

Biophysique & Physiologie

LAS - 2025/26

TUTORAT RENNAIS

SOMMAIRE

SOMMAIRE 3

INTRODUCTION BIOPHYSIQUE 1

METHODOLOGIE 2

RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUES 5

RAYONNEMENTS IONISANTS (RI) 11

RADIOACTIVITE 24

DOSIMETRIE 30

RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE (RMN) 36

ULTRASONS (US) 46

BIOPHYSIQUE DES FLUIDES 55

LES ETATS DE LA MATIERE 62

MILIEU INTERIEUR 67

INTRODUCTION BIOPHYSIQUE

Bonjour à toi !

Le deuxième semestre commence et les ***matières à calculs*** (MàC) avec lui. Les MàC regroupent les biostatistiques et la biophysique. Dans ces UE, il n'est pas question de par cœur mais plutôt d'applications et de raisonnements. La méthode de travail est donc différente.

Avant toutes choses, saches que ta ***calculatrice*** est ta meilleure amie alors pense à vérifier que le modèle en ta possession est bien autorisé à l'examen. Aussi, les erreurs de calculs sont fréquentes c'est pourquoi nous te conseillons de t'entrainer avec cette calculatrice tout au long du semestre pour bien la prendre en main. Le jour de l'examen, elle devra être là pour te faire gagner du temps et pas l'inverse alors n'hésite pas à explorer les différents modes, les constantes enregistrées, etc…

Maintenant que le petit rappel de calculatrice est fait, nous pouvons passer au vif du sujet. Pour la biophysique, le par cœur ne représente qu'un quart du temps de travail. Il faut bien évidemment connaître ses formules mais le plus important est de savoir les utiliser correctement et dans la bonne situation.

Pour t'entraîner à ça, les ***QCM*** des conférences classées et les conférences seront là pour toi au début. Une fois que tu seras plus à l'aise, tu pourras t'entraîner avec les annales, y compris celles des concours blancs. Nous te conseillons de ne pas regarder la solution au premier obstacle venu, accorde-toi du temps pour trouver la réponse. Si vraiment tu ne trouves pas de pistes de résolution et que tu es bloqué(e), regarde la correction et essaie d'identifier ce qu'il t'a manqué cette fois pour que ça n'arrive pas plus tard. Tu pourras tenter de résoudre ce QCM sans correction une autre fois. Notons aussi que chaque QCM ne demande pas le même temps de résolution **mais pas de panique**, les professeurs le savent et le prennent en compte.

La biophysique ne demande pas 3h de ton temps deux fois par semaine. Il est plutôt question de ***RÉGULARITÉ*** ! Nous te conseillons donc de travailler la biophysique au moins 4-5 fois par semaine. Evidemment, tu peux choisir le moment de la journée qui te correspond le mieux.

Tout ça peut être déboussolant au début mais tu verras que très vite, les formules te viendront toutes seules en tête et la résolution des différents QCM pourra peut-être même te paraître instinctive.

Si jamais tu ne comprends pas la correction de certains QCM ou de certains points du cours, viens nous voir en ***conférence*** ou pose ta question sur le ***forum*** du site du tutorat, nous te répondrons au mieux et au plus vite. **Ne reste pas avec des incompris.**

N'oublie pas que **ce fascicule ne remplace pas les cours**. Il est là pour t'accompagner et t'aider à aborder la biophysique sans trop d'appréhension. C'est normal de trouver la physique difficile mais elle est accessible. Alors surtout entraine toi et refais les exercices jusqu'à y arriver.

PS : La rédaction n'est pas notée alors il n'est pas nécessaire d'apprendre par cœur les démonstrations si elles ne t'aident pas. Aussi, n'hésite pas à raturer et à écrire toutes tes idées sur un brouillon quand tu t'exerces, ça ne sera pas du temps perdu.

Bon courage :)

METHODOLOGIE

REGULARITE

Comme pour les biostatistiques, la biophysique nécessite un travail quotidien. Nous te conseillons de t'entrainer sur un chapitre chaque jour. En revanche, il n'est pas nécessaire d'y consacrer toute ta journée. **Il vaut mieux un peu tous les jours que beaucoup à l'occasion.**

QCM

Calculs

En abordant un QCM de biophysique qui demande des calculs, il y a plusieurs questions qu'il faut que tu te poses pour être sûr(e) de le résoudre sans erreurs :

Quelle est l'unité de ce que je dois calculer ?

Les unités sont à la physique ce que le cidre est à un breton. Il est dommage de rater un QCM parce que l'unité de la réponse choisie n'est pas la bonne. Les unités peuvent t'aider à t'assurer de la cohérence de tes calculs et de tes conversions. C'est pourquoi il est obligatoire de les connaître ainsi que les liens entre elles et la grandeur à laquelle elles sont associées.

Profite aussi de cette étape pour tout convertir dans les **unités du système international** :

GRANDEUR	UNITÉ	SYMBOLE
Force	Newton	$N = m.kg.s^{-2}$
Travail / Energie	Joule	$J = N.m = m^2.kg.s^{-2}$
Puissance	Watt	$W = J.s^{-1} = N.m.s^{-1}$
Masse Volumique	Kilogramme par mètre cube	$kg.m^{-3}$
Pression	Pascal	$Pa = N.m^{-2} = m^{-1}.kg.s^{-2}$
Tension superficielle	Newton par mètre	$N.m^{-1} = kg.s^{-2}$
Viscosité	Pascal seconde	$Pa.s = m^{-1}.kg.s^{-1}$

Quelles formules dois-je utiliser ?

Cette étape est la plus importante. En fonction de l'énoncé et des réponses, tu sauras ce que tu dois calculer mais il arrive souvent que plusieurs formules existent. C'est à toi d'identifier celle qui est la plus adaptée et si tu te trouves face à un cas particulier. Si jamais tu peux utiliser plusieurs formules, tu peux en utiliser au moins deux pour vérifier et conforter ton résultat.

Qu'est-ce qui correspond à quelle variable ?

Une fois que tu as vérifié les unités, converti tes valeurs et trouvé la formule adaptée, il ne reste plus que la mise en pratique. Identifie à quel nombre correspond chaque variable/inconnue de ta formule et puis remplace les. Ta calculatrice se chargera du reste (vérifie bien qu'il ne manque rien en tapant le calcul).

Cours

Dans ces QCM, la méthodologie est la même que dans une matière de par cœur.

NOTES PERSONNELLES

RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUES

INTRODUCTION

Le rayonnement électromagnétique est présent sous différentes formes, notamment dans le domaine médical :

- Radiographie
- Scanner X
- Test de fluorescence à la lampe de Wood pour l'examen dermatologique
- IRM à radiofréquence
- Scintigraphie osseuse par utilisation des rayonnements gamma

DEFINITION

Le rayonnement électromagnétique est un type particulier de **rayonnement**. Autrement dit, il s'agit d'un **transport d'énergie** sous forme ***d'ondes*** ou de ***particules*** à partir d'une **source** (dualité onde-corpuscule).

Le rayonnement électromagnétique se distingue des autres rayonnements par sa capacité à se **propager dans le vide**. Il se caractérise par la propagation de particules de masse et de charge nulle appelées ***photon***. Pour donner un contre-exemple, le son est un rayonnement qui nécessite de la matière pour se propager *(Désolé pour la déception mais le bruit de l'explosion de l'étoile de la mort ou des pistolets laser dans Star Wars ne peuvent exister).*

La notion de ***dualité onde-corpuscule*** introduite par Einstein a permis de mettre fin au débat qui opposait les scientifiques. **Avec les ondes électromagnétiques, l'énergie est transportée à la fois sous forme d'ondes et de transport de particules.**

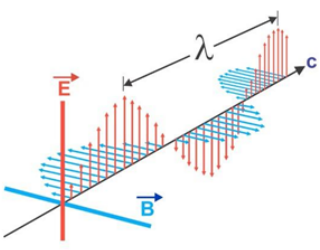
Explication de la dualité onde-corpuscule (non exhaustive)

Au départ, la lumière (qui est une onde électromagnétique) était considérée comme un ensemble de particules qui se déplace dans l'espace (= théorie corpusculaire). En revanche, cette théorie ne pouvait pas expliquer le fait que la lumière soit déviée lorsqu'elle passe de l'air à l'eau (= diffraction de la lumière).

C'est alors qu'Einstein propose l'idée admise depuis que la lumière soit constituée de petites particules dont l'énergie dépend de la fréquence de la lumière qu'elles composent. Autrement dit, l'idée est que puisque les particules se comportent comme une onde (vérifiée expérimentalement), alors celles-ci doivent avoir une longueur d'onde λ.

Propriétés

Le rayonnement électromagnétique est donc un ensemble de particule qui se comporte comme une onde. On appelle cette onde, **onde électromagnétique**. Cette onde se propage en faisant varier à la fois le champ électrique (E) et le champ magnétique (B) (un champ est une grandeur définie en tout point de l'espace et du temps).



Puisque c'est une onde, nous pouvons la définir à partir de 4 composantes :

- **Sa vitesse *c*** (en m/s), elle est **caractéristique du milieu de propagation** (exemple : la lumière se propage plus vite dans le vide que dans l'eau). Vitesse de propagation de l'onde.
- **Sa longueur d'onde *λ*** (en m), elle correspond à la distance qui sépare 2 motifs élémentaires dans la variation des champs. Nous pouvons la connaître en mesurant la distance entre 2 maximas/minimas (cf schéma)
- **Sa période *T*** (en s), elle représente le temps nécessaire à la propagation d'une longueur d'onde. Autrement dit, c'est le temps mis par une particule pour réaliser le motif élémentaire de la variation du champ. Durée entre 2 maximas.
- **Sa fréquence *ν*** (en Hz), elle traduit le nombre de périodes réalisées en 1 seconde. Elle correspond à l'inverse de la période.

Toutes ces composantes sont reliées entre elles par la formule suivante :

$$\nu = \frac{1}{T} = \frac{c}{\lambda}$$

L'onde transporte de l'énergie E (en J) qui est proportionnelle à la fréquence de l'onde électromagnétique étudiée. Autrement dit :

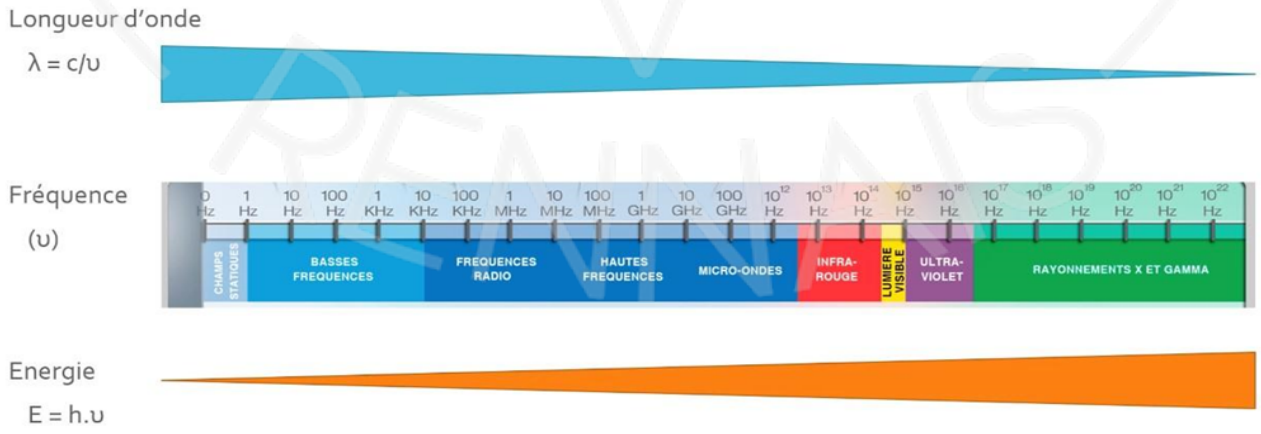
$E = \hbar . \nu$ *avec ħ la constante de Planck (elle est enregistrée dans la calculatrice) et ν la fréquence*

SPECTRES DES RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUES

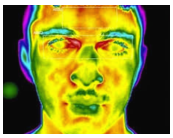
Le spectre des rayonnements électromagnétiques est extrêmement varié. Nous pouvons classer les différents types de rayonnements par :

- Leur fréquence allant des 0 Hz au-delà de 10^22 Hz.
- Leur énergie qui est proportionnelle à la fréquence
- Leur longueur d'onde qui est inversement proportionnelle à la fréquence.

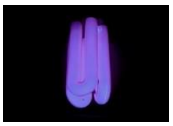
La lumière que nos yeux perçoivent a une longueur d'onde allant de 400 nm à 750 nm.



Les différents rayonnements



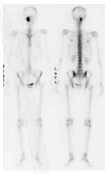
Les *rayonnements infrarouges (IR)* se situent directement **en dessous** de la lumière visible dans le **spectre énergétique** des rayonnements électromagnétiques. Autrement dit, leur longueur d'onde est plus grande que celle du visible mais leur fréquence est plus faible. Leur longueur d'onde s'étend de 700 nm à 100µm environ. Leur émission étant liée à l'agitation thermique des corps, les IR sont par exemple utilisés pour les caméras thermiques.



Les *rayonnements ultraviolets (UV)* sont légèrement **plus énergétiques que la lumière visible**. Au-delà de leurs effets néfastes sur la peau des rayons UV du soleil, ces derniers peuvent être utilisés en médecine par la lampe de Wood permettant de mettre en évidence certaines lésions dermatologiques. Leur longueur d'onde s'étend de 100 nm à 400 nm environ



Les *rayons X* et les *rayons gamma* sont situés à l'extrémité **la plus énergétique du spectre** et leur gamme d'énergie se chevauche en partie. Leurs types de rayonnements sont différents par l'origine des photons qui les composent :



Les **rayons X** sont composés de **photons** produits par **transitions électroniques** utilisés en imagerie **radiographique** et au **scanner X.** Leur longueur d'onde est inférieure à 100 nm.

Les **rayons gamma** sont quant à eux produits par des **transitions des noyaux atomiques** et sont utilisés pour la **scintigraphie**. Leur longueur d'onde est inférieure à 10 nm.

Les *radiofréquences* (longueur d'onde comprise entre 10 cm et 1 km) et **les micro-ondes** (longueur d'onde allant de 1 mm à 10 cm) ont des propriétés thermiques qui sont utilisées dans le traitement transcutané des tumeurs notamment hépatiques ou rénales.

BILAN FORMULES

Grandeur	Formule	Unité
Fréquence	$\nu = \frac{1}{T} = \frac{c}{\lambda}$	$\boldsymbol{\nu}$: *Hz* **T** : *s* **C** : *m/s* $\boldsymbol{\lambda}$: *m*
Energie	$E = \hbar.\nu$	**E** : *J* $\boldsymbol{\nu}$: *Hz* $\hbar$: *J.s*

QCM - ENTRAINEMENT

Passons à l'entraînement, l'idée de cette section de fin de chapitre est que nous revoyons ensemble les différents types de QCM déjà tombés à l'examen pour chaque chapitre de façon très détaillée. C'est parti !! (et avec le sourire)

1. **Quelle est l'énergie (E) en (Joules) d'une onde électromagnétique de longueur d'onde = 100 nm ? Pour mémoire, la célérité de la lumière dans le vide est de c = 3.10^8 m/s et la constante de Planck est h = 6,626.10^-34 J.s**
   A. E = 1,988.10-18 J
   B. E = 2,209.10-26 J
   C. E = 6,626.10-27 J
   D. E = 2,209.10-35 J
   E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : A

Utilisons les différentes étapes de la méthodologie.

Unité

Toutes les propositions nous suggèrent une unité en Joule. C'est correct. La vitesse et la constante de Planck sont elles aussi dans les unités du système international. En revanche, nous devons convertir la longueur d'onde en m.

Nous savons que 1 nm = 10^{-9}m alors $\lambda = 100.10^{-9}\boldsymbol{m}$

Formule

Nous n'avons qu'une formule pour calculer l'énergie : $E = \hbar.\boldsymbol{\nu}$ Nous n'avons pas la fréquence mais on nous donne la vitesse et la longueur d'onde.

Aussi, nous savons que $\nu = \frac{c}{\lambda}$ alors on remplace dans la première équation et nous avons $E = \hbar.\frac{c}{\lambda}$

Calcul

En remplaçant avec les valeurs correspondantes et dans les bonnes unités, nous avons :

- c = 3.10^8m/s
- $\boldsymbol{\lambda}$ = 100.10^{-9}m
- $\hbar$ = 6,626.10^{-34} J.s

Alors on retrouve $E = 6{,}626.10^{-34}.\frac{3.10^8}{100.10^{-9}} = 1{,}988.10^{-18}$ J

2. Laquelle des propositions suivantes classe les rayonnements électromagnétiques par ordre croissant du moins énergétique au plus énergétique :

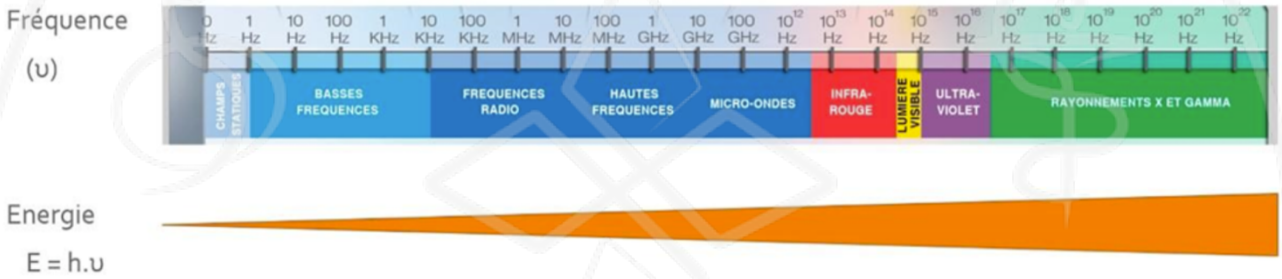
A. Les micro-ondes ; les infrarouges ; les rayonnements gamma ; la lumière visible
B. Les micro-ondes, les radiofréquences ; les ultraviolets ; les rayons X
C. Les radiofréquences ; les micro-ondes ; les rayons X ; les ultraviolets
D. Les radiofréquences ; les micro-ondes ; les infrarouges ; les rayonnements gamma
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes.

Correction : D

Il s'agit d'un QCM de cours.

/!\ Ici on nous demandait de les classer par rapport à l'énergie. On pourrait très bien le faire par rapport à la longueur d'onde et dans ce cas l'ordre serait inversé.

Pour rappel :



NOTES PERSONNELLES

RAYONNEMENTS IONISANTS (RI)

INTRODUCTION

Ce chapitre s'intéresse aux interactions des rayonnements ionisants (RI) avec la matière. Autrement dit, nous allons nous pencher sur les **transferts d'énergie** (=intéractions) dûs à des **particules chargées ou non** responsables d'ionisation (=rayonnement ionisant) sur des noyaux à charge positive ou des électrons à charge négative.

Les RI sont divisés en 2 grandes classes :

- Les ***RI directement ionisants*** qui sont composés de particules chargées
  - Les forces coulombiennes rendent les interactions obligatoires.
- Les ***RI indirectement ionisants*** qui sont composés de particules neutres (neutron, gamma, X)
  - Ces particules vont mettre en mouvement des particules chargées qui vont permettre l'ionisation dans un second temps. C'est pourquoi nous parlons d'**ionisation secondaire** et c'est ce qui explique que, dans ce cas, les intéractions soient aléatoires (=stochastiques)

Les RI présentent un double intérêt dans le domaine médical :

- ***Diagnostique*** : Radiographie (rayon X) ; scanner X ; scintigraphie (gamma et TEP)
- ***Thérapeutique*** : Radiothérapie externe (on dirige le rayonnement sur la tumeur du patient) ; Radiothérapie interne (nous parlons alors de curiethérapie. Nous pouvons soit implanter un élément radioactif au sein de la tumeur du patient (= curiethérapie sources scellées), soit injecter une substance radioactive par voie vasculaire (= curiethérapie sources non scellées)).

