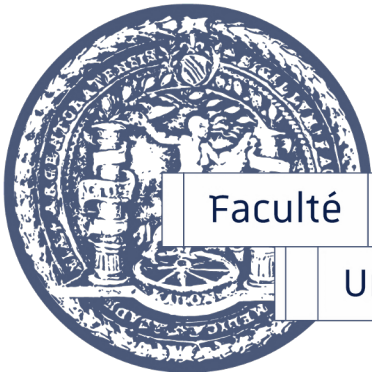


MOTS FLÉCHÉS

UE3A

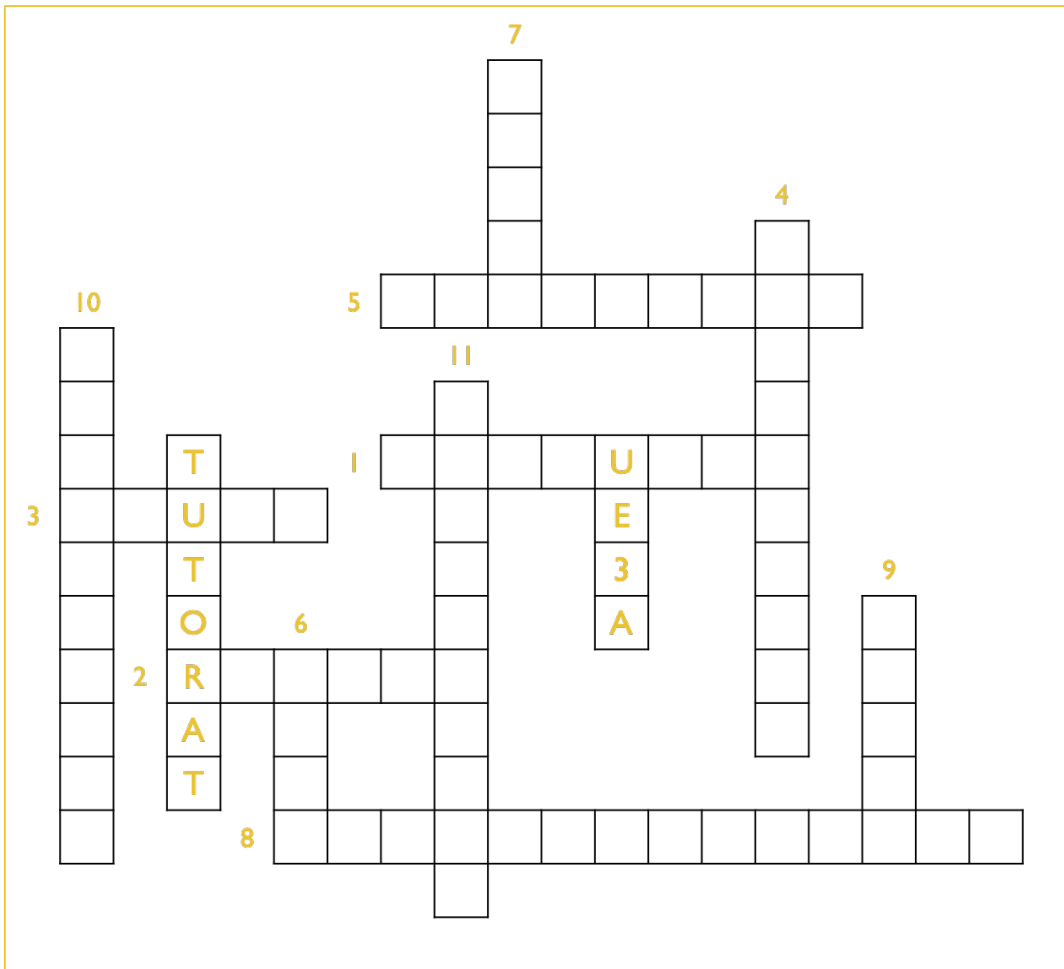
RMN (2/2)



Faculté de **médecine**

Université de Strasbourg





10 – Des noyaux ... ont le même environnement et donc aussi la même constante de blindage.

11 – Les principaux avantages de cette méthode sont les caractères non invasif, non ... et sa précision.

1 – Lors de la phase de relaxation et de l'émission d'une onde RF, deux phénomènes coexistent : la ... de la composante longitudinale et la chute de l'aimantation transversale.

2 – Le T1 est souvent supérieur au T2 et est qualifié de temps de relaxation spin-....

3 – Le champ de vue correspond aux dimensions réelles du plan de ... en mm.

4 – En général, les lésions ... les temps de relaxation T1 et T2 des tissus.

5 – L'effet biologique des ondes RF est uniquement

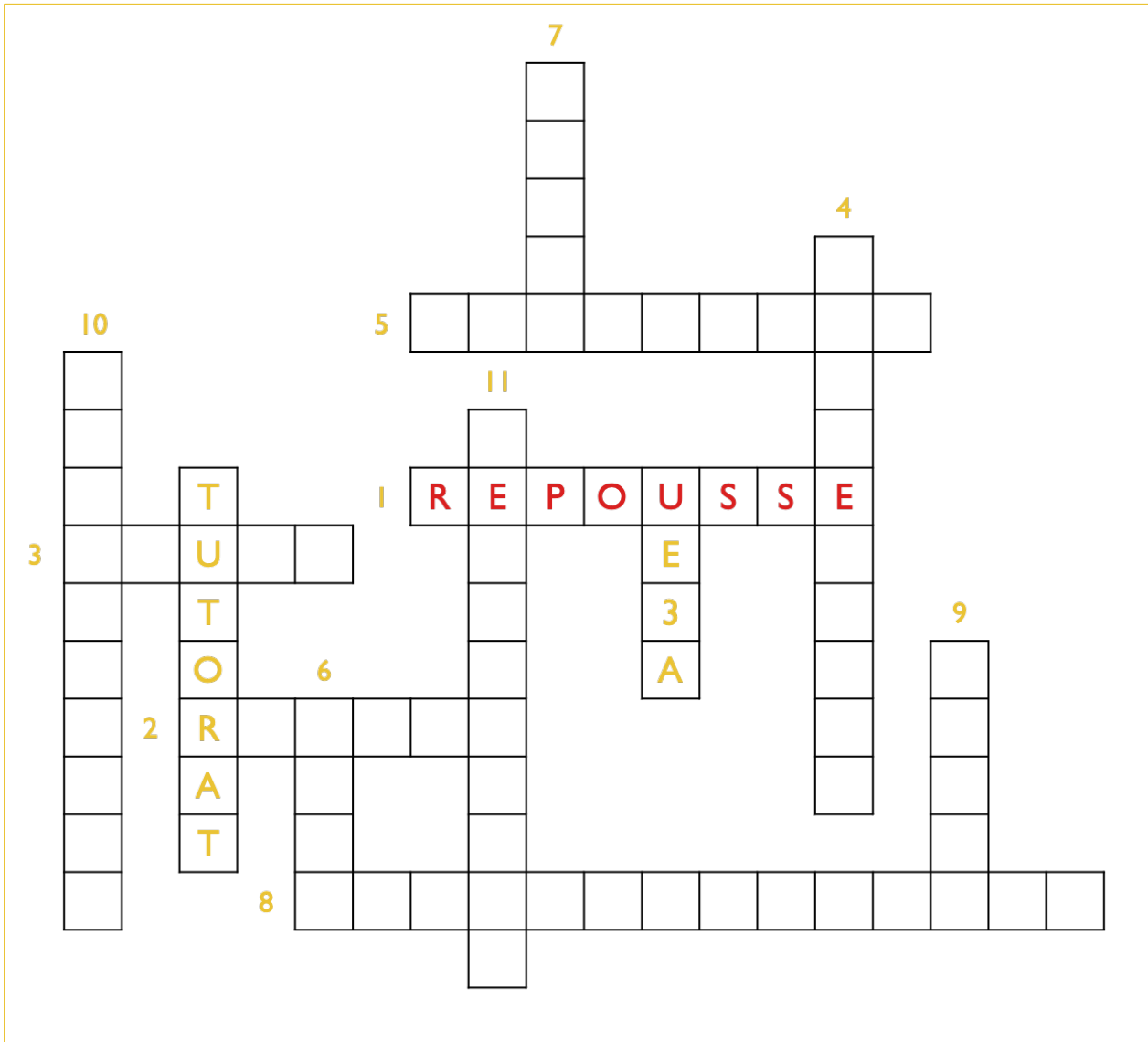
6 – On peut supprimer un tissu tel que les graisses en utilisant un T1 très court et une séquence

7 – En IRM, 3 gradients différents sont appliqués : le gradient de sélection de coupe, le gradient de ... et le gradient de champ.

8 – La spectroscopie RMN se définit comme une mesure de l'absorption d'une radiation dans le domaine des ... (20 à 900 MHz).

9 – Plus l'électronégativité des noyaux dans l'environnement proche du proton est faible, plus la densité électronique autour d'un noyau est grande, plus la constante d'... est élevée.

3^{ème} partie : Déroulement et aspect concret d'une séance d'IRM



I – Lors de la phase de relaxation et de l'émission d'une onde RF, deux phénomènes coexistent : la ... de la composante longitudinale et la chute de l'aimantation transversale.

I – Lors de la phase de relaxation et de l'émission d'une onde RF, deux phénomènes coexistent : la ... de la composante longitudinale et la chute de l'aimantation transversale.

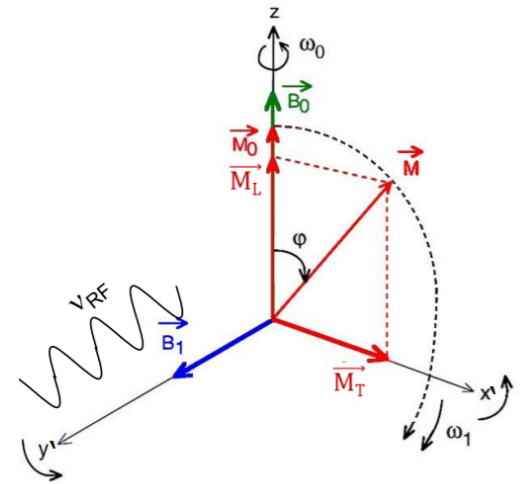
Lors de la phase de relaxation et de l'émission d'une onde RF, deux phénomènes coexistent : la **repousse** de la composante longitudinale et la chute de l'aimantation transversale (caractérisées respectivement par le **T1** et le **T2**).

