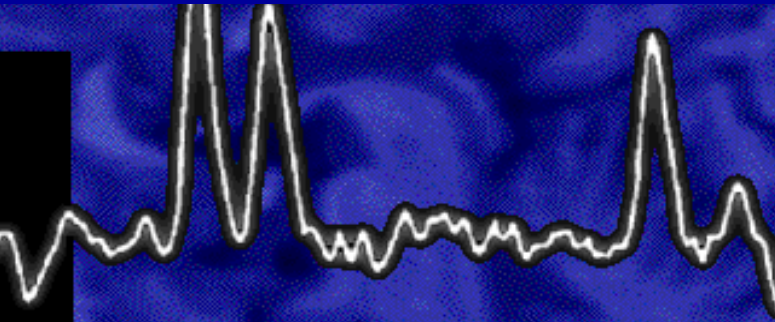
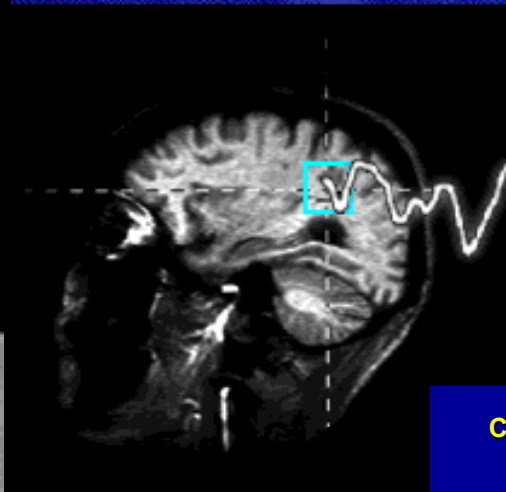
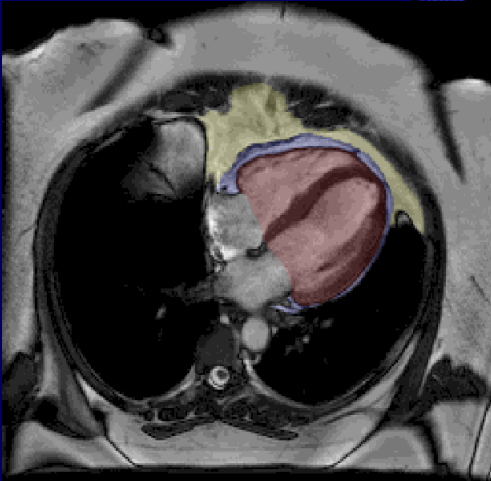
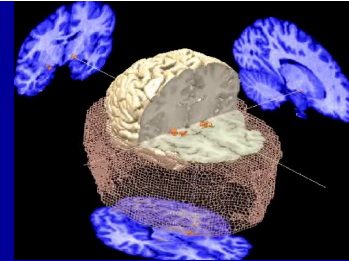


Histoire de l'IRM médicale

Patrick COZZONE

*Professeur émérite, Faculté des Sciences Médicales
et Paramédicales de Marseille*



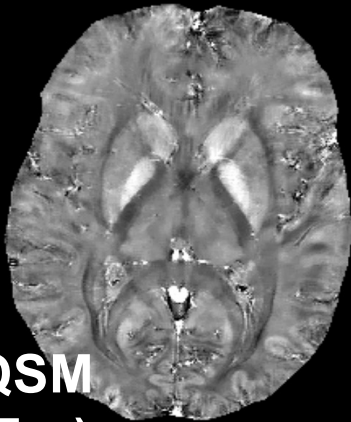
**CENTRE de RESONANCE MAGNETIQUE BIOLOGIQUE
et MEDICALE (CRMBM)**

UMR 7339 CNRS – Aix-Marseille Université
Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales,
et Hôpital de la Timone <http://crmbm.univ-amu.fr>

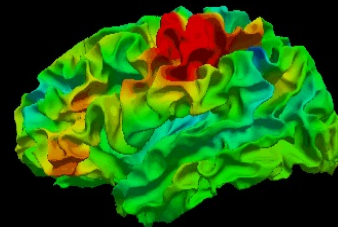
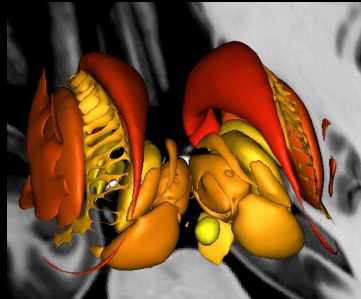
IRM cérébrale multimodale au CRMBM, Marseille



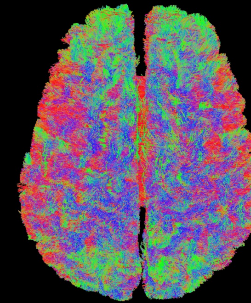
Angio



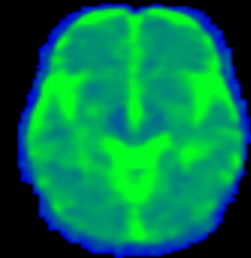
QSM
(Fer)



IRMf au repos

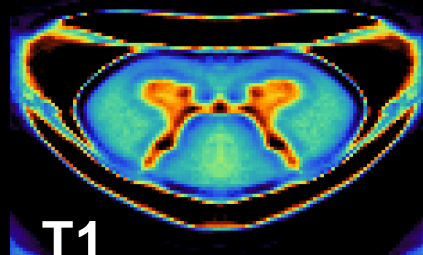
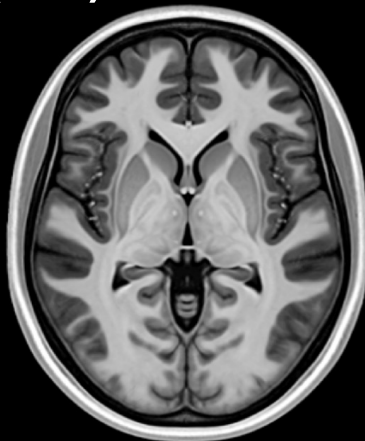


Tractographie

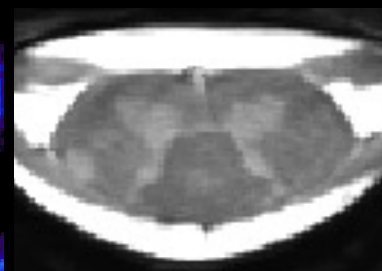


IRM
Sodium

T1
Haute
résolution



T1
quantitatif

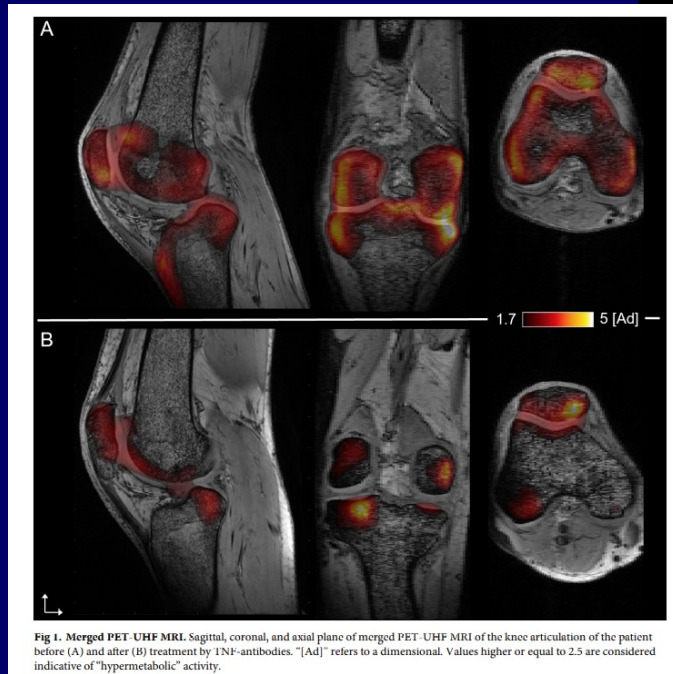


T2

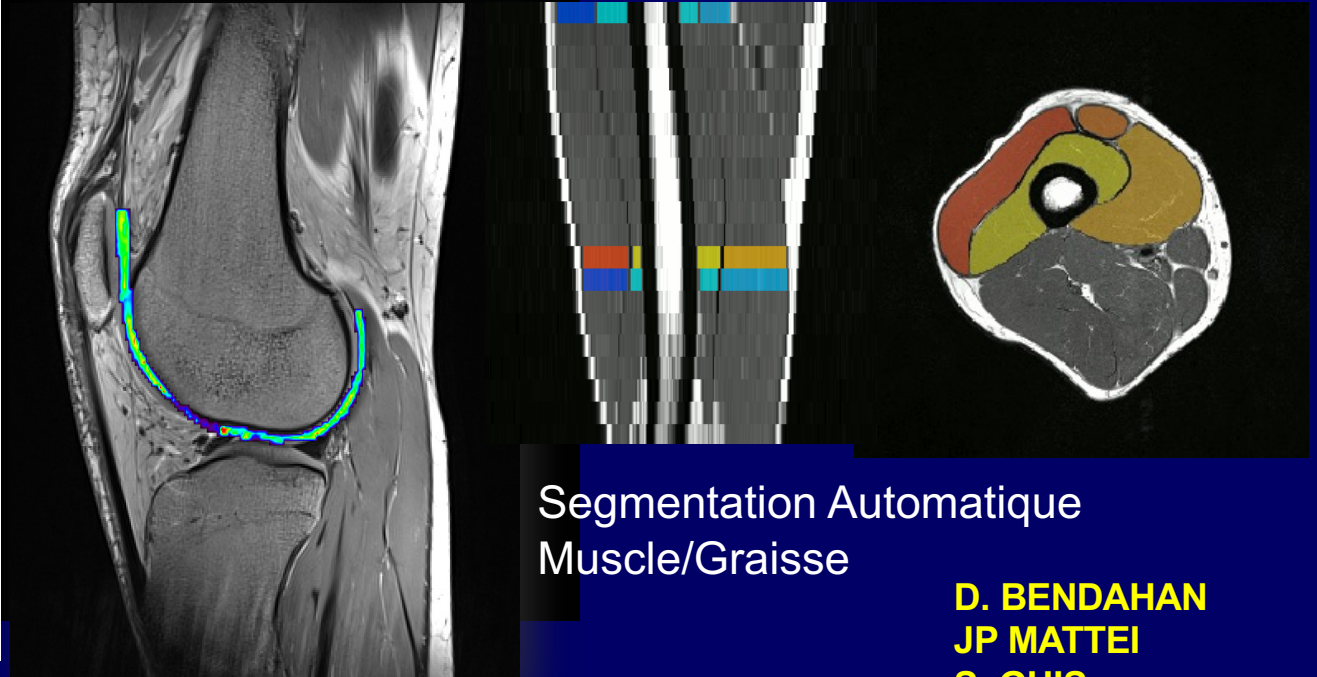
- JP. RANJEVA
- M. GUYE
- J. PELLETIER
- W. ZAARAOUI
- B. AUDOIN
- V. CALLOT
- G. DUHAMEL
- O. GIRARD
- Y. LEFUR
- JP. STELLMANN
- A. MAAROUF
- S. GRIMALDI
- A. DESTUELLE
- R. HAAST
- B. TESTUD
- J. MAKHALOVA
- H. DARY
- L. SOUSTELLE



IRM musculosquelettique multimodalitaire au CRMBM, Marseille



IRM+TEP
Microarchitecture osseuse et
hypermétabolisme

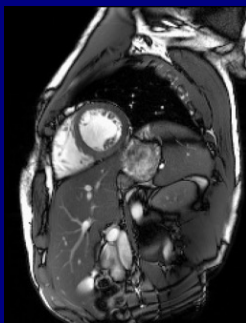


IRM proton
+IRM sodium

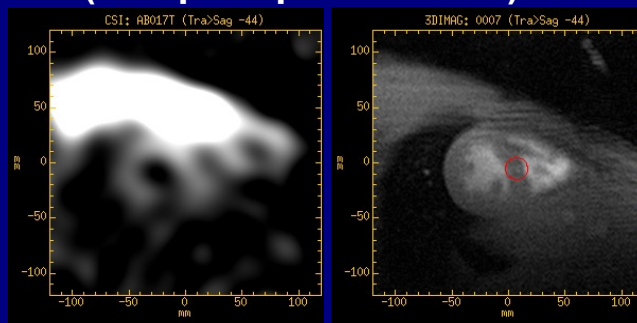
D. BENDAHAN
JP MATTEI
S. GUI
S. CAMMILLERI
C. CHAGNAUD
A. VAROQUAUX
S. ATTARIAN
E. SALORT-CAMPANA
C. VILMEN

IRM multi-paramétrique cardiaque au CRMBM, Marseille

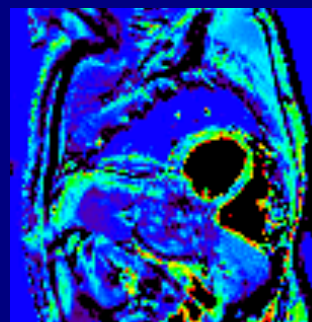
Fonction cardiaque



Imagerie métabolique (ici : phosphocréatine)



Cartographie flux capillaire (ASL)



Segmentation par IA de la graisse épicaudique

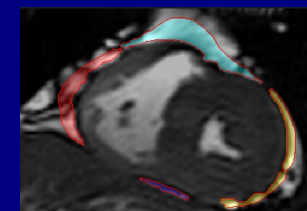
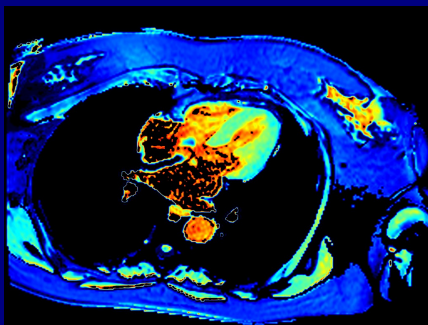
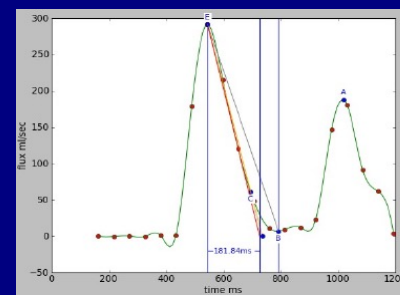
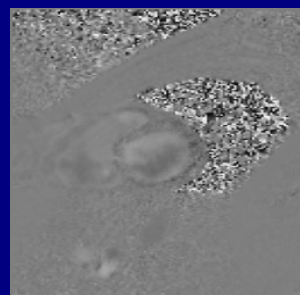
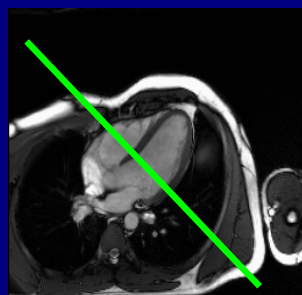


Image paramétrique (T1 map)



Profil de remplissage du ventricule gauche (flux mitral)



F. KOBER
A. JACQUIER
M. BERNARD
M. BARTOLI
E. ROYER
S. RAPACCHI



→ fonction diastolique

CRMBM: Recherche translationnelle sur une Plateforme unique

amU Faculté des sciences
médicales et paramédicales
Aix Marseille Université

cnrs

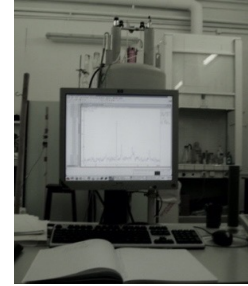
Hôpitaux
Universitaires
de Marseille | **ap·hm**

CRMBM

FSMPM (1200m²)

Bruker 11.75T

Bruker 9.4T



Pharmascan 7T + cryoprobe



IBiSA Infrastructures en Biologie Santé et Agronomie | **PLATEFORME TECHNOLOGIQUE AIX-MARSEILLE** | **FLI** France Lab Imaging | **INSTITUT CARNOT STAR** Science et Technologie pour les Applications de la Recherche



Certification iso 9001/ NFX 50/900



- Ressources/réseau informatique
- Instrumentation (atelier mécanique / électronique, monitoring, ergomètres, EEG compatible IRM ...)
- Equipements biologique (histologie, analyses ...)
- Animalerie

CRMBM/CEMEREM

CHU Timone (1800m²)

Siemens 7T Terra



Siemens 3T Vida



Multiwave 50mT





CRMBM/CEMEREM
CNRS – Aix*Marseille Université
CHU Timone (AP-HM)
1000 ans d'expertise en RMN !!



Giens, Retraite Annuelle du CRMBM, Juin 2023

7 OCTOBRE 2025
Symposium pour le 40ème anniversaire du CRMBM
(1985-2025), Amphithéâtre TOGA, FSMPM, Timone

101 PhD (30% médecins)
52 thèses de médecine
31 HDR, 1600 publications



Les participants

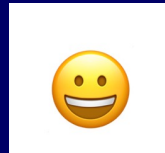


Les conférenciers

Histoire de l'IRM ou "Comment en est-on arrivé là?"



Un peu de théorie !

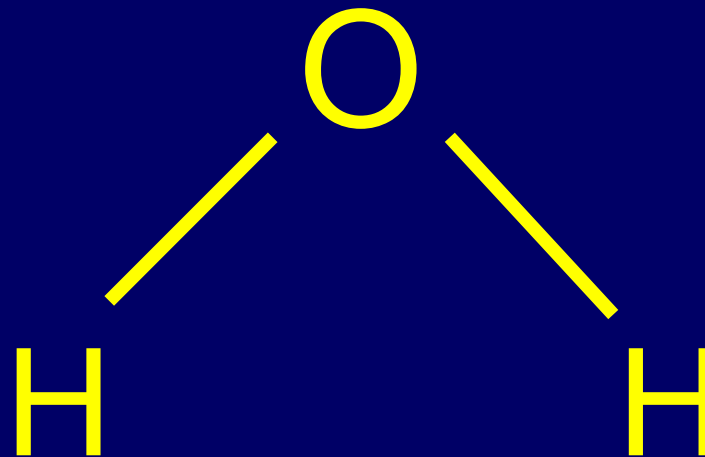


Le phénomène de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN)

- Les **noyaux de certains atomes** (hydrogène, sodium ...) ont des propriétés magnétiques particulières liées à leur structure. Ils sont dotés d'un **SPIN** (nombre quantique de spin I différent de 0).
- Pour être révélées et utilisées, ces propriétés nécessitent un **champ magnétique** (aimant) et une **radiofréquence (MHz)** (antennes)