GENERALITES SUR LES INTERACTIONS DES PARTICULES CHARGEES : DIRECTEMENT IONISANT

Les **forces coulombiennes** (=forces dûes aux charges des particules/molécules) entraînent des **intéraction obligatoires** en utilisant des particules légères (e^-, e^+) ou lourdes (proton, particule **α**). Nous pouvons calculer cette force (en newton, N) :

$$F = k.\frac{q.q'}{x^2}$$

avec q et q' : *la charge des particules (en coulomb, C)*

x : *la distance qui sépare les particules (en mètre, m)*

k ***:*** *la constante de Coulomb (elle est enregistrée dans ta calculatrice et s'exprime en $N.m^2/C^2$).*

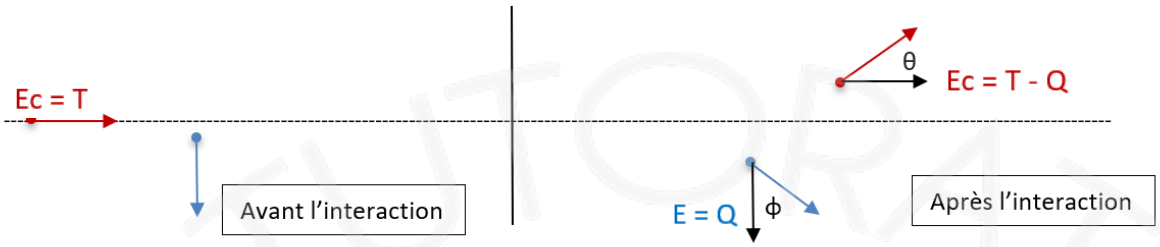
Pour résumer l'interaction +++ :

Une particule incidente se dirige en direction d'une particule cible.

La particule cible est déviée de sa trajectoire d'un angle ϕ et acquiert une énergie Q prélevée à l'énergie cinétique T de la particule incidente. La particule incidente quant à elle est aussi déviée de sa trajectoire d'un angle θ (notons que l'angle de déviation des deux particules n'est pas forcément le même) et ne possède désormais plus qu'une énergie égale à T-Q. De ce fait, **la force varie en intensité et en direction au cours de l'interaction.**

Deux situations sont possibles : si les particules ont une charge de même signe alors celles-ci vont se repousser, si leur charge est de signe opposé alors les particules vont s'attirer.

Schéma d'une *interaction répulsive* (en bleu la particule cible et en rouge la particule incidente) **:**



Ces intéractions peuvent avoir lieu :

- ***Particule - électron*** **: collisions.** Elles entraînent un transfert d'énergie à la matière responsable des effets produits sur le milieu
- ***Particule - noyau*** **: freinage.** Elles sont responsables de la production de rayons X de freinage qui peuvent soit être diffusés (et donc traverser la matière) soit interagir à leur tour avec la matière

INTERACTION DES PARTICULES CHARGEES AVEC UN ELECTRON DE L'ATOME CIBLE : IONISATION, EXCITATION, TEL

Intéressons-nous au cas particulier où l'énergie cédée ΔE (correspond au Q de la partie précédente) par la particule incidente est cédée à un électrons d'énergie de liaison El, 3 types de collisions sont possibles :

- ***ΔE ≥ El : ionisation***
- ***ΔE < El : excitation***
- ***ΔE très faible : dissipation thermique***

Ionisation (ΔE ≥ El)

Ici, l'électron de liaison est éjecté de son orbite avec une énergie cinétique Ec = ΔE-El. Puisqu'un électron a été éjecté et qu'il n'a pas été remplacé, l'atome ou la molécule **se charge positivement** (ionisation) et nous voyons se former une **paire d'ion** : l'ion+ formé et l'électron- éjecté. En fonction de si son énergie cinétique Ec est suffisamment grande, cet électron peut lui aussi entraîner des **ionisations secondaires**.

Suite à l'ionisation, le cortège électronique se réarrange grâce à ***l'émission de fluorescence X*****.** Mais alors comment ça se passe ?

Réarrangement du cortège électronique

Suite à l'éjection de l'électron, il y a une place vacante dans le nuage électronique de la particule cible, **son état est instable.** Pour combler cette place vacante, un électron d'énergie Elc (périphérique ou extérieur) va venir remplacer le précédent. En revanche son énergie Elc n'est pas forcément égale à l'énergie El nécessaire (Elc ≠ El).

Il y deux possibilités d'avenir pour ce **surplus d'énergie E = El - Elc** et on voit apparaître une compétition entre :

- ***La fluorescence :*** Cette énergie E est diffusée sous forme de photon de fluorescence (rayon X) : dominant chez **les noyaux lourds**
- ***L'effet Auger :*** Cette énergie E est transmise à un électron périphérique dont l'énergie est inférieure à E et qui va donc être éjecté : dominant chez les **noyaux légers** (milieu biologique).

Excitation (ΔE < El)

Ici l'énergie cédée à l'électron n'est pas suffisamment élevée pour le faire sortir du cortège électronique. En revanche, elle l'est suffisamment pour **porter l'électron à un niveau d'énergie supérieur** lui permettant de se placer sur l'**orbite atomique supérieure**. De ce fait l'atome cible est excité et pour se stabiliser, l'électron ayant reçu l'apport d'énergie retourne sur son orbite atomique initiale par émission de ***rayons X de fluorescence*** (Auger possible mais non privilégié).

Dissipation thermique (ΔE très faible)

La dissipation thermique peut se faire par énergie de translation, rotation ou vibration des molécules.

Lien entre énergie et distance : Plus un électron est porteur d'une énergie élevée et plus le nombre d'ionisation et d'excitation entraînées va être faible pour une distance donnée. En effet, plus l'électron incident est porteur d'une énergie faible, plus sa vitesse est réduite ce qui facilite la mise en place de forces coulombiennes et augmente donc le nombre d'interactions.

Transfert linéique d'énergie (TEL)

Définition : Le ***TEL*** (Transfert d'Énergie Linéique) correspond à la quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente par unité de longueur de trajectoire.

Nous pouvons calculer cette quantité d'énergie pour des particules ayant une vitesse faible devant celle de la lumière :

$$TEL = K.n.Z.\frac{q^2}{v^2}$$

avec K *une constante donnée*
q *la charge de la particule (en C)*
n *le nombre d'atome de la cible par unité de volume (en atome/m³)*
Z *le numéro atomique de la cible (nombre de proton dans le noyau)*
v *la vitesse de la particule incidente (en m/s) ; la TEL s'exprime en J/m*

La formule est cohérente avec le phénomène détaillé précédemment, **plus la vitesse augmente et plus l'énergie cédée diminue**. Notons qu'à chaque interaction l'énergie cinétique de la particule incidente diminue puisqu'elle en cède une partie au milieu, et ce, jusqu'à ce que sa vitesse soit nulle.

On en déduit ainsi une des règle fondamentale en radioprotection : Une particule chargée donnée dont l'énergie est donnée peut-être **totalement arrêtée par un écran** de nature et d'épaisseur donnée.

INTERACTION DES PARTICULES CHARGEES AVEC LE NOYAU DE L'ATOME CIBLE

Maintenant que nous avons vu les phénomènes liés aux intéractions avec le cortège électronique de l'atome, voyons celui lié aux intéractions avec le noyau de l'atome. Ce phénomène est appelé ***phénomène de Bremsstrahlung***.

Ce phénomène se base sur le fait que lorsque la particule incidente s'approche d'un noyau, elle est déviée de sa trajectoire (attraction/répulsion du noyau). Cette déviation engendre un **ralentissement** de la particule incidente qui dissipe son **énergie cinétique** sous forme de **rayonnement de freinage** (aussi appelé rayonnement de Bremsstrahlung).

Logiquement, **l'énergie du photon de freinage est proportionnelle à la distance particule-noyau**. Si la particule incidente passe à proximité du noyau, elle est fortement déviée et le photon de freinage est très énergétique (inversement si la particule passe loin du noyau).

/!\ Contrairement au spectre de raie du rayonnement de fluorescence qui apparaît pour les interactions particule-électron, le **spectre du rayonnement X de freinage** des interactions **particule-noyau** est **continu**.

INTERACTION DES PARTICULES CHARGEES LEGERES

Importance fondamentale des électrons

Interaction électron-matière : énergie absorbée par la matière :

- ***Rayonnement primaire*** (émission β-)
- ***Rayonnement secondaire*** (interaction RI-matière)

Électrons et positons possèdent des caractéristiques voisines

- Vitesse de propagation élevée
- Intéractions de même type :

	Interaction avec	*Conséquence*
«Collision»	électrons	Ionisation, Excitation, Transferts thermiques → Effets sur le milieu → Détection et effets biol.
«Freinage»	noyaux	Rayonnement X («fond continu»)

- Trajectoires en forme de lignes brisées (nous pouvons les observer dans des chambres à bulles : le liquide contenu dans la chambre est porté à ébullition par le passage des particules)

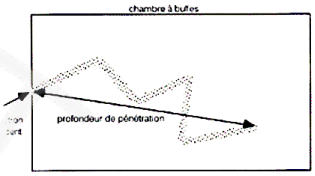
Nous pouvons calculer la valeur approchée de la ***longueur de la trajectoire*** :

$$L = \frac{Ei}{2.\rho}$$

/!\ Les unités ne sont pas celle du système international

Ei l'énergie initiale (en MeV) ; ρ la masse volumique du milieu (en g/cm³) ; L la longueur de la trajectoire (en cm)

La ***profondeur de pénétration moyenne*** (ou parcours moyen R) est la distance séparant le point d'entrée de la particule et son point terminal et sa distance est plus petite que celle de la trajectoire. Le parcours moyen correspond au parcours pour lequel 50% des électrons ont été absorbés par la matière.



Nous notons néanmoins une différence entre le positon et l'électron : le positon va être responsable d'une ***réaction d'annihilation*** *+++ (émission de 2 photons gamma de 511 keV, émis simultanément à 180° l'un de l'autre).*

INTERACTION DES PARTICULES LOURDES AVEC LA MATIERE

Particules α

Le **TEL de ces particules est important** et leur vitesse est donc faible. Du fait de leur masse élevée, leur trajectoire est quasi-rectiligne.

Pour calculer leur parcour moyen R on utilise la formule suivante :

$$R = 0{,}31.E^{1{,}5}.\frac{\rho(air)}{\rho(mat)}$$

R *le parcours moyen (en cm)*

E *l'énergie cinétique (en MeV)*

$\rho(air)$ | $\rho(mat)$ *les masses volumiques de l'air et du matériau traversé (en g/cm³)*

Puisque les particules **α** ne sont presque pas déviées, leur trajectoire est pratiquement égale à leur parcours moyen.

Elles peuvent être stoppées par une feuille de papier ou par la couche de la cornée. Leur profondeur de pénétration est quasi-constante :

- cm dans l'air
- mm dans des tissus mou

Neutrons

En raison du diamètre largement supérieur du noyau devant celui d'un électron, nous négligeons les interactions neutrons-électrons. Plusieurs phénomènes sont possibles en fonction de la vitesse du neutron :

- ***Neutron rapide (Ec > 1 keV)***

Chocs élastique = pas de perte d'énergie cinétique, une partie est cédée au noyau.

Très pénétrants

- ***Neutron lent (Ec < 1 keV)***

Capture radiative. Le noyau capture le neutron incident et se stabilise en émettant un rayon ϒ.

Les noyaux mis en mouvement sont appelés **noyau de recul**. Ils transmettent leur énergie par ionisation et excitation avec un TEL élevé (vitesse faible, particule lourde).

$$ {}^{A}_{z}X + {}^{1}_{0}n \rightarrow {}^{A+1}_{z}X + {}^{0}_{0}\gamma $$

L'ATOME

Faisons une vue d'ensemble de ce que nous venons d'aborder et replaçons tout dans l'ordre avec quelques rappels.

Définition et structure

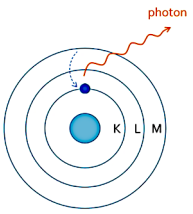
L'atome est un ensemble **électriquement neutre** constitué de particules (électron, proton, neutron). Les protons et les neutrons forment le noyau chargé positivement autour duquel gravitent les électrons chargés négativement.

Plusieurs nombres permettent de caractériser et différencier les différents atomes :

$$ {}^{A}_{Z}X $$

où X le symbole chimique de l'élément
Z le numéro atomique
A le nombre de masses (A = Z protons + N neutrons)

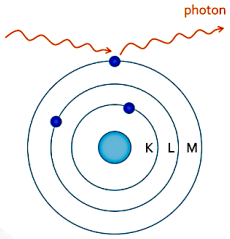
En se basant sur le modèle de Bohr (modélisation d'un atome), les électrons sont organisés autour du noyau sur différentes couches/orbites : K, L et M. En fonction de la couche sur laquelle ils se trouvent, les électrons ont une énergie différente qui les lie au noyau : **l'énergie de liaison El**. Plus ils sont proches du noyau, plus leur El est élevée. Ainsi, puisque l'énergie de l'électron n'est pas la même en fonction de son orbite, si un électron change d'orbite il échange de l'énergie avec le milieu. Cet échange d'énergie se fait sous la forme d'un **photon**.



Ainsi, si un électron passe d'une couche externe à une couche interne, il gagne de l'énergie qui n'est pas nécessaire à l'atome et il cède donc un photon au milieu. En revanche si le milieu apporte un photon à l'atome alors l'électron passe d'une couche interne à une couche externe : **excitation**.

Absorption, diffusion et ionisation

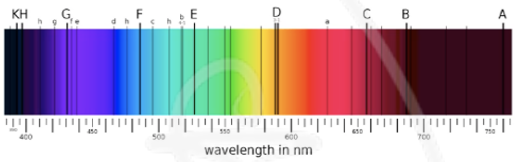
Diffusion de Rayleigh



Il s'agit d'un d'une diffusion **cohérente** (pas de perte d'énergie) des ondes dont la longueur d'onde est beaucoup plus grande que celle des particules qui les diffusent. Cette diffusion est possible à partir de niveaux d'énergie très faibles et engendre une très grande perte de puissance.

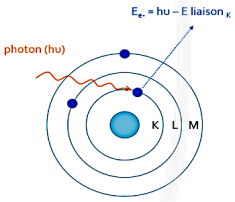
Par exemple, la lumière qui nous arrive du soleil est polychromatique. Nous savons que les rayons de la lumière bleue sont bien plus énergétiques que les rayons de la lumière rouge *(cf Rayonnement électromagnétiques)*. Ainsi, les rayons de lumière bleue sont plus facilement diffusés et c'est ce qui explique que le ciel est bleu (ce n'est pas le reflet de la mer).

Absorption



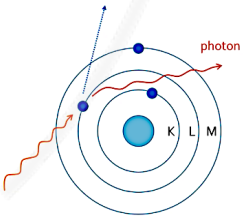
Les photons ayant une énergie égale à la différence d'El entre 2 orbitales atomiques sont absorbés. Ce phénomène est possible à partir de faibles niveaux d'énergie et les photons absorbés laissent apparaître des raies sombres sur le spectre d'onde. Ensuite l'électron passe d'une couche interne à une couche externe et l'atome est **excité**

Effet photoélectrique



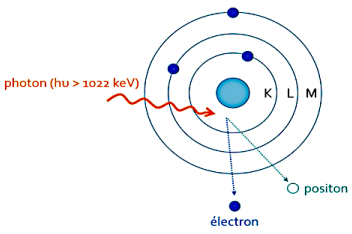
Ici, le photon incident cède toute son énergie à un électron qui est ensuite éjecté des orbites de l'atome : **ionisation**. Ce phénomène est possible lorsque l'énergie est supérieure à 13,6 eV dans l'eau ce qui correspond à l'El de l'électron de l'hydrogène H) et se probabilité de parution varie selon : $\frac{Z^4}{E^{3,5}}$ avec Z le numéro atomique du matériau et E l'énergie du photon incident.

Diffusion de Compton



Il s'agit d'une diffusion **incohérente**, le photon cède une partie de son énergie à un électron qui sera éjecté (ionisation) et est dévié de sa trajectoire (plus l'énergie du photon est forte et moins il sera dévié). Ce phénomène apparaît généralement à des hauts niveaux d'énergie.

Création de paires



Si l'énergie du photon est supérieure à l'énergie de masse au repos (> 1022 keV), l'énergie du photon peut être convertie en une paire électron-positon. Ce phénomène nécessite donc un haut niveau d'énergie.

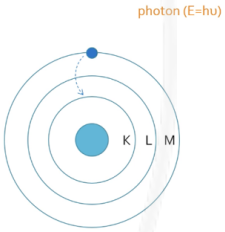
Parmi tous ces effets, aucun ne survient seul mais certains sont privilégiés. Par exemple, dans les tissus biologiques, l'effet photoélectrique et l'effet de Compton sont prédominants.

Diffusion	Rayleigh	Diffusion cohérente, niveau d'énergie faible, grande perte de puissance
	Compton	Diffusion incohérente, ionisation, déviation, niveau d'énergie fort
Absorption	Apport d'énergie à l'atome, excitation, spectre de raie	
Ionisation	Photoélectrique	niveau d'énergie dépend de l'atome, calcul proba de parution
	Compton	diffusion incohérente accompagnée d'une ionisation

Désexcitation

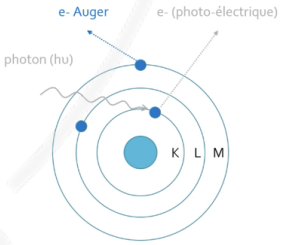
Fluorescence

Passage d'un électron d'une couche externe à une couche interne. Ce phénomène apparaît suite à une absorption (excitation) ou une ionisation (photoélectrique ou Compton). L'énergie du photon émis est inférieure ou égale à celle du photon incident, il correspond à la différence d'El entre 2 orbitales atomiques.



Effet Auger

Après l'éjection d'un électron d'une couche interne avec un effet photoélectrique ou Compton, un électron d'une couche externe est éjecté afin de compenser la différence d'énergie entre les 2 niveaux.



ECHELLE MOLECULAIRE

En fonction de leur gamme d'énergie, les rayonnements électromagnétiques (REM) ont des effets différents :

- ***Radio fréquence*** : retournements de spins.
- ***Micro-ondes*** : rotation des molécules (chaleur).
- ***Infrarouge*** : vibration des liaisons moléculaires (cisaillement, élongation symétrique ou asymétrique).
- ***UV, Rayon X et γ*** : rupture de liaisons avec l'éjection d'un électron = Rayonnements Ionisants

ECHELLE MACROSCOPIQUE

Lorsqu'un faisceau traverse un matériau de longueur x avec une énergie E et une intensité I_0, le rayonnement électromagnétique est **atténué suivant une loi exponentielle décroissante** et, à la même énergie, l'intensité I du faisceau à la sortie du matériau est :

$$I = I_0 . e^{-\mu x}$$

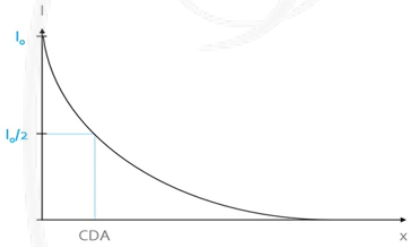
I_0 et I respectivement l'intensité du faisceau avant et après la traversé du faisceau
x la longueur du matériau traversé (en m)
μ le coefficient d'atténuation linéique du matériau traversé.

μ augmente avec la **masse volumique** et le **numéro atomique** (Z) du matériau traversé et diminue si **l'énergie** du faisceau augmente.

Pour caractériser l'atténuation du milieu, nous nous basons sur la ***couche de demi-atténuation (CDA)*** (épaisseur nécessaire pour diviser par 2 l'intensité du faisceau incident).

$$CDA = \frac{\ln(2)}{\mu}$$

Avec μ le coefficient d'atténuation linéique du matériau traversé
CDA l'épaisseur de la couche de demi atténuation



C'est grâce au phénomène d'atténuation que l'on peut réaliser des images à l'aide des rayons X par radiographie standard par exemple. Nous utilisons alors le contraste entre les différents tissus que nous pouvons calculer :

$$Contraste = \frac{I1 - I2}{I1 + I2}$$

*I1 et I2 les intensités des faisceaux **APRÈS** avoir traversé les matériaux 1 et 2 (cf exemple du cours)*

C'est bien beau de connaître les différents phénomènes liés aux rayonnements ionisants mais comment s'en servir ? Comment les utilisons-nous dans le domaine médical ?

