

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Dr. Tahar Moulay de Saida
Faculté de Technologie



Département d'Electronique
Polycopié intitulé

Cours de biophysique

Présenté par

Dr. Ameer DAHANI

Maître de conférences en Electronique

Octobre 2017

Avant-propos

Ce polycopié pédagogique est principalement destiné aux étudiants des cycles universitaires LMD licence et master génie biomédical ainsi qu'à tout étudiant voulant s'initier dans la biophysique. C'est aussi un support de base pour les jeunes chercheurs.

La biophysique est la science qui applique les phénomènes physiques au vivant, c'est donc une science qui sert énormément dans le progrès des applications du domaine médical. Ce cours de biophysique constitue un support pédagogique pour les étudiants en génie biomédicale.

Table des matières

Introduction (1)

Chapitre I : Introduction à la radioactivité (1)

I.1- Constitution de l'atome (3)

I.1.1- Les radioéléments (3)

I.1.2- structure atomique (3)

I.1.3- Structure du noyau (5)

I.1.3.1- Constitution (5)

I.1.3.2- Représentation des noyaux (5)

I.1.3.3- Charge du noyau (6)

I.1.3.4- Masse du noyau (6)

I.1.3.5- Energie de liaison des noyaux (7)

I.1.3.6- Forces Nucléaires (8)

I.1.3.7- isotopes (8)

I.1.3.8- isobares (8)

I.1.3.9- isotones (8)

I.1.3.10- isomères (8)

I.1.4- La radioactivité (9)

I.1.4.1- Définition et notions de base de la radioactivité (9)

I.1.4.2- La radioactivité dans la nature (9)

I.1.4.3- La radioactivité et l'homme (10)

I.1.4.4- Ordres de grandeur (10)

I.2- Notations (11)

I.2. a- Classification des noyaux (11)

I.2. b- Vallée de stabilité (12)

I.3- Bilan d'énergie de masse (14)

I.4- Désintégrations radioactives (14)

I.4. a- Désintégration alpha (α) (15)

I.4. b- Désintégration β^+ et capture électronique (15)

I.4. c- Capture électronique (16)

- I.4. d- Désintégration β^- (17)
- I.4. e- Désintégration gamma (17)
- I.5- Unités de mesure (17)
 - I.5.a- L'unité de masse atomique (17)
 - I.5.b- L'électron-volt (18)
- I.6- Périodes et activités (19)
 - 1.6.1- La décroissance radioactive : une loi fondamentale (19)
 - 1.6.2- Activité d'une source radioactive (19)
- I.7- Diagrammes de désintégration (20)

Chapitre II : Interactions rayonnements ionisants avec la matière (23)

- II.1- Introduction (23)
- II.2- Classification des rayonnements (23)
 - II.2.A- Rayonnements chargés (24)
 - II.2.A1- Interaction des particules chargées lourdes avec la matière (24)
 - II.2.A1.a- Interaction avec les électrons (24)
 - II.2.A1.b- Conséquences (25)
 - II.2.A2- Interaction des particules chargées légères avec la matière (26)
 - II.2.A2.a- Interaction des électrons avec les noyaux (26)
 - II.2.A2.b- Interaction des électrons avec les électrons atomiques (26)
 - II.2.B- Interaction des photons avec la matière (27)
 - II.2.B1- Généralités (27)
 - II.2.B2- Effet global (28)
 - II.2.B2.a- Atténuation d'un faisceau γ (X) (28)
 - II.2.B2.b- Couche de demi-atténuation (29)
 - II.2.B2.e- Applications (30)
 - II.2.B3- Phénomènes élémentaires (30)
 - II.2.B3.1- Effet photo –électrique (30)
 - II.2.B3.1.1-Phénomène primaire (31)
 - II.2.B3.1. 2- Phénomènes secondaires (31)
 - II.2.B3.2- Effet Compton (32)
 - II.2.B3.3- Effet de création de paire: matérialisation (35)

II.2.B3.4- Coefficient d'atténuation total (36)

II.2.B3.4.1- Coefficient d'atténuation linéaire (36)

II.2.B3.4.2- Coefficient d'atténuation massique (36)

Chapitre III : Détection des rayonnements ionisants (37)

III.1- Généralités sur la détection (37)

III.2- Définition d'un détecteur (37)

III.3- Mode de fonctionnement (38)

III.4- Classification des détecteurs (39)

III.5- Caractéristiques d'un détecteur (40)

III.5.a- Efficacité de détection (E.D) (40)

III.5.b- Le temps mort τ (40)

III.5.c- Résolution en énergie (40)

III.5.d- Mouvement propre (M.P) (40)

III.5.e- Caractéristiques géométriques (41)

III.6- Détecteurs mettant en jeu l'ionisation des gaz (Geiger Muller, Détecteurs proportionnels) (41)

III.6.1- Mécanisme (41)

III.7- Compteurs à scintillations (47)

III.7.1- Mécanisme (47)

III.7.2- Composition d'un détecteur à scintillation (47)

III.7.3- Caractéristiques d'un détecteur à scintillation (48)

III.7.4- Différents types de scintillateurs (49)

III.7.5- La détection des photons (49)

III.7.5.1.a- Détection des RI par Photomultiplicateur (49)

III.7.5.1.b- Détection des RI par la gamma camera (51)

Chapitre IV : Principes fondamentaux de la radioprotection (53)

IV.1- Définition (53)

IV.2- Les principes fondamentaux de radioprotection (53)

IV.2.1- La justification des pratiques (54)

IV.2.2- L'optimisation de la protection (54)

IV.2.3- Limitation des doses individuelles (56)

IV.2.3.1- Valeurs des limites de dose (57)

IV.3- Les effets biologiques des rayonnements ionisants (60)

IV.4- Dose et exposition (60)

IV.5- Règles de protection opérationnelle (65)

IV.5. 1- Distance (66)

IV.5. 2- Activité (66)

IV.5. 3- Temps (66)

IV.5. 4- Écran (66)

IV.5.5- Les nouveaux concepts de la CIPR (67)

Chapitre V : Biophysique de l'eau et des solutions (69)

V.I- Introduction (69)

V.II- Etude des solutions (70)

V.II.1- Etude structurale de l'eau (70)

V.II.1.1- Structure de la molécule d'eau (70)

V.II.1.2- La liaison hydrogène (70)

V.II.1.3- Les trois états de l'eau (71)

V.II.1.4- Concentrations (71)

V.II.1.4.a- Concentration massique d'une espèce chimique (71)

V.II.1.4.b- Concentration molaire d'une espèce chimique – molarité (72)

V.II.1.4.c- Concentration molale - molalité (72)

V.II.1.4.d- Concentration pondérale (72)

V.II.2- Fraction molaire (72)

V.II.2.1- Dissolution d'un gaz dans un liquide (72)

V.II.4.2- Miscibilité des liquides (73)

V.III- Electrolytes (74)

V. III.1- Conductivité d'un électrolyte (74)

V. III.2- Électrolytes forts (76)

V.III.3- Électrolytes faibles (76)

Chapitre VI : Biophysique de l'état gazeux (79)

VI.I- Définition (79)

VI.II- Grandeurs fondamentales P (79)

VI.II. A- Pression P (79)

VI.II.B- Volume V (80)

VI.II.C- Température T (80)

VI.II.C- La quantité en mole n (80)

VI.III- Etat gazeux parfait (80)

VI.III.A- Définition (80)

VI.III.B- Equation d'état des gaz parfaits (81)

VI.III.C- Conditions d'expression des volumes gazeux (81)

VI.IV. Mélanges gazeux (81)

VI.IV.A- Fraction molaire/ Composition en volume (81)

VI.IV.A.1- Fraction molaire x_i (81)

VI.IV.A.2- Composition en volume (82)

VI.IV.B- Notion de pression partielle P_i (82)

V. Dissolution des gaz (83)

V. A Loi de Henry (83)

V. B. Sur-dissolution des gaz (84)

Bibliographie (85)

Liste des symboles

a	constante du réseau cristallin (nm)
BC	Bande de conduction
BV	Bande de valence
BP	Bande Passante (Hz)
B	induction magnétique (tesla)
c	vitesse de la lumière dans le vide (m/s)
C_d	capacité de diffusion (F)
C_j	capacitance de la jonction (F)
D_n	constante de diffusion des électrons (m^2/s)
D_p	constante de diffusion des trous (m^2/s)
E	champ électrique (V/m)
E	énergie électronique (eV)
E_c	énergie dans la bande de conduction (eV)
E_c	énergie cinétique (eV)
E_{cN}	énergie dans la bande de conduction du semiconduteur type N (eV)
E_{cP}	énergie dans la bande de conduction du semiconduteur type P (eV)
E_F	énergie de Fermi (eV)
E_{Fn}	énergie de Fermi d'un semiconduteur type N (eV)
E_{Fp}	énergie de Fermi d'un semiconduteur type P (eV)
E_{Fi}	énergie de Fermi d'un semiconduteur intrinsèque (eV)
E_g	énergie de la bande interdite (gap) (eV)
E_p	énergie du photon (eV)
E_v	énergie dans la bande de valence (eV)
f_c	fréquence de coupure (Hz)
F	force électrique (CV/m)
f(E)	distribution de Fermi
g_d	conductance de diffusion
G_+	gain effectif dans le sens positif (aller)
G_-	gain effectif dans le sens négatif (retour)
(hkl)	indices de Miller
h	constante de Boltzmann ($J \cdot s$)
\hbar	constante de Boltzmann divisée par 2π ($J \cdot s$)

H	champ magnétique (A/m)
i(t)	courant (A)
I _F	courant direct en continu (A)
I _{FM}	courant direct de crête (A)
I _{Ph}	photocourant (A)
I _s	courant de saturation (A)
J	densité de courant totale (A/m ²)
J _n	densité de courant dû aux électrons (A/m ²)
J _{nc}	densité de courant dû aux électrons de conduction (A/m ²)
J _{nd}	densité de courant dû aux électrons de diffusion (A/m ²)
J _{ndiff}	densité de courant de diffusion des photoélectrons de la région P (A/m ²)
J _{pdiff}	densité de courant de diffusion des phototrous de la région N (A/m ²)
J _g	densité de courant de photogénération dans W (A/m ²)
J _{gn}	courant de génération de photoélectrons entre x _p et x dans W (A/m ²)
J _{gp}	courant de génération de phototrous entre x et x _n dans W (A/m ²)
J _p	densité de courant dû aux électrons (A/m ²)
J _{pc}	densité de courant dû aux trous de conduction (A/m ²)
J _{pd}	densité de courant dû aux trous de diffusion (A/m ²)
J _S	densité de courant saturation (due aux porteurs minoritaires (A/m ²))
k	constante de Boltzmann (J/K)
K	vecteur d'onde (J/K)
L	longueur optique d'un tour de cavité
L _n	longueur de diffusion des électrons (m)
L _p	longueur de diffusion des trous (m)
LAN	local area network (réseau local)
MAN	metropolitan area network (réseau métropolitain)
LED	Light emitting diode (diode électroluminescente)
m ₀	masse de l'électron au repos (kg)
m _c	masse effective des électrons dans la bande de conduction (kg)
m _v	masse effective des trous dans la bande de conduction (kg)
n	concentration d'électrons (cm ⁻³)
n _p	concentration d'électrons dans un matériau dopé P (cm ⁻³)
n _N	concentration d'électrons dans un matériau dopé N (cm ⁻³)
n	indice de réfraction

n_0	indice de réfraction dans le cide
n_i	concentration intrinsèque (cm^{-3})
n_{p0}	densité d'électrons dans un matériau dopé P pour une jonction non alimentée (cm^{-3})
$N(E)$	densité d'états ($\text{m}^{-3} \cdot \text{J}^{-1}$)
$N_c(E)$	densité effectives d'états dans la bande de conduction ($\text{m}^{-3} \cdot \text{J}^{-1}$)
$N_v(E)$	densité effectives d'états dans la bande de valence ($\text{m}^{-3} \cdot \text{J}^{-1}$)
N_A	concentration d'accepteurs (cm^{-3})
N_D	concentration de donneurs (cm^{-3})
O.N	ouverture numérique fibre optique
p	concentration de trous (cm^{-3})
P	quantité de mouvement (kg.m/s)
P_{AR}	puissance après un aller-retour du faisceau laser (W)
P_e	puissance d'entrée (W)
P_s	puissance de sortie (W)
p_n	concentration de trous dans un matériau dopé N (cm^{-3})
p_{n0}	densité de trous dans un matériau dopé P pou une jonction non alimentée (cm^{-3})
p_p	densité de trous dans un matériau dopé P (cm^{-3})
PIN	photodiode (zone P et zone N séparées par un région intrinsèque)
q	charge électrique (C)
R	résistance (Ω)
R_{sh}	résistance shunt (Ω)
R_s	résistance interne (résistance substrat) (Ω)
S	sensibilité spectrale
t	temps (s)
T	température (K)
T	période temporette (s)
V	tension de polarisation extérieure (v)
V	vitesse de propagation de l'onde (m/s)
V_g	vitesse de groupe (m/s)
V_a	tension d'alimentation (v)
V_d	tension de diffusion (v)
V_{Ph}	photovoltage (v)
V_R	tension de polarisation inverse (v)

V_T	tension thermodynamique (v)
V_Ω	chute de la tension due à la résistance ohmique (v)
V_{off}	tension de seuil en polarisation directe (v)
W	épaisseur totale de la zone de déplétion (m)
X_n	épaisseur de la zone de déplétion dans le matériau dopé (nm)
X_p	épaisseur de la zone de déplétion dans le matériau dopé (nm)
YAG :Ce	Yttrium aluminum garnet dopé au cérium
Nd :YAG	YAG dopé au néodyme
Yb :YAG	YAG dopé a ytterbium
ZCE	zone de charges d'espace
$\alpha(v)$	coefficient d'absorption cm^{-1}
$\alpha_{db/Km}$	atténuation linéique
β	facteur d'idéalité d'une diode
β	gain de courant
δ_n	concentration d'électrons excédentaires (cm^{-3})
δ_p	concentration de trous excédentaires (cm^{-3})
Δ	différence relative de réfraction
Δt	intervalle de temps (s)
ΔT	écart de température (K)
ε	permittivité du milieu (F/m)
ε_0	permittivité du vide (F/m)
ε_r	permittivité relative
η	rendement
Φ	puissance (flux) (W)
ϕ	potentiel électrostatique (v)
ϕ_P	potentiel électrostatique coté P (v)
ϕ_N	potentiel électrostatique coté N (v)
λ	longueur d'onde (optique) (μm)
λ_0	longueur d'onde dans le vide (μm)
μ	perméabilité magnétique du milieu (Hm^{-1})
μ_0	perméabilité magnétique du vide (Hm^{-1})
μ_r	perméabilité magnétique relative (Hm^{-1})
μ_n	mobilité des électrons ($\text{cm}^2 \cdot \text{V}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$)

μ_p	mobilité des trous ($\text{cm}^2 \cdot \text{V}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$)
ν	fréquence (optique) (Hz)
ρ	densité de charge électrique (C/m^3)
ρ_{ph}	photosensibilité
σ	conductivité électrique (S/m)
σ_n	conductivité électrique due aux électrons (S/m)
σ_p	conductivité électrique due aux trous (S/m)
τ_n	temps de recombinaison des électrons (s)
τ_p	temps de recombinaison des trous (s)
ω	pulsation (rad/s)
Ω	angle solide (sr)
Λ	angle de réfraction limite (sr)

Introduction

La biophysique entend expliquer les phénomènes biologiques par les mêmes lois qui s'appliquent au reste du monde. Elle est en cela l'héritière directe de la physiologie du début du XX^e siècle. Comme pour beaucoup d'autres systèmes possédant un intérêt particulier (liquides, plasmas, supraconducteurs...), les biophysiciens cherchent à développer des théories adaptées aux phénomènes typiques du monde vivant. Dans bien des cas, de telles théories mettent en évidence certains points communs entre observations a priori très différentes, et ouvrent de nouvelles perspectives. Il se trouve que les organismes vivants font partie des systèmes physiques les plus complexes et les plus variés qui soient accessibles à notre observation. Pourtant il existe une unité remarquable au niveau cellulaire, déjà mise en évidence par les premières observations de cellules au microscope (Schleiden 1838, Schwann 1839, Virchow 1855).