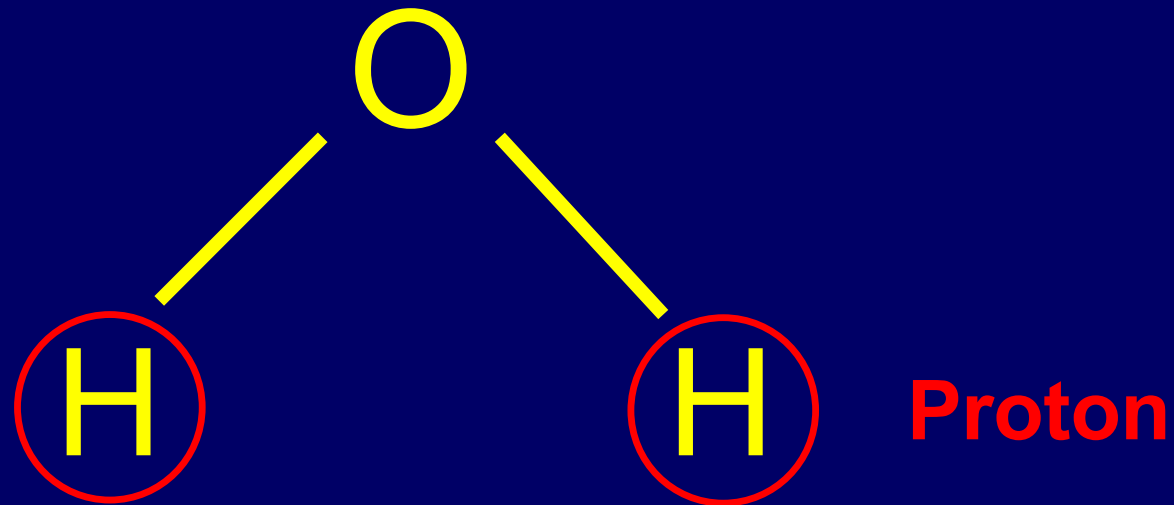
Imagerie par Résonance Magnétique

La Molécule d'Eau H₂O



Imagerie par Résonance Magnétique

La Molécule d'Eau H₂O

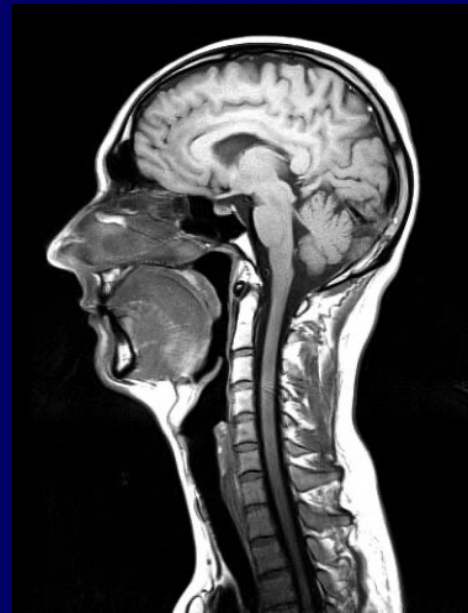


IMAGERIE par RESONANCE MAGNETIQUE

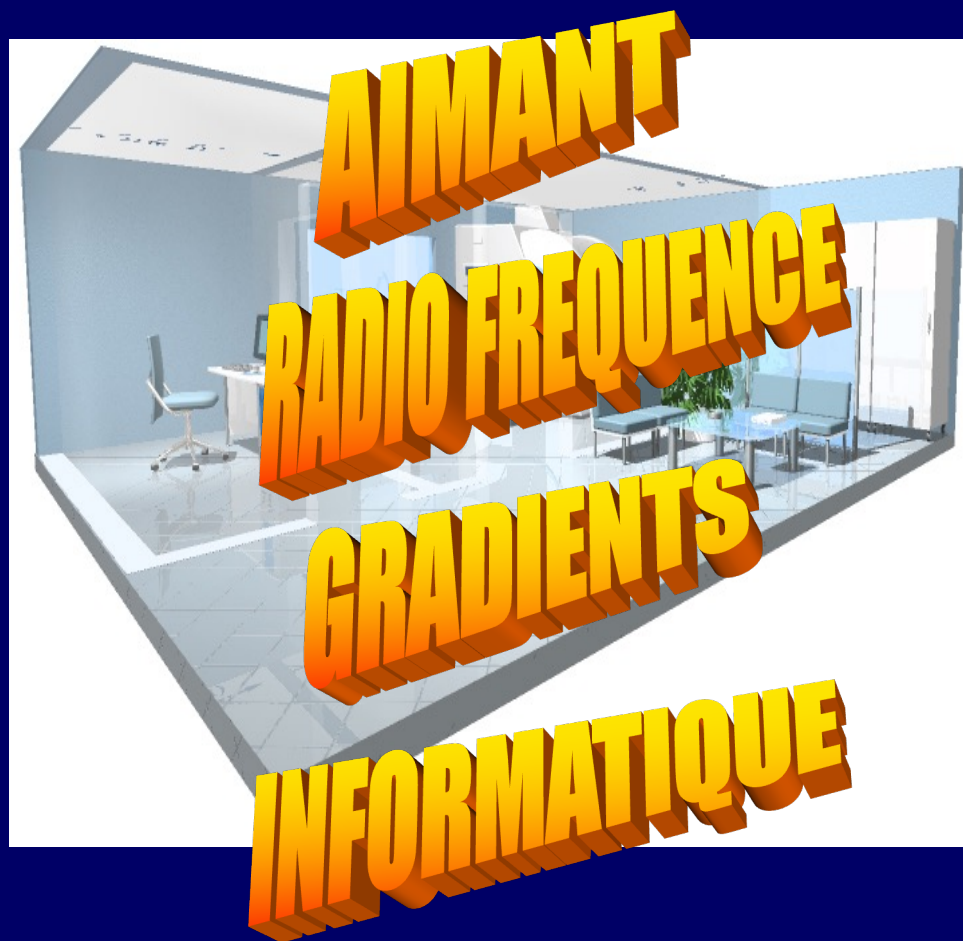
- **Image IRM** : recueil de la distribution 3D (spatiale) du signal des molécules d'eau présentes dans les cellules, tissus et organes

→ IMAGE

H_2O



LES COMPOSANTES D 'UN APPAREIL IRM / SRM



AIMANT SUPRACONDUCTEUR

Le champ magnétique s'exprime en Tesla (T)

1 Tesla = 10 000 Gauss

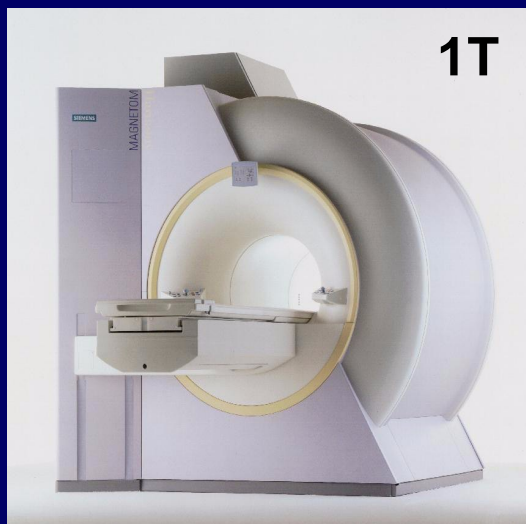
Champ magnétique terrestre à
Marseille: 0,5 Gauss



AIMANTS BAS CHAMP CORPS ENTIER (0,2 Tesla)



AIMANTS HAUT CHAMP (1T, 1,5T et 3T)



**La nouvelle frontière
Aimant à Ultra Haut Champ**

IRM à 7 Teslas

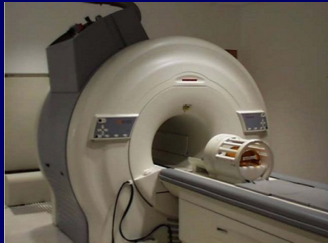
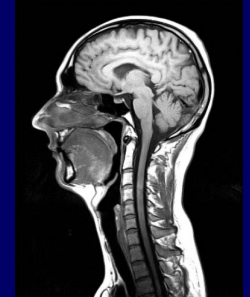
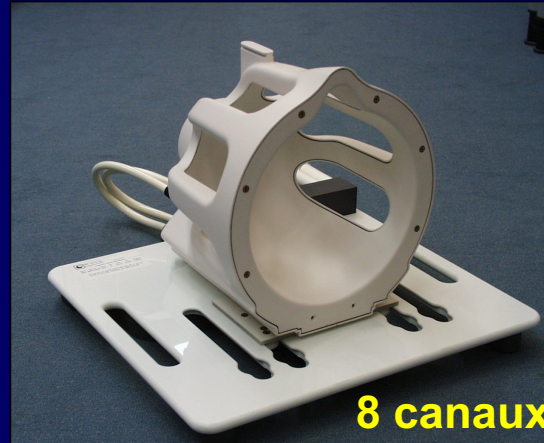
**FDA clearance
Oct 2017**



**SIEMENS Terra, CRMBM-CEMEREM, ra
Campus Timone, Marseille**



Antennes crâne standard et multicanaux ...



128 canaux

Antennes RF Dédiées



Epaule



Genou



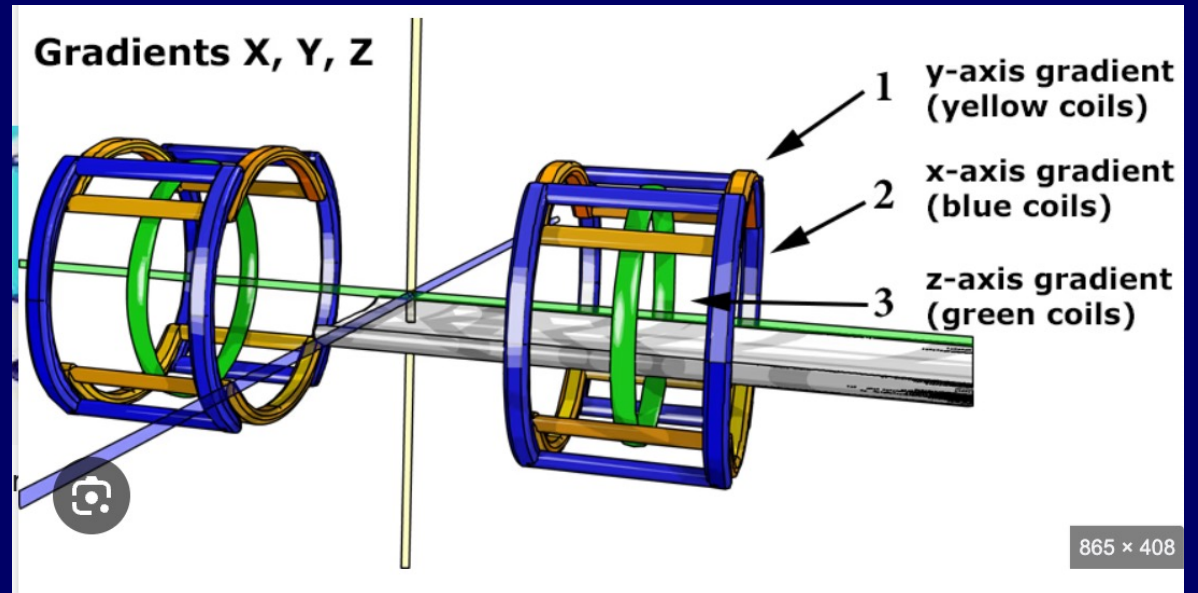
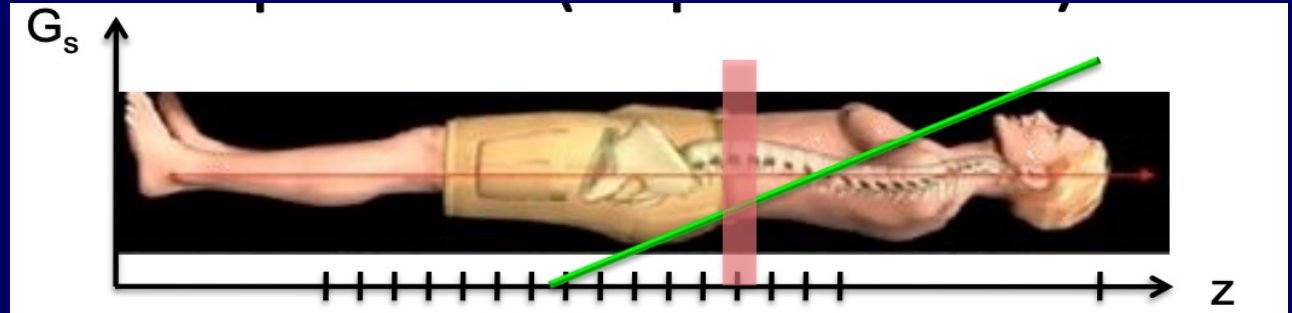
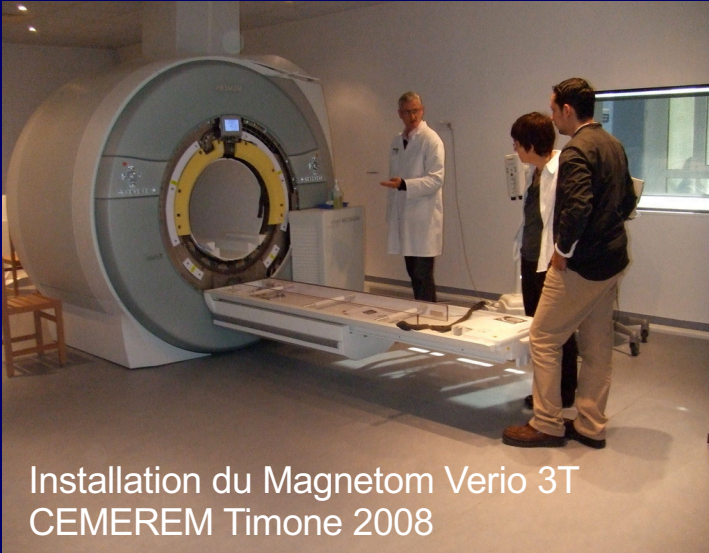
Seins



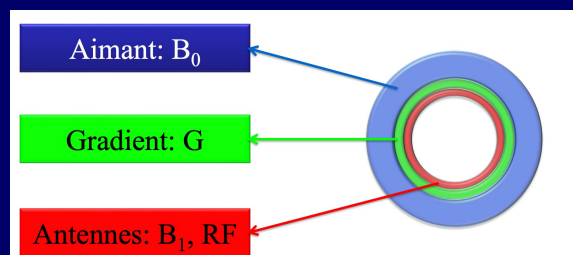
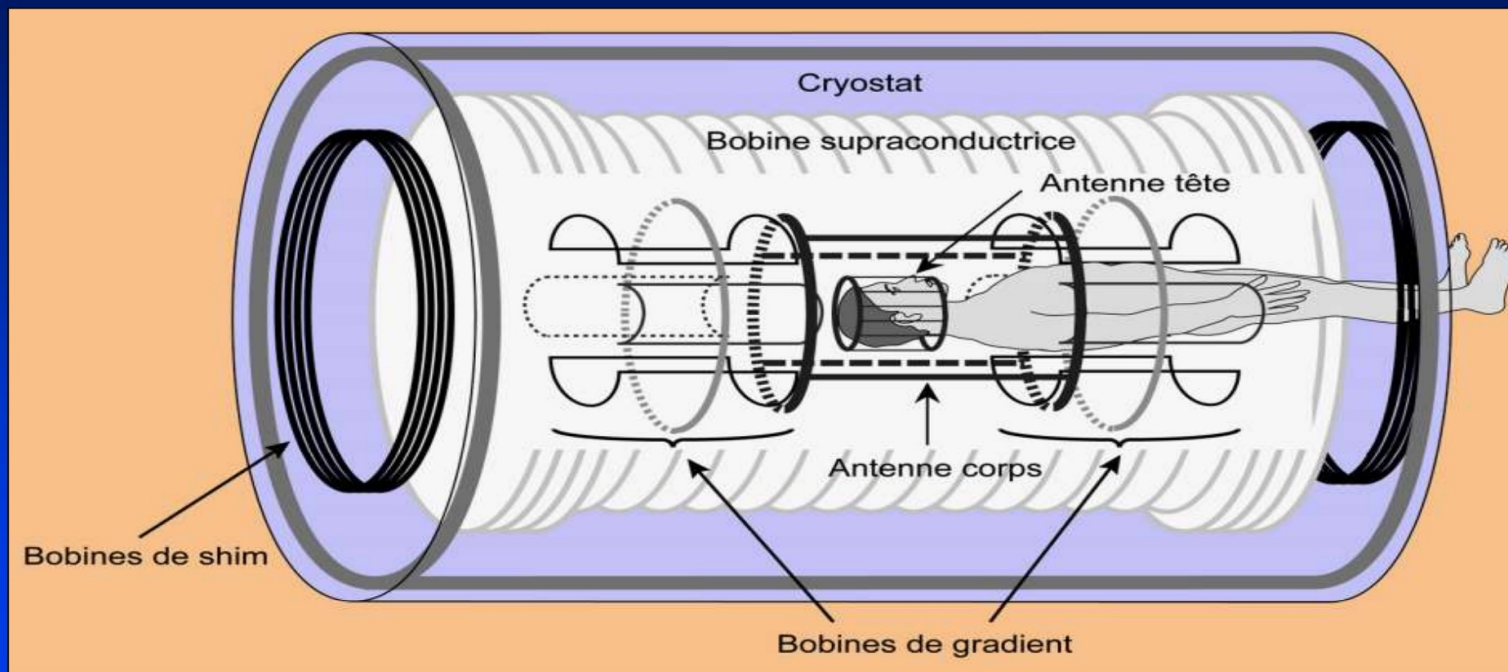
Antennes
Flexibles



Les Gradients



L'appareillage d'IRM

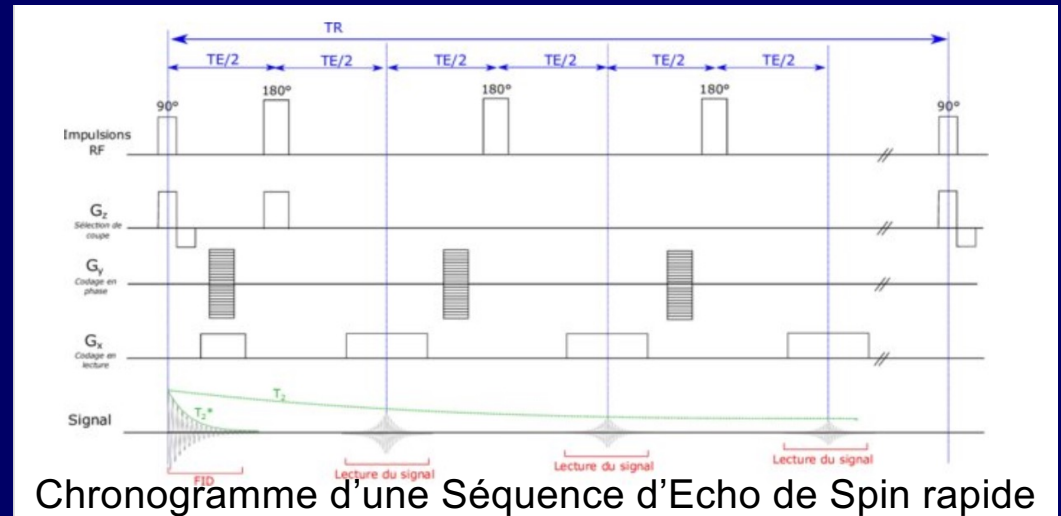
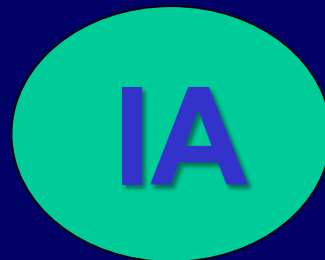


L'informatique + Intelligence artificielle

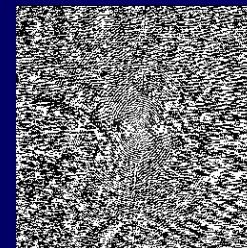


L'informatique + Intelligence artificielle

- Gestion de l'équipement
- Acquisition des données
- Calcul des images
- Gestion des données
- Gestion des dossiers
- Etc.



Acquisition



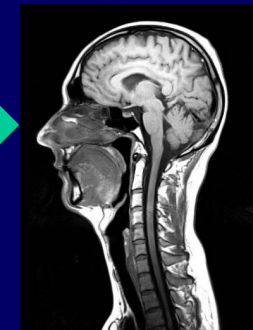
Ky

Kx



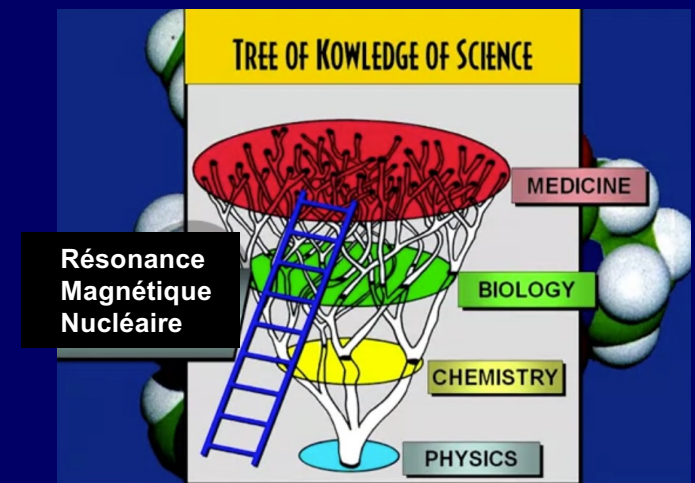
Transformées de Fourier

Image IRM

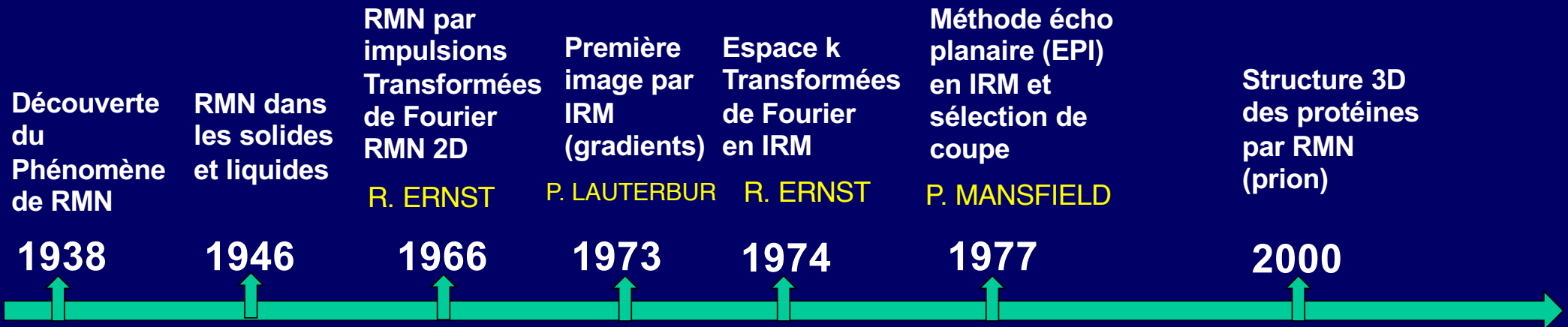


L'histoire du développement de l'IRM est une saga scientifique remarquable

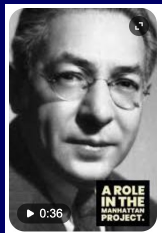
1. Le développement de l'IRM résulte d'une **convergence spectaculaire de domaines** apparemment distincts.
2. Chaque étape du développement illustre **une synergie exceptionnelle entre**
 - la physique fondamentale,
 - la chimie,
 - la biochimie,
 - la biologie,
 - l'ingénierie,
 - et la médecine.