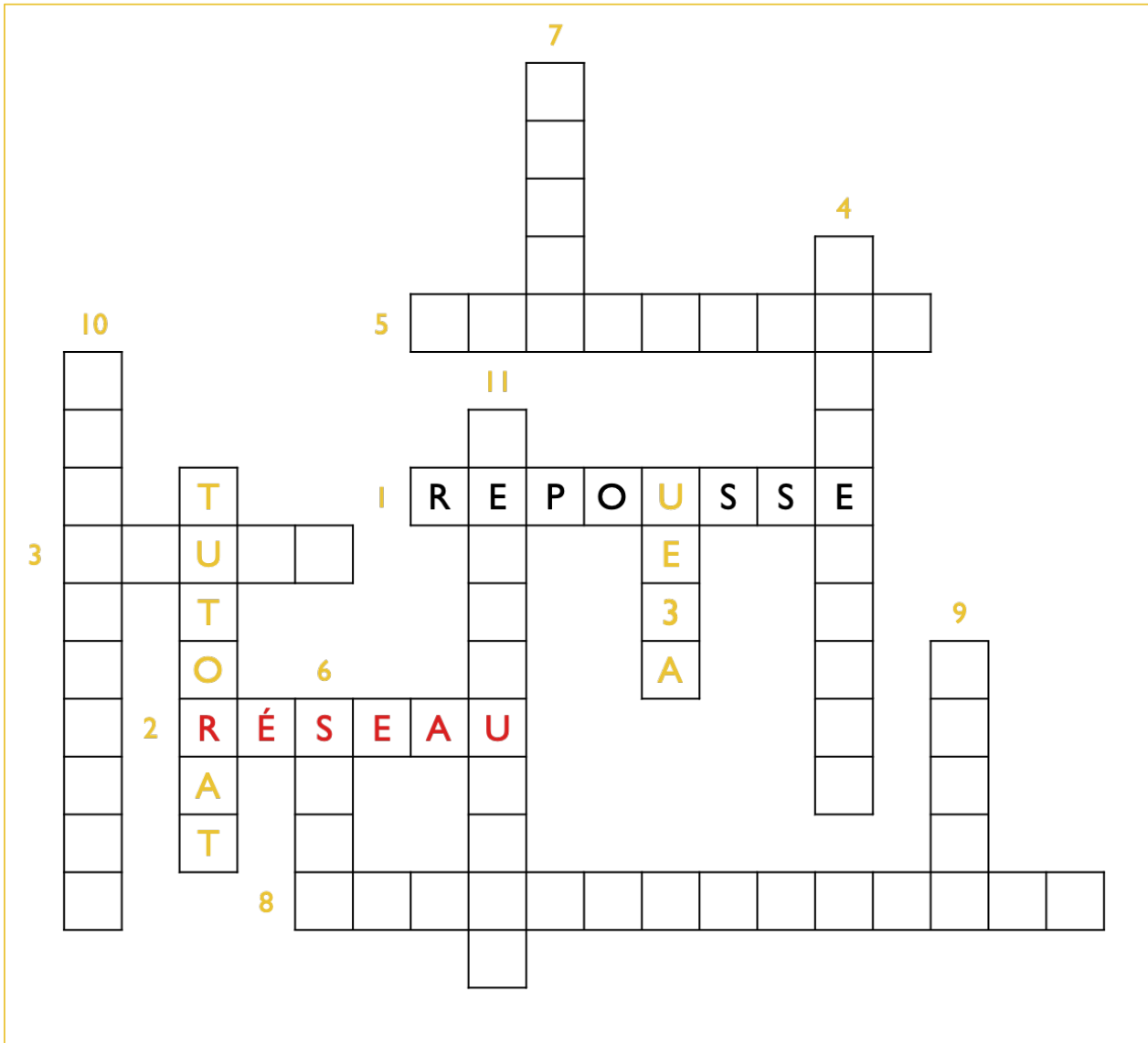
T1 : temps nécessaire à la repousse de **63%** de la composante longitudinale.

$$M_L(t) = M_0 \cos \varphi$$

T2 : temps nécessaire à la chute de l'aimantation transversale pour qu'elle atteigne **37%** de sa valeur initiale.

$$M_T(t) = M_0 \sin \varphi$$





2 – Le T1 est souvent supérieur au T2 et est qualifié de temps de relaxation spin-....

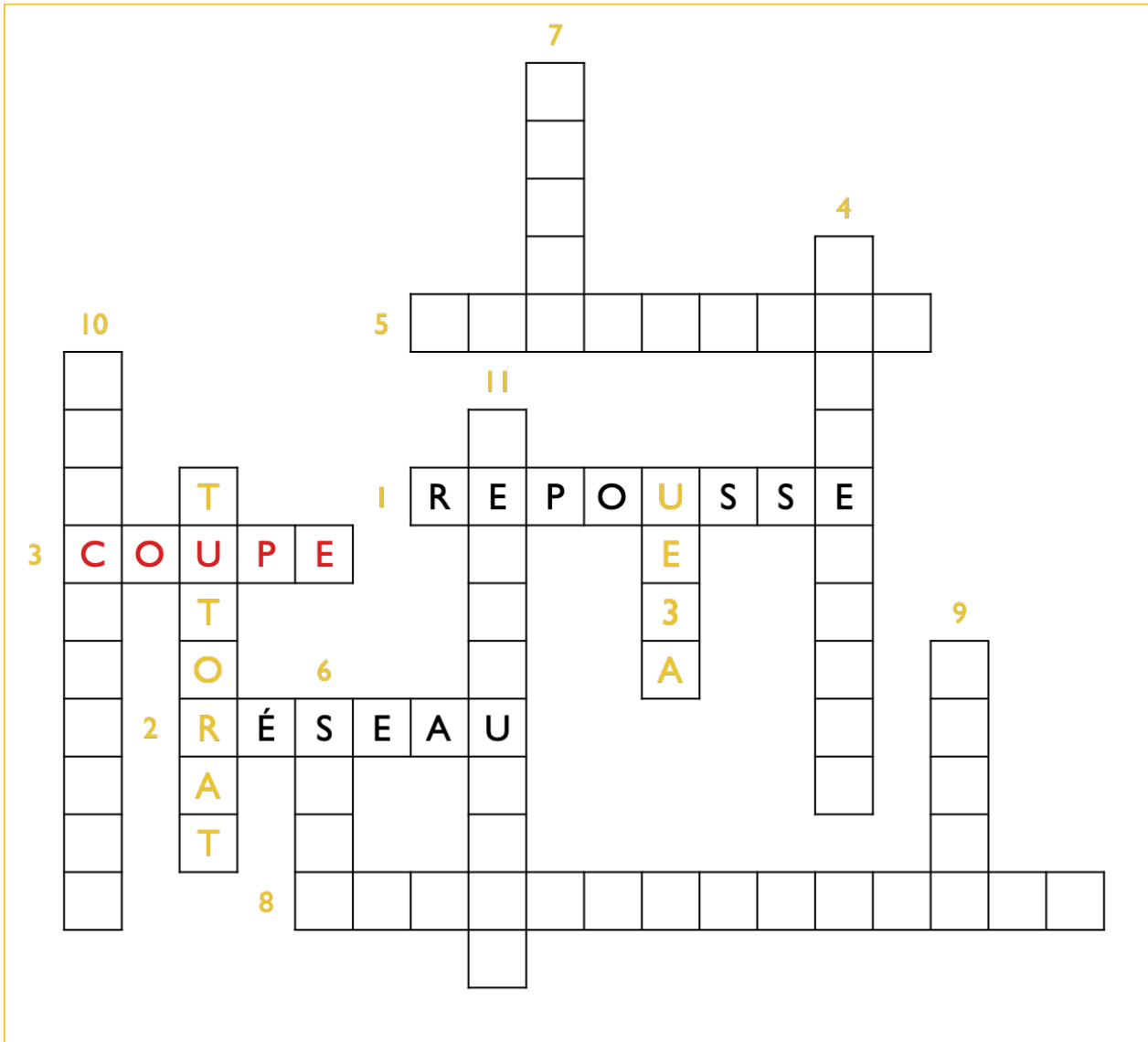
2 – Le T1 est souvent supérieur au T2 et est qualifié de temps de relaxation spin-....

- Le **T1** est **souvent supérieur** au **T2** (**sauf pour l'eau**) et est qualifié de temps de relaxation **spin-réseau** (sensible à **l'environnement** des protons au niveau tissulaire ainsi qu'à la **viscosité** du milieu).
- Le **T2** est qualifié de temps de relaxation **spin-spin** (lui aussi sensible à la **viscosité** du milieu ainsi qu'à **l'interaction** des protons à l'échelle moléculaire).

Pour le **T2**, on parle de phénomène de **déphasage** et de **rephasage** des spins dans le plan transversal :

- lorsque tout les spins sont en phase alors le signal émis est maximal
- lorsque les spins sont déphasés le signal est nul.
- Si $T1_a < T1_b$ alors $T2_a < T2_b$



