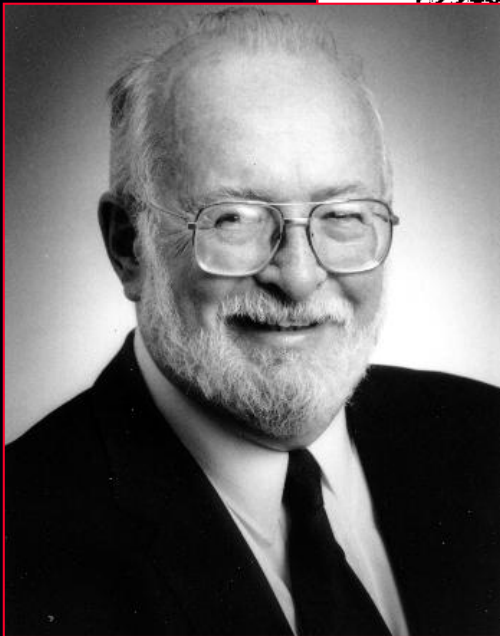


Historique de la Résonance Magnétique Nucléaire

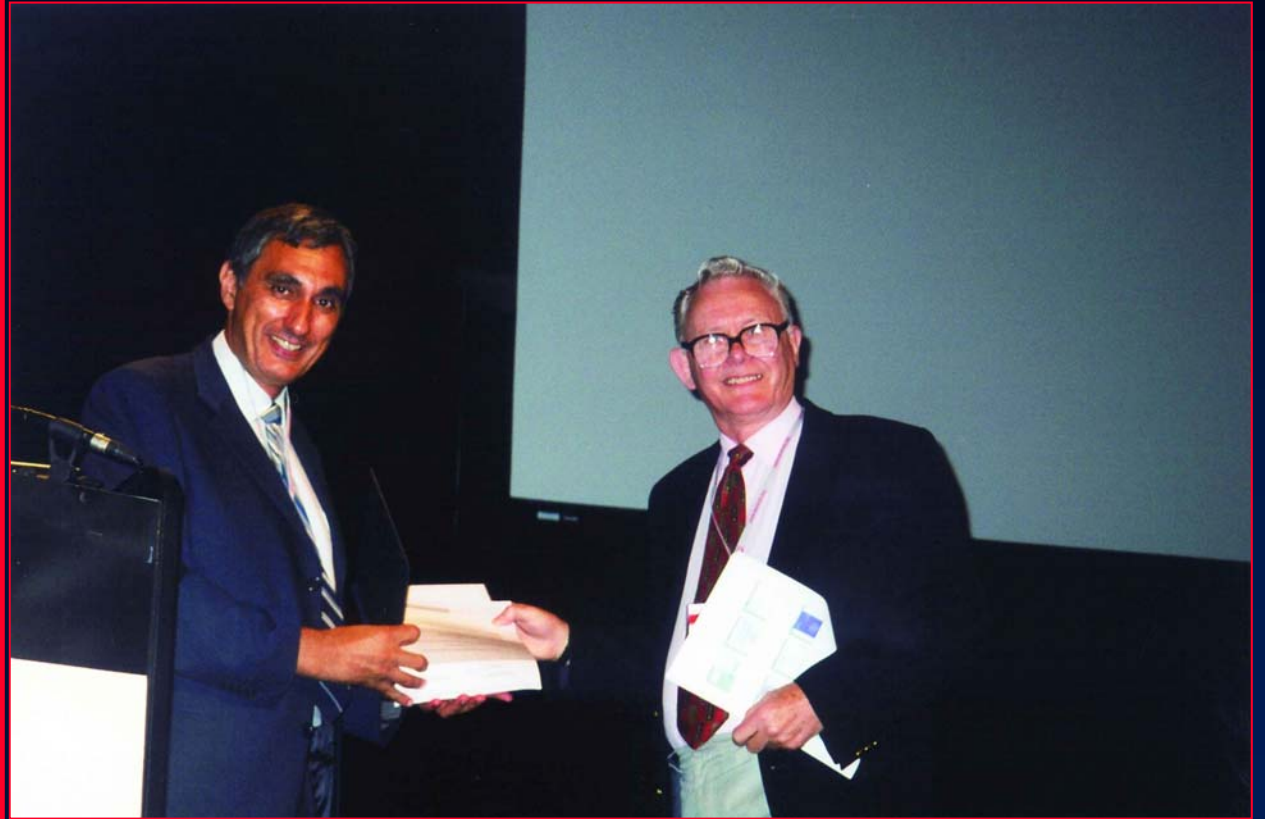
- 1933 : Stern et al. découvrent que le proton a un moment magnétique .
- 1938 : Rabi met en évidence l'interaction d'ondes électromagnétiques et des noyaux sur des faisceaux d'atomes. Création du terme "Résonance Magnétique Nucléaire"
- 1946 : Description de la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) sur des échantillons d'eau ou de paraffine, indépendamment par F. Bloch (Côte ouest) et E. Purcell (Côte Est). Prix Nobel en 1952
- 1950 : Procter et Yu découvrent le décalage de fréquence en fonction de l'environnement moléculaire. La RMN devient un outil de chimie analytique.
- 1971 : Damadian propose d'utiliser la RMN en Médecine pour différencier les tumeurs malignes des tumeurs bénignes

1973 : Première image (P.C. Lauterbur, Nature)
Prix Nobel de Médecine 2003



1977 : Premières images humaines : doigt

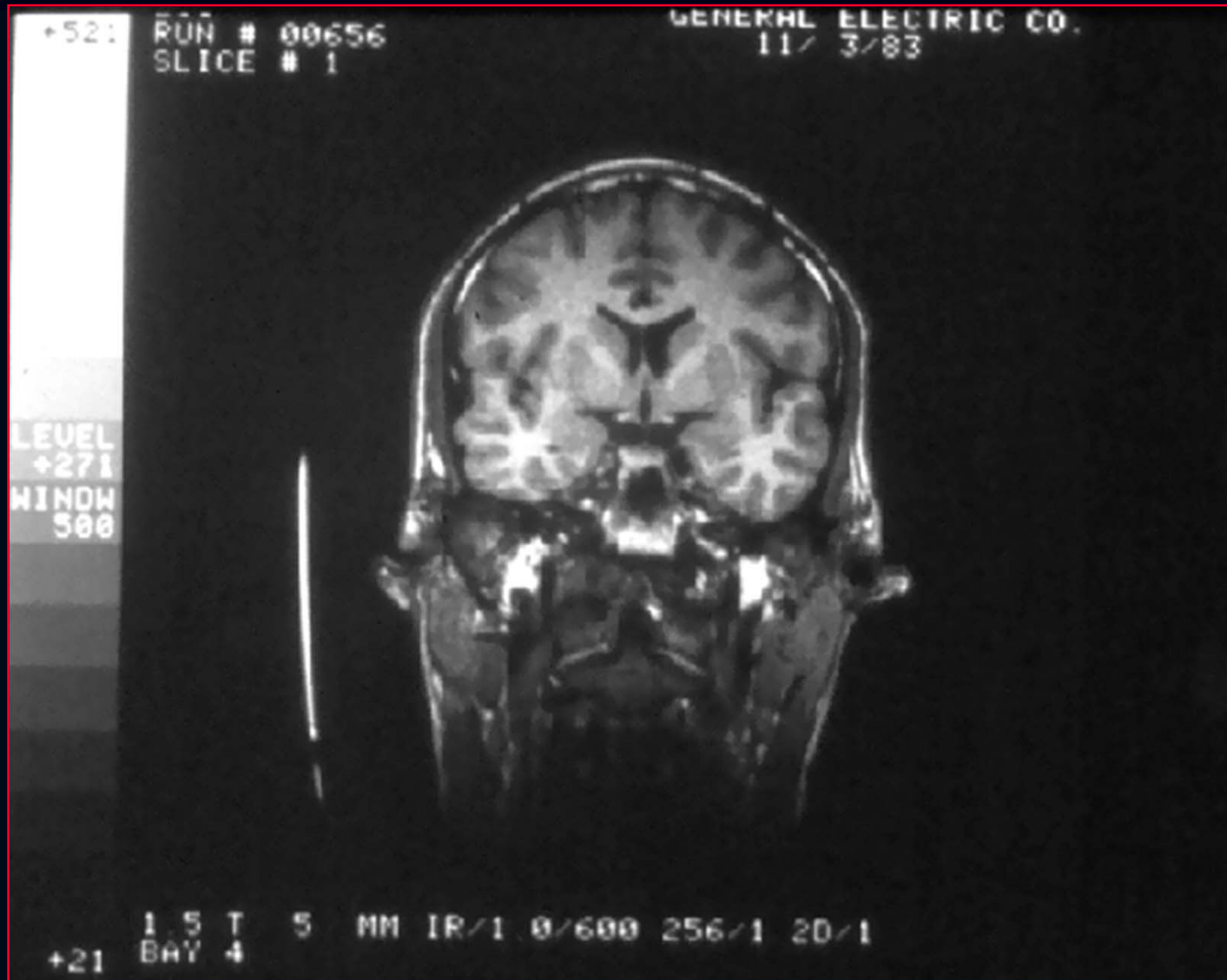
Mansfield et al. Br. J. Radio., 1977, Prix Nobel de Médecine 2003



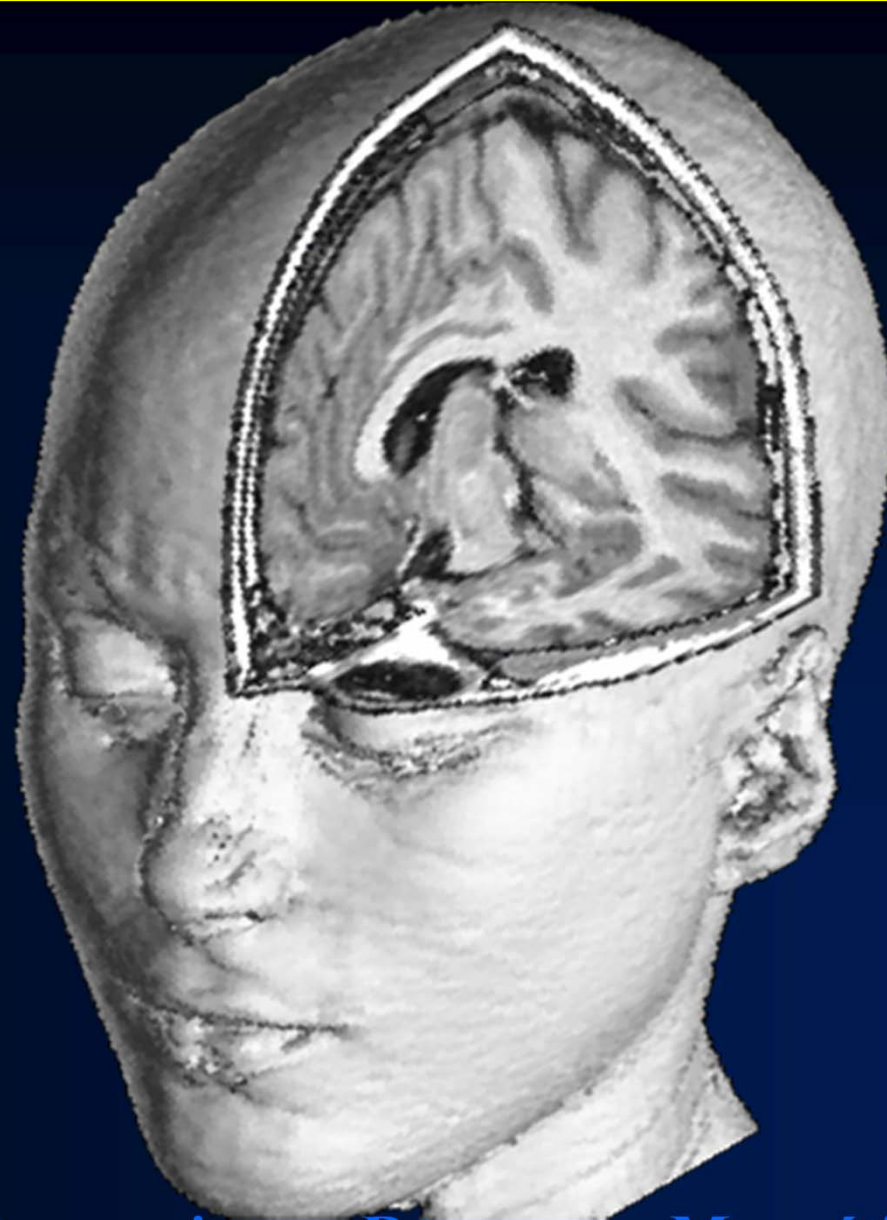
1979 : Premières images en multiples incidences : Moore et al.



1983 : Premières Images à 1,5 teslas (General Electric)



Acquisition tridimensionnelle



L'Imagerie par Résonance Magnétique

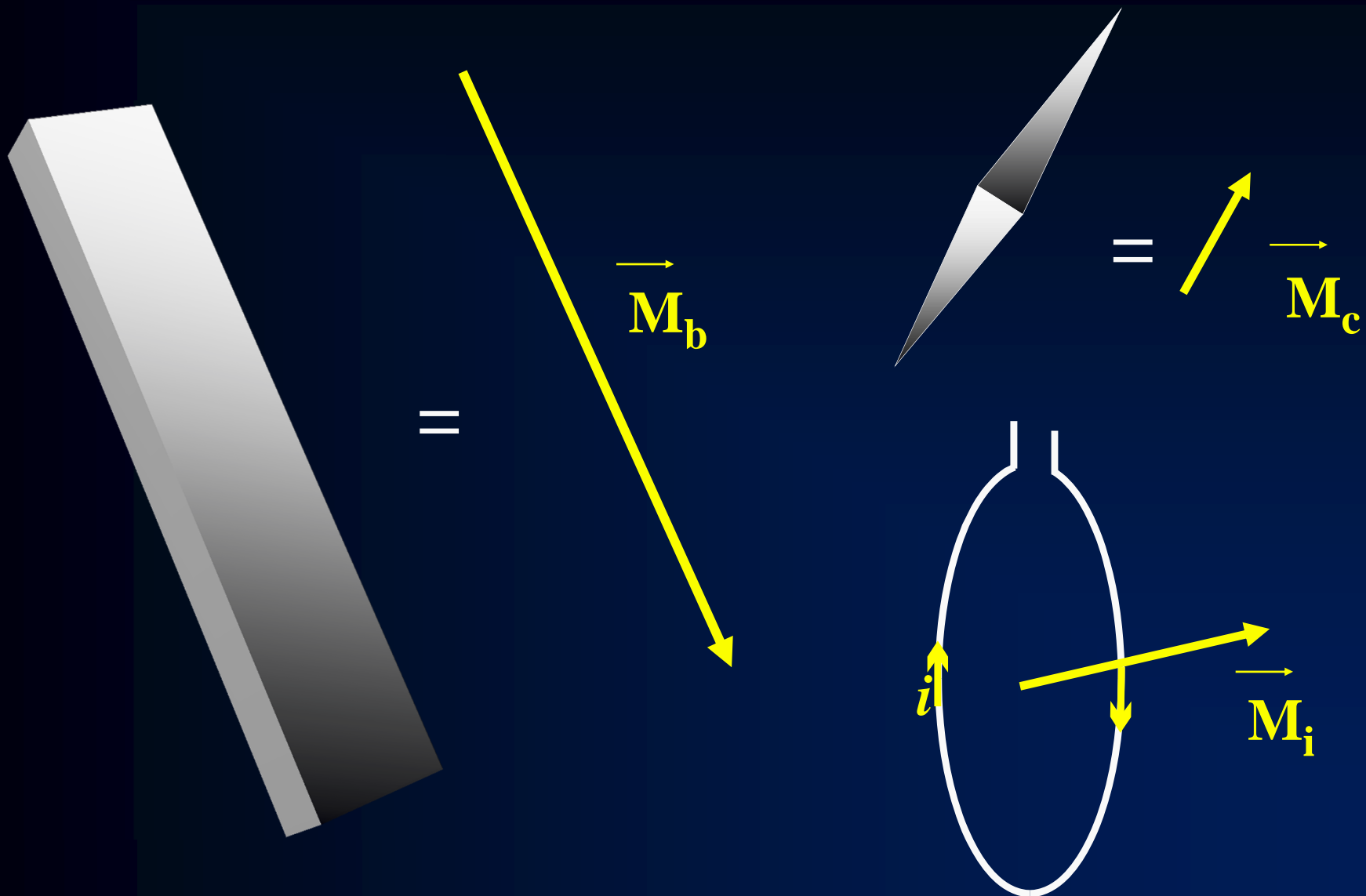
I. Résonance Magnétique Nucléaire (RMN)