TRACEUR

Les traceurs sont utilisés en médecine nucléaire et sont composés de deux parties :

- ***Vecteur*** : ce que l'on veut observer (récepteur, mécanisme biologique, …)
- ***Marqueur*** : émet un rayonnement (ɣ ou β+) pour nous permettre de localiser le traceur

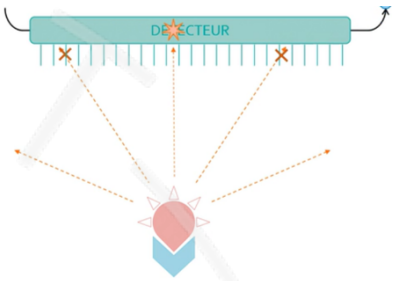
Pour les utiliser, le traceur est administré aux patients plusieurs heures avant l'imagerie (ingestion, inhalation, sous-cutanée, intraveineuse, …). C'est une **technique d'émission** (le patient devient la source du rayonnement) qui s'oppose aux **imageries de transmission** tel que les radiographies où les rayons sont émis par un objet extérieur au patient.

SCINTIGRAPHIE

Ce type d'imagerie utilise un unique photon ϒ lors d'une désexcitation isolée. On parle alors ***d'imagerie monophotonique.***

Le marqueur le plus utilisé est le technétium 99m qui a des propriétés physiques qui lui sont propre :

- ½ vie de 6h
- Energie fixe du rayonnement ϒ émis de 140 keV



Une fois administré, le traceur va se diriger vers le tissu cible à l'aide du vecteur et et le marqueur va émettre des rayons ϒ de la même façon dans toute les direction de l'espace (diffusion isotrope). L'appareil de scintigraphie est composé de 2 têtes de détection pour capter les rayonnements et réaliser une cartographie de la répartition du traceur dans le corps.

Puisque l'émission des rayons ϒ est isotropes, les photons peuvent arriver sur toute la surface du détecteur rendant l'image inexploitable. Un collimateur (= plusieurs lames de plomb ou de tungstène) est donc ajouté en avant et perpendiculairement au détecteur pour ne transmettre que les rayonnements électromagnétiques dont la direction est orthogonale (perpendiculaire) au plan du détecteur.

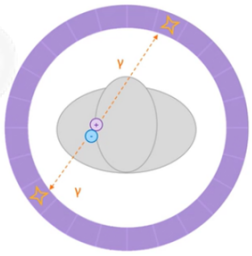
TOMOGRAPHIE PAR EMISSION DE POSITONS (TEP)

La tomographie repose sur l'**émission d'un positon** lors d'une désintégration de type β+. Lorsque la vitesse du positon sera quasi-nulle après avoir interagi avec les électrons du milieu, le positon va **s'annihiler** avec un électron. Leur énergie de masse est convertie en rayonnements électromagnétiques sous la forme de deux rayonnements ϒ (E = 511 keV chacun) émis dans la même direction mais dans des sens opposés. C'est donc ***une imagerie indirectement biphotonique.***

Le marqueur le plus utilisé en TEP est le ***fluor 18*** (½ vie de 110 minutes) et est produit dans un **cyclotron**.

L'acquisition des images TEP pourra être réalisée plusieurs heures après l'administration du traceur. Le patient en position allongée sera déplacé lentement au centre d'un anneau de détecteurs. La configuration en anneau des détecteurs permet de détecter les deux rayonnements ϒ.

La ligne qui relie les deux détecteurs ayant interagi avec les photons ϒ est appelée **ligne de réponse**. Le système en déduit que la désintégration a eu lieu dans cette ligne sans avoir recours à la mise en place supplémentaire d'un collimateur, ce procédé s'appelle la **collimation électronique.**



A cause du phénomène d'atténuation, nous recevons moins d'informations concernant les tissus profonds que pour les tissus superficiels. Nous pouvons néanmoins corriger artificiellement ce phénomène grâce aux images de tomodensitométrie acquises conjointement à l'image TEP.

BILAN FORMULES

Grandeur	Formule	Unité
Force de Coulomb	$F = k.\frac{q.q'}{x^2}$	q en C q' en C x en m k en $N.m^2/C^2$ F en N
Transfert Linéique d'Énergie (TEL)	$TEL = K.n.Z.\frac{q^2}{v^2}$	q en C n en atome/m^3 Z nombre de proton dans le noyau v en m/s TEL J/m
Longueur de la trajectoire	$L = \frac{Ei}{2.\rho}$	Ei en MeV; ρ en g/cm^3 L en cm
Parcours moyen	$R = 0{,}31.E^{1{,}5}.\frac{\rho(air)}{\rho(mat)}$	R en cm E en MeV $\rho(air)$ g/cm^3 $\rho(mat)$ en g/cm^3
Intensité d'un faisceau à la sortie d'un matériau	$I = I_0.e^{-\mu x}$	I_0 et I dans la même unité x en m μ en m^{-1}
Epaisseur de la couche de demi-atténuation	$CDA = \frac{\ln(2)}{\mu}$	CDA en m μ en m^{-1}
Contraste	$Contraste = \frac{I1-I2}{I1+I2}$	I1 et I2 dans la même unité Contraste sans unité

QCM - ENTRAINEMENT

3. Concernant les techniques d'imagerie en médecine nucléaire :

A. Elles nécessitent l'injection préalable au patient d'un vecteur composé d'un traceur et d'un marqueur
B. Un même marqueur peut être utilisé à la fois pour la réalisation d'imagerie TEP et d'imagerie scintigraphique conventionnelle
C. L'acronyme TEP signifie "tomographie par émission photonique"
D. Les marqueurs utilisés pour l'imagerie TEP sont des émetteurs β +
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Il s'agit d'un QCM de cours.

Correction : D

A. C'est le traceur qui est composé d'un vecteur et d'un marqueur
B. Non, La TEP repose sur l'émission de 2 photons ϒ tandis que la scintigraphie ne demande qu'un seul photon ϒ. Les marqueurs de ces deux imageries n'émettent donc pas les mêmes rayonnements.
C. Tomographie par émission de positons. Les photos ϒ ne sont pas émis, ils apparaissent après l'annihilation d'un positon avec un électron.
D. Vrai

4. Concernant le transfert linéique d'une particule chargée :

A. Il correspond à la quantité totale d'énergie transférée au milieu cible par la particule chargée incidente
B. Il est d'autant plus élevé que l'énergie de la particule chargée est élevée
C. Il est inversement proportionnel au carré de la vitesse de la particule chargée incidente
D. Il est indépendant de la nature du milieu traversé par la particule chargée
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Bien qu'il n'y ait pas de calculs à faire, ce QCM demande quand même de connaître ses formules et les unités des grandeurs.

Correction : C

A. Nous pouvons utiliser les unités pour mieux comprendre. La proposition nous dit que le TEL est une quantité d'énergie, or dans ce cas il s'exprimerait en J. Le fait est que le TEL s'exprime en J/m puisque c'est une quantité d'énergie cédée par unité de longueur de la trajectoire.

B. C'est l'inverse. Nous avons vu que plus l'énergie de la particule chargée est élevée et plus cette particule est rapide. Du fait de sa vitesse, il y a moins d'intéractions avec le milieu cible et donc moins d'énergie cédée que si sa vitesse (et donc son énergie) était plus faible.

C. Vrai : $TEL = K.n.Z.\frac{q^2}{v^2}$

D. En nous référant à la formule, nous voyons qu'il dépend de la densité n de particule du milieu cible ainsi que du numéro atomique Z de la particule cible qui compose le milieu cible.P

NOTES PERSONNELLES

RADIOACTIVITE

GENERALITE

Qu'est-ce que la radioactivité ?

Lorsqu'un noyau atomique est ***instable***, il est dit radioactif (ex : possède un proton en trop) et va logiquement tendre vers une état stable. C'est ce qu'on appelle la désintégration. Pour se faire, il va se transformer de façon spontanée en un autre atome tout en émettant simultanément de l'énergie. Cette énergie est conduite sous différentes formes : rayons ionisants, particules, photons, … et comporte aussi une composante cinétique.

Pour résumer, la radioactivité c'est la **stabilisation d'une atome** instable par émission de matière et d'énergie grâce à la désintégration. Elle est exprimée en ***Becquerel*** (Bq). Un becquerel correspond à une désintégration par seconde.

Comment est-elle appliquée en médecine ?

- ***Radiobiologie*** : étude des irradiations radioactives sur les différents tissus.
- ***Radioprotection*** : protection des personnes vis-à-vis des irradiations.

Une irradiation maîtrisée peut également être utilisée dans le domaine médical pour délivrer des traitements de type radiothérapie.

STRUCTURE DU NOYAU

- ***Isotope*** = atomes de numéro atomique Z identique mais de nombre de masse A différent. Les isotopes ont le même nom et possèdent des propriétés chimiques quasiment identiques.
- ***Isobare*** = atomes dont le nombre de masse A est identiques
- ***Isotone*** = atomes dont le nombre de neutron est identique

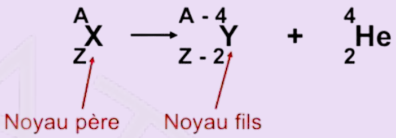
La radioactivité est dûe à un déséquilibre dans les forces électrostatiques de répulsion des protons et des forces d'attractions des nucléons. En fonction de l'équilibre de ces forces et des incidences, un atome peut être sous différents états énergétiques.

- **État fondamental**, ${}^{A}X$ = état énergétique minimal d'un atome (pas forcément stable)
- **États excités**, ${}^{A}X^{*}$ = très instables, durée vie très brèves (10.-12s)
- **États métastables**, $A^{m}X$ = instable, durée vie variable de 10.-12s à quelques heures,

Il existe 275 noyau stables et nous considérons que tous les noyau de masse atomiques supérieure à 209 sont instables.

LA RADIOACTIVITE

Différents types de radiation peuvent être émis lors de la désintégration radioactive : particules chargées (ou non), rayonnements électromagnétiques, …

Particules chargées	Rayonnement α	Noyau d'hélium ; Très énergétique ; Fort pouvoir ionisant ; Faible pouvoir de pénétration	**Équation de la désintégration α** 
	Rayonnement β	Électrons (β-) et Positons (β+) ; Énergie variable ; Pouvoir ionisant intermédiaire ; Pouvoir de pénétration faible	$^{A}_{z}X \rightarrow {}^{A}_{z+1}Y + \beta^{-} + \nu^{-}$ ou $^{A}_{z}X \rightarrow {}^{A}_{z-1}Y + \beta^{+} + \nu$
Particules non chargées	Neutrons	Particule lourde ; Énergie élevée ; Fort pouvoir ionisant ; Fort pouvoir de pénétration	
	Rayonnement γ (électromagnétique)	Énergie variable ; Faible pouvoir ionisant ; Fort pouvoir de pénétration	

Nous pouvons détecter les radiations à l'aide de **détecteur à gaz** ou bien de **détecteur à scintillation solide** (pour les γ).

CINETIQUE DE TRANSFORMATIONS RADIOACTIVES

La constante radioactive λ est la probabilité de désintégration radioactive pendant dt. L'évolution d'une population d'atomes radioactifs se calcule à partir d'une exponentielle décroissante : (à connaître ++) :

$$N(t) = N(0).e^{-\lambda t}$$

N(t) le nombres d'atomes persistants (non désintégrés) au bout du temps t
N(0) le nombre initiale d'atome ; λ la constante radioactive en s-1

Période radioactive T = temps au bout duquel 50% des atomes se sont désintégrés (en s) :

$$T = \frac{ln(2)}{\lambda}$$

Activité A = nombre de désintégrations radioactives par unité de temps (en Bq)

$$A(t) = \lambda.N(t) = A(0).e^{-\lambda t} = A(0).e^{-\frac{\ln(2).t}{T}}$$

NOTION ELEMENTAIRE D'IRRADIATION ET DE RADIOBIOLOGIE

En radiobiologie nous pouvons quantifier les irradiations délivrées au niveau d'un tissu. Il va de soi que plus la quantité est importante et plus les effets sur l'organisme seront importants.

Dose absorbée D

La **dose absorbée D** correspond à l'énergie déposée par les rayonnements ionisants (RI) par unité de masse.

$$D = \frac{dE}{dm}$$

D la dose absorbée en J/kg ; dE la quantité d'énergie déposé en J ; dm la masse de tissu concernée en kg

En général, nous exprimons D en Gray (Gy), avec 1 Gy = 1 J/kg.

La dose absorbée ne dépend pas de la nature du RI considéré (dose équivalente) et de la nature des tissus irradiés (dose efficace)

Débit de dose absorbée Ḋ

Évidemment, lorsque nous sommes exposés à des radiations, cela dure plus longtemps qu'une seconde et la quantité peut différer en fonction du temps. C'est pourquoi on introduit l'idée de débit, de dose absorbée en fonction du temps.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

Ḋ le débit de dose absorbée en Gy/s ; dD la dose absorbée en Gy ; dt le temps d'exposition en s

Unité biologique d'équivalent de dose H

En fonction du type d'irradiation (alpha, bêta, …) les effets sur les tissus ne sont pas les mêmes et c'est pourquoi nous ne pouvons pas les quantifier de la même manière. On utilise un **facteur de pondération Wr** afin de calculer la **dose équivalente H** qui considère les différents types de rayonnements.

$$H = D.Wr$$

H la dose équivalente en Sievert (Sv) ; D la dose absorbée (Gy) ; Wr le facteur de pondération

La dose équivalente s'exprime en Sievert et la dose absorbée en Gray, pour autant 1 Sv = 1 Gy. L'unité nous permet de différencier le type de dose dont on parle.

Le facteur de pondération Wr prend donc différente valeurs en fonction du type de rayonnement :

- Wr = 1 pour les rayons X, γ, β
- Wr = 5 à 20 pour les neutrons en fonction de leur énergie
- Wr = 20 pour les α

EFFET SUR LES TISSUS

On distingue 2 types d'effets de la radioactivité :

- Les effets ***déterministes***, obligatoire, dûs à une lésion létale des cellules. Ils sont dose dépendant et apparaissent à partir d'une dose seuil. Ils peuvent être responsables de rougeurs, de nécrose cutanée, …
- Les effets ***stochastiques***, aléatoire, dûs à une lésion non létale des cellules. Ils peuvent être responsables de tumeurs, de mutations génétiques, … Ils semblent ne pas y avoir de dose seuil, ils dépendent de la sensibilité de chacun. En revanche, leur intensité est d'emblée maximale.

Tout est question de doses

Nous sommes tous exposé tous les jours à des irradiations naturelles qui proviennent de différentes sources :

- ***Origine interne*** : Le corps humain est radioactif de façon naturelle, notamment à cause de l'inhalation de radon. Elle représente la moitié de la dose totale annuelle
- ***Irradiation cosmique*** : Celles-ci proviennent des astres tel que le Soleil. Ainsi, plus nous somme en altitude et plus nous y somme exposés (x2 tous les 1500m)
- ***Irradiation tellurique*** : Celles-ci proviennent des constituants de la Terre et de nos habitations.

→ La dose efficace annuelle reçue par un individu est de 2,4 mSv/an +++

NOTION ELEMENTAIRE DE RADIOPROTECTION

La radioprotection repose sur 4 principes fondamentaux (Nous reviendrons plus précisément dessus dans le chapitre sur la dosimétrie).

- Principe de responsabilité
- Justification de l'exposition
- Principe de limitation des doses
- Principe d'optimisation

Afin de respecter ces principes et de diminuer la dose d'expositions pour les soignants par exemple, nous pouvons utiliser différents moyens.

Le débit de dose Ḋ varie avec l'**inverse du carré de la distance :** $\dot{D}(x) = \frac{D0}{x^2}$ avec x la distance. Ainsi, plus on s'éloigne de la source et moins nous sommes exposés.

Le débit de dose Ḋ est **proportionnel à la durée de l'exposition**. Nous pouvons donc raccourcir au maximum le temps d'exposition pour minimiser la dose absorbée.

Enfin, nous pouvons utiliser des écrans de protection qui atténuent l'intensité du débit en fonction du matériau.

$\dot{D}(x) = \dot{D}0.e^{-\mu x}$ *μ le coefficient d'atténuation linéique du matériau constituant l'écran.*

Pour connaître l'épaisseur nécessaire afin d'atténuer 50% de l'irradiation, nous calculons la couche de demi-atténuation

$CDA = ln(2)/\mu$

QCM - ENTRAINEMENT

5. Concernant la radioactivité :

A. L'activité d'une source radioactive correspond au nombre de désintégrations radioactives par unité de temps
B. L'unité de radioactivité est le becquerel
C. Un becquerel équivaut à une désintégration radioactive par minute
D. L'activité A(t) d'une source radioactive à un temps « t » se calcule à partir de l'exponentielle décroissante suivante :
A(t) = A(0) .exp(λt), où « λ » est la probabilité de désintégration radioactive, « t » le temps écoulé depuis le temps de référence, et A(0) l'activité de la source au temps de référence considéré.
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : AB

C. Un becquerel équivaut à une désintégration par **seconde**

D. Ici la formule donnée est une exponentielle croissante, il manque le signe "-" devant λt

6. Concernant la radioactivité :

A. L'activité d'une source radioactive correspond au nombre d'atomes radioactifs de la source
B. Un becquerel équivaut à une désintégration radioactive par seconde
C. L'activité A(t) d'une source radioactive à un temps "t" se calcule à partir de l'exponentielle décroissante suivante :
$A(t) = A(0).exp(\frac{-ln(2).t}{T})$, où T est la période radioactive, "t" le temps écoulé depuis le temps de référence, et A(0) l'activité de la source au temps de référence considéré
D. L'irradiation provoquée par une source radioactive à une certaine distance est inversement proportionnelle à cette distance
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes.

Correction : BC

A. La radioactivité d'une source correspond au nombre de désintégration par unité de temps.

D. Faux, elle est inversement proportionnelle au carré de cette distance.

NOTES PERSONNELLES

DOSIMETRIE

DEFINITION

La dosimétrie a pour but de mesurer la dose absorbée en la quantifiant. Pour ça, elle :

- Estime les doses reçues
- Optimise les protocoles de traitement, pour savoir exactement la dose reçue au niveau d'un organe malade
- Surveille les professionnels
- Établit des normes de radioprotection **individuelle et collective**

La dosimétrie joue un double rôle, à la fois en protection et en thérapie.

TRANSFERT LINEIQUE D'ÉNERGIE (TLE)

Lorsqu'une particule incidente entre en contact avec un matériau, il y a de nombreuses collisions entre la particule incidente et les particules du matériau. A chacune de ces collision, la particule incidente cède de l'énergie au milieu jusqu'à ne plus en avoir et cesse donc de progresser dans ce cas. Cette perte d'énergie de la particule incidente par le biais de collision est ce qu'on appelle le transfert linéique d'énergie TLE et nous pouvons la quantifier.

TLE = quantité d'énergie transférée par le RI par unité de longueur parcourue.

$$TLE = \frac{dED}{dl} = \frac{Kq^2nZ}{v^2}$$

TLE le transfert linéique d'énergie en eV/µm
dED l'énergie perdue par une particule chargée en eV
dl distance parcourue par la particule en µm ; K une constante
q la charge de la particule incidente en C
n le nombre d'atome de la cible par unité de volume en m-3
Z le numéro atomique de la cible
v la vitesse de la particule incidente en m/s

Cette valeur dépend du type de rayonnement :

- Rayonnement alpha : TLE : 150 keV/µm (très élevé)
- Rayonnement bêta : TLE: qq keV/µm, faible
- Rayonnement X et gamma : TLE: 1 ou qq keV/µm, faible

Pour les rayons utilisés en pratique courante, on a un transfert d'énergie très faible.

IMPORTANT : Bien que les effets biologiques dépendent directement de la dose absorbée D, **cette dose absorbée D ne permet pas de prédire les effets biologiques ou cliniques d'une irradiation**. Pour vulgariser la chose, il n'y a pas de relation dose absorbée/effet mais il y a une relation effet/dose absorbée.