Chronologie des principales découvertes en RMN et IRM

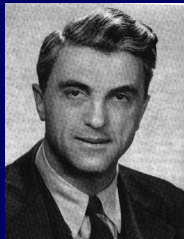


1944

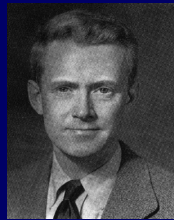


Isaac RABI
(1898-1988)
Physique

1952



Félix BLOCH
(1905-1983)
Physique



Edward PURCELL
(1912-1997)
Physique

1991



Richard ERNST
(1933-2021)
Chimie

2002



Kurt WUTRICH
(1938-)
Chimie

2003



Paul LAUTERBUR
(1929-2007)



Peter MANSFIELD
(1933-2017)

Physiologie ou
Médecine

Prix Nobel

RMN / IRM : PRINCIPALES ETAPES et DATES

RMN

- **1922-1946 : Les Fondements Quantiques**
Découverte du phénomène de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) dans les gaz (1938) et en phase condensée (1946)
- **Années 1950 et 1960: Applications à la Chimie**
Spectroscopie par RMN (SRM), structure des molécules organiques etc.
- **Années 1970: Applications à la Biologie et aux Systèmes vivants**
Structure et interactions des protéines, acides nucléiques, membranes etc. SRM cellulaire et préclinique in vivo. Méthodes d'IRM

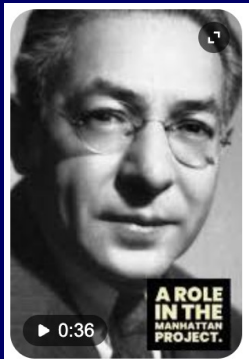
IRM

- **Années 1980: Applications à la Médecine**
IRM, SRM clinique in vivo sur l'HOMME

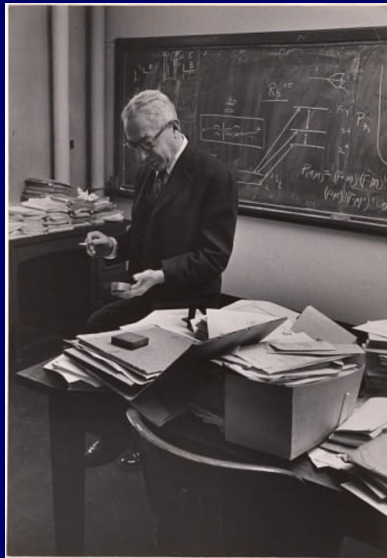
Les Fondements Quantiques de la Découverte de la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) (1922-1944)

- **STERN et GERLACH** avaient démontré en 1922 l'existence d'un "spin électronique".

L'existence d'un "spin nucléaire" a été démontrée expérimentalement en 1938 par le physicien américain **Isidor Isaac RABI** à l'Université Columbia.



Isaac RABI
(1898-1988)

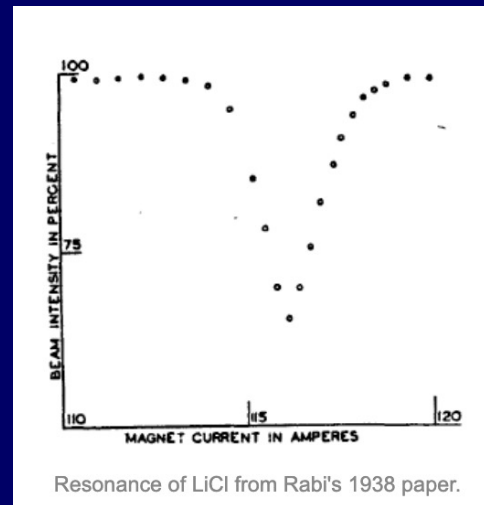
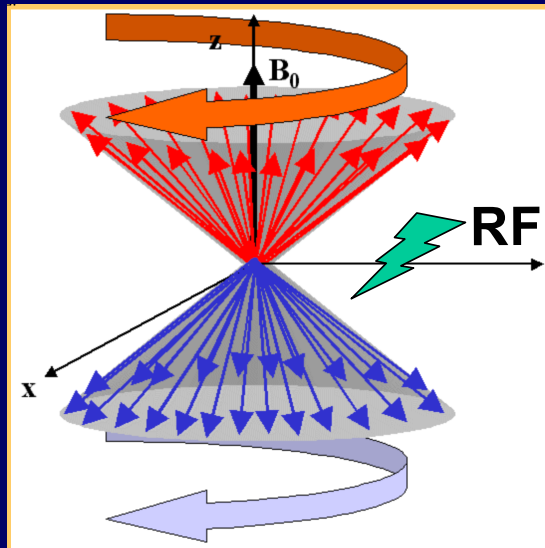


RABI a mis au point une méthode ingénieuse utilisant des "jets" moléculaires ("molecular beam") de molécules pour détecter l'interaction entre les moments magnétiques des noyaux et un champ magnétique.

1938

La Découverte de la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) (1937-1938)

RABI a fait passer un "jet" de molécules de chlorure de lithium (LiCl) à travers un champ magnétique en appliquant simultanément une onde radiofréquence (RF).



Résonance



Relaxation



RABI a baptisé ce phénomène "Résonance Magnétique Nucléaire" (RMN).
Article dans Physical Review 1938. Prix Nobel de Physique en 1944

Le phénomène de Résonance Magnétique Nucléaire dans les liquides et solides (1944-1952)

1. En **1946**, deux physiciens américains :

Félix **BLOCH** (Stanford)
et Edward **PURCELL** (MIT)

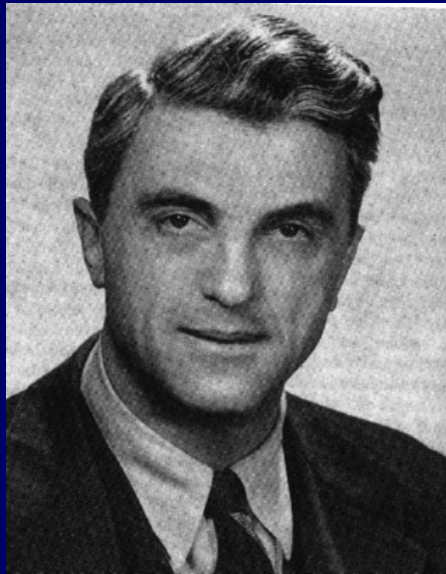
1946

travaillant indépendamment et par des méthodes différentes sur les côtes opposées des États-Unis, ont réussi à détecter **le phénomène de RMN dans la matière condensée** (liquides et solides, *eau et paraffine*), une étape essentielle pour toute application future en chimie ou en biologie.

2. Ils ont décrit les concepts fondamentaux de la RMN en solution et notamment des **temps de relaxation**, cruciaux pour l'IRM.

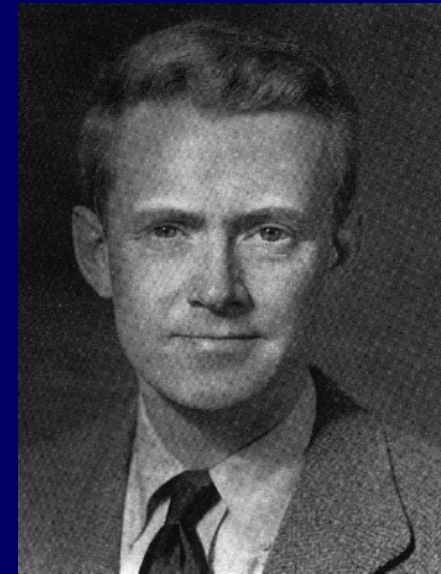


Le phénomène de RMN dans la matière condensée



Félix Bloch (*Stanford*)
(1905-1983)

Prix Nobel
de
Physique
1952



Edward Purcell (*MIT*)
(1912-1997)

Les équations de BLOCH



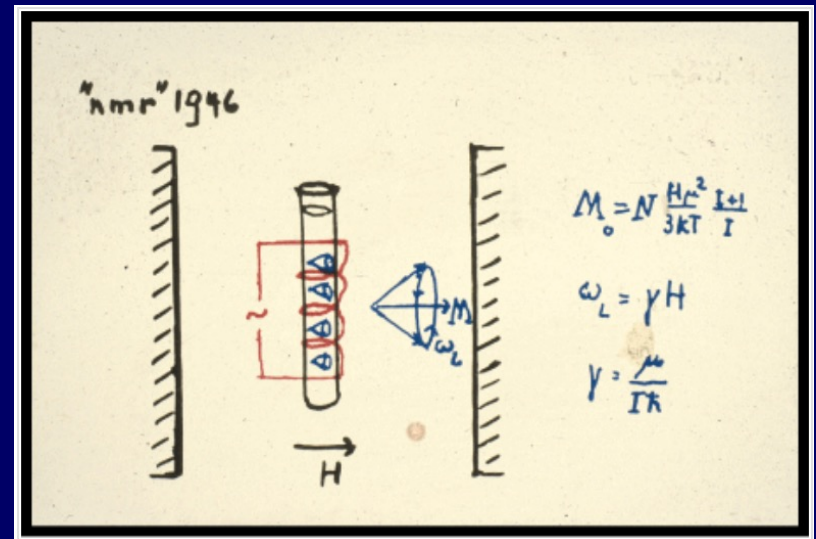
Félix BLOCH

one considers the substance to be isotropic. We obtain then the following differential equations for the three components of \mathbf{M} :

$$\dot{M}_x - \gamma(M_y H_z - M_z H_y) + \frac{1}{T_2} M_x = 0, \quad (38a)$$

$$\dot{M}_y - \gamma(M_z H_x - M_x H_z) + \frac{1}{T_2} M_y = 0, \quad (38b)$$

$$\dot{M}_z - \gamma(M_x H_y - M_y H_x) + \frac{1}{T_1} M_z = \frac{1}{T_1} M_0. \quad (38c)$$



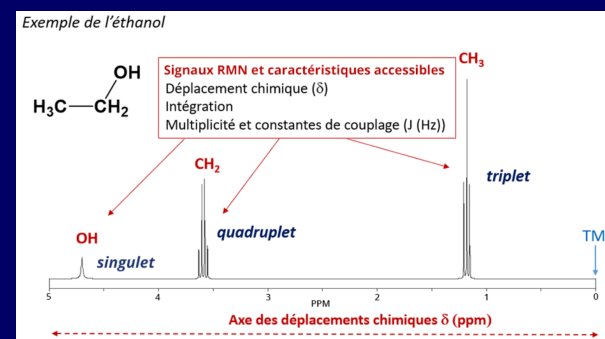
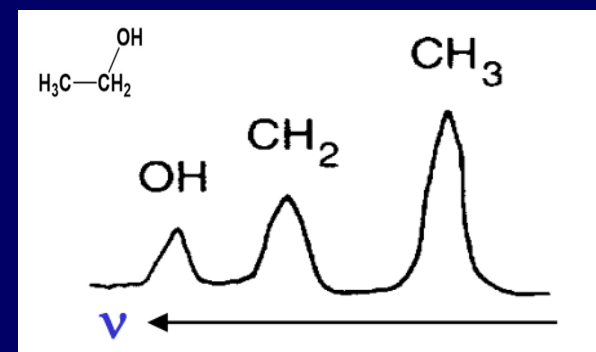
RMN: de la Physique à la Chimie

Le développement de la SPECTROSCOPIE par RMN (1952-)

1. A partir des années 1950, la RMN évolue d'une curiosité de la Physique à une des méthodes analytiques les plus puissantes de la Chimie, puis de la Biologie. Elle le demeure à ce jour.

2. Deux découvertes ont facilité cette évolution:

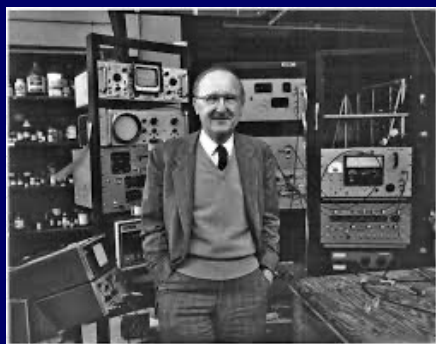
- Le déplacement chimique (*chemical shift*)
- Le couplage de spin J (*spin-spin coupling*)



RMN: de la Physique à la Chimie

Le développement de la SPECTROSCOPIE par RMN (1952-)

Herbert **GUTOWSKY**, Ray **FREEMAN**, Martin **KARPLUS** (Prix Nobel de chimie en 2013) et Oleg **JARDETZKY**, ont joué des rôles essentiels dans ces développements.



Herbert GUTOWSKY
(1919-2000)



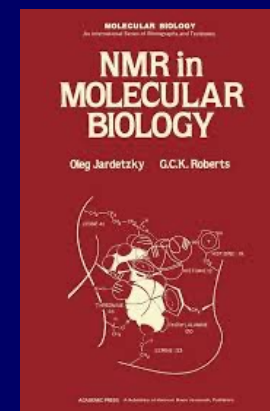
Ray FREEMAN
(1932-2022)



Martin KARPLUS
(1930-2024)



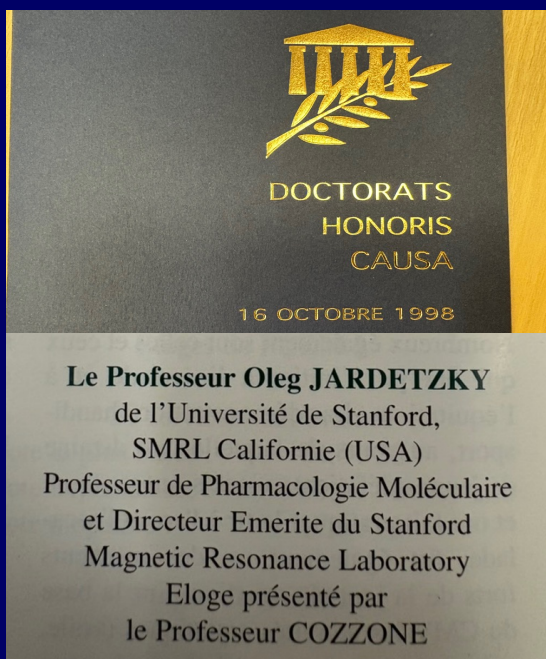
Oleg JARDETZKY
(1929-2016)



Le développement de la SPECTROSCOPIE par RMN



En 1998, Oleg **JARDETZKY** a été fait Docteur *Honoris Causa* de l'Université d'Aix-Marseille II



Le développement de la SPECTROSCOPIE par RMN

Un “saut quantique” en 1966! La RMN par impulsions

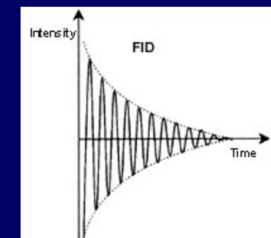


Richard ERNST



En 1966, R. ERNST est chercheur chez Varian Associates (Palo Alto).

- Il démontre (avec Wes ANDERSON) que, pour obtenir un spectre, une impulsion (“pulse”) courte (microseconde) et intense de RF contenant toutes les fréquences est équivalente au lent balayage (plusieurs minutes) de la gamme de RF (“onde continue” ou “continuous wave” CW).
- Le signal complexe obtenu décroît en fonction du temps (“free induction decay” FID, induction de précession libre) et contient toute l’information spectrale révélée par transformée de Fourier.



➡ Augmentation massive de la vitesse et de la sensibilité.

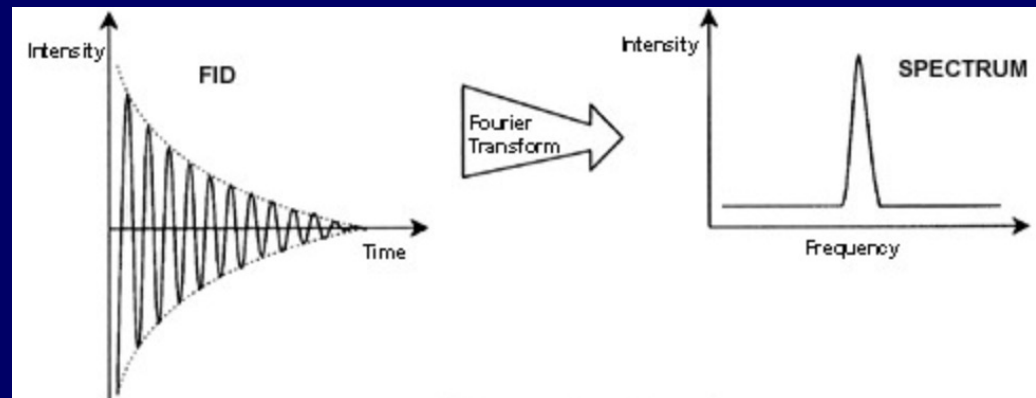
L' introduction de la RMN par impulsions suivie d'une transformée de Fourier a été essentielle au développement de la SRM



Joseph FOURIER
(1768-1830)



Richard ERNST
(1933-2021)



1966

LA SPECTROSCOPIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE



Richard ERNST
(1933-2021)

Prix Nobel de Chimie
1991



GRAMM 1992 Toulouse

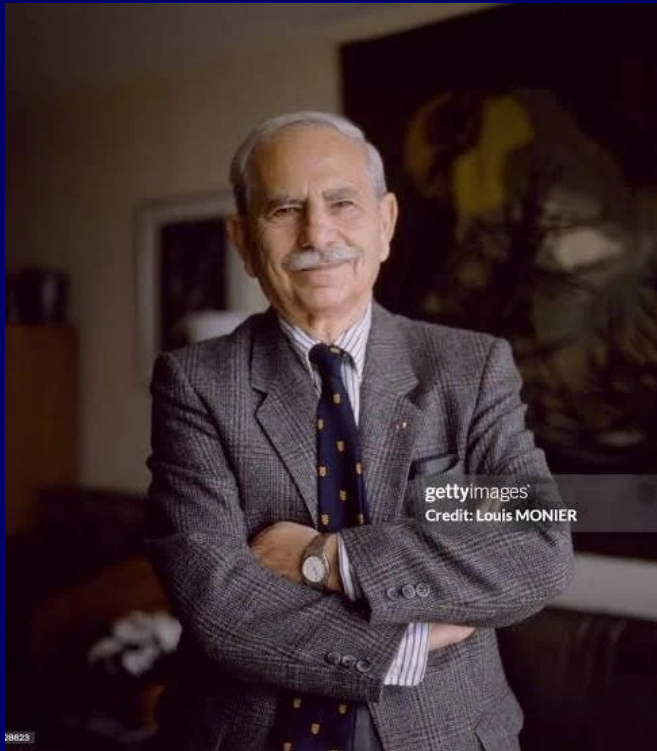


New Delhi 2010

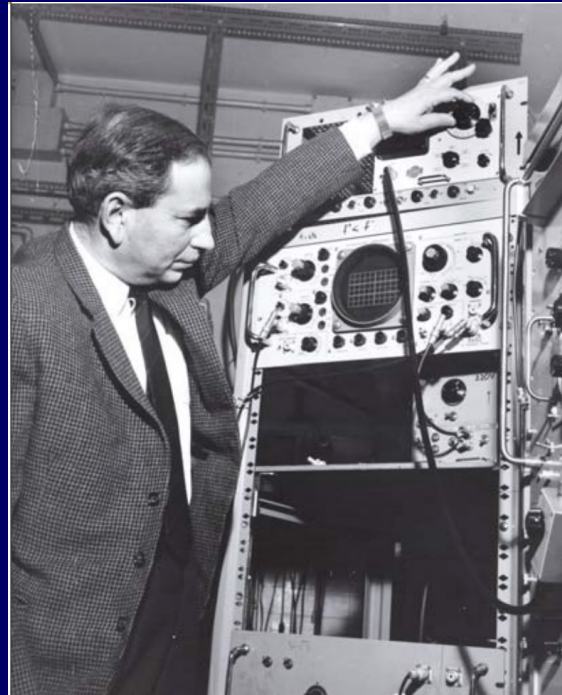


Art Tibétain
Collection de thangkas

Un grand oublié ?

