

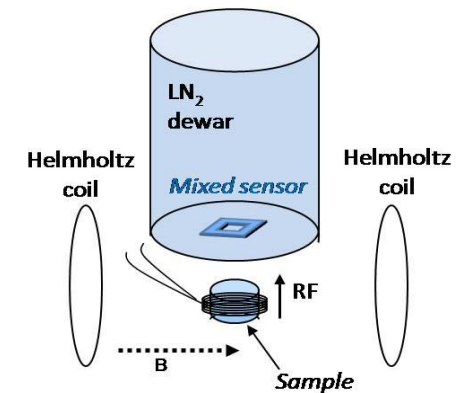
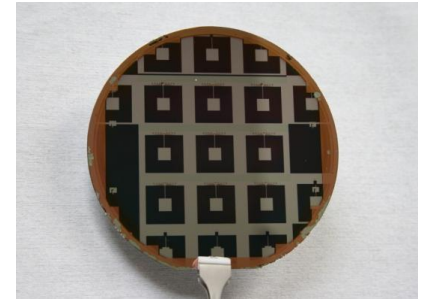
IRM bas champ

M. Pannetier-Lecoeur

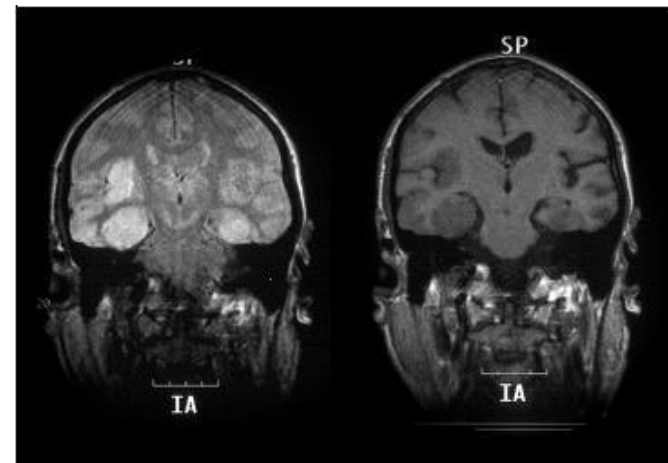
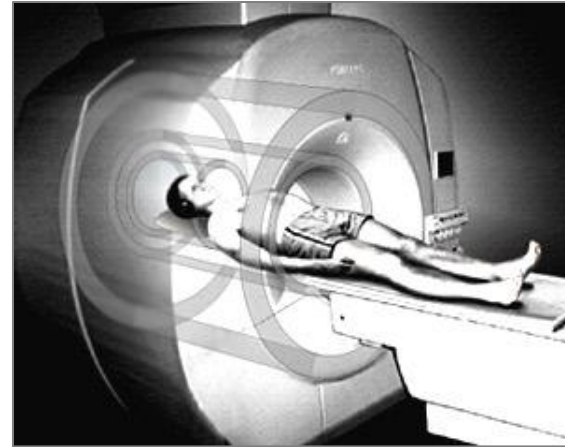
Service de Physique de l'Etat Condensé

CEA-Saclay

- L'IRM à bas champ
- Les capteurs pour l'IRM bas champ
- Les contrastes
- Perspectives



- Technique d'imagerie basée sur la résonance magnétique nucléaire des protons
- Environ 30000 systèmes commerciaux
- Standards à 1.5T, développement à 3T et plus
- Systèmes assez volumineux et relativement fermés, d'un coût assez élevé (1.5M€)



Systèmes moins couteux, plus transportables

- Champs faibles => bobines non supraconductrices
- Pas de problème d'approvisionnement en hélium

Moins d'artéfacts à bas champ et basse fréquence

Le corps humain est conducteur $\Rightarrow$ Déformations d'image aux champs intenses

Pièces métalliques (implants) $\Rightarrow$ Déformation du champ local



Contraintes moins importantes pour les patients

- Géométrie ouverte (claustrophobie)
- Gradients faibles : pas de nuisance sonore (IRM du nourrisson)
- Pacemaker : sécurité impose $B < 5\text{mT}$
- Prothèses métalliques compatibles avec faibles fréquences

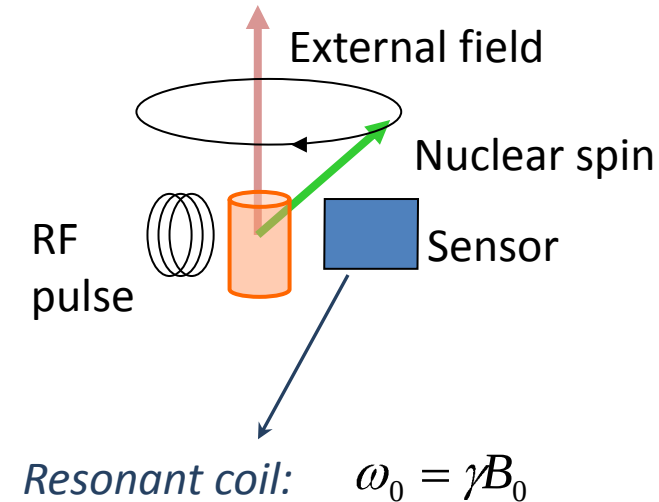
- Signaux plus petits (proportionnels à la fréquence)
- Sensibilité des bobines décroissante avec la fréquence

$$M = M_0 \cos \omega_0 t = \frac{N\gamma\hbar^2}{4kT} \omega_0 \cos \omega_0 t$$

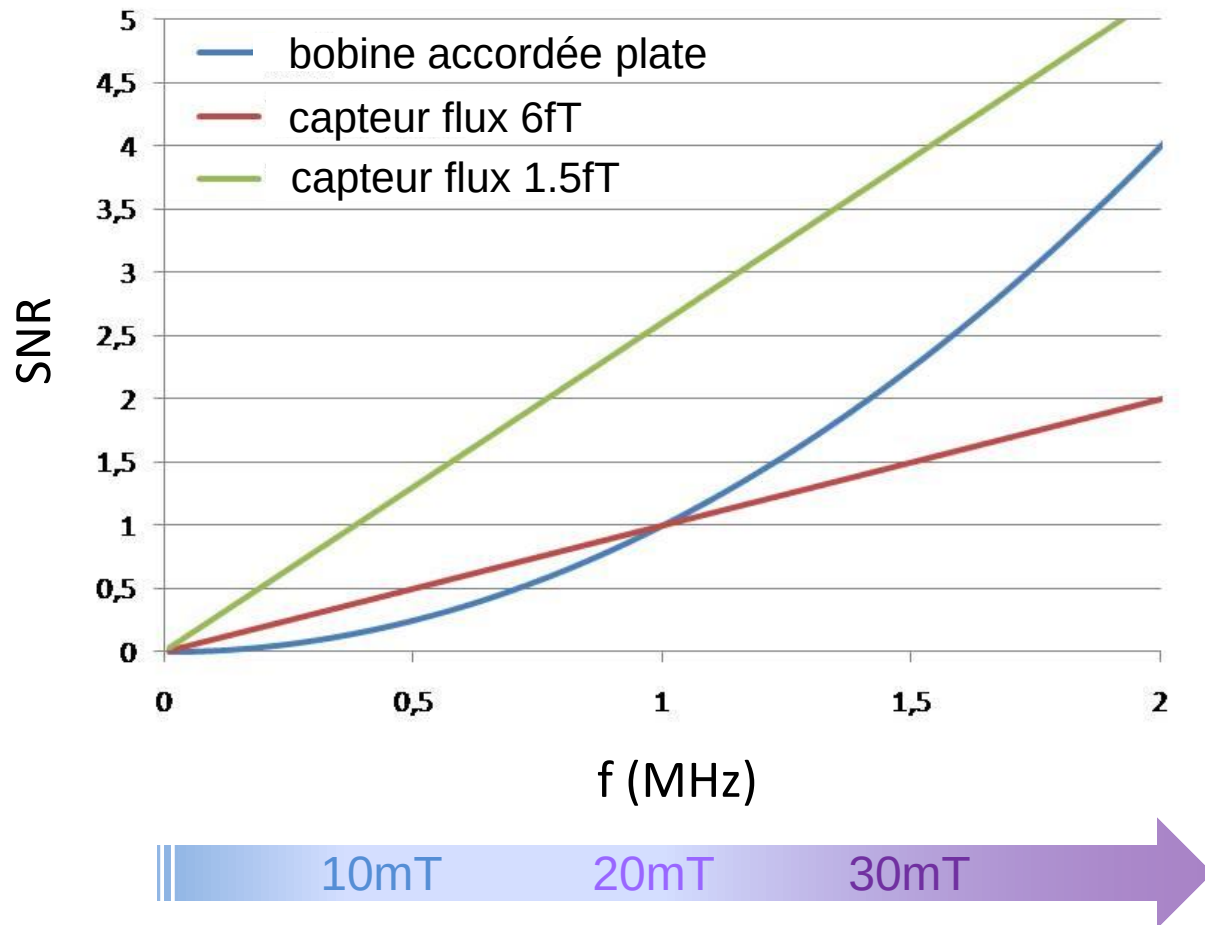
$$\text{signal} \propto \frac{d\phi}{dt} = \frac{d}{dt} \langle M_x S \rangle = \left[\frac{N\gamma\hbar^2}{4kT} S \right] \omega_0^2 \sin \omega_0 t \propto \omega_0^2$$

→ **Nécessité d'utiliser d'autres capteurs, de sensibilité indépendante de la fréquence.**