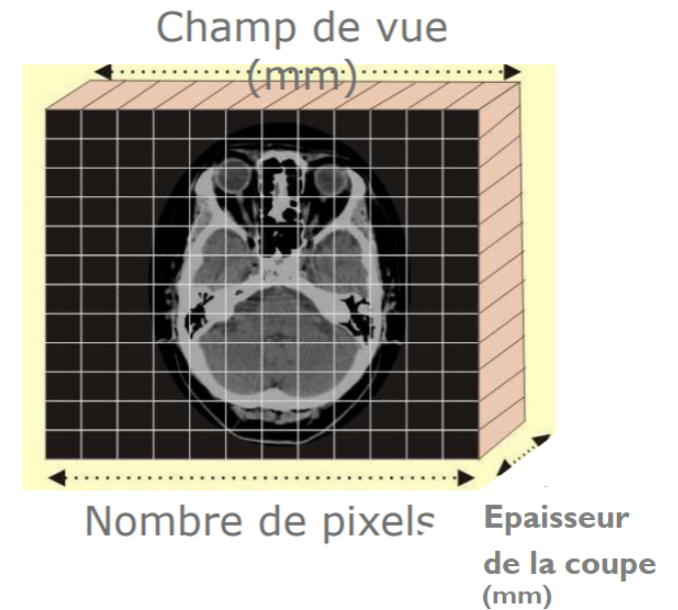


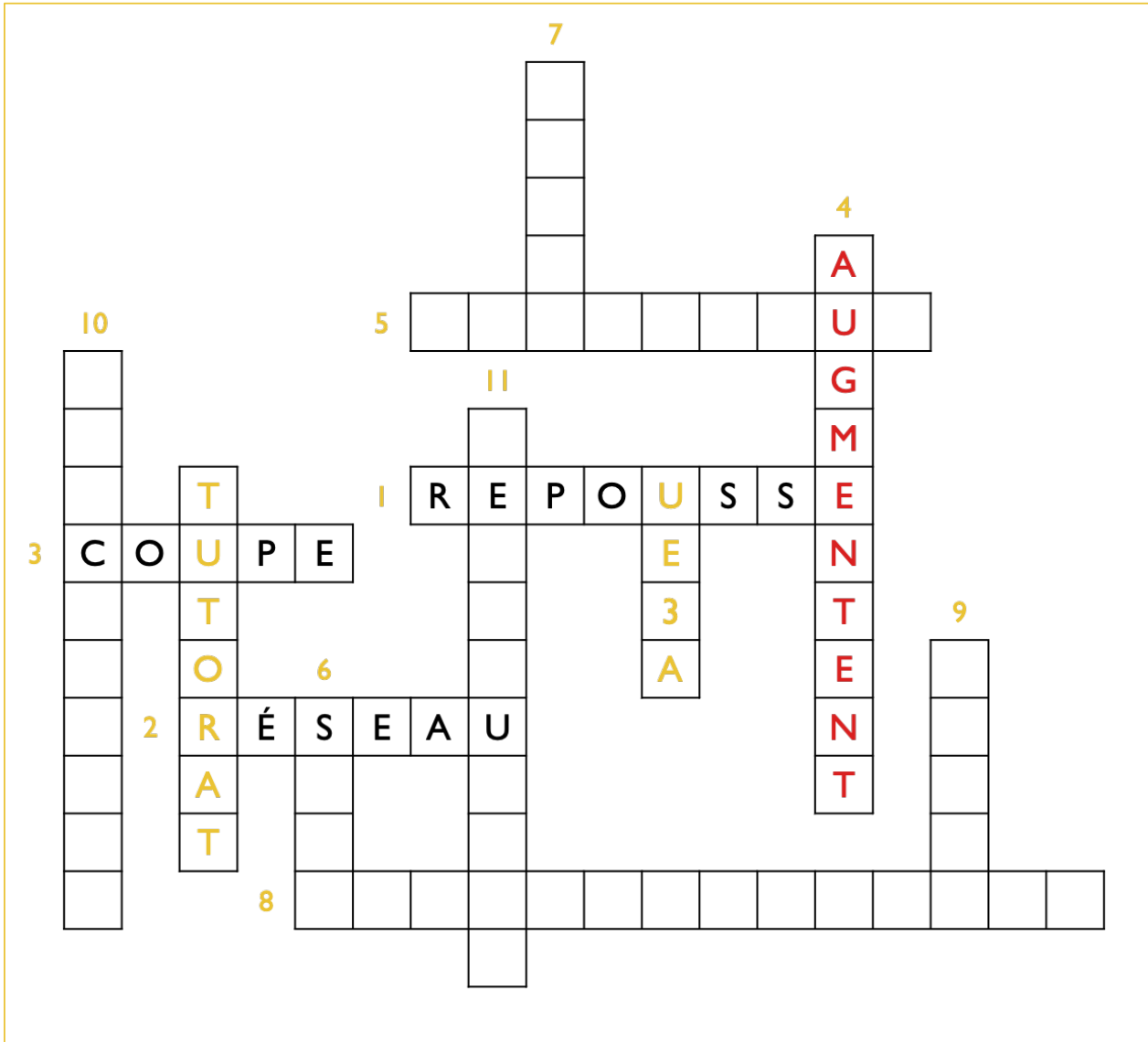
3 – Le champ de vue correspond aux dimensions réelles du plan de ... en mm.

3 – Le champ de vue correspond aux dimensions réelles du plan de ... en mm.

Le **champ de vue** correspond aux dimensions réelles du plan de **coupe** en mm.

Contrairement à la **taille de matrice** qui correspond aux dimensions du **plan de coupe mesurée** en nombre de **pixel** (picture element, 2D) ou **voxels** (volume element 3D).





4 – En général, les lésions ... les temps de relaxation T1 et T2 des tissus.

4 – En général, les lésions ... les temps de relaxation T1 et T2 des tissus.

En général, les lésions **augmentent** les temps de relaxation T1 et T2 des tissus.

Les lésions apparaissent :

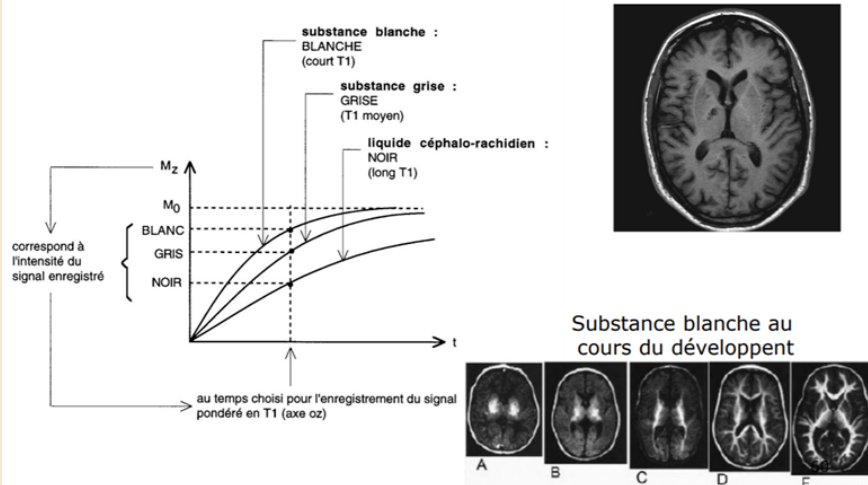
- En **hypo**-signal en **T1**
- En **hyper**-signal en **T2**

En pondération T1

On utilise des **TR** et **TE courts** :
= plus le **T1** est **court**, plus la **croissance** de M_z est **rapide**, plus grande est l'intensité mesurée, plus le tissu est **clair**.

Œdème en hypersignal

□ PONDERATION EN T1: imagerie cérébrale

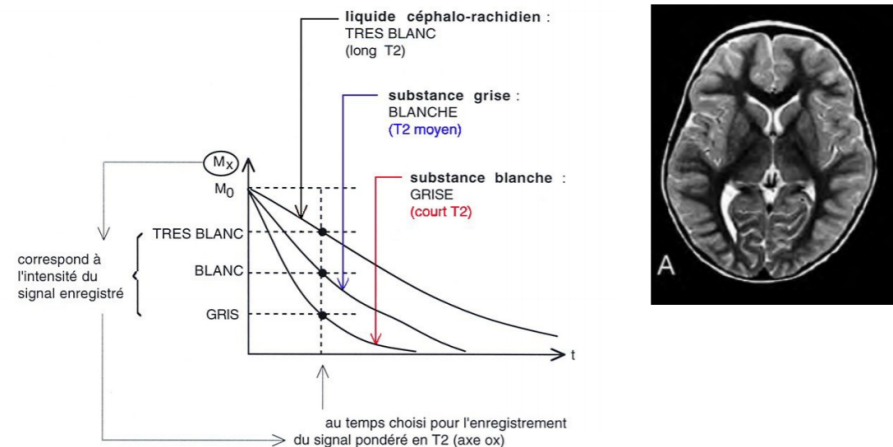


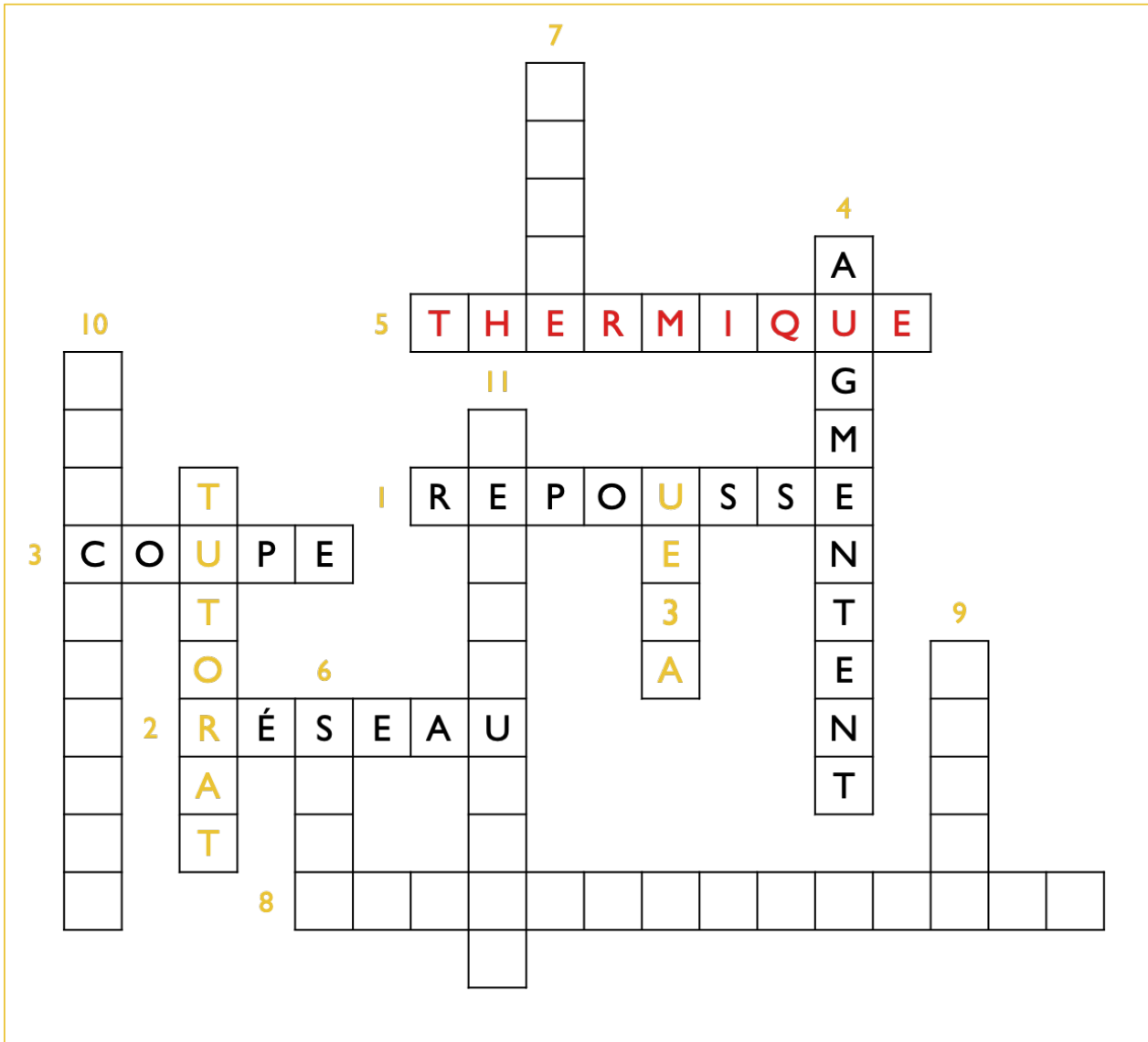
En pondération T2

On utilise des **TR** et **TE longs** :
= plus le **T2** est **long**, plus la **décroissance** de M_x est **lente**, plus grande est l'intensité mesurée, plus le tissu apparaît **clair**.