II. Spectroscopie par Résonance Magnétique (SRM)

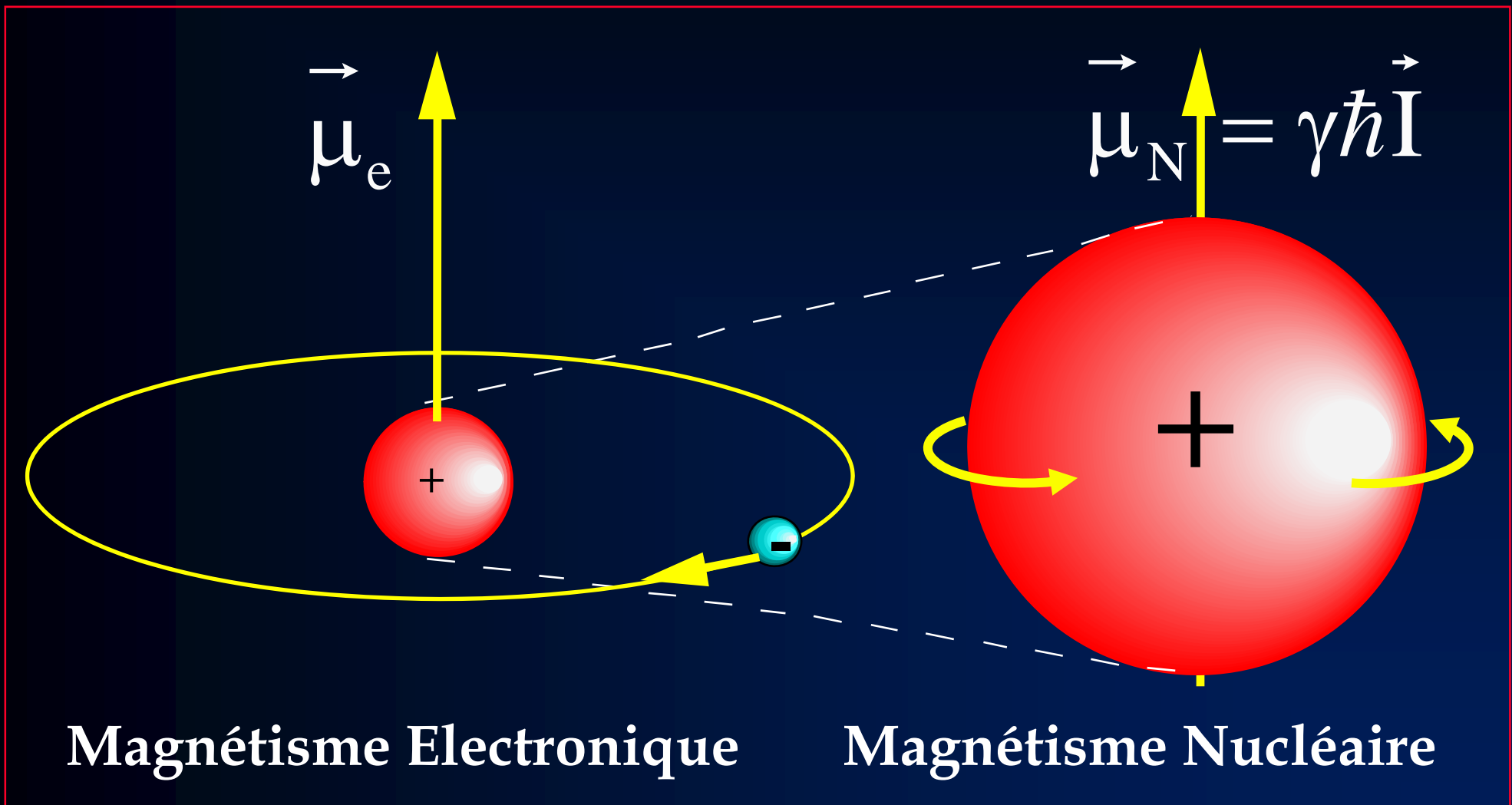
III. Localisation du signal

IV. Imagerie spectroscopique

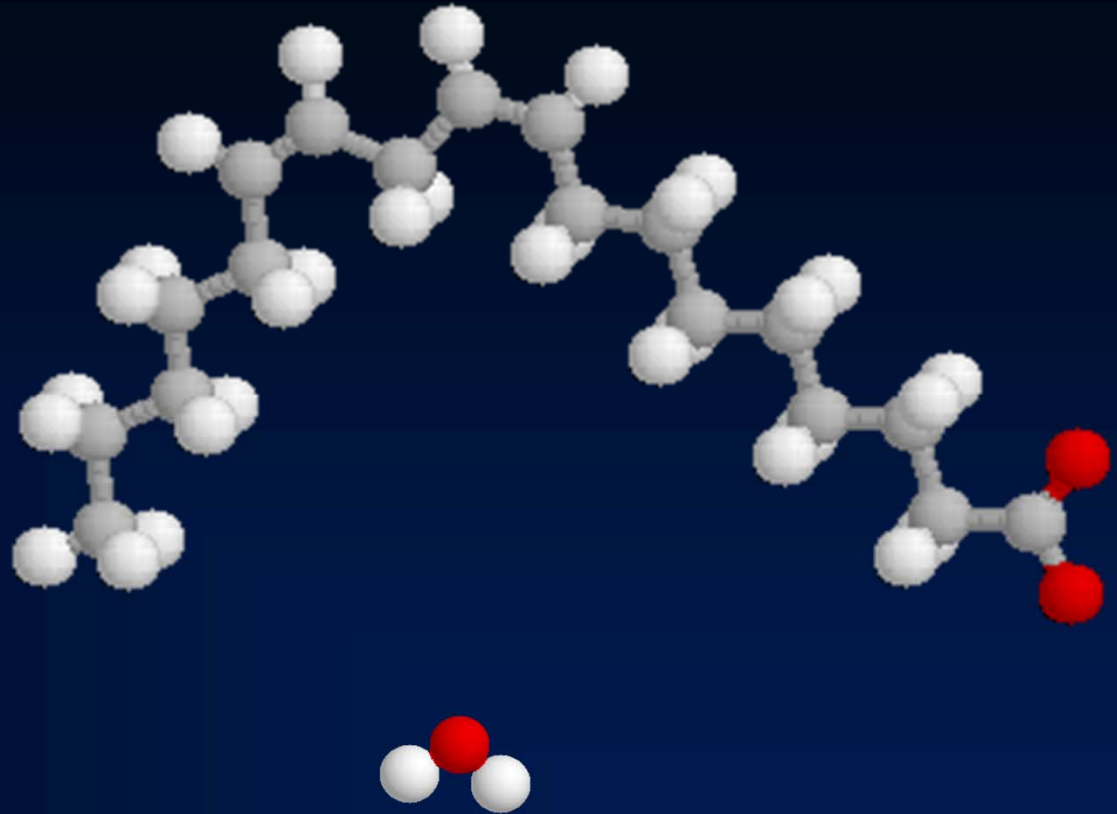
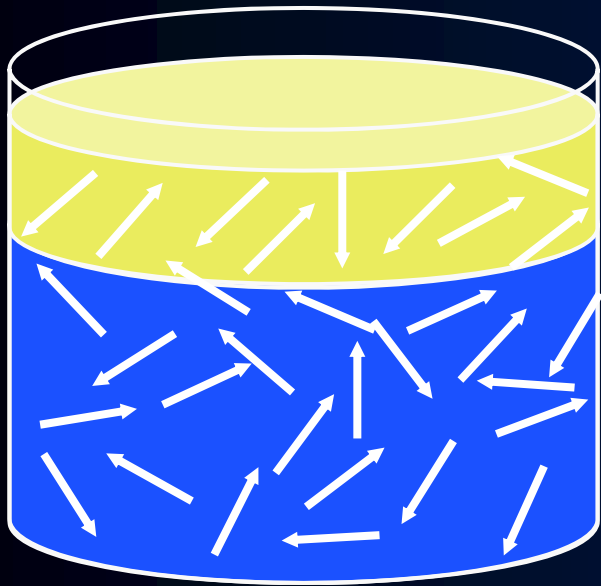
Résonance Magnétique Nucléaire



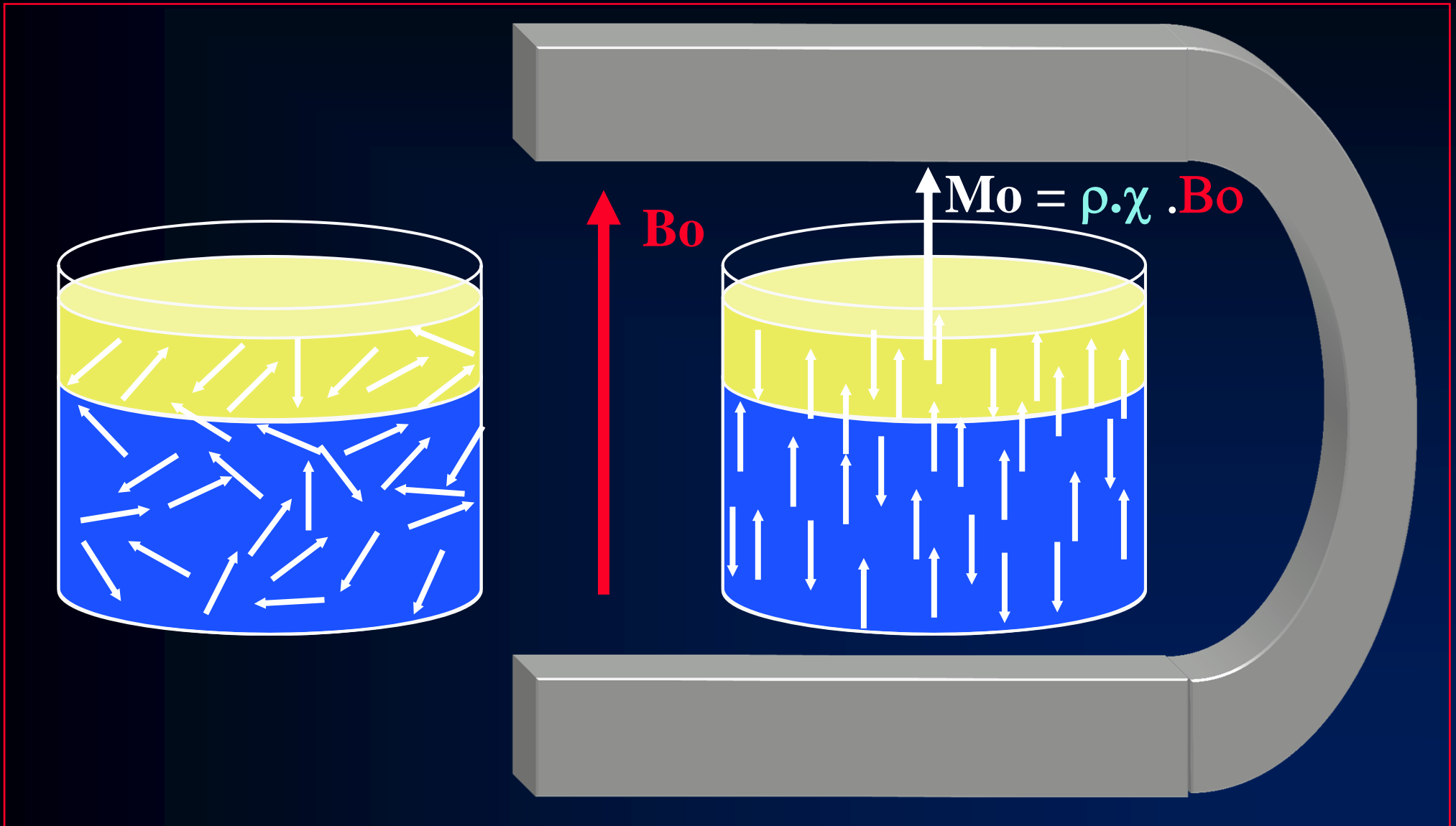
Origines Atomiques du Magnétisme dans la matière



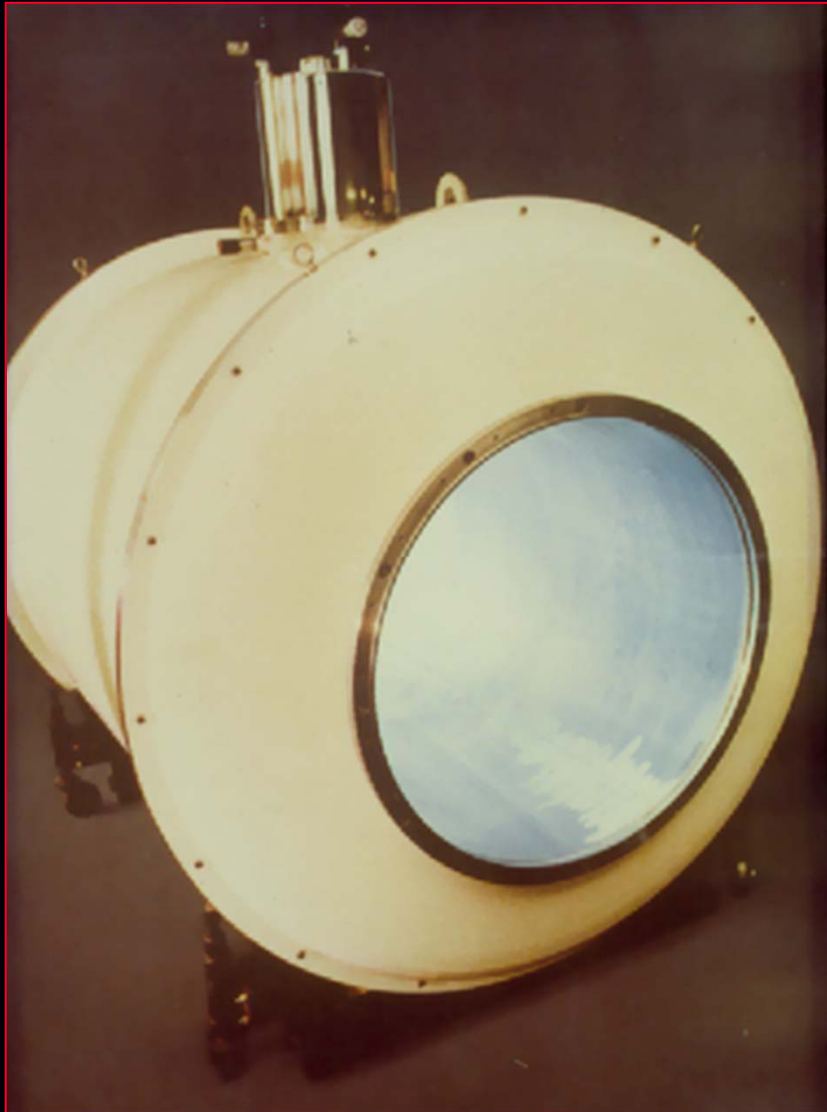
Aimantation macroscopique dans les tissus biologiques



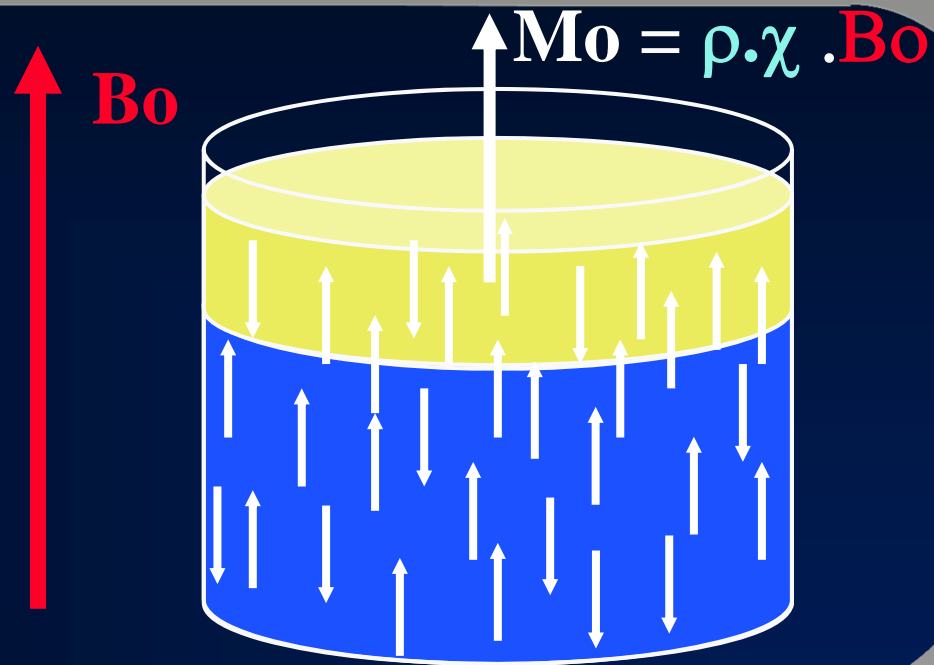
Aimantation macroscopique dans les tissus biologiques