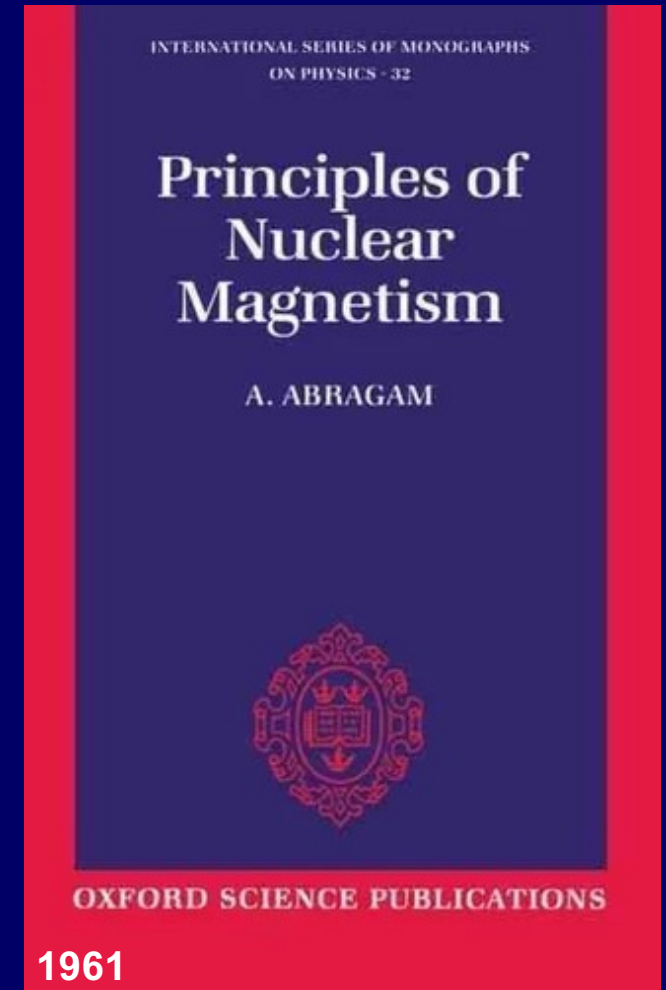


Anatole ABRAGAM
(1914-2011)



Directeur de la Physique
au CEA

Professeur
au Collège de France



RMN: de la Chimie à la Médecine

La vision d'une application médicale

1970-1977

Les années 1970 ont été le théâtre d'une course effrénée (*et incertaine à cette époque!*) pour transformer le potentiel de la RMN en une véritable **technique d'imagerie clinique: l'IRM**



RMN: de la Chimie à la Médecine

La vision d'une application médicale (1970-1977)

La "doxa":

Deux figures clés, travaillant dans des institutions différentes avec des approches distinctes, ont été au coeur de cette évolution :

Paul LAUTERBUR (Stonybrook puis Urbana) et
Peter MANSFIELD (Nottingham),

Ils ont été distingués par le **Prix Nobel de Physiologie ou Médecine en 2003**.

Mais il y a eu de nombreux autres acteurs, oubliés....!



L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE



Paul LAUTERBUR
(1929-2007)



à Stockholm!

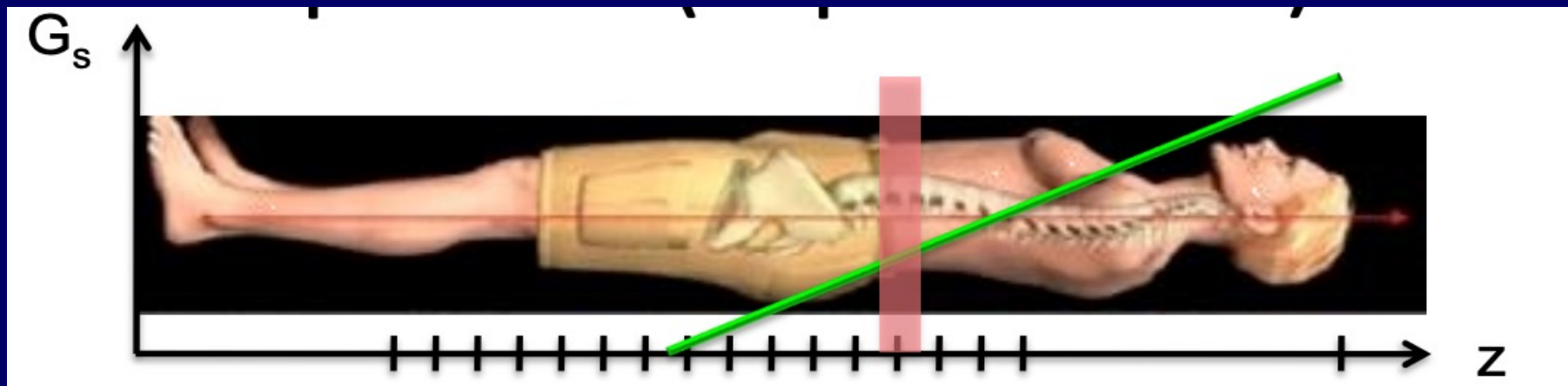


Peter MANSFIELD
(1933-2017)

Prix Nobel de Médecine ou Physiologie 2003



Paul LAUTERBUR est crédité d'avoir été **le premier** à proposer l'encodage de l'espace en utilisant **des gradients de champ magnétique** pour produire une image d'IRM....



De la RMN à l'IRM: 1970-1977

La “Zeugmatographie” de Paul LAUTERBUR

Le 16 mars 1973, Paul LAUTERBUR publie dans la revue *Nature* la première image 2D par RMN d'une section transversale de deux tubes capillaires de 1 mm remplis d'eau, placés à l'intérieur d'un tube plus grand rempli d'eau lourde.

Letter | Published: 16 March 1973

Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance

P. C. LAUTERBUR

Nature 242, 190–191 (1973) | [Cite this article](#)

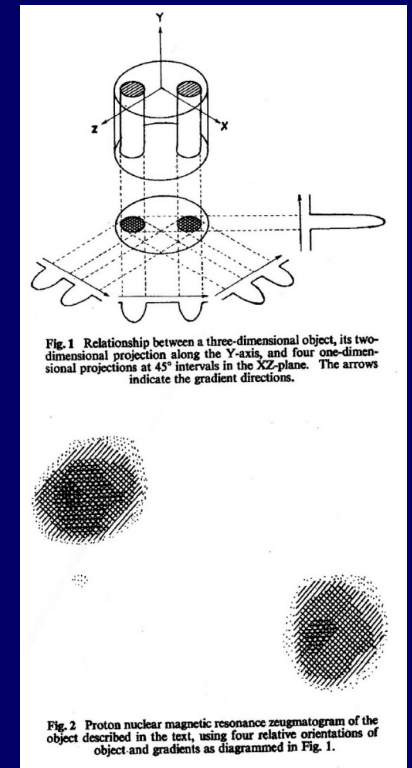
23k Accesses | 2866 Citations | 255 Altmetric | [Metrics](#)

AN image of an object may be defined as a graphical representation of the spatial distribution of one or more of its properties. Image formation usually requires that the object interact with a matter or radiation field characterized by a wavelength comparable to or smaller than the smallest features to be distinguished, so that the region of interaction may be restricted and a resolved image generated.

Le **zeugma**, du grec ancien ζεύγμα est le « joug, lien, attelage »

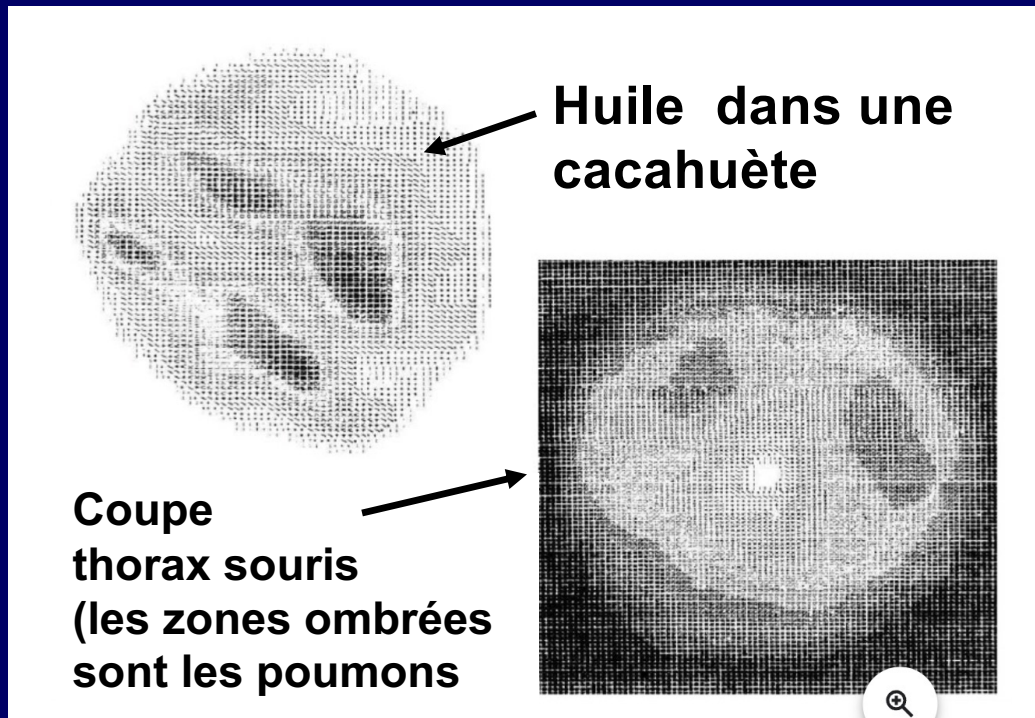
Gradients linéaires en 1D

Projection-reconstruction de plusieurs projections 1D autour de l'objet pour obtenir une image 2D.



De la RMN à l'IRM: 1970-1977

La Zeugmatographie de Paul LAUTERBUR



Janvier 1974

De la RMN à l'IRM: 1970-1977

La Zeugmatographie de Paul LAUTERBUR



“Big Red” Premier Equipement IRM corps entier (0,09 T) @ Stony Brook 1975/1977



Big Red @ Beckmann Institute Museum, Univ of Illinois @ Urbana Champaign

De la RMN à l'IRM: 1970-1977

Le besoin de Vitesse

- La méthode de rétroprojection de Lauterbur était **lente (30 min)** et nécessitait de nombreuses acquisitions pour une seule image.
- Les **temps d'expérience trop longs** étaient incompatibles avec une utilisation clinique.

1974: Richard ERNST à nouveau!

Raleigh, North Carolina
15th ENC, April 28-May 1, 1974
(Experimental NMR Conference)



Richard ERNST
(1933-2021)

Paul LAUTERBUR donne une conférence en présence de Richard ERNST.

R. ERNST réalise qu'il y a une meilleure méthode que la "rétroprojection" de P. LAUTERBUR, en utilisant la commutation de gradients dans le domaine des temps!

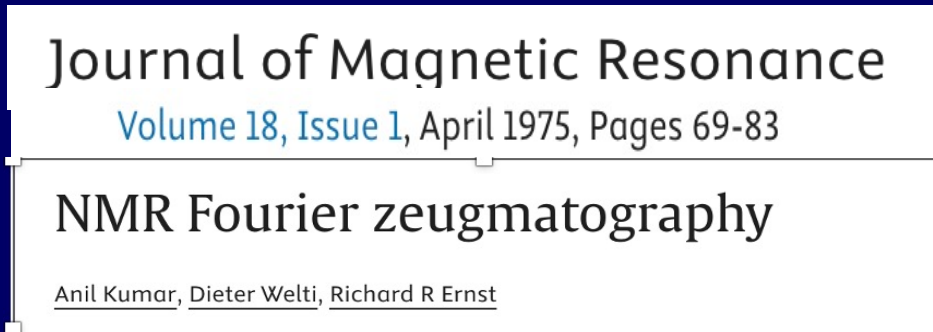
Trois mois après (2 août 1974), R. ERNST soumet un article : "**NMR Fourier Zeugmatography**", publié en 1975, et décrivant la méthode de reconstruction d'image toujours utilisée actuellement: **sélection de coupe, codage des phases, codage des fréquences, espace k, TF.**

L' utilisation de la RMN pulsée suivie d'une transformée de Fourier a été une avancée essentielle au développement de l'IRM

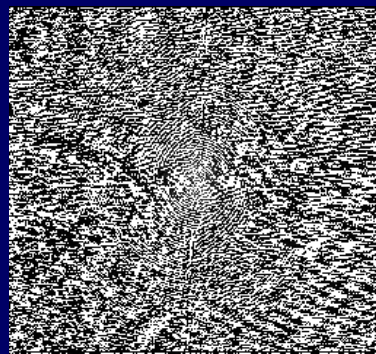


Joseph FOURIER
(1768-1830)


phases: lignes
fréquences: colonnes



Richard ERNST
(1933-2021)



K_y
1. Acquisition

K_x  **TF**
Transformées
de Fourier
suivant x et suivant y



2. Image

1974

De la RMN à l'IRM: 1970-1977

Le besoin de Vitesse: Invention de l'EPI

En 1977, **Peter MANSFIELD** propose une technique révolutionnaire appelée Imagerie Écho-Planaire (EPI, Echo Planar Imaging).



Au lieu d'acquérir les données ligne par ligne, l'EPI utilise des gradients commutant très rapidement pour balayer tout l'espace de données nécessaire à une image (l'espace k) après une seule impulsion de RF.

Les données acquises dans le domaine des temps sont traitées par transformées de **FOURIER 2D** pour obtenir des informations spatiales.

De la RMN à l'IRM: 1970-1977

Le besoin de Vitesse: Invention de l'EPI

EPI a permis de **réduire le temps d'acquisition** d'une image de plusieurs minutes à **quelques dizaines de millisecondes**.

Cette avancée a été absolument cruciale **pour rendre l'IRM cliniquement viable**,

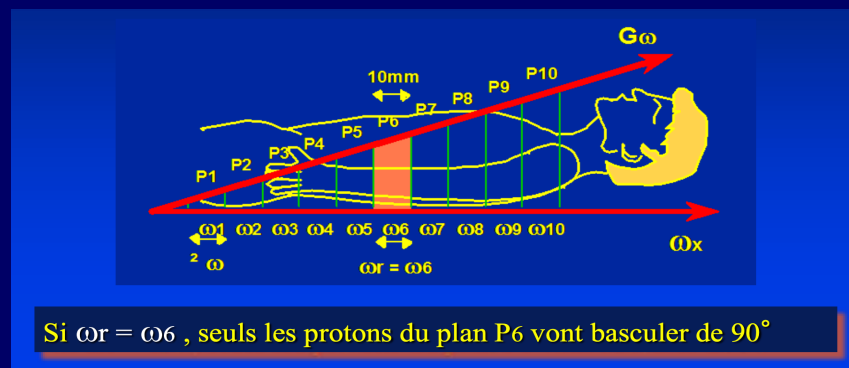
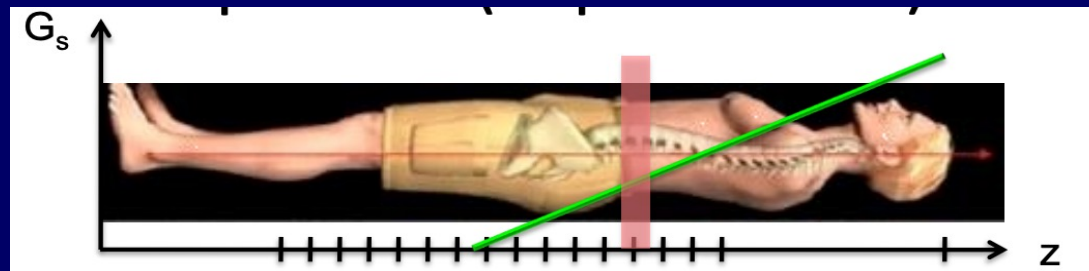
1977

- en minimisant **les artefacts de mouvement** (respiration, battements cardiaques ...)
- et en ouvrant la voie à **l'imagerie fonctionnelle (IRMf)**.

De la RMN à l'IRM: 1970-1977

Sélection de coupe: Sir Peter MANSFIELD

Peter MANSFIELD est aussi crédité d'avoir développé le support mathématique et les algorithmes permettant la **SELECTION d'une COUPE** ("slice selection") au sein du corps humain pour en extraire le signal de RMN puis l'image ...



Si $\omega_r = \omega_6$, seuls les protons du plan P6 vont basculer de 90°

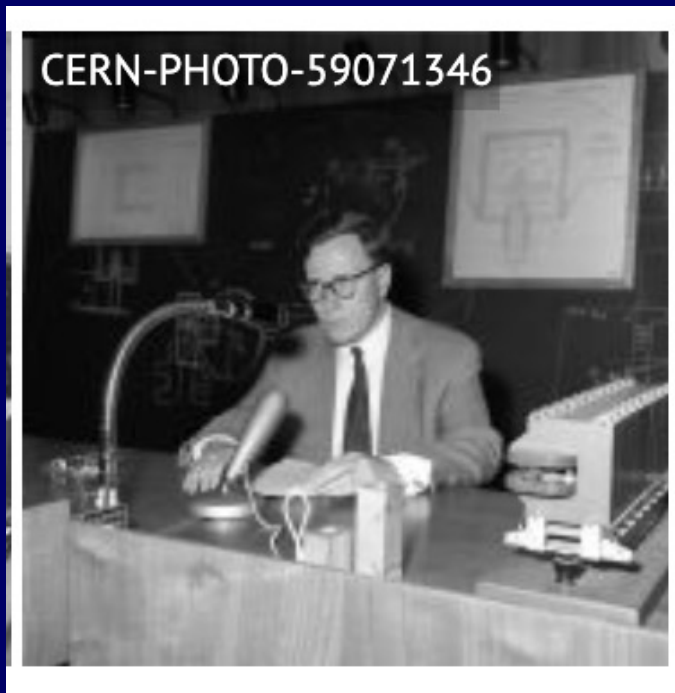
MAIS....

Qui a “vraiment” inventé/utilisé pour la première fois le concept de “**Gradients de champ magnétique**” pour la localisation spatiale d’un signal de RMN?

Paul LAUTERBUR?



Qui a vraiment inventé le concept de “Gradients de champ magnétique” pour la localisation spatiale d’un signal de RMN?



Robert GABILLARD
(1926-2012)

1948-1952

- Thèse de Physique à l'ENS (directeur : Pierre GRIVET)
- Titre: “Théorie et mesure des temps de relaxation en RMN”
- **R. GABILLARD** décrit dans sa thèse **le premier**, en détail, “l'utilisation d'un « gradient de champ magnétique » qui permet, après une transformée de Fourier de retrouver spatialement la présence d'un atome donné de l'objet étudié”.

Qui a vraiment inventé le concept de “Gradients de champ magnétique” pour la localisation spatiale d’un signal de RMN?



Robert GABILLARD

- 1954-1959 Chercheur au CERN
- Puis Professeur de Physique à la Faculté des Sciences de Lille
- Directeur de l'Institut Radiotechnique

- Concepteur du VAL (métro)
- Conseiller pour l'IFP, Eurotunnel, la ligne 14 du métro parisien etc...

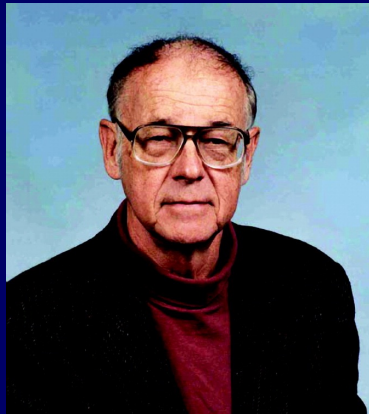
À son décès, le **2 mars 2012**, la station de métro Cité Scientifique du campus de Villeneuve d'Ascq a été rebaptisée à son nom (station Cité Scientifique -Professeur Gabillard).

Les Gradients



Erwin HAHN
(1921-2016)

- **En 1950**, Erwin **HAHN**, à Berkeley, étudie la diffusion moléculaire dans les liquides en utilisant des gradients de champ magnétique.
- Il met au point la méthode d' ECHO de SPIN.



Herman CARR
(1924-2008)

En 1952, la thèse de doctorat de **Herman CARR** (Harvard) décrit l'utilisation de gradients de champ magnétique pour la localisation spatiale des signaux de RMN et l'obtention d'image 2D ...

En 1954, Herman **CARR** (@Rutgers) et **Edward PURCELL** (MIT) utilisent des gradients dans leurs premières études par RMN sur la DIFFUSION de l'eau (*Phys Rev* 1954).

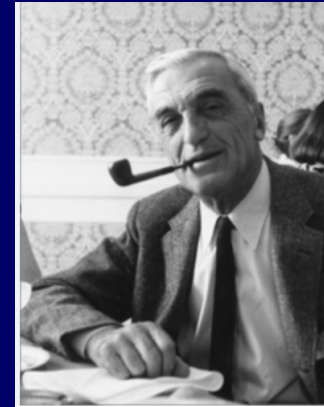
Les Gradients

- Dans les années 1970, de nombreuses équipes travaillaient sur des systèmes de codage de l'espace à l'intérieur de l'aimant.
- Stony Brook, New York, Nottingham, Aberdeen, Hammersmith, Glasgow, Wurzburg, Stanford
- De nombreuses méthodes ont été développées ...!