Œdème en hyposignal

□ PONDERATION EN T2: imagerie cérébrale





5 – L'effet biologique des ondes RF est uniquement

5 – L'effet biologique des ondes RF est uniquement

L'effet biologique des ondes RF est uniquement **thermique**.

La **norme de sécurité** est placée à **4 W.kg⁻¹** sur l'ensemble du corps humain pendant **15 min**.

Le débit d'absorption spécifique (DAS ou SAR) exprime le débit d'énergie absorbée par unité de masse de tissu sous l'effet d'une onde RF. Il s'exprime en **W.kg⁻¹**.

$$\text{SAR} = \frac{NW}{\rho t}$$

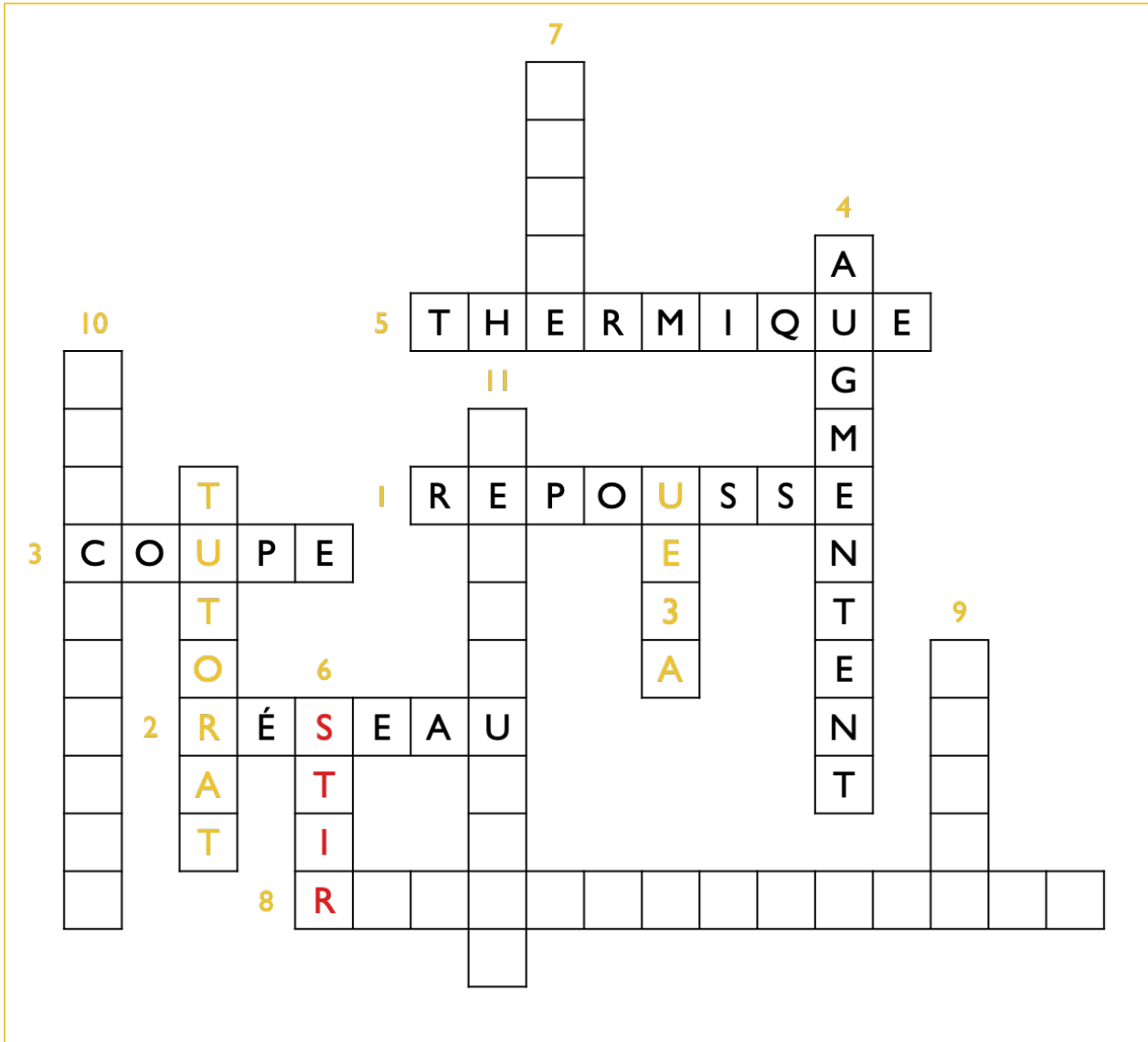
Avec :

ρ (en kg.m⁻³) : masse volumique

W (en J.m⁻³) : densité d'énergie

t (en s) : durée d'une impulsion

N (sans unité) : le nombre d'impulsion

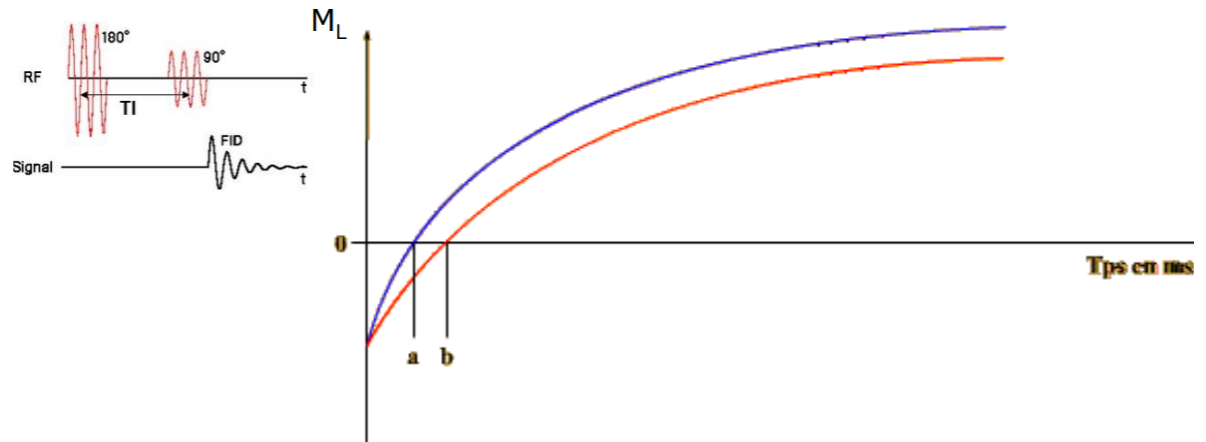


6 – On peut supprimer un tissu tel que les graisses en utilisant pour l'exemple un TI très court et une séquence

6 – On peut supprimer un tissu tel que les graisses en utilisant pour l'exemple un TI très court et une séquence

Grâce au **TI** et à la séquence **d'inversion récupération**, on peut **supprimer** un tissu tel que les graisses en utilisant pour l'exemple un TI très court et une séquence **STIR** (FLAIR pour éliminer les liquides).

Si on se place sur le point **b** du graphique, alors le tissu rouge ne donnera aucun signal et on aura par exemple éliminer les graisses



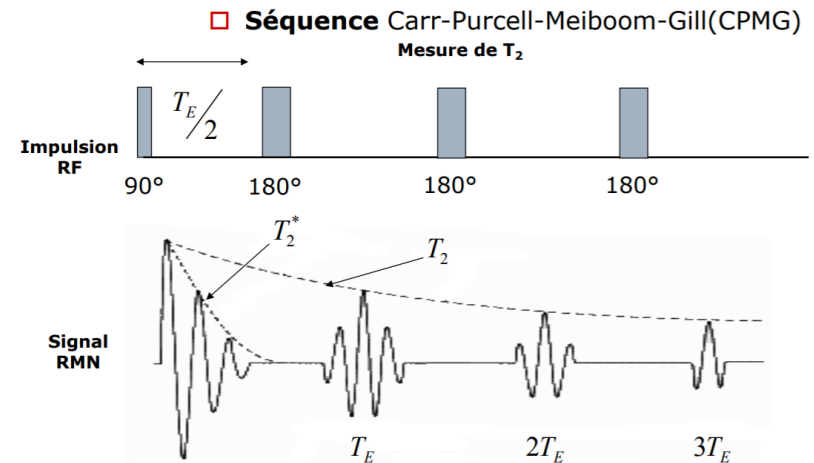
Rappel sur les séquences d'écho de spin

Pour le **T₂**, on va plutôt utiliser une **séquence d'écho de spin** ou **CPMG**.

Elle se caractérise par un **premier pulse** qui va faire basculer l'aimantation à **90°**. L'aimantation transversale sera donc **maximale** car tous les spins seront en phase et la décroissance n'aura pas encore commencée.