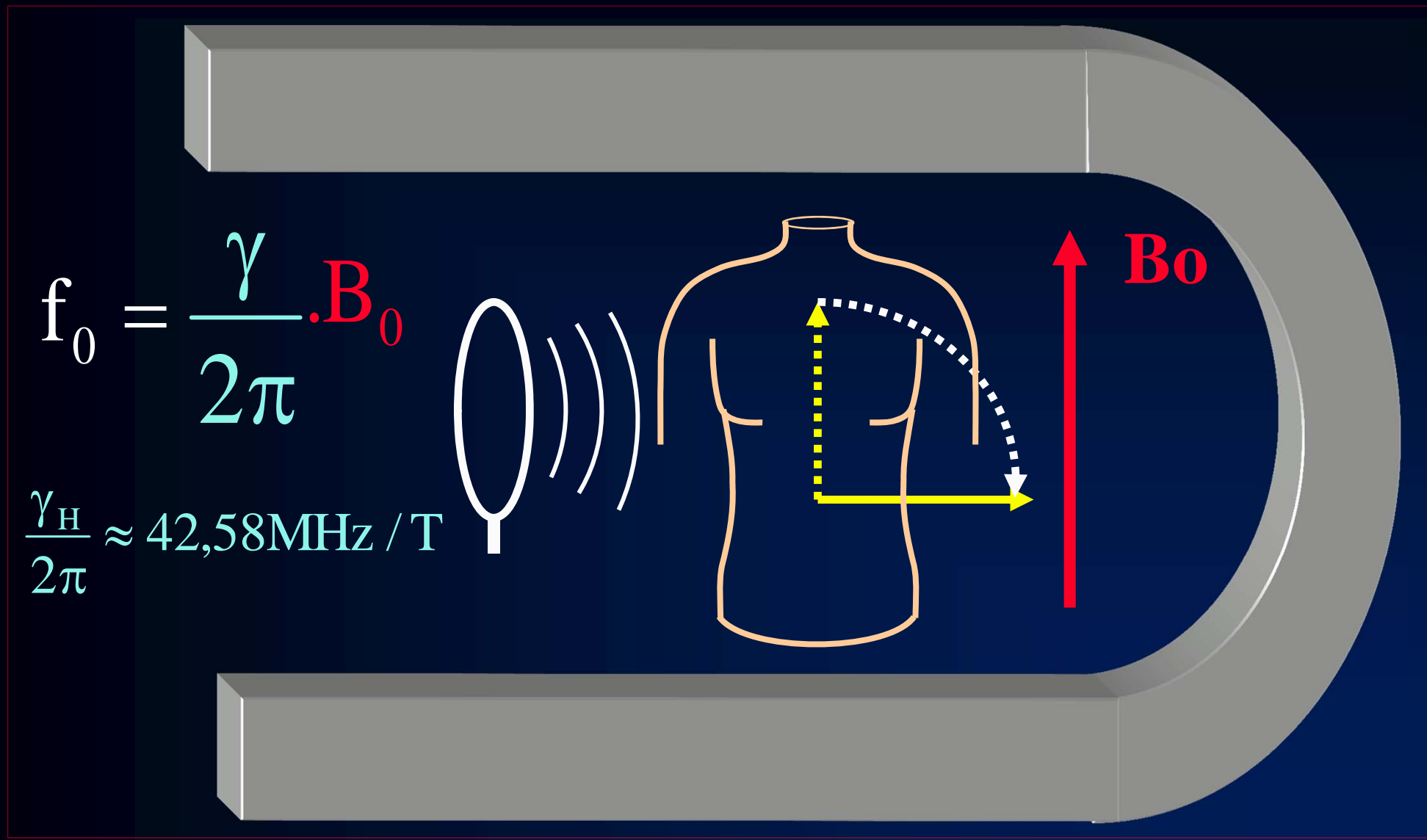
Aimant Supraconducteur : $B_0 \geq 0,40$ T (Clinique : $B_0 \leq 3$ T)



Aimantation macroscopique dans les tissus biologiques



Résonance Magnétique Nucléaire



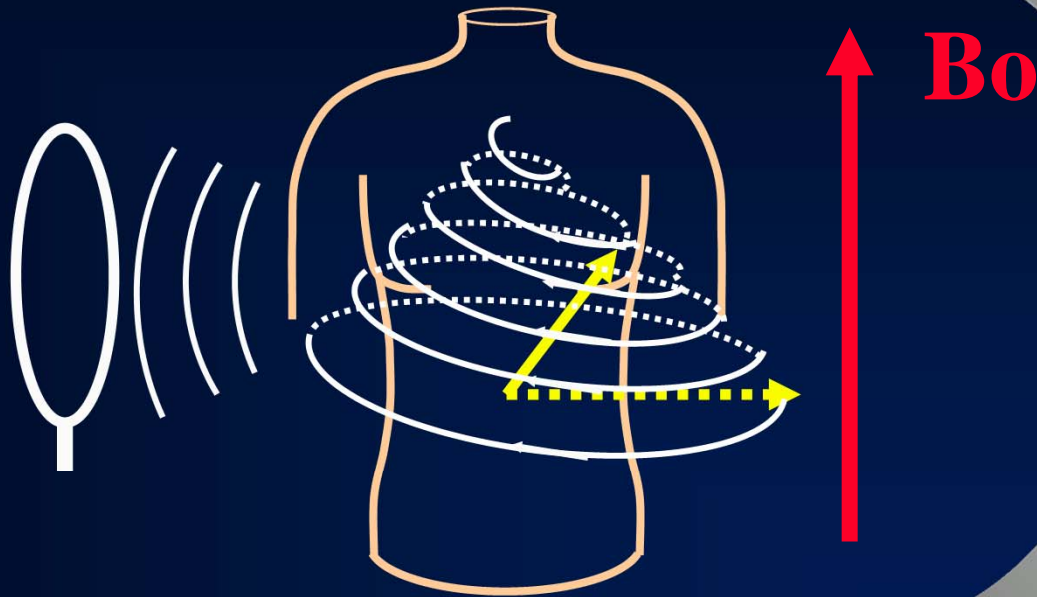
$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0$$

$$\frac{\gamma_H}{2\pi} \approx 42,58 \text{ MHz / T}$$

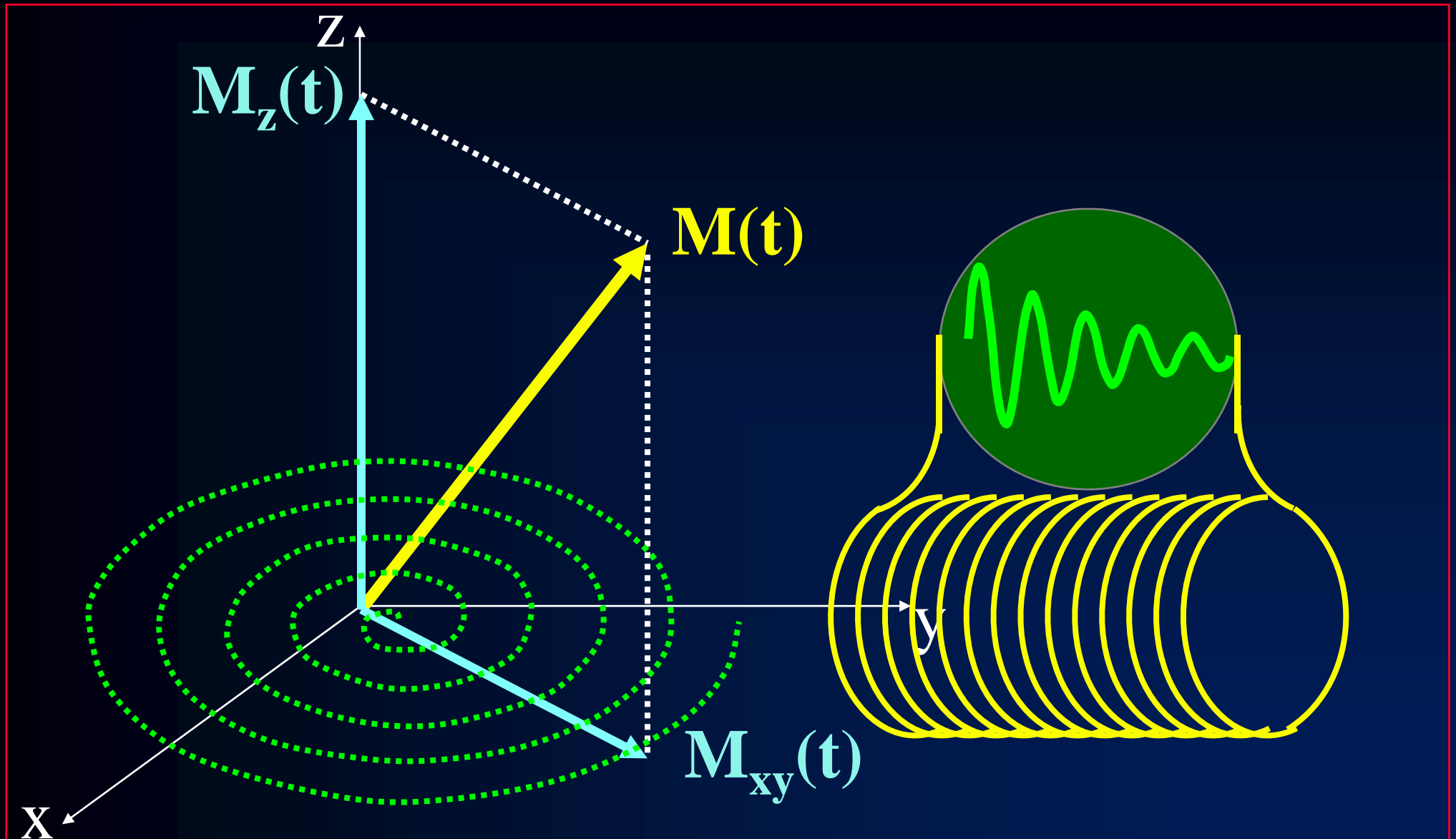
Précession Libre et Relaxation

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0$$

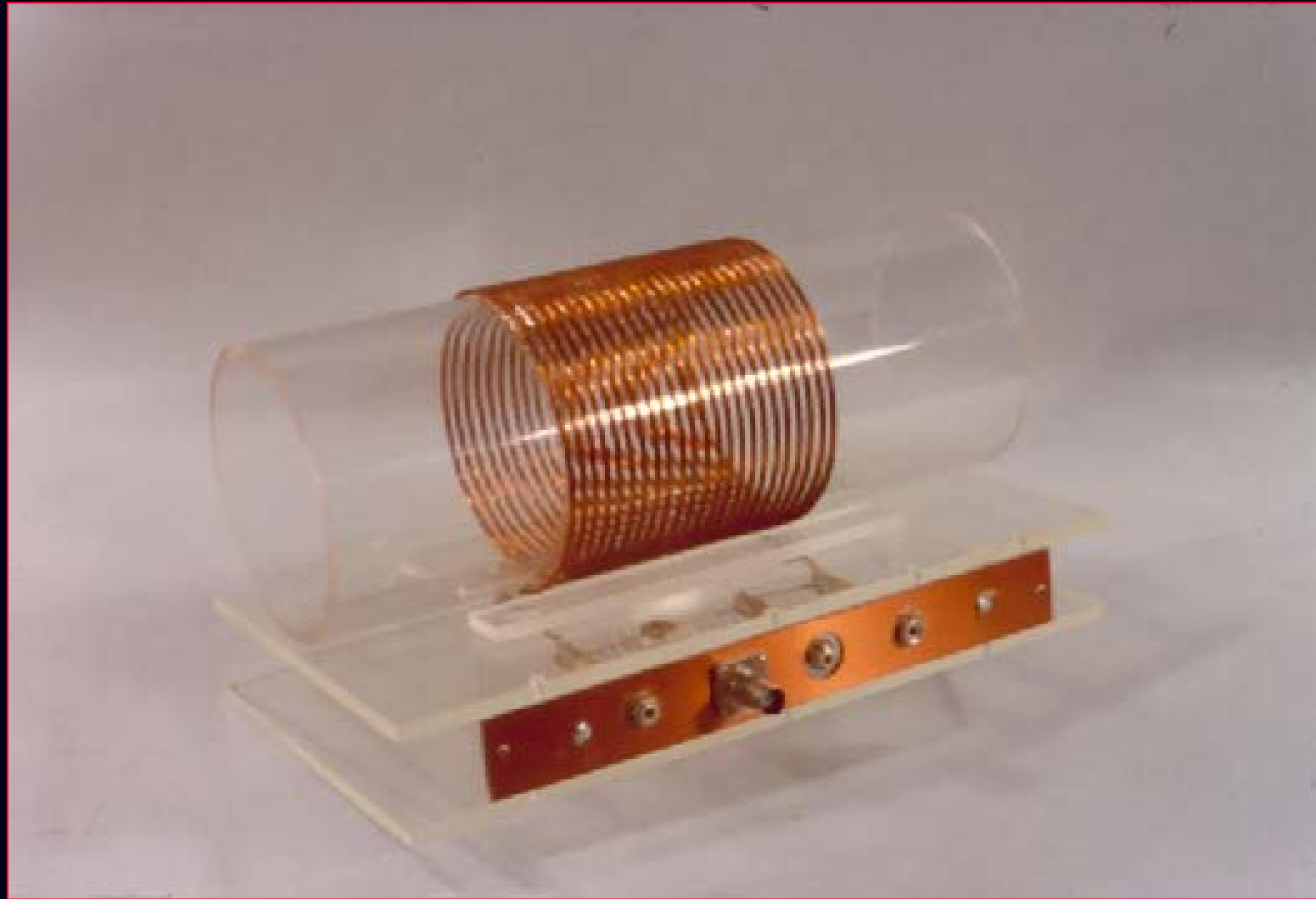
$$\frac{\gamma_H}{2\pi} \approx 42,58 \text{ MHz / T}$$



