **b**, **d**, In-plane velocity maps from parts of the vessels in **a** and **c**, respectively.

Published: 25 November 2015

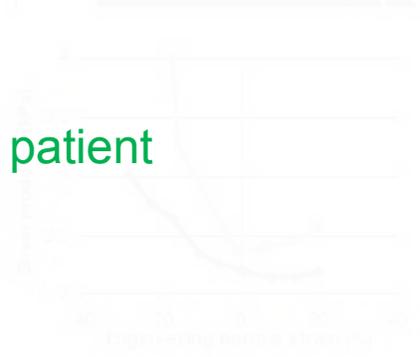
Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging

Claudia Errico, Juliette Pierre, Sophie Pezet, Yann Desailly, Zsolt Lenkei, Olivier Couture & Mickael Tanter

Nature 527, 499–502 (2015) | Cite this article

Avantages et inconvénients

- Présence de bruit dû aux piézo et à l'électronique d'acquisition
- Le speckle est un « artefact » mais crée une texture du milieu => Images d'aspect très particulier.
- Les différences de vitesse dans les tissus peuvent créer des artefacts
- Zones d'ombres.
- Multiples réflexions.
- Résolution spatiale peu élevée et variable en fonction de la position
- Impossibilité de visualiser sur un même appareil des tissus d'impédance acoustique trop différents
- Temps réel
- Coût très modique
- Utilisation au lit du patient



Shear modulus vs strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).



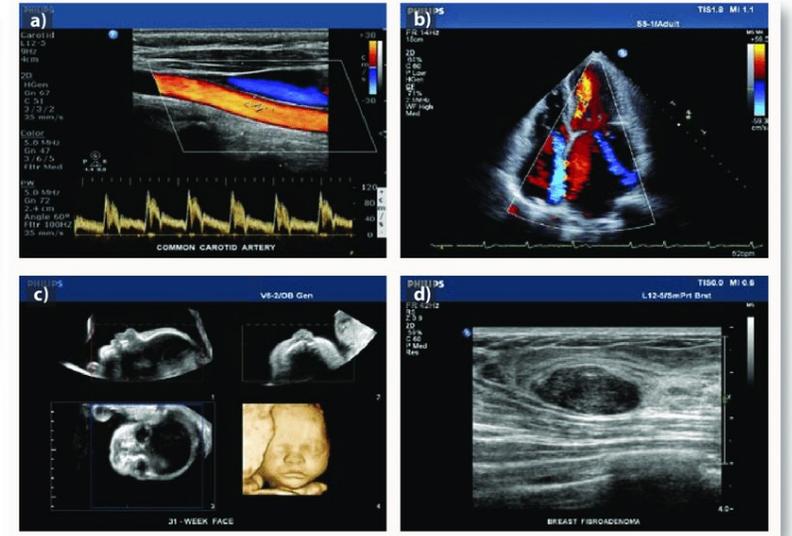
Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal (Bruker Biospin 4.7T system).



Image of wave propagation obtained in a BVA gel phantom at 3 kHz.

Marge d'évolution intéressante

- L'échographie est une technique jeune
- La génération du signal est très peu cher et peut de plus en plus facilement multiplier le nombre d'éléments d'émission/réception (sondes 3D)
- Les produits de contraste commencent à être développés
- Les IA devraient permettre de recréer une approche visuelle plus facile à interpréter
- Approches utilisant des multifréquences et les réponses non linéaires en développement
- Recherche active sur de nouvelles formes de génération et d'acquisition du signal couplé à de nouveaux types de reconstruction
- Elastographie
- Possibilités théragnostiques



<2k€ sur des marketplaces !

Bibliographie de la partie échographie

Là encore le wikipedia a été une source majeure d'information

Ainsi que les cours d'échographie accessibles sur internet de:

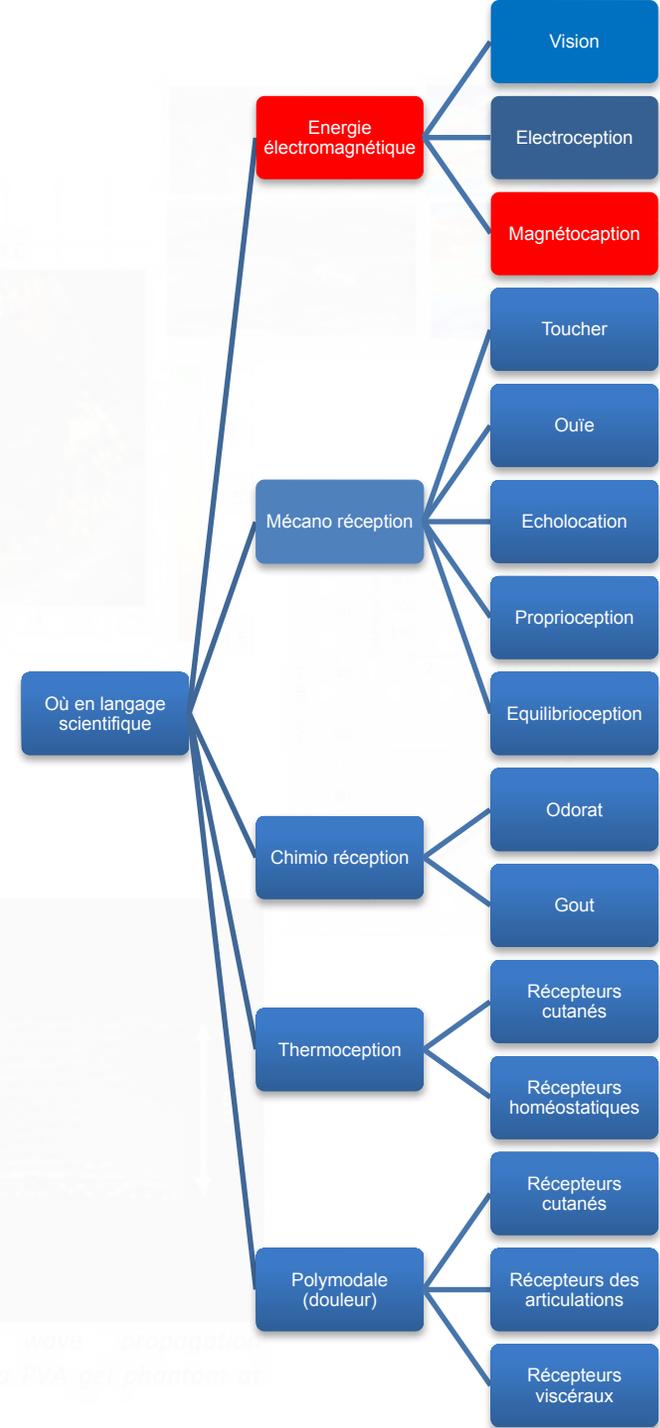
Sonia Dahdouh Telecom ParisTech - CNRS LTCI - WHIST Lab

Michel Dautzat DIU Bases techniques de l'échographie (parties 2 et 3) CHU de Nîmes

Corinne Gautier Physique Acoustique Bases de l'échographie

Service des EFCV - Hôpital Cardiologique CHRU Lille

L'IRM



Principe simplifié

L'IRM consiste à étudier la manière dont la magnétisation nucléaire de certains noyaux évolue au cours du temps suite à une excitation radiofréquence.

Nous devons disposer :

- D'un objet contenant des noyaux magnétisables (de spin non nul)
 - D'un champ magnétique très intense capable de créer de la magnétisation dans l'objet
 - D'un générateur de champ magnétique radiofréquence permettant « d'exciter » l'aimantation des noyaux
 - D'un récepteur de champ magnétique radiofréquence capable de capter le signal réémis par les noyaux en se désexcitant
-
- Principale contrainte sur l'échantillon : contenir des noyaux de spin non nul

Le moment magnétique d'une particule

- Les protons, électrons, neutrons sont des particules qui possèdent un moment cinétique de spin s .
- Plongés dans un champ magnétique ce spin engendre un moment magnétique μ qui va s'orienter dans la direction du champ magnétique et qui va « tourner » autour du champ \mathbf{B}_0 à une vitesse de rotation ω_0 fonction de l'intensité du champ :

$$\omega_0 = \gamma \mathbf{B}_0$$

- γ est appelé le rapport gyromagnétique du noyau considéré

Le nombre de noyaux dont le moment magnétique μ va effectivement s'orienter suivant le champ est statistiquement très (très) faible car l'énergie thermique est généralement suffisante pour le perturber continuellement la magnétisation macroscopique M de l'échantillon est:

$$M = \frac{S(S+1)\gamma^2 \hbar^2}{3k_B} \cdot N \cdot B_0 \cdot \frac{1}{T} = \text{Cste} N \cdot B_0 \cdot \frac{1}{T}$$

=> Dans des conditions IRM standards moins de 5ppm des noyaux s'alignent sur le champ magnétique

ppm = part par million

=> L'IRM est une méthode d'imagerie très peu sensible

Pourquoi ce moment magnétique ne m'attire t il pas dans l'aimant ?

En IRM on s'intéresse au moment magnétique des noyaux. Alors que l'attraction que génère les aimants « classiques » est dû aux moment magnétique des électrons de certains métaux et terres rares.

La magnétisation (responsable de l'attraction) est inversement proportionnelle au carré de la masse m de la particule ou du noyau considéré.

$$M = \frac{S(S+1)\gamma^2 \hbar^2}{3k_B} \cdot N \cdot B_0 \cdot \frac{1}{T} \text{ avec } \gamma = \frac{q}{2m}$$

Il y a un facteur 4000 entre la masse d'un nucleon et celle d'un electron.

L'attraction est donc 16 millions de fois plus faible.

=> la somme des noyaux d'hydrogène présents dans le corps d'une personne de 80 kg est moins attirée par l'aimant de l'IRM qu'une seule poussière métallique de quelques microgrammes

Ca marche pour quels noyaux ?

Tous ceux de spins non nul, mais

Nucleus	Resonance Frequency f_0 [MHz]	Spin Quantum Number I [$h/2\pi$]	Signal Intensity $f_0^3 I(I+1)$
n1	68.506	1/2	0.3215
H1	100.000	1/2	1.0000
H2	15.351	1/1	0.0096
He3	76.177	1/2	0.4420
Li6	14.716	1/1	0.0085
Li7	38.862	3/2	0.2935
Be9	14.054	3/2	0.0139
B10	10.747	3/1	0.0199
B11	32.084	3/2	0.1651
C13	25.144	1/2	0.0159
N14	7.224	1/1	0.0010
N15	10.133	1/2	0.0010
O17	13.557	5/2	0.0291
F19	94.077	1/2	0.8326
Ne21	7.894	3/2	0.0025
Na23	26.452	3/2	0.0925
Mg25	6.119	5/2	0.0027
Al27	26.057	5/2	0.2064
Si29	19.865	1/2	0.0078
P31	40.481	1/2	0.0663

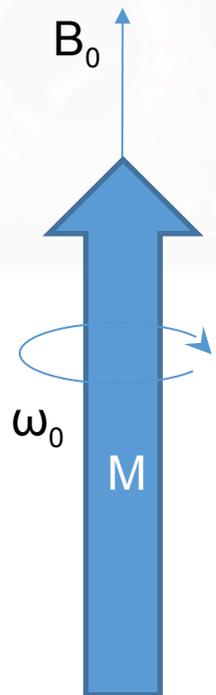
Element	Symbol	Natural Abundance
Hydrogen	^1H	99.985%
	^2H	0.015%
Carbon	^{13}C	1.11%
Nitrogen	^{14}N	99.63%
	^{15}N	0.37%
Sodium	^{23}Na	100%
Phosphorus	^{31}P	100%
Potassium	^{39}K	93.1%
Calcium	^{43}Ca	0.145%

Element	Biological Abundance*
Hydrogen (H)	62%
Sodium (Na)	0.037%
Phosphorus (P)	0.22%
Carbon (C)	12%
Oxygen (O)	24%
Calcium (Ca)	0.22%

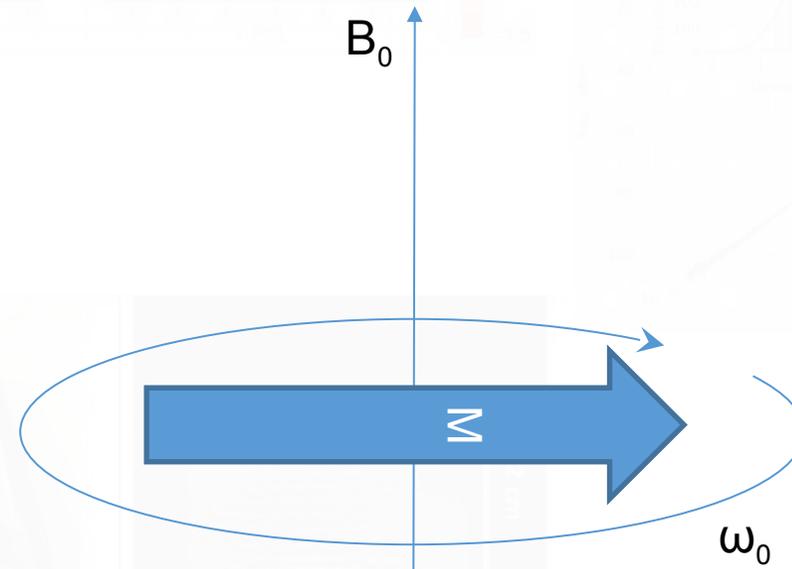
Comment détecter un signal RMN ?

Imaginez une aimantation macroscopique M en train de tourner sur elle-même autour du champ B_0 à ω_0 de plusieurs dizaines de MHz.