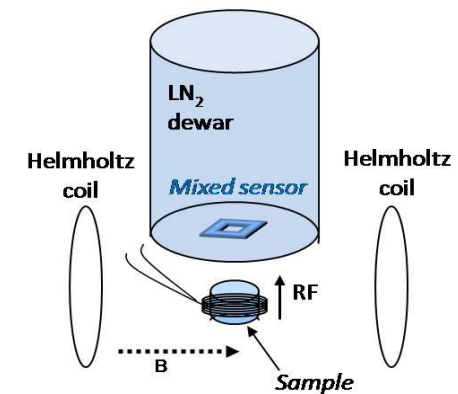
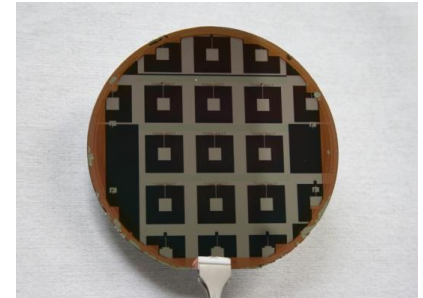
$$\text{signal} \propto \phi = M_x S = \left[\frac{N\gamma\hbar^2}{4kT} S \right] \omega_0 \cos \omega_0 t \propto \omega_0$$



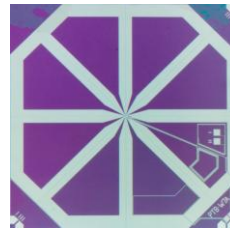
RMN classique = détection de la résonance par bobine accordée



- L'IRM à bas champ
- Les capteurs pour l'IRM bas champ
 - Caractéristiques requises
 - SQUIDS
 - Capteurs mixtes
- Les contrastes
- Perspectives



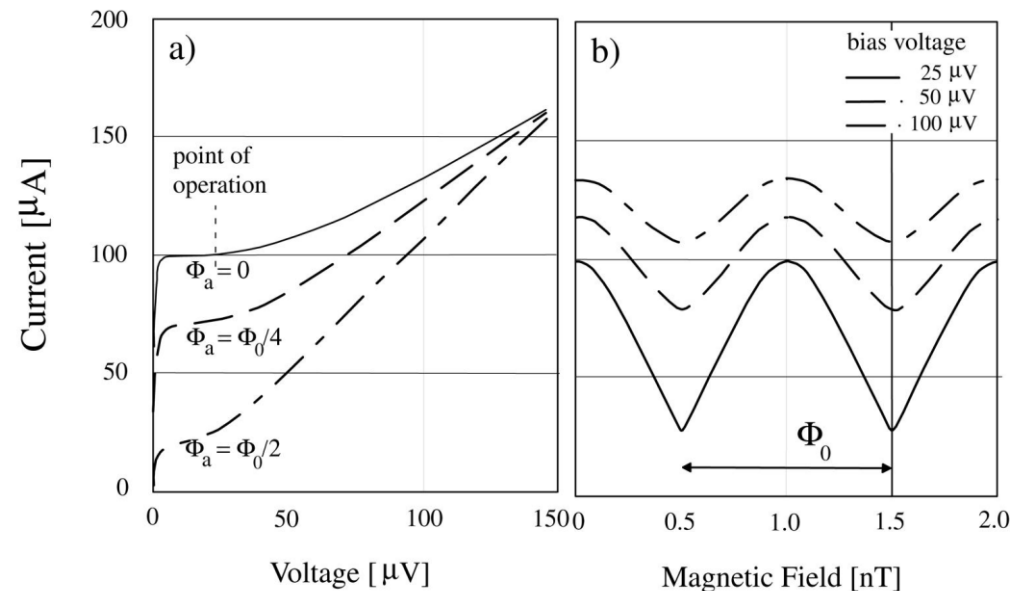
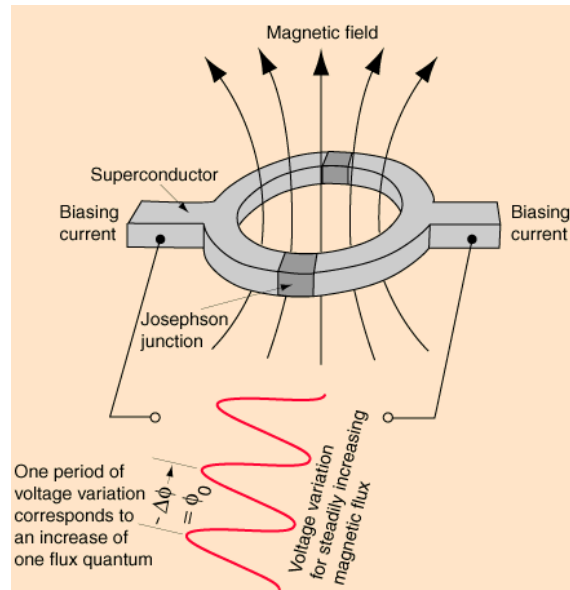
- Sensibilité = femtotesla
- Sensibilité à basse fréquence ($< \text{MHz}$)
- Réponse indépendante de la fréquence



- Candidats :
 - **SQUIDS**
 - **Capteurs mixtes**
 - Magnétomètres atomiques

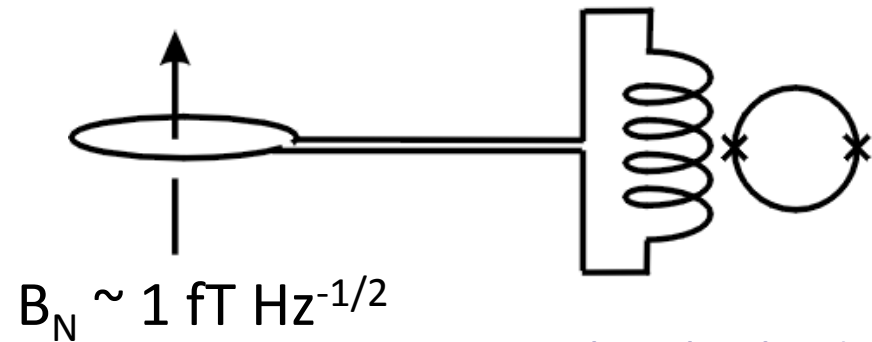
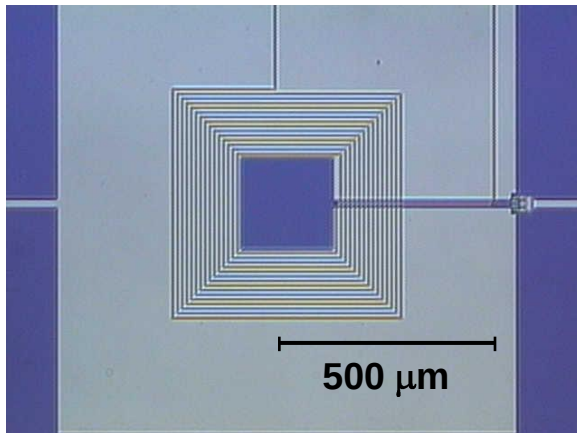
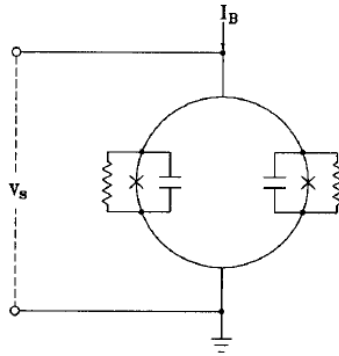
SQUIDS=dispositifs supraconducteurs basés sur l'effet Josephson (1962)

Un champ magnétique appliqué à la boucle crée un déphasage entre les deux bras, qui se traduit par l'apparition d'une tension aux bornes du SQUID.



Lounasmaa & Seppä

La sensibilité est proportionnelle à la surface de la boucle :
pour 4cm^2 , elle est d'environ $1\text{fT}/\text{VHz}$.

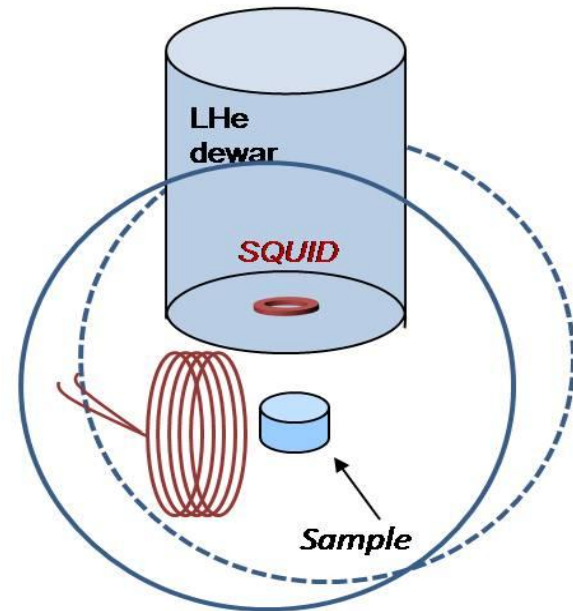
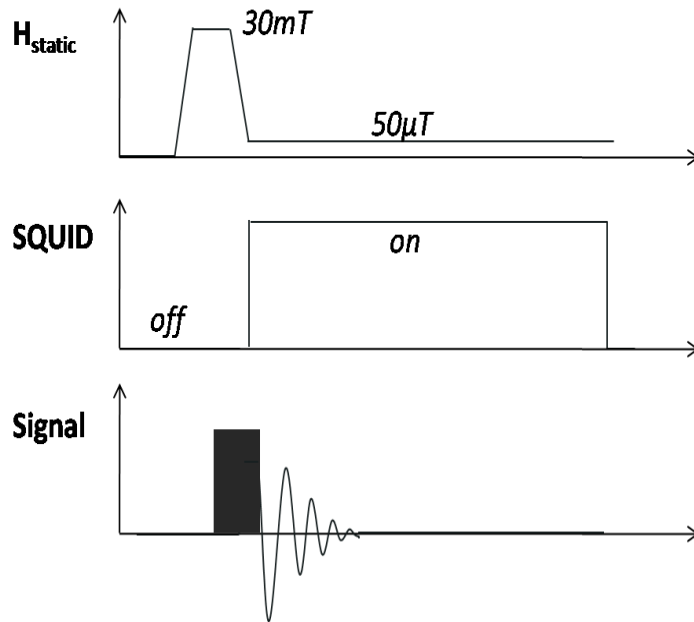


Flux-locked
SQUID

$$M \propto \frac{N\gamma^2 \hbar^2}{4kT} B_0$$

$$V \propto M \propto B_0$$

=> Capteur de flux de très grande sensibilité et de réponse plate en fréquence



- Champ de prépolarisation (quelques mT – 30mT)
- Mesure en champ faible ou très faible ($50\mu\text{T}^*$ – 100nT^{**})
- Pas de pulse RF pour un FID simple (B_{mes} perp. à B_{prepol})

*Berkeley, LANL

**PTB

-Avantages :

- Signal assez grand
- Pas d'homogénéité de champ requise pour la prépolarisation

-Inconvénients:

- Nécessité de travailler en environnement blindé
- Perte d'une petite partie du signal pendant la baisse du champ de polarisation (blanking du SQUID)
- Séquences sophistiquées de RMN non applicables

$$1/\pi T_2 \approx \Delta f' = (\gamma/2\pi) \Delta B = (\gamma/2\pi)(\Delta B/B)B \propto B$$

pour une inhomogénéité relative donnée $\Delta B/B$

- Haut champ ($\sim 20\text{T}$) :

1Hz de largeur $\Rightarrow$ 1 pour 10^9 d'homogénéité (shimming nécessaire).