En revanche nous pouvons prédire les effets lorsque nous parlons de dose équivalente et de dose efficace (dès lors que c'est exprimé en Sv)

Pour prédire les effets nous devons prendre d'autres paramètres en compte qu'uniquement la dose absorbée D :

- La distribution de la dose dans le temps
- Le système biologique qui est atteint et le type d'effet biologique
- La qualité du rayonnement (nature des particules pour TLE et spectre d'énergie)

Pour ça, nous utilisons 2 facteurs de pondération pour évaluer l'effet spécifique d'un rayonnement :

- ***Wr*** : facteur de pondération lié au ***rayonnement***
- ***Wt*** : facteur de pondération lié au ***tissu/organe***

Il faut savoir que le facteur de pondération **Wr est égale à 1 pour les photons** et ce, peu importe leur niveau d'énergie (valeur la plus faible)

EFFET DETERMINISTES ET STOCHASTIQUES

Puisque nous avons déjà abordé cette notions dans le chapitre de radioactivité, voici le tableau récapitulatif à connaître par coeur +++ :

Déterministes:	Stochastiques:
Précoce ou moyen terme (qq heures a qq mois)	Tardifs (plusieurs années ou dizaines d'années)
Avec seuil	Sans seuil
Obligatoire	Aléatoire
Généralement réversibles	En général irréversibles spontanément
Gravité proportionnelle à la dose	Gravité indépendante de la dose
ex: Syndrome d'irradiation globale aiguë, brûlures	ex: cancers, effets génétiques

Le seuil pour l'apparition d'effets déterministes pour une dose unique est de 200 mSv. Pour les effets stochastiques, ils n'ont jamais pu être mis en évidence pour une valeur inférieure à 100 mSv pour une exposition unique.

Pour autant, les doses seuils ne sont jamais obtenues en service d'imagerie et en routine clinique. **Par définition, le risque déterministe est nul.**

Ainsi, les effets sont liés à la ***dose absorbée D*** (puisque les doses efficaces et équivalentes en découlent), au **débit de dose Ḋ**, à l'**organe** et au **type de rayonnement**.

DOSE EFFICACE E

Dans le chapitre nous avons vu la **dose absorbée D**. Ensuite, nous avons vu la **dose équivalente H** qui apparaît lorsque nous considérons le type de rayonnement. Ici, la **dose efficace E** apparaît lorsque nous considérons le type de tissu atteint par le rayonnement ainsi que le type de rayonnement.

Dose absorbée D (en Gy)	$D = \frac{dE}{dm}$
Dose équivalente H (en Sv)	$H = Wr.D$
Dose efficace E (en Sv)	$E = \sum Wt.Ht$

RADIOACTIVITE NATURELLE ET ARTIFICIELLE

L'exposition naturelle (58%) comprend :

- Les rayonnements cosmiques/ solaires
- Les rayonnements telluriques (venant de la terre) avec le Radon en particulier
- Le rayonnement lié à l'ingestion (eau et aliments)

L'exposition artificielle représente 42% :

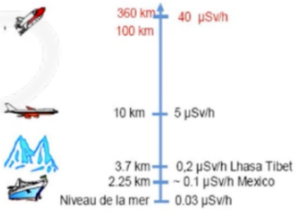
- Surtout lié à l'exposition médicale pour 41% (radio, scanner, médecine nucléaire, radiothérapie, …)
- 1% essais nucléaires → les expositions liées aux accidents sont très rares et heureusement...

Origine naturelle

En France, la dose naturelle annuelle reçue par un individu est de ***2,9 mSv*** (désolé ce n'est pas la même valeur en fonction des chapitres, il faudrait essayer de voir avec les profs).

Elle est liée aux rayonnements :

- **Cosmiques** : origine galactique (étoiles) ou solaire. Elle varie avec l'altitude mais la dose efficace individuelle moyenne varie peu d'un département à l'autre
- **Telluriques** : éléments naturels présents dans la Terre, notamment avec la radioactivité atmosphérique.
    - Cette exposition tellurique entraîne une **exposition externe**



Exposition interne liée à l'ingestion des aliments en contenant naturellement

- → En particulier l'eau et les légumes qui contiennent du Potassium 40 (K40)

Exposition interne par inhalation : radioactivité de l'air principalement liée au radon (isotope 222)

LES DIFFERENTS MODES D'EXPOSITIONS

Elle peut être intentionnelle ou accidentelle, interne ou externe, globale ou partielle.

Exposition externe sans contact cutanée = irradiation

C'est ce mode d'exposition qui est utilisé pour l'imagerie médicale. On parle alors de ***dosimétrie externe*** et nous pouvons la calculer.

Notons que l'exposition externe peut aussi se faire avec contact cutané.

Exposition interne = contamination interne

Elle peut se faire de 4 façons :

- Ingestion
- Inhalation
- Injection
- Oculaire/percutané

LES PRINCIPES DE RADIOPROTECTIONS

Définition +++ : La radioprotection concerne l'ensemble des mesures mises en œuvre pour protéger les **patients**, les **personnels** exposés professionnellement, le **public** et **l'environnement** des e**ffets néfastes** **connus ou potentiels** des rayonnements ionisants.

En plus de la gestion du risque physique, la radioprotection s'attache à prendre en compte de **ne pas entretenir et diminuer l'anxiété liée à l'exposition** aux rayonnements ionisants.

Les 3 principes

Les principes ci-dessous sont bien plus importants à connaître que ceux du chapitre de radioactivité.

- ***Justification***

= Toute exposition aux RI doit être justifiée au regard des avantages qu'elle procure compte tenu du risque

La responsabilité du choix final de la technique est donnée au médecin réalisateur de l'acte (imageur), **même en cas de désaccord avec le praticien demandeur**.

- ***Optimisation***

= Toute exposition justifiée doit être réalisée de telle sorte que la dose délivrée soit abaissée au niveau le plus bas raisonnablement possible compte tenu des facteurs économiques et sociaux : **ALARA** « As Low As Reasonably Achievable »

Cette optimisation peut faire appel au principe de **Substitution** : pour un examen moins ou pas irradiant

- ***Limitation***

= Des limites de doses à ne pas dépasser sont réglementairement fixées pour les travailleurs et la population (à l'exception des patients) pour empêcher la survenue des effets déterministes et minimiser la probabilité de survenue des effets stochastiques

La réglementation définit **2 catégories de travailleurs** selon la dose qu'ils sont susceptibles de recevoir, sur **12 mois consécutifs** et le **public**.

QCM - ENTRAINEMENT

7. Concernant la dosimétrie :

A. Elle mesure la quantité d'énergie déposée dans un tissu vivant lors d'une exposition à des rayonnements ionisants
B. La dose absorbée est exprimée en gray
C. La dose équivalente tient compte de la sensibilité des tissus ou organes
D. L'exposition humaine est majoritairement liée à une origine artificielle des rayonnements
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes.

Correction : AB

C. C'est la dose efficace qui tient en compte des tissus. La dose équivalente considère le type de rayonnement

D. Elle est majoritairement liée à l'exposition naturelle (58%)

8. Concernant le transfert linéique d'une particule chargée :

A. Il correspond à la quantité totale d'énergie transférée au milieu cible par la particule chargée incidente
B. Il est d'autant plus élevé que l'énergie de la particule chargée est élevée
C. Il est inversement proportionnel au carré de la vitesse de la particule chargée incidente
D. Il est indépendant de la nature du milieu traversé par la particule chargée
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : C

A. Le TEL = Kq^2nZ/v^2 est une quantité d'énergie déposée par unité de longueur

B. L'énergie de la particule incidente correspond à son énergie cinétique qui elle même est proportionnelle à la vitesse de la particule. Le TEL est donc d'autant plus faible que l'énergie de la particule est élevée.

D. Il dépend du matériaux et de la densité du milieu cible (n et Z)

NOTES PERSONNELLES

RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE (RMN)

MOMENT MAGNETIQUE ELEMENTAIRE

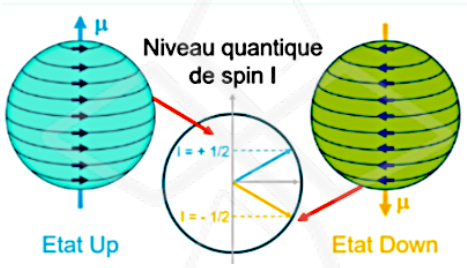
Au sein du noyau d'un atome, les nucléons s'associent par paire (proton/proton et neutron/neutron). Pour autant, certains atomes ont un nombre de proton et/ou de neutron impair et se comportent donc comme un dipôle magnétique. C'est-à-dire qu'ils ont un pôle + et un pôle - (comme un aimant). Du fait de ce nucléon qui se trouve sans pair, il se crée un moment magnétique dit élémentaire µ.



Tu l'auras compris, **seuls les noyau au nombre de proton et/ou de neutron impair peuvent présenter un moment magnétique élémentaire µ +++.**

Nous savons grâce à la chimie qu'un électron peut être "up" ou "down" et bien nous pouvons utiliser le même raisonnement pour comprendre les spins des noyau.

En physique quantique, on peut quantifier le niveau de spin I du noyau présentant un moment magnifique élémentaire µ. Ce niveau quantique peut prendre 2 niveaux d'énergie I.



A partir de la valeur du niveau de spin, nous pouvons calculer la valeur du moment magnétique

$$\mu = \gamma . h . I$$

γ le rapport gyromagnétique (rad/T/s) ; h la constante de Planck (J.s) ; I spin

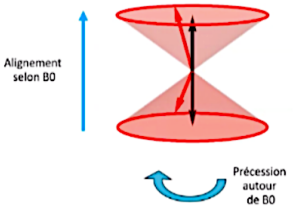
MOUVEMENT MAGNETIQUE MACROSCOPIQUE

Ce que nous appelons le moment magnétique macroscopique n'est autre que la somme de tous les moments magnétiques élémentaires.

L'atome d'hydrogène H n'est composé que d'un proton et d'un électron, il possède donc un moment magnétique élémentaire µ. Lorsqu'il n'est appliqué à aucun champ magnétique, son moment magnétique macroscopique est nul du fait de l'orientation aléatoire des moments magnétiques élémentaires.

Propriétés des moments magnétiques élémentaires en présence d'un champ magnétique B0 :

- Ils s'alignent selon l'axe/la direction (ET PAS LE SENS) du champs magnétique B0
- Ils ont un mouvement de précession autour de B0



ÉQUATION DE LARMOR

Nous savons que l'énergie d'un dipôle magnétique peut être calculé de la façon suivante :

$$E = \mu . B0$$

E l'énergie du dipôle magnétique (J) ; μ le moment magnétique élémentaire (N.m/T) ; B0 le champ magnétique appliqué (T)

Et nous venons de voir que certains atomes se comportent comme des dipôles magnétiques dont nous connaissons la valeur de μ. Nous nous retrouvons alors avec 2 formules pour calculer la transition d'énergie ΔE d'un atome

$$\Delta E = \gamma . h . B0 = h . \upsilon$$

ΔE la transition d'énergie (J) ; γ le rapport gyromagnétique (Hz/T) ; h la constante de Planck (J.s) ; B0 le champ magnétique (T) ; υ la fréquence de précession autour de B0 (Hz)

En simplifiant chaque côté de l'équation on retrouve l'équation de Larmor qui nous dit comment calculer la fréquence de précession υ autour du champ magnétique B0

$$\upsilon = \gamma . B0$$

LOI DE BOLTZMANN

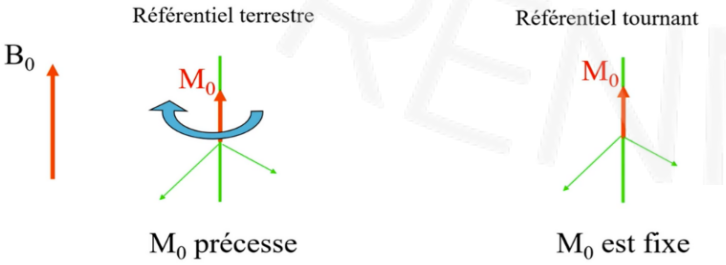
En présence d'un champ magnétique, le moment magnétique macroscopique n'est pas nul. Autrement dit, les moments magnétiques élémentaires ne s'annulent pas entre eux. Grâce à la loi de Boltzmann, nous pouvons quantifier le nombre de nucléons avec un spin up (+) et un spin down (-).

$$\frac{n-}{n+} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}}$$

n+ le nombre de moment magnétique up/parallèle ; n- le nombre de moment magnétique down/anti-parallèle ; ΔE l'énergie de transition (J) ; k la constante de Boltzmann (J/K) ; T la température (K)

PS : la constante de Boltzmann et de Planck sont rentrées dans ta calculatrice : 2nd → constants

CHAMP MAGNETIQUE B1



Dans cette situation nous avons un champ magnétique B0 donné par un aimant avec un moment magnétique M0 parallèle à celui-ci.

Nous avons vu que ce moment M0 a un mouvement de précession autour de B0, il tourne autour. Ainsi si nous tournons avec ce moment M0 (= changement de référentiel), celui-ci nous paraîtra fixe.

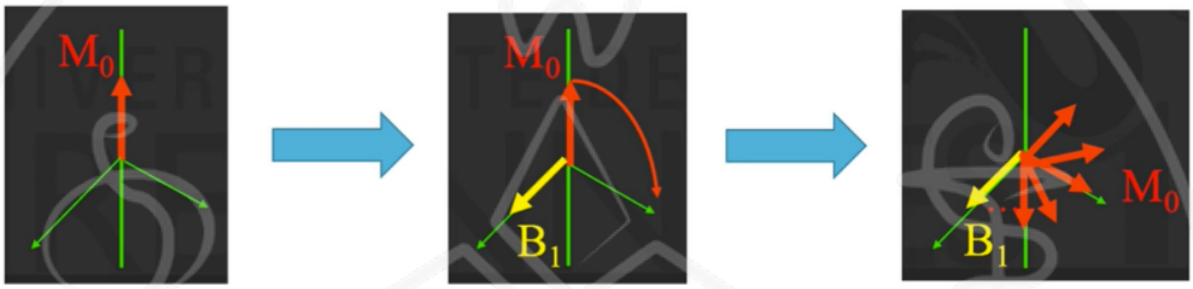
En revanche, l'aiment n'est pas la seule façon d'appliquer un champ magnétique. En effet, nous pouvons utiliser une onde électromagnétique (OEM). C'est ainsi que nous faisons apparaître **B1** qui sera **perpendiculaire à B0** et **fixe dans le référentiel tournant**.

Évidemment, de nombreuses propriétés vont en découler. En effet, nous avons vu dans les chapitres précédents qu'une OEM incidente va avoir un impact sur le niveau d'énergie des molécules cibles.

En ce qui concerne le champ magnétique radiofréquence B1 :

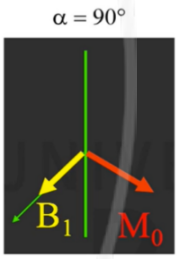
- Si B1 est égale à la fréquence de Larmor, celui-ci est égale à la **fréquence de résonance**. Et alors ? Et alors les spins sont excités ce qui entraîne une bascule du moment magnétique M0 :
-

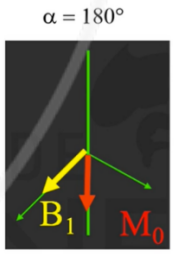
Bilan : Quand on applique B1, nous avons une bascule de M0. Cette bascule sera plus ou moins importante en fonction de la durée d'application de B1.



Les aimantations particulières :

- sans aimantation : M0 est // à B0 vers le haut
- à 90° : le moment magnétique a fait une bascule de 90°, avec cet angle on a une égalisation des populations // et anti-//
- à 180° : quand on laisse B1 suffisamment longtemps on M0 // B1 mais cette fois-ci vers le bas = inversion des populations // et anti-//.





Et puisque nous faisons de la physique, ça ne serait pas drôle si nous ne pouvions pas calculer cet angle α.

$$\alpha = \gamma . B1 . \tau$$

α l'angle d'impulsion de B1 (en partie d'un tour) ; B1 la champ magnétique (T) ; γ le rapport gyromagnétique (Hz/T) ; τ la durée de l'impulsion de B1 (s)

ATTENTION : avec cette formule, α est donnée en partie d'un tour. Autrement dit, si α = ½ alors il est égal à 180°.

TEMPS DE RELAXATION T1 ET T2

Lorsqu'on arrête d'appliquer B1, alors le moment M0 revient dans son plan d'origine. Ce retour se fait en 2 temps :

- T1 : temps de relaxation longitudinal (selon l'axe z)
- T2 : temps de relaxation transversal (selon les axes x et y)
- T1 ≤ T2



Ainsi lorsque nous appliquons le champ B1 de façon à ce que α = 90°, la composante de M0 selon z est nulle et ses composantes selon x et y sont maximales. Lorsque nous cessons d'appliquer B1, M0 reprend d'abord une composante maximale selon z (pendant T1) puis prend une valeur minimale selon x et y (pendant T2).

Dit de façon plus scientifique :

- ***T1*** est le temps croissance de l'aimantation macroscopique selon Mz de manière exponentielle, ainsi T1 est le temps nécessaire pour que M0 revienne à 63% de sa valeur selon Mz.
- ***T2*** est temps nécessaire pour que M0 arrive à 37%

Nous avons donc 2 équations pour retrouver à quel moment de la relaxation nous sommes :

$$Mz = M0.(1 - e^{-\frac{t}{T1}}) \rightarrow \textit{croissant}$$

$$Mxy = M0.e^{-\frac{t}{T2}} \rightarrow \textit{décroissante}$$

MESURE DU SIGNAL EN RMN

Elle se fait uniquement dans le plan (x ; y) → Seul le signal T2 peut être mesuré.

L'antenne est à la fois émettrice (B1 > 0) et réceptrice (B1 = 0) du signal.

SEQUENCE SATURATION-RECUPERATION

Nous répétons les excitation B1 toutes les TR secondes de telle façon que

$$Signal = Mxy = Mz = M0.(1 - e^{-\frac{TR}{T1}})$$

SEQUENCE ECHO DE SPIN

La séquence écho de spin est bien plus utilisée en pratique que la séquence saturation-récupération.

$$\text{Signal} = M0.e^{-\frac{TE}{T2}}.(1-e^{-\frac{TR}{T1}})$$

Moyen Mnémotechnique :

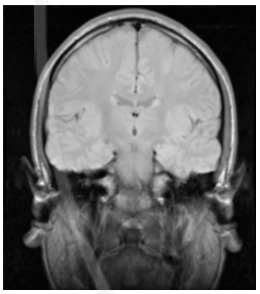
- **→ TR va avec tous les 1 c'est-à-dire T1 et (1-…) car ça fait le son « train »**
- **→ TE va avec T2 → rime en « e »**

3 contrastes peuvent ainsi être obtenus :

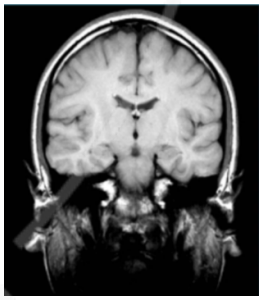
Contraste	TR	TE
M0	long	court
T1	court	court
T2	long	long

Nb : Quand on parle de court ou long, on parle du TR par rapport à T1 ou du TE par rapport à T2.

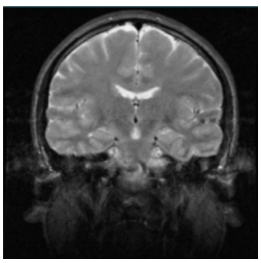
Différencier les différents contraste



Ci-contre une coupe frontale du cerveau pondérée en densité de proton M0. Il y a beaucoup de signal mais peu de contraste entre la SB et la SG.



Cette fois nous avons une image pondérée T1 dite « anatomique » où l'on voit une différence entre la SB et la SG. Elle est dite anatomique puisque la SG apparait grise et la SB blanche.



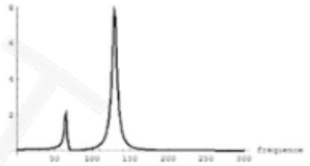
Enfin, nous voyons une Image frontale du cerveau, pondérée T2. Le LCR présente un hypersignal (en blanc) par rapport au signal du parenchyme cérébral. Il s'agit d'une image pour renseigner sur la pathologie.

SPECTROSCOPIE

Lorsque nous recevons le signal du plan (x ; y) nous obtenons d'abord un ***signal temporel*** de la forme ci-contre. Il est compliqué à appréhender avec tout le bruit présent.



C'est pourquoi nous le passons en ***signal fréquentiel*** en identifiant le bruit et en le supprimant laissant ainsi apparaître 2 pics facilement identifiables.



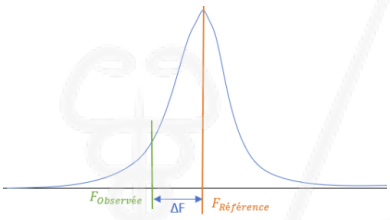
C'est ce qu'on appelle la spectroscopie, l'analyse fréquentielle du signal.

Etant donné que chaque atome a un spectre différent, nous pouvons ainsi déterminer la composition d'un tissu.