Signal de Précession Libre ou Free Induction Decay : FID



Antenne Solénoïde



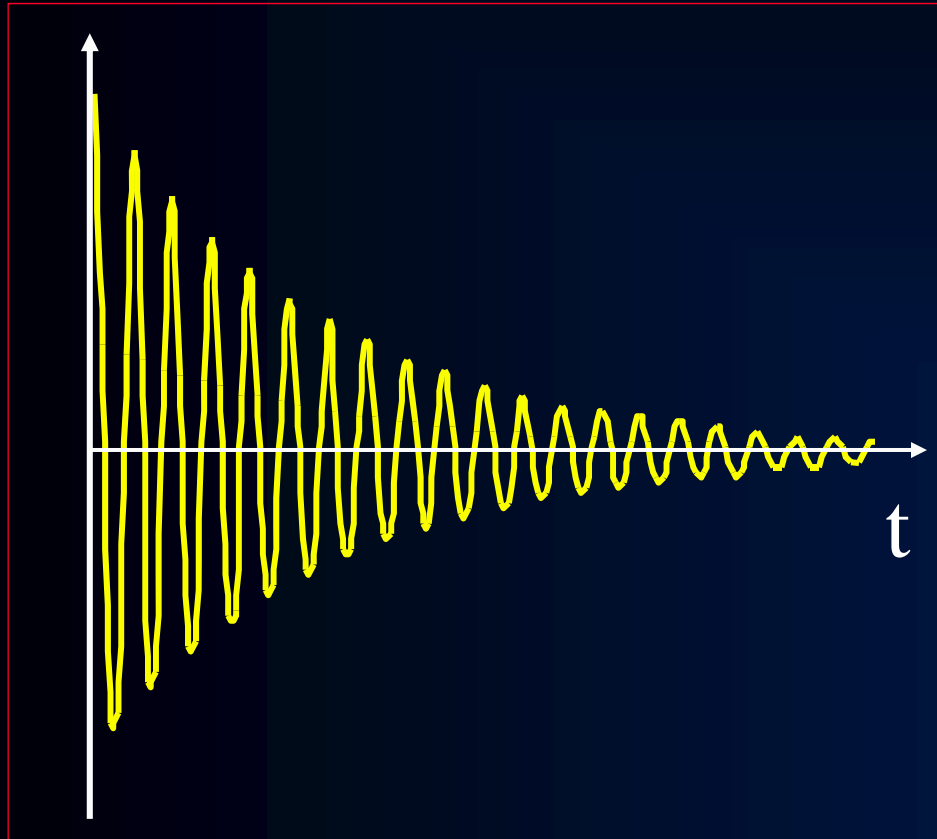
Antenne tête en cage d'oiseau



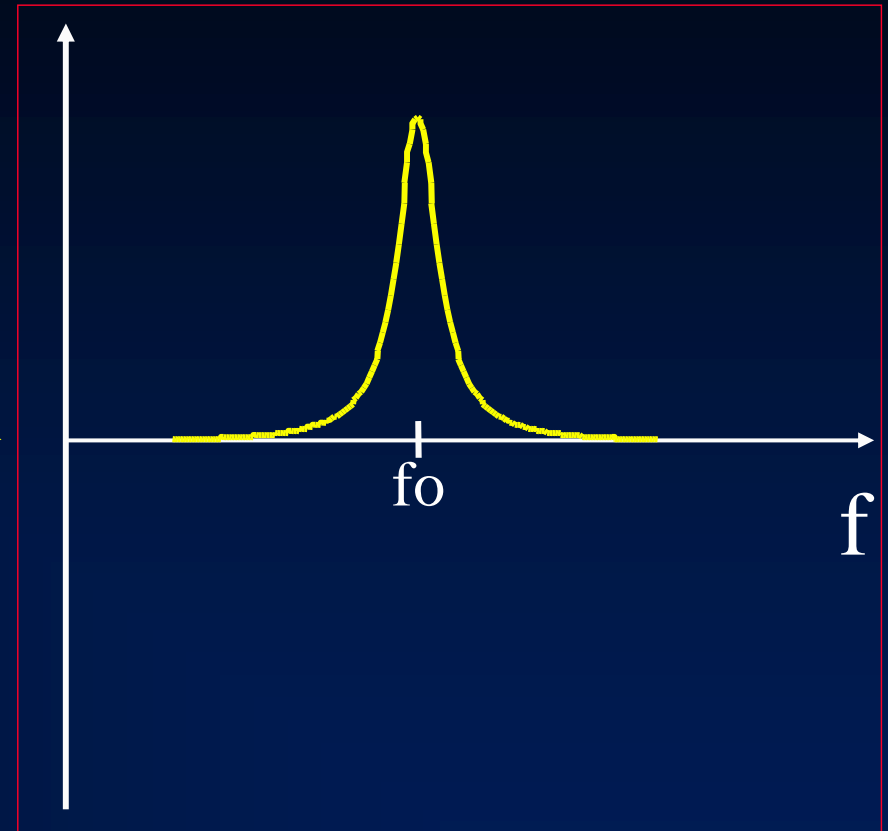
Antenne tête



Le Signal et sa Transformée de Fourier



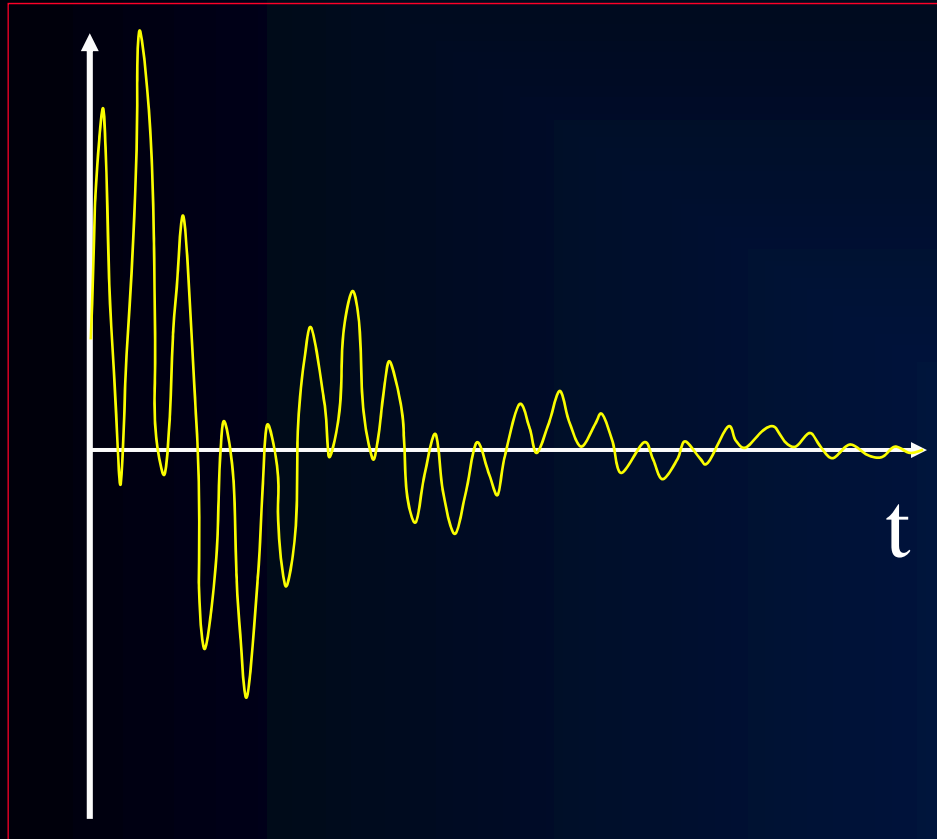
FT →



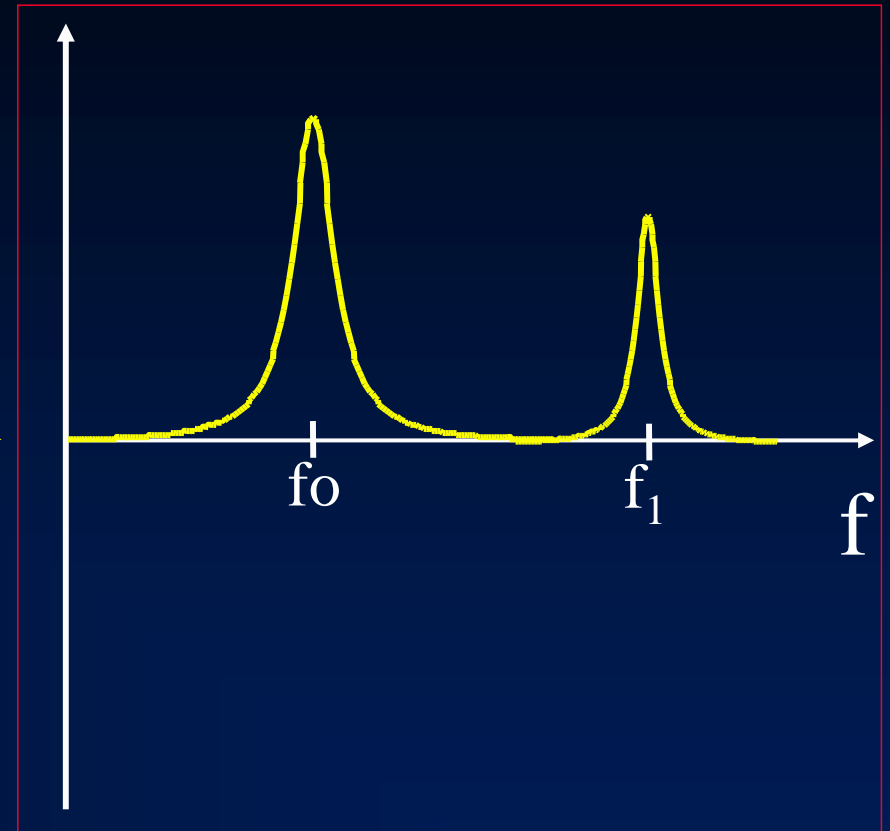
$$S(t) = S_0 \cdot e^{-t/T_2} \cdot \cos(2\pi \cdot f_0 t + \varphi)$$

$$S(f) \propto \frac{T_2}{1 + 4\pi^2 T_2^2 (f - f_0)^2}$$

Intérêt de la Transformation de Fourier



FT



L'Imagerie par Résonance Magnétique

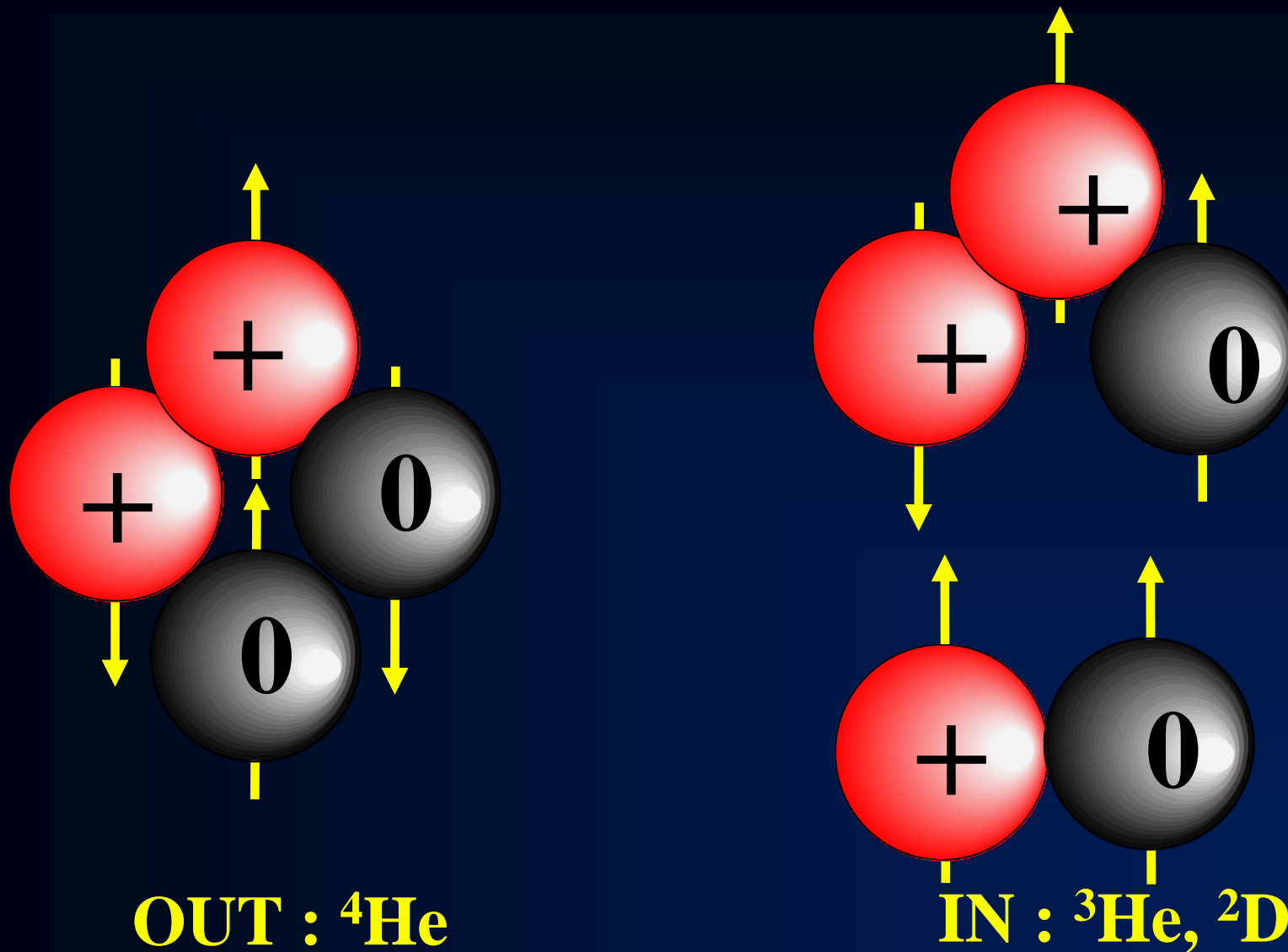
I. Résonance Magnétique Nucléaire (RMN)

II. Spectroscopie par Résonance Magnétique (SRM)

III. Localisation du signal

IV. Imagerie spectroscopique

Les Noyaux Magnétiques



Les Noyaux Magnétiques

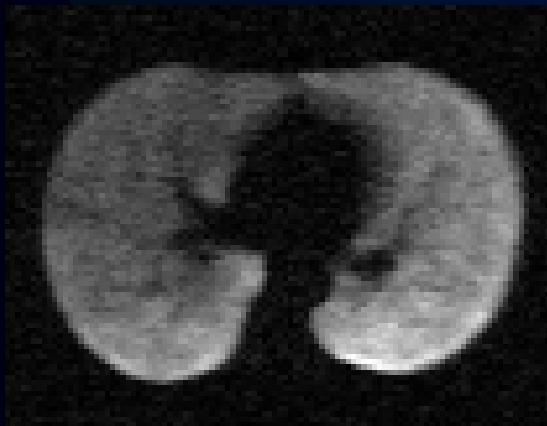
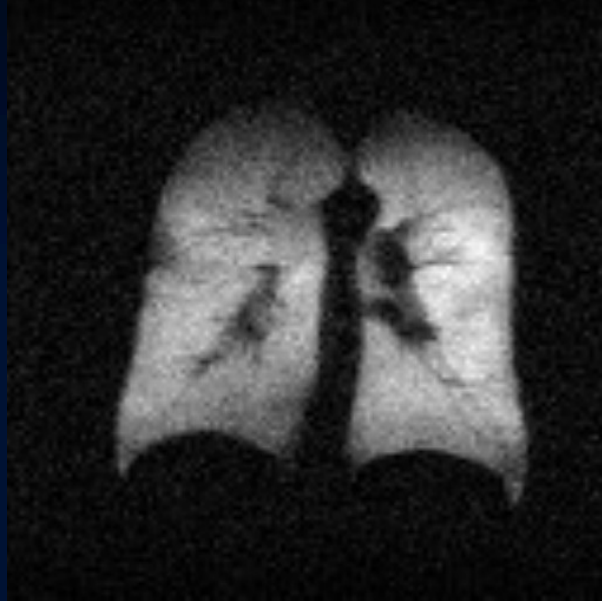
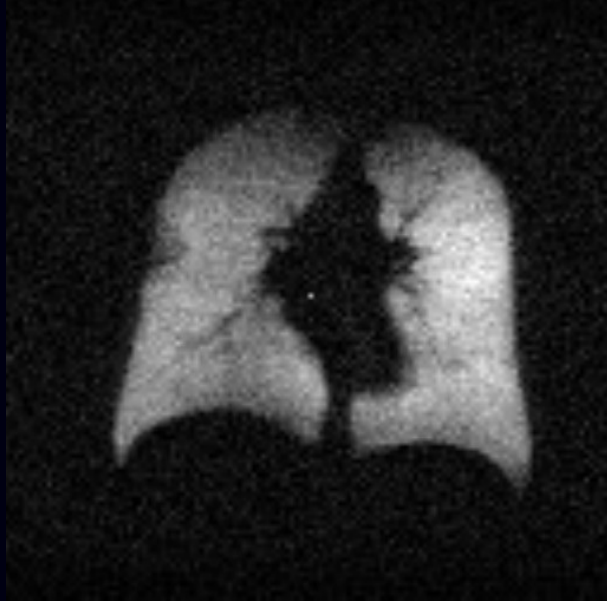
OUT : ^4He , ^{12}C , ^{16}O , ...

IN : ^1H , ^3He , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P , ...

Caractéristiques RMN des principaux noyaux utilisés

Noyaux	$\gamma/2\pi$ en MHz/T	Abondance Naturelle (%)	Sensibilité relative
^1H	42,58	99,98	100
^{19}F	40,03	100	83
^3He	32,43		
^{31}P	17,23	100	6,6
^{23}Na	11,26	100	9,3
^{13}C	10,70	1,1	$1,6 \cdot 10^{-2}$

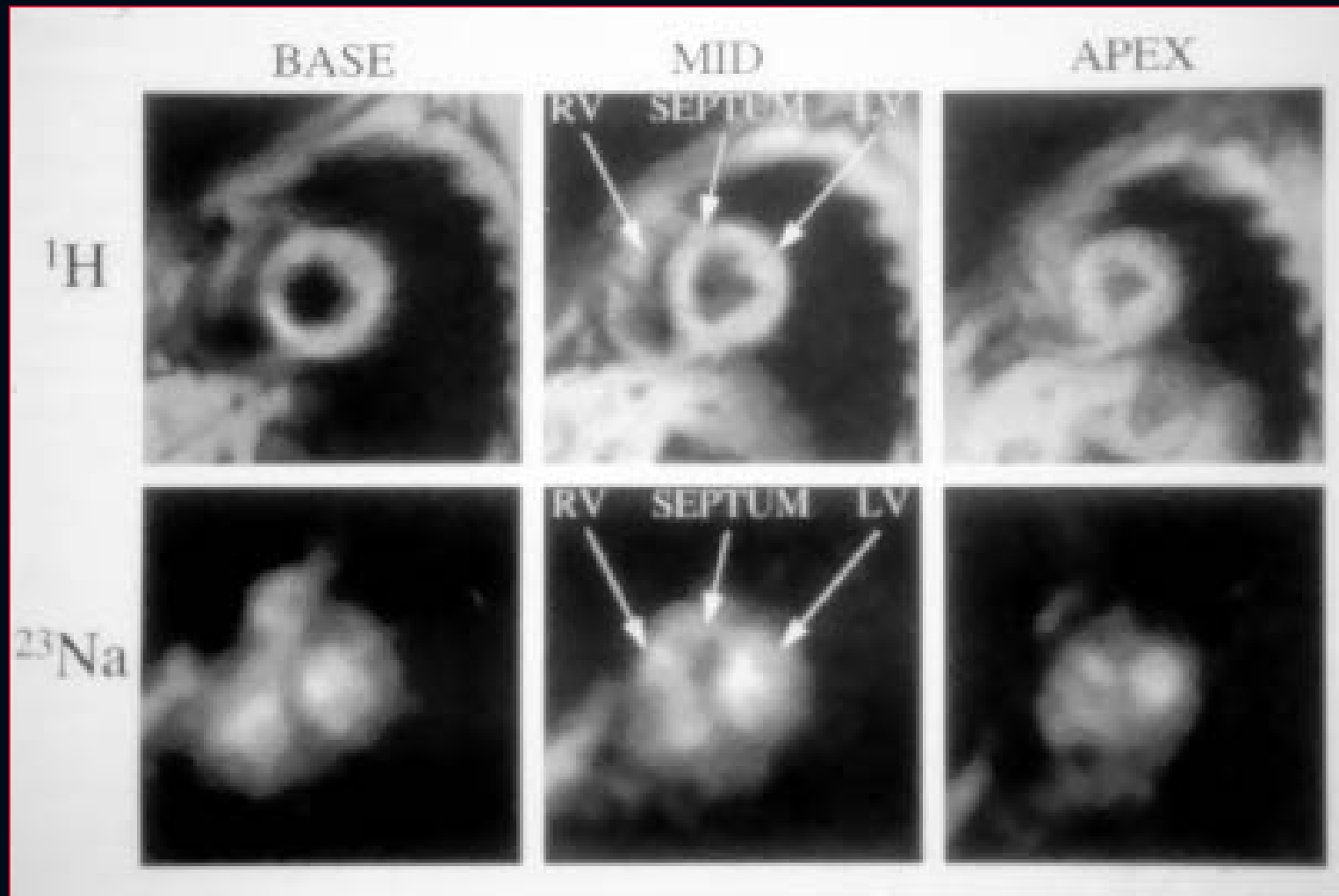
Exemples de développements méthodologiques et instrumentaux