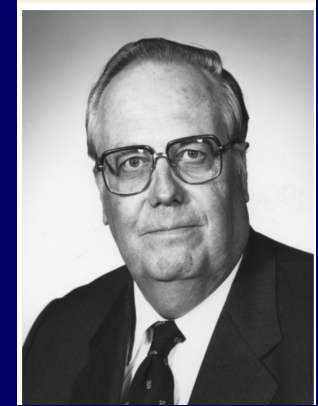


Stanford Magnetic Resonance Laboratory

Au début des années 1970



Félix BLOCH



Oleg JARDETZKY



Don Nelson, Patrick Cozzone, Stan Opella
25/12/1971



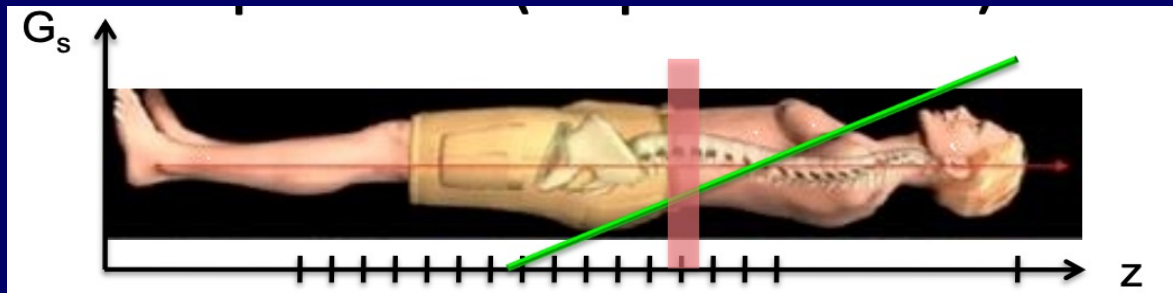
Varian XL 100 FT



Aimant à 2,4 T

“Sélection de coupe par excitation sélective”

Qui a vraiment inventé les méthodes de “Sélection de coupe par excitation sélective” pour la localisation spatiale d’un signal de RMN?



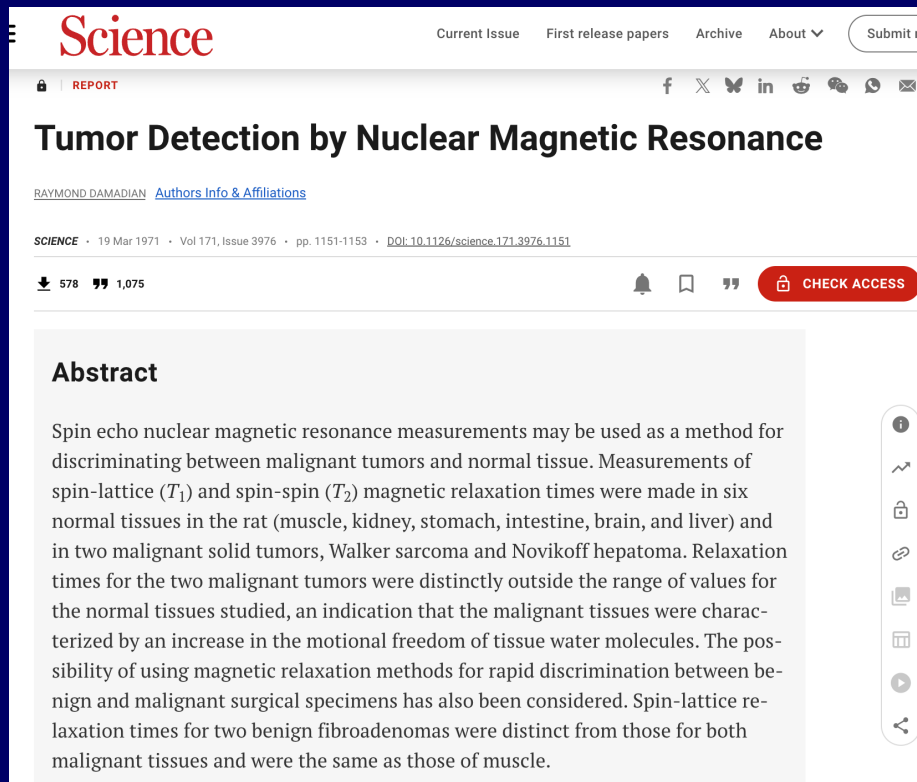
Peter MANSFIELD ? ou ... Paul LAUTERBUR ?

L'attribution du Prix Nobel 2003



Quelle est la contribution de Raymond DAMADIAN à l'IRM? Le Contraste Biologique?

1. **Raymond DAMADIAN** (Downstate Medical Center, Brooklyn) a publié le **19 mars 1971** un article dans la revue *Science*, intitulé "*Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance*".



The screenshot shows the Science journal article page. The title is "Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance" by Raymond Damadian. The abstract text is as follows:

Abstract

Spin echo nuclear magnetic resonance measurements may be used as a method for discriminating between malignant tumors and normal tissue. Measurements of spin-lattice (T_1) and spin-spin (T_2) magnetic relaxation times were made in six normal tissues in the rat (muscle, kidney, stomach, intestine, brain, and liver) and in two malignant solid tumors, Walker sarcoma and Novikoff hepatoma. Relaxation times for the two malignant tumors were distinctly outside the range of values for the normal tissues studied, an indication that the malignant tissues were characterized by an increase in the motional freedom of tissue water molecules. The possibility of using magnetic relaxation methods for rapid discrimination between benign and malignant surgical specimens has also been considered. Spin-lattice relaxation times for two benign fibroadenomas were distinct from those for both malignant tissues and were the same as those of muscle.

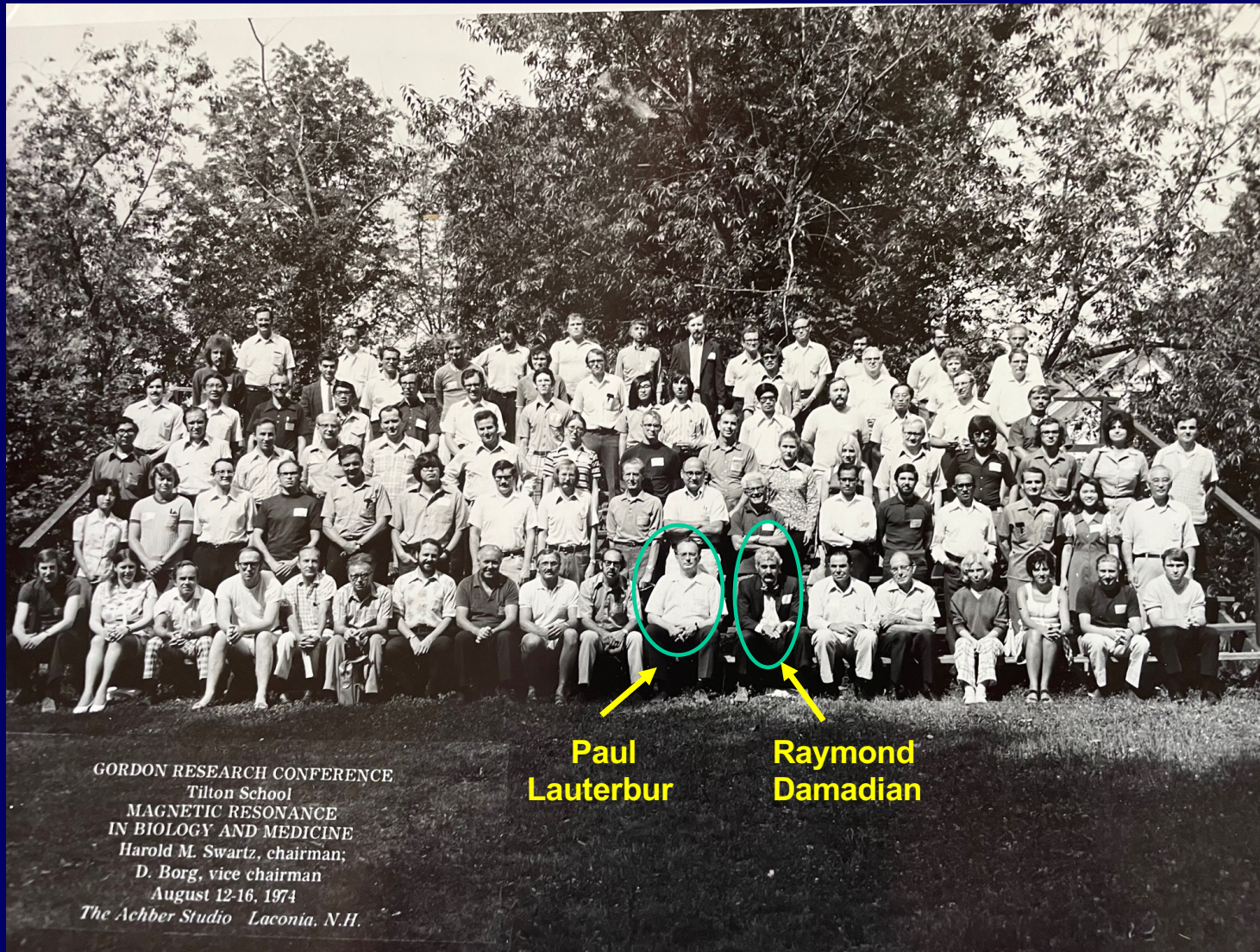
2. Il y démontre que les tissus tumoraux prélevés sur des rats (sarcome de Walker et hépatome de Novikoff) présentaient **des temps de relaxation T_1 et T_2 significativement plus longs** que ceux des tissus sains environnants.

3. **Il n'y a aucune mention d'imagerie dans l'article !**

Fondation de l'IRM: Gordon Conference 1974



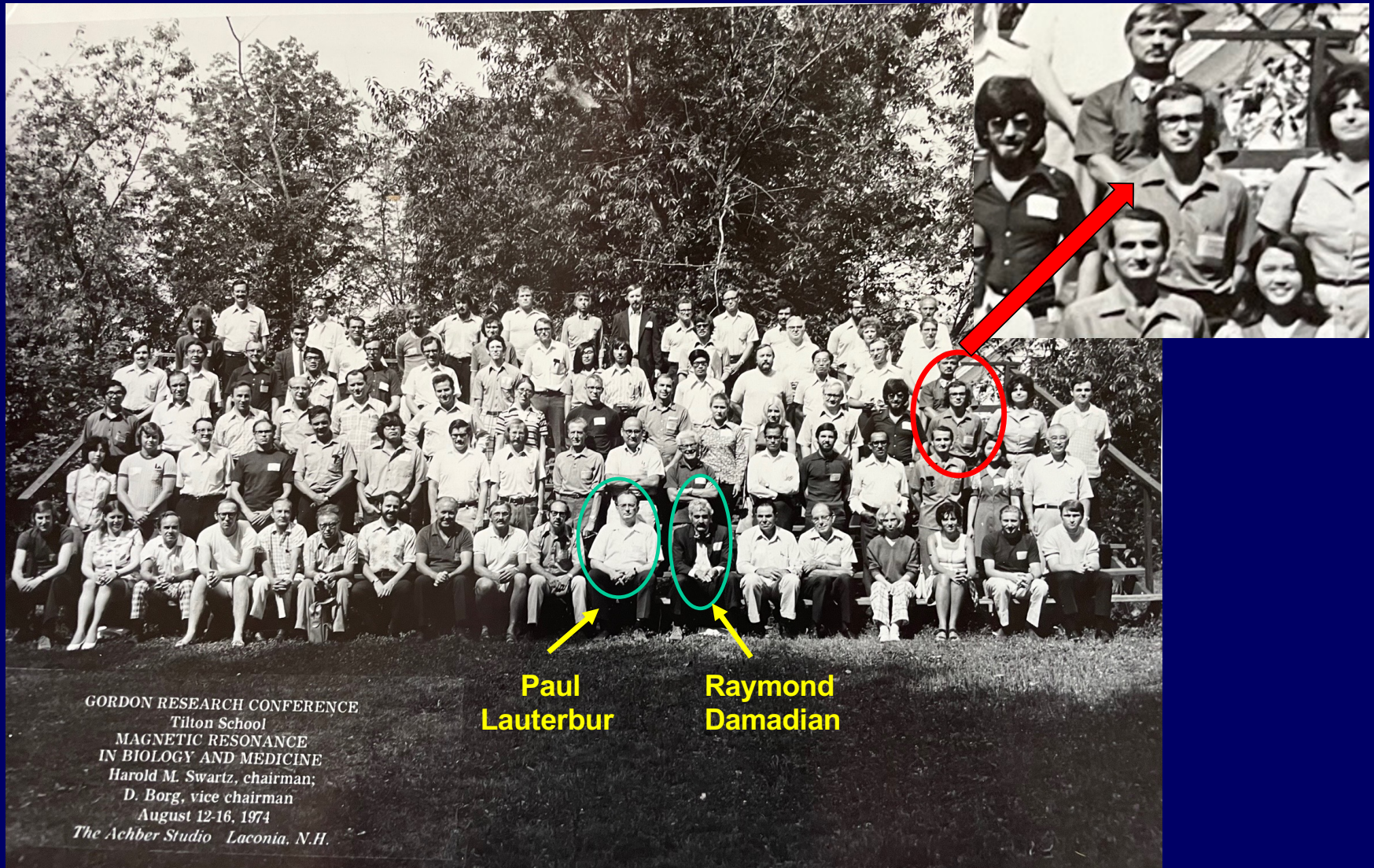
Fondation de l'IRM: Gordon Conference 1974



**Paul
Lauterbur**

**Raymond
Damadian**

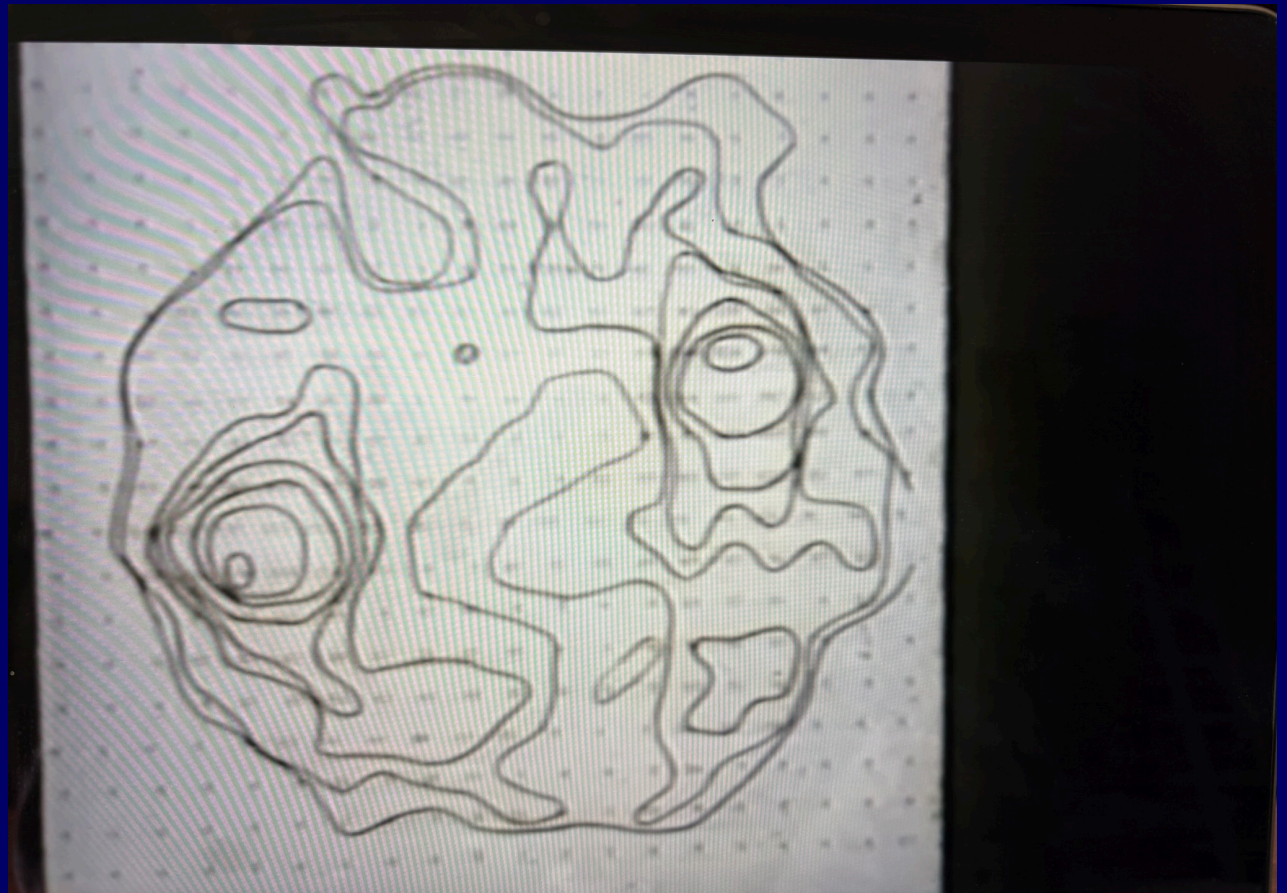
Fondation de l'IRM: Gordon Conference 1974



De la RMN à l'IRM: 1970-1977
La Zeugmatographie de Paul LAUTERBUR

P. LAUTERBUR
Gordon Conference
Août 1974

Image 2D des 2 tubes



La contribution de Raymond DAMADIAN à l'IRM: au mieux, le Contraste Biologique!

Ainsi, **R. DAMADIAN** (1936-2022) est seulement crédité d'avoir publié **en 1972** l'importance des **différences de temps de relaxation** pour différencier des tissus sains et tumoraux.

En fait, 15 ans avant R. DAMADIAN , **en 1955 et 1956**, les différences dans les temps de relaxation des tissus sains et tumoraux avaient été décrites pour la première fois par **Erik ODEBLAD** et **Gunnar LINDSTROM** (*Karolinska, Stockholm*).

Odeblad, E. & Lindström, G. (1955). "Some preliminary observations on the proton magnetic resonance in biological samples". *Acta Radiologica*. 4 doi:10.3109/00016925509172514. PMID 14398444

Odeblad, Erik; Bhar, Baidya Nath & Lindström, Gunnar (July 1956). "Proton magnetic resonance of human red blood cells in heavy water exchange experiments". *Archives of Biochemistry and Biophysics*. doi:10.1016/0003-9861(56)90025-X. PMID 13341059..

1. Qui a obtenu la première image d'IRM "clinique"?
2. Qui a conduit la première étude clinique par IRM?
3. Qui a obtenu la première image d'IRM du cerveau humain?

au cours de la décennie 1970



Qui a obtenu la première image d'IRM "clinique"?

1. **Raymond DAMADIAN** construit pendant les années 1970 un appareil d'IRM suffisamment grand pour accommoder un corps humain entier. Il revendique la première image "clinique"!



Aimant à 0,6 T "Indomitable"
(maintenant au Smithsonian)

2. Le 3 juillet 1977, son équipe scanne en **5 h** par IRM le torse de **Larry MINKOFF**, étudiant de DAMADIAN (car DAMADIAN était trop corpulent pour entrer dans la machine, communication personnelle!).

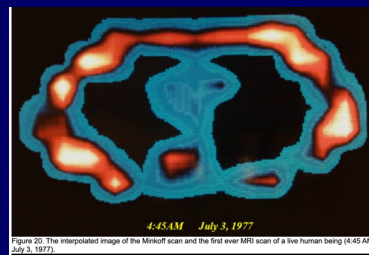
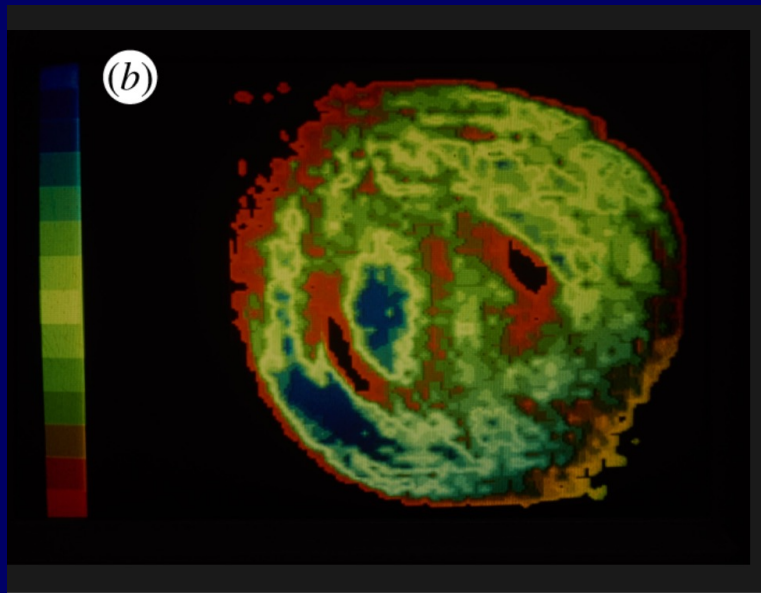


Image du torse humain (T8)

3. La méthode utilisée, **FONAR** (Field-Focused Nuclear Magnetic Resonance), était conceptuellement différente de celle de LAUTERBUR. Le signal est acquis **point par point** en déplaçant le "point sensible" (et le volontaire!) dans le volume d'intérêt.
4. Méthode imprécise, trop lourde et trop lente, **jamais reproduite et jamais utilisée ailleurs** car **impraticable** !