La découverte progressive de l'unité des processus physiques intervenant dans toutes les cellules vivantes a été un moteur important pour le développement de la biophysique. Les physiciens cherchent en effet à expliquer l'essentiel des observations en proposant des théories synthétiques. Les succès les plus importants sont obtenus lorsque plusieurs observations dans des contextes différents, chez des organismes différents, sont rattachées à une même explication physique.

L'objectif de ce cours est double :

- Fournir aux étudiants généralistes les notions et les connaissances de base qui sont fondamentales pour l'étude de la biophysique.
- L'étude des structures dont l'ensemble hiérarchisé constitue la matière vivante ainsi que les phénomènes et mécanismes physiques par lesquels ces structures manifestent leur fonctionnalité..

Afin d'aboutir à cet objectif, ce cours est organisé de la manière suivante :

Le premier chapitre est consacré à une introduction à la radioactivité. Dans le second chapitre est développée l'interaction rayonnement ionisant avec la matière. La

détection des rayonnements ionisants dans le troisième chapitre. Les principes fondamentaux de la radioprotection sont exposés dans le quatrième chapitre. La biophysique de l'eau et des solutions est donnée au chapitre 5. Dans le chapitre 6, on termine par la biophysique de l'état gazeux.

Chapitre I

Introduction à la radioactivité

I.1-Constitution de l'atome

I.1.1- Les radioéléments.

- En 1895 : **Roentgen** découvre les rayons **X**.
- En 1896 : **BECQUEREL** découvre que certains minerais émettent spontanément des rayons qui, comme les rayons X, impressionnent les plaques photographiques.
- Il baptisa du nom de **radioactivité** ce phénomène.
- En 1934 **Irene et Frederic Joliot Curie** découvrent la radioactivité artificielle:
 NAISSANCE de La **MEDECINE NUCLEAIRE**
- les expériences fondamentales de Rutherford et ses collaborateurs sur les propriétés des substances radioactives et sur l'interaction des rayonnements avec la matière sont à l'origine de notre connaissance de la constitution de l'atome.

I.1.2- structure atomique :

- L'atome est constitué par un noyau chargé positivement autour duquel gravitent les électrons (e^-).
- Le nombre d'électrons de l'atome varie suivant l'élément considéré. On le désigne par **Z** : **numéro atomique** de l'élément qui correspond à sa classification dans le tableau de **Mendeleiev** (1868)
- Les électrons sont liés au noyau atomique par des forces d'interaction qui leur assignent une trajectoire.
- Sommerfeld en 1916 propose l'atome à orbites elliptiques; alors que Bohr en 1913 avait proposé un modèle à orbites **circulaires** que nous allons adopter comme schéma simplifié : Atome de Bohr : Les électrons gravitent autour du noyau sur des orbites dont les rayons ont des valeurs quantifiées.

$$r_n = \frac{n^2 \hbar}{K m Z e^2}$$

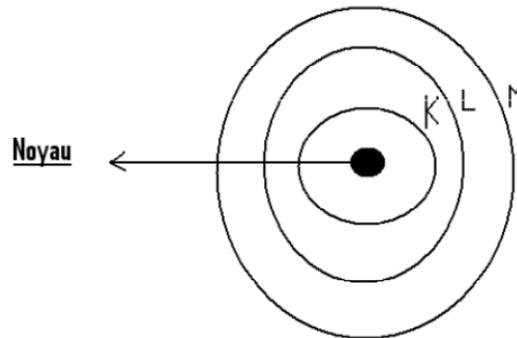


Fig. I. 1 : Structure atomique.

- K → n= 1
- L → n=2
- M → n=3
- r_n = rayon de l'orbite de rang n.
- n= nombre entier= 1, 2, 3,
- Z= Numéro atomique de l'élément.
- m = masse e^- = $9,109 \cdot 10^{-31}$ Kg
- e = charge e^- = $1,6 \cdot 10^{-19}$ C
- K= constante de proportionnalité : $1/4\pi\epsilon$ (K=1 dans cgs)

- $\hbar = \text{constante} = h/2\pi$ avec h = Constante de Planck = $6,62 \cdot 10^{-34}$ J.s.

Aux différents rayons d'orbites correspondent différentes énergies. L'énergie totale de l'électron sur l'orbite n :

$$E_n = -K^2 \frac{m e^4}{2 n^2 \hbar^2} Z^2$$

- Cette énergie est **négative** car il faut fournir de l'énergie à l' e^- pour l'arracher du champ du noyau.

- Pour déplacer un e^- vers un niveau supérieur, il faut lui fournir de l'énergie : l'atome est excité. Cet état est instable, l' e^- revient à son niveau d'énergie initial

en rayonnant sous forme électromagnétique son excès d'énergie : c'est le phénomène d'émission.

- Si l'énergie fournie à l'atome est suffisante pour lui arracher un e^- , il devient un ion chargé positivement : c'est le phénomène d'ionisation.

I.1.3- Structure du noyau

I.1.3.1- Constitution

Le noyau est constitué de différentes particules élémentaires :

1. Les leptons soumis à des interactions faibles : Neutrinos, électrons, mésons μ , ...
2. Les hadrons soumis à des interactions fortes Mésons π , Mésons K
3. Baryons :
 - a. Nucléons (Protons, Neutrons)
 - b. Hypérons

Dans une représentation simplifiée; on considère le noyau comme composé de nucléons (A)=Protons et Neutrons.

a) **Proton** (Z) : C'est le noyau de l'atome d'Hydrogène. $m_p = 1836 m_e$.

Sa charge électrique élémentaire est positive $= +1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$.

b) **Neutron** (N)

- ✓ $m_N \approx m_p$, mais sa charge électrique est nulle.
- ✓ La neutralité de l'atome exige que le nombre de protons soit égal au nombre d'électrons périphériques.
- ✓ $Z = \text{Nombre } e^- = \text{Nombre protons}$
- ✓ $N = \text{Nombre de Neutrons } (= A - Z)$
- ✓ $A = Z + N = \text{Nombre de Nucléons}$, c'est le nombre de masse du noyau, il représente la masse du noyau \approx masse de l'atome si l'on considère que la masse de l' $e^- = 0$.

I.1.3.2- Représentation des noyaux

- Pour représenter le noyau d'un élément X, appelé encore Nucléide ou nuclide; on utilise la représentation suivante : ${}^A_Z X^N$

- $N = A - Z$
- X = Symbole chimique de l'élément.
- A = Nombre de masse de l'élément.
- Z = Numéro atomique de l'élément = Nombre d' e^- ou de protons.
- N = Nombre de Neutrons de l'élément.

Exemples :

- ❖ Carbone: $^{12}_6C$: 12 Nucléons : 6 protons et 6 Neutrons ($N=A-Z$).
- ❖ Radium: $^{226}_{88}Ra$: 226 Nucléons : 88 protons et 138 Neutrons.
- ❖ Cette représentation peut être appliquée aux particules élémentaires :
 Neutron : 1_0n
 Proton : 1_1P
 Electron : $^0_{-1}e$

I.1.3.3- Charge du noyau : Charge globale = $+Z |e^-|$

I.1.3.4- Masse du noyau M

$$\mathcal{M} \text{ atome} = M \text{ noyau} + Z m_{e^-}$$

a) Unité de masse atomique : +++

Masse molaire = masse d'une mole.

1 mole $\rightarrow N_A$ atomes, N_A = Nombre d'Avogadro = $6,023 \cdot 10^{23}$

Exemple : ^{12}C a pour masse molaire 12g = masse de N_A atomes

$$\rightarrow \text{Masse d'un atome de } ^{12}C = (12 / N_A) \text{ g}$$

L'u.m.a est le douzième de la masse d'un atome de carbone 12.

$$1 \text{ u. m. a} = \frac{1}{12} \times \frac{12 \text{ g}}{N_A} = \frac{1}{N_A} = 1.660565 \cdot 10^{-24} = 1.66 \cdot 10^{-27} \text{ Kg}.$$

• Loi de la relativité d'Einstein : $E = m \cdot C^2$ +++

$$E = m \times C^2 = 1,66 \cdot 10^{-27} \times (3 \cdot 10^8)^2 \text{ en Joule}$$

$$C = \text{Célérité} = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s} ; 1 \text{ Joule} = (1/1,6 \cdot 10^{-19}) \text{ eV}$$

$$\rightarrow E = 1,66 \cdot 10^{-27} \times (3 \times 10^8)^2 / (1,6 \cdot 10^{-19}) \text{ eV}$$

$$E = 931 \text{ MeV}$$

$$1 \text{ MeV} = 10^6 \text{ eV}$$

• L'équivalence masse énergie : $1 \text{ u.m.a} = 1,66 \cdot 10^{-27} \text{ Kg}$
 $\equiv 931 \text{ MeV}$

NB: $1 \text{ u.m.a} = 931 / C^2$

b) Masses Proton - Neutron

- $m_N = 1,00866 \text{ u.m.a} = 939,550 \text{ MeV}$
- $m_P = 1,00727 \text{ u.m.a} = 938,256 \text{ MeV}$
- $m_N \approx m_P$
- $m_N - m_P = 0,00139 \text{ u.m.a} = 1,294 \text{ MeV}$
- $m_e = 0,511 \text{ MeV} = 511 \text{ KeV}$

I.1.3.5- Energie de liaison des noyaux

- Désignons par : m_N : masse neutron m_P : masse proton
- $M(A, Z)$: masse du noyau
- La masse d'un noyau est toujours inférieure à la somme des masses des nucléons qui le constituent.

La différence : " ΔM = somme des masses des nucléons – masse du noyau" s'appelle le **défait de masse**.

- En principe : $M(A, Z) = Z m_P + (A - Z) m_N$
- En réalité : $M(A, Z) = Z m_P + (A - Z) m_N - \Delta M$

$$\Delta M = [Z m_P + (A - Z) m_N] - M(A, Z)$$

Ce défaut de masse correspond à l'énergie qu'il faudrait fournir au noyau pour le "casser" en ses différents constituants (Nucléons) c'est à dire à l'énergie de liaison totale E_L des nucléons dans le noyau $E_L = \Delta m \times C^2$.

I.1.3.6- Forces Nucléaires :

La cohabitation des nucléons a l'intérieur du noyau est rendue possible grâce à l'équilibre qui existe entre les forces électrostatiques de Coulomb s'exerçant entre protons (forces de répulsion) et entre les protons et les électrons orbitaires (forces d'attraction); et les forces nucléaires s'exerçant entre nucléons.

I.1.3.7- isotopes ($Z = \text{Constant}$)

Ces éléments ont des propriétés chimiques identiques mais diffèrent par leur nombre de masse A ($A \#$). Ils portent le même nom. Leur proportion relative dans un mélange est l'abondance isotopique.

$Z=19$: ${}_{19}\text{K}$ est un mélange : ${}^{39}_{19}\text{K}$; ${}^{40}_{19}\text{K}$; ${}^{41}_{19}\text{K}$; ${}^{42}_{19}\text{K}$.

$Z=1$: Atome de l'hydrogène : ${}^1_1\text{H}^0$

Tritium = Isotope de l'hydrogène ${}^3_1\text{H}^2$.

Deuterium = Isotope de l'hydrogène ${}^2_1\text{H}^1$.

$Z=3$ → lithium: ${}^6_3\text{Li}^3$, ${}^7_3\text{Li}^4$.

I.1.3.8- isobares : $A = \text{Constant}$

• On appelle isobares deux noyaux ayant le même nombre de masse : $A_1=A_2$; $Z_1 \neq Z_2$; $N_1 \neq N_2$.

• Exemple : $A=60$: ${}^{60}_{30}\text{Zn}^{30}$; ${}^{60}_{29}\text{Cu}^{31}$; ${}^{60}_{28}\text{Ni}^{32}$, ${}^{60}_{27}\text{Co}^{33}$.

$A=16$: ${}^{16}_7\text{N}^9$, ${}^{16}_8\text{O}^8$, ${}^{16}_9\text{F}^7$.

I.1.3.9- isotones : $N = \text{Constant}$

• Même nombre de neutrons mais des nombres différents de protons

• $N=7$ → ${}^{13}_6\text{C}^7$, ${}^{14}_7\text{N}^7$, ${}^{15}_8\text{O}^7$.

• $N=8$ → ${}^{14}_6\text{C}^8$, ${}^{15}_7\text{N}^8$, ${}^{16}_8\text{O}^8$.

I.1.3.10 isomères :

• Noyaux identiques mais dans des états d'énergie différents.

I.1.4-La radioactivité

I.1.4.1-Définition et notions de base de la radioactivité:

La radioactivité est la propriété naturelle de certains noyaux atomiques à émettre de façon spontanée un rayonnement. Cela correspond à une recherche spontanée de stabilité nucléaire. Cette émission de rayonnement accompagne le phénomène de **désintégration radioactive**, qui transforme le noyau de l'élément "père" (X) en noyau fils (Y). Ainsi, le noyau d'un isotope radioactif va se transformer spontanément en un noyau d'un isotope plus stable du même élément, ou bien encore en un noyau d'un isotope plus stable d'un autre élément chimique.

En fonction de la nature du rayonnement émis, on peut distinguer :

- ❖ le rayonnement **alpha** (α)
- ❖ le rayonnement **bêta moins** (β^-)
- ❖ le rayonnement **bêta plus** (β^+)
- ❖ le rayonnement **gamma** (γ)

I.1.4.2-La radioactivité dans la nature

La radioactivité est d'origine naturelle. L'intégralité des éléments présents sur Terre, y compris les noyaux radioactifs, ont été formés :

- dans la phase de nucléosynthèse aux premiers instants de l'univers, pour les éléments légers (hydrogène et hélium),
- dans les étoiles, pour les éléments jusqu'au fer,
- lors de l'explosion des étoiles, marquant la fin de vie de celles-ci, pour les éléments au-delà du fer.

La radioactivité est à l'origine de l'apparition de la vie sur Terre.

C'est la chaleur qu'elle génère qui maintient le noyau terrestre sous forme liquide, et qui a permis lors des éruptions volcaniques la formation de l'atmosphère primitive (protection contre les météorites, effet de serre pour diminuer les écarts thermiques entre le jour et la nuit).

C'est aussi la radioactivité qui entretient la combustion au sein du soleil, par le biais des réactions thermonucléaires où l'hydrogène est transformé en hélium.

I.1.4.3- La radioactivité et l'homme

Depuis plus d'un siècle, l'homme a découvert l'existence de la radioactivité. Il a su exploiter l'énergie fabuleuse cachée au cœur de la matière, avec plus ou moins de bonheur, et même créer de nouveaux éléments qui n'existent pas sur Terre !

Quelques applications :

- énergétiques : centrales nucléaires à fission,
- médicales : utilisation de traceurs radioactifs pour les diagnostics, traitement des cancers,
- biologiques / géologie : études in vivo à l'aide de marqueurs radioactifs, datation
- militaires : bombes nucléaires à fusion ou à fission.

I.1.4.4- Ordres de grandeur

On va comparer les grandeurs physiques du monde atomique avec celles du monde subatomique.

a- Echelles de distance (1 : 10^{-15})

La taille des atomes est de l'ordre de 10^{-10} m ou 1 Å (Angström).

La taille des noyaux est de l'ordre de 10^{-15} m ou 1 fm (fermi).

b- Echelle de masse volumique (1 : 10^{14})

La quasi totalité de la masse d'un atome est concentré dans le noyau. Pour rendre compte de la compacité du noyau, on peut comparer la masse d'un volume d'un centimètre cube (un dé à coudre) rempli d'atomes de fer, et de noyaux de fer :

- ✓ masse d'un cm^3 **d'atomes** de fer : 7,874 g
- ✓ masse d'un cm^3 **de noyaux** de fer $\approx 2,125 \times 10^{14}$ g soit plus de 200 millions de tonnes dans un dé à coudre !!! On peut trouver dans l'univers des objets aussi denses, sous la forme d'étoiles à neutrons.

c- Echelle d'énergie (1 : 10^6)

Si on compare les énergies mises en jeu au sein des atomes et des noyaux d'atomes, on observe que l'énergie de liaison des électrons au noyau est environ un million de fois

plus petite que l'énergie de liaison qui assure la cohésion des protons et des neutrons au sein du noyau.