On n'est même pas capable de voir si elle tourne.



En la déplaçant de sa position d'équilibre verticale on peut observer son retour à la verticale



La déplacer de l'équilibre, comment ?

~~Force Brute~~

~~Superposer un champ magnétique tellement intense que l'aimantation va se mettre à lui tourner autour~~

Versus

Douceur et subtilité

Utiliser un champ magnétique de faible amplitude, sinusoïdal, perpendiculaire à B_0 , qui va ajouter une force de couple en

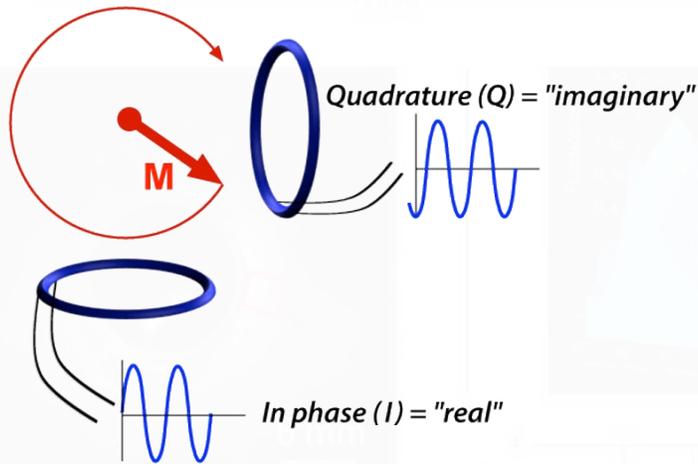
continue

=> Excitation résonante

(principe de la balançoire)

Excitation/Détection

On utilise le principe de la dynamo, une variation de champ magnétique crée un courant dans une bobine (réception) et le principe inverse est utilisé pour l'émission

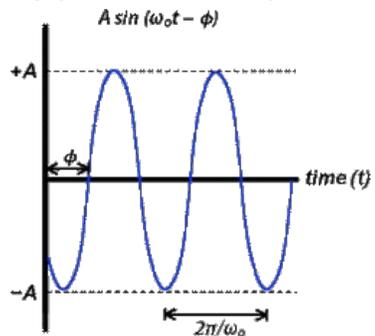


Ainsi avec une excitation **résonnante** de quelques μT on peut basculer les aimantations présentes dans un aimant statique de plusieurs Tesla.

Un résonateur bien adapté est capable ensuite de récupérer le signal RMN réémit de quelques mV au plus.

Ce signal sinusoïdal peut être caractérisé par une **amplitude**, une **fréquence** et une **phase**

$$S(t) = A \sin(\omega_0 t - \phi)$$



$$\text{Ou plutôt : } S(t) = A e^{i(\omega_0 t - \phi)}$$

Le signal acquis est un signal non pas réel mais **complexe**.

Principe de LA machine

Donc, pour faire de la RMN on a besoin d'un échantillon, d'un champ magnétique d'un ampli RF pour l'émission d'une antenne et d'une chaîne d'acquisition amplification pour la réception

Pourquoi c'est si cher ?

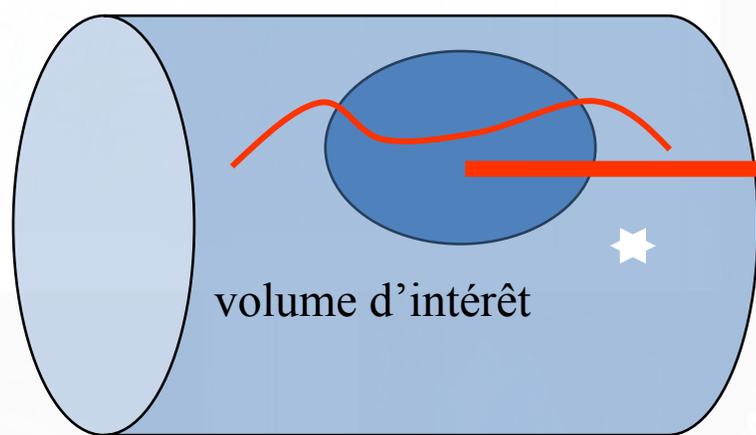
La faute à B_0 !

- (je ne sais pas si je vous l'ai déjà dit) mais la RMN est une technique peu sensible car l'aimantation est très faible. Mais cette aimantation augmente avec l'intensité de B_0

=> On veut B_0 le plus intense possible.

- Si B_0 n'est pas homogène le signal **MACROSCOPIQUE** se détruit trop rapidement pour être exploitable (c.f. cours sur la transformée de Fourier)
- Il faut en plus que B_0 soit très homogène dans l'espace ET dans le temps
 - (quelques ppm ou quelques dixièmes de ppm selon l'utilisation)

On utilise donc un aimant supraconducteur de gros diamètre
(Et ça, ça coûte cher)



$B_0 \pm DB_0$

DB_0/B_0 en ppm (partie par million) dans le volume d'intérêt
ex.: sphère de 40 cm de diamètre

!! $DB_0/B_0 : 1 \text{ ppm @ } 3\text{T}$

$Dn \text{ (Hz)} \sim 128 \text{ Hz}$

$Df \text{ (rad)} \sim \pi \text{ en } 4 \text{ ms}$

Le DB_0/B_0 requis dépend des applications

Imagerie standard $\sim 1 \text{ ppm @ } 1,5 \text{ T}$

Echo planaire $\sim 0,25 \text{ ppm}$

Spectroscopie $\sim 0,1 \text{ ppm}$

Notion de **shims**, spécification de l'uniformité (homogénéité)

En lui-même un aimant supra à une homogénéité de l'ordre de la centaine de ppm

Lors de l'installation sur site, on va lui rajouter des petites masses métalliques judicieusement placées pour homogénéiser encore plus le champ. Ces masses sont calculées en fonction des caractéristiques magnétiques de l'aimant et du bâtiment

Et enfin, pour avoir un champ encore plus homogène lors de chaque manip (pour chaque sujet), on dispose aussi dans l'aimant, d'électroaimants qui vont nous permettre de rajouter des champs variables en fonction de l'espace mais statiques en fonction du temps qui en se rajoutant à B_0 vont pouvoir le rendre encore plus homogène (<0.1ppm) :

Ces électroaimants sont appelés bobines de **shims**

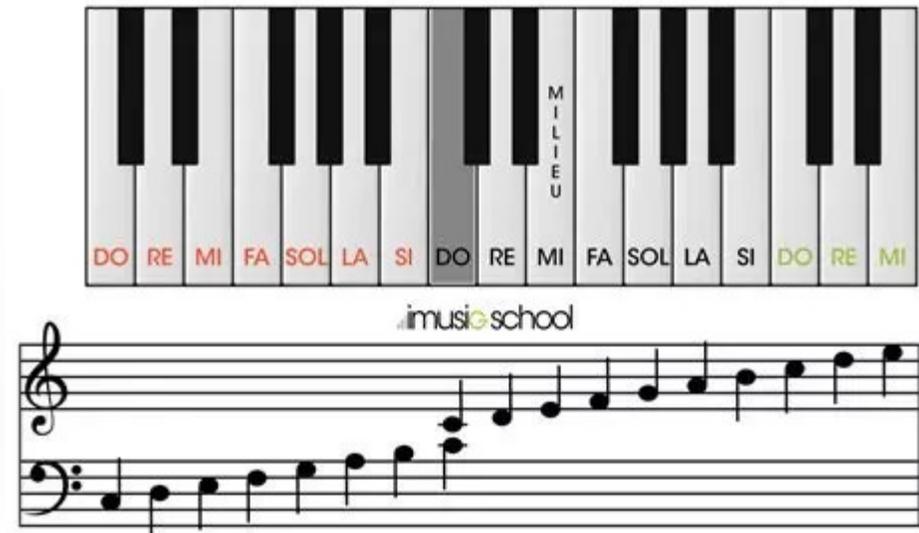
Elles permettent de rajouter des champs magnétiques de variation linéaire, quadratiques et parfois d'ordres supérieurs

Reconstruction de l'information

En IRM, comme dans presque toutes les modalités on acquiert le signal au cours du temps.

Mais en plus, dans le cas de la RMN, le signal est composé d'une somme (continue) de signaux sinusoïdaux

=> la TF du signal acquis est la base de représentation la plus parlante pour nous permettre d'analyser visuellement le signal



Transformée de Fourier

$$\mathcal{F}(f) : \nu \mapsto \hat{f}(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-i2\pi\nu t} dt$$

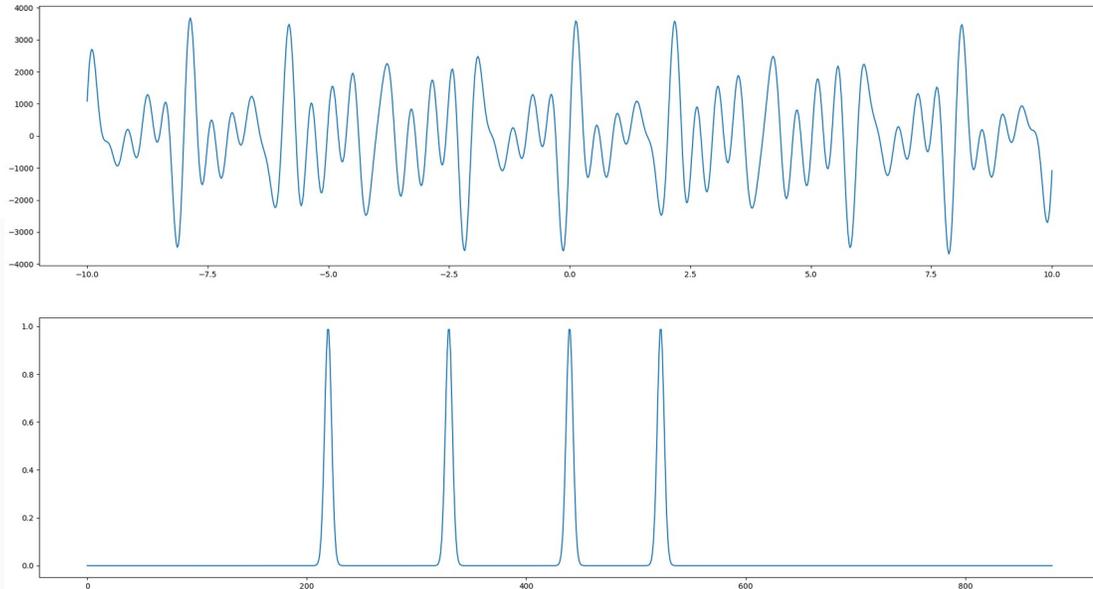
Le signal que nous acquérons au cours du temps est la somme de tous les signaux complexes individuels

$$S(t) \sim \int_{-\infty}^{+\infty} f(\omega) e^{-i\omega t + \varphi} d\omega$$

$$f(\omega) \sim \int_{-\infty}^{+\infty} S(t) e^{-i\omega t + \varphi} dt$$

Et de manière
réciproque :

La transformée de Fourier est la manière la plus classique/simple de scruter les fréquences présentes dans un signal temporel.



La transformée de Fourier d'une raie fine est une raie large et vice versa (propriété à l'origine des célèbres inégalités d'Heisenberg)

L'information sur les détails d'un signal est codée dans les hautes fréquences (et ses grandes lignes dans les basses fréquences)

$$\mathcal{F}(f) : \nu \mapsto \hat{f}(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-i2\pi\nu t} dt$$