DEPLACEMENT CHIMIQUE

Il faut savoir qu'un champ électrique créé à partir d'un courant électrique crée un champ magnétique. Ainsi, les électrons autour du noyau créent un champ magnétique local b0 qui atténue le champ magnétique B0 ressenti par le noyau. C'est ce qui explique qu'en exposant les mêmes atomes à un même champ magnétique, ceux-ci ne résonnent pas tous à la même fréquence en fonction de leur situation dans l'espace.

Puisqu'elle est proportionnelle à b0, la fréquence de résonance locale sera donc plus faible lorsque la densité électronique autour du noyau sera plus importante (cf. Loi de Larmor).



$$\delta = \frac{\Delta\text{fréquence}}{\text{fréquence de référence}} . 10^6$$

δ le déplacement chimique (ppm)

$\Delta f réquence$ la différence de fréquence entre le pic de résonance du noyau observé et de référence (Hz)

QCM - ENTRAINEMENT

9. Concernant la RMN :

A. Lorsque le rapport gyromagnétique est exprimé en Rad/s/T, d'après l'équation de Larmor, la fréquence F0 = γ.B0
B. La température du milieu intervient dans la loi de Boltzmann
C. En présence d'un champ magnétique, le moment magnétique macroscopique d'une solution présente dans un récipient est nul
D. Le noyau ne possède pas de moment magnétique élémentaire C_6^{12}
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : BD

A. Lorsque γ est exprimé en Rad/s/T, $\nu = F0 = \frac{\gamma.B0}{2\pi}$. On a F0 = γ.B0 quand γ est exprimé en Hz/T
C. Le moment magnétique macroscopique d'une solution est nul en **l'absence** d'un champ magnétique.
D. En effet, le nombre de proton et de neutron est pair, il ne peut pas y avoir de moment magnétique élémentaire µ.

10. Concernant la RMN :

A. T2 correspond à la relaxation transversale
B. Pour avoir un "contraste en M0", il faut un temps de répétition long et un temps d'écho court
C. Pour avoir un "contraste T2", il faut un temps de répétition long et un temps d'écho long
D. Pour avoir un « contraste T1 », il faut un temps de répétition court et un temps d'écho court
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes.

Correction : ABCD

11. Concernant la RMN :

A. Lorsque le rapport gyromagnétique est exprimé en Hz/T, d'après la loi de Boltzmann, la fréquence F0 = γB0
B. Le moment magnétique du proton est dépendant de son rapport gyromagnétique
C. Que ce soit avec ou sans la présence d'un champ magnétique, le moment magnétique macroscopique d'une solution présente dans un récipient est nul
D. Le noyau C_6^{13} ne possède pas de moment magnétique élémentaire
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : B

A. C'est la loi de Larmor.

C. Uniquement lorsqu'il n'est pas soumis à un champ magnétique

D. Il possède 7 neutrons ce qui est un nombre impair, il y a donc un moment magnétique élémentaire µ.

12. En RMN du proton (rapport gyromagnétique 42,5 Mhz/T), une impulsion de champ radiofréquence B1 est appliquée à la fréquence de Larmor pendant 1ms. Elle permet de basculer l'aimantation d'un angle de 90°, dans ces conditions, à 1 % près :

A. B1 vaut 5,88 mT
B. B1 vaut 7,84 T
C. A durée τ constante, une amplitude de B1 valant le double de celle utilisée pour basculer l'aimantation de 90° permet de basculer l'aimantation à 180°
D. A durée τ constante, une amplitude de B1 valant la moitié de celle utilisée pour basculer l'aimantation de 90° permet de basculer l'aimantation à 180°
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : C

A et B. C'est un QCM type calcul alors c'est partie pour la méthodo :

- **Les unités**

B1 est exprimé en tesla T ; le rapport gyromagnétique en Hz/T avec $\gamma = 42{,}5.10^{6}\ Hz/T$; angle de bascule en nombre de tour donc $\alpha = 1/4$; le temps d'impulsion en seconde $\tau = 1.10^{-3}\ s$

- **Quelle formule utiliser**

Pour calculer B1 à partir de α et γ nous n'avons qu'une formule : $\alpha = \gamma . B1 . \tau$

Ainsi $B1 = \frac{\alpha}{\gamma . \tau}$

- **On remplace avec les bonnes variables**

$$B1 = \frac{0{,}25}{42{,}5.10^{6} \times\ 1.10^{-3}} = 5{,}88.10^{-6}\ T = 5{,}88\ \mu T$$

D. on sait que $\alpha = \gamma . B1 . \tau$ donc si τ et γ restent constant et que nous divisons B1 par 2, l'angle α sera lui aussi divisé par 2.

13. Dans une séquence de RMN, quelle est la valeur du signal (Mxy, en unité arbitraire) mesurée à t = 0,1 s lorsque M0 (en unité arbitraire) vaut 4 et T2 = 0,2 s, à 1 % près :

A. 0,330
B. 0,661
C. 1,225
D. 2,426
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : D

- **Unités**

t et T2 sont tous les deux en seconde ; M0 est en UA on ne peut donc rien y faire et Mxy sera dans la même unité. Il n'y a pas d'unité dans les réponses du fait que M0 est en UA.

- **Quelle formule utiliser**

$$Mxy = M0 . e^{-\frac{t}{T2}}$$

- **On remplace avec les bonne variables**

$$Mxy = 4 . e^{-\frac{0{,}1}{0{,}2}} = 2{,}426\ ua$$

14. Dans un spectre RMN, le proton d'un groupement aromatique présente un déplacement chimique δ = 6,7 ppm. Il est observé à 2000 Hz de la résonance du tétraméthylsilane (TMS) qui est pris comme référence (donc situé à 0 ppm). Le rapport gyromagnétique du proton est de 42,5 Mhz/T, dans ces conditions, à 1 % près :

A. La fréquence de résonance du proton dans ce spectromètre est de 2,985 MHz
B. La fréquence de résonance du proton dans ce spectromètre est de 298,5 MHz
C. Le champ magnétique B0 de l'appareil est de 3 T
D. Le champ magnétique B0 de l'appareil est de 4,7 T
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : B

- **les unités**

δ est bien en ppm ; $\Delta fréquence$ est donnée en Hz ; le rapport gyromagnétique en Hz/T avec $\gamma = 42{,}5.10^6\ Hz/T$

- **Quelle formule utiliser**

Concernant la fréquence de résonance, elle est donné par la Loi de Larmor : $\upsilon = \gamma . B0$ avec γ en Hz/T.

Or nous n'avons pas la valeur de B0, nous utiliserons donc la formule du déplacement chimique : $\delta = \frac{\Delta fréquence}{fréquence\ de\ référence} . 10^6$

- **On remplace avec les bonnes variables**

$\delta = \frac{\Delta fréquence}{fréquence\ de\ référence} . 10^6$ donc $fréquence\ de\ référence\ = \upsilon = \frac{\Delta fréquence}{\delta} . 10^6 = \frac{2000.10^6}{6{,}7} = 298{,}5\ MHz$

Nous pouvons désormais retrouver la valeur du champ magnétique B0 à partir de la loi de Larmor

$\upsilon = \gamma . B0$ donc $B0 = \frac{\upsilon}{\gamma} = \frac{298{,}5.10^6}{42{,}5.10^6} = 7{,}02\ T$

NOTES PERSONNELLES

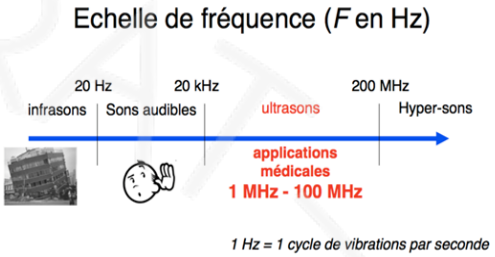
ULTRASONS (US)

DEFINITION

Les US sont des ondes mécaniques, **elles ne se propagent pas dans le vide**. En effet les ondes acoustiques se propagent en faisant vibrer les molécules de proches en proches, elles ont donc besoin d'un milieu matériel.

Les Us sont utilisés en médecine pour les échographies et ont une fréquence allant de ***1MHz à 100MHz.*** Sur une échelle de fréquences, nous les retrouvons entre les sons audibles et les hypersons.

PS : Tous les sons sont des ondes mécaniques, ils ne diffèrent que de par leur fréquence.



PROPRIETES PHYSIQUES DES US

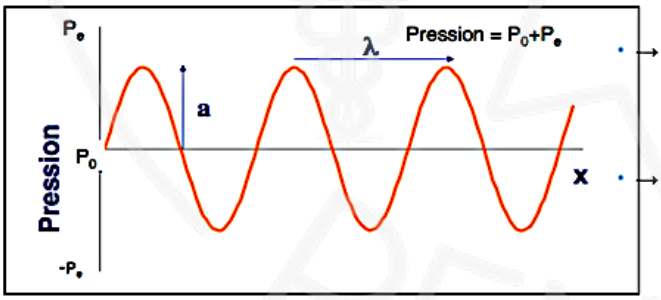
Le fait que les molécules vibrent et transmettent cette vibration aux molécules environnantes crée une variation de pression avec une **succession de compressions et de raréfactions** des molécules dans le milieu. Le tout se fait avec une certaine périodicité. C'est cette **périodicité** qui définit la fréquence de l'onde. Plus la période est courte et plus la fréquence est élevée.

Il existe des ondes longitudinales et des ondes transverse. Les ondes dites **longitudinales** se propagent selon une seule direction de l'espace, dans le sens longitudinal.

NB : attention à ne pas confondre direction et sens.

Caractéristiques des US utilisés en médecine : ondes mécaniques, acoustiques, longitudinales, périodiques.

CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DES ONDES +++



- Longueur d'onde : λ (en m)
  - Distance séparant 2 points du milieu dans le même état vibratoire
- Fréquence de l'onde : f (en Hertz)
  - Nombre d'oscillations par seconde
  - Correspond à l'inverse de la période : 1/T

λ: Longueur d'onde (distance entre 2 maxima/minima)
T: Période (durée entre 2 maxima/minima)
f: fréquence
C: célérité

$$T = 1/f \qquad \lambda = CT = C/f$$

Comme nous l'avons évoqué avec les ondes électromagnétiques, il existe plusieurs grandeurs pour définir une onde : célérité, fréquence, période, longueur d'onde et impédance (n'hésite pas à retourner au début du livret si tu as besoin de quelques rappels)

- La célérité varie avec le milieu mais pas avec la fréquence
- En imagerie US, on utilise la valeur moyenne de **1500 m/s** comme valeur de C dans les tissus mous.

Z : impédance acoustique

- Caractéristique du milieu de propagation (= chaque milieu a une impédance différente) :

$$Z = \rho \times C$$

Représente la résistance du milieu face à la propagation de l'onde

Plus l'impédance est grande, plus la célérité de l'onde est grande

La séparation entre 2 milieux d'impédances différentes s'appelle une interface acoustique.

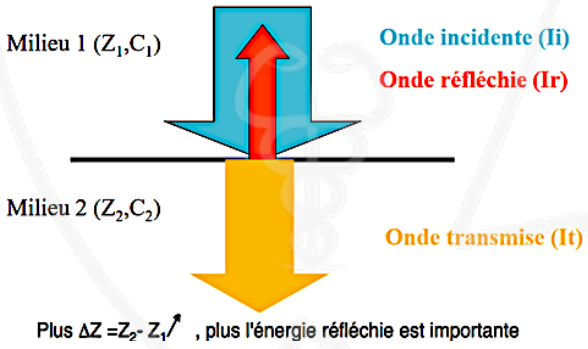
INTERACTIONS DES US AVEC LE MILIEU

Lorsqu'une onde traverse une interface acoustique, différents phénomènes peuvent se produire :

- Transmission
- Réflexion
- Réfraction
- Diffusion

Transmission et Réflexion

transmission et réflexion



- L'**onde incidente** rencontre l'interface acoustiques et 2 phénomènes se produisent :
- L'**onde transmise** continue sa progression et traverse l'interface acoustique.
- L'**onde réfléchie** fait demi-tour et retourne vers sa source.

=> Permet de distinguer les limites anatomiques

L'importance de l'onde réfléchie dépend de la différence d'impédance entre les 2 milieux. En effet, plus cette différence sera élevée et plus l'onde (et donc l'énergie) réfléchie sera importante.

PS : En échographie, on travaille en incidence normale, c'est-à-dire que l'onde incidente arrive de façon perpendiculaire à l'interface acoustique.

Variations de la transmission/Réflexion en fonction des interfaces :

- **Interface tissu mou/tissu mou**

Energie réfléchie faible (< 1%) et transmise élevée

Permet dans exploration profonde

L'imagerie par US est adaptée aux tissus mou (abdo +++)

- **Interface tissu mou/os**

30% de l'onde est réfléchie

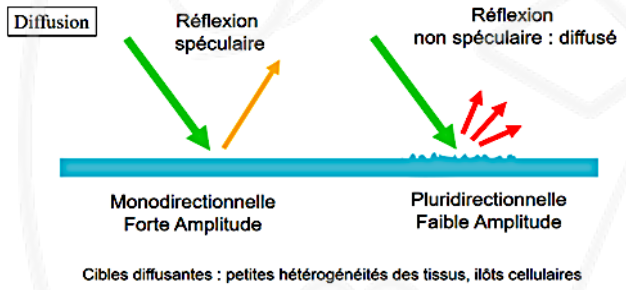
On a du mal à voir ce qu'il y a derrière l'os

- **Interface tissu mou/air**

Réflexion quasi-totale (99%) et transmission inexistante

Impossible de voir ce qu'il y a derrière de l'air, c'est pour ça que nous utilisons un gel entre la sonde et la peau. Le gel permet d'éviter l'interposition d'air

Diffusion



Ce phénomène se produit lorsque la taille de l'interface est petite devant la longueur d'onde de l'onde. L'énergie de l'onde est diffusée dans diverses directions de l'espace.

Permet l'échographie des parenchyme.

Intensité diffusée < Intensité réfléchie

=> Permet de distinguer l'hétérogénéité des tissus.

Absorption

Au fur et à mesure de sa progression, l'onde cède une partie de son énergie qui est absorbée par le milieu et l'intensité du faisceau diminue.

Cette énergie "perdue" est transformée en chaleur.

En plus de la fréquence, l'absorption dépend de la profondeur : **plus elle progresse en profondeur, plus l'absorption est importante.**

Aussi, la fréquence de l'onde US a une influence déterminante sur la profondeur maximale d'exploration : **plus la fréquence est élevée, plus l'absorption est importante.**

Influence de la profondeur +++

$I = I_0 \exp(-\alpha x)$

I = intensité à la distance x
I_0 = intensité initiale
α = coefficient d'absorption
x = distance à la source



De ce fait, si nous voulons explorer en **profondeur**, nous utilisons des fréquences relativement faibles entre **2,5 et 3,5 MHz** (cavité abdominale). En revanche, si nous utilisons des sondes avec des fréquences beaucoup plus élevées et nous irons à 2-3cm maximum de profondeur (ophtalmologie) mais avec un niveau de détail beaucoup plus élevé.

PRODUCTION DES US

Définition

Un ***transducteur*** permet de convertir une énergie de très haute fréquence en énergie mécanique vibratoire qui va pouvoir traverser le corps et les organes. Sa capacité à convertir une énergie électrique en énergie mécanique et inversement fait de lui un ***élément piézo-électrique***. Autrement dit, il apparaît des charges à sa surface en réponse à une pression mécanique, ou encore, une différence de potentiel électrique à sa surface va induire des déformations mécaniques.

Nous notons 2 effets piézo-électriques :

- **Direct** = Onde de pression (= mécanique) → Onde électrique
- **Indirect** = Onde électrique → Onde de pression (= mécanique)

En échographie, nous utilisons le schéma suivant :

Impulsion électrique → Onde de pression US → signal électrique

Matériaux utilisés : Quartz, céramiques (ex : cristaux ferroélectriques = les plus utilisés), polymères

Mode de fonctionnement des transducteurs ultrasonores

Le mode pulsé **:** tension alternative appliquée par des impulsions très courtes. Une seule sonde est utilisée, émettre et recevoir. Du fait de cette double fonction, elle ne peut émettre constamment ou bien nous n'aurions aucune acquisition, d'où la notion d'alternance de la tension appliquée.

Durée de l'impulsion : de l'ordre de 1 µs. Elle détermine la résolution spatiale, plus elle est courte, plus la résolution est bonne.

Période de répétition (= intervalle entre 2 impulsions) : de l'ordre de 1ms

PRINCIPE GENERALE DE L'ECHOGRAPHIE

Définition

Création d'une onde mécanique la plus brève possible grâce au cristal piézo-électrique

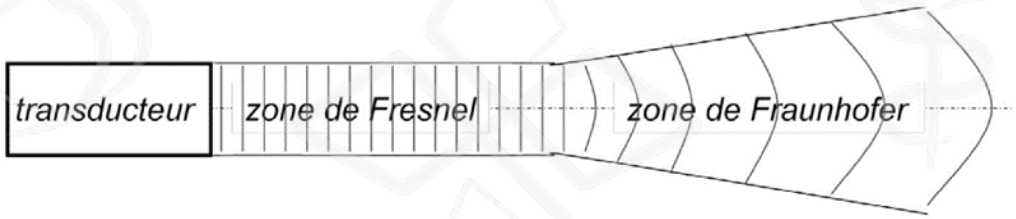
Confiner cette onde dans un faisceau étroit pour avoir une meilleure résolution

Créer une image en fonction de la partie réfléchie de l'onde qui revient vers le cristal

Utilisation d'algorithme et de logiciel permettant l'acquisition d'une image échographique

Nous pouvons observer 2 zones successive au sein du faisceau échographique : +++

- ***La zone de Fresnel*** = cylindre dans l'axe du transducteur avec un diamètre égal à celui de la source. Le front d'onde est plan et la résolution spatiale est optimale
- ***La zone de Fraunhofer*** = cône. Le front d'onde est convexe et l'intensité du faisceau diminue avec l'augmentation de sa surface.



Principe conversion temps espace : le temps entre émission et réception donne la profondeur de la structure étudiée. De ce fait, le temps entre l'émission et la réception correspond au temps nécessaire pour parcourir **2 fois la distance entre la sonde et l'obstacle (= interface acoustique)**. Donc **t = 2d/c**.

Résolution axiale et latérale

Définition

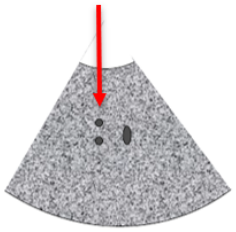
Résolution = Aptitude du système à présenter 2 échos distincts pour 2 cibles très rapprochées.

L'ordre de la résolution est celui de la longueur d'onde. Ainsi, plus la longueur d'onde λ est petite (et donc plus la fréquence est grande) et plus la résolution est haute.

Nous notons 2 types de résolutions par rapport à la direction du faisceau :

- Dans la direction de propagation du faisceau US = **Résolution axiale**
- Orthogonale à la direction de propagation du faisceau US = **Résolution latérale**

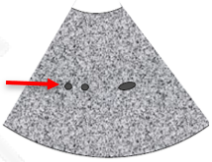
Résolution axiale



= Capacité à séparer les deux points distincts dans la direction de propagation du faisceau.

Par contre si les deux points sont trop rapprochés, on ne pourra pas les voir distinctement à l'image écho, on a donc une **mauvaise résolution axiale** dans notre image qui sera floue.

Résolution latérale



= Capacité à séparer deux cibles dans la direction orthogonale à la direction de propagation du faisceau.
De même, si les deux cibles sont trop rapprochées, on ne pourra pas les voir distinctement à l'image écho, et on obtiendra une seule cible qui apparaîtra floue.

Compromis entre profondeur d'exploration et résolution

Paradoxe de l'échographie : La **résolution axiale** dépend de la durée d'impulsion ce qui impose une fréquence minimale. Or l'atténuation des tissus croît avec la fréquence, ce qui limite la profondeur d'exploration. Il faut trouver un compromis :

Étude avec une grande précision des structures peu profondes et de petite taille.

Etude avec une moins bonne résolution des organes profonds et/ou volumineux

- Tissus profonds → 1 à 5 MHz (abdomen)
- Tissus intermédiaire → 3,5 à 7,5 MHz
- Tissus superficiels → 6 à 15 MHz (oeil)

Focalisation

= Rendre le faisceau plus fin pour améliorer la résolution latérale. Les zones focales correspondent aux régions avec la meilleure résolution latérale

METHODES D'IMAGERIES ULTRASONORES

Le mode A - Amplitude

Il s'agit du mode le plus ancien. Il fonctionne comme un profondimètre. L'amplitude du signal recueillie dépend de la profondeur de la structure étudiée.