- A bas champ ($\sim 50 \mu\text{T}$)

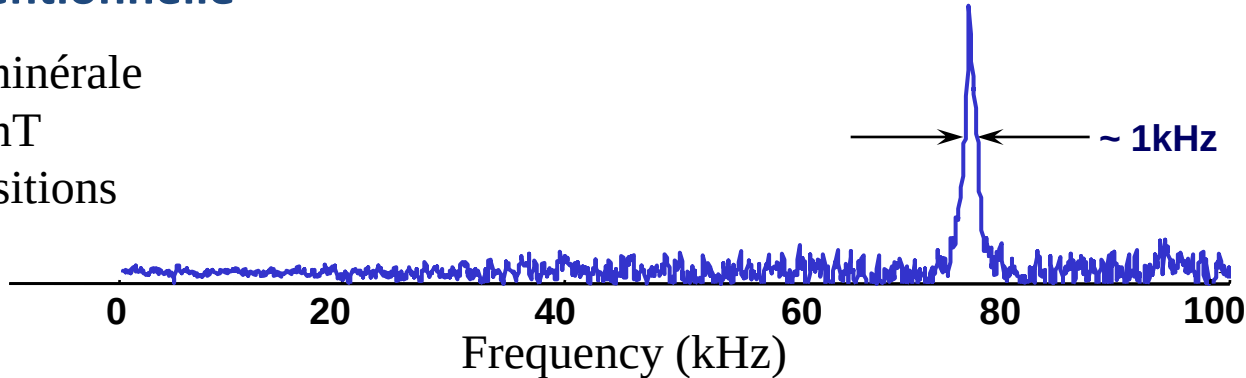
1Hz de largeur $\Rightarrow$ 1 pour 2000 d'homogénéité