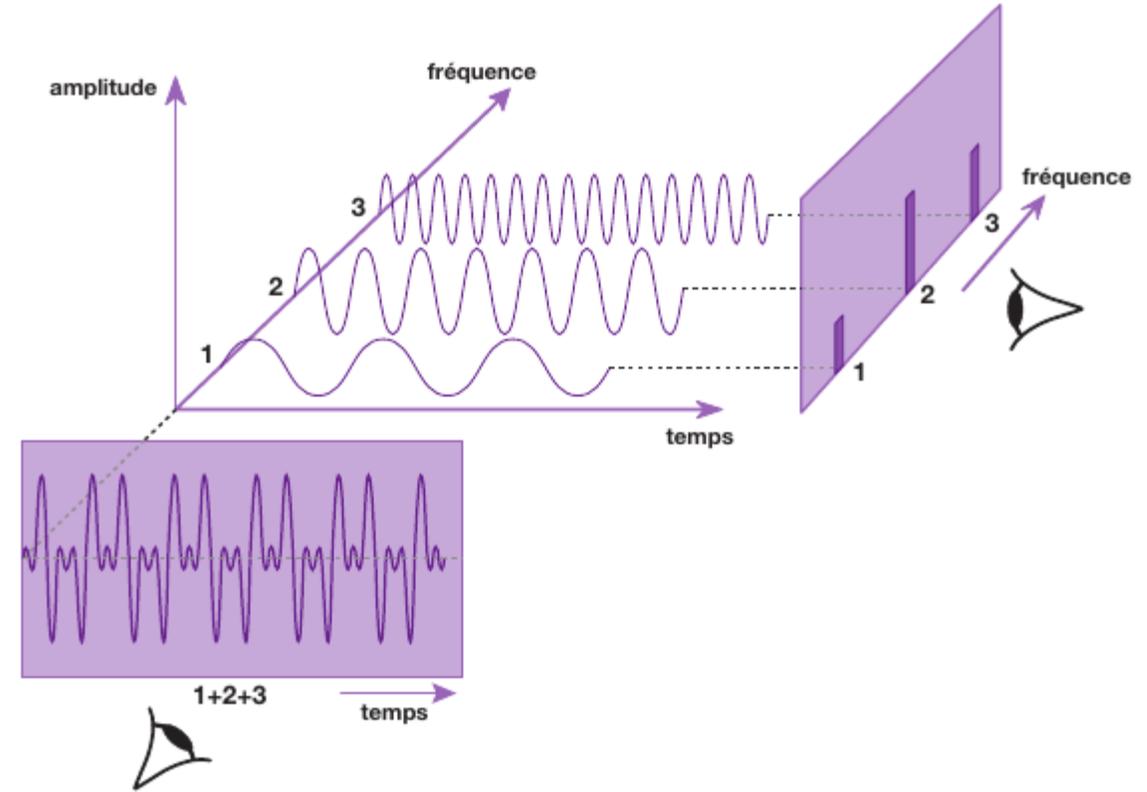
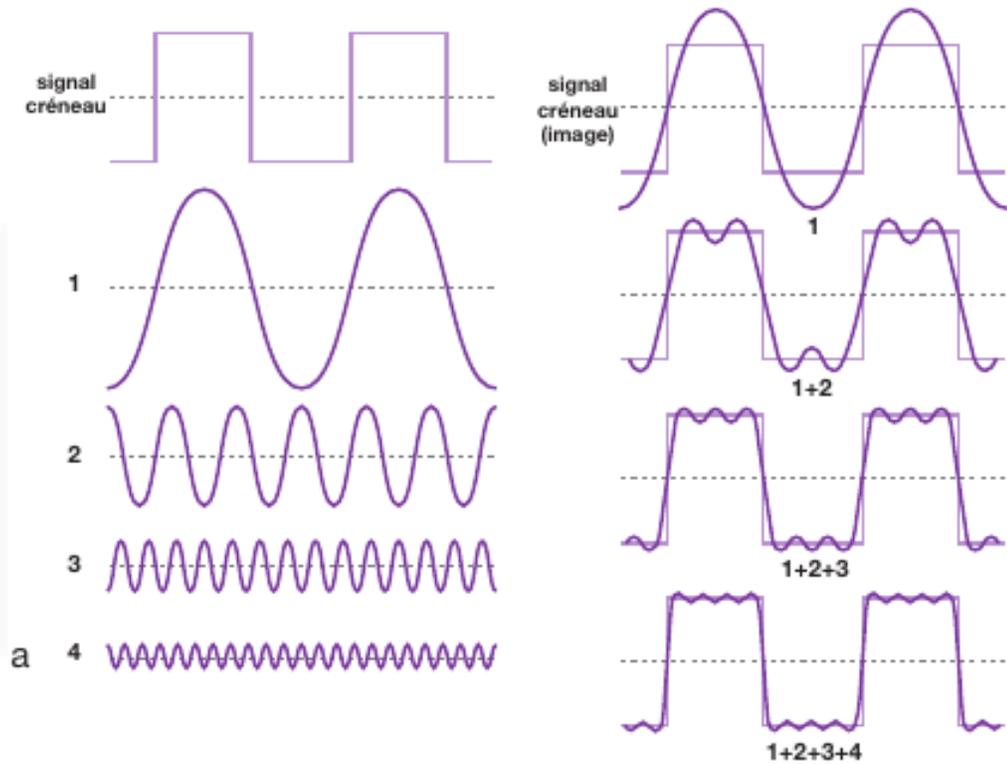


Fig. 20.1 Shear modulus vs. strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

Shear modulus vs. strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

Fig. 20.2 Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.

Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.

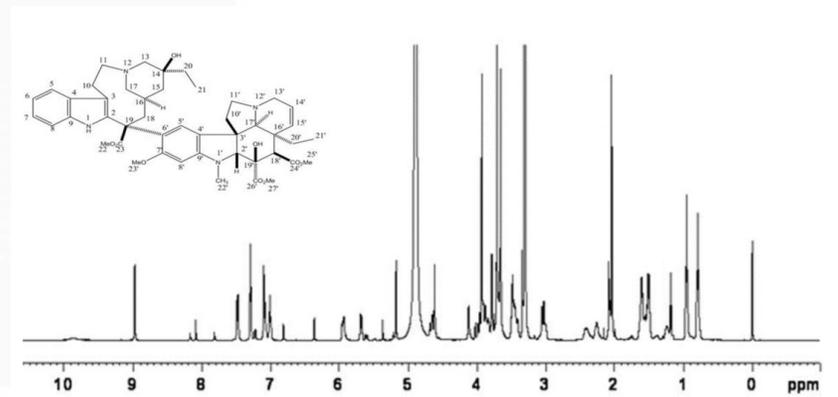
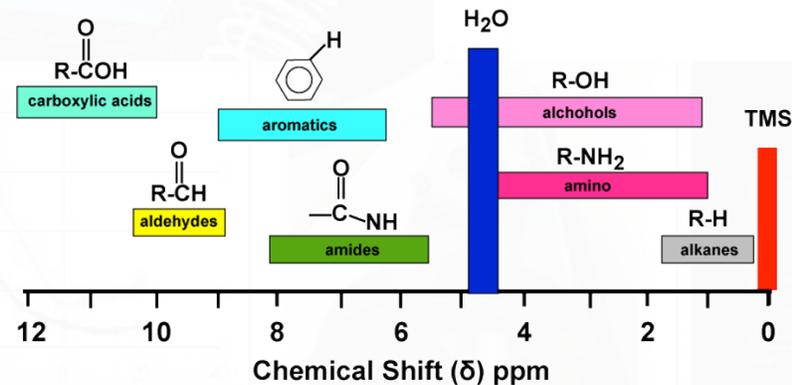
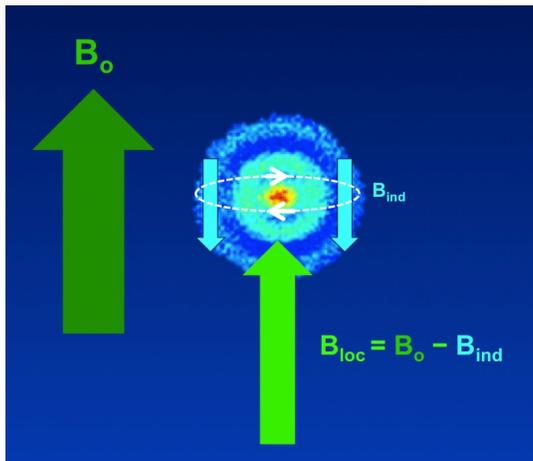
Fig. 20.3 Image of wave propagation obtained in a BVA gel phantom at 3 kHz.

Image of wave propagation obtained in a BVA gel phantom at 3 kHz.

Et on invente la spectroscopie !

La plupart du temps les **molécules** ont une charge électronique neutre (heureusement car les radicaux libres c'est mauvais)

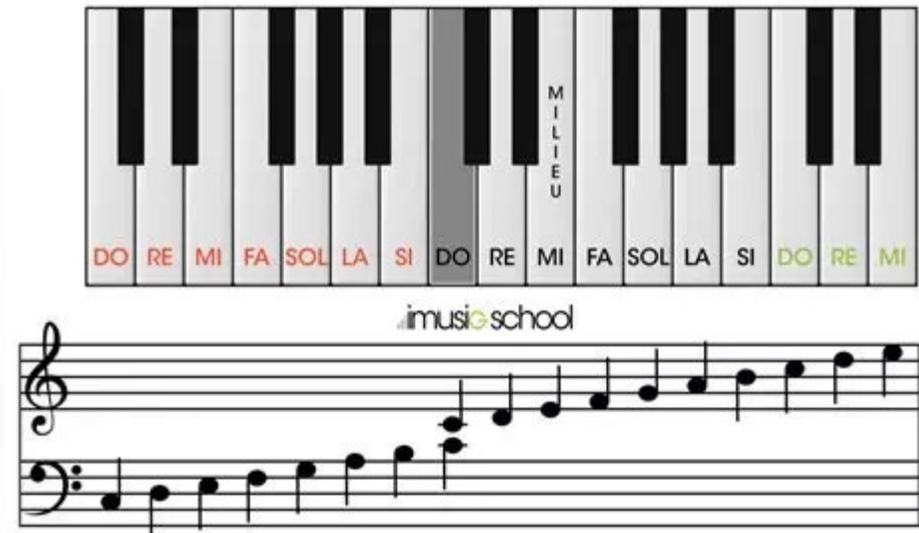
Mais malgré cela, sous l'action des champs magnétiques les nuages électroniques moléculaires vont réagir au champ magnétique qu'ils subissent et vont créer des phénomènes de blindage autour des noyaux. Ce phénomène de « chemical shift » permet de caractériser des molécules par leur signature spectrale



Et maintenant l'imagerie !

La spectroscopie et la TF nous permettent de visualiser une quantité de noyau résonnant à une fréquence intrinsèque donnée

Pour faire de l'imagerie on pourrait faire pareil si on avait un moyen d'imposer une fréquence de résonance fonction de la position

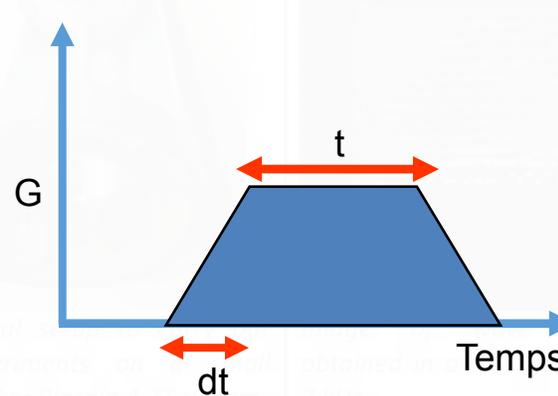
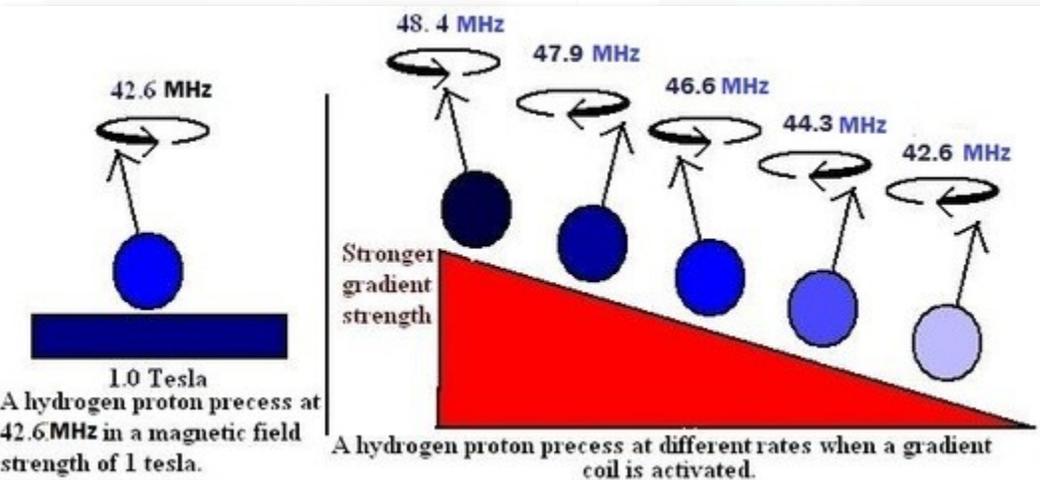
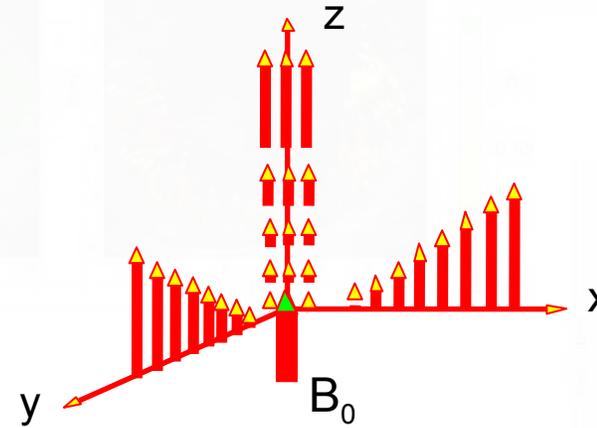
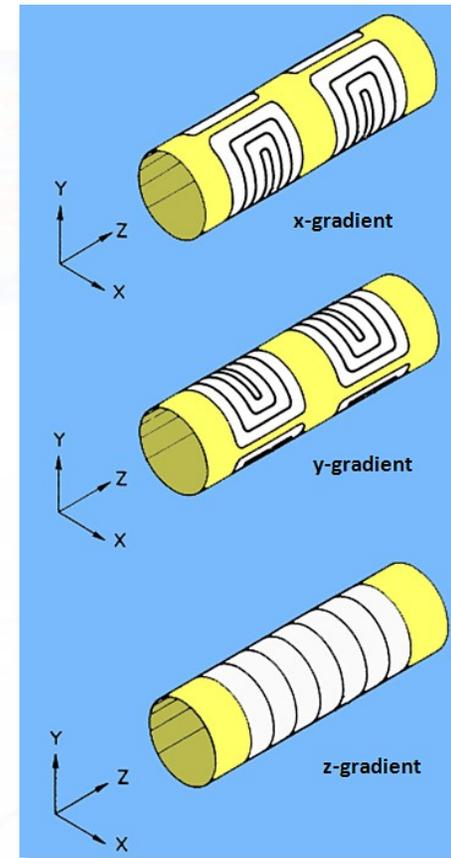