Premier problème : deux phénomènes sont responsables de la décroissance du signal :

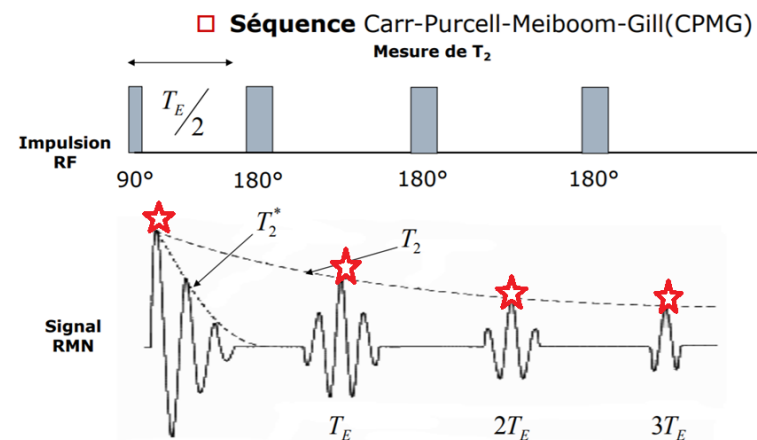
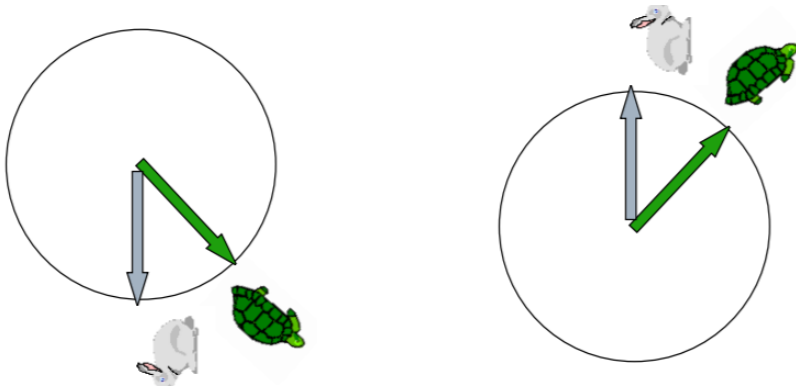
- le **déphasage des spins** (très rapide car les spins ne précessent pas à la même vitesse selon leur place dans le tissu)
- la **décroissance de l'aimantation transversale**.

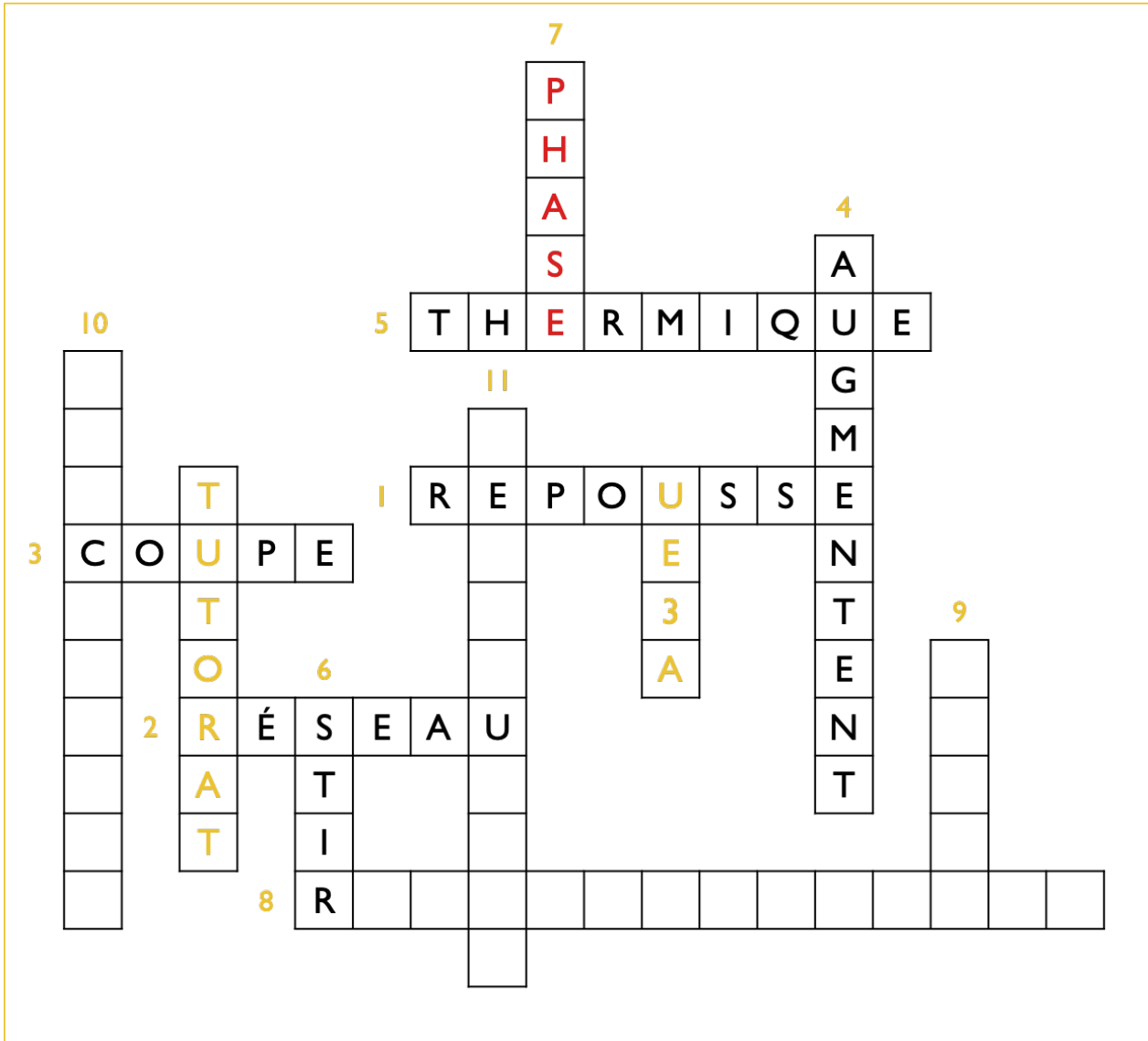


Rappel sur les séquences d'écho de spin

Le **T2*** est caractérisé par ces **deux phénomènes** (et donc les inhomogénéités du champ B_0 **ainsi que** celle d'origine moléculaire) alors que le **T2** ne dépend **que** de la chute de l'aimantation transversale (et donc des inhomogénéités d'origine moléculaire).

On obtient le T2 en émettant des pulses responsables d'un **basculement à 180°** de l'aimantation. Le lapin qui était alors devant la tortue se retrouve **derrière**, il va donc finir par la rattraper et quand ce sera le cas, on aura un maximum et donc un **écho de spin**.





7 – En IRM, 3 gradients différents sont appliqués : le gradient de sélection de coupe, le gradient de ... et le gradient de champ.

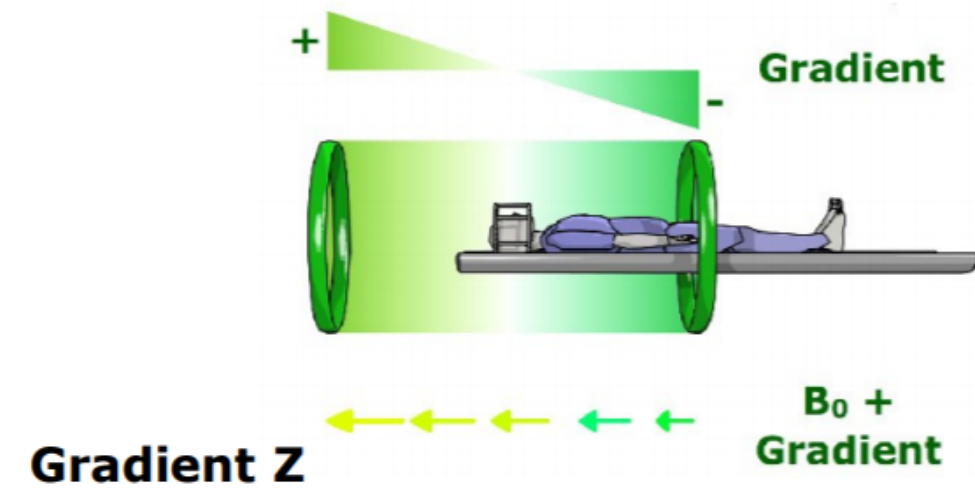
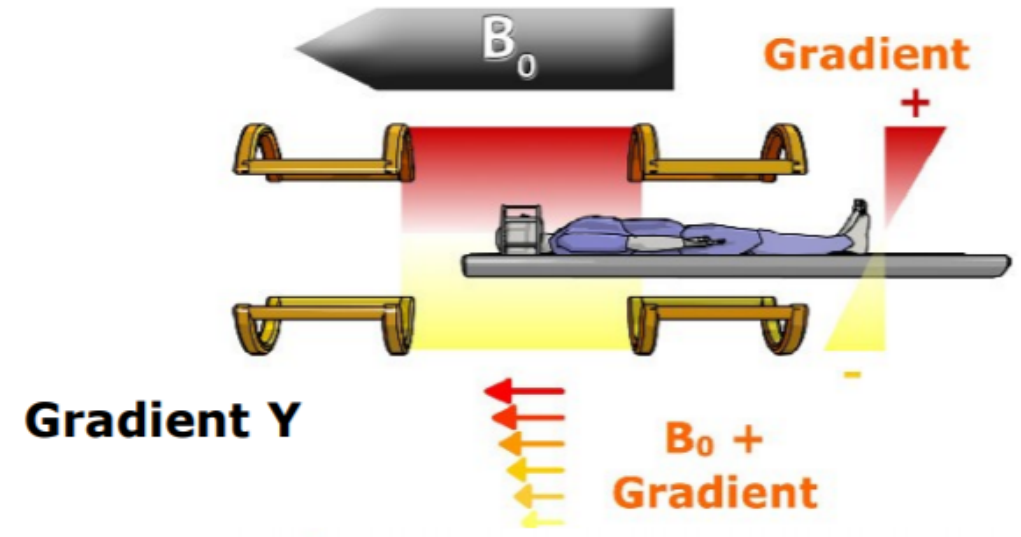
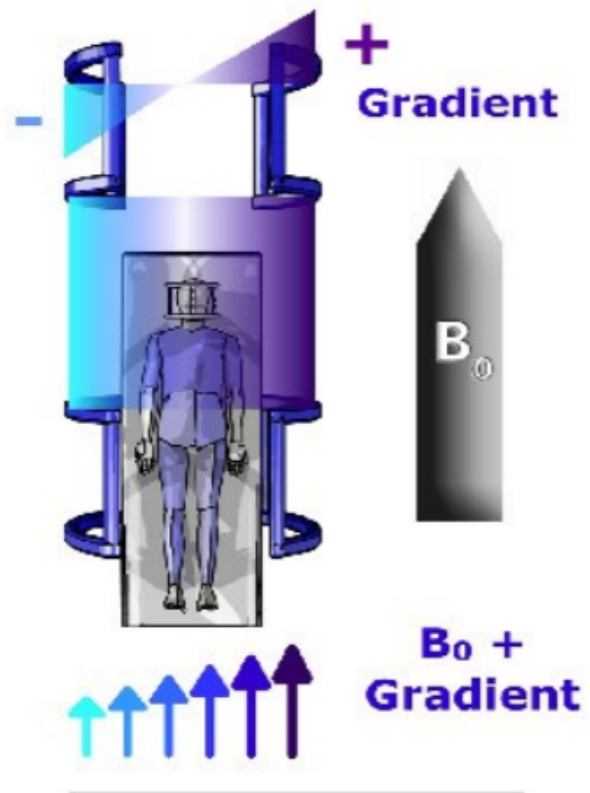
7 – En IRM, 3 gradients différents sont appliqués : le gradient de sélection de coupe, le gradient de ... et le gradient de champ.