• RMN conventionnelle

5 ml huile minérale

$B_0 = 1.8 \text{ mT}$

10,000 acquisitions



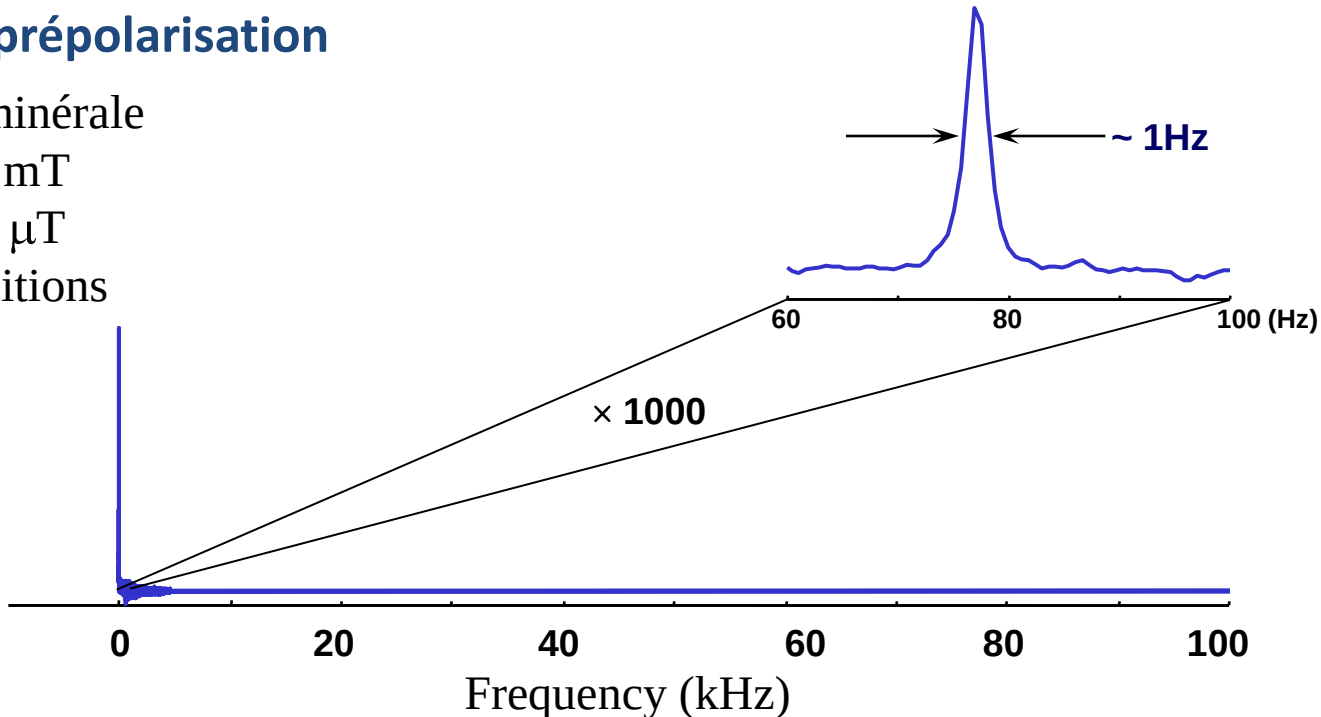
• RMN avec prépolarisation

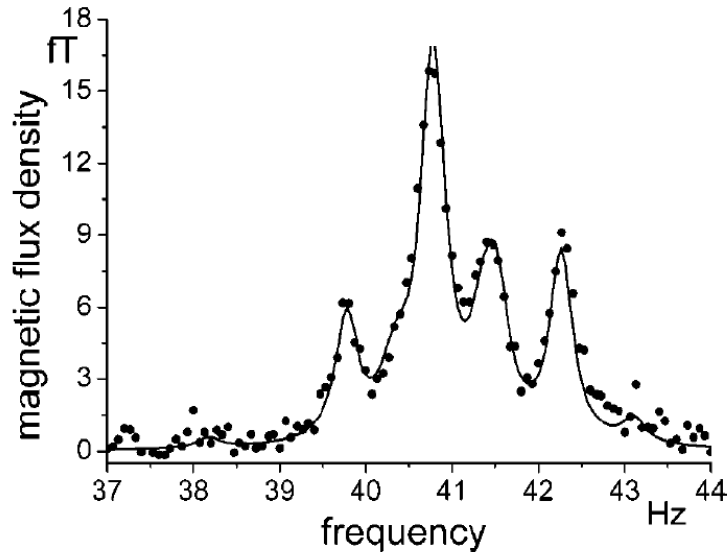
5 ml huile minérale

$B_p = 1.8 \text{ mT}$

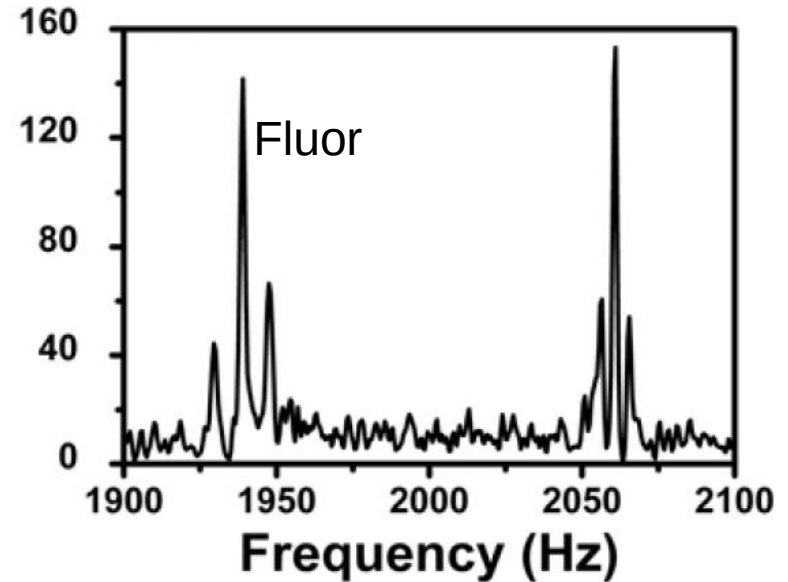
$B_0 = 1.8 \mu\text{T}$

100 acquisitions



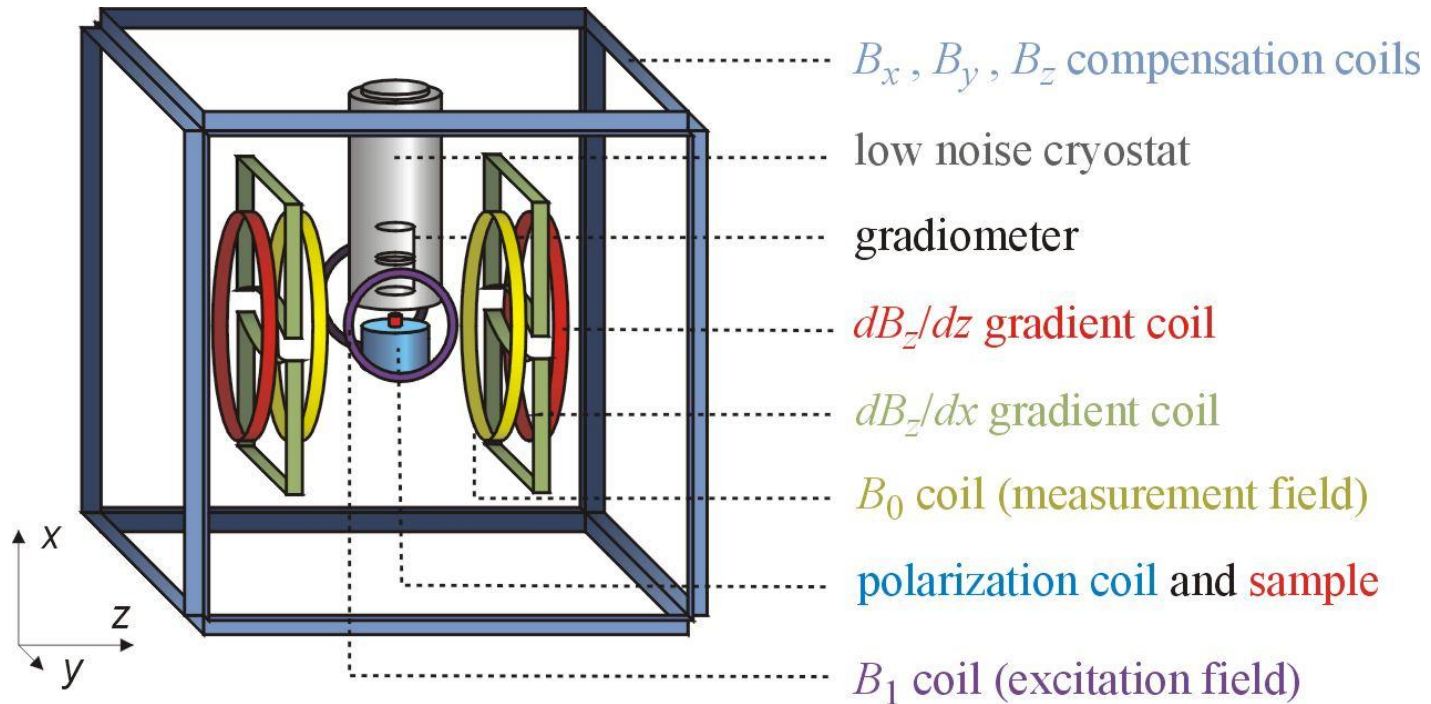


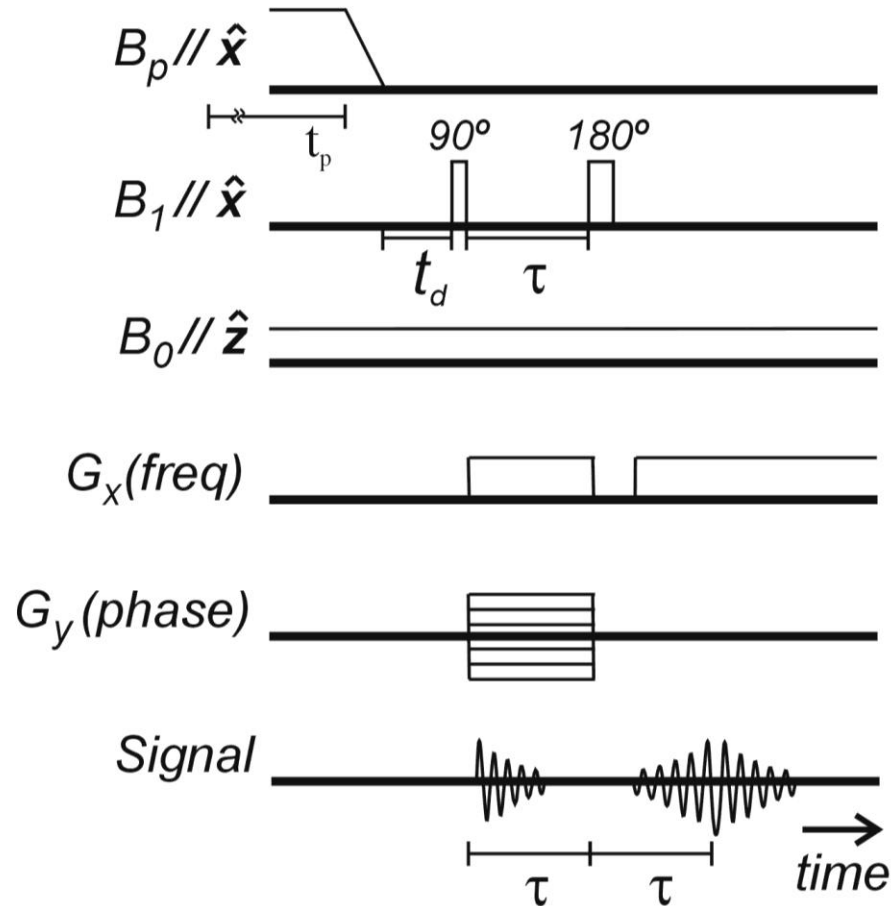
Linewidth 0.34 Hz @993nT
PTB Shielded room
Bernarding *et al.* JACS (2006)



SQUID haut- T_c @48.4 μT
Qiu *et al.* *proc. EUCAS* (2008)

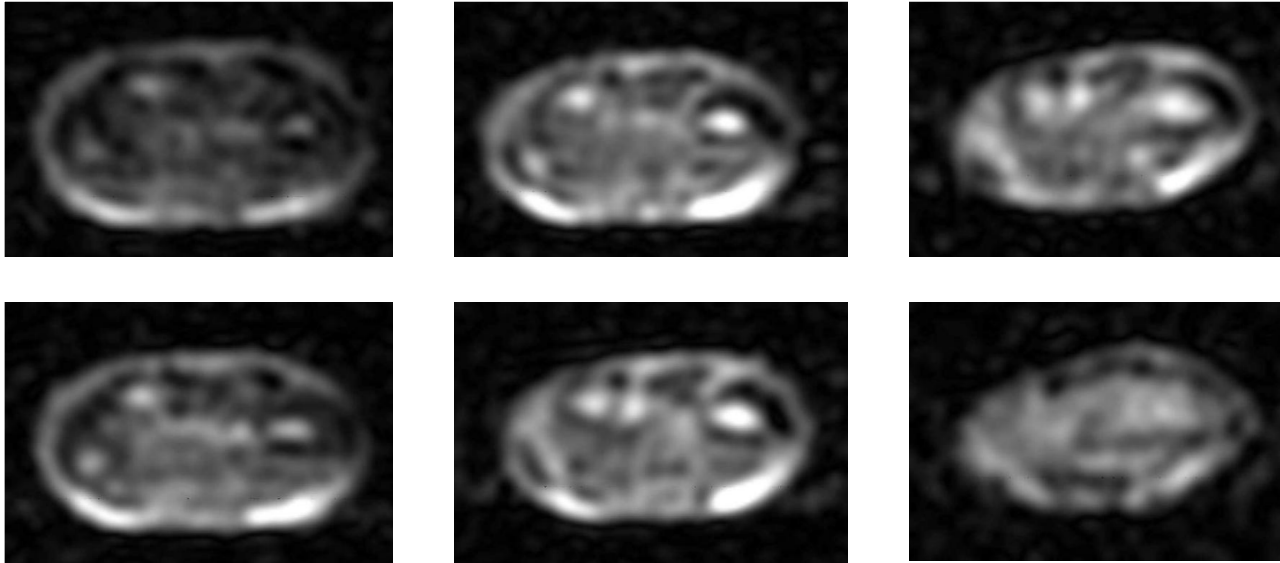
=> Haute résolution dans des microteslas