C'est cette différence entre énergies de liaison qui explique l'écart entre les effets des réactions chimiques

(ex. dynamite) et des réactions nucléaires (ex. bombe atomique).

I.2- Notations

Un noyau comportant Z protons et N neutrons est noté sous la forme : ${}^A_ZX^N$. A est le nombre de nucléons, c'est-à-dire le nombre de protons et de neutrons : $A=Z+N$.

Pour définir un noyau, on donne souvent le nom de l'élément chimique (qui fixe le nombre de protons) et le nombre de nucléons (qui fixe la somme du nombre de protons et de neutrons) :

- carbone 12 : ${}^{12}_6C_6$

(Carbone = 6ième élément de la classification de Mendeleïev.

Il y a 6 électrons dans cet atome donc le noyau considéré contient 6 protons.

Le nombre total de nucléons est 12, le noyau contient donc $12-6 = 6$ neutrons).

- uranium 235 : ${}^{235}_{92}U_{135}$

(Uranium = 92ième élément de la classification de Mendeleïev.

Il y a 92 électrons dans cet atome donc le noyau contient 92 protons.

Le nombre total de nucléons est 235, le noyau contient donc $235-92 = 143$ neutrons).

I.2.a- Classification des noyaux

Les noyaux ayant le même nombre Z de protons s'appellent des isotopes : ${}^{16}_8O_8$, ${}^{17}_8O_9$, ${}^{18}_8O_{10}$.

Les noyaux ayant le même nombre N de neutrons s'appellent des isotones : ${}^{15}_7N_8$, ${}^{16}_8O_8$

Les noyaux ayant le même nombre A de nucléons s'appellent des isobares : ${}^{40}_{18}Ar_{22}$, ${}^{40}_{20}Ca_{20}$.

On peut noter que plusieurs isotopes d'un même élément chimique sont naturellement présents dans l'atmosphère. Ainsi, le carbone que l'on trouve dans le CO_2 par exemple, est réparti de la manière suivante :

- 98,89% de $^{12}_6\text{C}$ (stable)
- 1,11 % de $^{13}_6\text{C}$ (instable)
- et une infime fraction de $^{14}_6\text{C}$ (radioactif de période 5730 ans) : le rapport $\frac{^{14}_6\text{C}}{^{12}_6\text{C}}$ vaut $1,3 \times 10^{-12}$.

Le carbone est fixé par les êtres vivants et on le retrouve par exemple dans la cellulose des arbres, créée lors de la photosynthèse. Ainsi, le bois d'un arbre est naturellement radioactif. C'est cette propriété des tissus vivants à fixer le CO_2 (donc le $^{14}_6\text{C}$) qui est à l'origine de la méthode de datation par le carbone 14.

Plus surprenant, le corps humain est lui aussi naturellement radioactif !

La radioactivité du corps humain provient de la présence en son sein de deux radioéléments d'origine naturelle, le potassium -40 et le carbone -14, à l'origine de 8000 désintégrations par seconde.

I.2.b- Vallée de stabilité

La représentation des noyaux connus dans un graphe (N, Z) permet de mettre en évidence la ligne de stabilité, peuplée par les noyaux stables (on devrait plutôt parler de courbe de stabilité).

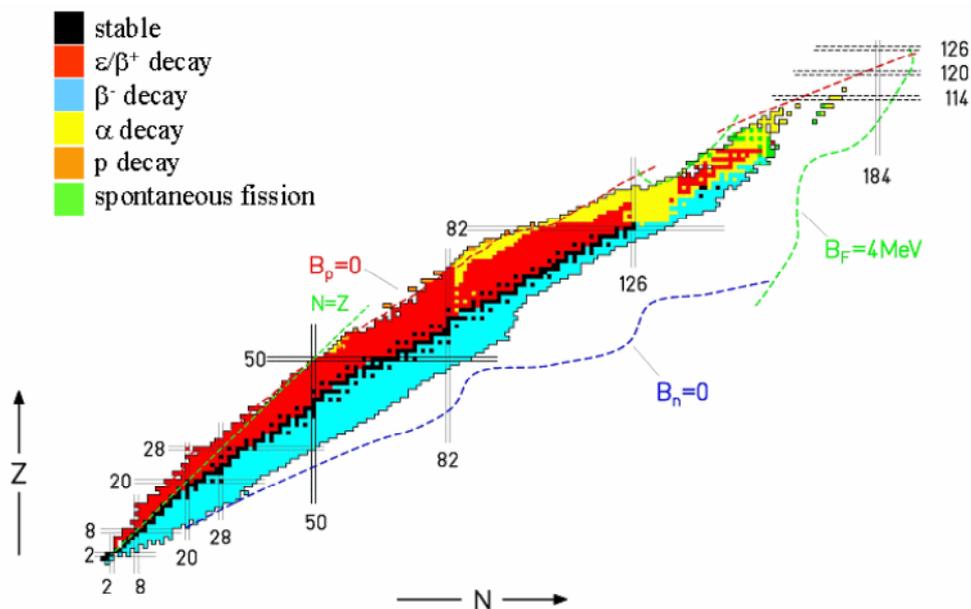


Fig. I. 2 : carte des noyaux connus. Les noyaux stables sont notés en noir.

Les noyaux instables vont, par une suite de désintégrations radioactives, se transformer jusqu'à devenir stables :

- au dessous des noyaux stables, on trouve en bleu les noyaux trop riches en neutrons. Ces noyaux reviennent vers la ligne de stabilité par **désintégration β^-** , qui transforme au sein du noyau un neutron en proton.
- au dessus des noyaux stables, on trouve en rouge les noyaux trop riches en protons. Ces noyaux reviennent vers la ligne de stabilité par **désintégration β^+** ou par **capture électronique**, qui transforme au sein du noyau un proton en neutron.
- les noyaux lourds riches en protons reviennent vers la ligne de stabilité par **désintégration alpha**
- Enfin, les noyaux très lourds se **fissionnent** en donnant naissance à des produits de désintégration légers.

Une représentation en 3D où le troisième axe représente la masse des noyaux permet d'illustrer les transformations nucléaires jusqu'à atteindre l'état de stabilité maximal, en fond de vallée.

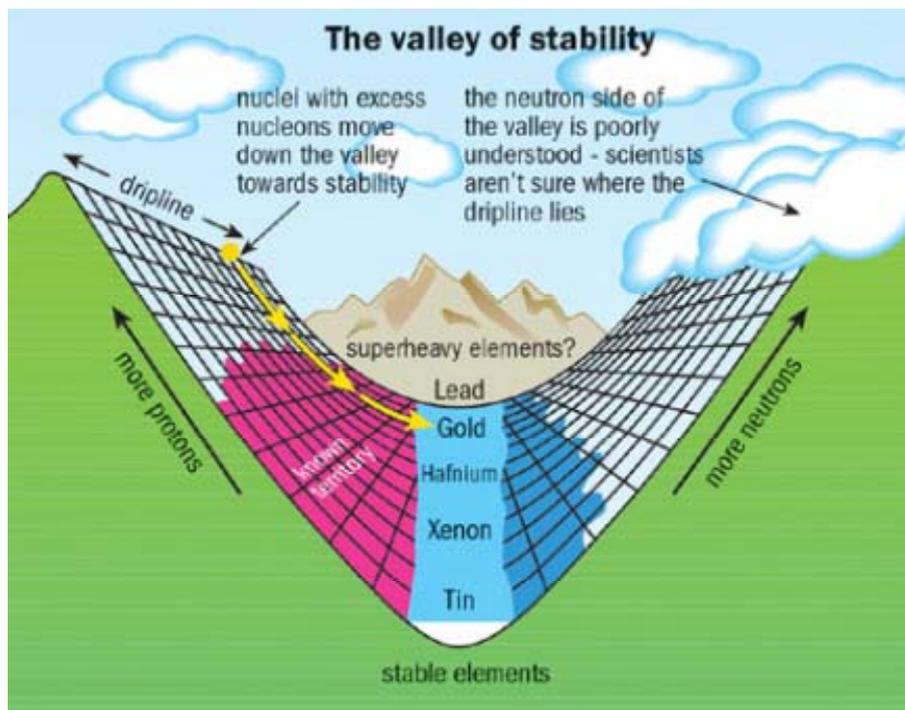
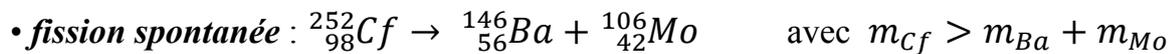
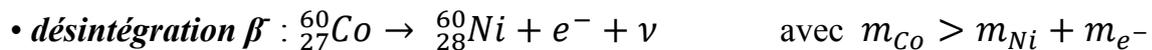
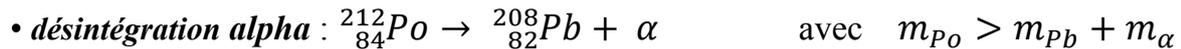


Fig. I. 3 : La vallée de stabilité.

I.3- Bilan d'énergie de masse

D'où vient l'énergie libérée lors des transformations nucléaires ? Lors d'une réaction nucléaire spontanée, la masse des particules dans l'état initial est supérieure à la masse des produits de désintégration.

Exemples :



On observe une différence de masse entre m_i (masse de la particule dans l'état initial) et m_f (somme des masses des particules dans l'état final) : $\Delta m = m_i - m_f$.

On appelle bilan d'énergie de masse de la désintégration la quantité Q définie par :

$$Q = \Delta m \times c^2 = (m_i - m_f) \times c^2$$

C'est cette transformation de l'énergie de masse en énergie cinétique et/ou d'excitation qui est communiquée aux produits de désintégration.

I.4- Désintégrations radioactives

Le retour à la stabilité s'effectue par des désintégrations alpha, bêta, capture électronique, ou encore par émission gamma.

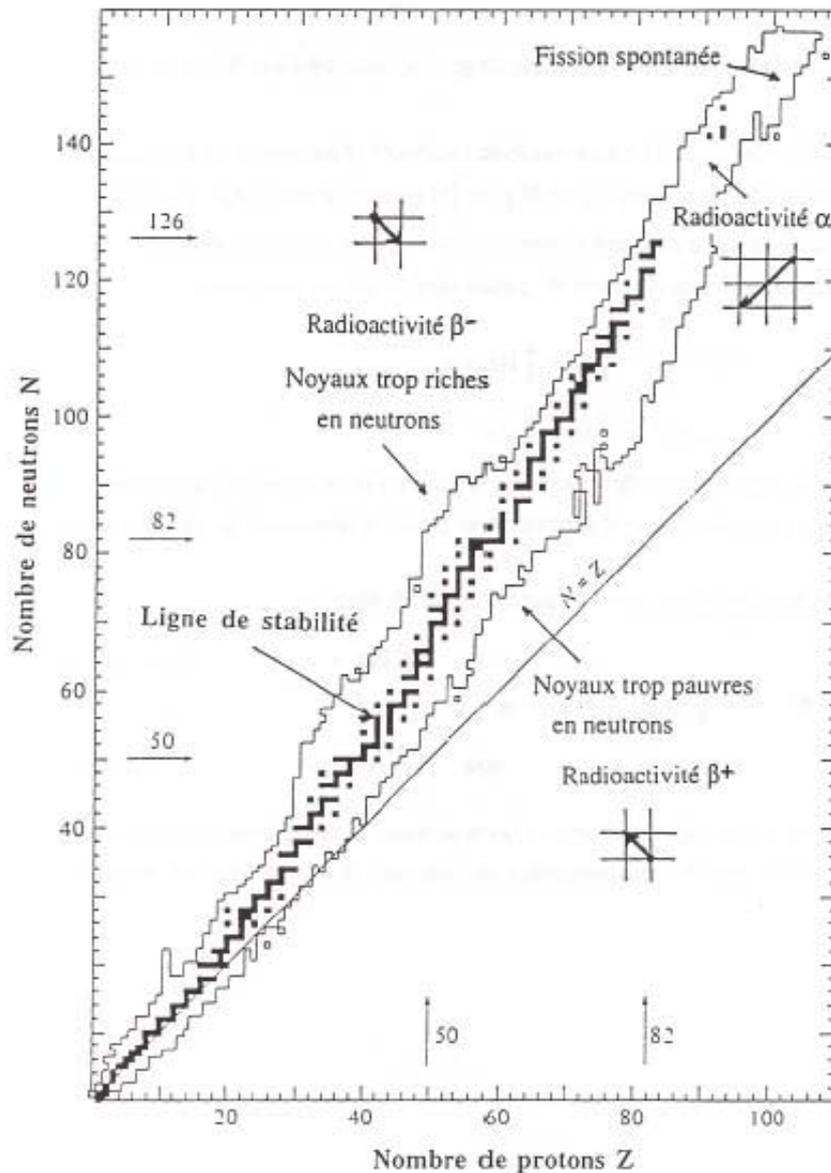
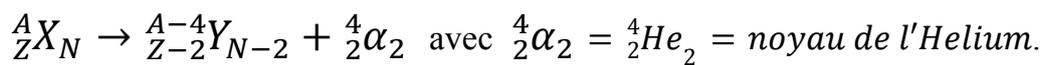


Fig. I. 4 : Déplacements sur la carte des noyaux lors des désintégrations radioactives (attentions les axes ont été intervertis avec la Fig. I.2 précédente).

I.4.a- Désintégration alpha (α)

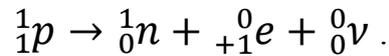
Le noyau expulse une particule alpha. La transformation s'écrit :



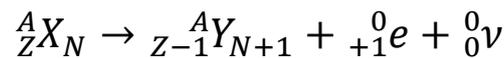
I.4.b- Désintégration β⁺ et capture électronique

Le noyau expulse *un positron* (particule de charge +e et de même masse que l'électron).

Cette réaction provient des *protons excédentaires*, qui donnent des neutrons et des positrons (pour équilibrer le rapport neutrons/protons) et qui s'accompagne de l'émission d'un neutrino ν (particule de masse nulle) :



La transformation s'écrit ainsi :



A_ZX : est le noyau père radioactif,

${}^A_{Z-1}Y$: est le noyau fils (stable ou excité),

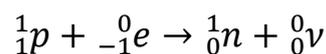
${}^0_{+1}e$: est la particule β^+ (ou positron), qui possède une charge positive,

${}^0_0\nu$: est le neutrino, il n'est pas chargé et a une masse nulle ; il ne peut être émis seul.

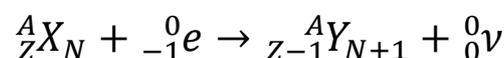
Le processus de désintégration β^+ apparaît presque toujours en compétition avec le processus de capture électronique.

I.4.c- Capture électronique

C'est la capture d'*un électron* par le noyau. Il s'agit de la capture d'un électron du cortège électronique entourant le noyau (en général, un e^- proche du noyau). Dans cette capture, tout comme le processus de désintégration β^+ , *les protons excédentaires* vont s'associer à des électrons pour former un neutron et un neutrino selon la réaction suivante :

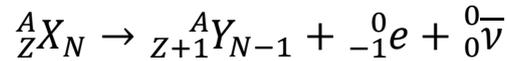


La capture s'écrit alors :



I.4.d- Désintégration β^-

Le noyau expulse *un électron*, c'est-à-dire qu'un *neutron* se transforme en proton, et l'émission de l'électron s'accompagne de l'émission d'un anti-neutrino ${}^0_0\bar{\nu}$ (particule de masse nulle). La réaction s'écrit :



I.4.e- Désintégration gamma

Au même titre que les atomes, les noyaux peuvent se trouver dans un état excité. La désexcitation d'un noyau ${}^A_ZX_N^*$ vers son état fondamental A_ZX_N se fait de deux manières:

- Par émission gamma (γ),
 - Par transition directe si l'énergie du photon γ émis est égale à l'énergie d'excitation du noyau,
 - Par cascade de rayonnements γ dont la somme des énergies est égale à l'énergie d'excitation.



- Par conversion interne, c'est-à-dire un transfert direct de l'énergie d'excitation à un électron du cortège électronique.