Dans une expérience IRM, on peut simplifier en définissant un **gradient de champ** comme une variation spatiale volontaire d'un champ magnétique pour cartographier la coupe.

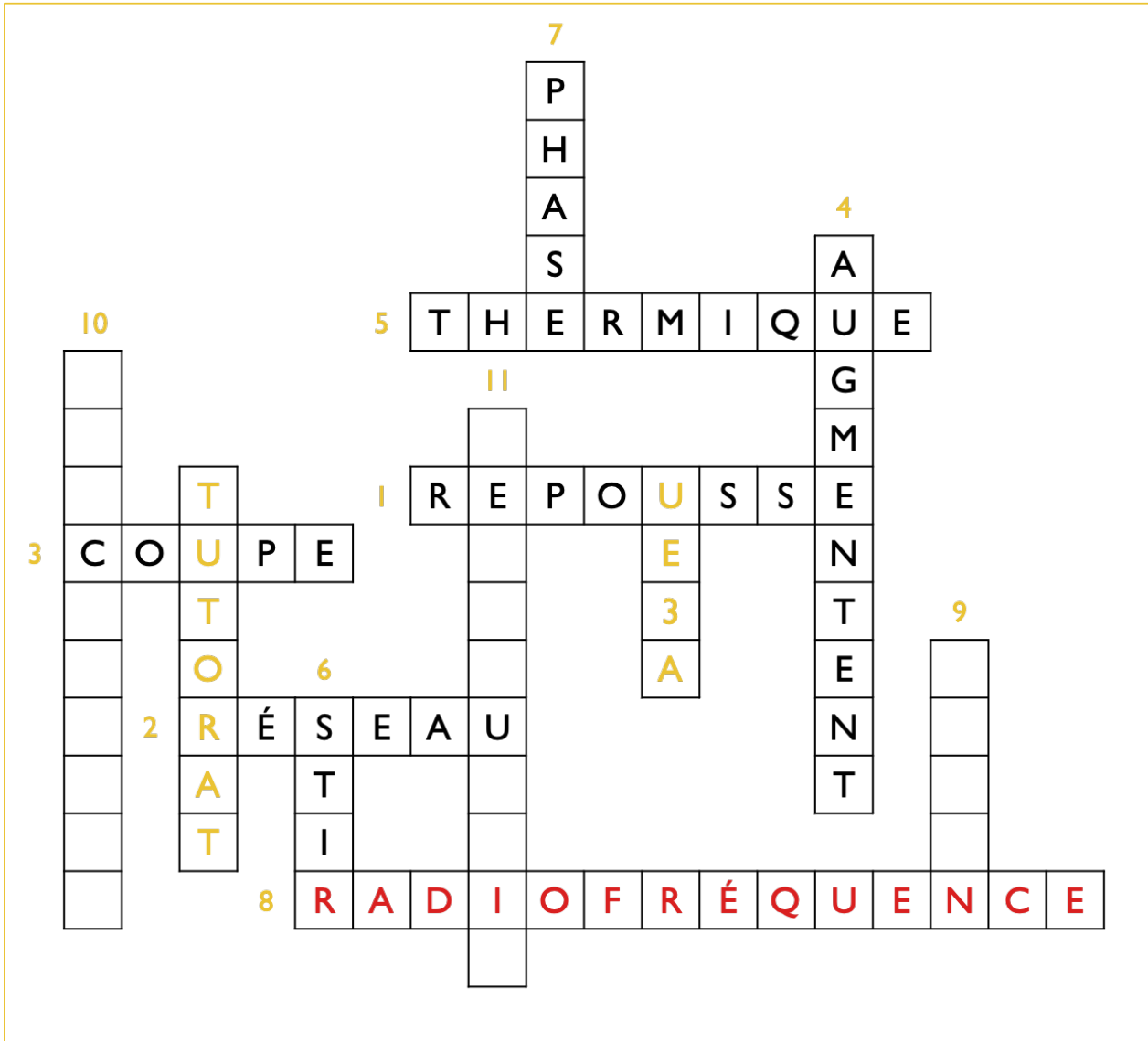
3 gradients de champ différents sont appliqués pour pouvoir cartographier la mesure physique donnée d'une zone du tissu biologique d'un patient :

- le gradient de **sélection de coupe** (appliqué pendant l'impulsion sélective RF) : l'épaisseur de la coupe dépend de la largeur de la bande de fréquence et l'orientation de la coupe est perpendiculaire à la direction du gradient,
- le **gradient de phase** appliqué immédiatement après l'impulsion d'excitation,
- le **gradient de champ** ou de fréquence appliqué pendant le recueil du signal.

Les 3 étapes sont répétées **N fois** (N = nombre de ligne de la coupe). Le décodage est possible grâce à la **transformée de Fourier**.



4^{ème} partie : La spectroscopie RMN



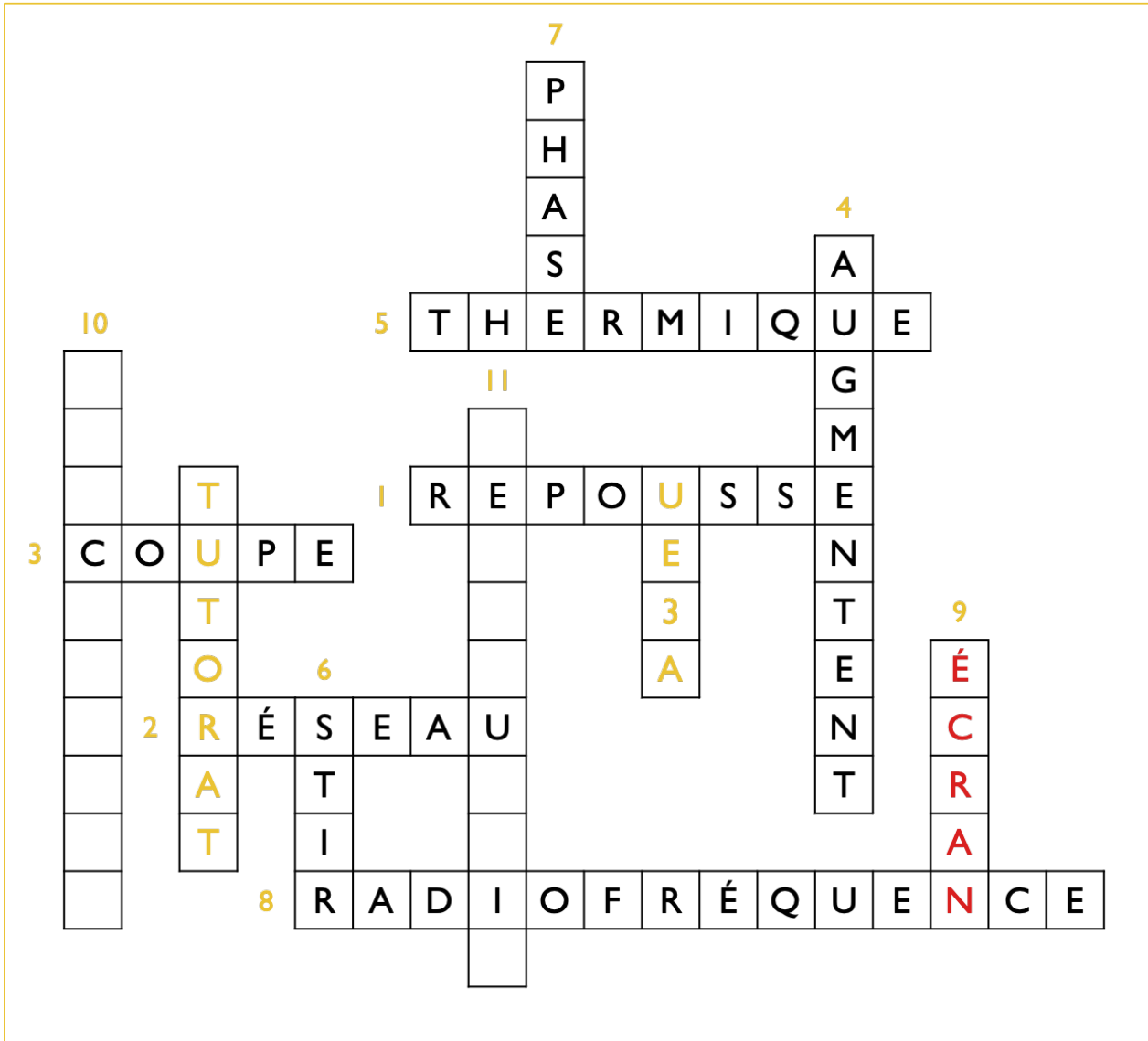
8 – La spectroscopie RMN se définit comme une mesure de l'absorption d'une radiation dans le domaine des ... (20 à 900 MHz).

8 – La spectroscopie RMN se définit comme une mesure de l'absorption d'une radiation dans le domaine des ... (20 à 900 MHz).

La spectroscopie RMN se définit comme une mesure de l'absorption d'une radiation dans le domaine des **radiofréquences** (20 à 900 MHz) donc des ondes **non ionisantes** sans danger, responsables d'un simple échauffement du corps) par un noyau atomique dans un champ magnétique intense (3 T).