IRM, l'instrument : gradients

Codage spatial (3 directions)

$$\mathbf{B}(x, y, z) = B_0 + x G_x + y G_y + z G_z$$

$$= \mathbf{B}(t, x, y, z)$$

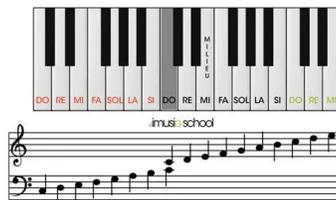


Taille du voxel

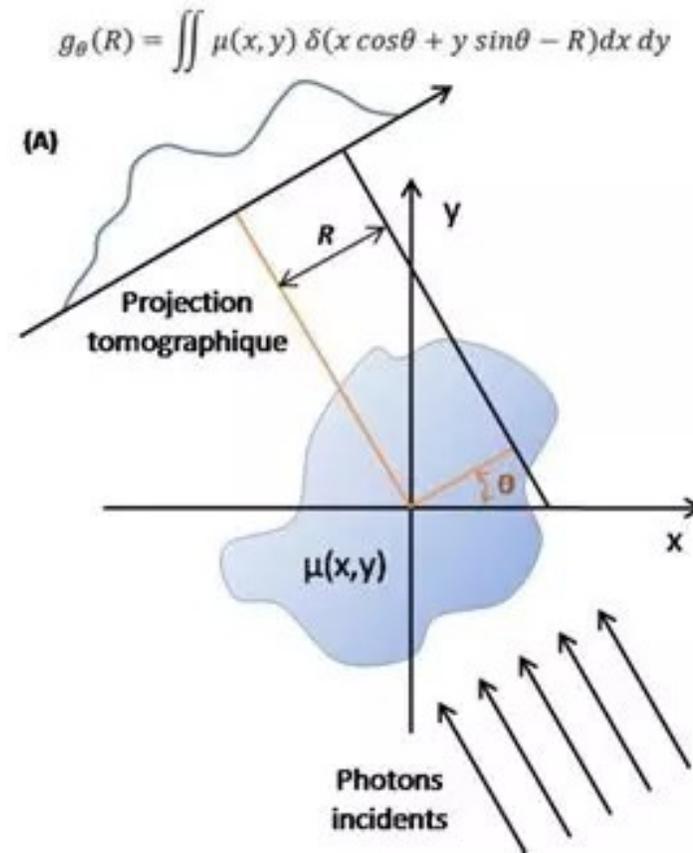
$$r \sim 1/(G \cdot t)$$

Amplitude gradient

Durée



IRM et rétroprojection (comme le CT)



Passer de l'espace des fréquences à l'espace auquel on est habitué (spatial)

Ce qui trouble souvent la compréhension c'est que en spectroscopie on acquière un signal au cours du temps $S(t)$ et que donc sa TF est un signal fréquentiel $S(w)$ => une somme de sinusoïdes **temporelles**.

C'est assez parlant

En imagerie, ce que l'on doit acquérir c'est des fréquences spatiales c'est à dire des sinusoïdes qui **varient au cours de l'espace**.

C'est moins parlant.

C'est ce qu'on appelle l'espace des k

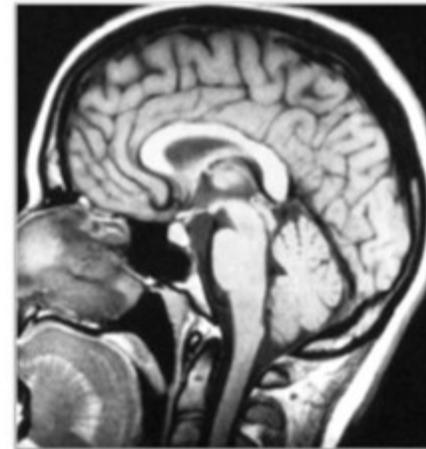
L'espace des k

L'espace des k est « juste » l'espace de représentation des fréquences spatiales présentes dans une image « classique »

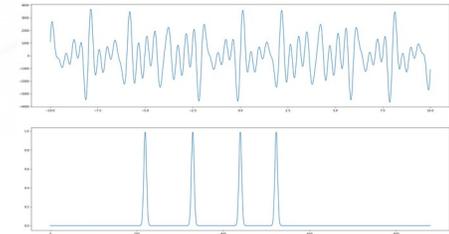


Espace des k
(complexe)

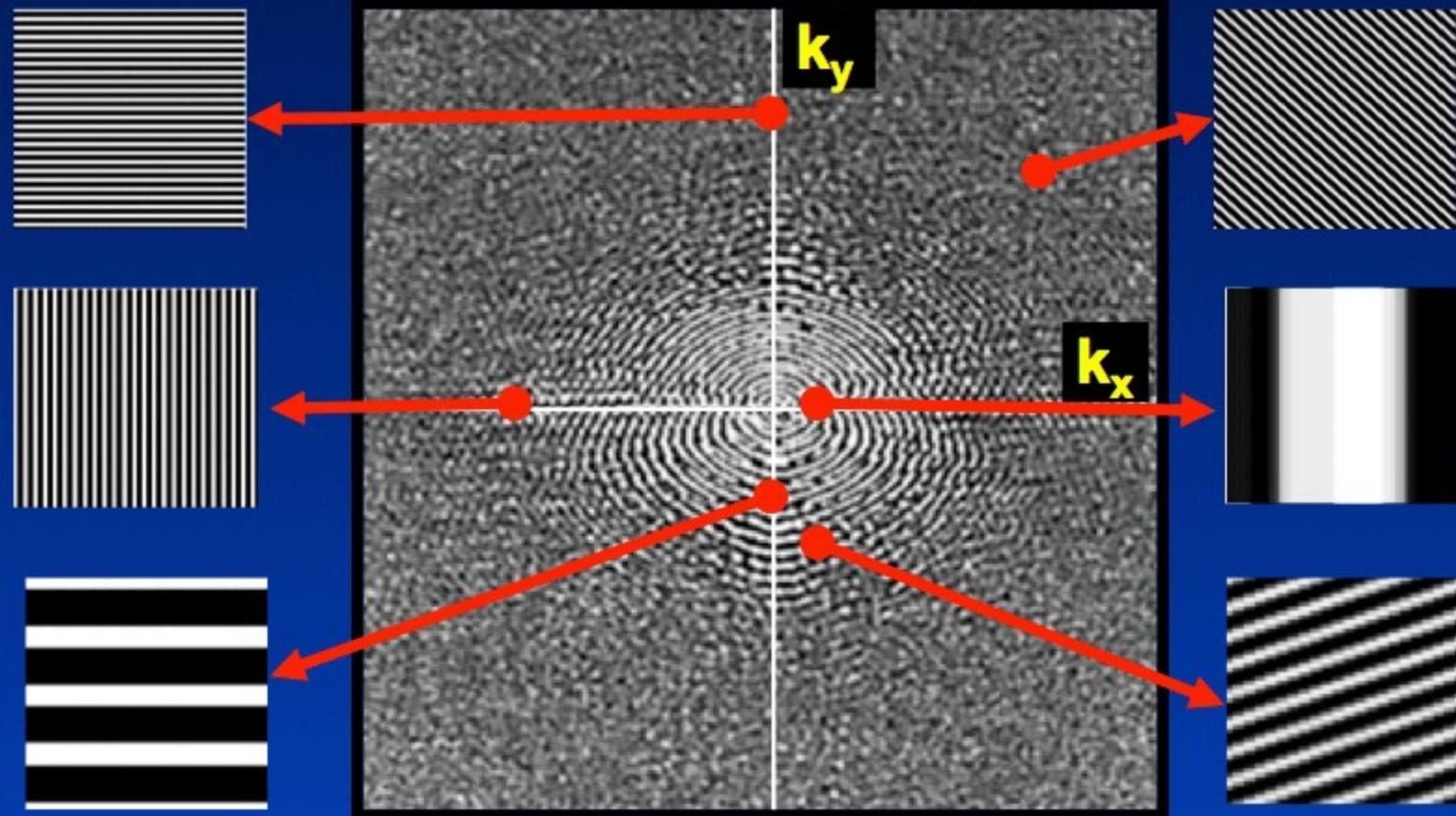
FT
↔



Espace usuel (réel)



Each Point in K-space Corresponds to a Particular Spatial Frequency



Shear modulus vs strain for a
lowing liver (in grey) estimated
along the X/Y direction and in black
along the X/Z direction).

Experimental setup to carry out
AFM experiments on a small
animal (ruler: 0.01 mm, 25 units)

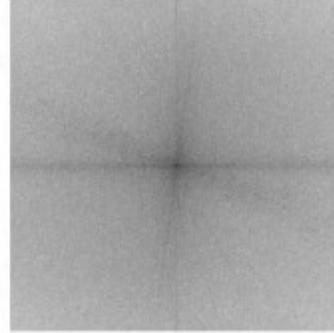
Images of wave propagation
obtained in a PVA-gel phantom

Image d'origine (512 x 512 pixels)

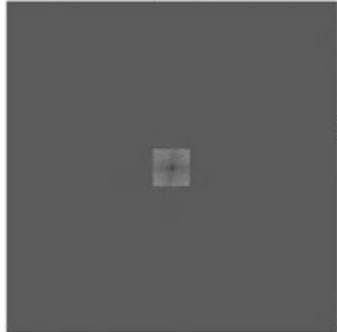


FFT
→

Plan de Fourier



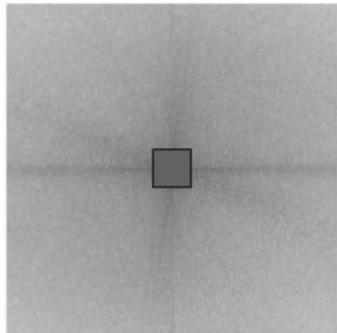
Centre du plan de Fourier



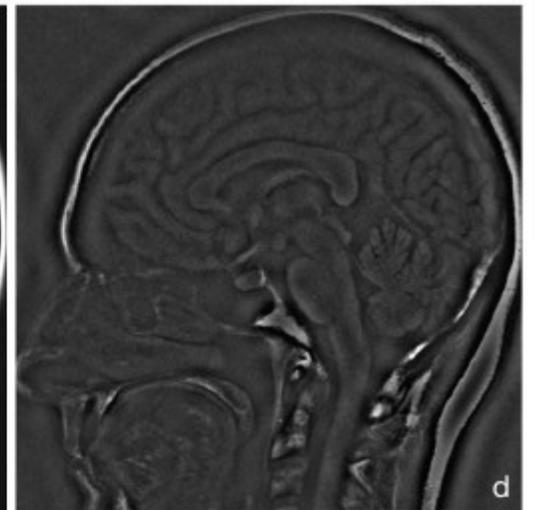
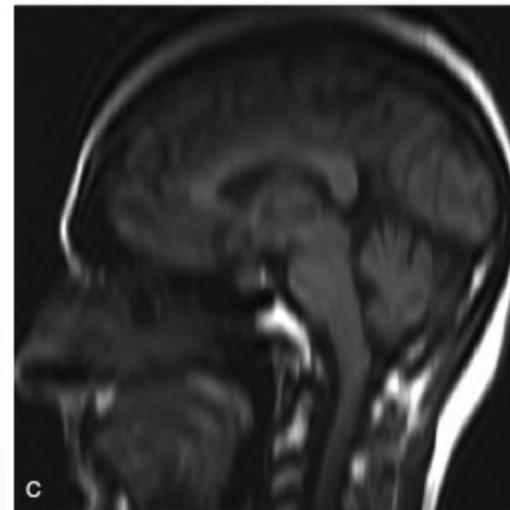
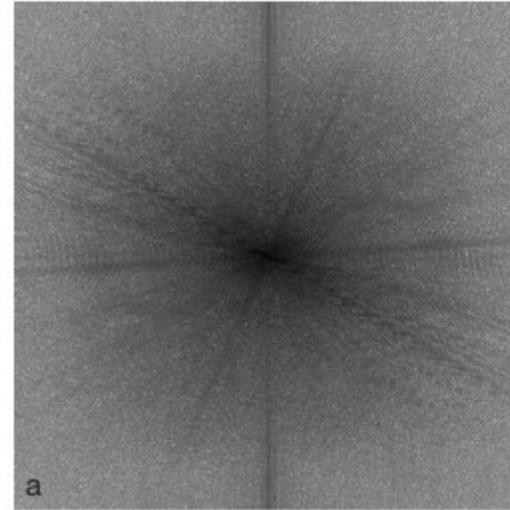
FFT inverse
→



Périphérie du plan de Fourier



FFT inverse
→



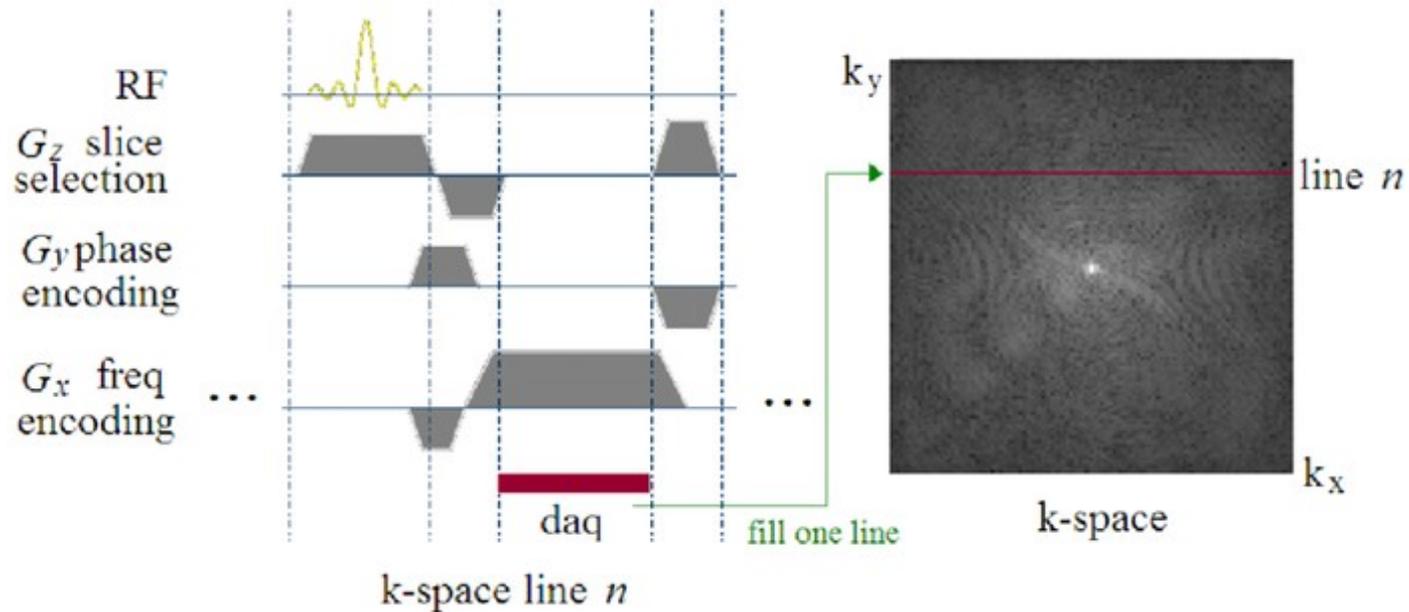
bovine liver (in grey estimated along the S/I direction and in black along the A/P direction).