I.5- Unités de mesure

Les unités de mesure usuelles ne sont pas adaptées au monde subatomique.

I.5.a- L'unité de masse atomique

La masse du proton est $1,67252 \times 10^{-27}$ kg. Cette valeur très faible nous conduirait à travailler avec des puissances de 10, aussi une nouvelle échelle de masse a-t-elle été définie : l'unité de masse atomique ou **u.m.a.**

Par définition, $1 \text{ u.m.a.} = \frac{1}{12} \times \text{masse de l'atome } {}^{12}\text{C} = 1.66056 \times 10^{-27} \text{ Kg}$

La définition du nombre d'Avogadro N_A est basée sur la masse d'une mole d'atomes de ^{12}C , qui est égale à 12 g. En notant $M(^{12}\text{C})$ la masse d'un atome de ^{12}C ,

$$N_A \times M(^{12}\text{C}) = 12\text{g} \rightarrow M(^{12}\text{C}) = \frac{12}{N_A} \text{g}$$

$$1\text{u.m.a} = \frac{1}{12} M(^{12}\text{C}) = \frac{1}{N_A} \text{g}$$

Dans ce système d'unités, une bonne approximation de la masse d'un atome comportant un noyau $^A_Z X_N$ est **A** u.m.a. (ex. $M(^{12}\text{C}) = 12$ u.m.a., $M(^{235}\text{U}) \approx 235$ u.m.a., ...).

I.5.b- L'électron-volt

L'électron-volt est l'énergie acquise par un électron accéléré par une différence de potentiel de 1 volt.

La variation de l'énergie cinétique de l'électron étant égale au produit de la charge de l'électron par la différence de potentiel, on trouve que :

$$1\text{eV} = 1 \times 1.6 \times 10^{-19} \text{Joule}$$

On utilise souvent des multiples de l'électron-volt :

- 1 keV = 10^3 eV
- 1 MeV = 10^6 eV
- 1 GeV = 10^9 eV

Lors du calcul du bilan d'énergie de masse Q , les masses sont souvent exprimées en u.m.a. alors qu'on cherche à exprimer Q en MeV. On peut montrer que :

$$\mathbf{1\text{ u.m.a} \times c^2 = 931.5\text{ MeV}}$$

I.6-Périodes et activités

1.6.1-La décroissance radioactive : une loi fondamentale

La loi de décroissance radioactive est une loi fondamentale de la radioactivité.

$$N(t) = N_0 \times e^{-\lambda t}$$

$N(t)$: Le nombre de noyaux fils présent au temps t .

N_0 : Le nombre de noyaux père présent à l'instant $t=0$.

λ : La constante radioactive de l'élément.

Quand un noyau émet une particule alpha ou un électron bêta, il se transforme : c'est ainsi que du radium devient du radon, du tritium de l'hélium ! De ce fait, le nombre d'atomes de l'espèce radioactive diminue inexorablement.

- λ est la **constante radioactive**, constante caractéristique du radioélément.
- **Période** = La demi-vie radioactive, notée $t_{1/2}$, d'un échantillon de noyaux radioactifs est égale à la durée au bout de laquelle la moitié des noyaux radioactifs initiaux se sont désintégrés.

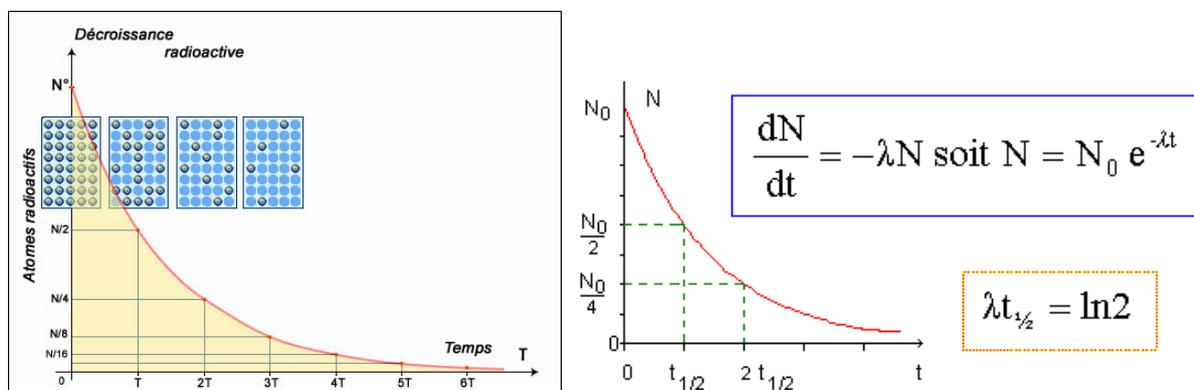


Fig. I. 4 : courbes de désintégration d'un radioélément.

1.6.2-Activité d'une source radioactive

- L'**activité** d'un échantillon de matière radioactive est définie par le nombre des désintégrations qui se produisent en son sein à chaque instant. Cette activité est une caractéristique primordiale de cet échantillon avec la nature des rayons émis. Elle représente sa " radioactivité de base ". Quand l'échantillon contient plusieurs

éléments, l'activité totale est la somme des activités de chaque élément. Elle est appelée également taux de désintégrations et taux de rayonnements émis.

- L'activité mesure aussi le **nombre de rayonnements émis** par seconde. Plus une substance est active, plus elle émet de rayons. L'activité alpha ou bêta est égale au nombre de rayons alpha ou bêta émis. L'activité gamma dépend du nombre moyen de gamma par désintégration.

$$A(t) = \frac{dN(t)}{dt} = -\lambda N_0 e^{-\lambda t} = -\lambda N(t)$$

Posons $A_0 = -\lambda N_0$, on aura :

$$A(t) = \frac{dN(t)}{dt} = -\lambda N_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\lambda t}$$

A_0 : activité initiale, λ : constante radioactive (jour^{-1}), t : temps en jour.

I.7- Diagrammes de désintégration

Le diagramme de la désintégration β^- :



est représenté ci-dessous.

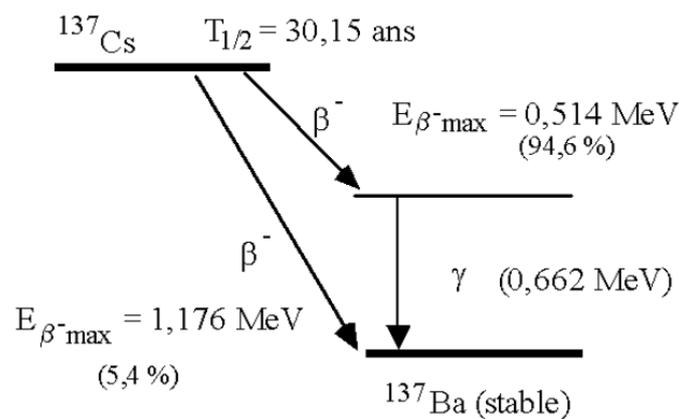


Fig. I. 5 : Schéma de désintégration du césium 137.

Le noyau de $^{137}_{55}\text{Cs}_{82}$ se désintègre :

- dans 94,6% des cas par émission β^- dans un état excité du $^{137}_{56}\text{Ba}_{81}$,
- dans 5,4% des cas par émission β^- dans l'état fondamental du $^{137}_{56}\text{Ba}_{81}$.

Dans le premier cas, le bilan Q d'énergie de masse est égal à 514 keV, cette énergie étant partagée sous forme d'énergie cinétique entre les trois produits de désintégration: $^{137}_{56}\text{Ba}_{81}^*$, e^- et neutrino. Le noyau de $^{137}_{56}\text{Ba}_{81}^*$ retourne à son fondamental en émettant un photon de 662 keV.

Dans le deuxième cas, le bilan Q d'énergie de masse est égal à 1175,63 keV, cette énergie étant partagée sous forme d'énergie cinétique entre les trois produits de désintégration : $^{137}_{56}\text{Ba}_{81}$, e^- et neutrino.

Chapitre II

Interactions rayonnements ionisants avec la matière

II.1-Introduction

Un rayonnement est une émission d'énergie à partir d'une source.

II.2-Classification des rayonnements

On classe les rayonnements en 3 catégories :

- A- Chargés.
- B- Neutres.
- C- Electromagnétiques.

A-Rayonnements Chargés :

1. Particules chargées légères :
 - β^- (e^- : électron)
 - β^+ (e^+ : positon)
2. Particules chargées lourdes :
 - Protons (P)
 - Particules α
3. Fragments lourds de fission : F1, F2 (ions lourds)

B-Rayonnements neutres

1. Anti-neutrinos
2. Neutrinos : ν
3. Neutrons : N

C-Rayonnements électromagnétiques :

1. Rayons X
2. Rayons γ

- Un rayonnement chargé ou électromagnétique est dit **ionisant** s'il est susceptible d'arracher des électrons à la matière: pour cela, l'énergie du rayonnement incident doit être supérieure à l'énergie de liaison des électrons.
- Les rayonnements non ionisants :
 - UV (Ultra Violets) proches du visible.
 - visible
 - IR (Infra Rouges)
 - Ondes hertziennes.
- L'interaction du rayonnement avec la matière est un transfert d'énergie du rayonnement incident au milieu traversé (électrons et noyau).
- Cette interaction dépend de :
 - la nature du rayonnement.
 - l'énergie de ce rayonnement.
 - la nature de la matière traversée.

II.A- Rayonnements chargés

II.A1- Interactions des particules chargées lourdes avec la matière

Protons, particules α , ions lourds ont des interactions à caractère obligatoire. Elles se font principalement avec:

- les électrons +++
- les noyaux.

II.A1.a- Interaction avec les électrons

- La particule incidente (PI) cède une partie de son énergie cinétique E_1 aux électrons du milieu \Rightarrow **excitation** ou **ionisation**.

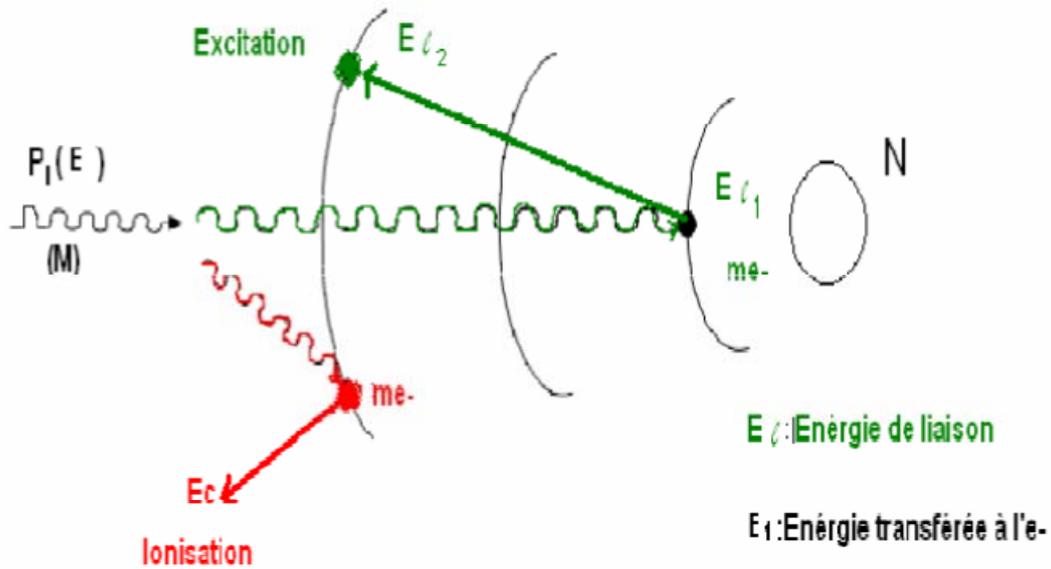


Fig. II. 1 : Interaction des particules chargées lourdes avec les électrons.

- **Ionisation** : l'électron atomique est arraché de sa couche et reçoit une énergie cinétique: E_c

$$E_c = E_1 - E_l$$

E_1 est l'énergie transférée à l'électron

L'atome est alors ionisé.

- **Excitation** : E_1 sert seulement à déplacer l'électron atomique d'une couche profonde vers une couche périphérique. L'atome est alors excité.
- $M(PI) \neq m_e \Rightarrow$ la trajectoire de PI est peu modifiée \approx rectiligne.
- Interactions multiples à faible transfert.

II.A1.b- Conséquences

- La perte d'énergie des particules chargées lourdes par excitation et ionisation s'exprime par :

TEL = Transfert d'**E**nergie **L**inéique. S'exprime en KeV/ μ m.

DLI : **D**ensité **L**inéique d'**I**onisation : Nombre de paires d'ions par Km.

Cette DLI augmente fortement en fin de parcours quand P_1 pénètre en profondeur et se ralentit.

II.A2- Interaction des particules chargées légères avec la matière

e^- surtout +++, positrons (e^+) ---

La matière est constituée d'atomes faits d'électrons et de noyaux.

II.A2.a- Interaction des e^- avec les noyaux

e^- entre en interaction avec le noyau

e^- champ coulombien du noyau

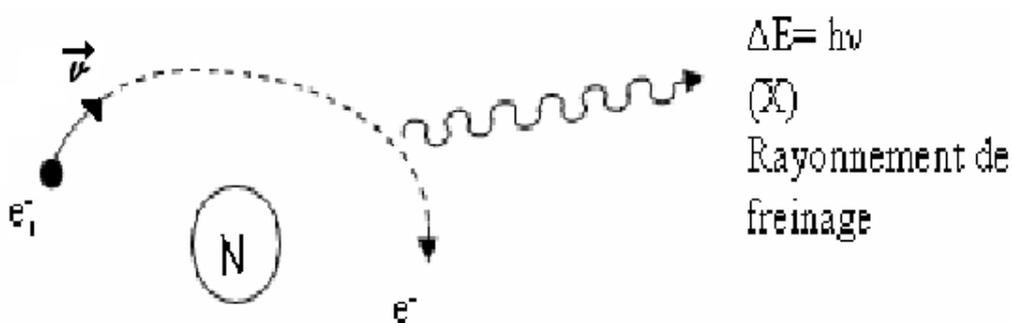


Fig. II. 2 : Interaction des particules chargées légères (électrons) avec les noyaux.

- Accélération importante de l'électron avec déviation et perte d'énergie cinétique de l'électron.
- L'électron rayonne de l'énergie sous forme d'un rayonnement X de freinage, à l'origine de production des rayons X dans le tube de Coolidge (Bremstrahlung).
- TEL $\approx 0,25\text{KeV/Km}$: eau

Pour des électrons de 5MeV : Parcours = 2cm.

II.A2.b- Interaction des e^- avec les électrons atomiques

- e^- incident entre en **collision** avec les e^- milieu \Rightarrow on aura soit **excitation** soit **ionisation**.
 - Collision : déviation par répulsion coulombienne
- \rightarrow Diffusion de l' e^- avec une perte d'énergie importante : Trajectoire en **ligne brisée**.



Fig. II. 3 : Interaction des particules chargées légères (électrons) avec les électrons de la matière.

II.B- Interaction des photons avec la matière : RX - R γ

II.B1. Généralités

RX - R γ sont des rayonnements indirectement ionisants.

→ **RX** : ont une double origine :

- * émis par freinage d'un faisceau d'électrons accélérés.
- * émis lors du retour à l'état fondamental d'un atome ($Z\uparrow$) excité (origine électronique).

→ **R γ** : * ont une origine nucléaire puisqu'ils sont émis par un noyau qui passe d'une transition d'un état excité → état stable.

* émis dans les accélérateurs de particules.

* Les rayonnements γ ont en général une énergie plus élevée que les rayonnements X.

- Mais les RX et R γ ont le même comportement vis-à-vis de la matière.
- Ces photons sont différents des particules chargées ($m = 0$, charge = 0).
- Leur comportement vis-à-vis la matière est différent de celui des particules chargées.



Fig. II. 4 : Interaction des photons avec les électrons de la matière.

- Cette interaction est aléatoire.