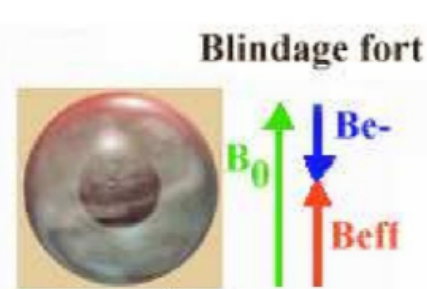
Un **champ magnétique intense** permet d'utiliser des ondes de fréquences plus **élevées** et d'avoir une meilleure résolution. La spectroscopie RMN permet **d'identifier la structure des molécules** (quels types de noyaux atomiques et leurs environnements chimique).

Gamme de fréquences en Hertz	Exemples d'application
30 kHz - 30 MHz	<i>Radiodiffusion</i>
30 MHz - 300 MHz	<i>Radio , Télévision, RMN proton</i> Radio FM : 88 - 108 MHz Télévision : 47 - 830 MHz
300 MHz - 3 GHz	<i>Télévision et Téléphonie mobile</i> Télévision : 47 - 830 MHz GSM : 890 – 960 MHz DCS : 1710 – 1880 MHz UMTS : 1900 – 2100 MHz WiFi : 2400 MHz
3 GHz - 30 GHz	<i>Radars et Télévision par satellites , RPE</i>
30 GHz -300 GHz	<i>Communications « indoor » et Faisceaux hertziens</i>



9 – Plus l'électronégativité des noyaux dans l'environnement proche du proton est faible, plus la densité électronique autour d'un noyau est grande, plus la constante d'... est élevée.

9 – Plus l'électronégativité des noyaux dans l'environnement proche du proton est faible, plus la densité électronique autour d'un noyau est grande, plus la constante d'... est élevée.



Plus l'électronégativité des noyaux dans l'environnement proche du proton est **faible**, plus la densité électronique autour d'un noyau est grande, plus la constante **d'écran** (σ) est **élevée** (effet de blindage).

La fréquence de résonance dépend du noyau et de sa constante d'écran :

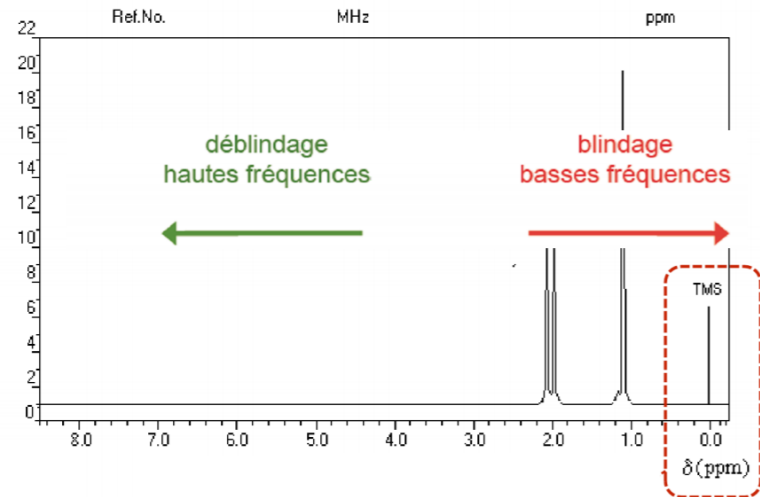


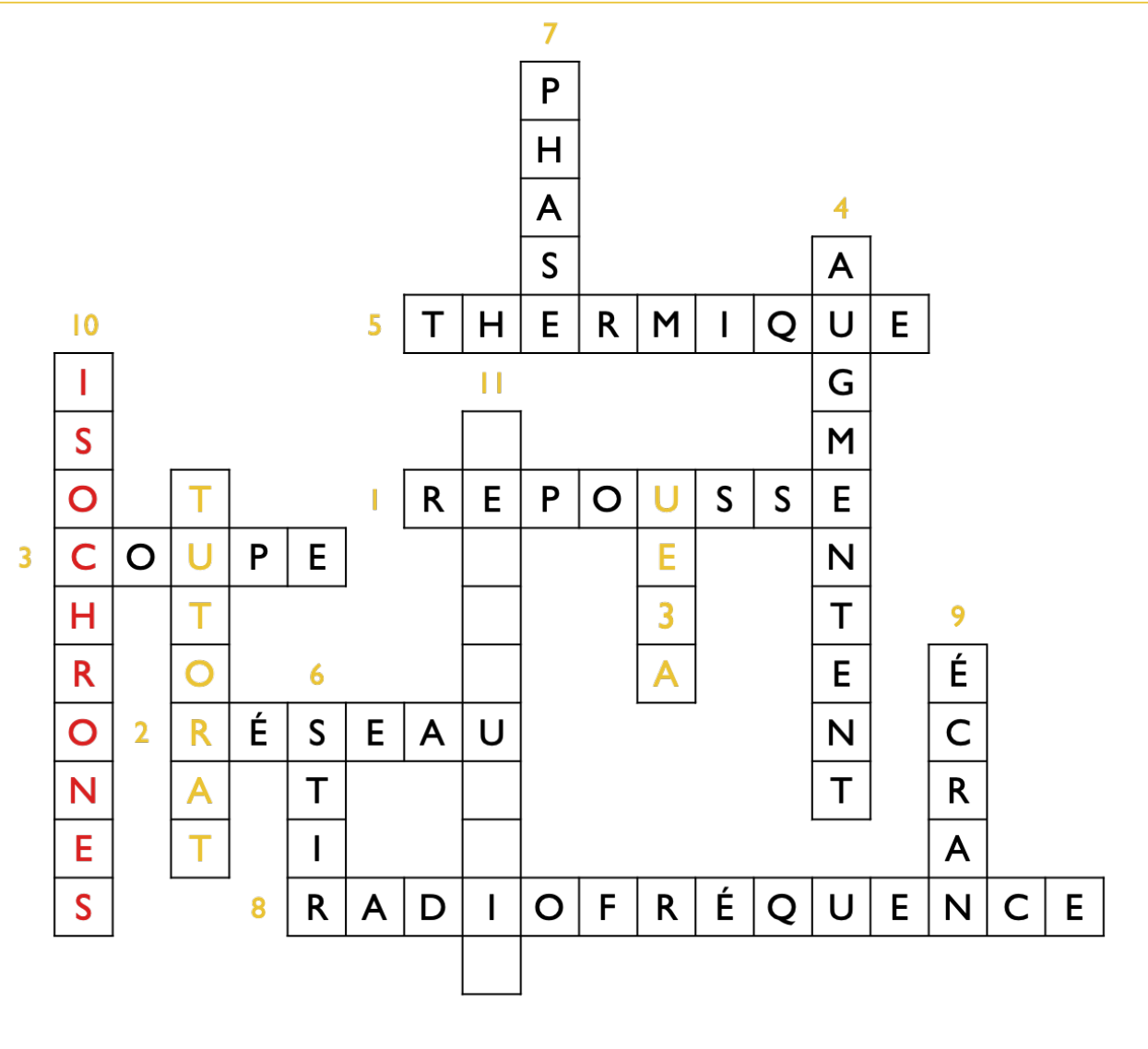
$$\nu_i = \frac{\gamma}{2\pi} B_{eff} = (1 - \sigma_i) \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

- Le **déplacement chimique** correspond à l'**écart relatif** des **fréquences** de résonance d'un composé par rapport à celle de d'une molécule de référence.
- Plus la constante d'écran est **forte**, plus la fréquence de résonance est **faible** et donc on aura un **faible déplacement chimique**.
- Remarque : $\nu_i = \nu_{rf}$ (c'est pourquoi qu'on cherche la fréquence de résonance)

	CH ₃ F	CH ₃ OH	CH ₃ Cl	CH ₃ Br	CH ₃ I	TMS
Electronégativité (γ)	4,0	3,5	3,1	2,8	2,5	1,0
δ (ppm)	4,26	3,40	3,05	2,68	2,16	0,00

← déblindage hautes fréquences
→ blindage basses fréquences





10 – Des noyaux ... ont le même environnement et donc aussi la même constante de blindage.

10 – Des noyaux ... ont le même environnement et donc aussi la même constante de blindage.

Des noyaux **isochrones (ou équivalents)** ont le même environnement et donc aussi la même constante d'écran/blindage.

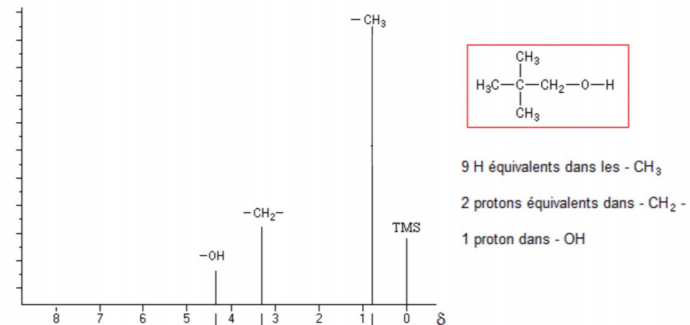
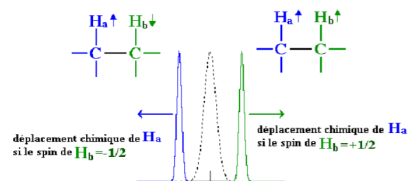
Attention : il ne faut pas les confondre avec les **protons voisins** qui correspondent à des protons espacés entre eux par deux carbones responsable du fractionnement du signal à cause du couplage spin spin.