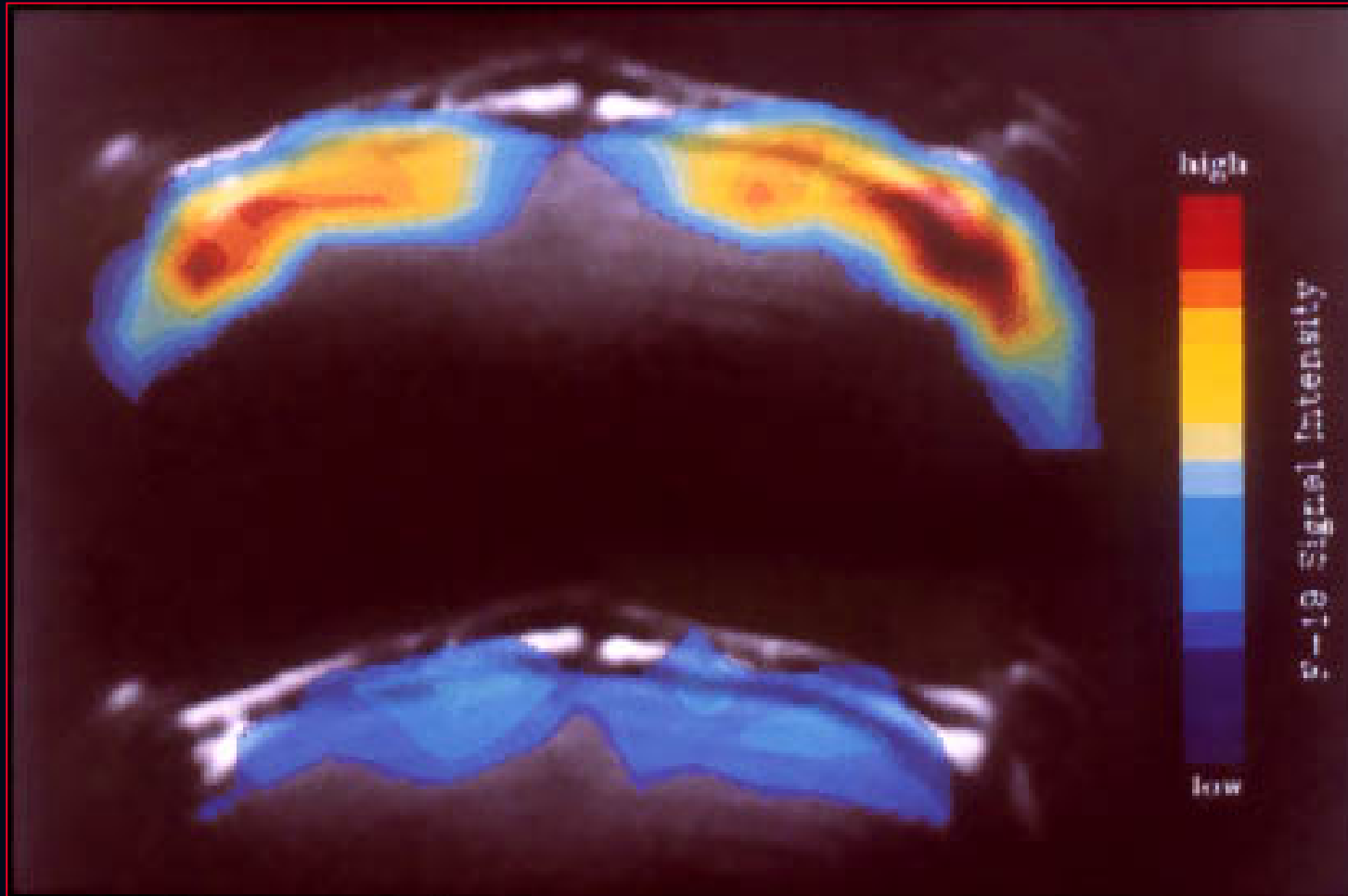
Laboratoire
Kastler Brossel



^{23}Na : Images du cœur normal



^{19}F : distribution d'un anesthésique fluoré

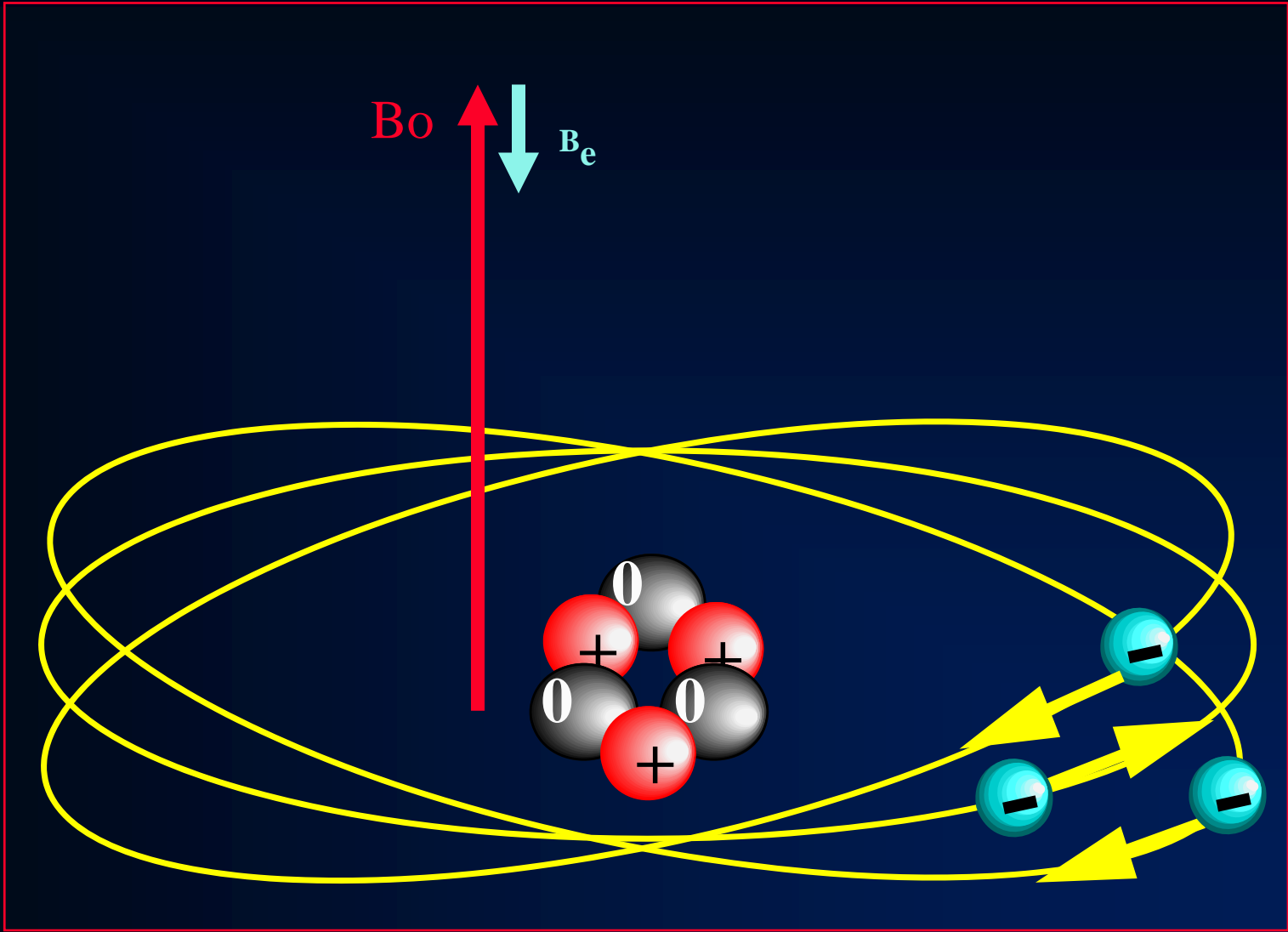


Venkatasubramanian et al :Magn.Reson.Med, 35:626-631

^7Li : IRM du cerveau de rat

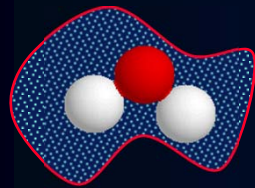


Effet d'écran



Caractéristiques des mouvements moléculaires

Eau



$f_0 = 42\,576\,223\text{ Hz}$

B_0

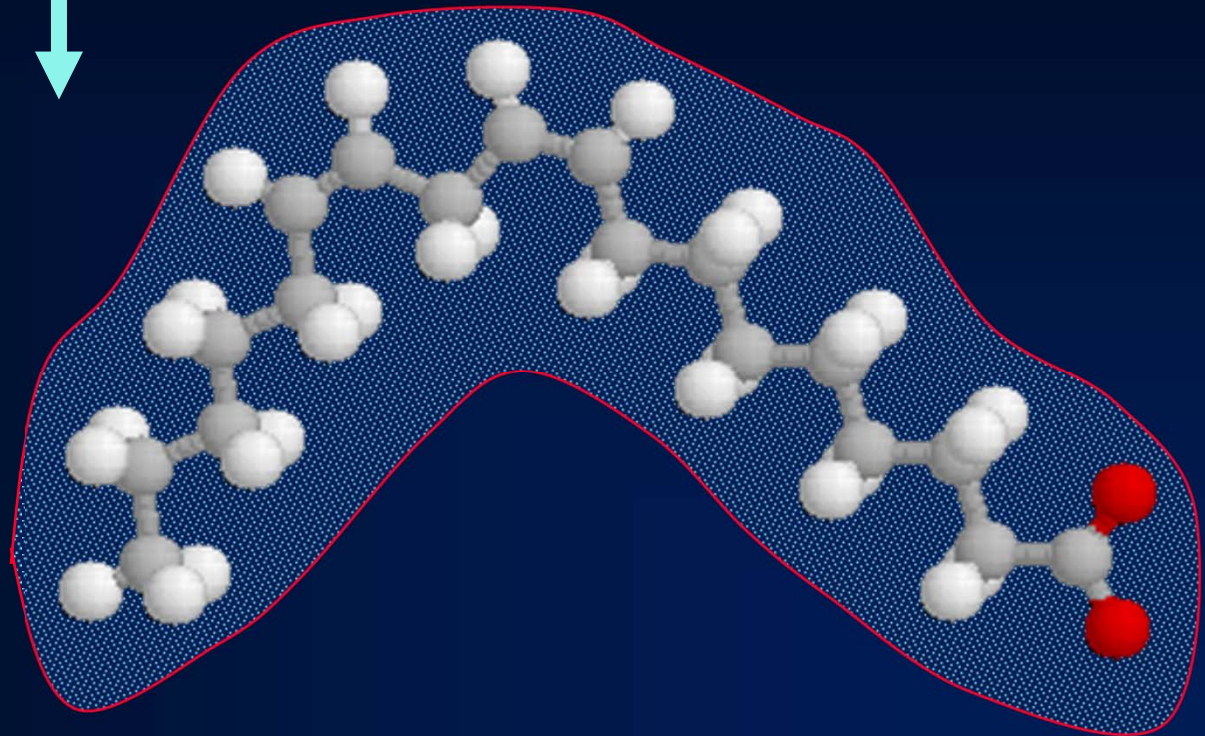


B_e

B_1

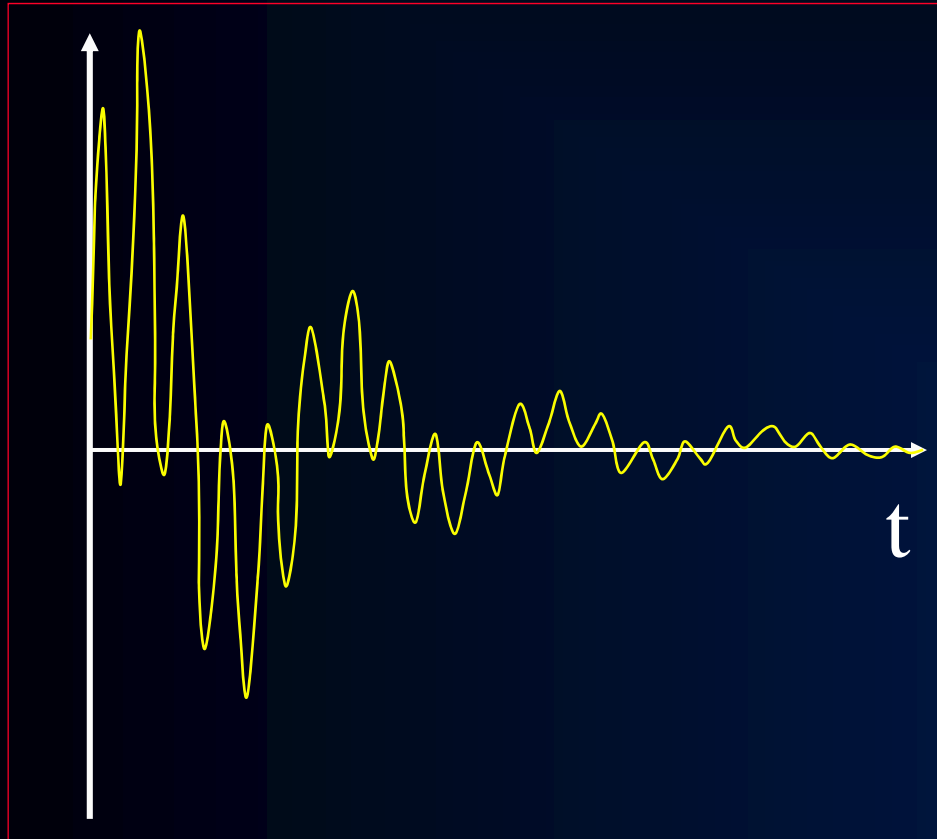