II.2.B2. Effet global

Les photons sont caractérisés par :

- leur fréquence : ν
- leur longueur d'onde : $\lambda = \frac{c}{\nu}$
- leur énergie : $E = h \times \nu$

a- Atténuation d'un faisceau γ (X) :

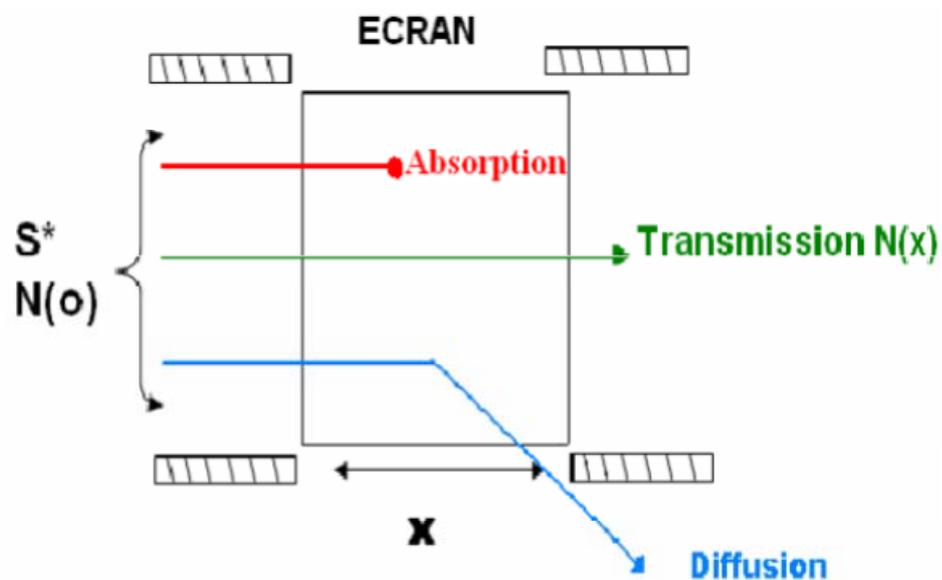


Fig. II. 5 : Atténuation d'un faisceau (RX ou R γ) traversant un écran d'épaisseur X.

- Le faisceau traverse un écran d'épaisseur x

Certains photons vont être **absorbés**, d'autres **diffusés** (changement de direction) et les autres **transmis**.

- Les photons (X ou γ) sont enlevés du faisceau incident par une seule interaction : absorption ou diffusion.

$$N(x) = N(0)e^{-\mu x} \quad (\text{Faisceau transmis})$$

- μ = probabilité d'interagir par, unité de longueur, d'un photon avec la matière.
- $N(0)$ = nombre de photons incidents.
- $N(x)$ = nombre de photons après traversée de l'écran (x).

- De même, si $I(0)$ = intensité du rayonnement à l'entrée de l'écran (x),

$$I(x) = I(0)e^{-\mu x}$$

- μ s'appelle également le coefficient d'atténuation linéaire total.
- μ s'exprime en cm^{-1} .
- μ est caractéristique de l'énergie du rayonnement et du matériau considéré.
- De même, la compacité du matériau est importante $\rightarrow \rho$: masse volumique ($\rho = m/v$)



- Le comportement est différent vis-à-vis du même faisceau de photons, d'où la notion du coefficient d'atténuation massique : μ/ρ
- Unité : $\mu/\rho : \text{cm}^{-1}/\text{g} \cdot \text{cm}^{-3} \rightarrow \mu/\rho : \text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$

b- Couche de demi atténuation = CDA++

- C'est l'épaisseur de matière traversée qui atténue de moitié l'intensité du rayonnement:

$$I_{\text{CDA}} = \frac{I_0}{2}$$

$$I(X_{\text{CDA}}) = I(0)e^{-\mu X_{\text{CDA}}} = \frac{I_0}{2}$$

$$X_{\text{CDA}} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0.693}{\mu} \rightarrow \text{cm}$$

- Ex : Pour un faisceau de rayonnement de 1.14MeV, la $X_{\text{CDA}} = 9.8$ mm pour le plomb.

c- Applications

- Le plomb est utilisé en médecine nucléaire, radiologie et radiothérapie pour la protection contre les rayonnements ionisants.
- Pour chaque type de rayonnement, on précise l'énergie et la CDA.

II.2.B3- Phénomènes élémentaires

Un faisceau de photons peut interagir avec :

➤ *Les électrons* :

- Diffusion simple (Thomson Rayleigh)
- Effet compton +++
- Effet photo-électrique +++.

➤ *le noyau* :

- Matérialisation +++
- Réactions photo nucléaires.

Les principales interactions sont :

- L'effet photo-électrique.
- L'effet compton.
- La matérialisation

II.2.B3.1- Effet photo-électrique : +++

En physique, l'**effet photoélectrique** (EPE) désigne en premier lieu l'émission d'électrons par un matériau soumis à l'action de la lumière. Par extension, il regroupe parfois l'ensemble des phénomènes électriques d'un matériau provoqués par l'action de la lumière. On distinguera alors deux effets : des électrons sont éjectés du matériau (émission photoélectrique) et une modification de la conductivité du matériau (photoconductivité, effet photovoltaïque lorsqu'il est en œuvre au sein d'une cellule photovoltaïque, effet photo-électrochimique, effet photo-résistif).

Lorsque l'EPE se manifeste, toute l'énergie du photon incident se transmet à l'électron périphérique. Une quantité d'énergie minimale est nécessaire pour extraire l'électron de

l'atome, l'énergie excédentaire est transmise à l'électron sous forme d'énergie cinétique. Une absorption partielle est caractérisée par la diffusion Compton.

II.2.B3.1.1- Phénomène primaire

e^- lié.

Photon disparaît.

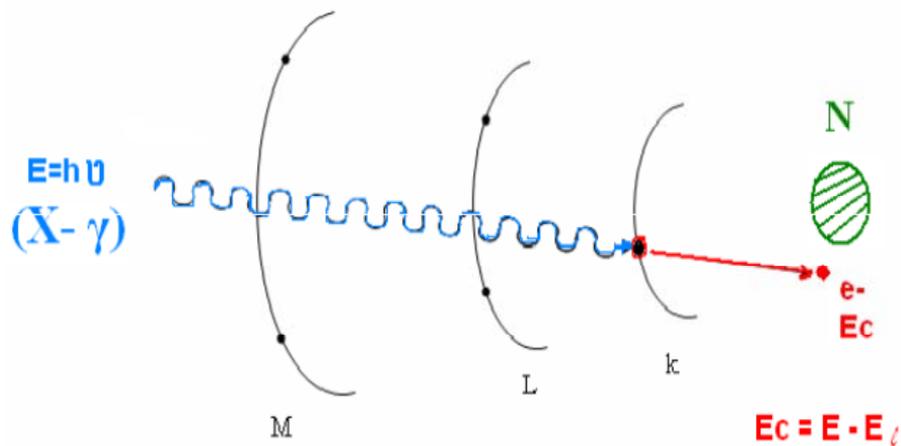


Fig. II. 6 : L'effet photo-électrique d'un faisceau (RX ou R γ).

E_l = énergie de liaison

L'énergie $E = h\nu$ du photon sert à :

- Extraire l'électron de sa couche.
- Communiquer à l'électron une E_c .

▪ Conditions :

- $E > E_l$
- l'électron est **lié** (couche K+++, couche L++, couche M+..).

II.2.B3.1.2- Phénomènes secondaires

- Ionisations/ excitations des atomes du milieu.
- Réorganisation du cortège électronique avec émission de :
 - rayonnement de fluorescence $X(Z\uparrow\uparrow)$
 - e^- Auger.

* Probabilité d'interaction par effet photo-électrique : μ_{Φ}

• μ_{Φ} dépend :

- de l'énergie du photon : E

- de la cible : Z (écran).

$$\mu_{\Phi} = C_K \times \rho \times \frac{Z^3}{E^3}$$

- μ_{Φ} augmente avec Z.
- μ_{Φ} diminue avec E.
- ρ = masse volumique.
- C_K = constante caractéristique de la couche K.

L'effet photo-électrique Φ prédomine :

- jusqu'à une énergie $E = 0,5\text{MeV}$

($E \leq 0,5\text{MeV}$).

- Z élevé : noyaux lourds.

Application : Utilisation du plomb en radioprotection car :

- Les énergies utilisées en diagnostic médical sont en général $\leq 0,5\text{MeV}$.
- Le plomb possède un Z très élevé.

II.2.B3.2-Effet Compton

En physique, la **diffusion Compton** (aussi appelée **Effet Compton**) est une diffusion élastique reposant sur la conservation de l'énergie cinétique globale du système étudié. Ce phénomène est observé lorsqu'un photon incident entre en collision avec un électron libre d'un atome. Au cours de ce processus, l'électron est éjecté de l'atome, qui est donc ionisé tandis qu'un photon est diffusé. Arthur Compton a, en 1923, observé l'allongement de la longueur d'onde du photon dans cette diffusion, effet auquel on a attribué son nom : l'**effet Compton**.

L'expérience de Compton devint l'ultime observation qui convainquit la plupart des physiciens que la lumière peut se comporter comme un faisceau de particules dont l'énergie est proportionnelle à la fréquence (ou inversement à la longueur d'onde). Cet effet est important en physique car il a démontré que la lumière ne peut pas être uniquement décrite comme une onde.

- Description : c'est une interaction entre un photon $h\nu$ et un **électron libre ou lié**.
- L'électron est projeté selon un angle φ et le photon est dévié selon un angle θ ($0 < \theta < \pi$).

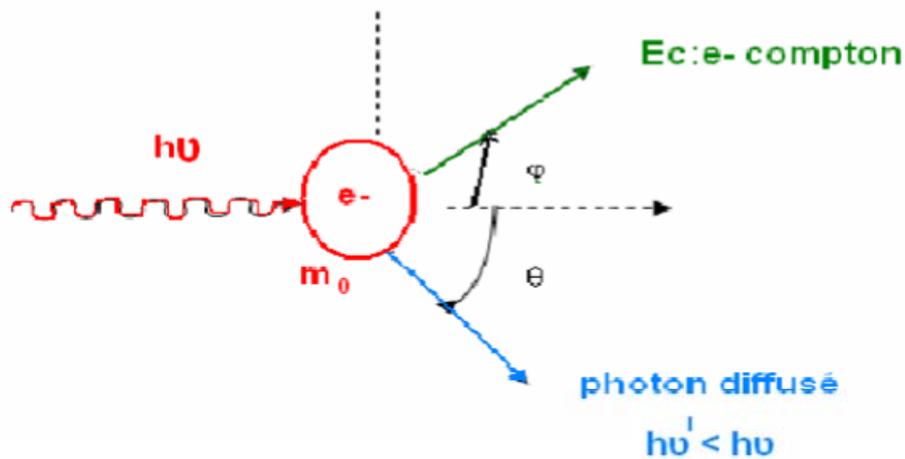


Fig. II. 7 : L'effet Compton d'un faisceau (RX ou Rγ).

- m_0 = masse de l'électron au repos.
- $0 \leq \varphi \leq 90$
- $0 \leq \theta \leq 180$

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu(1 - \cos \theta)}{m_0 c^2}}$$

$$E_{C(e^-)} = h\nu - h\nu'$$

$$E_{C(e^-)} = h\nu - \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu(1 - \cos \theta)}{m_0 c^2}}$$

$$L'electron\ compton\ (E_C) \rightarrow \begin{cases} Excitation\ +\ +\ + \\ Ionisation \end{cases}$$

❖ cas extrêmes :

a) choc tangentiel : $h\nu = h\nu' \Rightarrow E_{C(e^-)} = 0$

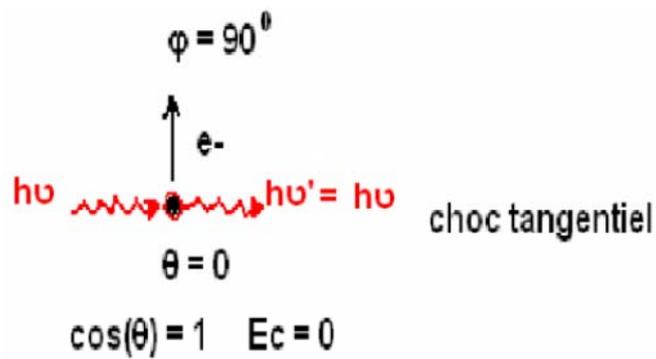


Fig. II. 8 : L'effet Compton d'un faisceau (RX ou Rγ) : choc tangentiel.

b) Rétrodiffusion :

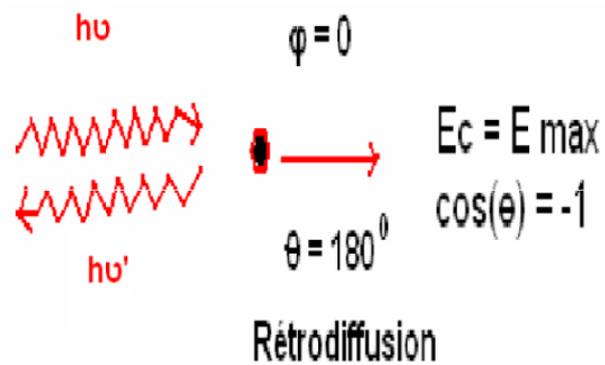


Fig. II. 9 : L'effet Compton d'un faisceau (RX ou Rγ) : choc avec rétrodiffusion.

- Probabilité d'atténuation par effet Compton: (1MeV)+++

$$\mu_c = \frac{Z}{h\mu}$$

Formule valable si $E < 0.5\text{MeV}$ (Z léger +/-)

$$\mu_c/\rho : \begin{cases} \text{Indépendant de Z} \\ \downarrow \text{Lentement quand E} \uparrow \end{cases}$$

Aux énergies utilisées en médecine ($E < 0,5 \text{ MeV}$), l'effet Compton existe, mais il reste peu probable lorsque Z est élevé.

II.2.B3.3- Effet de création de paires = matérialisation

Le mécanisme est possible si : $h\nu > 2 \times 0.511\text{MeV}$

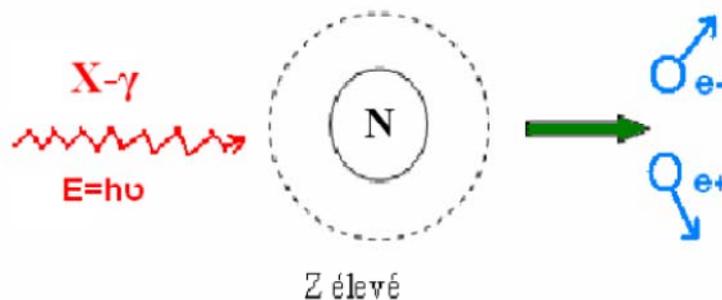


Fig. II. 10 : L'effet de création de paires (matérialisation).

- avec **disparition du photon**.
- $E - 1.022\text{Mev} = E_{C_{e^+}} + E_{C_{e^-}}$

➤ Conséquences :

- L'e⁻ perd son E_c par excitation/ionisation.
- L'e⁺ s'annihile en rencontrant un e⁻ libre de la matière.

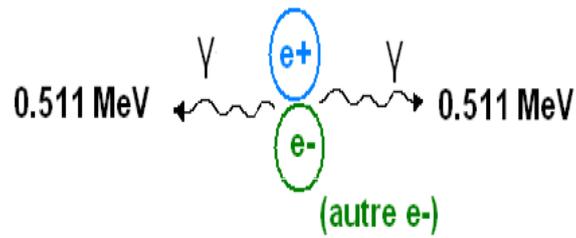


Fig. II. 11 : L'effet d'annihilation des positrons.

➤ Probabilité d'interaction par production de paire : μ_P

$\mu_P = 0$ lorsque $E < 1,022 \text{ MeV}$

μ_P : - croit avec Z .

- croit lentement avec $h\nu$.

II.2.B3.4- Coefficient d'atténuation total

1. coefficient d'atténuation linéaire:

$$\mu_{(\text{cm}^{-1})} = \mu_{\Phi} + \mu_C + \mu_P$$

2. coefficient d'atténuation massique : μ/ρ

$$\mu/\rho = \mu_{\Phi}/\rho + \mu_C/\rho + \mu_P/\rho$$

La variation de μ/ρ en fonction de Z est moins grande que μ .