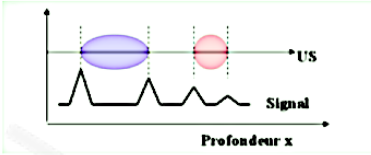


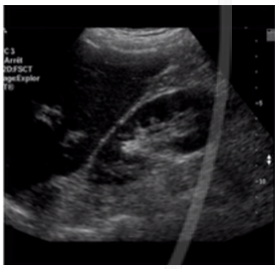
Figure: source: A. Durand

L'**épaisseur** d'une structure est définie par la **distance entre 2 pics du signal** et l'**absence d'échos** entre **2 pics** signe la **présence de liquide**.

Avantages	Inconvénients	Exemples d'applications
Mesure précise de la dimension des objets	Un seul faisceau dans une seule direction → information unidimensionnelle Pas d'enregistrement du mouvement	Contrôle de la symétrie cérébrale du nouveau né (écho transfontanellaire) Imagerie ophtalmologique

Mode B - Bidimensionnelle

Ici, les **amplitudes des échos** modulent la **brillance de spot** sur l'écran, ce qui donne une image en **niveau de gris**. L'image obtenue est une image en 2D et en temps réel.



- Cible à grande amplitude = ***hyperéchogène*** = point très brillant (blanc)
- Cible avec très peu d'écho = ***anéchogène*** = représentée en noir
- Cible avec échos moyens = ***hypoéchogène*** = niveaux de gris différents

Sur l'image :

- En noir : les cavités du rein remplies de liquide anéchogène
- En gris : les cavités non remplies de liquide apparaissent donc plus brillantes

Mode TM - Temps-Mouvement

Permet de suivre une ligne d'exploration dans le temps, et ainsi **suivre les mouvements d'organes** (4min). Il ajoute un **balayage temporelle** au mode B

Le mode TM est notamment utilisé en cardiologie pour observer pour le **mouvement des valves cardiaques.**

Mode 3D/4D

Utilisé en échographie foetale.

Acquisition d'image en volume statique (3D) ou indexées au temps (4D)



QCM - ENTRAINEMENT

15. Concernant l'atténuation des ondes ultra sonores lorsqu'elles traversent le tissu

A. L'atténuation est secondaire aux réflexions et à la diffusion et à l'absorption des ondes le long de leur trajet
B. L'atténuation des tissus augmente avec la fréquence de l'onde
C. Une onde ultra sonore sera d'autant plus atténuée que sa fréquence est basse
D. Les explorations avec des sondes à basse fréquence sont réservées aux organes superficiels
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes.

QCM de cours, il y a très peu de QCM type calculs qui peuvent tomber ou alors les formules à connaître sont déjà abordées dans les autres chapitres.

Correction : AB

C. Plus la fréquence est élevé (et donc plus la longueur d'onde est faible) et plus l'atténuation des tissus augmente
D. Basse fréquence pour les organes profonds → Abdomen

Haute fréquences pour les organes superficiels → Oeil

=> Notons que la plupart des propositions sont parmi les QCM d'entraînements disponibles sur le cours.

16. Concernant les ultrasons utilisés en pratique médicale :

A. Les ultrasons sont des ondes acoustiques
B. Les ultrasons se propagent dans le vide
C. La fréquence des ultrasons utilisés s'étend de 1 à 100MHz
D. L'onde réfléchie permet de créer l'image échographique
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : ACD

B. Une onde acoustique se propage grâce à la propagation de vibrations de particules en particules. Ainsi, s'il n'y a pas de particule (= vide), celle-ci ne peut pas se déplacer.

17. Concernant les ultrasons utilisés en échographie :

A. Plus la longueur d'onde est courte, meilleure est la résolution
B. Les hautes fréquences pénètrent mieux que les basses fréquences
C. La résolution spatiale est optimale dans la zone proche de la sonde, dite zone de Fresnel
D. Plus la fréquence est élevée, plus l'absorption est faible
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : AC

A. $f = c/\lambda$ la fréquence est inversement proportionnelle à la longueur d'onde

B et D. Les hautes fréquences sont bien plus atténuées et absorbées et pénètrent donc moins bien que les basses fréquences.

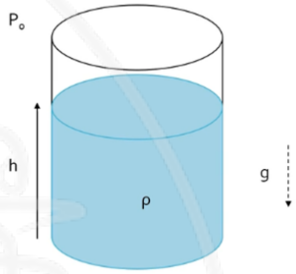
NOTES PERSONNELLES

BIOPHYSIQUE DES FLUIDES

HYDROSTATIQUE

Pression

Une pression P est une force F exercée sur une surface S : $P = \frac{F}{S}$. Ainsi, si on considère un récipient rempli d'une hauteur h d'un fluide de masse volumique ρ, ce fluide exerce une pression sur le récipient : la force F est le poids du fluide (il y a d'autre forces mises en jeu mais nous n'allons pas les énumérer) et la surface S n'est autre que la surface du récipient.



Cette pression s'exprime en **Pascal** dans le système international, mais d'autres unités peuvent être utilisées :

[Pa = N/m²]

1 bar = 10^5 Pa

1 mmHg = 133 Pa

/!\ IL FAUDRA TOUJOURS CONVERTIR LA PRESSION EN PASCAL DANS TES CALCULS !

Nous pouvons calculer la pression d'un point du fluide dans un récipient :

$$P1 = P0 + \rho.g.h$$

P1 et P0 la pression aux points 1 et 0 (en Pa) ; ρ la masse volumique du fluide (en kg/m³) ; h la hauteur/profondeur du point 1 ***à partir du point 0*** *(en m) ; g l'accélération de la pesanteur (en m/s²)*

PS : En général, le point 0 est un point se situant à l'interface air/fluide et sa pression est donc égale à la pression atmosphérique

Nous pouvons aussi calculer la différence de pression entre 2 points du fluide :

$$P1 - P2 = \rho.g.(h1 - h2)$$

P1 et P2 la pression aux points 1 et 2 (en Pa) ; ρ la masse volumique du fluide (en kg/m³) ; g l'accélération de la pesanteur (en m/s²) ; h1 et h2 la ***profondeur*** *des points 1 et 2 (en m)*

Poussée d'Archimède

Théorème d'Archimède : « Tout corps plongé dans un fluide subit une force verticale, dirigée vers le haut, et dont l'intensité est égale au poids du volume de fluide déplacé ».

Autrement dit, si nous plongeons un objet de volume V = 1 m^3 dans de l'eau, il subira son poids qui est dirigé vers le bas (Poids = m(objet).g) et la Poussée d'Archimède (P.A.) qui est dirigée vers le haut et dont l'intensité est égale au poids d'eau déplacée. Puisque nous avons déplacé 1 m^3 d'eau de masse volumique ρ en plongeant notre objet, la poussée d'Archimède subie vaudra :

$$P.A. = \rho.V.g = m(fluide).g$$

Si la Poussée d'Archimède est plus faible que le poids de l'objet, celui-ci coule et si la Poussée d'Archimède est plus grande que le poids de l'objet, alors il flotte. C'est comme ça que nous pouvons savoir à l'avance si un bateau flottera ou non en fonction de ses matériaux.

HYDRODYNAMIQUE

Généralité

Fluide parfait = Fluide non visqueux (=sans frottements) et incompressible

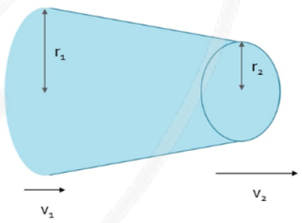
Le débit volumique représente le volume de fluide ayant traversé une surface S par unité de temps :

$$Q = \frac{V}{\Delta t} = S.v$$

Q le débit volumique (en m^3/s) ; V le volume de fluide (en m^3) ; Δt le temps mis par le fluide pour traverser la surface (en s) ; S la surface (en m^2) ; v la vitesse d'écoulement du fluide (en m/s)

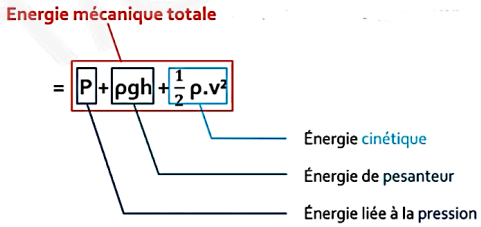
Dans un conduit unique et sans fuite, le débit volumique est constant même si le diamètre du conduit change :

$$Q1 = Q2 = S1.v1 = S2.v2$$



Loi de Bernoulli

Un fluide possède une énergie mécanique totale (= une charge). Cette énergie mécanique est constituée de l'énergie cinétique, de l'énergie de pesanteur et de l'énergie liée à la pression.



La **loi de Bernoulli** nous dit qu'en considérant un fluide parfait en écoulement dans un tube, ***l'énergie mécanique totale du fluide est constante en tout point du tube.***

$$P1 + \rho.g.h1 + \frac{1}{2}.\rho.v1^2 = P2 + \rho.g.h2 + \frac{1}{2}.\rho.v2^2$$

P1 et P2 la pression aux points 1 et 2 (en Pa)
ρ la masse volumique du fluide (en kg/m^3)
g l'accélération de la pesanteur (en m/s^2)
h1 et h2 la hauteur/profondeur des points 1 et 2 (en m)
v1 et v2 la vitesse d'écoulement du fluide aux point 1 et 2 (en m/s)

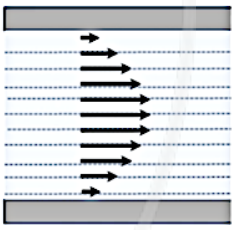
Lors du déplacement du fluide le long d'une ligne de courant (= courbe de l'espace décrivant le mouvement d'un fluide), une accélération se produit simultanément avec la diminution de la pression.

Viscosité et fluides réels

La première chose à intégrer et à comprendre est qu'un fluide réel possède une viscosité **non nulle** (même l'air). En effet, si celle-ci est nulle alors on ne pourrait ressentir le fluide, La viscosité est ce qui procure sa "résistance" à une fluide, elle reflète les intéractions entre les particules qui constituent le fluide.

La propriété qui en découle est appelée ***coefficient de viscosité dynamique η*** et est exprimée en **Pa.s**. Un nom bien long et compliqué pour quelque chose de simple à comprendre puisque cette propriété nous dit qu'il existe des intéractions entre les particules d'une fluide et la paroi (exemple : entre le sang et les parois des vaisseaux sanguins).

Conséquences :



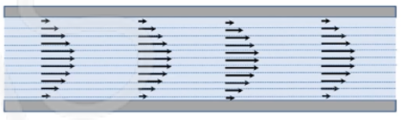
La **vitesse des particules est parabolique**. En effet, les particules les plus éloignées des parois ont moins d'intéractions et peuvent donc progresser plus vite que les particules proches des parois.

Le théorème de Bernoulli n'est plus vérifié, on observe ce qu'on appelle une **perte de charge** ce qui signifie que le fluide perd de l'énergie mécanique au fur et à mesure de sa progression (si on pousse de l'eau donc un conduit et qu'on arrête de la pousser, celle-ci finira bien par arrêter d'avancer).

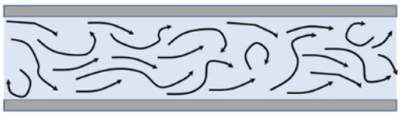
Régime d'écoulement et nombre de Reynolds

Il existe différents types d'écoulement et nous pouvons les déterminer à partir de la valeur du nombre de Reynolds.

Nous nous consacrons aux 2 écoulement élémentaires :



- **Ecoulement laminaire** : Tout le fluide avance dans la même direction et le même sens. Le profil de vitesse d'écoulement est parabolique et les vitesses sont plutôt faibles.



- **Ecoulement turbulent** : La vitesse est dite "tourbillonnaire" et est plutôt élevée.

Calcul du nombre de Reynolds R :

$$R = \frac{\rho . d . v}{\eta}$$

Avec ρ La masse volumique (en kg/m3) ; d le diamètre du tuyau (en m) ; v la vitesse moyenne d'écoulement (en m/s) ; η la viscosité dynamique (en Pa.s)

Notons que R n'a pas d'unité

En fonction de la valeur de R, nous pouvons connaître le type d'écoulement et donc les propriétés du mouvement du fluide :

- Si R<2 000 : écoulement ***laminaire***
- Si R>2 000 : écoulement peut être turbulent
- Si R<10 000 : écoulement forcément ***turbulent***

On peut aussi calculer la valeur de la vitesse moyenne critique Vc au delà de laquelle le flux peut devenir turbulent :

$$Vc = \frac{2000.\eta}{\rho.d}$$ ***(en m/s)***

MESURE NON INVASIVE DE LA PRESSION ARTERIELLE (PA)

PA = Pression du sang dans les artères de gros calibres. Elle est **pulsatile** puisque nous la mesurons dans les artères (elle serait continue dans les veines).

- Nous mesurons une **valeur max** lorsque le cœur se contracte pendant la ***systole*** = Pression Artérielle Systolique (PAS).
- Nous mesurons une **valeur min** lorsque le cœur se gorge de sang pendant la ***diastole*** = Pression Artérielle Diastolique (PAD).

Déroulé de la prise de tension avec un brassard et un stéthoscope :

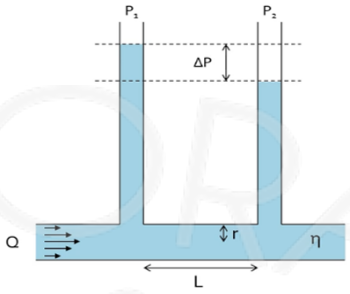
Pas d'écoulement (obstruction de l'artère)
↓ Apparition d'un souffle (PA systolique) [A]
Écoulement **turbulent** (sténose partielle)
↓ Disparition du souffle (PA diastolique) [B]
Écoulement **laminaire** (section normale)

Les bruits entendus par le médecin au stéthoscope sont appelés ***bruit de Korotkoff***.

LOI DE POISEUILLE

A quoi ça sert ? La loi de Poiseuille permet de calculer la baisse de pression (= perte de charge) d'un fluide réel en écoulement laminaire.

Prenons le schéma suivant :



Nous savons que $\Delta P = P2 - P1 = Q.R$

Avec ΔP la différence de pression,

Q le débit volumique en m^3 / s

R la résistance hydraulique

La loi de Poiseuil nous permet de déterminer la valeur de R la résistance hydraulique :

$$R = \frac{8\eta.L}{\pi.r^4}$$

avec η la viscosité du fluide, L la longueur du tube et r le rayon intérieur du tube

Il en découle la propriété que s'il y a plusieurs conduits mis en parallèle comme c'est le cas dans nos capillaires alors : (on vous passe la démonstration)

$\frac{1}{R(tot)} = \frac{1}{R1} + \frac{1}{R2} + \frac{1}{R3} + \ldots$ et s'il y a n conduits de même rayon alors : $\frac{1}{R(tot)} = n.\frac{1}{R1}$

QCM - ENTRAINEMENT

18. Concernant la biophysique des fluides et la loi de Poiseuille :

A. Elle permet de calculer la baisse de pression d'un fluide parfait en écoulement laminaire
B. La baisse de pression est inversement proportionnelle à la longueur du conduit
C. La baisse de pression est inversement proportionnelle au diamètre du conduit
D. La baisse de pression est proportionnelle à la viscosité dynamique du fluide
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : D

Rappel : $R = \frac{8\eta.L}{\pi.r^4}$ et ΔP est proportionnel à R.

A. Faux, baisse de pression pour un fluide **réel**

B. Faux, elle est proportionnelle

C. Faux, elle ne peut être inversement proportionnelle au diamètre même si le rayon dépend du diamètre du fait que le rayon r soit à la puissance 4.

19. Concernant la biophysique des fluides :

A. A. Un fluide est dit « parfait » s'il est compressible et non-visqueux
B. A vitesse constante, le débit volumique d'un fluide augmente si la section du conduit qu'il traverse diminue
C. En écoulement turbulent, la viscosité d'un fluide réel est nulle
D. Lors de la mesure de la pression artérielle humérale, un souffle est audible quand l'écoulement du sang dans l'artère est turbulent
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : D

A. Faux, un fluide parfait est **non-visqueux** et **incompressible**

B. Faux, Rappel : $Q = \frac{V}{\Delta t} = S.v$ donc si la section S diminue, alors le débit Q diminue.

C. Faux, la viscosité d'un fluide réel n'est jamais nul

NOTES PERSONNELLES

LES ETATS DE LA MATIERE

LA MATIERE

Qu'est-ce que la matière

Matière – définition : la matière est définie comme la substance qui compose les corps, elle possède ses propriétés physiques propres, notamment une masse.

Corps pur – définition : on parlera de corps pur lorsque la matière est composée d'un **ensemble de molécules ou d'atomes identiques**.

Quantification : on peut quantifier la quantité de matière en comptant le nombre d'entités élémentaires (molécules, ou atomes, ou ions) qui la composent. Pour cela on utilise comme unité la **mole** (mol).

Une mole (mol) contient environ **$6{,}022.10^{23}$ entités élémentaires de matière** (Nombre d'Avogadro).

Ainsi pour chaque corps pur est défini une **masse molaire** (**M**) qui correspond à la **masse d'une mole** de ce **corps pur** et qui reste constante **quel que soit l'état du corps étudié**.

En effet, qu'un corps pur soit sous forme liquide, gazeux ou solide, s'il a le même nombre d'entités élémentaires, alors il est logique que sa masse ne varie pas. En revanche, son volume varie.

Systèmes

Système – définition : Un système est défini comme un ensemble de matière, de masse et de volume définis.
→ Tout ce qui entoure le système est considéré comme milieu extérieur !!!

Il existe 3 types de systèmes : **isolé, fermé et ouvert**. Ils se différencient par leurs échanges avec le milieu extérieur.

Système isolé

Un **système isolé se** définit comme n'ayant pas d'échange ni d'énergie, ni de matière avec le milieu extérieur. Sa paroi est **imperméable** (ne laisse pas passer la matière), **adiabatique** (ne laisse pas passer la chaleur) et **indéformable**.

Système fermé

Un **système fermé se** définit comme n'ayant pas d'échange de matière, mais un échange d'énergie avec le milieu extérieur. Sa paroi est **imperméable** (ne laisse pas passer la matière), **diatherme** (laisse passer la chaleur) et **indéformable**.

Système ouvert

Un système ouvert, peut échanger à la fois de l'énergie et de la matière avec le milieu extérieur. Sa paroi est donc à la fois perméable et diatherme.

Energie - Agitation thermique

L'énergie contenue dans un système possède 3 composantes :

- **L'énergie mécanique de mouvement** = ***énergie cinétique***
- **L'énergie mécanique de position** ***= énergie potentielle***
- **L'énergie mécanique lié à l'agitation moléculaire** = ***énergie mécanique***

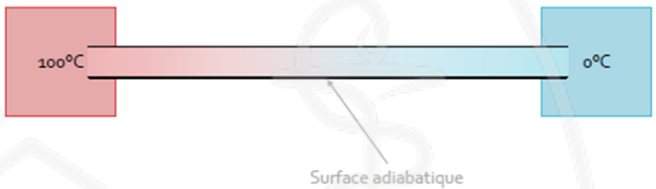
L'énergie est exprimée en **Joules (J)** mais peut aussi être exprimé en **calories (cal)** : **1 cal = 4,184 J**

ETATS DES SYSTEMES : ETAT D'EQUILIBRE ET ETAT STATIONNAIRE

État stationnaire

État stationnaire – Définition : L'état stationnaire est défini comme l'état d'un système ouvert dans lequel les grandeurs physiques en chaque point du système n'évoluent pas en dépit d'échanges de matière et/ou d'énergie avec l'extérieur.

Il faut comprendre que les entrées et sorties du système se compensent : ex d'une pièce chauffée par un radiateur mais dont la fenêtre est ouverte.



État d'équilibre

État d'équilibre – Définition : Un système est dit en état d'équilibre thermodynamique, si étant isolé (absence de tout échange avec l'extérieur), son état est stationnaire.

ETAT DE LA MATIERE ET TRANSFORMATIONS THERMODYNAMIQUES

Les états gazeux et liquides correspondent tous les 2 à un fluide.

Les 3 principaux états de la matière

Solide : **Empilement dense et ordonné d'atomes ou de molécules**. Ils sont **très peu compressibles** et en l'absence de contraintes extérieures leur forme et leur volume leurs sont propres.