$$B_p = 50 - 300 \text{ mT}, t_p = 0.1 - 2 \text{ s}$$

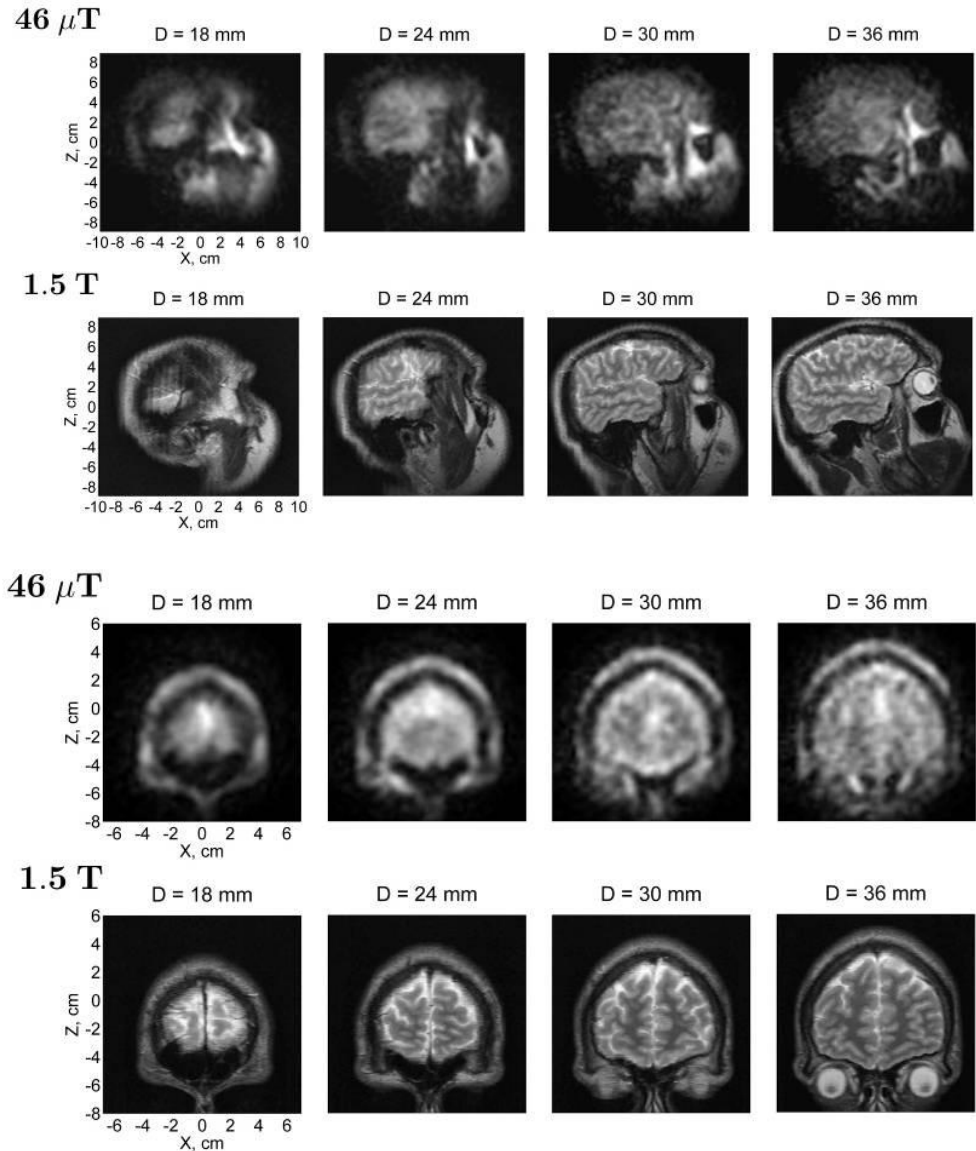
$$B_0 = 132 \text{ } \mu\text{T}$$

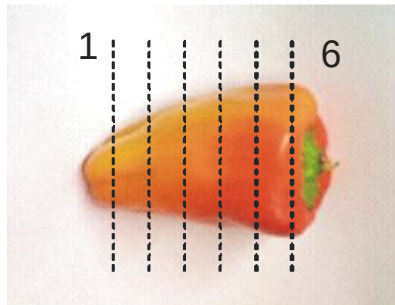
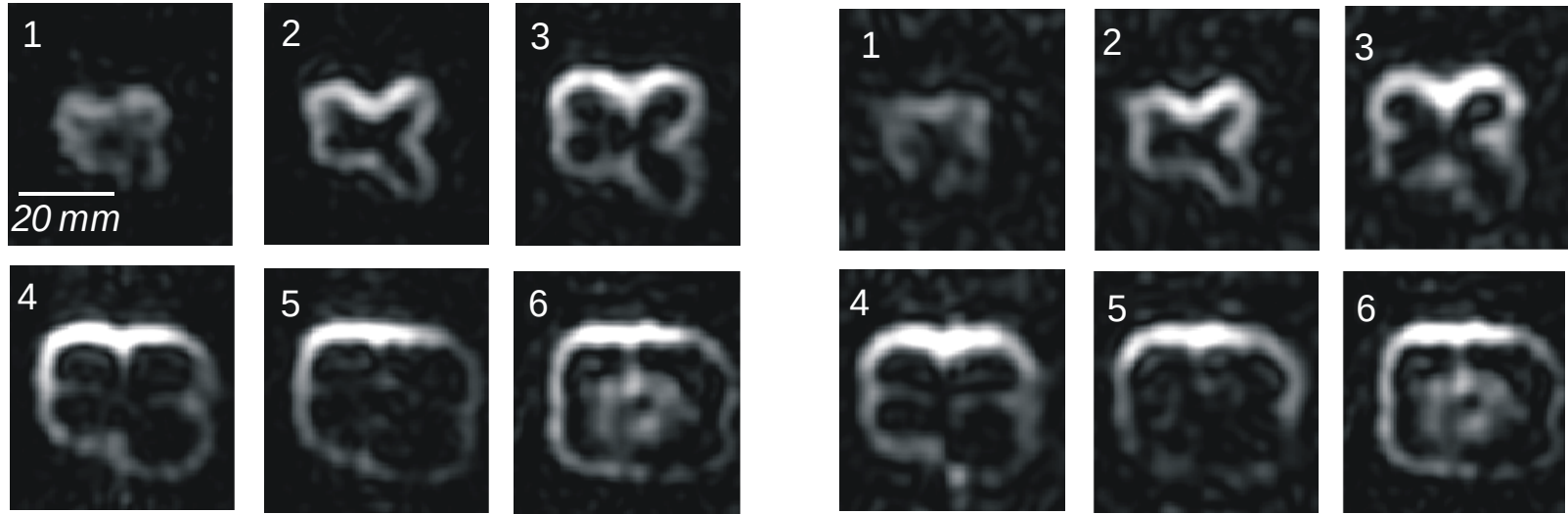


20 mm

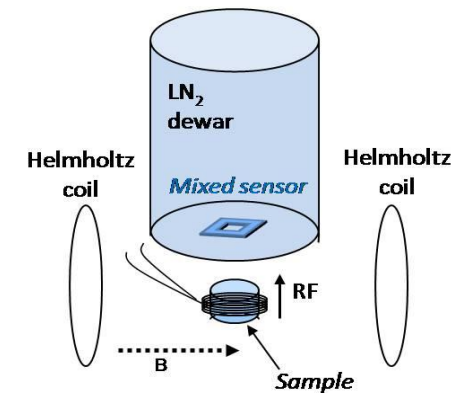
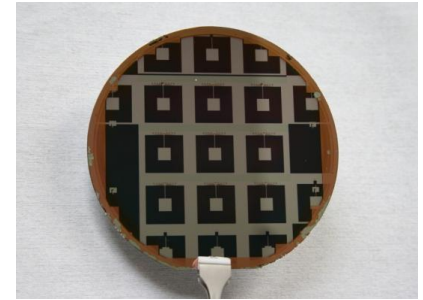
- $B_0 = 132 \mu\text{T}$
- $B_p = 40 \text{ mT}$
- Gradients: $150 \mu\text{T/m}$
- Temps acquisition : 6 min
- Epaisseur de la tranche : 10 mm
- Résolution dans le plan $\sim 2\text{mm}$

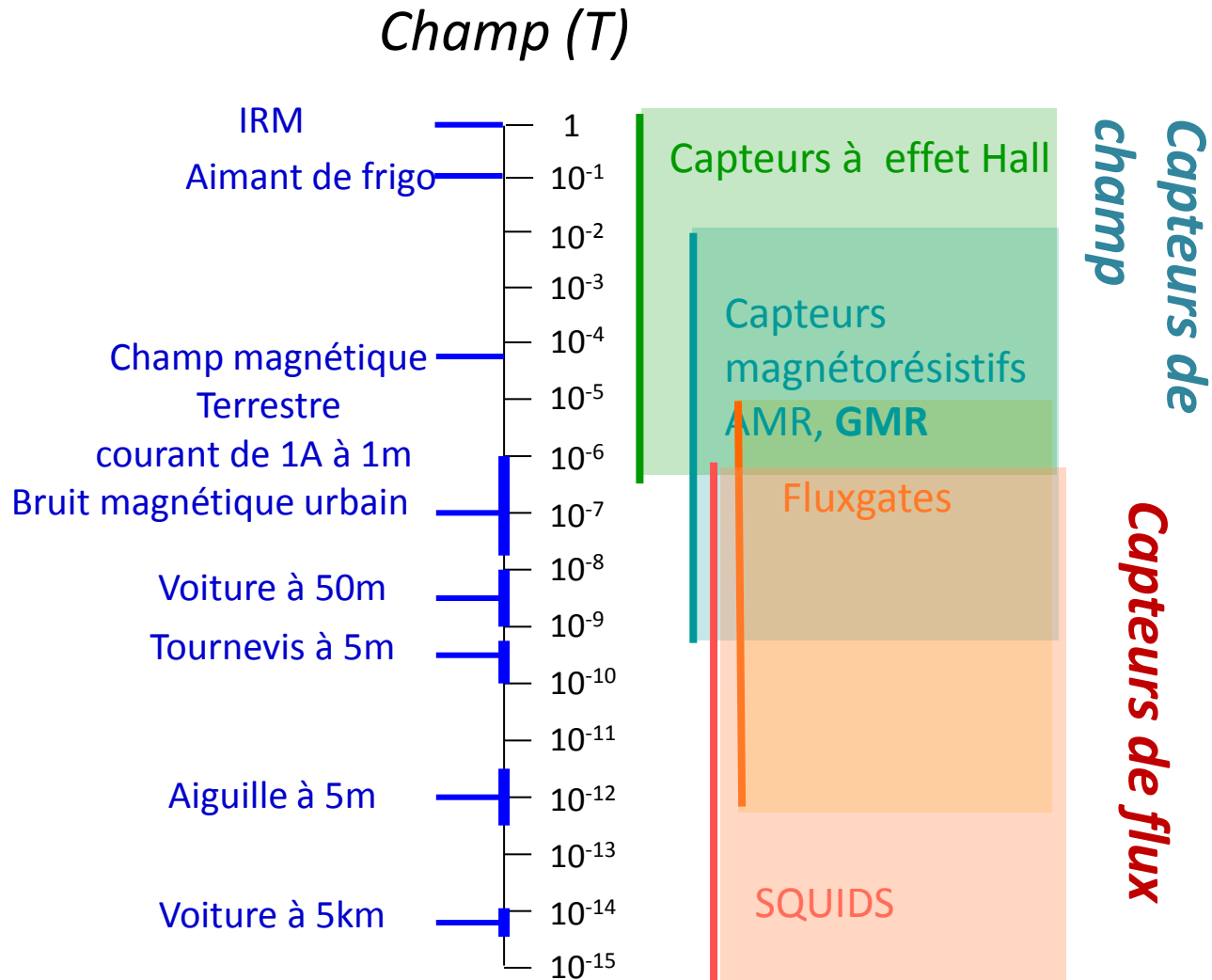
- Système 7 canaux
- $B_p = 30\text{ mT}$
- $B_0 = 46\mu\text{T}$
- Temps d'acquisition : 90 min par orientation
- Epaisseur de tranche 6 mm
- Résolution $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$