Qui a obtenu la première image d'IRM "clinique"?

En 1974, Peter MANSFIELD et son équipe à Nottingham ont produit une **image du doigt** d'un des étudiants (**Andrew MAUDSLEY**), montrant clairement l'os, la moelle et les tissus mous



1974



Andrew
MAUDSLEY



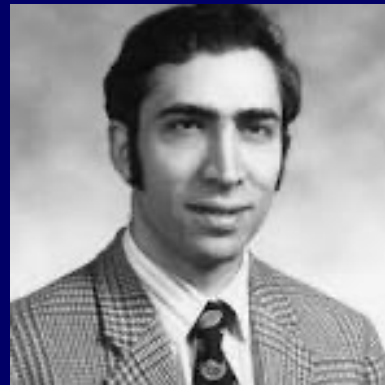
0.7 T aimant résistif Varian, 10 cm bore

Qui a obtenu la première image d'IRM "clinique"?

En 1976, **Waldo HINSHAW** et son équipe à Nottingham ont produit une image du poignet. en utilisant la méthode "spin warp" mise au point par **Bill EDELSTEIN** à Aberdeen.



**Waldo
HINSHAW**



**William
EDELSTEIN
(1944-2014)**

1976



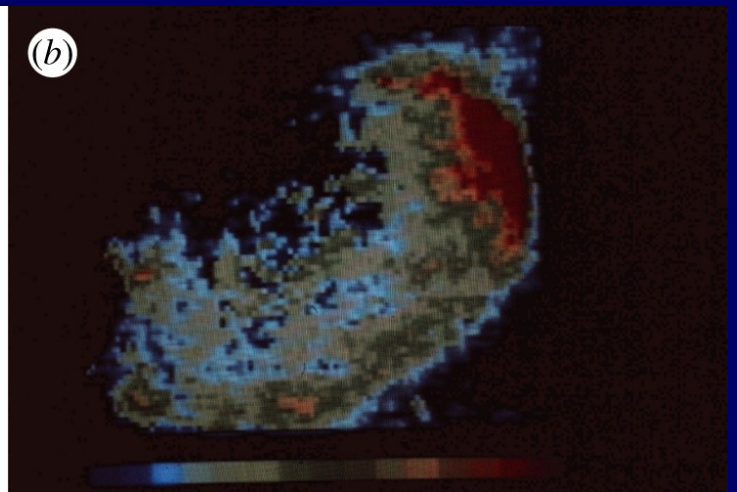
*0.7 T aimant résistif Varian,
10 cm bore*

Qui a obtenu la première image d'IRM "clinique"?



En 1978, première image à Nottingham d'un **torse humain** (celui de **Peter MANSFIELD**) (*0,1 T aimant résistif, Oxford Instruments, maintenant au London Science Museum*)
- Temps d'acquisition: **64 secondes**

1978



La première étude clinique par IRM

John MALLARD
(1927-2021)

1979-1982

A **Aberdeen**, MARK-1 est le premier scanner IRM corps entier utilisé en routine clinique (0,04T, spin warp, 64s).

>1000 patients
entre 1979 et 1982



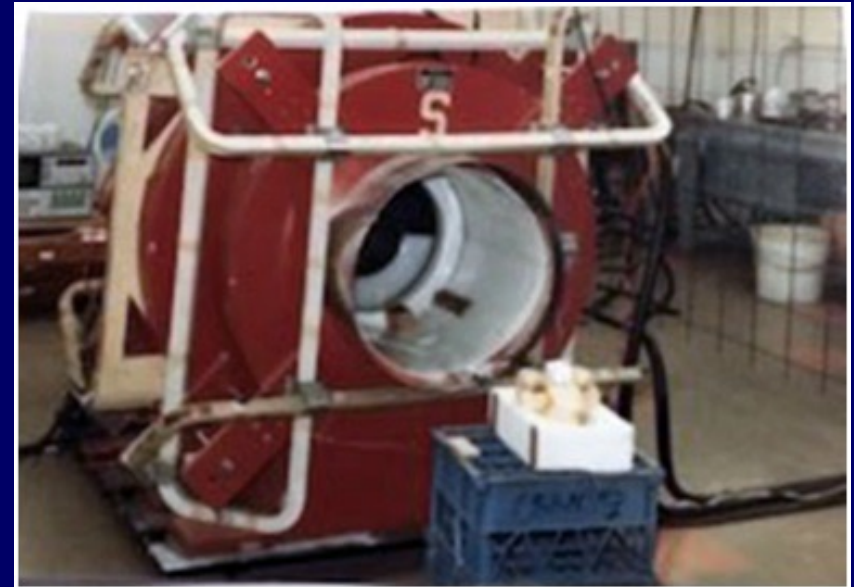
Le système MARK-1 est à présent exposé au Suttie Air Space Museum, Aberdeen Royal Infirmary

La première image du cerveau par IRM



Ian YOUNG
(1932-2019)

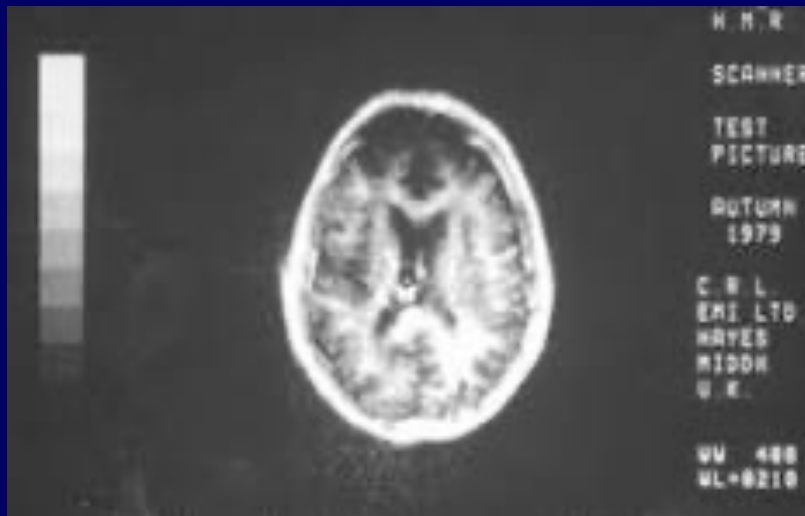
1ère image du cerveau en **Nov 1978**,
suivie de la 1ère image en inversion-
récupération (IR) en **Oct 1979**
montrant un haut contraste entre SB
et SG



Aimant Walker résistif à 0,1T

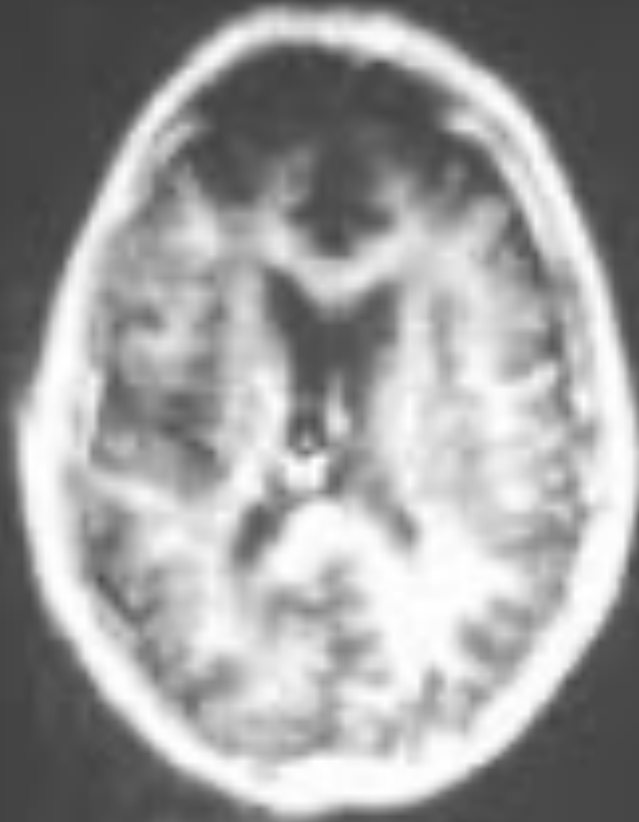
Electric and Musical Industries (**EMI**)
Central Research Laboratory ,
Hayes, Middlesex, GB

Oct 1979

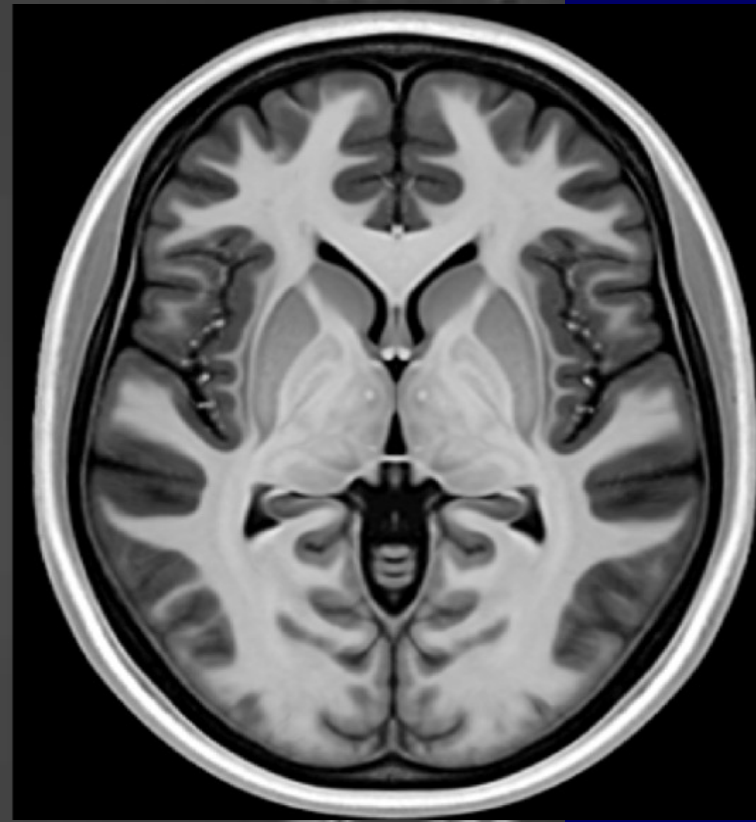


Cerveau de Ian Young





1979



2025

1980-1990

L'Ascension Clinique de l'IRM !

1. Les premières applications cliniques sont convaincantes
2. La recherche académique fournit de nombreuses nouvelles méthodes d'obtention des images ("séquences")
3. Les industriels de l'imagerie médicale jouent un rôle décisif en développant les équipements

1980-1990: L'Ascension Clinique de l'IRM

Les premières applications cliniques sont convaincantes!

1. C'est en **NEUROLOGIE** que l'impact de l'IRM a été le plus immédiat et spectaculaire.
2. **Nov 1981**: Un article publié dans la revue *The Lancet* fait l'effet d'une bombe.

Clinical Trial > [Lancet. 1981 Nov 14;2\(8255\):1063-6. doi: 10.1016/s0140-6736\(81\)91273-3.](#)

Nuclear magnetic resonance imaging of the brain in multiple sclerosis

I R Young, A S Hall, C A Pallis, N J Legg, G M Bydder, R E Steiner

PMID: 6118521 DOI: [10.1016/s0140-6736\(81\)91273-3](#)



1980-1990: L'Ascension Clinique de l'IRM

Les premières applications cliniques sont convaincantes!

Des chercheurs de l'hôpital Hammersmith à Londres (Ian YOUNG, Graeme BYDDER, Bob STEINER) ont montré que chez des patients atteints de **sclérose en plaques (SEP)**, l'IRM révélait **112 lésions cérébrales supplémentaires** par rapport aux **19** détectées par le scanner à rayons X (CT-scan).

Nov 1981

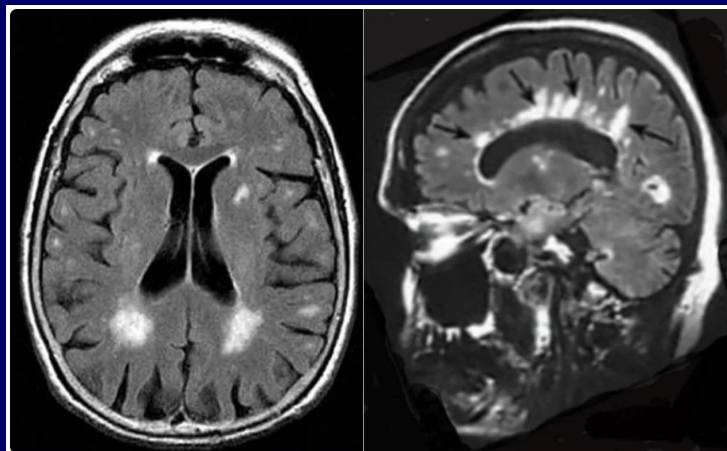


Fig. 7. Multiple sclerosis. T2-FLAIR (TR/T1/TE = 4000/2200/160 ms) images in the transverse (A) and parasagittal (B) planes. Plaques (some shown with black arrows) are seen with high signal on both images.

Pour la première fois, il était possible de visualiser l'étendue réelle de la maladie du vivant du patient.

1980-1990: L'Ascension Clinique de l'IRM

Les premières applications cliniques sont convaincantes!



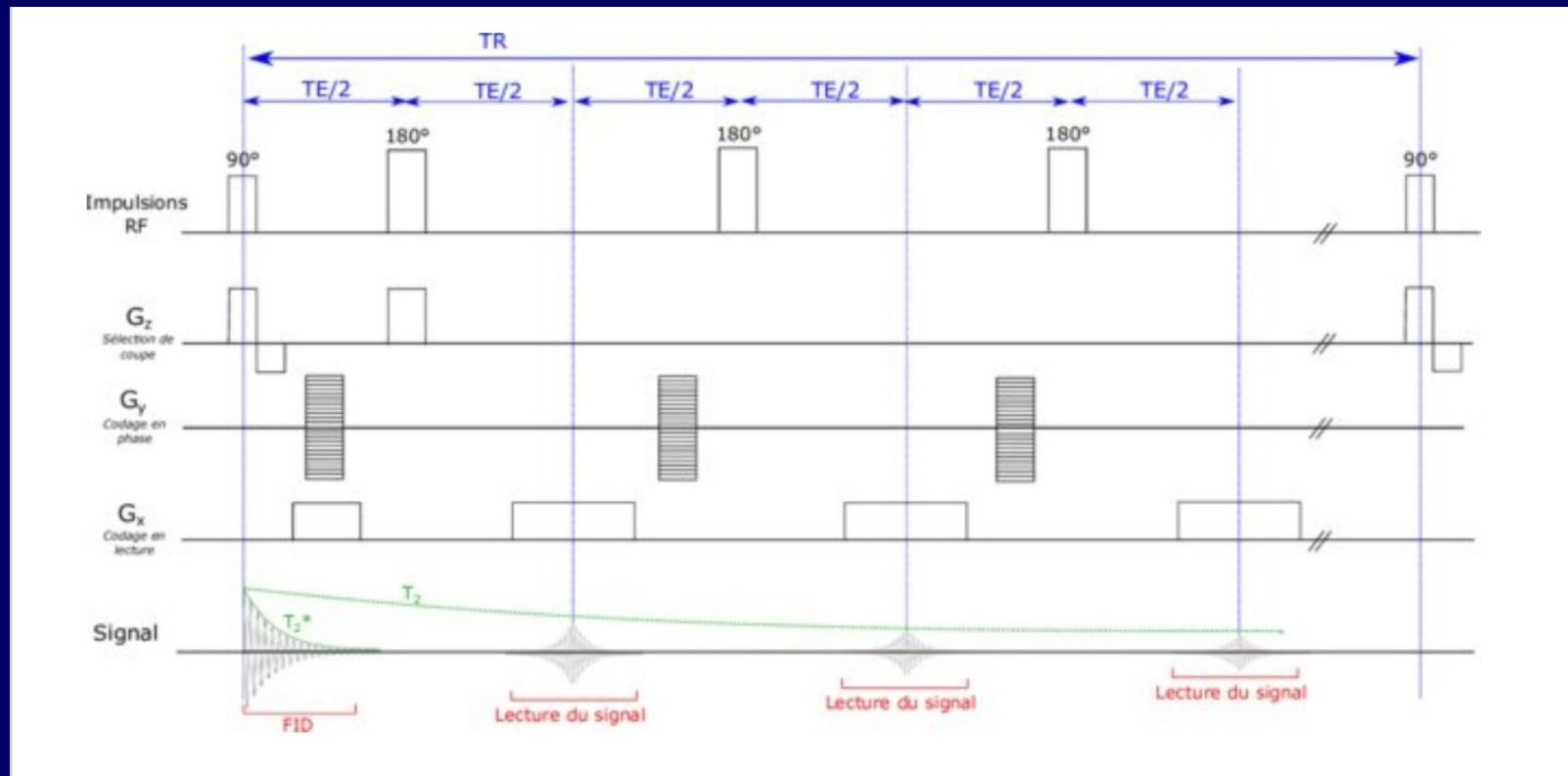
Neptune MRI at Hammersmith

- Aimant supraconducteur Oxford à 0,15T, construit pour *Ian YOUNG* chez **EMI** (Electric and Musical Industries ...)
- Transféré à Hammersmith Hospital en **Mars 1981**
- Première publication sur la SEP en **Novembre 1981** (*Lancet*)



Cette capacité à visualiser **les lésions de la substance blanche** avec une sensibilité et une précision inégalées a révolutionné le **diagnostic des neuropathologies** et a été initialement un vecteur majeur du développement de l'IRM.

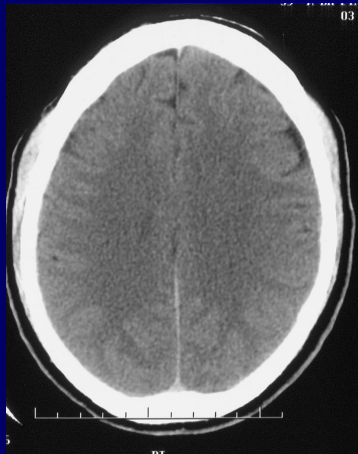
Les "séquences" d'acquisition des signaux d'IRM



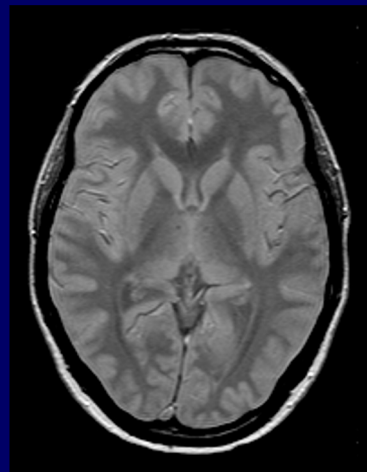
Chronogramme d'une Séquence d'Echo de Spin rapide

En IRM, le contraste des images change en fonction des “séquences”

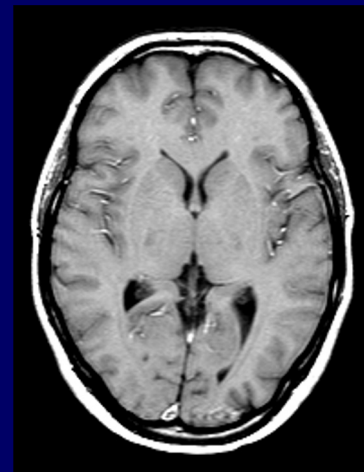
SCANNER X



**Densité
de protons
Quantité d'eau**

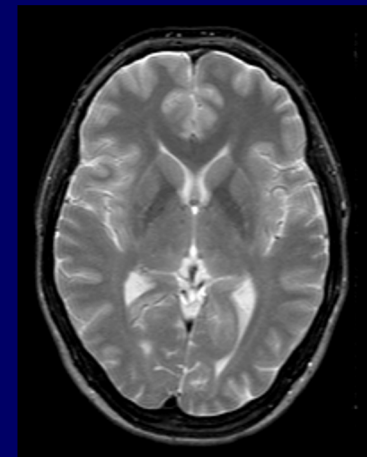


Pondération T_1
On privilégie le
signal des protons
à T_1 courts



**image
'anatomique'**

Pondération T_2
On privilégie le
signal des protons
à T_2 longs



**image
'tissulaire'**

Les “séquences” d’acquisition du signal d’IRM

Les ACRONYMES!