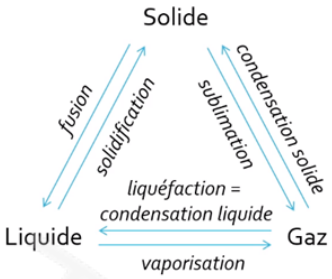
Liquide : Ensemble **dense** mais **désordonné** d'atomes ou de molécules. Leur compressibilité est également très faible et bien que leur volume soit défini, leur forme va dépendre du contenant dans lequel ils se trouvent.

Gaz : **Ensemble diffus d'atomes ou de molécules**, ils possèdent une **grande compressibilité** et ni leur volume ni leur forme ne sont définis.

Transformations thermodynamiques

L'état dans lequel se trouve un corps pur dépend de conditions :

- de **pression** P (Pa)
- de **volume** V (m3)
- de **température** T (K), où T(K) = T(°C) + 273



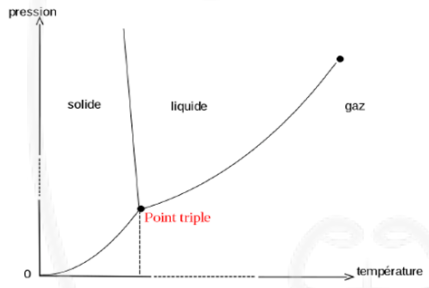
Si ces **conditions évoluent**, le corps étudié pourra changer d'état on parlera de **transformation thermodynamique**.

En fonction des conditions initiales, il existe plusieurs type de transformation :

- à pression constante sera dite **isobare**
- à volume constant sera dite **isochore**
- à température constante sera dite **isotherme**
- sans échange de chaleur (énergie) avec l'extérieur sera dite **adiabatique**

Les différents états d'un corps pur peuvent être étudié à l'aide d'un graphique appelé **Diagramme de phase :**

Diagramme de phase d'un corps pur (à volume fixe)

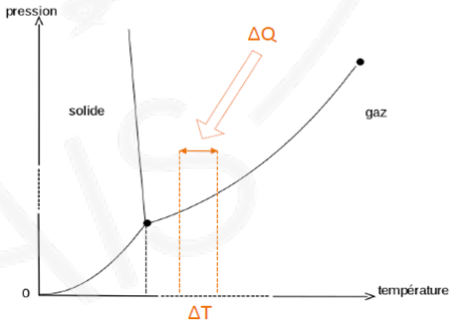


Il est ici en 2 dimensions puisque nous sommes dans des conditions isochores, mais il pourrait très bien être en 3 dimensions.

Les **lignes** qui séparent ces différentes phases correspondent aux **changements d'états**. A l'intersection de ces 3 lignes, il existe un point appelé ***point triple*** qui correspond aux conditions dans lesquelles les **3 phases peuvent coexister**.

En thermodynamique, il existe différentes notions importantes à comprendre et notamment la ***capacité thermique*** et la ***chaleur latente*** d'un système.

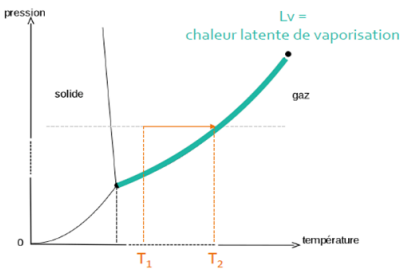
Diagramme de phase d'un corps pur (à volume fixe)



Définition : La ***capacité thermique (C)*** [$J.K^{-1}.mol^{-1}$] (isochore et isobare) d'un corps, est définie comme la quantité d'énergie qu'il faut lui transférer sous forme de chaleur (ΔQ) pour chaque mole de matière, pour augmenter sa température d'**un degré kelvin** (ΔT = 1K) dans des conditions de pression et de volume constants.

→ **ΔQ = C * ΔT** avec ΔQ la variation d'énergie thermique (en J) et ΔT la variation de température du système (en K ou en C)

Diagramme de phase d'un corps pur (à volume fixe)



Définition : La ***chaleur latente*** (***L***), est définie comme l'énergie qu'il faut fournir à chaque mole d'un corps pur pour le faire passer d'un état physique à un autre, dans des conditions de température, de pression et volume constants.

QCM - ENTRAINEMENT

20. Concernant les états de la matière :

A. Le passage de la matière de l'état solide à l'état liquide s'appelle la liquéfaction
B. La capacité thermique massique de l'eau liquide étant de 4 000 J.K -1 .kg -1, apporter 22 000 J de chaleur à 1 L d'eau pure à 95°C permet sa vaporisation intégrale
C. Dans un système fermé, il n'existe pas d'échange d'énergie ni de matière avec le milieu extérieur
D. L'état d'un système est dit en équilibre thermodynamique si les grandeurs physiques en chaque point du système n'évoluent pas en dépit d'échanges de matière et/ou d'énergie avec l'extérieur
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction E

A. Faux, C'est la fusion. La liquéfaction est le passage de l'état gazeux à l'état liquide.

B. Faux,

- **Commençons par regarder les unités** :

Le volume de l'eau est exprimé en L et la capacité thermique en J/K/kg. Nous devons donc convertir les litres en kg : 1L d'eau = 1kg.

La différence de chaleur est une différence d'énergie et s'exprime en J : ΔQ = 22 000 J Enfin, on sait que pour que l'eau se vaporise, il faut qu'elle soit à 100°C donc ΔT = 100 - 95 = 5°C. Puisque nous faisons une différence, la valeur est la même que ce soit des degrés kelvin ou celsius.

- **Ensuite notre formule** : $\Delta Q = C.\Delta T.m$ et donc $\Delta T = \Delta Q/C.m$

Finalement nous vérifions $\Delta Q/C.m$ = 22 000/4 000 x 1 = 5,5°C donc l'eau passe bien la barre des 100°C nécessaires à la vaporisation. En revanche, il manque la chaleur latente qui permet le changement d'état.

C. Faux, ça c'est pour le système isolé. Dans un système fermé, il y a des échanges de chaleur, il est dit diatherme.
D. Faux, il est dit stationnaire.

NOTES PERSONNELLES

MILIEU INTERIEUR

GENERALITE SUR L'EQUILIBRE ACIDO-BASIQUE

Acide et Base

Dans un ***couple acide/base***, il y a une espèce capable de céder un proton H+/fixer un ion OH- (=acide) et une espèce susceptible de capter un proton H+/céder un ion OH- (= base).

Certaines espèces chimiques sont capables de céder et de capter un proton, on parle alors ***d'ampholyte***. C'est notamment le cas de l'eau H2O :

$$H_3O^+ \leftrightarrow H_2O + H^+$$

$$H_2O \leftrightarrow OH^- + H^+$$

En fonction de la concentration en proton d'une solution, nous la qualifions de basique, neutre ou bien acide. L'outil physique utilisé pour ça est le potentiel hydrogène : **pH** (sans unité).

$$\mathrm{pH} = -\log_{10}[\mathrm{H}^+]$$

[H+] la concentration en proton (mol/L)

- Si pH < 7 : milieu acide (forte concentration en H+)
- Si pH > 7 : milieu basique (faible concentration en H+)

Type	Équilibre de dissociation	Constante de dissociation	Fort / Faible	
Acide	$XH \Leftrightarrow X^- + H^+$	$K_a = [X^-][H^+] / [XH]$	**Fort** : Ka élevée ++ Dissociation complète dans l'eau	**Faible :** Ka moins élevé Dissociation incomplète dans l'eau
Base	$X^+ + OH^- \Leftrightarrow XOH$	$K_b = [X^+][OH^-] / [XOH]$	**Forte :** Kb élevée ++ Dissociation complète dans l'eau	**Faible :** Kb moins élevée Dissociation incomplète dans l'eau

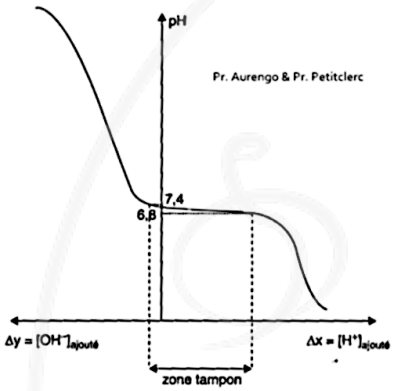
Système tampon

Système tampons **:** mélange en solution d'un acide faible et de sa base conjuguée. Sert à régulariser les actions qui tendent à faire varier le pH de manière importante. Autrement dit, un tampon sert à ce que le pH d'une solution ne varie pas et soit constant autour de la valeur du pH du tampon.

$$\text{Pouvoir tampon} = \frac{\Delta x}{\Delta \text{pH}}$$

Δx concentration de base forte ou d'acide fort (mol/L)
ΔpH la variation résultante de pH

Voyons comment varie le pH par ajout d'H+. Soit x l'acide et X- la base.



Tant que x < [X-] :

- Le pH diminue
- La totalité des ions H+ est prise en charge par X-
- [X-] diminue de x et [XH] augmente de x

Si x > ou = [X-] :

- L'excès (x - [X-]) d'ions H+ reste libre : on quitte la zone tampon et la variation de pH devient importante

Zone tampon = lorsque la variation du pH en fonction de la quantité d'acide fort ajoutée est globalement linéaire. Cette zone se situe autour de la constante de dissociation (Ka) de l'acide XH.

Contrôle de l'équilibre acido-basique

Conditions physiologiques : pH du milieu intérieur est stable (7,40 + ou – 0,02)

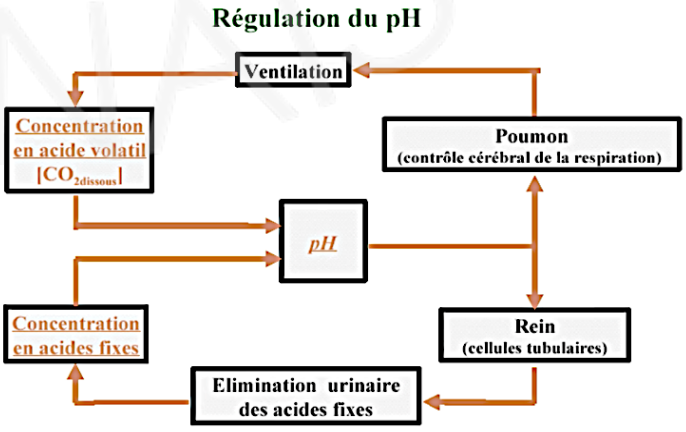
Origine des ions H+ :

- Acides volatiles (peut s'échapper de la solution : acide carbonique)
- Fixes : (ne peut pas s'échapper : acide minéraux et acides organiques : catabolisme glucose/acide gras)

Élimination des ions H+ : Métabolisme : Prise en charge par HCO_3^- / CO_2 (Tampons Bicarbonate)

Effecteurs :

- Poumons : ajuster la concentration de l'acide volatil CO_2 par plus ou moins de ventilation
- Reins : ils vont ajuster la concentration des acides fixes par contrôle de la concentration des ions HCO_3^- grâce à une élimination adéquate de H^+ dans les urines et une élimination ou réabsorption adéquates de HCO_3^-



TRANSFERTS PASSIFS A TRAVERS UNE MEMBRANE

Plusieurs phénomènes sont responsables des mouvements des molécules : agitation thermique, différences de concentration, pression hydrostatique, potentiel électrique.

Au sein du corps humain, ces déplacements se font au travers de membranes qui délimitent les différents compartiments du corps. (*Ex : paroi des vaisseaux entre le sang et le milieu intérieur).*

Une ***membrane*** désigne **toute interface entre deux compartiments liquidiens.**

Il existe différents type de ***transferts*** :

- **Actif** : énergie nécessaire fournie par la membrane (enzyme, pompe)
- **Passif** : énergie fournie par un phénomène extérieur, différence de :

En fonction du phénomène à l'origine du déplacement, le nom du mouvement est différent :

- Différence de **concentration** → ***diffusion***
- Différence de **pression** → ***convection***
- Différence de **potentiel** → ***migration électrique***

Évidemment, pour que les molécules passent au travers de la membrane, celle-ci ne doit pas être totalement imperméable. Elle doit présenter des **pores** qui rendent le passage possible.

Afin de quantifier ce passage de molécule au travers de membranes, nous utilisons ***« J » le transfert molaire du soluté*** considéré. J correspond au nombre de moles traversant une membrane de surface S dans un temps dt.

Avant de voir tous les calculs, définissons les différentes variables utilisées : +++

- ***J : transfert molaire du soluté*** : nombre de moles traversant une membrane de surface S en un temps dt
- ***Q : débit volumique***
- ***k : porosité*** **:** Aire des pores / Aire membrane
- ***σ : coefficient de réflexion du soluté*** **:** Aires pores IMPERMÉABLES / Aires pores
- ***S' : porosité :*** Aire totale des pores perméables : S' = (1-σ).k.S où S aire totale de la mb et k = la porosité

Les transferts passifs élémentaires

Diffusion

SOLUTÉ

Loi de Fick nous permet de calculer le débit molaire diffusif du soluté (en mole/s)

$$\boldsymbol{J}\mathrm{d} = -\mathrm{D}.\mathrm{S}'.\frac{\mathrm{dc}}{\mathrm{dx}}$$

$$= -\mathrm{Dm}.\mathrm{S}.\frac{\mathrm{dc}}{\mathrm{dx}}$$

$$= -\mathrm{PLS}.\frac{\mathrm{dc}}{\mathrm{dx}}$$

$$= \mathrm{P}.\mathrm{S}.\Delta\mathrm{c}$$

D le coefficient de diffusion du soluté considéré dans la solution (m2/s)

S' = aire des pores perméables au soluté

S' = (1-σ).k.S ; dc/dx = gradient de concentration au travers de la membrane

Dm= (1-σ).k.D ; L l'épaisseur de la membrane (en m)

P la perméabilité diffusive (en m/s)

Essayons d'aborder cette formule.

D'abord nous avons le signe "-" qui traduit le fait que le transfert diffusif de l'endroit le PLUS CONCENTRÉ VERS LE MOINS CONCENTRÉ afin que les concentrations soient les mêmes des deux côtés de la membrane.

Ensuit nous avons D qui dépend de la viscosité du milieu, du rayon de la molécule et de la masse molaire de la molécule

Aussi, il y a la perméabilité diffusive P = Dm/L

Les formules sont à connaître mais normalement vous n'aurez pas de calculs au concours. Il est par contre important de comprendre à quoi correspond chaque variable.

Diffusion du Solvant = Osmose

Là encore, nous utilisons la ***Loi de Fick*** sauf qu'ici on va s'intéresser au déplacement de l'eau. En effet, si la membrane est perméable à l'eau mais imperméable à une autre substance, alors l'eau ira du compartiment le moins concentré vers le plus concentré. Ainsi, elle augmente la concentration du milieu moins concentré et diminue celle du milieu le plus concentré.

Convection

Convection du solvant : filtration

Le transfert convectif transmembranaire est donné par la relation suivante :

$$\mathrm{QF} = -\mathrm{b}_{\mathrm{H2O}}.\mathrm{V}_{\mathrm{H2O}}.\mathrm{S}'.\mathrm{dP/dx} = \mathrm{LH}.\mathrm{S}.\Delta\mathrm{p}$$

b_{H2O} la mobilité mécanique molaire

V_{H2O} le volume molaire d'eau

dP/dx la différence de pression

S' la surface des pores perméables à l'eau = aire de tous les pores S' = k.S

LH la perméabilité hydraulique LH = k.b(H2O).V(H2O)/L (en m².s/kg)

DIFFUSION ET CONVECTION SIMULTANEES : PRESSION OSMOTIQUE

Transfert passif : diffusion et convection combinées : transfert convectif tendant à annuler un transfert osmotique : pression osmotique

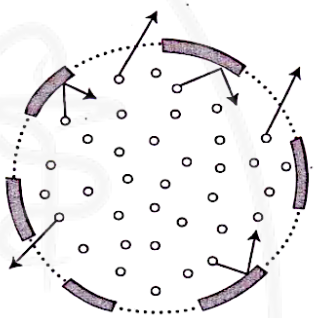
Rappel sur les gaz parfaits :

Si la paroi est imperméable :

$$P0.V = nRT$$

n le nombre de moles
R la constante des gaz parfaits, = 8.31 J/osmol/°K
T la température (en mol), (0°C = 273°K)
V = volume de l'enceinte (en m3)
P0 la pression du milieu (en Pa)

Si la paroi est perméable : Il y a des trous par lesquels le gaz peut s'échapper.



Soit σ la fraction des molécules qui rebondissent sur la paroi en exerçant une pression ce qui correspond à σ.n mol. Il y a donc (1-σ).n moles qui s'échappent du milieu sans exercer de pression au travers des pores.

$$P.V = \sigma.n.R.T \text{ et donc } P = \sigma.P0$$

Définition de la pression osmotique

Pour comprendre la diffusion des molécules sous phase liquide, nous pouvons faire l'analogie avec ce que nous venons de voir avec la phase gazeuse. Dans ces deux cas, nous considérons des fluides.

Les molécules de soluté rebondissent sur la membrane et exercent une pression : la ***pression osmotique***. Elle dépend de la perméabilité de la membrane.

Pour imager, nous pouvons considérer une membrane perméable au solvant et imperméable aux solutés (= membrane hémi-perméable) séparant 2 compartiments, un contenant de l'eau pure, et l'autre un soluté en solution aqueuse

L'eau passe librement à travers les pores et n'exerce pas de pression sur eux (membrane perméable à l'eau). En revanche, le soluté va exercer une pression sur la membrane qui va **dépendre de la perméabilité de la membrane à ce soluté**, cette pression est appelée pression osmotique

Définition :

- → La ***pression osmotique*** d'une solution est la pression hydrostatique qu'il faudrait exercer sur la solution pour empêcher le flux diffusif de solvant
- → Une solution présente une pression osmotique **dès lors qu'elle contient un soluté pour lequel sa membrane est *imperméable* ou *partiellement imperméable*.**

Membrane totalement imperméable au soluté

Dans ce cas, la pression π_s exercé par le soluté est la suivante :

$$\pi_s = \frac{n_s . R . T}{V}$$

En sachant que la concentration osmolale est égale à n_s/V, on voit apparaître la **Loi de Van't Hoff** :

$$\pi_s = cs\ osm . R . T$$

cs osm la concentration osmolale (en mol/kg)

Attention à ne pas confondre concentration osmolale et concentration osmolaire :

- → Concentration ***osmolale*** = nb moles d'unité cinétique/ kg (ou litre) de **solvant**
- → Concentration ***osmolaire*** = nb moles d'unité cinétique / litre de **solution**

Membrane totalement perméable au soluté

Dans ce cas, tout passe au travers des pores, il n'y a donc pas de pression exercée par le soluté.

$$\pi_s = 0\ Pa$$

Membrane partiellement perméable au soluté

Ici, seule une fraction du soluté exerce une pression

$$\pi_s = \frac{\sigma . n . R . T}{V} = \sigma . cs\ osm . RT$$

σ le coefficient de réflexion du soluté sur la membrane

S'il y a plusieurs soluté dans la solution

Alors nous pouvons observer 2 situations différentes :

Si la membrane est imperméable à tous les solutés

$$\pi_0 = \frac{(\sum_i n_i) . R . T}{V} = (\sum_i cs_i\ osm) . R . T$$

Si la membrane est partiellement perméable à tous les solutés

$$\pi = \frac{(\sum_i \sigma_i n_i).R.T}{V} = (\sum_i \sigma_i . cs_i \ osm).R.T$$

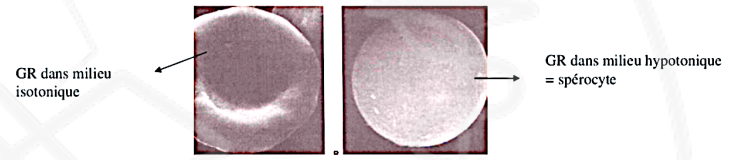
Effets de la pression osmotique

Essayons de rendre ça plus concret avec l'exemple des globules rouges. Dans le cas des globules rouges (GR) cette pression osmotique dépend de la différence d'osmolalité entre les GR et le sang.

Le ***NaCl isotonique*** (soluté de remplissage courant) a la même osmolalité que les compartiments liquidiens de l'organisme (donc du compartiment cellulaire)

Si on perfuse du NaCl, seul le transfert d'eau se mettra en place pour rééquilibrer une éventuelle différence de concentration entre l'intérieur du GR et le sang. En effet, puisqu'on ajoute du Na+ et du Cl- en dehors de la cellule, l'eau va sortir de la cellule afin de diminuer la concentration extracellulaire et d'augmenter la concentration du milieu cellulaire.