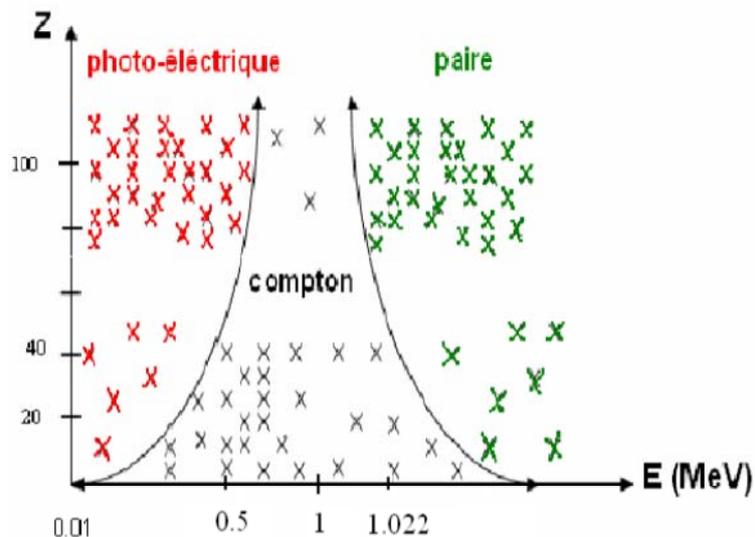


Fig. II. 12 : Probabilité de l'un des effets en fonction de Z .

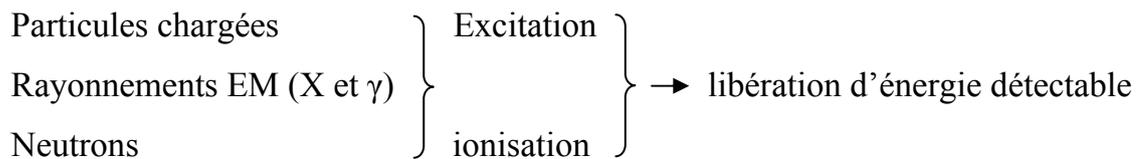
Chapitre III

Détection des rayonnements ionisants

III.1- Généralités sur la détection

Aucun de nos sens n'est sensible aux rayonnements ionisants (RI) émis par une source, mais on peut déceler une irradiation en *exploitant* le résultat des interactions des RI avec la matière: ionisations et excitations. Cet effet est produit par perte de l'énergie E. L'apparition et l'observation de cet effet constitue le *principe de la détection*.

La détection se base donc sur :



III.2- Définition d'un détecteur

- Un détecteur est un instrument qui mesure une des grandeurs qui caractérisent une particule.
- Le détecteur est donc un capteur de RI ou a lieu *les interactions* RI avec la matière. On obtient ainsi un signal d'information renseignant sur :
 - ✓ l'énergie, la date, la durée de l'interaction.
 - ✓ la position ou l'intensité de l'interaction
 - ✓ Nature ou la vitesse de la particule.
- Le rayonnement ionisant (RI) interagit et cède une partie ou toute l'énergie E
- Le détecteurs convertit cette énergie E "invisible" de RI en signal mesurable
- Pour ce cours, on considérera seulement les particules qui proviennent directement ou indirectement de phénomènes nucléaires, le domaine des énergies considérées est donc limité.

- La détection d'une particule est un phénomène complexe, par conséquent plusieurs questions doivent être posées :
 - Une particule est-elle présente?
 - Quelle est son énergie, sa quantité de mouvement?
 - Dans quelle direction est-elle émise?
 - Quelles est sa nature?
 - Quelles sont sa masse, sa charge, son spin, . . .
 - ...?

⇒ Il n'existe pas de détecteur "universel" qui peut répondre à toutes ses questions.

III.3- Mode de fonctionnement

Quel que soit le mode de fonctionnement d'un détecteur et donc le principe sur lequel s'appuie la détection des rayonnements ionisants RI, il est toujours constitué des mêmes éléments pour tout type de détecteurs:

- un capteur au niveau duquel le rayonnement interagit avec la matière ;
- un système d'amplification qui met en forme et amplifie le signal produit par la sonde ;
- éventuellement un système de traitement du signal ;
- un système d'affichage qui indique :
 1. un flux de particules : le compteur ;
 2. l'énergie des particules : le spectromètre ;
 3. la dose absorbée ou le débit de dose absorbée : le dosimètre ou le débitmètre.



Affichage :

- flux de particules : compteur;
- énergie des particules : spectromètre;
- dose absorbée (D), débit de dose absorbée: dosimètre ou débitmètre.

Il y a une distinction entre:

- Détecter la présence de RI: qui est simple
- Effectuer la mesure d'une grandeur de ces RI: qui est complexe
 - Dénombrement
 - Energie du RI
 - Dose absorbée: D ou Débit de Dose absorbée...
 - Actuellement la plupart des dispositifs sont à la fois des détecteurs et des appareils de mesure.

III.4- Classification des détecteurs

La détection des particules nucléaires est obtenue par :

- visualisation.
 - Détection de signaux électriques (enregistrement d'un signal électrique: courants).
 - Détection de photons peu énergétiques (enregistrement d'un signal EM: visible)
- i. Visualisation
- a) chambre de *Wilson* (gaz comprimé)
 - b) chambre à bulles (liquide détendu)
- ii. enregistrement d'un signal électrique
- Compteur *Geiger-Müller (GM)* (ionisation gaz / liquide).+++
 - Compteurs proportionnels: détecteurs mettant en jeu l'ionisation des gaz/liquides. +++
 - Détecteurs utilisant le noircissement des films photographiques.
 - Détecteurs à semi- conducteurs: photons X et $\gamma \rightarrow$ courant. +++
 - Détecteurs thermoluminescents (fluorescence retardée).
 - Chambre à fils (particules chargées en mouvement).
 - Photomultiplicateur : photons \rightarrow électrons. ++
 - Détecteurs photoluminescents.+
 - Autres:
 - Dosimètres par résonance paramagnétique électronique

- Dosimètres chimiques
- Appareils mettant en jeu les méthodes calorimétriques...

iii. Enregistrement d'un signal EM

- Détecteurs à scintillations (scintillateurs): gamma camera. ++
 - particules chargées → photons X et γ → photons lumineux.
 - photons X et γ → photons lumineux.

III.5- Caractéristiques d'un détecteur

Les paramètres généraux qui caractérisent un détecteur sont:

- *Efficacité de détection*
- *Temps mort*
- *Mouvement propre*
- *Résolution en énergie*
- *Caractéristiques géométriques*

a. ***Efficacité de détection (E.D)***: Elle dépend de la nature et de l'énergie E des RI

$$E.D = \frac{\text{Nombres de particules détectées}}{\text{Nombres de particules reçues par le détecteur}}$$

b. ***Le temps mort τ*** : Plus petit intervalle de temps qui sépare deux informations pour être comptées individuellement par le système.

Si τ court → taux de comptage (TC) ↗↗

c. ***Résolution en énergie*** :

Caractérise la qualité du détecteur à séparer 2 énergies proches.

d. ***Mouvement propre (M.P)*** :

- Il correspond au T.C (taux de comptage) enregistré en l'absence de toute source de RI.

- L'origine du MP est:
 - Le Bruit de Fond naturel:
 - radioactivité ambiante
 - rayonnements cosmiques.
 - La radioactivité propre des matériaux et le bruit de l'électronique associée

e. **Caractéristiques géométriques:** elles définissent :

- la forme du détecteur,
- l'importance de sa surface sensible et sa directivité.

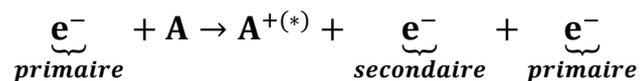
III.6- Détecteurs mettant en jeu l'ionisation des gaz (Geiger Muller, Détecteurs proportionnels)

III.6.1- Mécanisme

▪ **Ionisation primaire:** $A \rightarrow A^{+(*)} + e^-$

▪ **Ionisation secondaire:**

➤ *Gaz rares ou de faible affinité pour les électrons*



➤ *Gaz de forte affinité pour les électrons*



▪ **Recombinaisons :** $A^+ + e^- \rightarrow A^{(*)}$

▪ **Désexcitation des espèces formées :** $(A^*, A^{+(*)}, A^{-(*)})$

▪ **Application d'un champ électrique** → accélération particules chargées

○ Création de courant électrique

○ Accélération particule $a = \frac{qE}{m}$

- ✓ Particules lourdes → accélération plus faible
- ✓ Difficile de récupérer des ions lourds sur électrodes
- Récupération des électrons (légers) sur électrodes
 - ✓ Mesure du courant électrique correspondant
- Utilisation de gaz rares (ou de faibles affinité électronique)
 - ✓ Limitation formation d'ions lourds négatifs

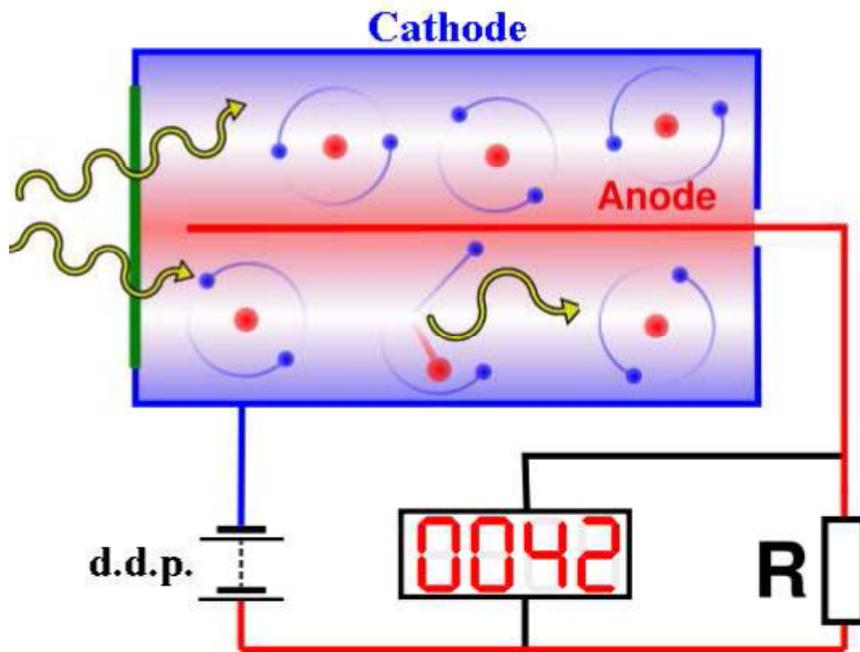


Fig. III. 1 : Détecteurs mettant en jeu l'ionisation des gaz.

- ❖ Normalement, en l'absence de tout RI, " la différence de potentiel (d. d. p) appliquée, aucun courant ne traverse la chambre.
- ❖ Mais si une particule ionisante pénètre dans l'enceinte :

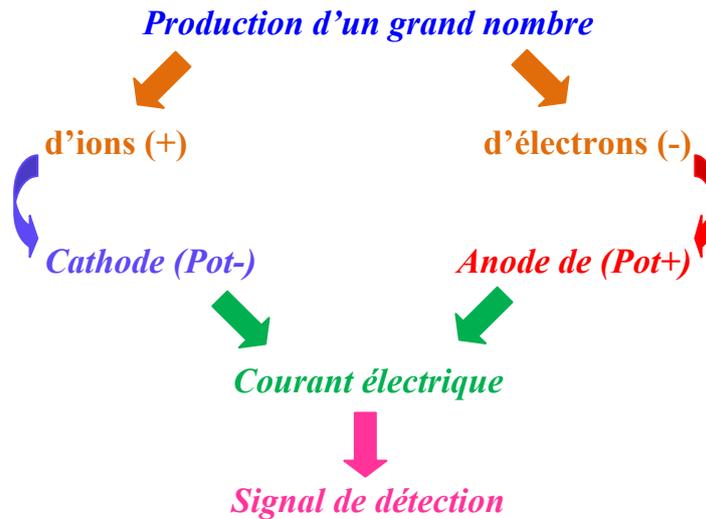


Fig. III. 2 : Principe de fonctionnement d'un détecteur à gaz.

On distingue 5 régions:

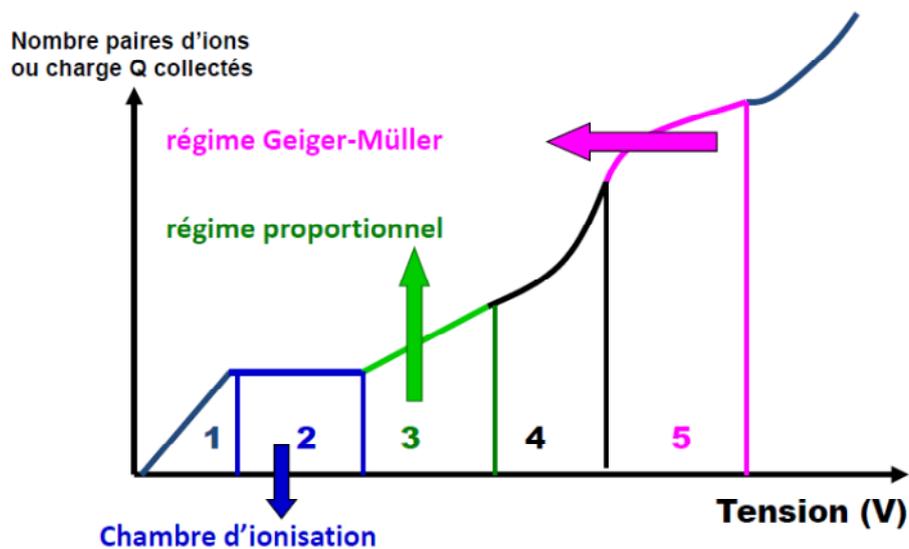


Fig. III. 3 : Les différentes régions d'un détecteur à gaz.

Les 5 régions des détecteurs à gaz sont :

1- Régime de recombinaison (Pas d'intérêt : N augmente avec la tension U)

- V petite ddp < 100V, champ électrique faible:
- électrons et ions se recombinent tous avant d'atteindre les électrodes.

- de moins en moins de recombinaisons, de plus en plus de particules collectées aux électrodes.

2- Régime d'ionisation primaire :(Chambre d'ionisation)

- $100 < d.d.p < 300V$: recombinaison des ions est nulle car ils sont tous collectés.
- Le nombre d'é collectés $N = k$ (k nombre d'ionisations primaires) est fonction de l'énergie des particules ionisantes (RI), donc l'amplitude de l'impulsion dépend de l'énergie E de la particule.
- Toutes les particules (ions et électrons) formées par ionisation primaire sont collectées : chambre d'ionisation.
- Sensibilité insuffisante pour détecter un très petit nombre d'ionisations.
- Ne peut fonctionner en compteur de particules, mais utilisé en spectrométrie.
- Les appareils fonctionnant dans cette région se dénomment chambres d'ionisation type "Babyline", leur rôle est le dénombrement des particules et la mesure de leur énergie.



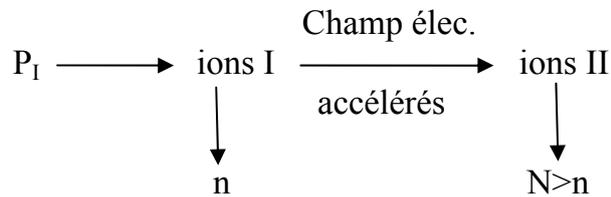
Fig. III. 4 : Chambres d'ionisation type "Babyline".

3- régime proportionnel : (Compteur proportionnel)

Les ionisations secondaires deviennent possibles

La tension varie entre $300 < d.d.p < 1000 V$: L'ionisation primaire provoque la formation de n électrons et n ions. Ces derniers accélérés par le champ électrique

donnent à leur tour des ionisations secondaires aboutissant ainsi à une amplification de l'ordre de 10^5 .



Le nombre d'électrons collectés $N = k.n$ (n : nombre d'ionisations), est fonction de l'énergie des particules et la tension accélératrice V .

La particule ionisante donne une impulsion électrique d'amplitude détectable liée à l'énergie de la particule.

Le compteur proportionnel détecte:

- des rayonnements R_X et R_γ de faible énergie
- des particules : α et β en cas de contamination.