HASTE, VIBE, DIET, RADIANCE, FIESTA, LAVA ,
FAME, STEAM, GRASS, BLADE, PRESS,
PROPELLER, VISTA, SWAN, MERGE, BRAVO, IDEAL,
PASTA, SPEEDER, RAPID, PROSE, MEDIC, TWIST

GRAPPA, PASTIS



3 “séquences” pionnières d’acquisition du signal d’IRM (1985-1990)

(1981) Séquence **FLAIR** Fluid-Attenuated Inversion Recovery

Clé des premiers travaux cliniques sur la SEP, les tumeurs cérébrales etc.



Jo HAJNAL



Graeme BYDDER



Ian YOUNG

La séquence **annule le signal des fluides**. Elle est généralement utilisée pour l'IRM cérébrale pour atténuer le signal du liquide céphalorachidien et mieux évaluer par exemple les lésions proche des ventricules ou sous-corticales.

3 “séquences” pionnières d’acquisition du signal d’IRM (1985-1990)

(1985) Séquence **FLASH** Fast Low Angle Shot



Jens FRAHM



Axel HAASE

La séquence FLASH utilise **un angle d’inclinaison faible** (généralement inférieur à 90 degrés) pour l’impulsion de radiofréquence (RF). Cela permet de réduire les effets de saturation et de maximiser le signal lors des acquisitions consécutives.

En utilisant des techniques **d’écho de gradient**, FLASH acquiert des images en utilisant des échos successifs, ce qui permet d’obtenir une image en un temps beaucoup plus court que les techniques traditionnelles (**VITESSE X100!**)

3 “séquences” pionnières d’acquisition du signal d’IRM (1985-1990)

(1986) Séquence **RARE**, Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement



Juergen HENNIG

La séquence RARE utilise des **échos de spin multiples**, ce qui permet d’acquérir plusieurs images en une seule série d’acquisitions.
Acquisition en quelques secondes !



Marseille, 6 octobre 2025

Au delà de l'Anatomie: IRM fonctionnelle et de Diffusion

Alors que l'IRM s'établissait comme l'étalon-or de l'imagerie anatomique, une nouvelle vague d'innovations dans les années 1990 a repoussé les frontières pour permettre la visualisation de la fonction et de la connectivité cérébrales.

- IRM fonctionnelle IRMf
- IRM de diffusion
en particulier IRM de Tenseur de Diffusion
(DTI, Diffusion Tensor Imaging)



Seigi OGAWA

Biological Computation Research Department,
AT&T Bell Laboratories, Murray Hill, NJ

Découverte de l'effet BOLD (Septembre 1990)
(Blood-Oxygen-Level Dependent,
ou dépendant du niveau d'oxygénation du sang).



Proc. Natl. Acad. Sci. USA
Vol. 87, pp. 9868–9872, December 1990
Biophysics

Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation

(cerebral blood flow/brain metabolism/oxygenation)

S. OGAWA, T. M. LEE, A. R. KAY, AND D. W. TANK

Biophysics Research Department, AT&T Bell Laboratories, Murray Hill, NJ 07974

Communicated by Frank H. Stillinger, September 24, 1990 (received for review August 1, 1990)

ABSTRACT Paramagnetic deoxyhemoglobin in venous blood is a naturally occurring contrast agent for magnetic resonance imaging (MRI). By accentuating the effects of this agent through the use of gradient-echo techniques in high fields, we demonstrate *in vivo* images of brain microvasculature with image contrast reflecting the blood oxygen level. This blood oxygenation level-dependent (BOLD) contrast follows blood oxygen changes induced by anesthetics, by insulin-induced hypoglycemia, and by inhaled gas mixtures that alter metabolic demand or blood flow. The results suggest that BOLD contrast can be used to provide *in vivo* real-time maps of blood oxygenation in the brain under normal physiological conditions. BOLD contrast adds an additional feature to magnetic resonance imaging and complements other techniques that are attempting to provide positron emission tomography-like measurements related to regional neural activity.

duced at the echo time. This dispersion reduces the signal intensity and the voxel appears dark in the image. These intensity losses, which at high magnetic fields (≥ 4 T) extend significantly beyond the boundary of the blood vessel, are the source of BOLD contrast. This form of contrast is not observed in spin-echo images. Through simulations (9), we have shown that vessels as small as $50 \mu\text{m}$ in diameter can be detected in images with a pixel size of $100 \mu\text{m}$. We have also demonstrated that the size of the susceptibility-induced local field depends on (i) the concentration of paramagnetic deoxyhemoglobin and (ii) the orientation of the vessel relative to the main magnetic field (8, 9).

Since BOLD contrast depends on the state of blood oxygenation, physiological events that change the oxy/deoxyhemoglobin ratio should lend themselves to noninvasive detection through the accentuation of BOLD contrast in gradient-echo proton images at high magnetic fields. We

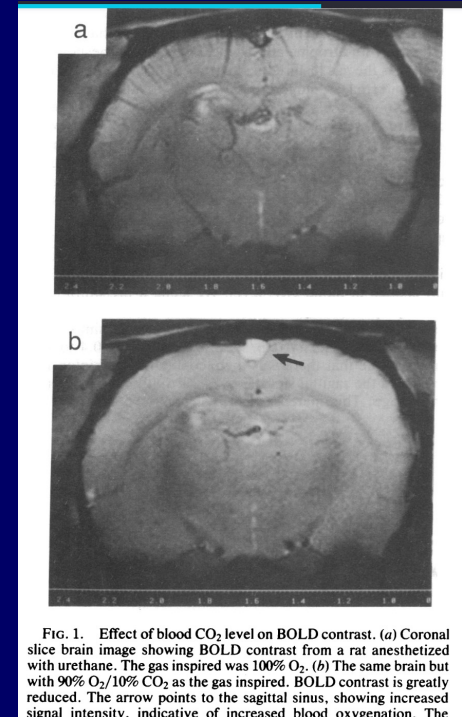
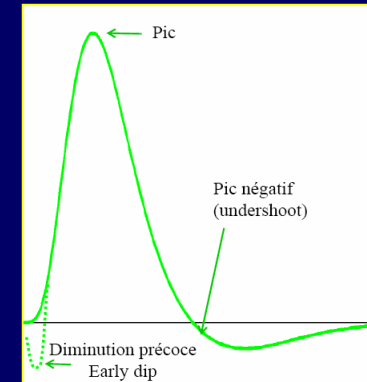
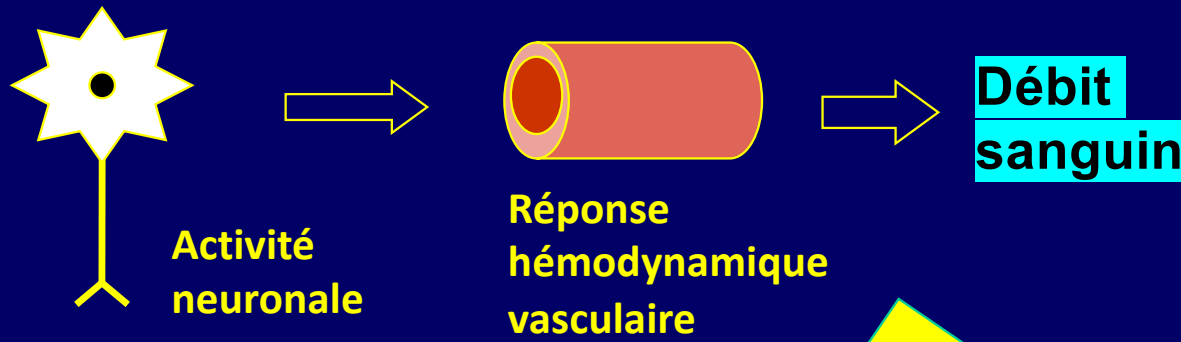


FIG. 1. Effect of blood CO_2 level on BOLD contrast. (a) Coronal slice brain image showing BOLD contrast from a rat anesthetized with urethane. The gas inspired was 100% O_2 . (b) The same brain but with 90% O_2 /10% CO_2 as the gas inspired. BOLD contrast is greatly reduced. The arrow points to the sagittal sinus, showing increased signal intensity, indicative of increased blood oxygenation. The

4T, modèle
murin



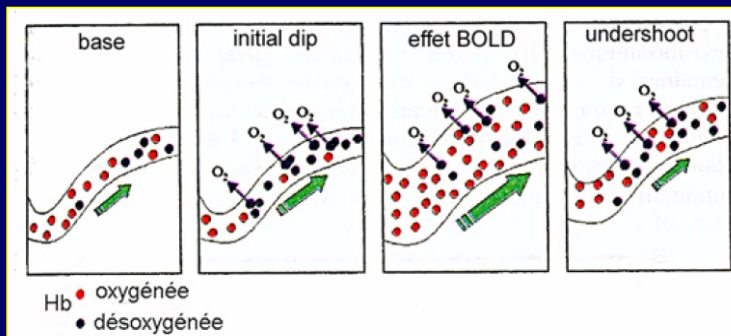
IRM FONCTIONNELLE \Rightarrow Mesure indirecte de l'activité cérébrale



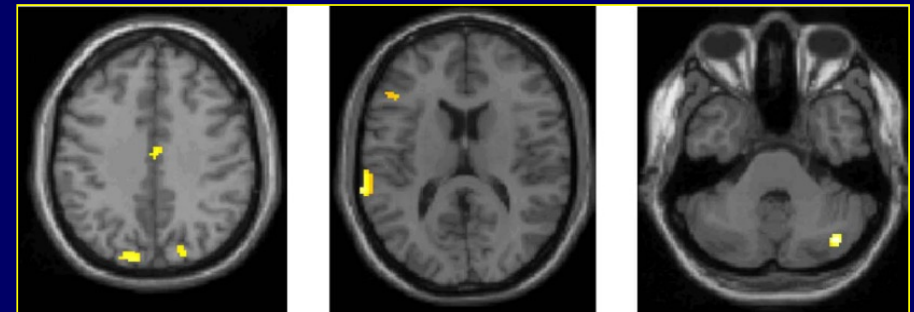
Oxygénation

Ogawa et al. PNAS 1990

Oxyhémoglobine
diamagnétique
Désoxyhémoglobine
Paramagnétique
(baisse du signal)



(BOLD: Blood Oxygen Level Dependent)



IRMf



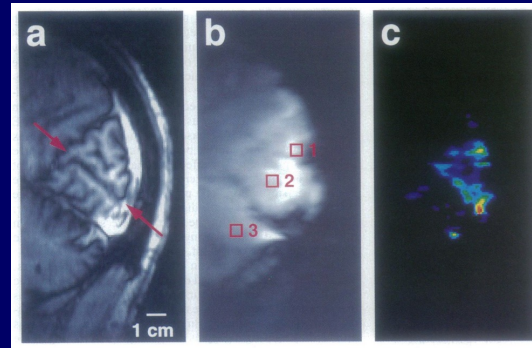
1ère application de l'effet BOLD à l'homme en 1992 à 4T

Seigi OGAWA Kamil UGURBIL



Joint ISMRM-ESMRMB Meeting
Nice, Août 1995

- Collaboration S. OGAWA (Bell Labs) et K. UGURBIL (Minnesota)



Activation
du cortex visuel
(PNAS 1992)

- 1ère démonstration de la relation entre activité cérébrale et augmentation du débit sanguin cérébral + oxygénation du sang veineux

S. OGAWA: "This paper was originally submitted to Nature but summarily rejected without peer review saying it was not of "general interest"!")

Au delà de l'Anatomie: IRM de diffusion

L'IRMf montre *où* se produit l'activité cérébrale, mais pas *comment* les différentes régions du cerveau sont connectées.

Pour visualiser les faisceaux d'axones myélinisés qui forment la substance blanche – *une autre innovation a été nécessaire. C'est l'Imagerie du Tenseur de Diffusion (DTI en anglais).*

Brevetée *par Denis LE BIHAN (Paris) en 1986*, l'imagerie de diffusion est basée sur la mesure du mouvement brownien (diffusion) des molécules d'eau dans les tissus.

En 1994, Denis LE BIHAN (NIH), Robert TURNER (NIH) et Peter BASSER (NIH), ont formalisé le modèle de l'Imagerie du Tenseur de Diffusion (ITD, ou DTI en anglais) et ses applications au cerveau humain.

Exploration de la structure tissulaire cérébrale par IRM de diffusion

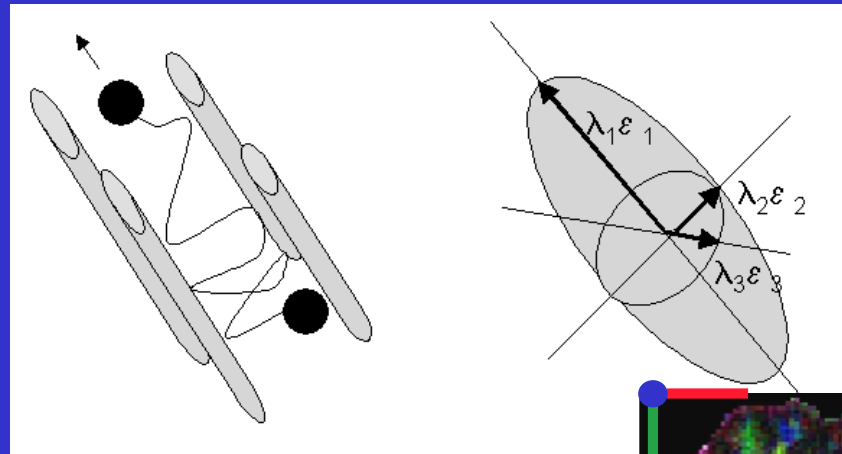
Evaluation des caractéristiques des mouvements aléatoires (browniens) des molécules d'eau

$$\langle r^2 \rangle = 6 D^2 t$$

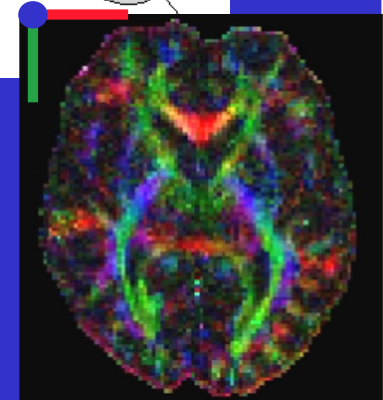
L'équation d'Einstein traduit le libre parcours moyen d'une particule qui diffuse dans un milieu homogène isotrope



Mais dans les tissus (fibres nerveuses) la diffusion est restreinte par les parois



Tractographie



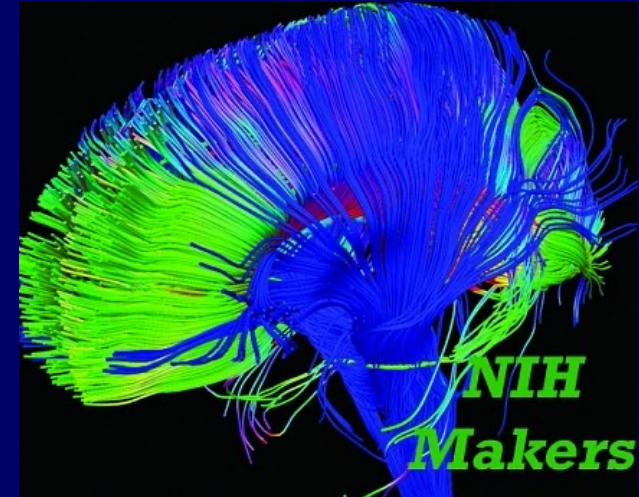
Au delà de l'Anatomie: IRM de diffusion



Denis LE BIHAN



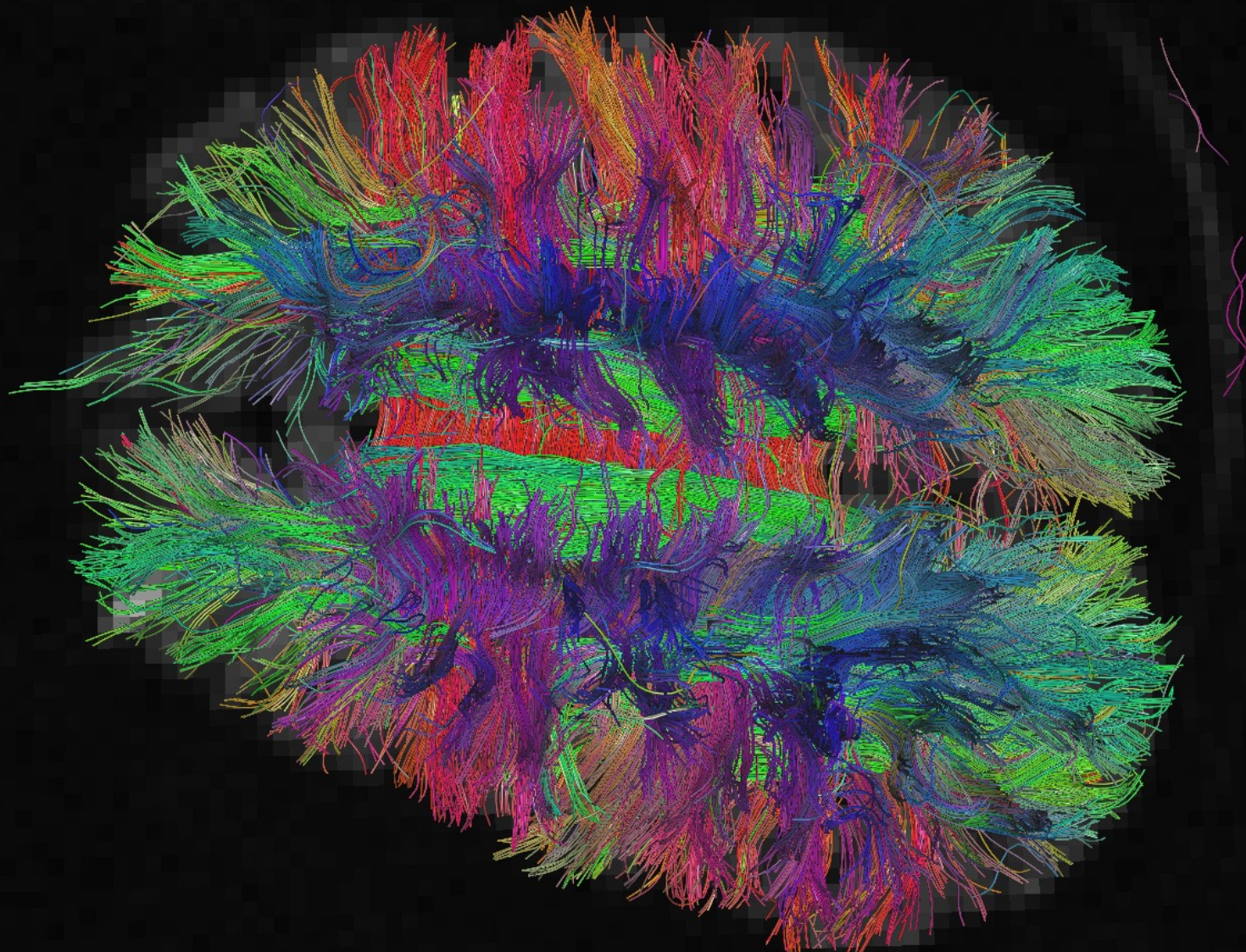
Robert TURNER



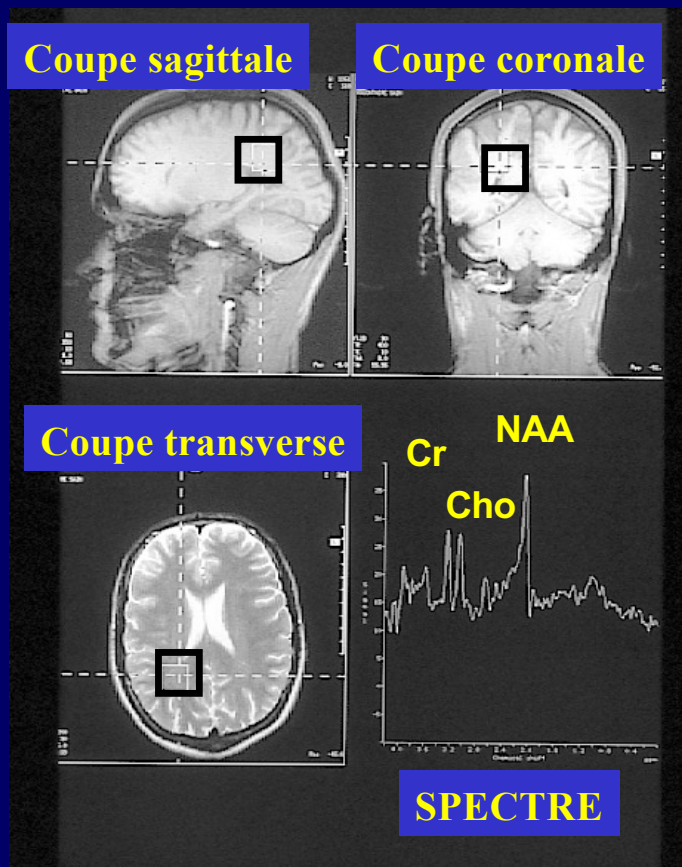
Peter BASSER

La DTI est devenue un outil inestimable pour étudier les maladies qui affectent la substance blanche, comme la SEP, les traumatismes crâniens, les AVC et les troubles du développement neurologique.