Experimental setup to carry out MRI experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system (3 kHz).

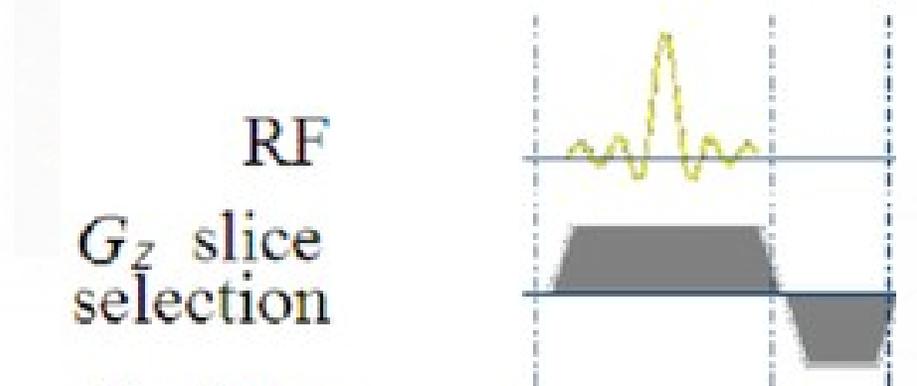
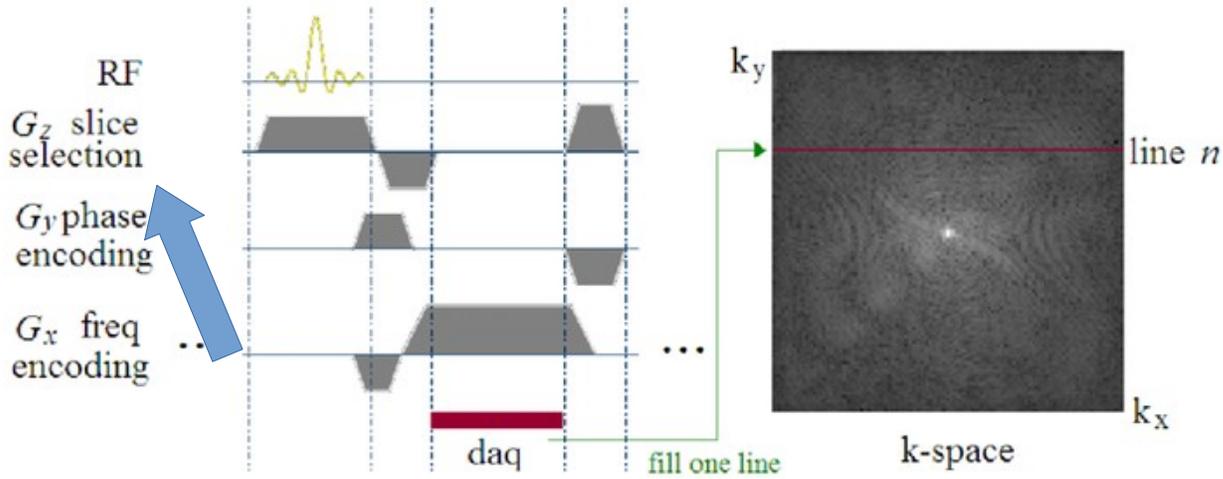
image of wave propagation obtained in a PVA-gel phantom at

Codage spatial dans une séquence IRM

On va acquérir au cours du temps l'aire de l'espace des k qui nous intéresse pour pouvoir la transformer en image via la TF (1D, 2D, 3D)

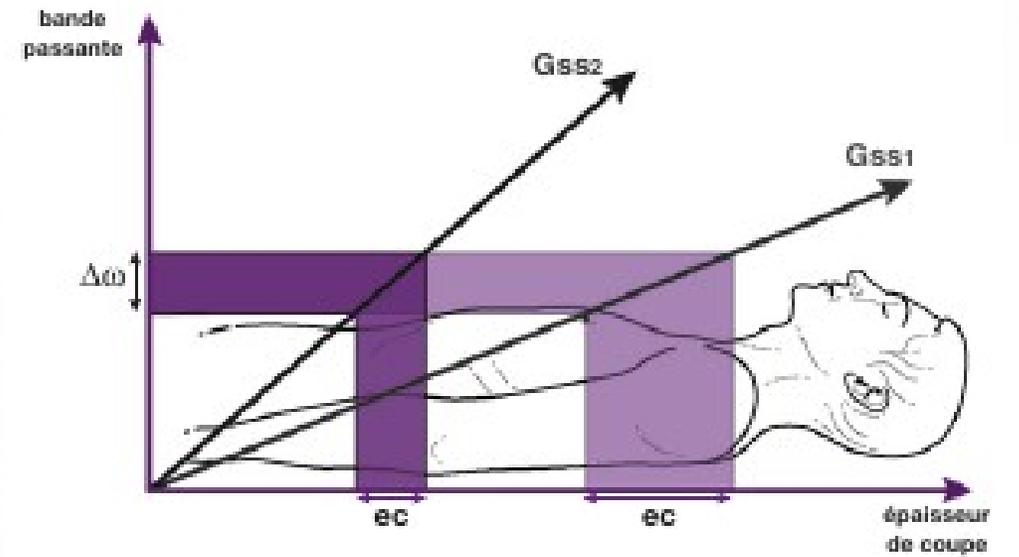


Sélection d'une tranche

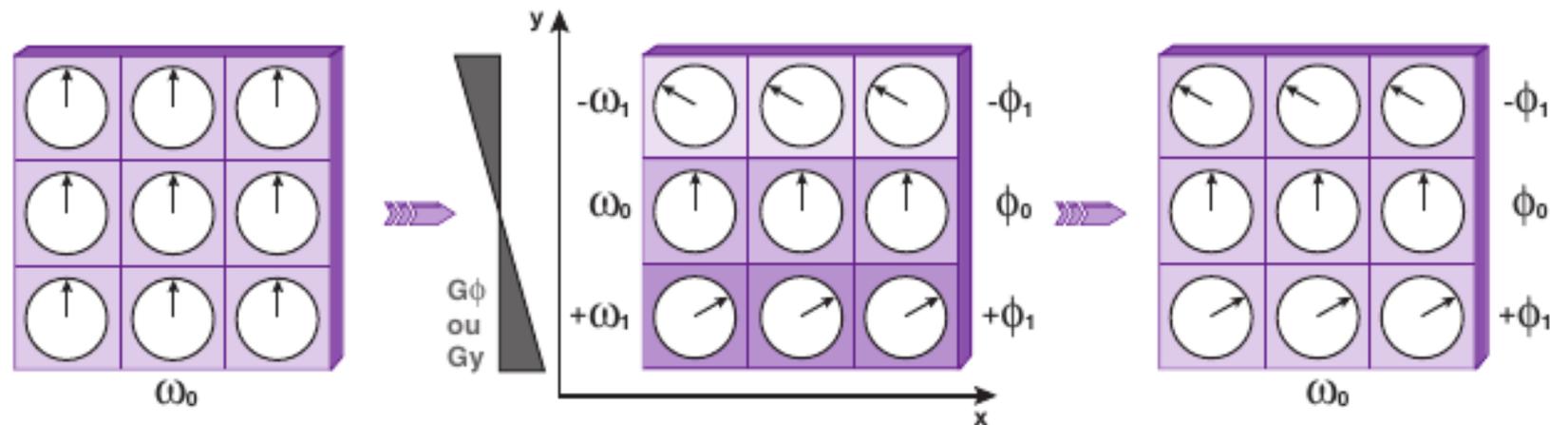
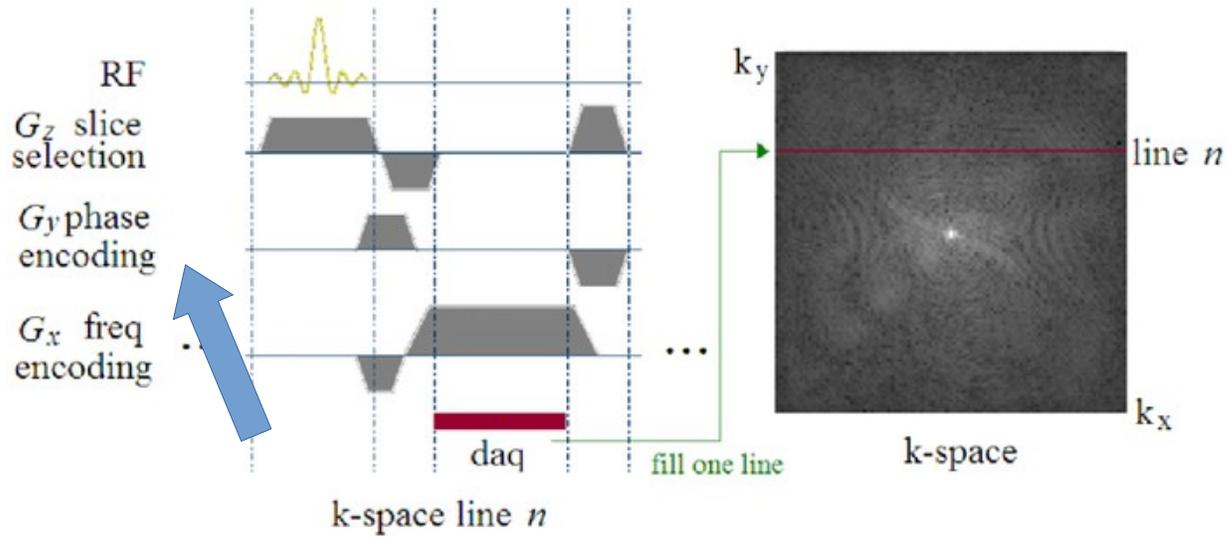