4- Régime de proportionnalité limite

- Les ions formés forment un écran autour de l'anode
- 1000 V, $k : f(n)$ dépend de V et des ions I.
- Zone de semi-proportionnalité: aucun détecteur dans cette zone.

5- Régime Geiger-Müller: GM

- $300 < d.d.p < 1000 V$
- Un **compteur Geiger**, aussi appelé **compteur Geiger-Müller**, tube Geiger-Müller ou compteur GM, est un instrument de mesure. Il permet de détecter certains rayonnements ionisants et donc de déceler la radioactivité.

Cet appareil porte le nom de son inventeur **Hans Geiger**, un physicien allemand du début du XXe siècle. Hans Geiger a imaginé le principe de fonctionnement de cet appareil vers 1913 et l'a mis au point avec **Walther Müller** en 1928.

▪ *Le principe*

- ✓ Chaque ionisation initiale déclenche des ionisations secondaires en avalanche dans tout l'espace entre les électrodes.

Ionisation primaire \longrightarrow avalanche électronique \longrightarrow amplification ($\sim 10^{10}$)

Avalanche d'ions multipliés en chaîne :

$$n \text{ électrons primaires} \rightarrow N \text{ e}^- \text{ secondaires} \rightarrow N = k \cdot n$$

n électrons primaires \rightarrow saturation \rightarrow comptage

Du fait de cette cascade, c'est un détecteur qui fonctionne en permanence en saturation. L'appareil est sensible au plus petit événement, mais le temps mort est assez important, de l'ordre de 200 microsecondes, et le détecteur sature à partir de quelques centaines de coups par seconde; si le flux est plus important, des particules traversent le compteur sans être détectées.

Charge Q: indépendante l'ionisation primaire

- ✓ Le compteur GM:

- ne peut *discriminer* les particules selon leurs énergies,

Le facteur d'amplification est tel que toutes les impulsions sont à la hauteur maximale, il n'est pas possible de distinguer les différents types de particules.

- il ne permet donc que leur dénombrement

- ✓ Le temps de collection des charges : élevé.

- ✓ Compteur de particules.

- Le temps mort également (inertie du système électronique d'amplification et d'enregistrement.
- GM utilisé vers 1948: comptage du $R\gamma$ point par point
- Détecte l'activité en chaque point de l'image de l'émission de $R\gamma$.
- Pratique, efficace, mesure des β et γ et parfois des α .

Détecteurs	Particules détectées	t.m : μs	t.c : i/s
Chambre d'ionisation	$\alpha - \beta - X - \gamma$	1-10	$10^4 - 10^5$
Compteur proportionnel	$\alpha - \beta - X - \gamma$	1-10	$10^4 - 10^5$
Compteur GM	$\beta - X - \gamma$	100	10^3

Tab. III. 1 : Principales caractéristiques des détecteurs à ionisation.

III.7- Compteurs à scintillations

1. Mécanisme

- ✓ Scintillation : les rayonnements ionisants excitent les atomes du matériau qui se désexcitent en émettant des photons.
- ✓ Effet photoélectrique : un photon arrache un électron de la photocathode.
- ✓ Multiplication des électrons puis recueil du signal électrique.
 - Utilisent les propriétés de certaines substances d'émettre de la lumière visible sous l'action des R.I
 - Cette émission correspond à la désexcitation des molécules du scintillateur consécutives aux ionisations et excitations provoquées par le passage d'un rayonnement ionisant.

2. Composition d'un détecteur à scintillation

Un détecteur à scintillation se compose :

- ✓ d'un collimateur
- ✓ d'un Scintillateur
- ✓ d'un photomultiplicateur couplé au scintillateur
- ✓ et d'électronique associée

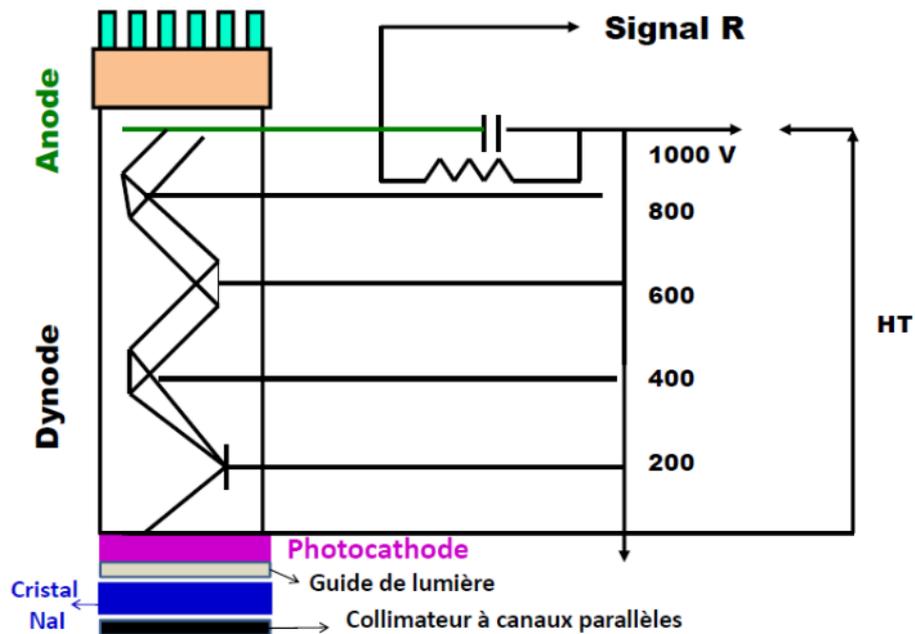


Fig. III. 5 : Constitution d'un détecteur à scintillation.

-Le collimateur: (Plomb ou Tungstène) :

- localise la distribution du radiotraceur dans l'organisme
- ne laisse passer que les photons arrivant à la surface de la camera

-Le Scintillateur : Cristal scintillateur dont le rôle est :

- d'arrêter les Rayons γ incidents et de convertir l'énergie déposée par ces photons γ en scintillations lumineuses (photons visibles=photons de fluorescence ou UV),
- d'où: le terme de scintigraphie, qui désigne un examen réalisé avec une gamma camera à scintillations.
- Le cristal utilisé d'Iodure de Sodium NaI (dopé au Thallium Tl) présentant un bon rendement lumineux.

3. Caractéristiques d'un scintillateur

Rendement lumineux : nombre de photons de fluorescence émis par unité d'énergie des radiations incidentes.

Durée de scintillations τ : doit être la plus courte possible pour limiter les temps morts. (temps mort : durée minimale pour qu'un autre rayonnement soit détecté.)

4. Différents types de scintillateurs

❖ Il existe différents types de scintillateurs :

✓ Scintillateurs solides à cristaux minéraux

Cristal dopé par impuretés (NaI dopé au thalium Tl avec $\lambda=410$ nm, particules α , β , protons

ZnS ou CdS dopé à l'argent Ag, particules γ : rendement lumineux stable)

✓ Scintillateurs solides à cristaux organiques

Molécule organique (anthracène, naphthalène, stilbène), particules β , neutrons ($\tau \sim 10^{-9}$ s)

Rendement lumineux faibles et non stable à haute énergie, peu utilisés en médecine.

✓ Scintillateurs liquides

Molécules organiques en solution, possibilité de dissoudre de l'échantillon radioactif dans le solvant, utilisé en biologie, particules β , neutrons ($\tau \sim 10^{-9}$ s)

✓ Scintillateurs à gaz (gaz rares) → très bon rendement.

Même principe que les scintillateurs solides. Rendement faible mais stable, utilisés surtout en spectrométrie.

❖ Leur efficacité est bien meilleure que le compteur Geiger-Müller (GM).

❖ Ils mesurent des taux très faibles de radioactivité.

5. La détection des photons

❖ La détection des photons est faite par :

1- Photomultiplicateur (PM)

2- Ou Camera CCD (Charge Coupled Device)

1. Détection des RI par Photomultiplicateur

❖ Les tubes de photomultiplicateur TPM Transforment par effet photoélectrique ou Compton des photons en électrons → photoélectrons

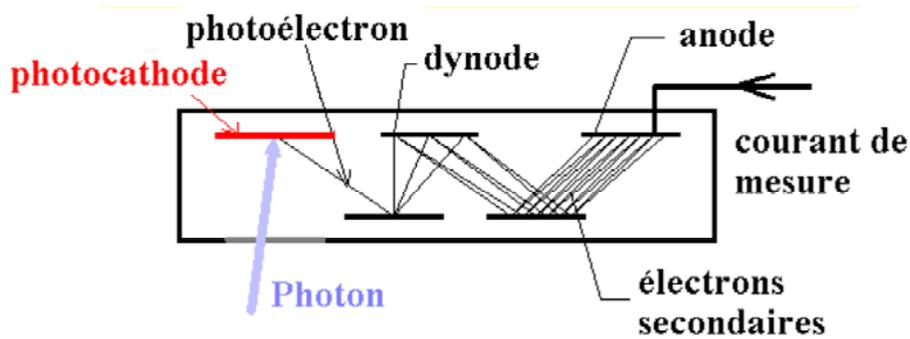


Fig. III. 6 : Principe de fonctionnement d'un photomultiplicateur.

- 1-Le photon arrache un électron de la photocathode appelé photoélectron
- 2 – Ce photoélectron accéléré arrache plusieurs électrons sur la dynode 1
- 3 – Ces électrons sont accélérés par les d. d. p. entre dynodes
- 4 – L'anode collecte l'ensemble de ces électrons donnant ainsi naissance à un courant électrique → courant de mesure.

Rôle: Les TPM Convertirent le signal lumineux issu du cristal en signal électrique mesurable. Ils possèdent un facteur d'amplification d'environ 10^6 . ils comprennent:

- 1) Photocathode (-): transforme les photons lumineux en électrons (photoélectrons).
- 2) multiplicateur d'électrons: dynodes:
- 3) Anode (+): recueille les électrons issus et les transforme en impulsions.

❖ Circuit électronique de positionnement : il comprend

- Une alimentation H.T
- Un préamplificateur
- Un amplificateur d'amplitude monocanal
- Un analyseur multicanaux et un dispositif de comptage.

Rôle: Signaux électriques issus des TPM sont traités par un circuit de positionnement, ce qui permet de déterminer la position de la scintillation lumineuse, et de l'interaction entre le Rayonnement γ et le cristal.

2. Détection des RI par la gamma camera

- Appelée également La caméra CCD (Charge Coupled Device)
- L'interaction des RI (photons γ) avec le cristal scintillant (NaI dopé au thallium Tl) du détecteur, il cède principalement son énergie sous forme d'ionisations ou d'excitations.
- Ce cristal est capable d'émettre un rayonnement de fluorescence
- Le photon incident peut être :
 - ✓ partiellement absorbé: la perte d'énergie s'accompagne d'une déviation du photon (diffusion Compton)
 - ✓ totalement absorbé (effet photo-électrique).

b.1- Principe de fonctionnement d'une gamma camera

b.1.1-Définition : Conversion d'un signal lumineux en un signal électrique.

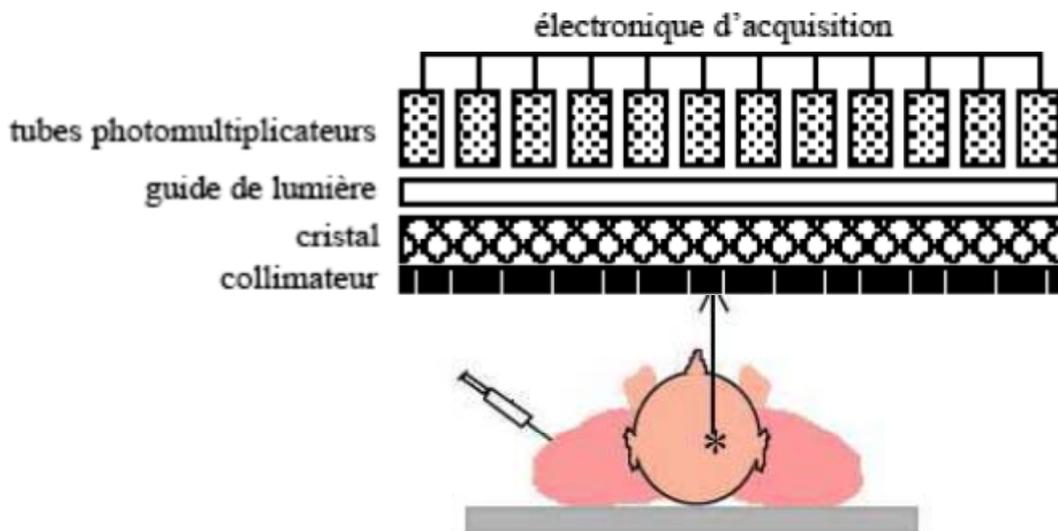


Fig. III. 7 : Principe de fonctionnement d'une gamma caméra.

Ce type de détecteur est utilisé pour :

- ✓ le dénombrement
- ✓ la spectrométrie

- ✓ la mesure de débit de dose absorbée

b.1.2-Fonctionnement

La caméra est une matrice de pixels. Chaque pixel = un semi-conducteur en sandwich dans un condensateur électrique. Un photon incident crée une paire é/trou. Polarisé en inverse, le SC stocke les photoélectrons. Polarisé en direct, le SC restitue l'information.

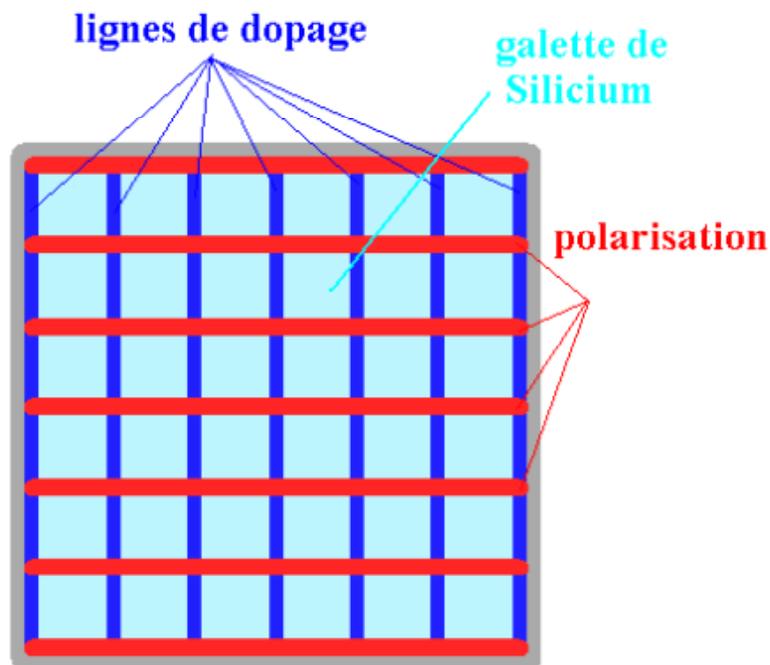


Fig. III. 8 : Composition d'un gamma caméra.

Appareils anciens:

- Compteur corps entier et Scintigraphie à balayage
- Gamma-Camera simple a une tête réalisant des images planaires

Appareils Actuellement:

- Tomo-Gamma-Camera : SPECT: a une tête, 2 +++ ou 3 têtes.
- Tomo-Gamma-Camera couplée au scanner: SPECT-CT
- Tomo-Gamma-Camera à positons couplée au scanner: TEP-CT ou PET-CT

Chapitre IV

Principes fondamentaux de la radioprotection

IV.1- Définition

La radioprotection est l'ensemble des mesures prises pour assurer la protection de l'homme et de son environnement contre les effets néfastes des rayonnements ionisants. Le but de la radioprotection est donc d'empêcher ou de réduire les risques liés ces rayonnements ionisants.

La CIPR (Commission Internationale de Protection Radiologique) a établi un système de protection contre les effets des rayonnements ionisants beaucoup plus complet que ceux adoptés pour les autres nuisances physiques ou chimiques qui ne prennent pas en compte les effets stochastiques. Ce système repose sur les *principes fondamentaux* suivants :

1. Justification des pratiques utilisant les rayonnements ionisants;
2. Optimisation de la radioprotection;
3. Limitation des expositions individuelles.