Osmolalité des GR = 300 mOsmol/l À SAVOIR PAR CŒUR !!!



En revanche, la perfusion d'un soluté hypo-osmolaire entraîne un flux osmotique d'eau du sang vers le GR. Puisque le milieu extracellulaire aura une concentration bien plus faible, l'eau va se diriger vers le milieu cellulaire afin de le diluer.

DANGER : si trop d'eau rentre dans la cellule, celle-ci risque d'exploser.

Ce flux fait gonfler les GR, leur membrane étant très déformable.

- Les GR deviennent des **sphères** (leur volume ne peut alors plus augmenter) pour du NaCl à **200 mOsmol/l.**
- Pour des valeurs **< 100 mOsmol**, la ΔP est trop importante et la membrane des GR se rompt = **hémolyse**.

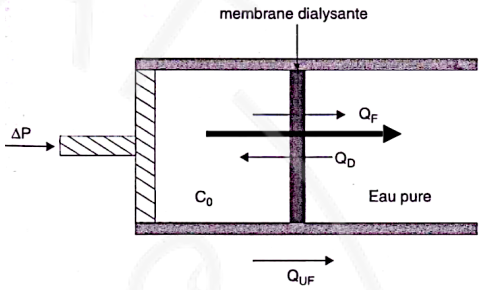
ULTRAFILTRATION

On appelle ultrafiltration la filtration d'une solution à travers une membrane sélective. Le phénomène prend en compte :

- La filtration du solvant liée à la **ΔP**
- La diffusion du solvant liée à la **Δc**

Compréhension du phénomène

Le ***flux net d'ultrafiltration Q(UF)*** est égal à Q(F) – Q(D) avec Q(F) le flux de filtration de l'eau qui apparaît avec la pression hydrostatique et Q(D) le flux osmotique qui va dans le sens opposé du flux de filtration (d'où le signe -)



En réalité il existe 2 formules pour calculer :

$$Q_{UF} = Q_F - Q_D = L_H . S . (\Delta P - \Delta\pi)$$

L(H) = perméabilité hydraulique de la membrane (m2. s. kg-1)

ΔP= différence de pression hydrostatique de part et d'autre de la membrane

Δπ= différence de pression osmotique de part et d'autre de la membrane

S= section de la membrane (ΔP – Δπ) s'appelle pression efficace de filtration (Peff)

Phénomène de Starling

Pour vivre, la cellule a besoin de recevoir des substrats (glucose, etc) et d'éliminer les déchets de son catabolisme (urée, gaz carbonique).

Le phénomène de Starling décrit les échanges de solutés entre le compartiment plasmatique et le compartiment interstitiel à travers la paroi des capillaires.

Le flux net d'ultrafiltration dépend du sens de la P avec :

$$Peff = (Pcap - Pint) - \Delta\pi$$

On considère que la ***pression osmotique*** = **pression oncotique** (= pression dû aux protéines), puisque le plasma est riche en protéines et le milieu interstitiel est pauvre en protéines. La filtration va donc du plasma vers le milieu interstitiel.

Lorsque l'on se déplace dans le capillaire, P(cap) diminue (perte de charge due à la résistance du capillaire à l'écoulement sanguin, cf. méca flu) : P(cap) entrée = 32 mmHg ; P(cap) sortie = 12 mmHg ; π = cste = 28 mmHg

À l'entrée du capillaire la ΔP « Pcap – Pint » est > Δπ, le sens de la P(eff) va du plasma vers la cellule. À la sortie du capillaire, la ΔP « Pcap - P int » est < Δπ, le sens de la Peff est inversé

Filtration glomérulaire

Dans les reins, les glomérules sont responsables de la **filtration** du plasma afin de former l'urine primitive. Ils présentent 2 propriétés importantes :

1. Une résistance négligeable à l'écoulement
2. Une perméabilité hydraulique élevée

Cette filtration est dû au fait que la **pression hydrostatique du capillaire est plus élevée que celle du tubule** (qui fait suite au glomérule). En revanche, si la pression oncotique du plasma (les protéines ne passent pas dans le glomérule) devient égale à la différence de pression hydrostatique, alors la filtration s'arrête.

PS : La pression oncotique ne peut pas être supérieure à la différence de pression hydrostatique.

Le débit de filtration est toujours dans le sens capillaire glomérulo-tubulaire, il ne peut jamais s'inverser (à l'inverse des autres capillaires cf schéma de Starling).

Notion de clairance

Le concept de clairance sert à **quantifier l'efficacité d'un système destiné à épurer une solution, vis à vis d'un soluté donné**.

La clairance K (ml/min) est définie par la relation suivante : ***K= J/c***

- *Avec J la quantité de soluté épurée par unité de temps*
- *c la concentration du soluté de la solution à épurer*

Rapporté au rein, la clairance se calcule de la façon suivante : ***K= J/c = Je/c = cu.V/cp***

- *Avec cp la concentration plasmatique*
- *cu la concentration urinaire*
- *V le débit urinaire*

Il est donc nécessaire d'avoir un **prélèvement sanguin** (mesure de cp) et un **recueil d'urine** (prélèvement sur 24 heures, mesure de V et de cu)

Mesure du Débit de Filtration Glomérulaire (DFG)

La mesure de la clairance d'une molécule ni réabsorbée ni sécrétée par le tubule correspond à la mesure du débit de filtration glomérulaire.

En pratique, nous utilisons de la ***créatinine***. C'est une molécule endogène contenue dans les muscles avec une masse moléculaire faible (M=113) avec transmittance =1 et surtout qui n'est ni réabsorbée ni sécrétée par le tubule (sauf si insuffisance rénale sévère)

La mesure de la clairance de la créatinine donne une estimation du débit de filtration glomérulaire :

Cl(créat)= UV/P

U la concentration urinaire et P et créatininémie.

Cette méthode nécessite une prise de sang ainsi qu'un prélèvement des urines sur 24h

Pour éviter le recueil des urines il est possible d'utiliser une estimation de Cl(créat) basée uniquement sur la créatininémie : utilisation des ***formules de « Cockcroft ».***

MIGRATION ELECTRIQUE

Potentiel de membrane

Du fait de la différence de concentration en Na+ et K+ entre la cellule et le milieu extracellulaire, il existe une différence de potentiel entre les deux de la membrane.

Cette différence de potentiel est appelée ***potentiel de membrane Vm : V int-V ext***. C'est ce phénomène qui permet d'expliquer la conduction nerveuse.

Potentiel de repos Vr

Ce qu'on appelle potentiel de repos est le potentiel de la cellule à l'état stationnaire, il est négatif.

Pour un ion donné, le potentiel à l'équilibre est donné par la formule de Nernst :

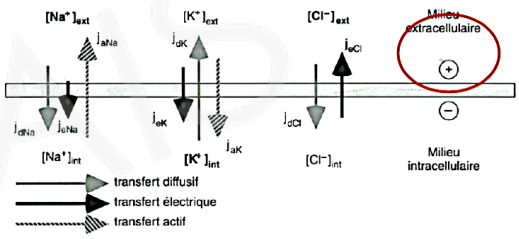
$$V_{eq} = V_{int} - V_{ext} = -(\frac{R.T}{z.F}).\ln(\frac{C_{int}}{C_{ext}})$$

Répartition normale des concentrations ioniques de part et d'autre de la membrane :

- [Na+]ext > [Na+]int
- [Cl-]ext > [Cl-]int
- [K+]ext < [K+]int

Analyse des flux ioniques :

- Le sodium tend à rentrer par diffusion et migration.
- Le potassium tend à rentrer par migration et à sortir par diffusion.
- Le chlore tend à rentrer par diffusion et à sortir par migration.



Paradoxe : le sodium s'accumule dans la cellule et pourtant le potentiel de repos est stable.

Explication : En réalité, la membrane au repos est très peu perméable au sodium. Il existe un transfert **actif** du sodium en dehors de la cellule par l'intermédiaire de la pompe Na/K qui nécessite de l'ATP.

Réponse du potentiel membranaire à une stimulation électrique

Stimulus hyperpolarisant

Ce stimulus renforce le potentiel de repos de la cellule. Il augmente les charges négatives sur la membrane interne et positive sur la membrane externe. De ce fait, **ce signal n'est pas propagé**.

Signal dépolarisant liminaire

Ce stimulus a l'effet opposé du stimulus hyperpolarisant, il augmente les charges négatives sur la membrane externe et positives sur la membrane interne faisant ainsi "disparaître" la polarisation stationnaire. En revanche, il n'est pas assez intense pour déclencher un potentiel d'action et n'est donc, lui aussi, **pas propagé**.

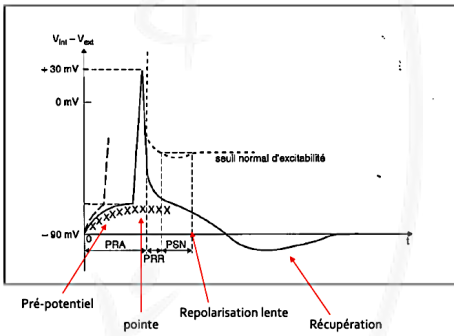
Potentiel d'action (PA)

Réponse à un stimulus dépolarisant d'intensité suffisante

Afin de déclencher un PA, il faut que le signal dépolarisant ait une tension d'au moins 15mV.

L'apparition du PA se fait en plusieurs étapes :

- **Pré-potentiel** = stimulus dépolarisant
- **Pointe (spike)** = inversion du potentiel de membrane puis repolarisation rapide
- **Repolarisation lente**
- **Récupération**



Après le passage d'un PA, la cellule passe par plusieurs phases d'excitabilité :

- Phase réfractaire absolue (PRA) : durée 1 ms, la cellule est totalement inexcitable
- Phase réfractaire relative (PRR) : le seuil est augmenté
- Phase super normale (PSN) : cellule hyperexcitable

Propriété du PA +++

Brutal : apparition brusque de la dépolarisation

Rapide : durée de l'ordre de la ms

Irréversible : une fois déclenché le potentiel d'action ne peut pas s'interrompre

Loi du tout ou rien : une fois déclenché, il atteint toujours son amplitude maximale, elle ne dépend donc pas de l'intensité du stimulus.

Amplitude importante (70 à 110 mV)

Transitoire : le potentiel de membrane revient à son potentiel de repos

Propagé : une fois déclenché le potentiel d'action se propage le long de la fibre cellule nerveuse (axone)

Analyse des flux ioniques

Lorsque la cellule est dépolarisée, il n'y a plus de filtration du passage dû aux charges avec les canaux voltages dépendant, ainsi, la membrane devient beaucoup plus perméable :

Au sodium Na, brutale et toujours transitoire (même si la dépolarisation est maintenue). Flux entrant.

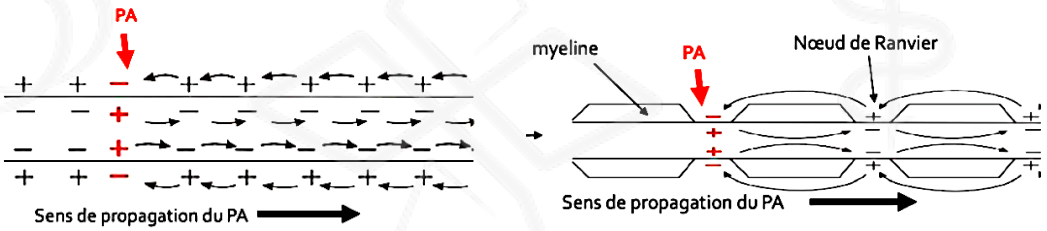
Au potassium K, lente et prolongée

Afin de se repolariser, les flux ioniques vont être modifiés et le potassium va sortir de la cellule et façon dominante (perte de charge +)

Propagation du PA

Les micro-courants électriques locaux générés par les mouvements ioniques lors du PA vont se propager de proche en proche, avec 2 situations physiologiques :

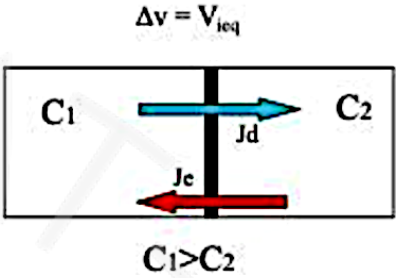
- Fibre nerveuse sans myéline : propagation de proche en proche
- Fibre avec myéline (isolant) : propagation de nœud de Ranvier (zone sans myéline) à nœud de Ranvier (plus rapide)



TRANSFERT MEMBRANAIRE

Transfert électrique

Ce transfert est **passif** et ne concerne que les **ions**. Pour autant, il repose sur le même principe de concentration qu'avec n'importe quelle molécule comme vu précédemment avec la **loi de Fick**. Au détail près que pour connaître les concentrations et le potentiel à l'équilibre nous devons considérer la **loi de Nernst** en plus avec le flux électrique. Il y a donc une sommation du flux diffusif Jd et du flux électrique Je.

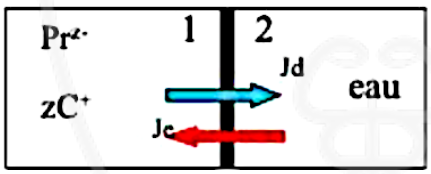


Le potentiel d'équilibre d'un ion est le potentiel créé par un ion en concentrations différentes à l'équilibre de part et d'autre d'une membrane.

Equilibre de Donnan

L'effet Donnan s'observe entre 2 compartiments séparés par une **membrane dialysante** (elle laisse passer les ions mais pas les macromolécules telle que les protéines) si l'un des compartiments comporte une protéine dissociée :

1 seule protéine en concentration « ci » et ses z cations dans le compartiment 1, eau pure dans compartiment 2, membrane dialysante/imperméable aux protéines.



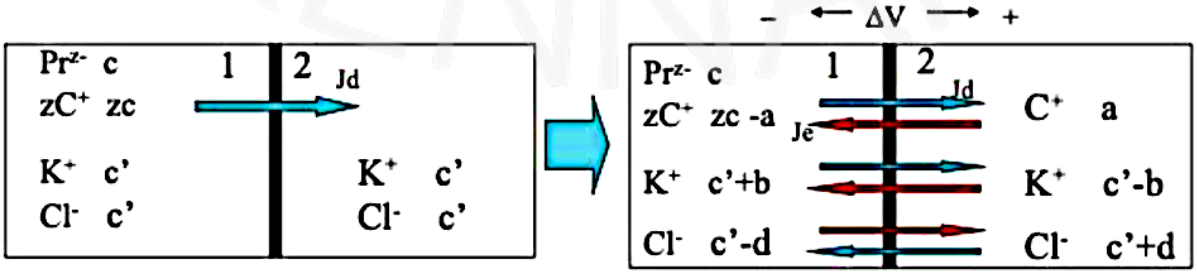
Il existe une différence de concentration pour les cations dissociées et la mise en place d'un flux diffusif Jd de 1 vers 2 pour C+.

Conséquences : rupture de l'électro-neutralité (le compartiment 2 devient positif) et mise en place d'un flux migratoire électrique Je de 2 vers 1 pour C+ annulant Jd.

A l'équilibre : dv = 0.

1 protéine et ses z cations C+ dans le compartiment 1 et d'autres ions en équilibre dans les compartiments 1 et 2, membrane dialysante.

Il existe une différence de concentration pour C+ à mise en place d'un flux diffusif Jd de 1 vers 2 pour les z cations.



→ Rupture de l'électro-neutralité (2 devient positif),

→ Pour rétablir l'électro-neutralité : 3 phénomènes en compétition

- Flux de migration électrique pour C+ de 2 vers 1,
- Flux de migration électrique pour K+ de 2 vers 1,
- Flux de migration électrique pour Cl- de 1 vers 2.

Les différents ions diffusibles se répartissent de part et d'autre de la membrane, en concentrations **inégales**, pour qu'à l'équilibre l'électro-neutralité soit conservée dans chacun des compartiments.

Pour chaque ion diffusible il apparaît un potentiel d'équilibre (concentrations inégales de part et d'autre de la membrane).

A l'équilibre il existe entre les 2 compartiments une différence négative de potentiel du côté de la protéine appelée "***potentiel de Donnan***".

→ Les potentiels d'équilibres de chaque ions sont identiques au potentiel de Donnan.

$$\frac{[C+]_2}{[C+]_1} = \frac{[K+]_2}{[K+]_1} = \frac{[Cl-]_1}{[Cl-]_2}$$

QCM - ENTRAINEMENT

21. Concernant la diffusion d'un soluté dissous en solution au travers d'une membrane :

A. Elle est liée à une différence de pression hydrostatique de part et d'autre de la membrane
B. Elle est liée à une différence de concentration du soluté de part et d'autre de la membrane
C. La quantité de soluté transférée par unité de temps est proportionnelle au rayon du soluté
D. La quantité de soluté transférée par unité de temps est inversement proportionnelle à la racine cubique de la masse molaire du soluté
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes.

Correction : BD

A. Faux, pour rappel : une différence de concentration entraîne une diffusion ; une différence de pression entraîne une convection ; une différence de potentiel entraîne une migration électrique

C. Faux, elle est inversement proportionnelle, plus une molécule est petite et plus elle diffuse facilement au travers de la membrane.

D. Vrai, il peut s'exprimer $K = \frac{k.T}{\sqrt[3]{M}}$

22. Concernant la pression osmotique :

A. Elle est liée à l'action des solutés s'exerçant sur les parois d'un compartiment au moins partiellement imperméables aux solutés considérés
B. Elle existe quel que soit le type de membrane
C. Elle est proportionnelle à la température
D. Elle est proportionnelle au volume du compartiment considéré
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes.

Correction : AC

A. Vrai, si elle était totalement perméable aux solutés, les molécules passeraient tranquillement de part et d'autre de la membrane sans exercer de pression. Le fait qu'elle soit partiellement imperméable revient au fait qu'elle soit partiellement perméable.

B. Faux, il faut que celle-ci soit partiellement perméable à la molécule donnée.

C. Vrai, cf loi des gaz parfait : PV = nRT

D. Faux, cf loi des gaz parfait : P = nRT/V, elle est donc inversement proportionnelle au volume considéré.

23. Concernant la diffusion d'un soluté dissous en solution au travers d'une membrane :

A. Le soluté quitte toujours le compartiment où sa concentration est la plus élevée pour aller dans le compartiment où sa concentration est la plus faible
B. Le phénomène est indépendant de la température
C. Le phénomène est indépendant du rayon du soluté
D. Le phénomène est indépendant de la viscosité du milieu
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : A

A. Vrai ? Du fait du terme "toujours" on peut penser qu'avec une membrane imperméable empêche cette diffusion et que l'item est donc faux. Pour autant nous allons dire que l'idée du QCM est de vérifier la compréhension du sens de diffusion.

B, C et D. $J_D = -D.S'.\frac{dc}{dx} = \frac{k.T}{6.\pi.\eta.r}.S'.\frac{dc}{dx}$

24. Concernant le potentiel d'action d'une cellule nerveuse :

A. Il ne fait intervenir que des mécanismes de transferts actifs
B. Il correspond à une réponse de la membrane à une stimulation dépolarisante
C. Il fait intervenir au moment du spike une augmentation brutale de la perméabilité membranaire au sodium
D. Son amplitude dépend de l'intensité de la simulation
E. Toutes les propositions précédentes sont inexactes

Correction : BC

A. Faux, il y a aussi des diffusion d'ions

B. Vrai, attention à ne pas confondre dépolarisant et polarisant

C. Vrai, attention à ne pas confondre Na et K

D. Faux, c'est la loi du tout ou rien, à partir du moment où le stimulus est assez intense (15mv ou plus) alors le PA sera déclenché et atteindra sa valeur max.

NOTES PERSONNELLES

Page de Fin.

Bravo à vous courageux P1 pour être arrivés à la fin de ce livret. On espère qu'il vous aura été utile tout au long du semestre !

N'hésitez pas à nous notifier les erreurs que vous remarqueriez dans le livret pour que ce projet continue de grandir et de s'améliorer ! On a hâte de vous rencontrer en conf, à bientôt 😊

Et bon courage pour la suite <3

Salomé LE PORT
Tutrice 2022/24

Egann LANNIC
Tuteur 2023/25

Liséa LE POGAMP
Tutrice 2024/26

Nathan GONTIER
Tuteur 2025/27