k-space line n

Constante		
Pic de Dirac		
Fonction porte de largeur T_0		
Sinus cardinal		



Balayage de l'espace des k par gradient de phase

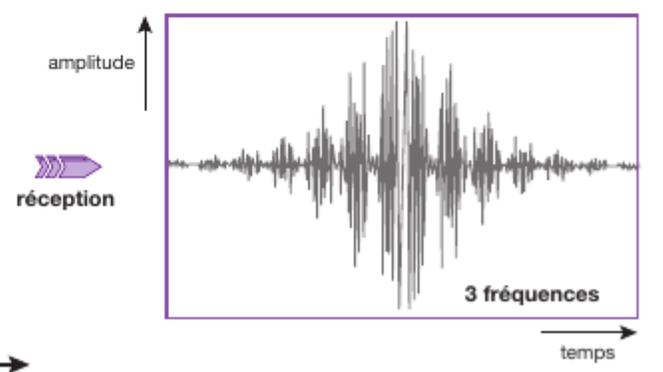
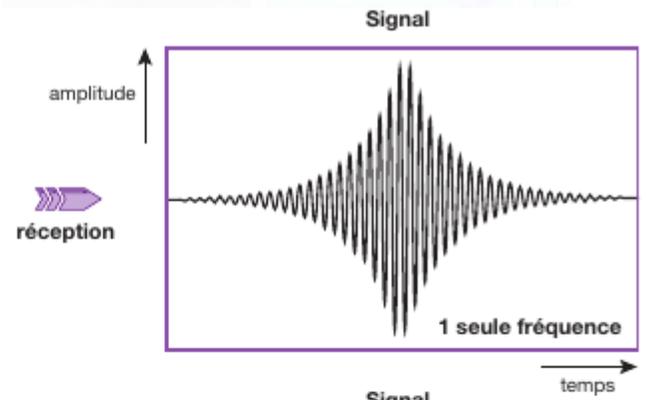
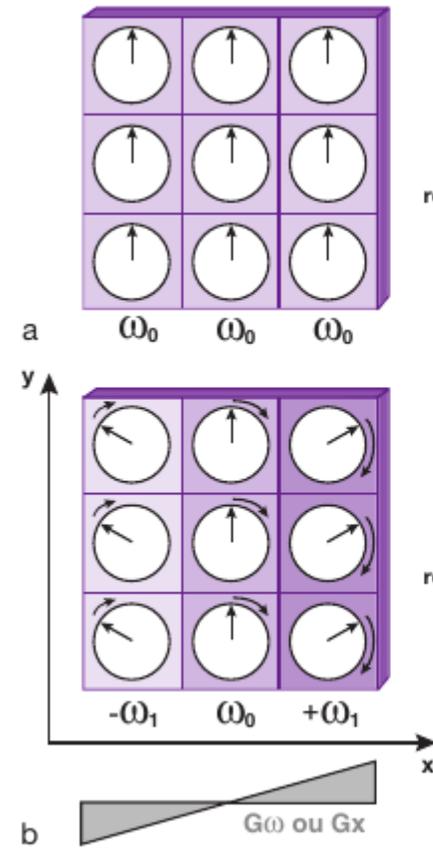
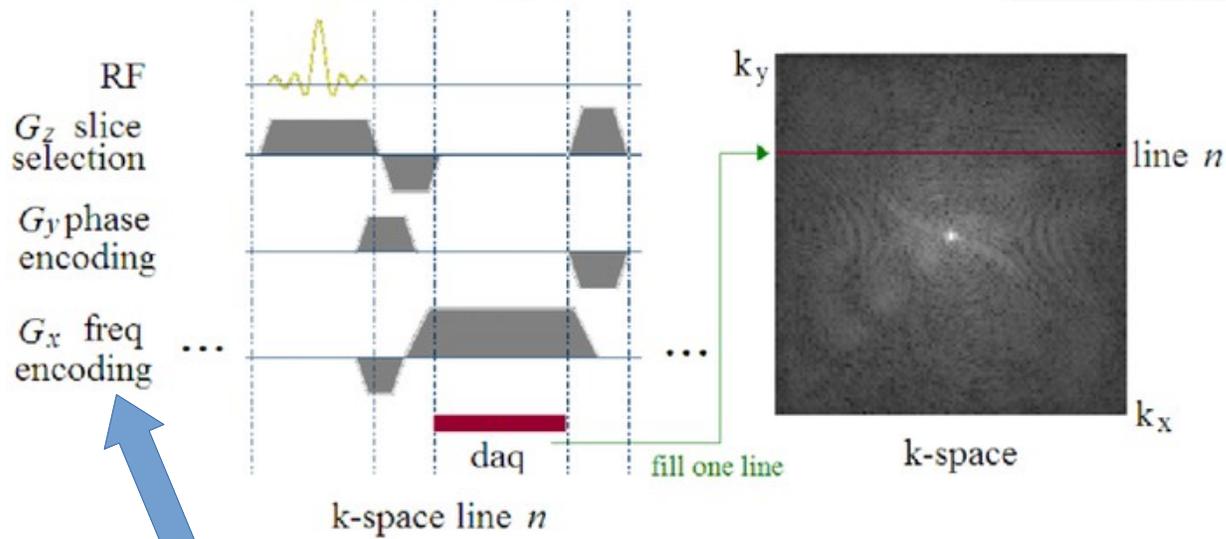


Shear angle
 below (in grey) estimated
 along the S/P direction and in black
 along the A/P direction).

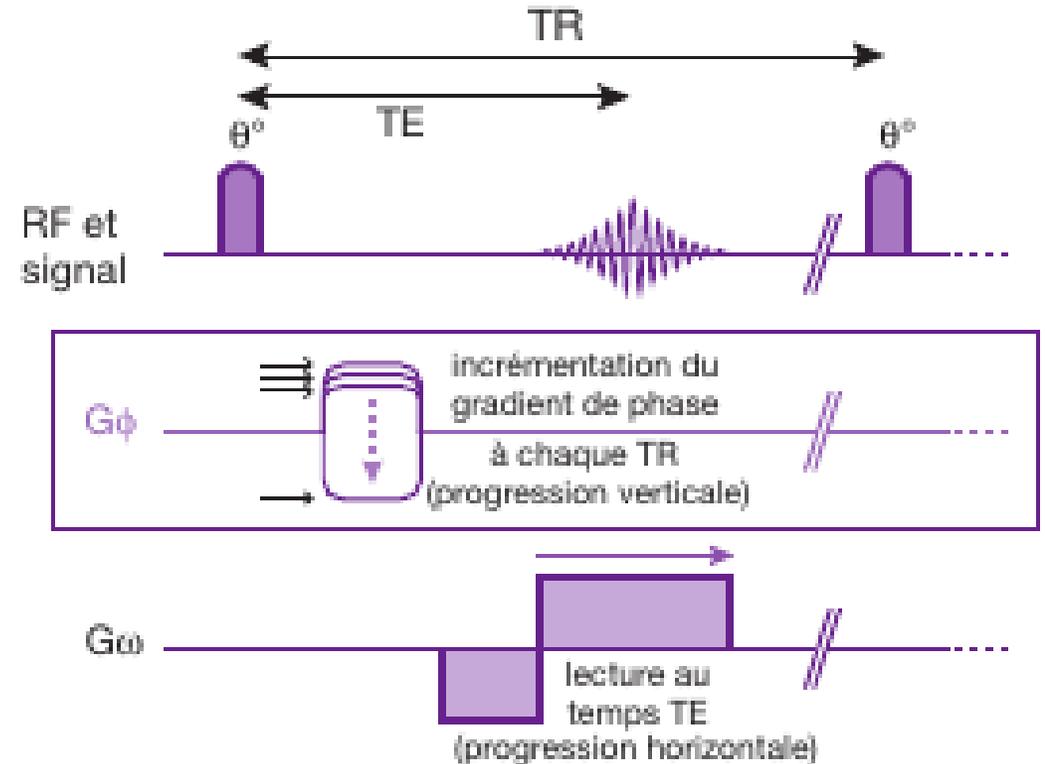
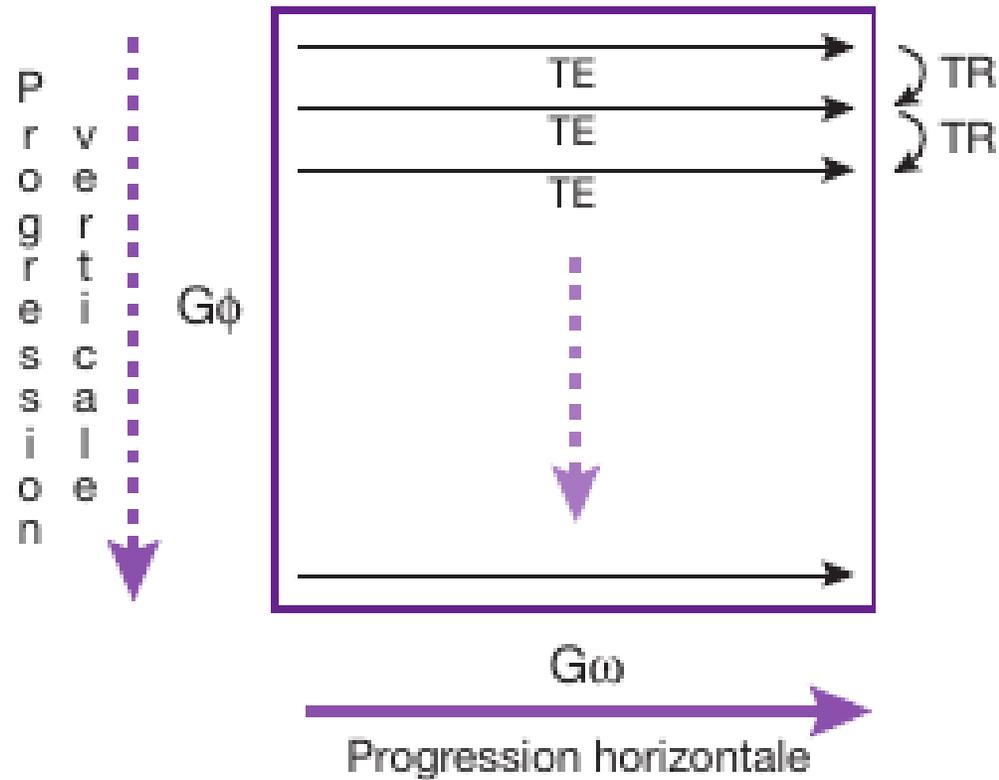
Experimental setup to carry out
 MRE experiments on a small
 animal Bruker Biospin 4.7T system.

Image of wave propagation
 obtained in a PVA-gel phantom.

Balayage de l'espace des k par gradient de lecture



Balayage de l'espace des k par gradient de lecture + phase



Shear modulus vs strain for a bovine liver (in grey estimated along the S/R direction and in black along the A/P direction).

Experimental setup to carry out MRE experiments on a small animal Bruker Biospin 4.7T system.

Image of wave propagation obtained in a PVA-gel phantom (3 kHz).

Divers types de balayages de l'espace k

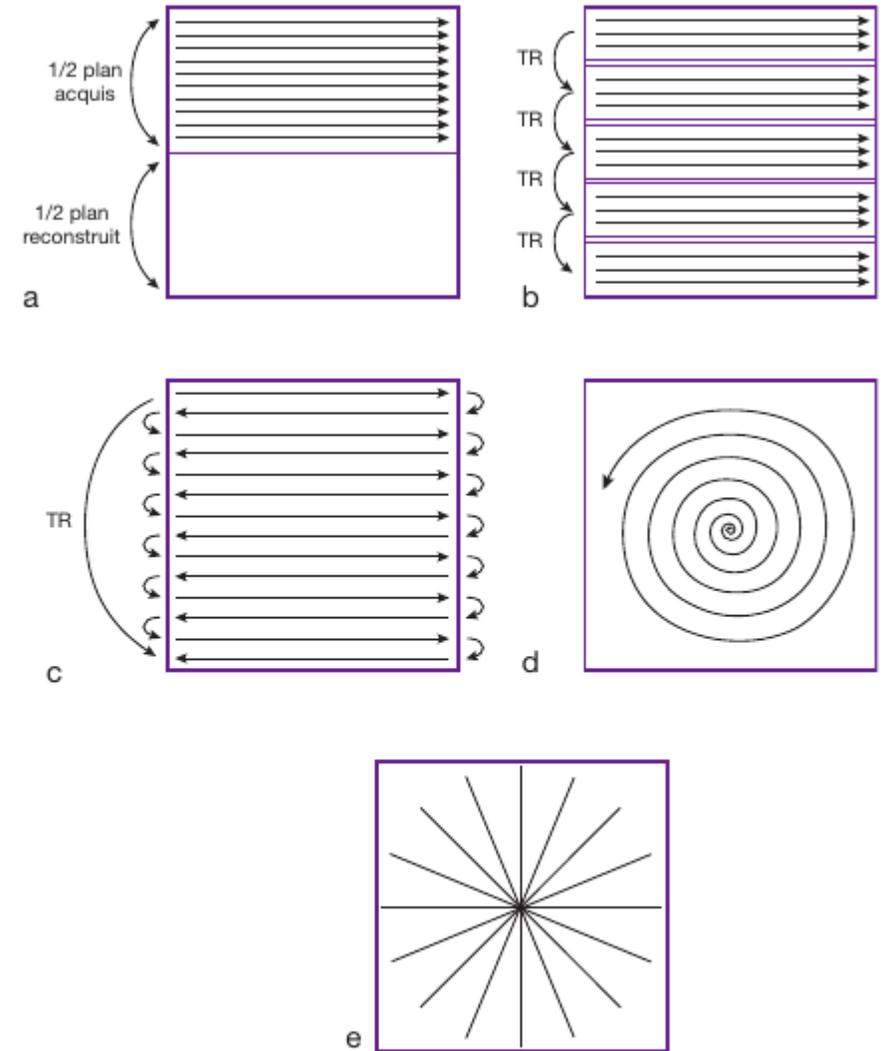


Fig. 7-23. Modes de balayage du plan Fourier.

(a) Acquisition d'un demi-plan de Fourier.

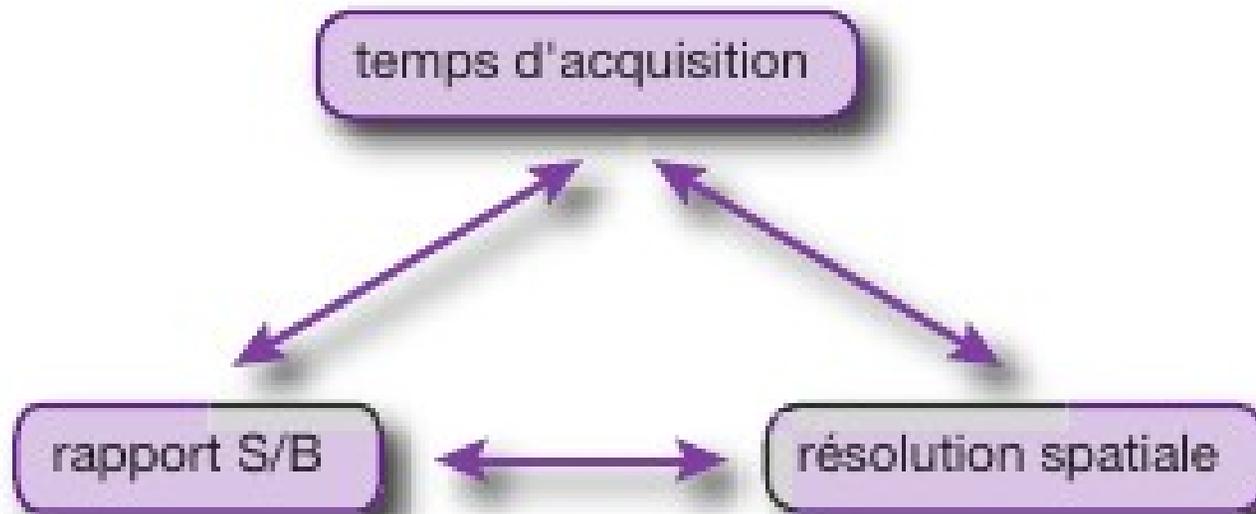
(b) Acquisition de plusieurs lignes par TR.