Lipides

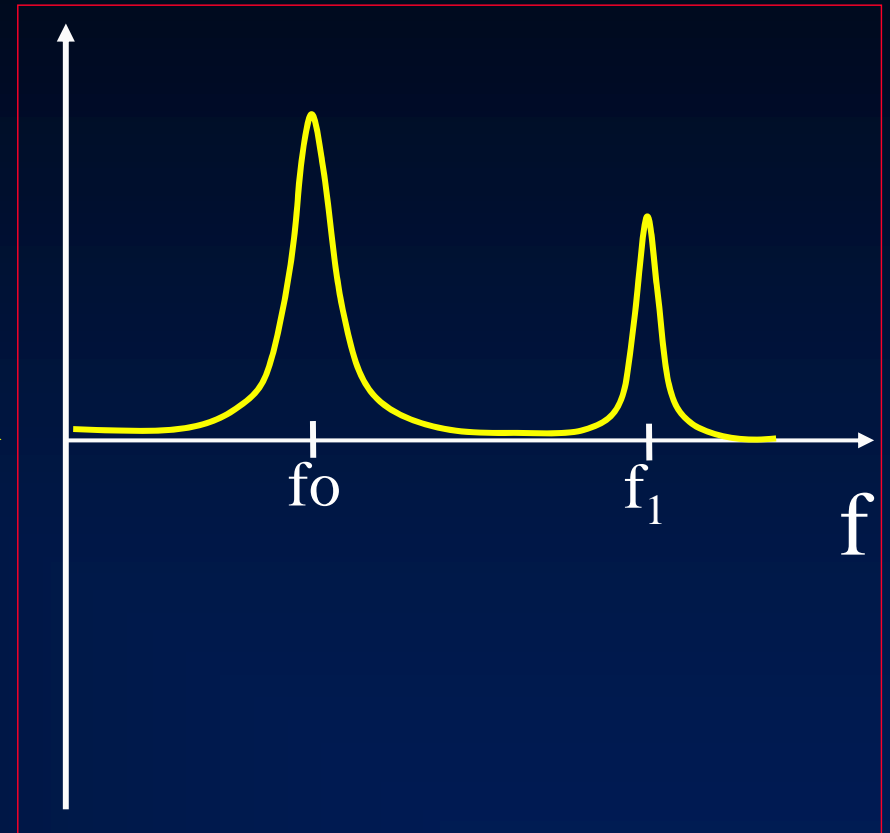


$f_1 = 42\,576\,013\text{ Hz}$

Intérêt de la Transformation de Fourier



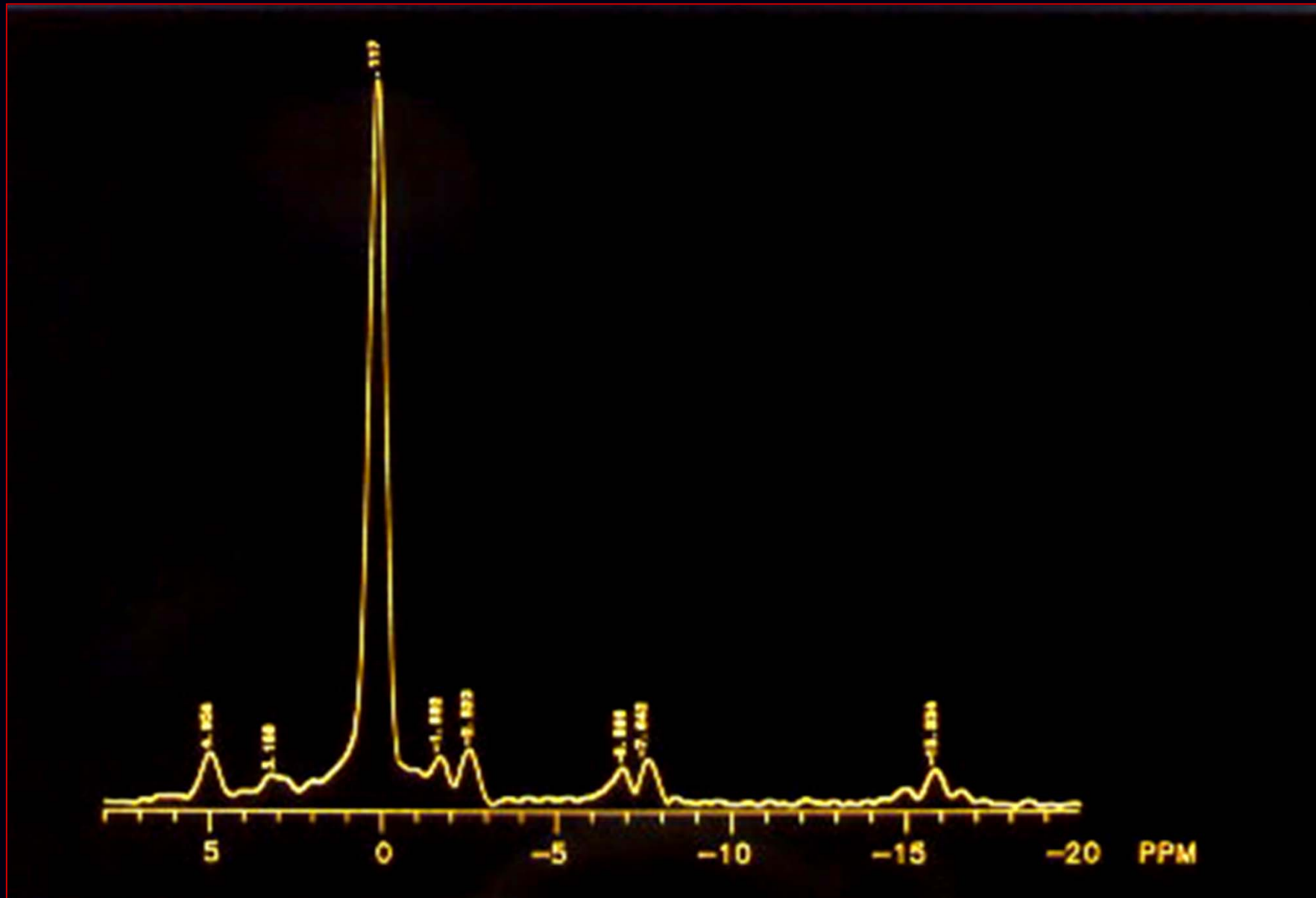
TF



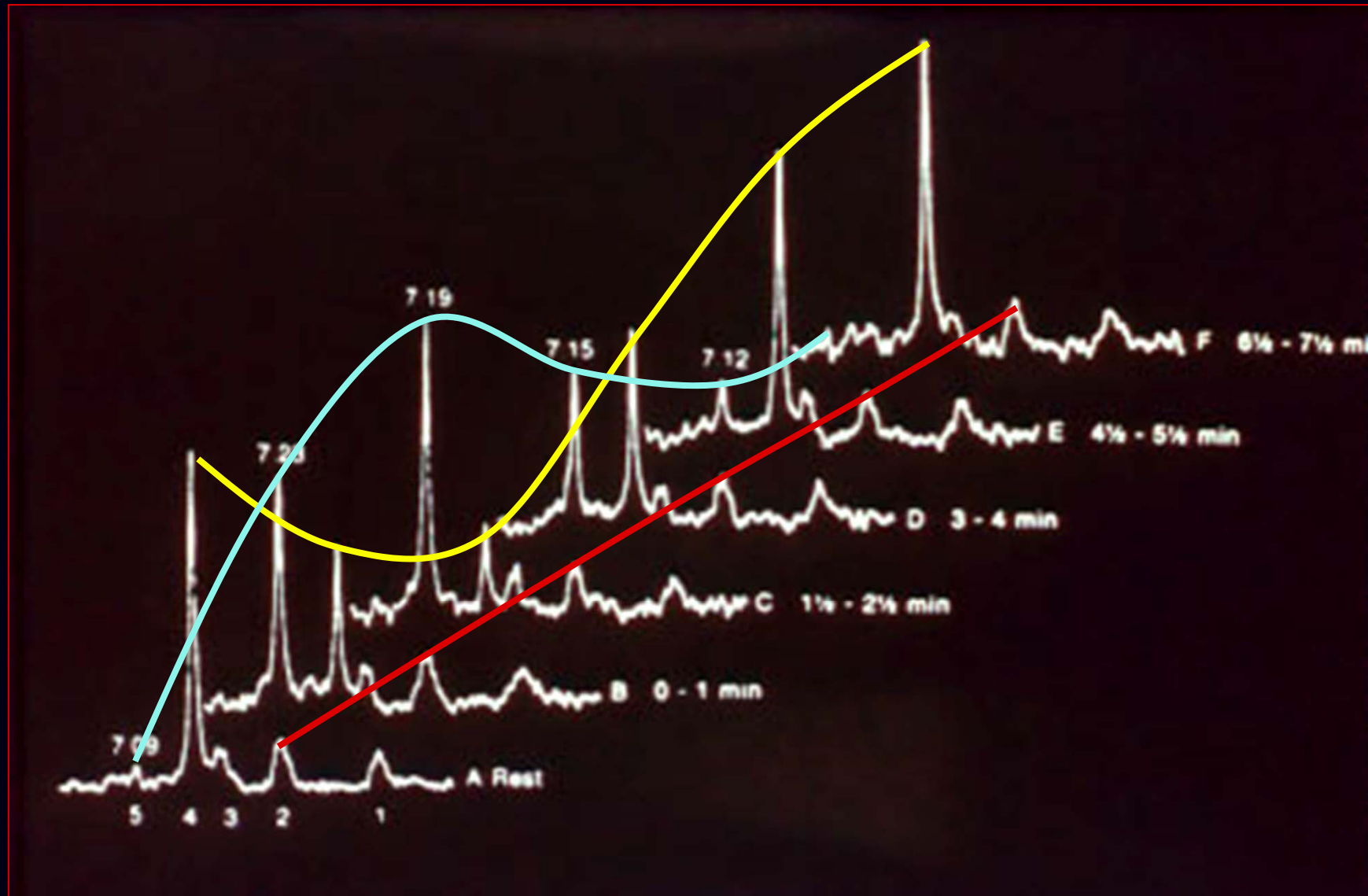
Spectroscopie du muscle



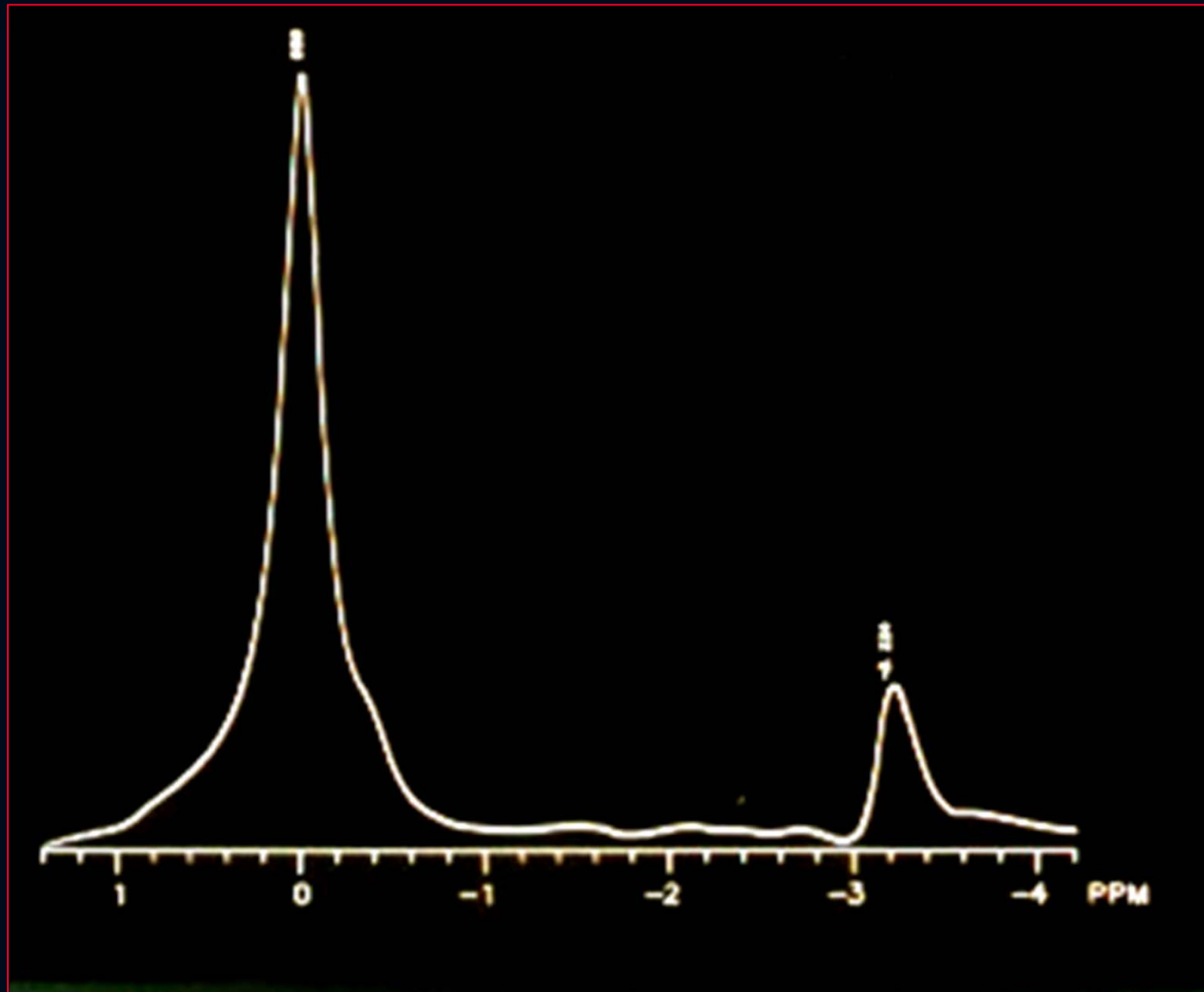
Spectre musculaire du phosphore



Evolution des métabolites phosphorés à l'effort



Spectre du proton



L'Imagerie par Résonance Magnétique

I. Résonance Magnétique Nucléaire (RMN)

II. Spectroscopie par Résonance Magnétique (SRM)