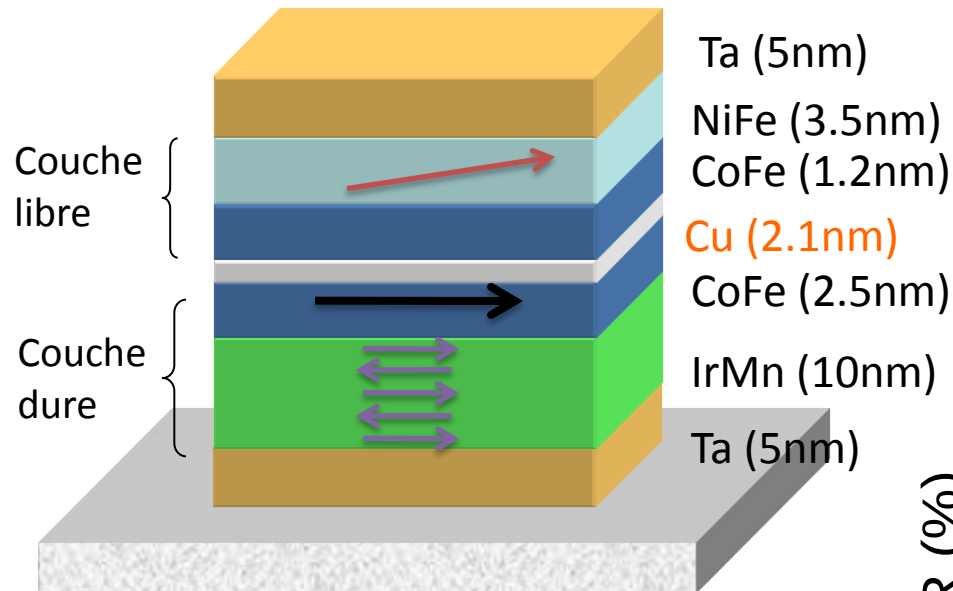




- L'IRM à bas champ
- Les capteurs pour l'IRM bas champ
 - Caractéristiques requises
 - SQUIDs
 - Capteurs mixtes
- Les contrastes
- Perspectives

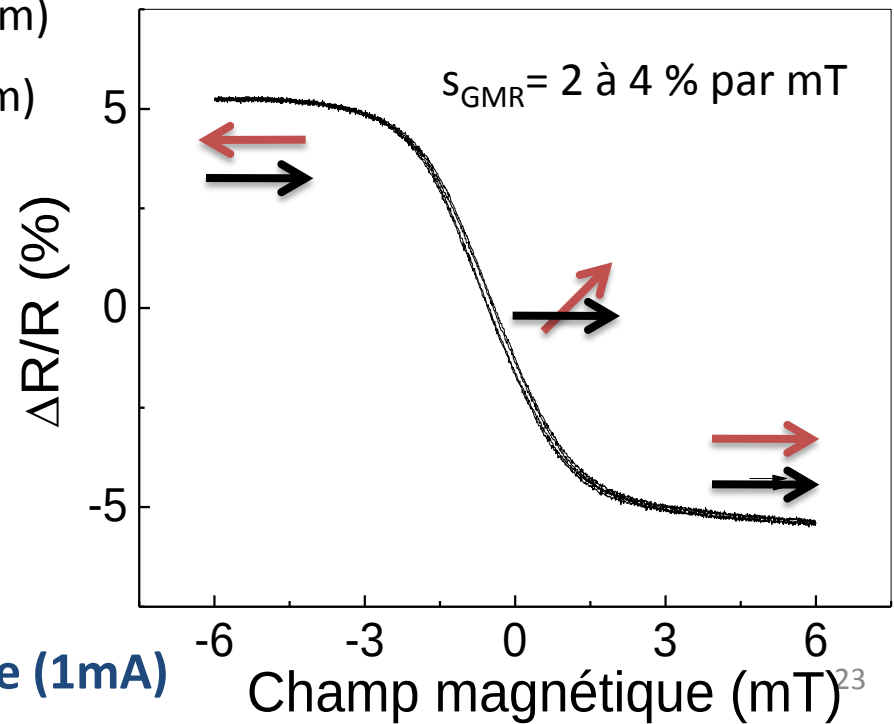
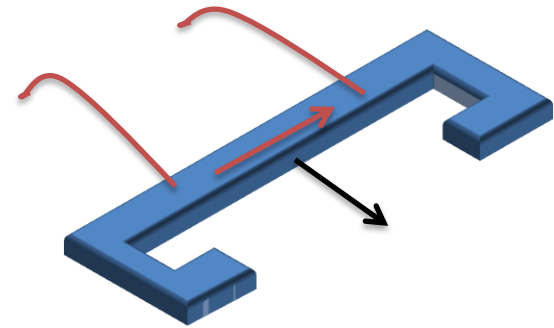




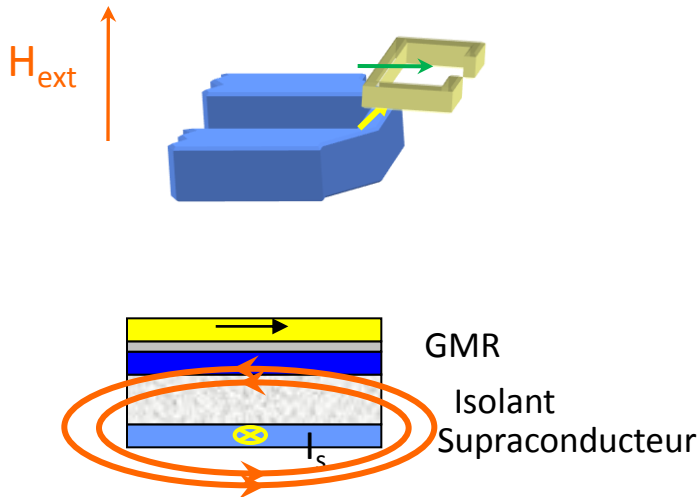
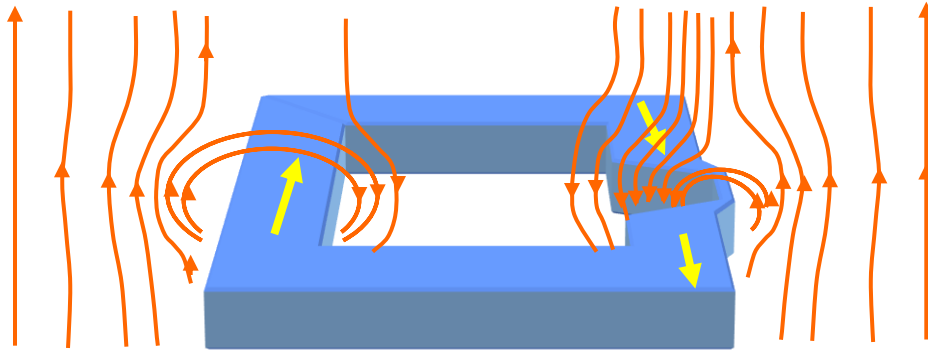
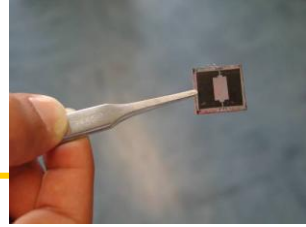


$$\text{Signal} \propto \frac{\Delta R}{R} \cdot R \cdot I$$

=> Sensibilité : 0.2nT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ à l'ambiante (1mA)

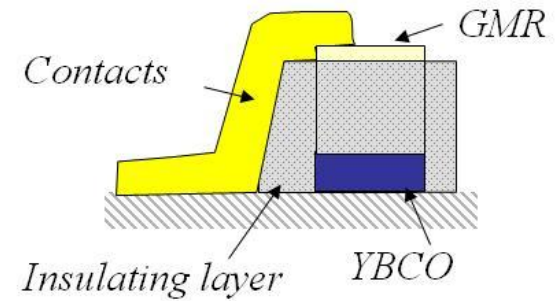
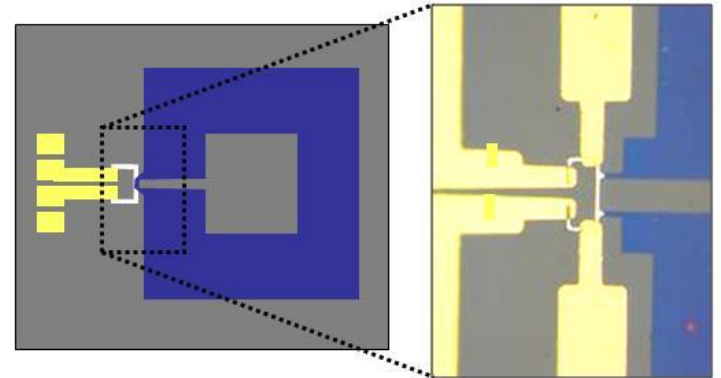


Capteurs mixtes : principe



Gain supérieur à 1000

*Dispositif à base de supraconducteur à haute température critique (YBaCuO)
Refroidissement à l'azote liquide*



Science **304**, 1648-1650 (2004)