(c) Balayage de tout le plan de Fourier pendant une excitation (mode « single shot »).

(d) Balayage en spirale.

(e) Codage radiaire.

Grande Trinité de l'IRM



Le rapport S/N augmente avec la racine du nombre d'accumulation du signal

Le rapport S/N augmente comme le volume du voxel

Si j'ai besoin de 10 minutes pour obtenir un S/B de 10 il m'en faudra 40 pour avoir 20

Si le S/B d'un voxel de 1x1x1mm est 20 celui d'un voxel de 0.79x0.79x0.79 n'est plus que de 10

Maintenant on peut faire des images comme le CT :
beaucoup de signal => beaucoup de protons
le cours sur l'IRM est terminé ?

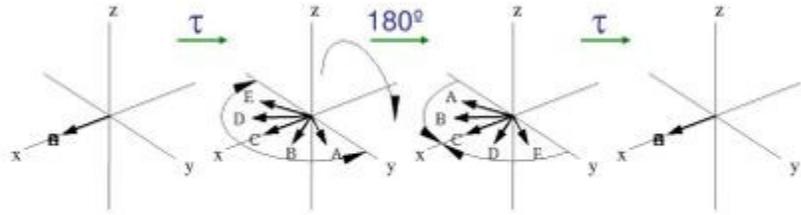
En fait non, c'est maintenant que ça commence à être intéressant :

L'IRM bénéficie de dizaines et de dizaines de moyens
de contraster les images c'est-à-dire, nous offre le
moyen d'accéder à une variété de dimensions
(orthogonales ou non) impressionnante.

Concept de refocalisation du signal

Spin Echo

Discovered by Erwin Hahn in 1950.

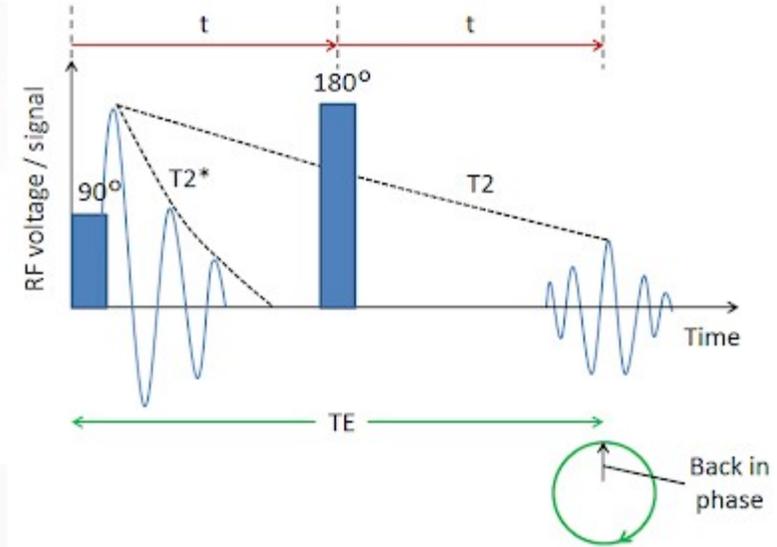


The spin-echo can refocus the dephasing of spins due to static inhomogeneities. However, there will still be T_2 dephasing due to random motion of spins.

There is nothing that nuclear spins will not do for you, as long as you treat them as human beings. Erwin Hahn

Thomas Liu, BE280A, UCSD, Fall 2005

Image: Larry Frank



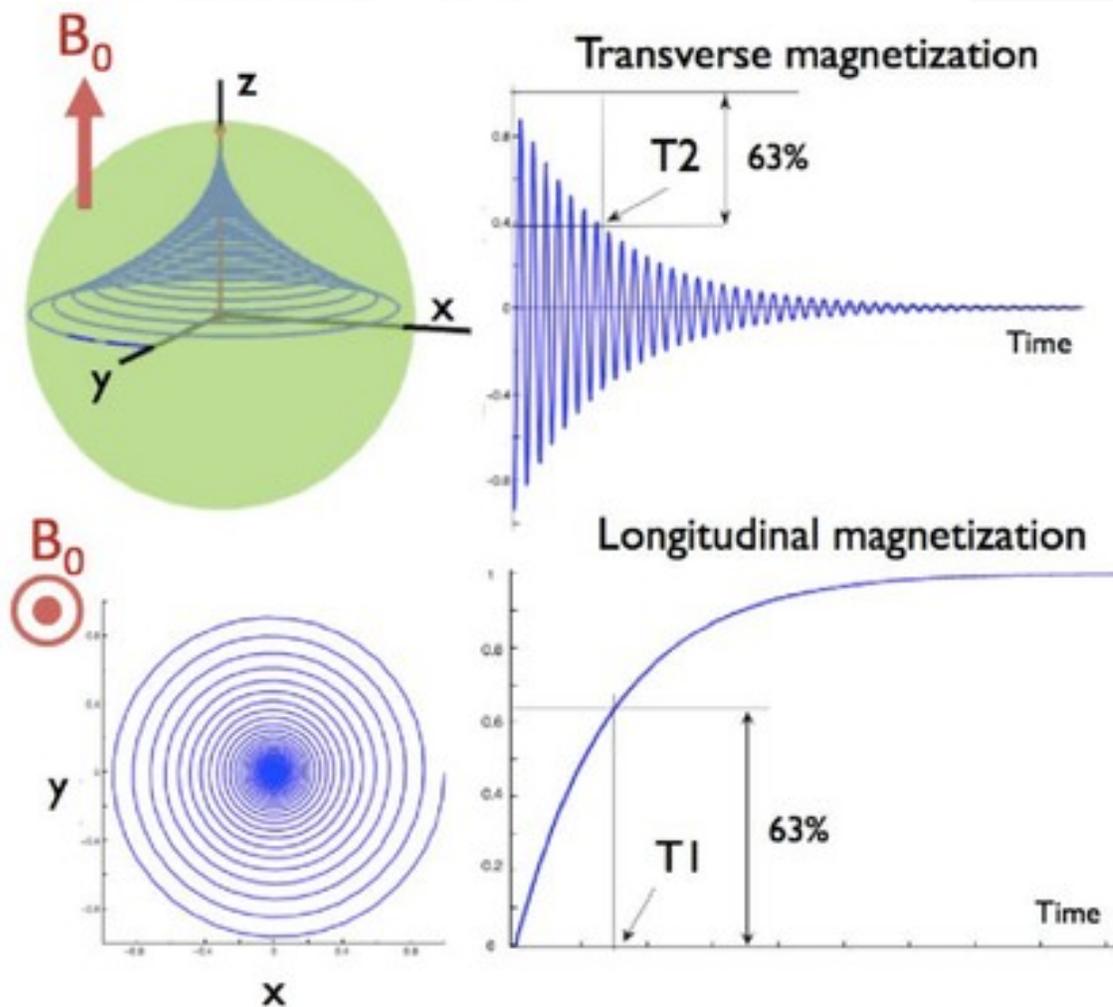
Une expérience IRM/RMN consiste à créer un signal dans le **plan transverse** (observable) le faire moduler **au cours du temps** par un mécanisme

Que nous choisissons pour privilégier le développement **d'un type donné d'interaction.**

on observe alors l'effet qu'aura eu cette interaction sur le signal observé

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \mathbf{M} \times \gamma \mathbf{B} - \frac{M_x \mathbf{i} + M_y \mathbf{j}}{T_2} - \frac{(M_z - M_0) \mathbf{k}}{T_1}$$

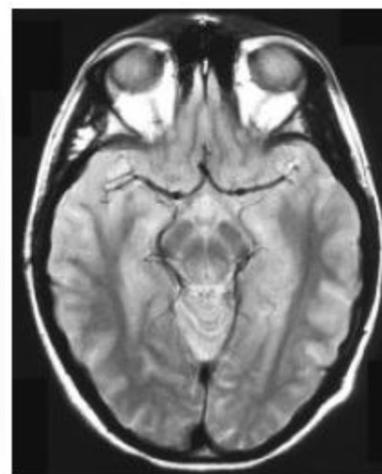
Les classiques : densité de proton, T_1 , T_2 , densité de proton (ρ)



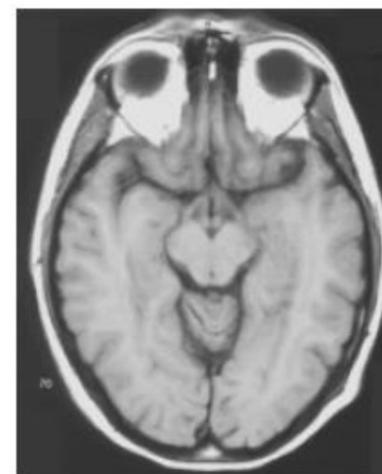
T_1 plus le signal d'un voxel a perdu son **énergie** rapidement plus il apparaît clair

T_2 plus le signal d'un voxel s'est **déphasé** plus il apparaît sombre

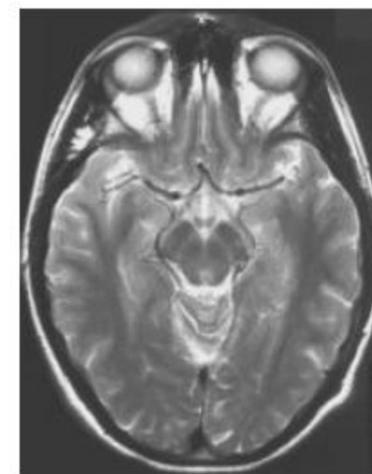
ρ (densité de proton) plus il y a de **noyaux**, plus c'est clair



Densité de protons



T1

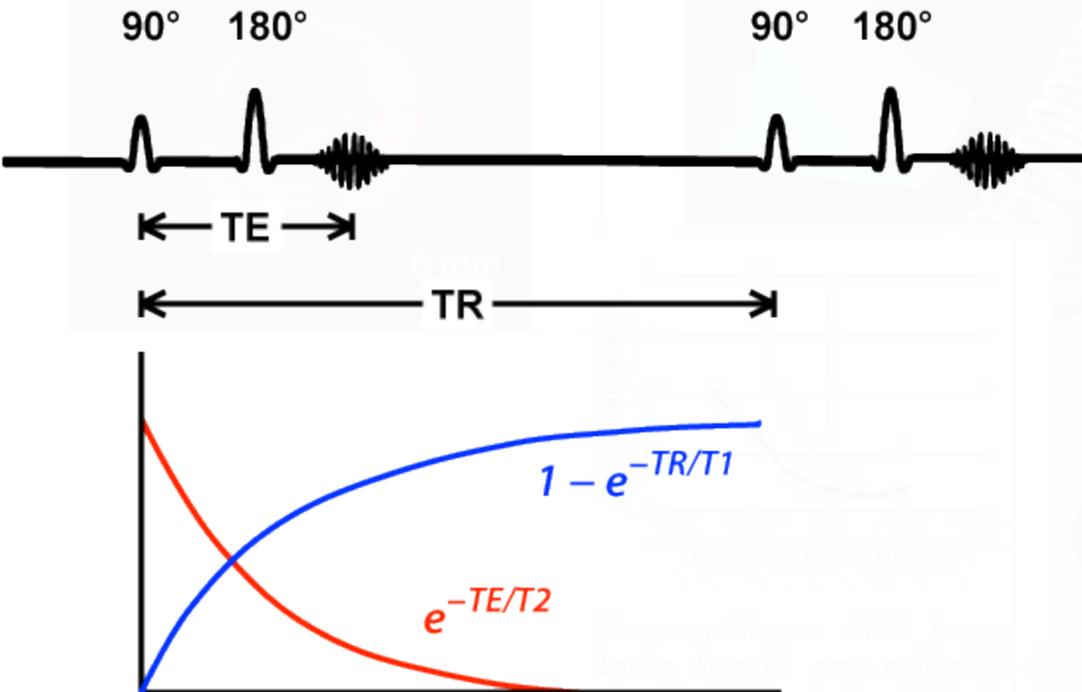


T2

Temps d'écho T_E et temps de répétition T_R

Comme dit plus haut le signal est acquis après un temps d'évolution T_E .