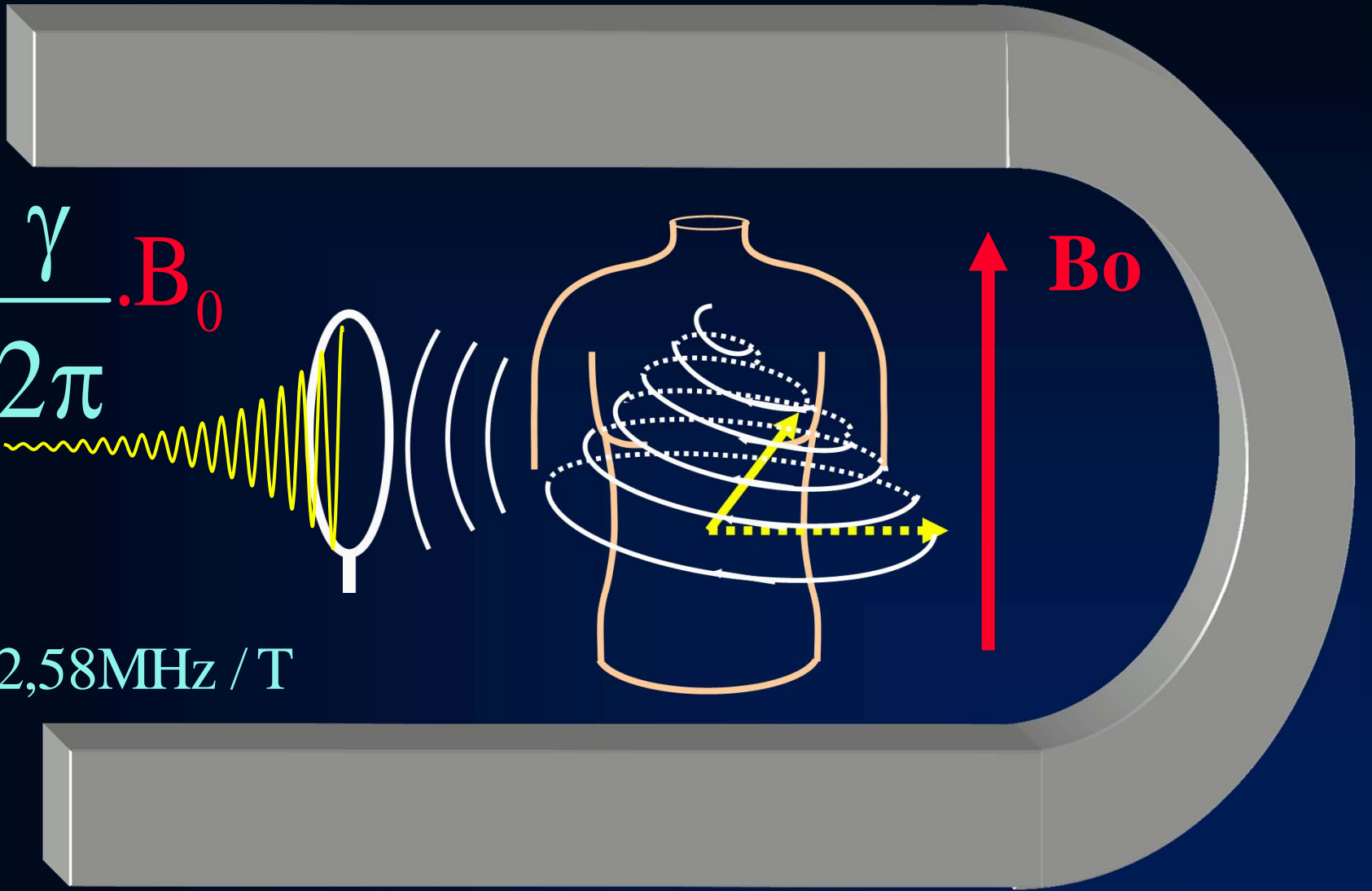
III. Localisation du signal

IV. Imagerie spectroscopique

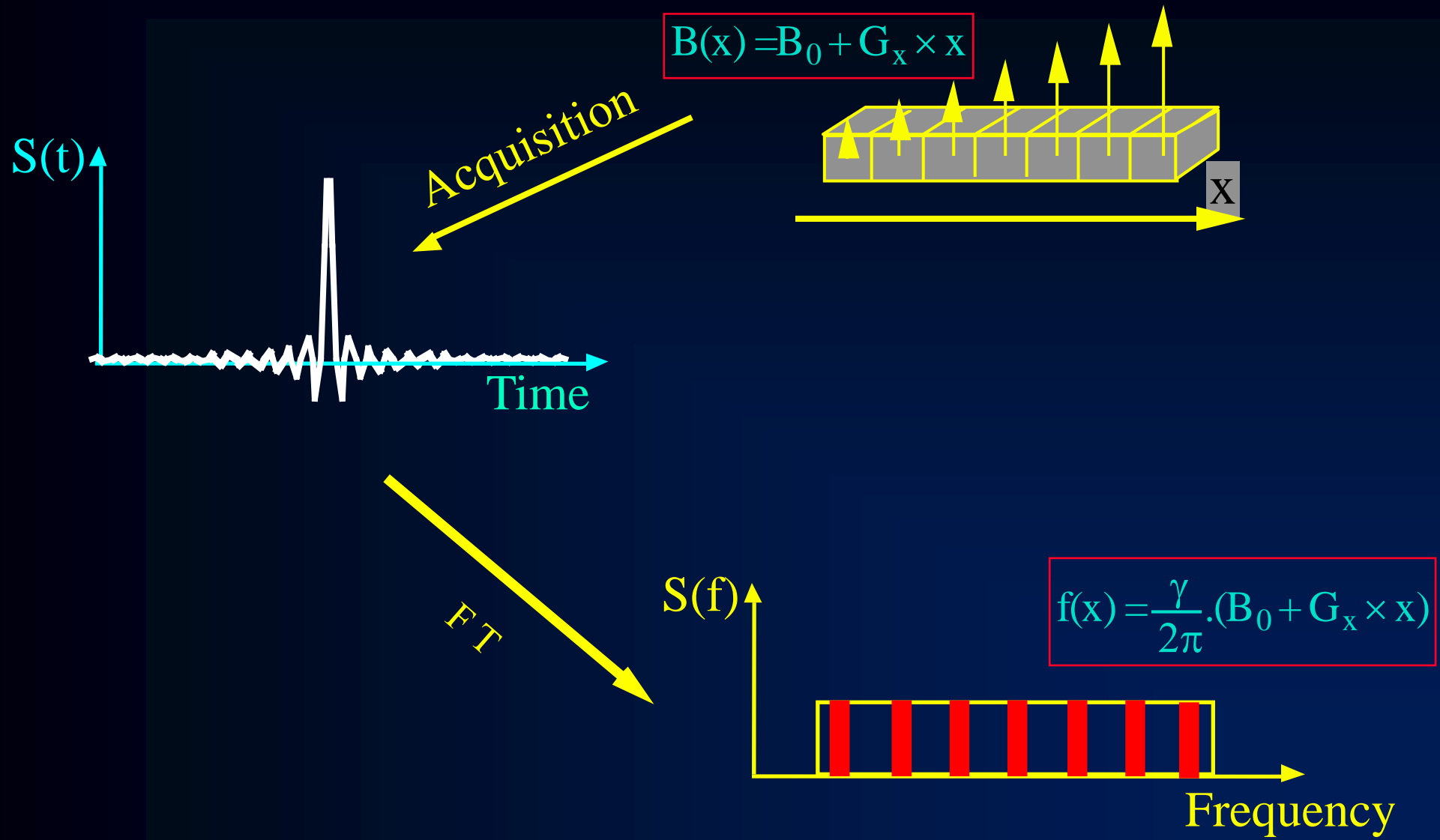
Précession Libre et Relaxation

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0$$

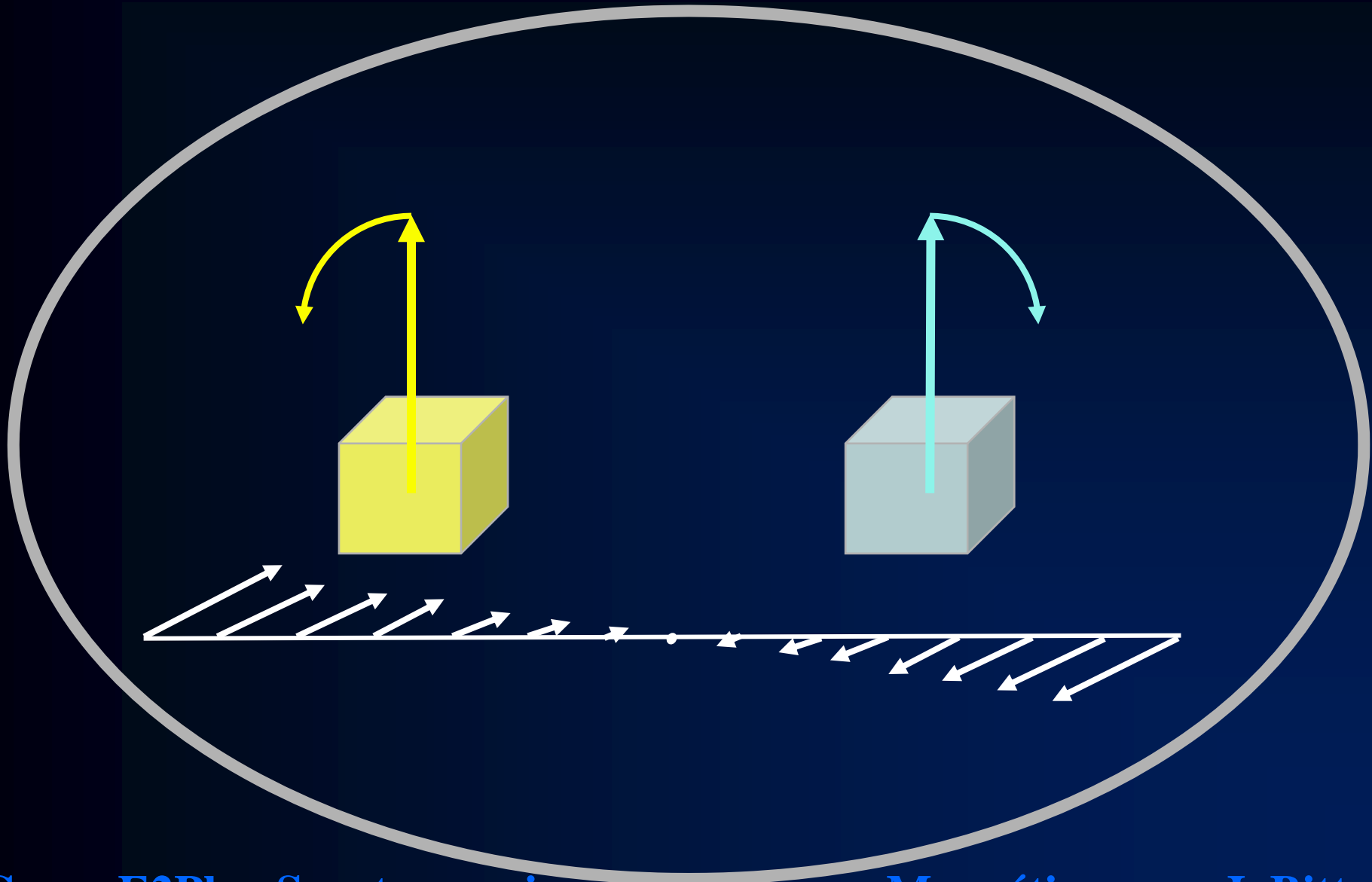
$$\frac{\gamma_H}{2\pi} \approx 42,58 \text{ MHz / T}$$



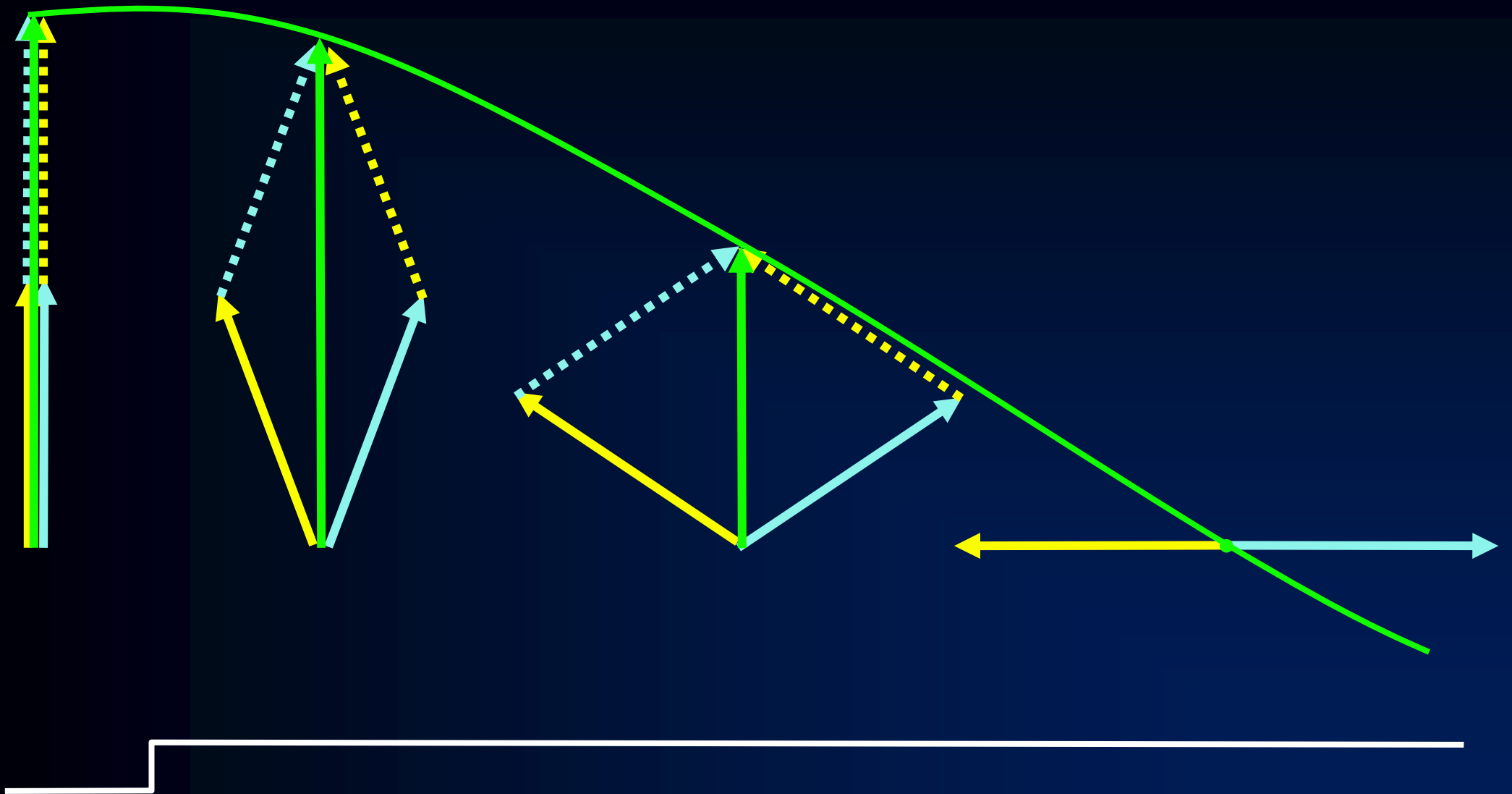
Codage par la fréquence en IRM



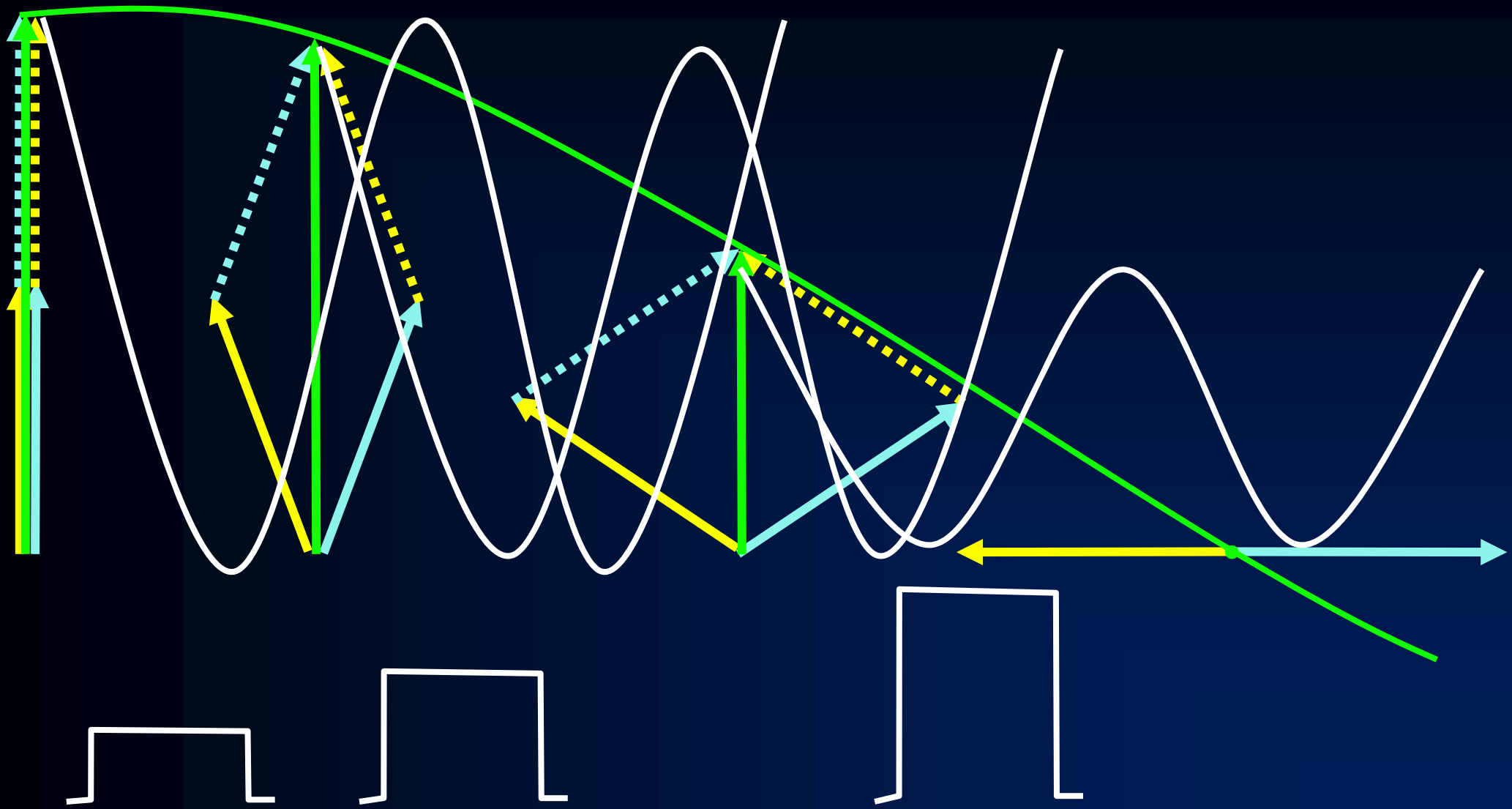
Déphasage des aimantations en présence d'un gradient