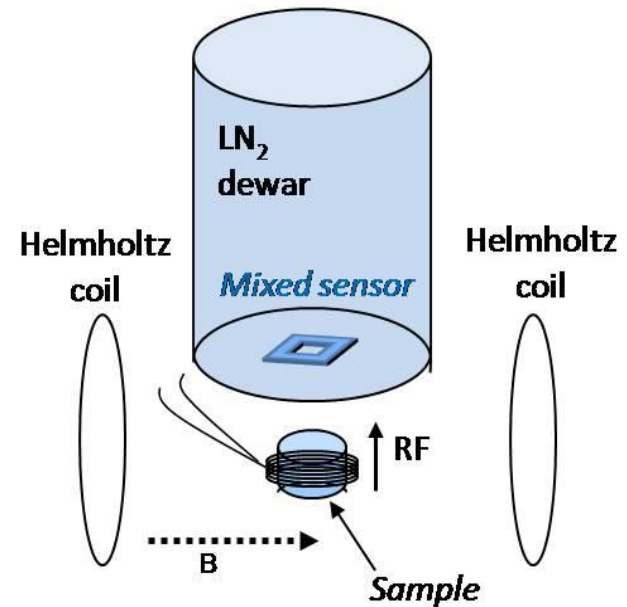
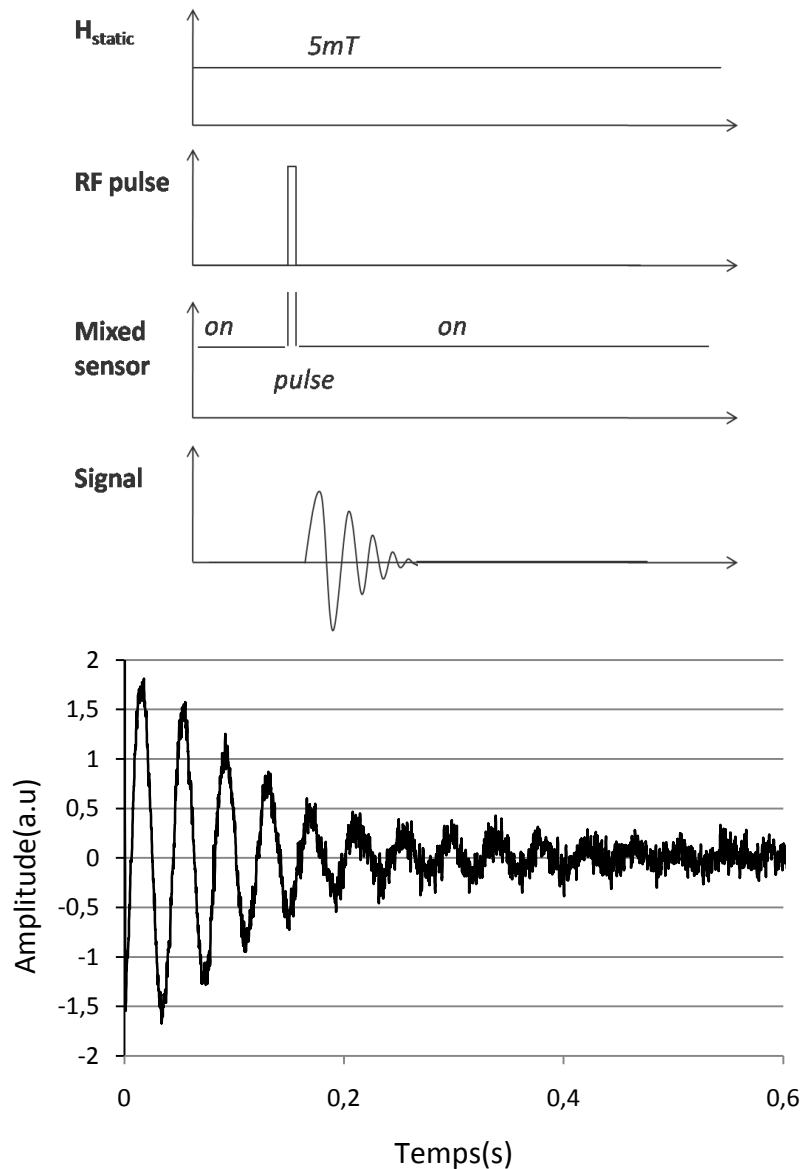
Partant d'une détectivité de **20pT/√Hz**, on combine :

- L' amplification du signal par un facteur 1000
 $20\text{fT}/\sqrt{\text{Hz}}$
- L'augmentation de la sensibilité de la GMR par un facteur 2
 $10\text{fT}/\sqrt{\text{Hz}}$
- La réduction du bruit par un facteur 10 avec la température

$$\Rightarrow 1\text{fT}/\sqrt{\text{Hz}}$$

Capteur	Gain mesuré	Surface (mm ²)	Courant maximal	Délectivité* à 77K (fT/vHz)	Délectivité* à 4K (fT/vHz)
Nb	108	7x7	1mA	n.a.	600
Nb	500	15x15	1mA	n.a.	140
YBCO	160	9x9	15mA	150	32
YBCO	600	17x17	10mA	25	5
YBCO	1300	25x25	10mA	8	1.5
SQUIDS	-	25x25	-	30 (Haut T _c)	1 (Bas T _c)

* Dans le bruit thermique



Acquisition simple à 314kHz (7.5mT) avec un capteur YBCO (77K) non accordé

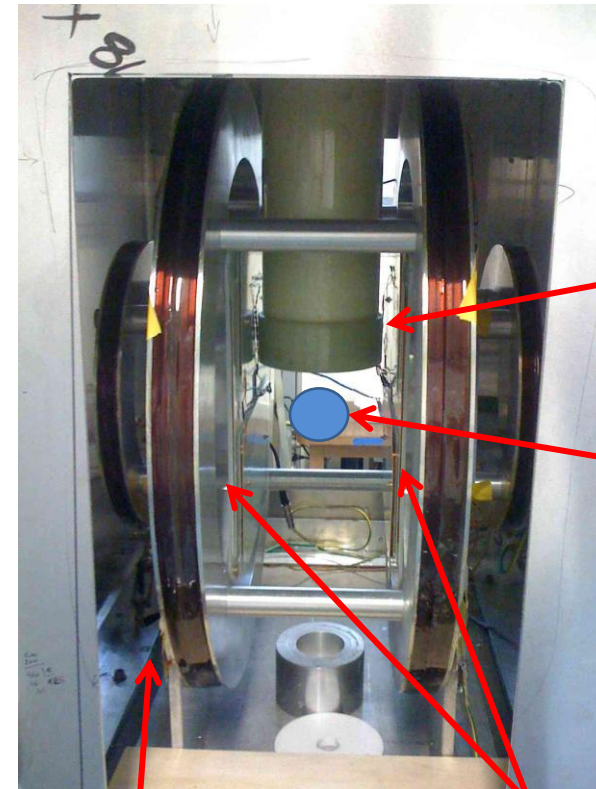
Homogénéité 10ppm

Correction de gradients statiques

Gradients pour l'IRM

Champ maximal 10mT

Excitation et détection non accordées



Cryostat

Echantillon

Aimant 4 bobines

Gradients

Thèse Hadrien Dyvorne

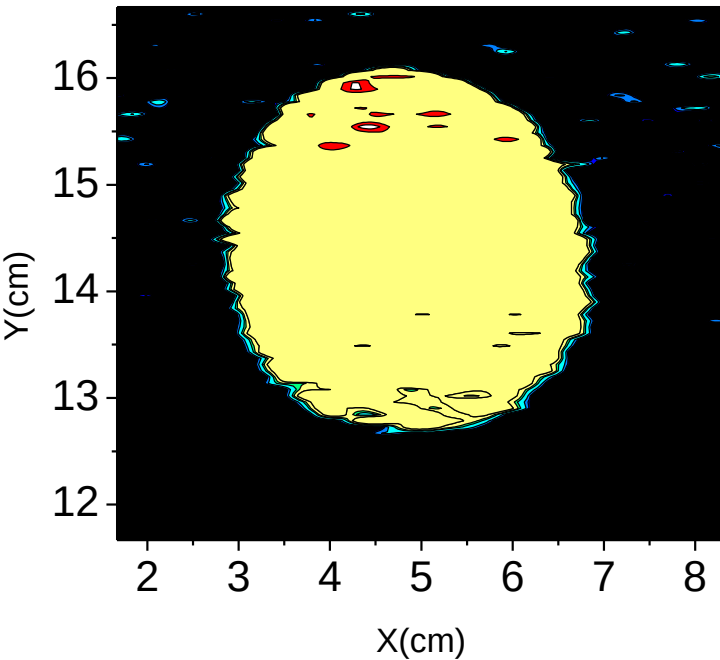
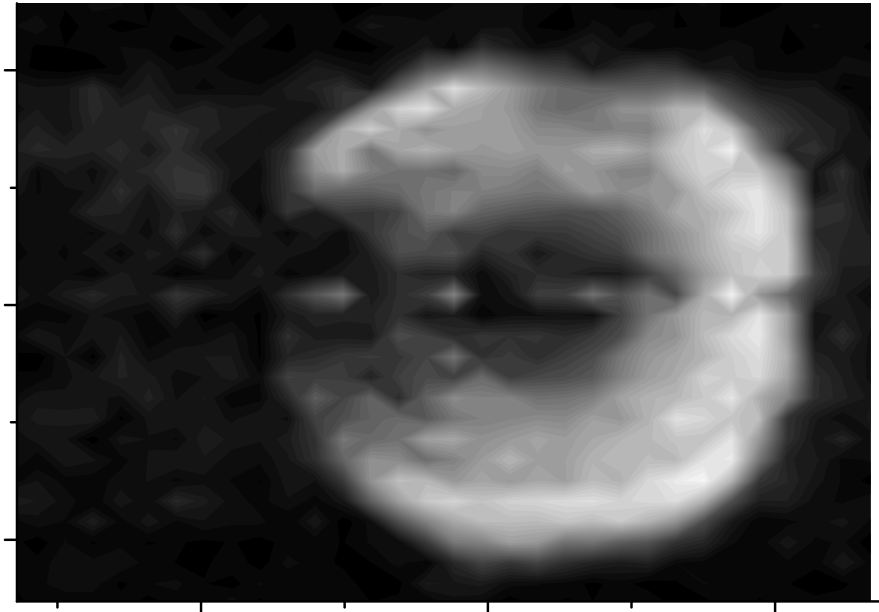
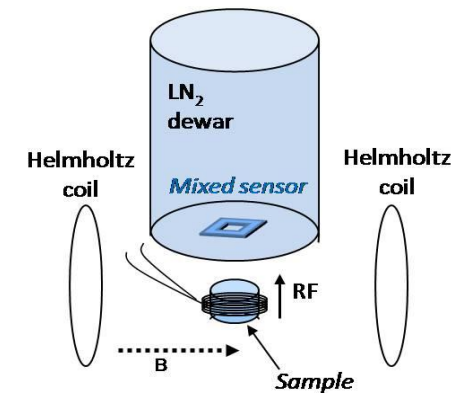
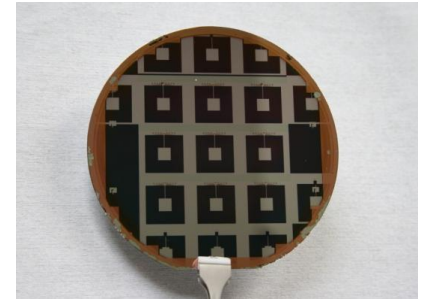