Comme le signal décroît assez vite il n'est pas simple d'acquérir l'espace des k en une seule fois. En général les acquisitions sont répétées pour couvrir cet espace ou améliorer le rapport S/B. Ce temps de répétition est appelé T_R

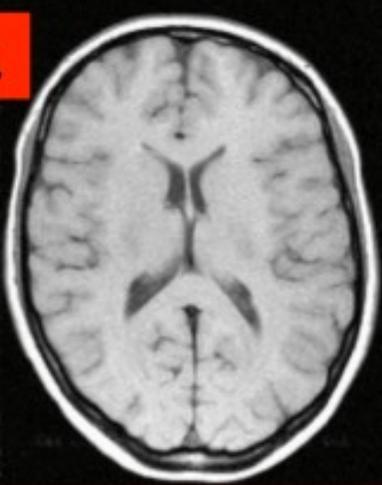
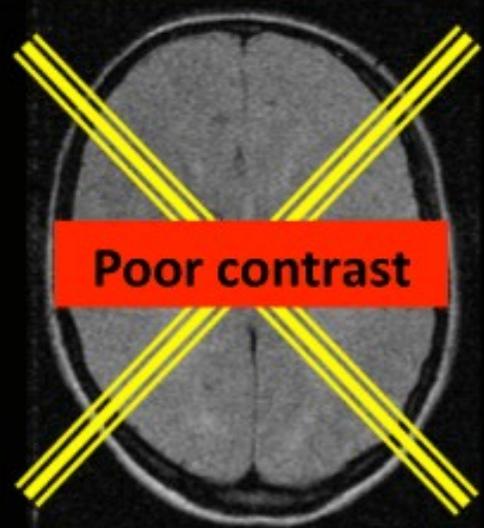
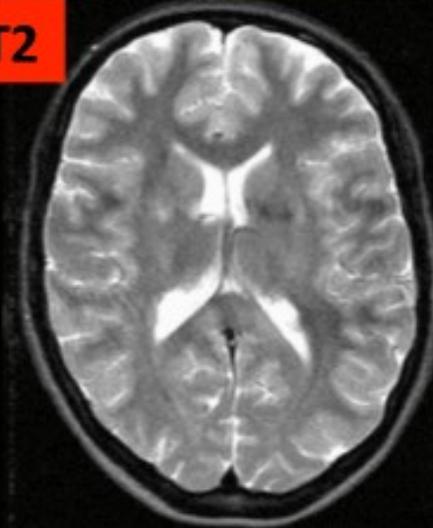


Contraste en T_1

- **TR long:** Si on attend longtemps entre deux répétitions, tous les noyaux ont le temps de perdre leur énergie et seront disponibles pour la prochaine excitation => ils auront la même réponse quel que soit leur T_1 => **pas de contraste en T_1**
- **TR court:** Si le temps entre deux répétitions est court, les noyaux à T_1 court auront perdu leur énergie et seront de nouveau excitables tandis que ceux à T_1 long ne seront toujours pas excitables => **contraste en T_1**

Contraste en T_2

- **TE court:** Si on acquière le signal peu après sa création, il n'a pas le temps de se déphaser et donc les processus de déphasage en T_2 n'ont pas le temps d'opérer => pas de contraste en T_2
- **TE long:** Si on laisse évoluer le signal plus longtemps après sa création, il va être d'autant plus faible pour les T_2 les plus courts et rester intense pour les T_2 les plus longs => **contraste en T_2**

	Short TR	Long TR
Short TE	<p>T1</p> 	<p>PD</p> 
Long TE	 <p>Poor contrast</p>	<p>T2</p> 

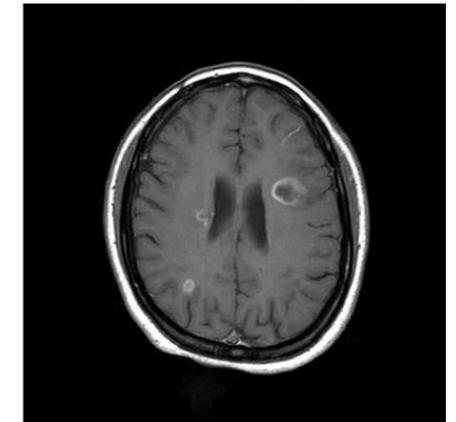
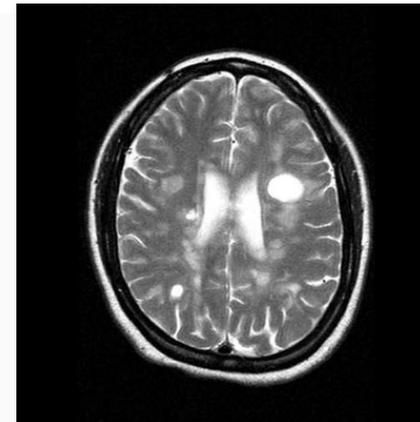
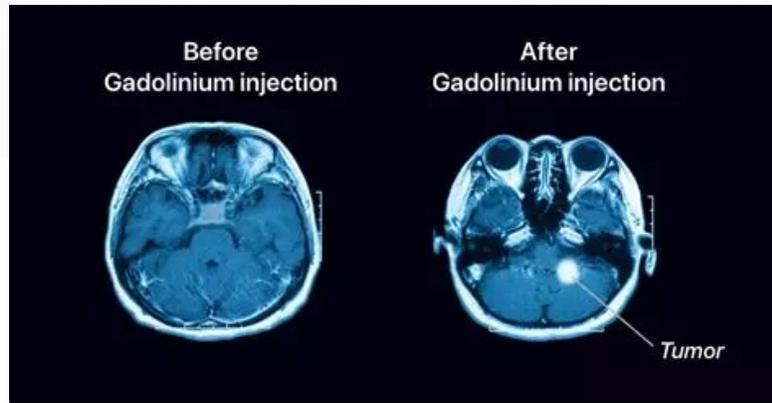
along the S/I direction and in black along the A/P direction).

MRE experiments on a small animal (mouse) using a 7T system (3 voxels).

acquired in a BVA gel phantom.

- Agent de contraste le gadolinium

Le Gadolinium est un composé fortement paramagnétique, les distorsion de champ qu'il crée va aider très fortement les noyaux environnants à perdre leur énergie



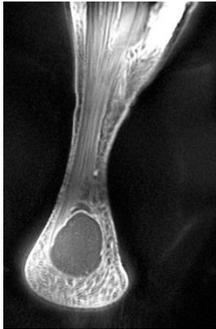
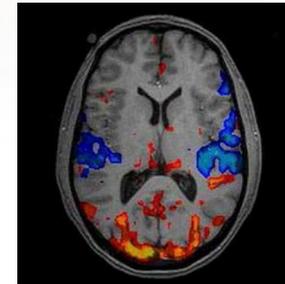
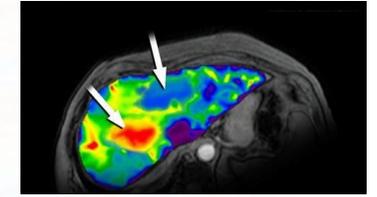
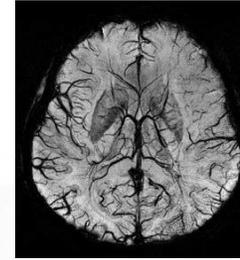
Shear modulus vs strain for a
lowing liver (in grey estimated
along the S1 direction and in black
along the S2 direction).

Experimental setup to carry out
MRE experiments on a small
animal Bruker Biospin 4.7T system.

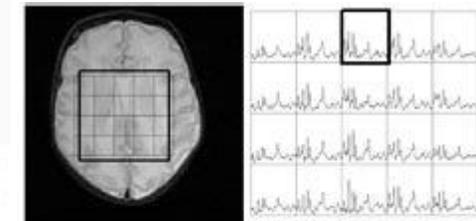
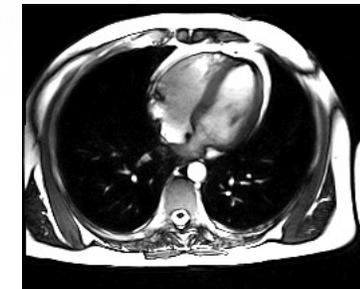
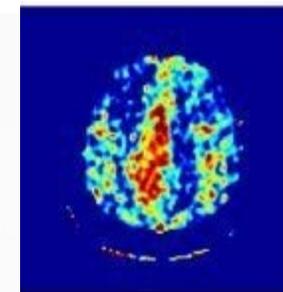
Image of wave propagation
obtained in a FVA-gel phantom
(3 kHz).

Et le reste

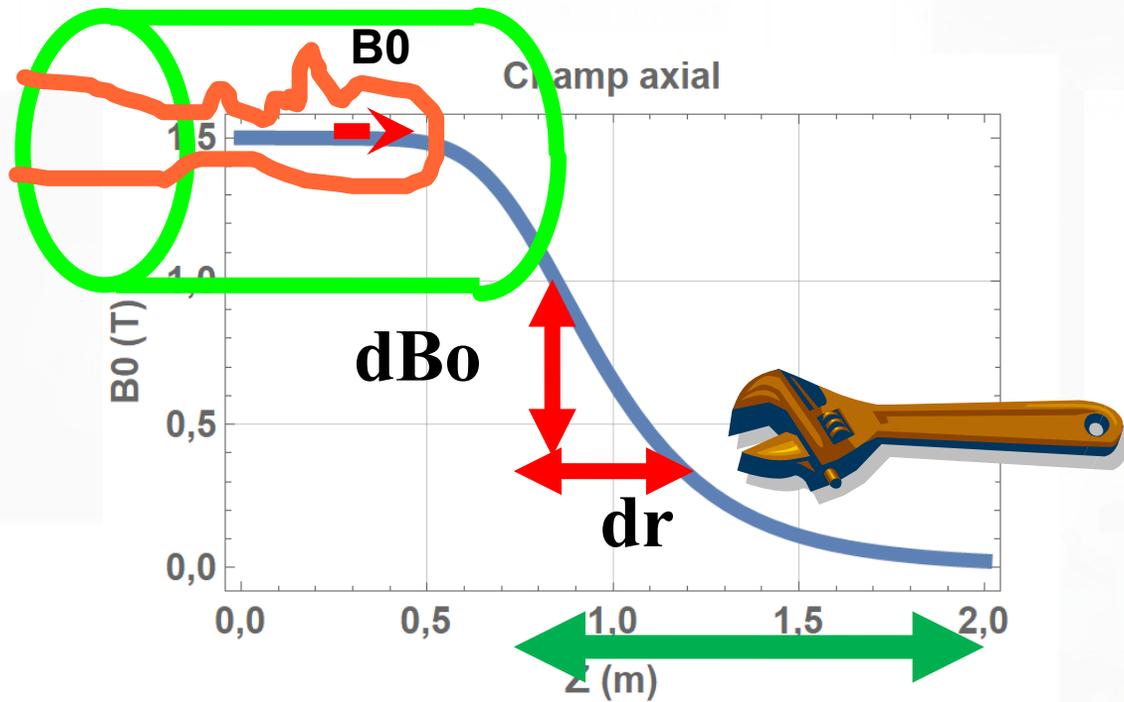
- Susceptibilité : visualise les variations de χ l'impédance magnétique macro et microscopiques (détecte indirectement les dépôts de Fer)
- Diffusion : plus les noyaux ont bougé plus le voxel est sombre, on peut même voir la direction => tractographie
- Perfusion, vélocité, angiographie : calcul des mouvements macroscopiques
- Elastographie Calcul de la dureté d'un matériau
- IRMf détecte les activations neuronales par le biais de différence d'oxygénation
- Imagerie spectroscopique (visualise les métabolites)
- Détection de l'interaction dipolaire nucléaire
- Détection des décalages chimiques eau graisse
- Détection des déformations
- IRM dynamique (filme les mouvements d'un organe en mouvement répétitif)
- IRM des tissus à T2 court (comme le scanX mais sans irradiation)
- IRM MT, ihMT étude d'interactions entre différentes populations de noyaux
- IRM CEST étude indirecte de la consommation de certaines molécules (comme pour la TEP)
-



APT CEST



IRM, aimant : sécurité



Gradient de champ \rightarrow force $F \sim M B_0 dB_0/dr$

F croit avec $B_0^{1 \text{ à } 3}$

Avantages et inconvénients

- Plein plein plein de types d'informations différentes accessibles
- Cher
- Encombrant
- Dangereux si métal à proximité (même de la limaille dans les yeux)
- Peu sensible (je l'ai déjà dit ?)
- Non ionisant (mais ça peut chauffer dans certains cas)
- Assez lent comme méthode d'imagerie (quoi que) (de 10h à 50ms par acquisition)
- Moins adapté au tissus durs
- Ne marche « que » pour des noyaux de spin non nuls
- Vrai 3D
- Bonne résolution spatiale (préclinique > 20 μm clinique > 500 μm)
- Images visuellement très intuitives
- Assez bruyant



Shear modulus vs strain for a
 bone. σ (in grey) estimated
 along the S1 direction and σ (in black)
 along the S2 direction.



Experimental setup to carry out
 MRE experiments on a small
 animal Bruker BioSpec 4.7T system.

Image obtained in a BVA gel phantom.

Marge de progression

- Technique jeune
- Nombre de ruptures technologiques par décade impressionnant
- Recherche vers l'hyperpolarisation des noyaux
- Recherche en reconstruction post Fourier très actif
- Recherche sur les supraconducteurs très active
(grâce aussi à des domaines connexes comme les transports)

la course vers les très haut champs ralentie car le ratio
Quantité d'information/€ n'est pas bon

Et en plus, très haut champ => effet micro ondes

Sources:

- Wikipedia,
- <https://mriquestions.com/index.html>
- Site Pr Hornack
- Cours Pr H Saint Jalmes (LTSI Rennes)
- Comprendre L'IRM (B.Kastler, D.Vetter)

Comment participer ?



- 1 Allez sur wooclap.com
- 2 Entrez le code d'événement dans le bandeau supérieur

Code d'événement
IMAGERIEMEDICALE



- 1 Envoyez [@IMAGERIEMEDICALE](https://www.instagram.com/IMAGERIEMEDICALE) au 06 44 60 96 62
- 2 Vous pouvez participer