COUPLAGE SPIN - SPIN

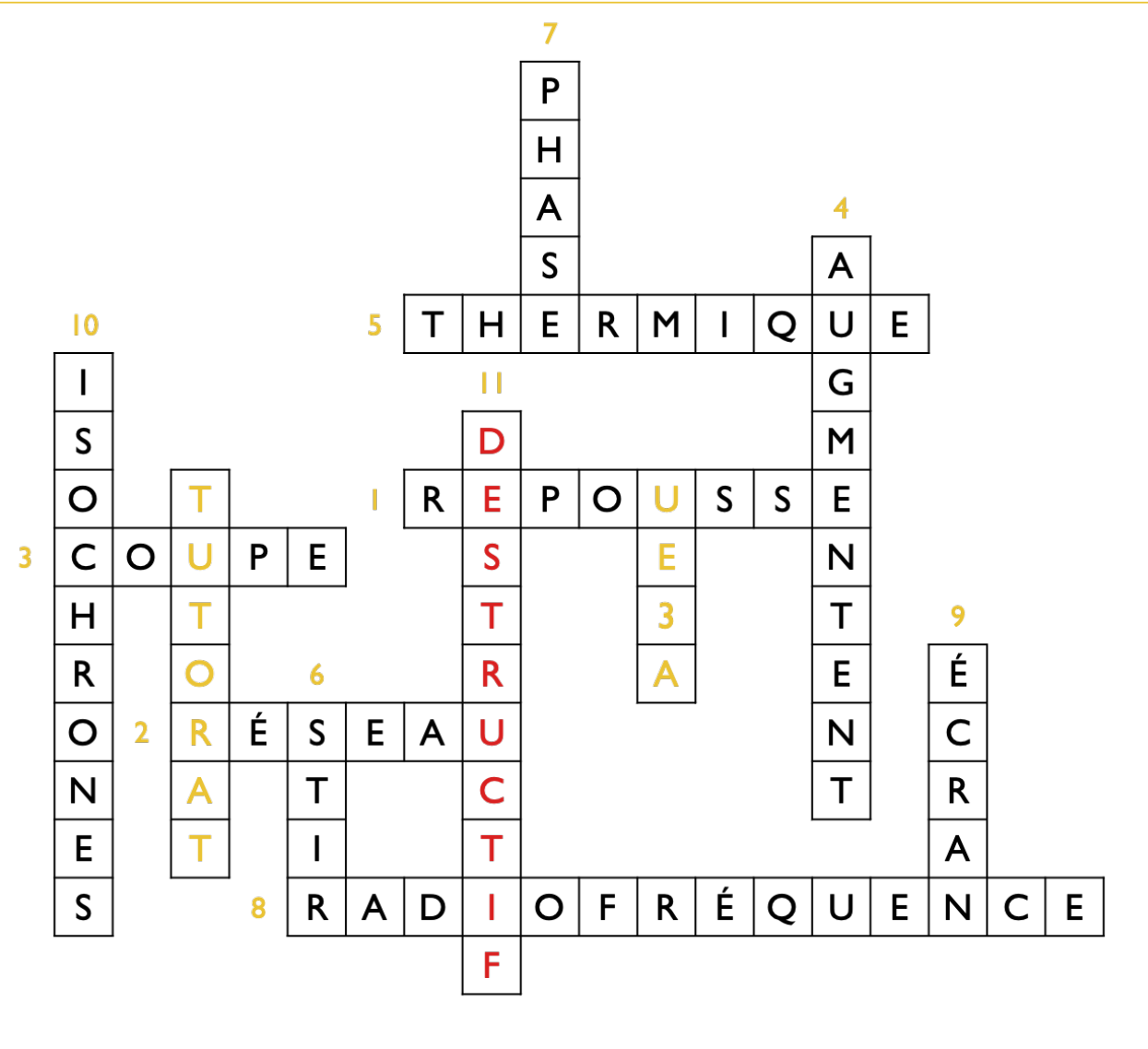
Soit H_a le proton résonant et H_b le proton voisin de H_a

Champ local de H_a influencé par les 2 orientations possibles du spin de H_b ($+1/2$ et $-1/2$)

Le signal RMN **unique** est scindé en **deux** (doublet)



	Noyaux isochrones = équivalents	Noyaux anisochrones = voisins
Environnement électronique	Identiques	Différents
Constante d'écran	Identiques	Différents
Fréquence de résonance	Identiques	Différents

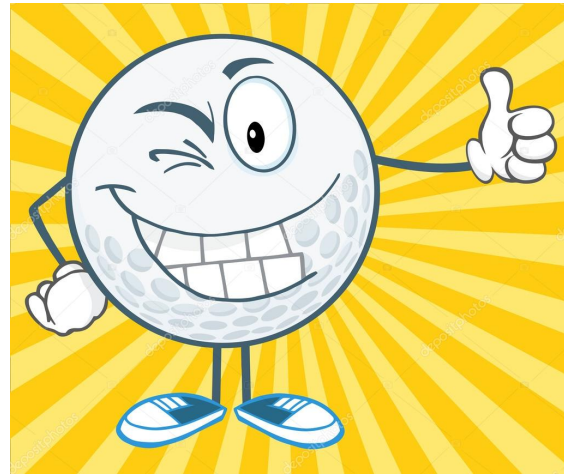


II – Les principaux avantages de cette méthode sont les caractères non invasif, non ... et sa précision.

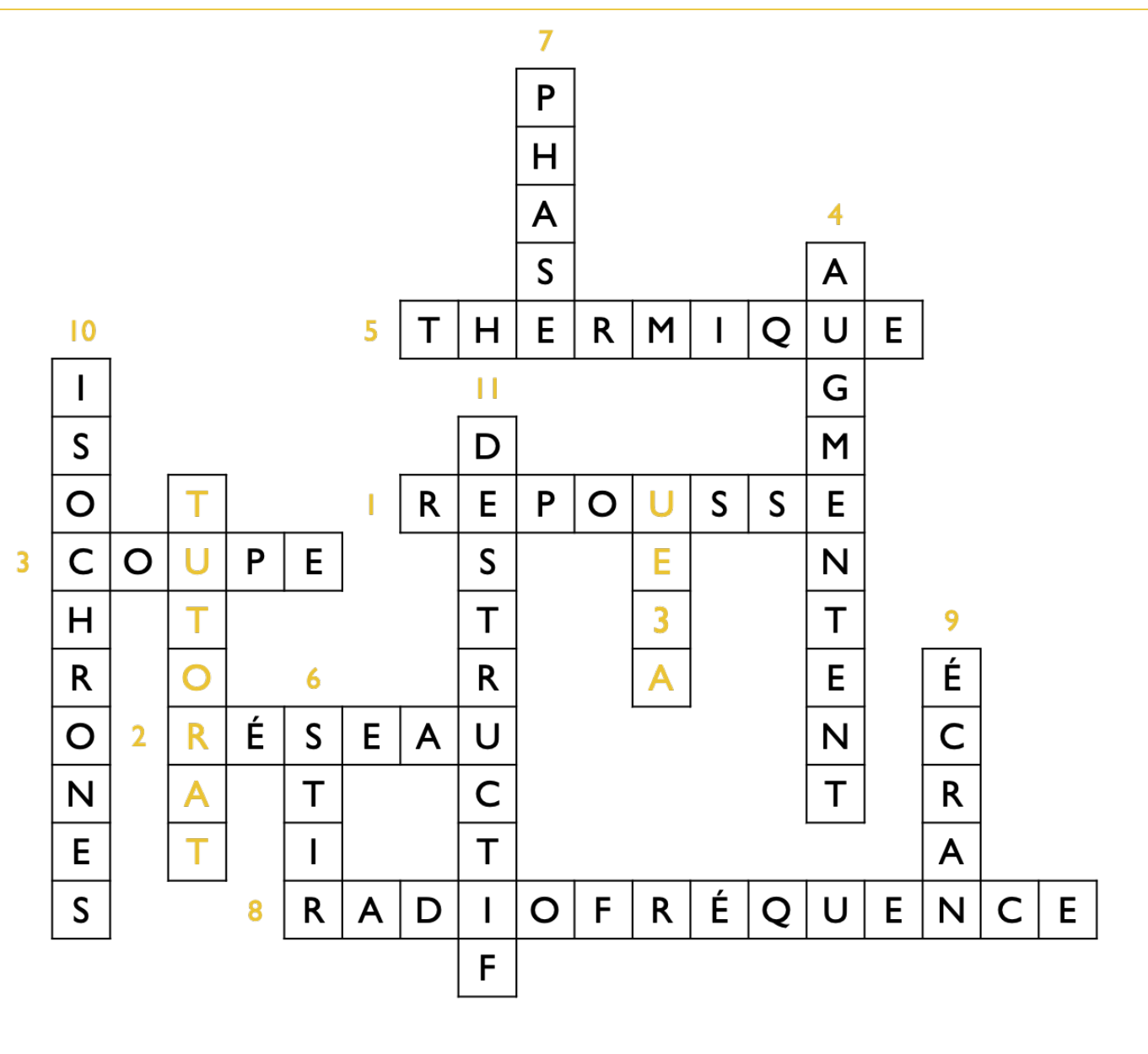
II – Les principaux avantages de cette méthode sont les caractères non invasif, non ... et sa précision.

Les principaux avantages de cette méthode sont les caractères non invasif, non **destructif** et sa précision.

Cette technique permet donc de **limiter les coûts**, de procéder à un **suivi dans le temps**, de rendre accessible des tissus et donc de ne **pas mettre en danger** le patient.



GRILLE FINALE



1. Lors de la phase de relaxation et de l'émission d'une onde RF, deux phénomènes coexistent : la ... de la composante longitudinale et la chute de l'aimantation transversale (caractérisé respectivement par le T1 et le T2).
2. Le T1 est souvent supérieur au T2 (sauf pour l'eau) et est qualifié de temps de relaxation spin ... alors que le T2 est qualifié de temps de relaxation spin spin.
3. Le plan de ... correspond aux dimensions réelles du plan de coupe en mm.
4. En général, les lésions ... les temps de relaxation T1 et T2 des tissus. T1 : hypo-signal T2 : hyper-signal
5. L'effet biologique des ondes RF est uniquement ... La norme de sécurité est placée à 4 W.kg-1 sur l'ensemble du corps humain pendant 15 min.
6. Grâce au T1 et à la séquence d'inversion récupération, on peut supprimer un tissu tel que les graisses en utilisant pour l'exemple un T1 très court et une séquence ...
7. 3 gradients différents sont appliqués pour pouvoir cartographier la mesure physique donnée d'une zone du tissu biologique d'un patient : le gradient de sélection de coupe (appliqué pendant l'impulsion sélective RF, le gradient de ... appliqué immédiatement après l'impulsion d'excitation, le gradient de champ ou de fréquence appliqué pendant le recueil du signal.
8. La spectroscopie RMN se définit comme une mesure de l'absorption d'une radiation dans le domaine des ... (20 à 900 MHz) par un noyau atomique dans un champ magnétique intense (3 T).
9. Plus l'électronégativité des noyaux dans l'environnement proche du proton est faible, plus la densité électronique autour d'un noyau est grande, plus la constante d'... est élevée (effet de blindage).
10. Des noyaux ... (ou isochrones) ont le même environnement et donc aussi la même constante d'(mot précédent).
11. Les principaux avantages de cette méthode sont les caractères non invasif, non ... et sa précision.