Image d'un tube d'eau
 $\phi = 30\text{mm}$

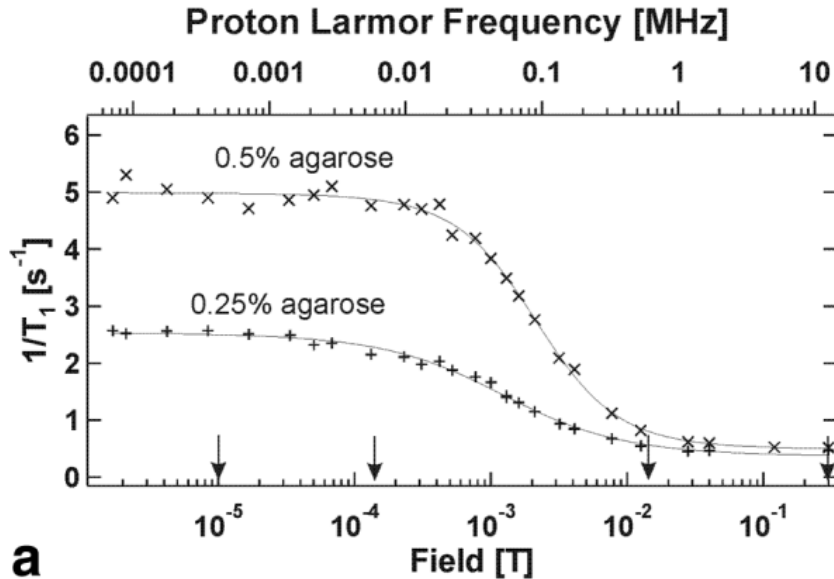


IRM 3D d'une pêche,
Résolution = mm^3
Temps d'acquisition total (3D) = 12 mn

- L'IRM à bas champ
- Les capteurs pour l'IRM bas champ
- Les contrastes
- Perspectives

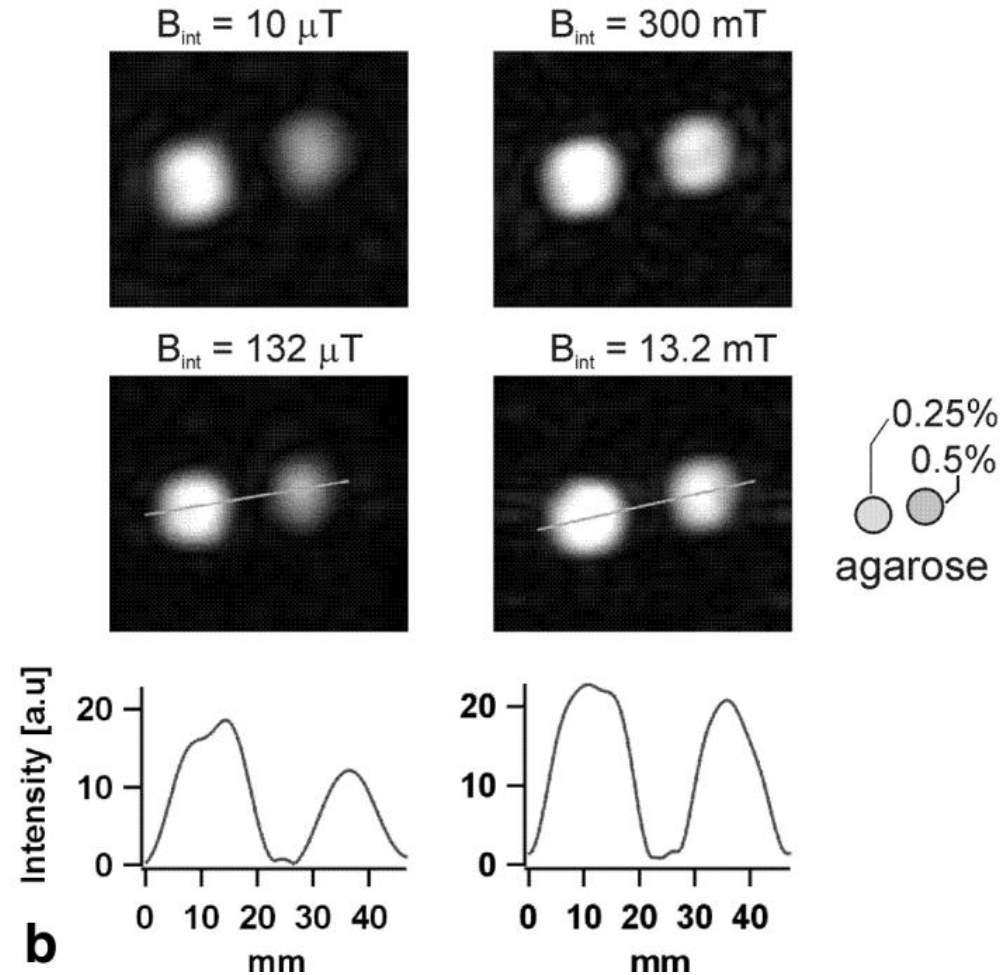


S. K. Lee et al, Magnetic Resonance in Medicine 53:9–14 (2005)



⇒ Mécanismes de couplage avec l'environnement différents

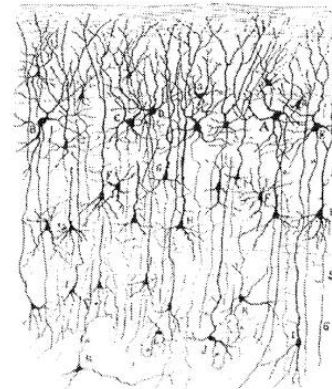
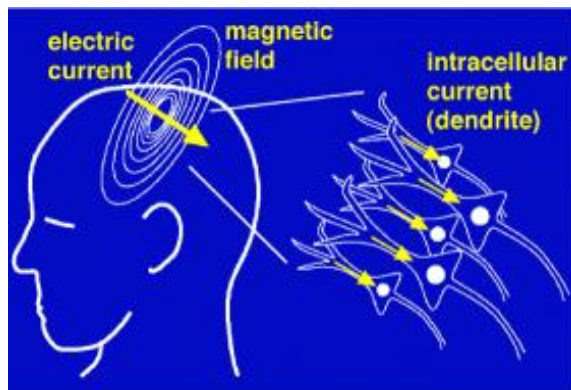
⇒ Nouveaux contrastes



Mesures ex-vivo (Berkeley)

Case #	% tumor	T ₁ (ms)	δ		Case #	% tumor	T ₁ (ms)	δ		Case #	% tumor	T ₁ (ms)	δ
1 A	2	85 ± 6	0.22		7 A	0	69 ± 8	0.36		13 A	0	56 ± 10	0.054
1 B	70	66 ± 6			7 B	20	44 ± 5			13 B	10	53 ± 1	
2 A	2	62 ± 9	0.081		8 A	0	78 ± 4	0.31		14 A	10	47 ± 4	-0.34
2 B	20	57 ± 2			8 B	20	70 ± 6			14 B	40	63 ± 3	
3 A	20	81 ± 6	0.36		8 C	90	54 ± 4	0.21		15 A	30	44 ± 3	0.068
3 B	80	52 ± 3			9 A	0	47 ± 7			15 B	60	41 ± 6	
4 A	0	54 ± 6	0.056		9 B	50	37 ± 3	0.090		16 A	25	62 ± 4	0.097
4 B	20	51 ± 4			10 A	0	56 ± 7			16 B	50	56 ± 8	
5 A	5	67 ± 4	-0.015		10 B	0	51 ± 4	0.17		17 A	0	47 ± 3	-0.19
5 B	20	68 ± 4			11 A	0	53 ± 4			17 B	30	56 ± 1	
6 A	0	62 ± 7	0.24		11 B	50	44 ± 4	0.040		18 A	0	57 ± 5	0.21
6 B	40	47 ± 4			12 A	5	75 ± 3			18 B	50	45 ± 2	
					12 B	5	72 ± 9						

- f-MRI haut champ : détection indirecte de l'activité cérébrale à travers le changement de flux sanguin durant l'activation (réponse hémodynamique)
- A bas champ :
 - Nouveaux mécanismes de couplage entre les spins et les neurones actifs
 - Mesure directe des courants neuronaux (Direct Neuron Imaging)
 - Le champ magnétique généré par les courants neuronaux agit sur la fréquence de précession (très petit shift en fréquence attendu mesurable uniquement à extrêmement bas champ*)



* R.H.Kraus et al, *NeuroImage* 39 (2008) 310–317

Le développement de capteurs de flux extrêmement sensibles a permis d'offrir des solutions adaptées à la RMN et à l'IRM (très) bas champ

Des systèmes sont actuellement testés basés sur les SQUIDs et les capteurs mixtes

Des images offrant une résolution inférieure au mm³ dans des champs <10mT (sans prépolarisation)

La combinaison de ce type d'imagerie avec des mesures biomagnétiques permettront d'obtenir sur une même plateforme des informations anatomiques et fonctionnelles directes

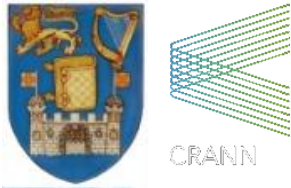
Il reste à développer et adapter des techniques d'acquisition d'images (multi-antennes, multi-slicing, etc...) pour améliorer les qualités d'images à très bas champ.

SPEC Groupe Nano-Magnétisme

Claude Fermon
Jacques-François Jacquinot
Gérald Le Goff
Grégory Cannies
Rubén Guerrero
Natalia Sergeeva-Chollet
Hedwige Polovy
Hadrien Dyvorne
Aurélié Solignac



TRINITY COLLEGE DUBLIN



John Clarke (Berkeley)

SENS*i*TEC
MagneToResistive Sensors

**Microsystems &
Nanotechnologies**

INESC MN

MEGMRI

THEVA