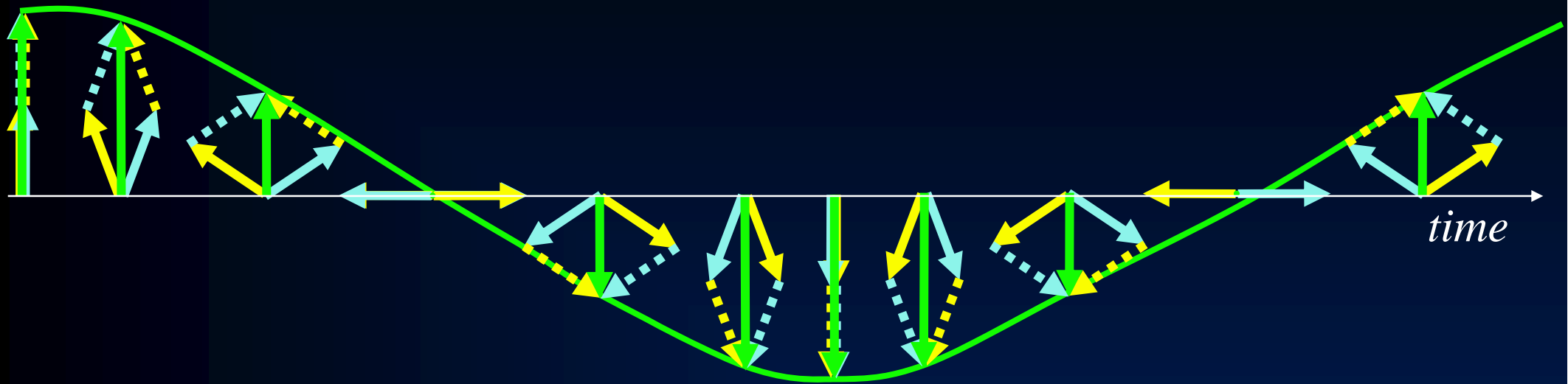
Déroulement du codage par la fréquence



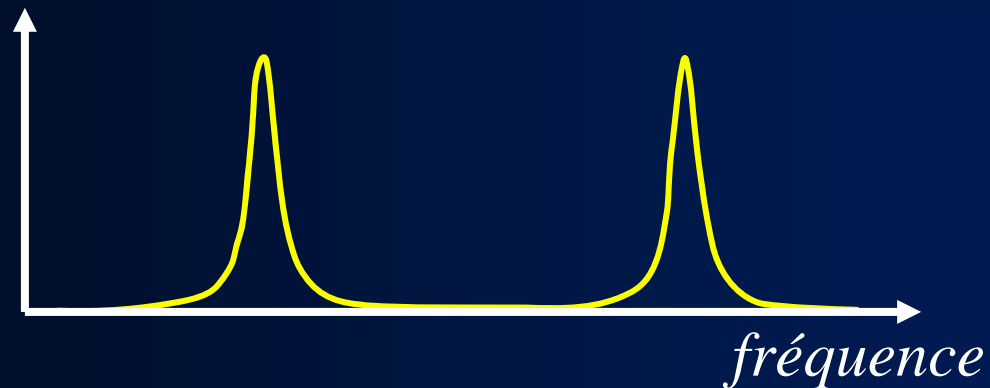
Déroulement du codage par la fréquence



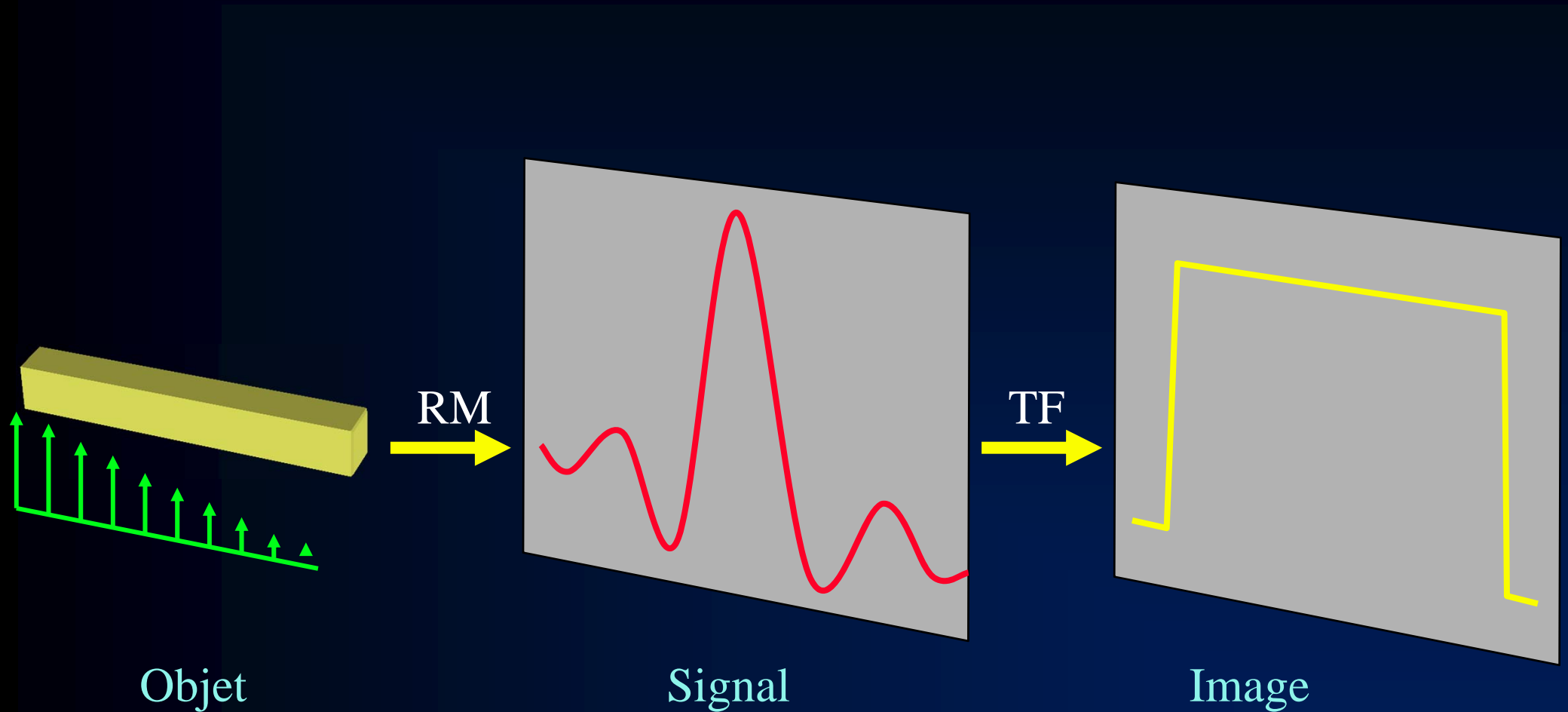
Vue générique des méthodes de codage



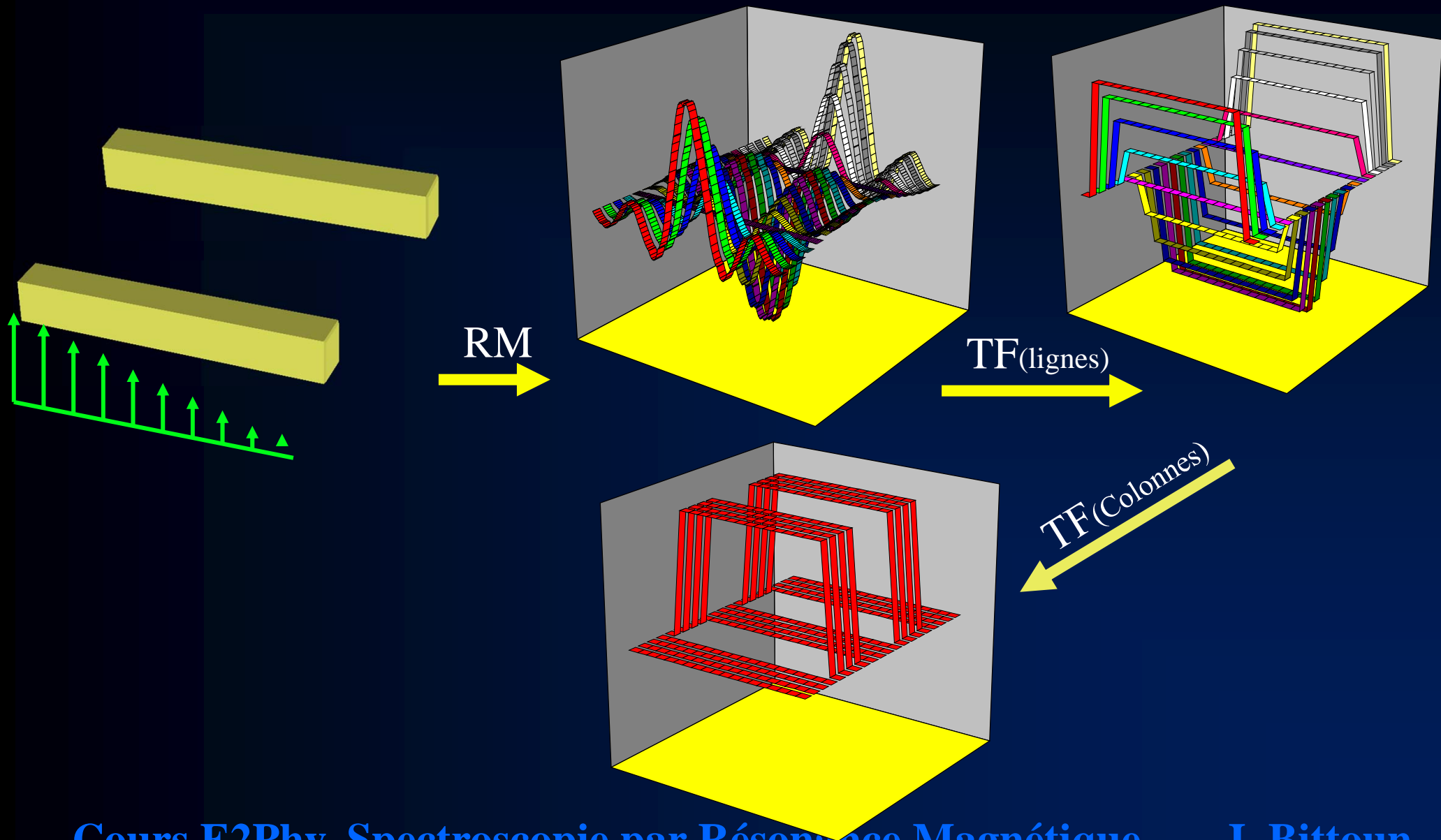
TF



Principe du codage par la fréquence



Principe de l'imagerie par TF2D



L'Imagerie par Résonance Magnétique

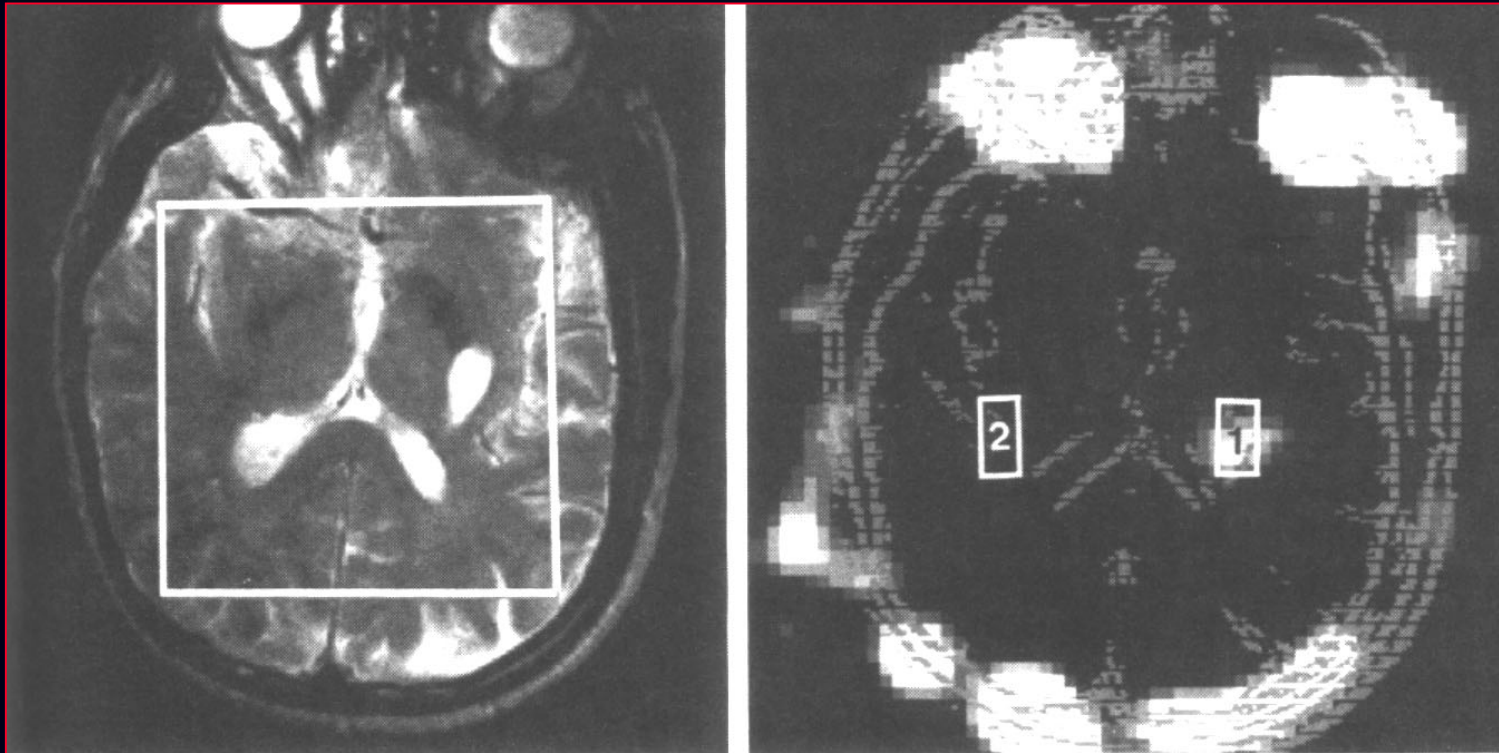
I. Résonance Magnétique Nucléaire (RMN)

II. Spectroscopie par Résonance Magnétique (SRM)

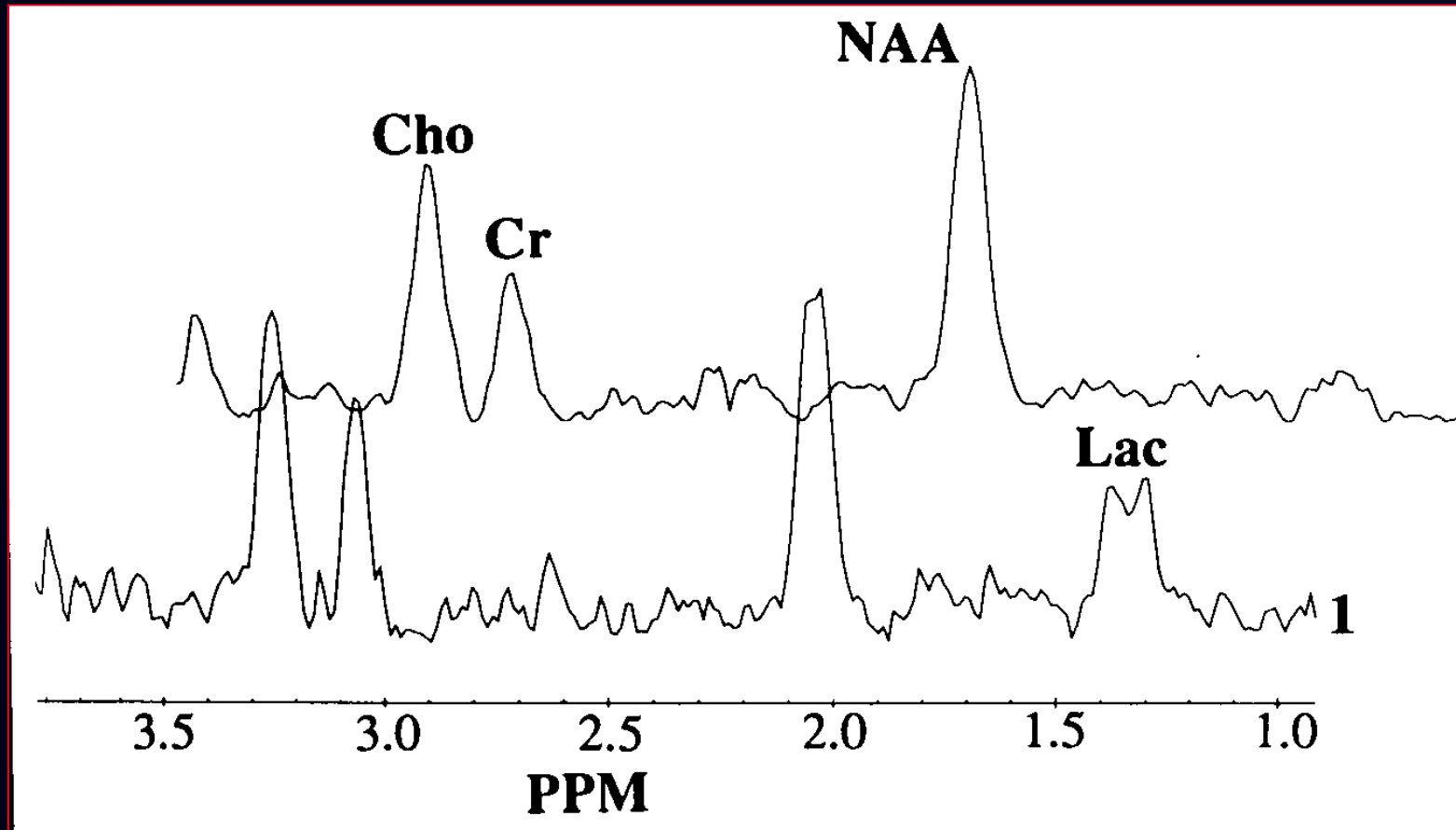
III. Localisation du signal

IV. Imagerie spectroscopique

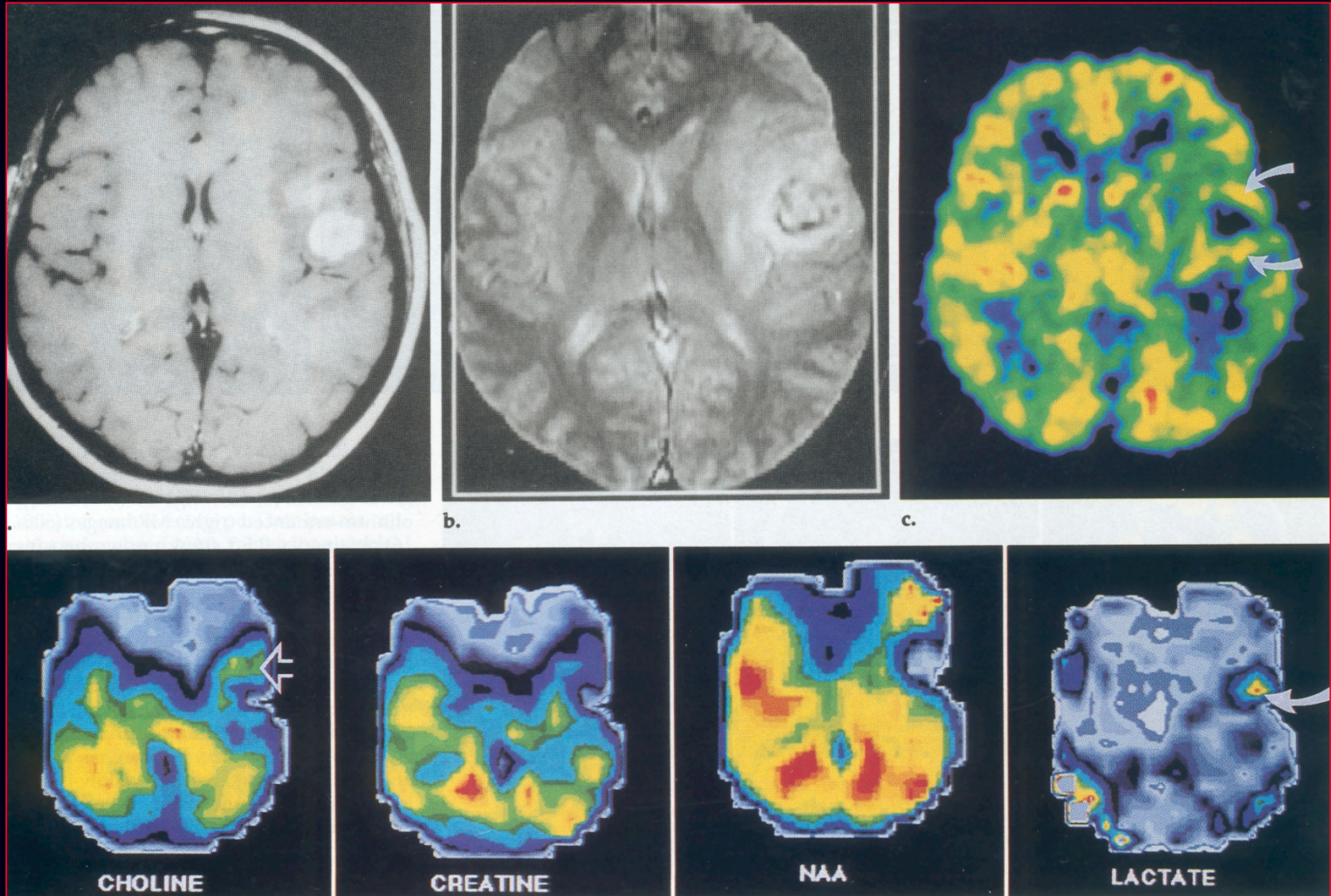
Spectroscopie localisée



Spectres en proton du cerveau



Images spectroscopiques



Conclusions

- La spectroscopie par résonance magnétique nucléaire permet d'effectuer des analyses chimiques de molécules depuis les années 1950
- L'ajout de gradients de champ magnétique a permis d'obtenir des images par RMN qui utilise pourtant les très grandes longueurs d'onde des radiofréquences
- La combinaison des méthodes de localisation de l'IRM et de la spectroscopie RMN permettent d'obtenir de véritables cartographies in vivo de molécules impliquées dans les mécanismes biologiques
- L'usage médical actuel de la SRM est encore très limité mais pourrait se développer avec les thérapies adaptées qui voient le jour avec la médecine personnalisée