IRM de Diffusion Tractographie (fibres nerveuses)



IRM métabolique par spectroscopie (Imagerie de déplacement chimique)



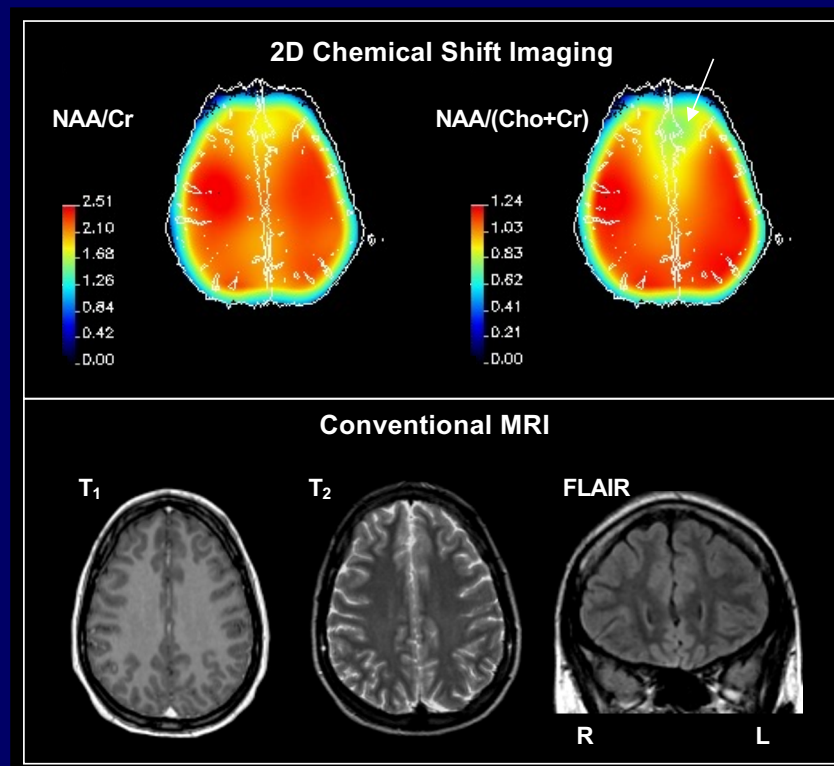
SRM localisée par IRM

□

NAA
N-acétyl
Aspartate
Marqueur
de viabilité
neuronale

□

Epilepsie Frontale



Guye *et al.* Neuroimage 2005

Carte métabolique

**Les sociétés industrielles ont
joué un rôle essentiel
dans le développement de l'IRM
à partir des années 1980**

Les sociétés industrielles de l'IRM

Les pionniers dans les années 1980

DIASONICS (Milpitas, CA)

Larry CROOKS et Leon KAUFMAN (UCSF) créent la division IRM en 1980. Appareil commercialisé en 1982. Division acquise par TOSHIBA en 1989.

TECHNICARE

Initialement (1958) Ohio Nuclear. Devient Technicare en 1982. Appareils IRM TECHNICARE de 0,15 à 1,5T de 1984 à 1986. Vente à J&J puis fin 1986 à GE.

A Marseille, installation de 2 appareils **TECHNICARE à 0,15T** (tête) dès 1985 (clinique Clairval et clinique La Résidence du Parc).
Aimant résistif.

Il s'agit des premières installations en France .



Les sociétés industrielles de l'IRM

Les pionniers dans les années 1980

THOMSON-CGR (Paris) développe le MAGNISCAN 5000 (0,5T) au début des années 1980. Première installation à Grenoble en 1985. Puis Lille, Paris, **Marseille (Timone)** etc.

En 1987, transfert des activités médicales de Thomson vers GE (Buc) en échange des produits "blancs" ... !



Fig. 9 - IRM Magniscan 5000 - 1985.

Les sociétés industrielles de l'IRM clinique

Les acteurs "MAJEURS" actuels

SIEMENS Healthineers (Allemagne) se lance dès 1978, produit une image de poivron en Novembre 1989 et installe son premier système MAGNETOM en 1983 (Hannover Medical School).

Au premier plan de l'innovation: Imagerie parallèle avec Total Imaging Matrix (TIM) en 2003, premier appareil à 7T validé cliniquement (MAGNETOM TERRA) en 2016-2017 (FDA).

GENERAL ELECTRIC Healthcare (USA) attend les années 1980 puis manufacture rapidement la ligne SIGNA. EN 1986, Charle DUMOULIN développe l'ANGIOGRAPHIE par IRM (MRA). Premier appareil à 1,5T (Paul BOTTOMLEY). Premier système interventionnel.

PHILIPS Healthcare (Hollande) installe son premier imageur Gyroscan en 1984. En 2018 (ISMIRM Paris), introduction de la technologie BLUE SEAL pour les aimants supraconducteurs avec 7 litres d'Helium liquide au lieu de 1500 litres!

CANON Medical Systems (Japon) : a acquis TOSHIBA Medical en 2016. Premier appareil installé en 1983.

UNITED IMAGING Healthcare (Chine). En forte croissance. Créé en 2011 à Shangai. En France en 2024. Gamme complète avec appareil 5T introduit en 2024.

2010-2020
L'accélération technologique
et méthodologique



2010-2020: L'accélération technologique et méthodologique

Techniques d'accélération (acquisition du signal)

- imagerie parallèle (SENSE, GRAPPA),
- écho-planar de plus en plus rapide,
- imagerie multi-canaux

Nouvelles méthodes

- MR fingerprinting,
- imagerie quantitative,
- imagerie à très haut champ (7 T)

Nouveautés

- scanners portables/à bas champ (ex. Multiwave @ 50mT),
- utilisation d'IA pour reconstruction d'images et réduction du temps d'acquisition,
- imagerie ultrarapide et séquences compressées.



AIMANTS à Très HAUT CHAMP > ou = 7 Teslas

- Appareils cliniques à 7T (*CRMBM/CEMEREM, CHU Timone*)
1er appareil 7T clinique installé en France 2014, actualisé en 2021
(partenariat Siemens, chaire AMIDEX)
- Programmes à 7T ou >7T en Allemagne, Corée etc.
- Programme ISEULT, CEA Neurospin, 11,7 T, **Alexandre VIGNAUD**
- Programmes à 10,5 T, CMRR, Univ Minnesota, **Kamil UGURBIL**
- Projet à 14T (HTS), DYNAMIC consortium, Nijmegen, **David NORRIS**
avec Neoscan AG (Stefan ROELL)

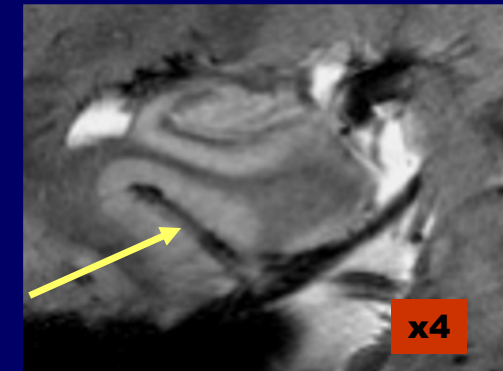
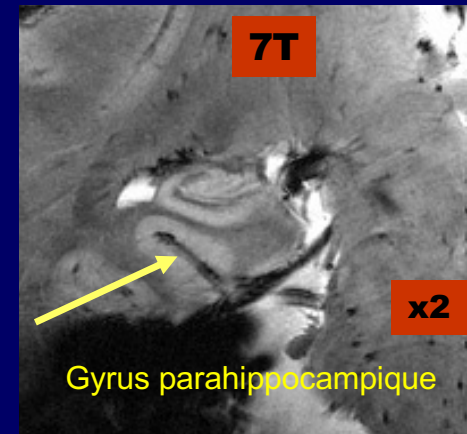
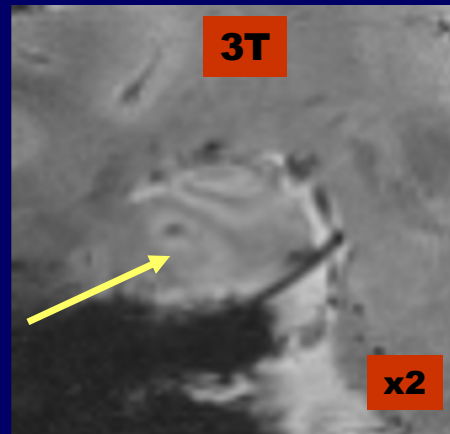
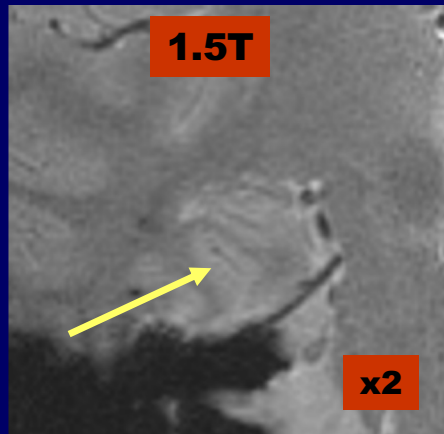


Siemens Terra 7T



7 oct 2026

Hippocampe : Images anatomiques T2*

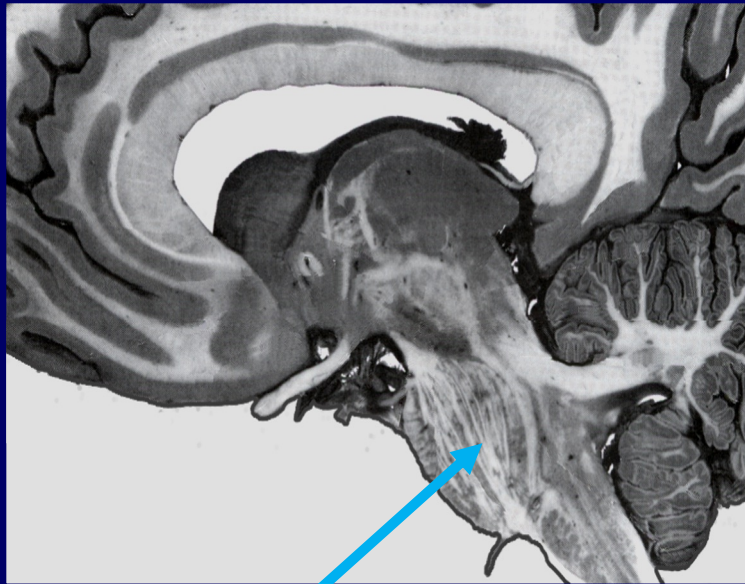


IRM à 7T

“Remplacement des Atlas Anatomiques”

Visualisation non-invasive de l'anatomie microscopique in-vivo

Coupe histologique sur cadavre



Faisceau corticospinal

IRM 7T In Vivo

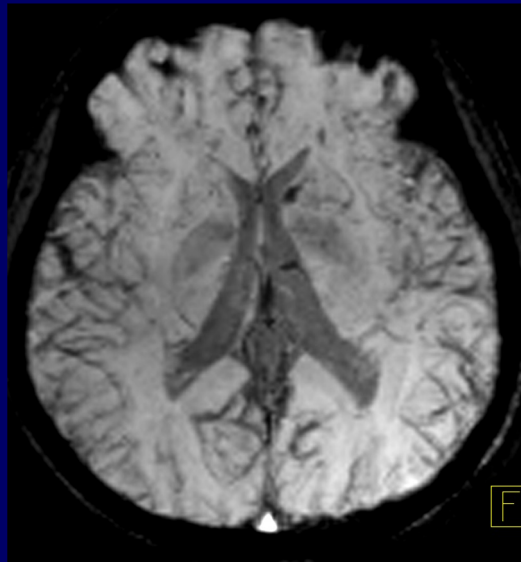


Faisceau corticospinal

T2* - SWI

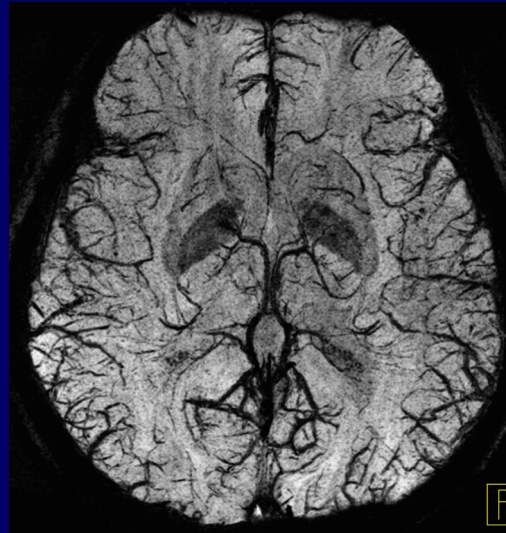
L'Imagerie de susceptibilité magnétique du cerveau à 7T rend visibles les petits vaisseaux jusqu'aux veines sous-corticales

1.5T



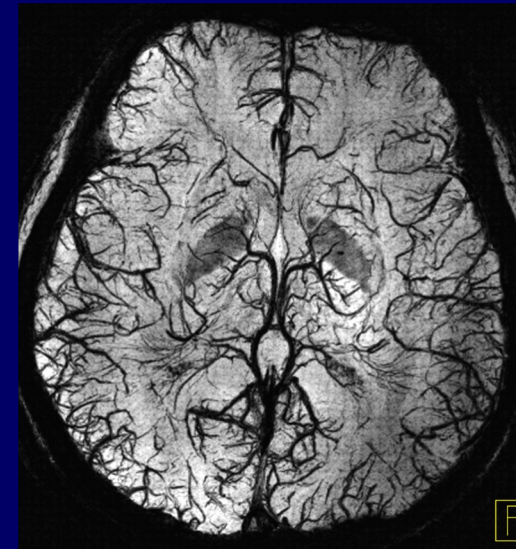
1.0 mm³, TA = 4:51
TR = 57 ms
TE = 40 ms

3T



0.43 mm³, TA = 8:58
TR = 57 ms
TE = 35 ms

7T

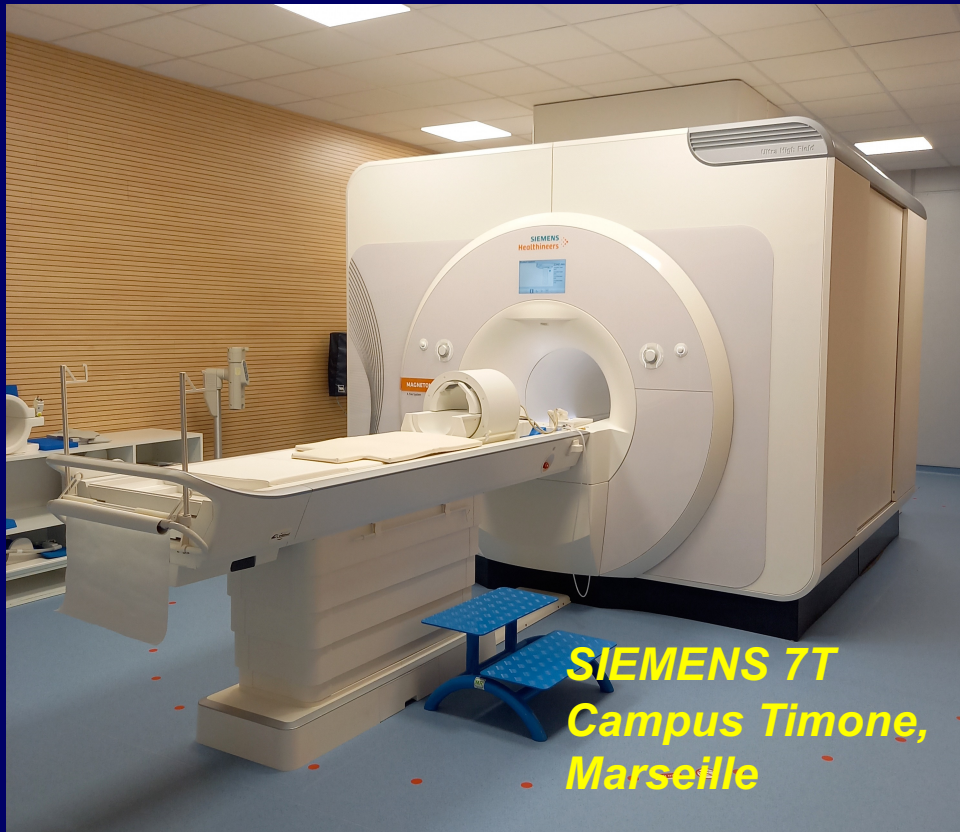


0.3 mm³, TA = 12:10
TR = 25 ms
TE = 14 ms

F, 30Y

MinIP : 15 mm

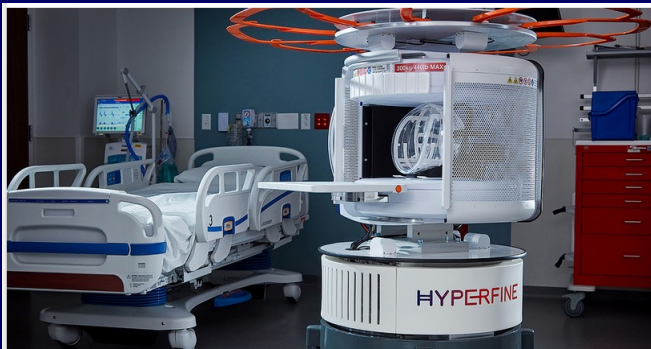
Symposium pour l'inauguration de l'IRM 7T CRMBM-CEMEREM, 2016



AIMANTS à Très BAS CHAMP (< 100 milliTesla) Tête seulement

SWOOP

Hyperfine Inc. 64 mT



Multiwave Imaging SAS (Château-Gombert)



- Aimant à 0,050 T (50mT)
- EU marking en 2024
- FDA pending
- **Présenté au RSNA 2025**

- *En cours de validation clinique au CRMBM*

Les Orientations Actuelles (2020 -)

1. Evolution des équipements (hardware)

- Aimants UHF (Ultra High Field) : 7T et au dessus
 - Aimants HTS (“high temperature superconducting”)
MgB₂ diborure de magnésium Tc 39K, -234°C
- Antennes multicanaux en réseau
 - Imagerie parallèle
 - Gradients intenses
- Modalités combinées: IRM-PET
- Hétéro Noyaux: IRM du sodium-23, du potassium 39 ...



Les Orientations Actuelles (2020-)

2. Confort du patient (diamètre des aimants, réduction du bruit etc.)

3. Intelligence Artificielle (IA)

- Gestion des données
- Analyse des données
- Reconstruction d'images de haute qualité à partir de moins de données brutes

4. IRM quantitative (qMRI)

5. Accessibilité et Portabilité

- IRM à bas champ (50 mT), à bas coût et légère (au lit du patient)

L'IRM est devenue en quelques décennies, l'un des outils de diagnostic les plus fiables et les plus puissants de la Médecine

1. L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) représente bien plus qu'une simple technologie médicale ; elle constitue un changement de paradigme dans notre capacité à explorer le corps humain.
2. Avant son avènement, la visualisation des tissus mous – le cerveau, les muscles, les organes internes – avec une clarté et une sécurité comparables relevait de la science-fiction.
3. En complément des rayons X, qui excellent à montrer la structure osseuse mais peinent à différencier les tissus mous, l'IRM offre aux médecins et aux chercheurs une fenêtre non invasive et sans radiation ionisante sur l'anatomie, la physiologie, la physiopathologie et le fonctionnement du corps humain.

The History of MRI is far from over.

It has just begun!

L' Histoire de l'IRM n'est pas terminée. Elle vient juste de commencer!

*Paul LAUTERBUR
Carry-le-Rouet, 1982*



REMERCIEMENTS ET CRÉDITS

Les chercheurs scientifiques et les cliniciens du CRMBM-CEMEREM, Marseille

CERF-RADIOLOGIE

Bruker Spectrospin

Université de Nancy

Thèse Christian Adanmaho, Dijon

Université de Fribourg, Allemagne

Stanford University, USA

Hammersmith Hospital, Londres, GB

Department of Bioengineering, Aberdeen, Scotland

Department of Bioengineering, Nottingham, GB

EMI, Londres, GB

CEA, Saclay

NIH, Bethesda, USA

CNRS, Paris

University of Illinois, Urbana-Champaign, USA

ETH, Zurich, Suisse

Canon Medical Systems

Siemens Healthineers

Johns Hopkins University, Baltimore, USA

Université de Wuerzburg, Allemagne