Pour appliquer ces principes, la radioprotection met en œuvre des moyens réglementaires et techniques spécifiquement adaptés à trois catégories de population : *le public, les patients et les travailleurs*.

L'Autorité de sûreté nucléaire élabore la réglementation et effectue en permanence, au nom de l'État, des contrôles de la bonne application du système de radioprotection.

IV.2- Les principes fondamentaux de radioprotection

Les trois principes fondamentaux de la radioprotection, liés à la source et quelle que soit la situation, sont :

IV.2.1- La justification des pratiques

Toute activité humaine susceptible d'entraîner une exposition de l'homme aux rayonnements ionisants doit être justifiée par les avantages qu'elle procure : ses bénéfices doivent être supérieurs à ses inconvénients.

Les sources de rayonnements ionisants ne doivent pas être utilisées s'il existe d'autres alternatives (par exemple, pas de radiographie si des résultats similaires sont obtenus avec une échographie); de plus, les sources radioactives sont maintenant strictement interdites dans les produits de la vie courante (mais certains anciens détecteurs de fumée, certains anciens paratonnerres, ... peuvent en contenir). Dans le cas des analyses médicales, c'est au médecin de faire la balance entre le bénéfice et le risque, le bénéfice que le patient retire de l'examen doit être supérieur au risque radiologique;

Les autorités compétentes nationales interdisent certaines opérations présentant des risques d'exposition élevés ou, au contraire, en autorisent d'autres, entraînant des expositions négligeables. En France, par exemple, la commercialisation de jouets contenant des substances radioactives et la fabrication de paratonnerres contenant une petite quantité de radium ou d'américium sont interdites. Par contre, la fabrication de montres à cadrans lumineux faiblement radioactives et les vols commerciaux à haute altitude exposant aux rayonnements cosmiques sont autorisés.

Pour les usages médicaux ou scientifiques, les médecins ou les chercheurs doivent faire le bilan entre le bénéfice et le risque éventuel et choisir les techniques qui, à efficacité égale, comportent le risque le plus faible. Il est conseillé, par exemple, de remplacer les examens radiologiques chez la femme enceinte par les explorations échographiques, d'éviter les examens radiologiques superflus et de n'effectuer à titre préventif que des examens médicalement ou épidémiologiquement justifiés.

IV.2.2- L'optimisation de la protection

Le second principe vise la recherche de l'exposition minimum nécessaire, il correspond au principe « ALARA » (As Low As Reasonably Achievable). Ce principe implique que l'exposition des individus et des populations soit maintenue au niveau le plus bas que l'on puisse raisonnablement atteindre, compte tenu des facteurs

économiques et sociaux. Il vise à réduire au maximum les doses reçues par les individus en agissant au niveau de la source. Inspiré d'une attitude de précaution, le principe d'optimisation suppose une gestion du risque envisagée comme la recherche de l'acceptable à un moment donné dans un contexte donné. Il a une portée générale: il doit s'appliquer à l'exposition médicale, à l'exposition professionnelle et aux expositions du public dans toutes les activités radiologiques et nucléaires.

Il découle du fait, d'une part, qu'une diminution de l'exposition coûte d'autant plus cher qu'elle est plus petite, d'autre part, qu'une réduction du risque à zéro pour une population entraîne généralement un transfert de risque, éthiquement inacceptable, vers une autre population.

En général, il existe de nombreuses solutions aux problèmes de radioprotection; il convient après les avoir recensées et classées, de choisir celle qui paraît la meilleure en tenant compte des contraintes techniques et des coûts financiers.

Les techniques permettant de juger, en fonction de ce qui est raisonnable, de la nécessité de réduire davantage les expositions sont très diverses. Elles comprennent, par exemple, des aides formelles à la décision (analyses coût-bénéfice, fonctions d'utilité, méthodes multicritères, etc.). Le plus souvent, cependant, la décision qui apparaît comme un compromis entre des exigences contradictoires, se fonde sur de simples pratiques de bon sens. Dans la plupart des activités de routine, l'optimisation ne doit pas faire intervenir de calculs complexes. Chercher à réduire une exposition déjà très faible est vraisemblablement excessif et par conséquent inapproprié.

En vertu du principe d'optimisation, les doses reçues doivent être limitées au niveau le plus bas possible. Les doses reçues, par exemple, par les travailleurs de l'industrie nucléaire en France sont d'environ 2 mSv (milli Sievert) par an, alors que la limite réglementaire est de 50 mSv par an.

L'application du principe d'optimisation implique une démarche d'anticipation et de préparation des interventions pour maîtriser au mieux leur déroulement et réduire les expositions qui en découlent. Elle suppose une politique de formation, de concertation, d'incitation et de sensibilisation à la radioprotection et de responsabilisation des intervenants. Elle a conduit au développement de la dosimétrie opérationnelle

permettant de connaître en temps réel le débit de dose et la dose équivalente intégrée des travailleurs.

IV.2.3- Limitation des doses individuelles

Il existe des limites annuelles d'exposition à ne pas dépasser : elles sont les plus basses possible, afin d'éviter l'apparition d'effets stochastiques. Chaque pays définit des limites réglementaires en fonction des recommandations de la Commission internationale de protection radiologique (CIPR).

La protection optimale étant ainsi assurée au niveau collectif, la CIPR a défini des limites pour les doses reçues par les individus. Ces limites, qui s'appliquent aux expositions professionnelles et aux expositions du public, ont été fixées en 1977 à un niveau suffisamment bas pour que :

- aucun des effets déterministes qui comportent des seuils ne puissent apparaître, c'est à dire que le respect des limites assure une protection absolue contre ces effets;
- la probabilité d'apparition des effets stochastiques, pour lesquels on admet qu'il n'existe pas de seuil et pour lesquels par conséquent une protection absolue ne peut être envisagée, corresponde à un dommage inférieur à celui qui est couramment accepté :

* par les travailleurs dans les professions à haut niveau de sécurité (chimie, métallurgie, textile...) pour lesquelles le risque dû aux accidents du travail et aux maladies professionnelles est de l'ordre de 1 cas mortel sur 10.000 et par an;

* par le public dans la vie courante lorsque les risques ne dépendent pas de l'individu et sont limités à un très faible niveau par la législation en vigueur (transports en commun par exemple).

La limitation des doses individuelles proposée par la CIPR dans sa publication 60 procède d'une approche différente fondée sur l'appréciation du degré de tolérance d'une exposition. Une exposition peut être : inacceptable, tolérable, acceptable. Aucun individu ne doit être soumis à une exposition inacceptable.

Pour définir les niveaux de dose correspondant à ces trois degrés d'exposition, la CIPR a calculé la probabilité de mort résultant d'une exposition à des doses efficaces

annuelles en profondeur de, 10, 20, 30 et 50 mSv, correspondant à des doses cumulées au cours d'une vie professionnelle de 47 ans, respectivement de, 0,5, 1,0, 1,4 et 2,4 Sv. Pour une dose annuelle de 50 mSv, le risque de décès de 10^{-3} par an, couramment observé dans l'industrie conventionnelle est dépassé à 60 ans et la probabilité que la mort soit causée par l'exposition est de 8%. La CIPR considère que ce niveau est inacceptable.

Par contre, pour une dose annuelle de 20 mSv, le risque de 10^{-3} n'est atteint qu'à 70 ans et la probabilité que l'exposition soit la cause de la mort est inférieure à 4%. Elle estime que ce niveau de dose est acceptable.

IV.2.3.1- Valeurs des limites de dose

a- En cas d'exposition externe

- **Pour les travailleurs**, la CIPR a donc proposé d'ajouter à l'ancienne limite, toujours valable, de 50 mSv par an, une nouvelle limite de 100 mSv pour 5 ans, soit, 20 mSv par an. Cette limite correspond à un objectif de dose pour la vie de 1 Sv pour une durée de vie professionnelle de 50 ans. Les limites de dose professionnelle sont les mêmes pour les femmes et les hommes. Cependant, en cas de grossesse, le niveau de protection du fœtus doit être comparable à celui d'un individu du public. Pour la femme enceinte, une limite de dose de 2 mSv à la surface de l'abdomen ou 1/20 de la LAI une fois la grossesse reconnue a donc été proposée.

Pour la peau, la limite annuelle recommandée par la CIPR est de 500 mSv à une profondeur de 7 mg.cm^{-2} qui correspond à celle de la couche basale de l'épiderme, quelle que soit la région exposée. Elle est largement inférieure à la dose seuil des effets déterministes.

- **Pour les personnes du public**, elle recommande une limite d'exposition de 1 mSv par an ou, dans des circonstances exceptionnelles, de 5 mSv par an, à condition que la moyenne de 1 mSv par an soit respectée sur 5 ans.

b- En cas d'exposition interne

Dans le cas de contamination interne, si certains éléments incorporés ont une répartition à peu près uniforme dans l'organisme (tritium, césium, carbone), la plupart

ont une distribution très inhomogène, et les équivalents de dose au niveau des divers tissus et organes sont très différents les uns des autres. C'est pourquoi la CIPR a recommandé deux limites devant être respectées simultanément :

- la première, destinée à supprimer toute possibilité d'effets déterministes, fixe une valeur maximale de 500 mSv (pour l'exposition professionnelle) à la dose équivalente annuelle au niveau des différents organes et tissus ; cette limite primaire située au-dessous du seuil d'apparition des effets déterministes assure une protection absolue contre ces effets;

- la seconde, limite le risque des effets stochastiques à un niveau acceptable pour l'individu en fixant, dans sa publication 26 de 1977, une valeur maximale de 50 mSv (pour l'exposition professionnelle), à la dose efficace engagée annuelle.

En exposition interne, les doses équivalentes au niveau des différents tissus ne sont, ni directement mesurables, ni directement évaluables, comme dans le cas de l'exposition externe. C'est pourquoi la CIPR a calculé pour chaque radionucléide, en utilisant des modèles dosimétriques convenables, tenant compte des caractéristiques physico-chimiques de chaque radionucléide et des données métaboliques, l'activité qui, incorporée dans l'organisme, délivre en un an, une dose équivalente égale à 500 mSv à chaque organe ou tissu et une dose efficace égale à 50 mSv à l'organisme entier. La plus faible de ces deux valeurs a été choisie par la CIPR comme limite annuelle d'incorporation (LAI). Pour tenir compte du mode de pénétration du radionucléide dans l'organisme, la CIPR a déterminé, pour chacun, une LAI par ingestion et une LAI par inhalation.

A partir des LAI (Bq), en supposant qu'un travailleur inhale en 2.000 heures de travail, 2.400 m³ d'air, la CIPR a calculé, pour chaque radionucléide, une limite dérivée de concentration dans l'air, LDCA (Bq / m³). La LDCA d'un radionucléide est la concentration moyenne annuelle de ce radionucléide dans l'air inhalé, exprimée en unités d'activité par unité de volume, qui, pour 2.000 heures de travail par an, entraîne une incorporation égale à la LAI par inhalation :

$$LDCA = LAI / 2.400$$

ou, pour les gaz rares autres que le radon, un équivalent de dose égal à l'une des limites annuelles fixées pour les limites d'exposition externe dans les conditions normales de travail.

En exposition interne, homogène ou non, l'exposition est appréciée par rapport aux LAI.

La publication 60 de la CIPR a conduit celle-ci à calculer de nouvelles limites annuelles d'incorporation. Les LAI, indiquées dans sa publication 61 pour les travailleurs, sont déduites de la limite primaire annuelle de dose efficace de 20 mSv, recommandée en dosimétrie interne.

A la suite de la révision de cette publication, la CIPR a proposé le remplacement des LAI par des valeurs de doses efficaces par unité d'incorporation (DPUI), exprimées habituellement en $\mu\text{Sv} / \text{MBq}$, pour les différents radionucléides. Les DPUI par ingestion prennent en compte les valeurs récentes des facteurs d'absorption digestive. Les DPUI par inhalation ont été calculées en utilisant le nouveau modèle pulmonaire.

Les DPUI recommandées pour les personnes du public varient pour chaque radionucléide en fonction de l'âge. Dans le cas de l'ingestion elles sont en règle générale plus élevées pour les enfants de moins d'un an que pour les adultes car le coefficient d'absorption digestive chez le nourrisson est supérieur naturellement à celui de l'adulte pour la plupart des radionucléides. Elles diminuent régulièrement jusqu'à la fin de la croissance.

Les activités incorporées annuellement par les travailleurs estimées, selon le cas, par anthropogammamétrie, analyses radiotoxicologiques des urines ou mesures des activités dans l'air, doivent rester inférieures aux limites annuelles réglementaires d'incorporation correspondantes.

Pour les membres de la population, les limites annuelles d'incorporation par inhalation et par ingestion sont considérées comme respectées si les activités volumiques moyennes annuelles mesurées dans l'air et dans les aliments sont inférieures aux limites dérivées réglementaires correspondantes.

Le respect des limites de dose individuelle donne la garantie due à chaque travailleur ou membre du public que le risque entraîné par une exposition est acceptable.

IV. 3- Les effets biologiques des rayonnements ionisants

Les rayonnements ionisants, quelle que soit leur origine, naturelle ou artificielle, nucléaire ou radiologique, ont suffisamment d'énergie pour arracher des électrons aux atomes de la matière qu'ils rencontrent. Lorsqu'ils agissent sur les constituants des cellules vivantes, ils peuvent altérer les structures moléculaires, détruire ou modifier les cellules et, dès lors, produire deux catégories d'effets biologiques :

- **Des effets aléatoires, dits stochastiques** (principalement des cancers) pour des faibles doses d'irradiation et dans le cas où la cellule a réussi à se réparer mais de manière incomplète, entraînant ainsi des modifications de sa fonction. Ces effets apparaissent de façon non systématique et toujours différée de plusieurs années chez les individus exposés. La probabilité d'apparition de ces effets augmente en fonction de la dose reçue, mais leur gravité est indépendante de la dose.
- **Des effets certains, dits déterministes** (par exemple des brûlures, des nausées...) pour des doses plus fortes, entraînant la mort de la cellule à plus ou moins court terme. Ces effets apparaissent systématiquement et de façon généralement précoce lorsque la dose de rayonnements reçue dépasse un certain seuil, spécifique de chaque effet. La gravité des dommages augmente avec la dose. **Des effets aléatoires, dits stochastiques** (principalement des cancers) apparaissent de façon non systématique et toujours différée de plusieurs années chez les individus exposés. La probabilité d'apparition de ces effets augmente en fonction de la dose reçue, mais leur gravité est indépendante de la dose.

IV.4- Dose et exposition

En **radioprotection**, la dose absorbée, ou, plus concisément, la dose, est l'énergie déposée par **unité de masse** par un rayonnement ionisant. On la rencontre également sous d'autres noms, notamment *dose radiative* ou *dose radioactive* en physique nucléaire.

Son intérêt premier est de quantifier l'énergie déposée dans un tissu biologique pour prévoir les effets déterministes et effets stochastiques d'une irradiation : planning de soins des cancers en radiothérapie ou curiethérapie, prédiction des risques de maladie

en cas d'exposition accidentelle ou volontaire (radiologie), définition de normes de sécurité dans l'industrie nucléaire, etc.

Soit un faisceau de rayonnements ionisants (Fig. IV.1) irradiant un élément d'un matériau, de volume dV , de masse volumique ρ et de masse $dm = \rho \times dV$.

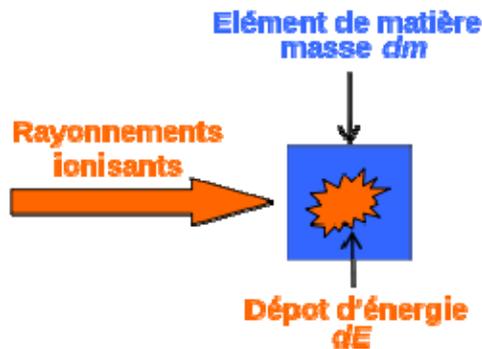


Fig. IV. 1 : La dose en un point est le quotient du dépôt d'énergie dE dans un petit élément de matière par la masse dm de ce petit élément de matière.

Soit dE l'énergie déposée dans cet élément par le faisceau, la dose absorbée D est alors :

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dV}$$

La dose absorbée mesure donc la densité massique d'énergie déposée par irradiation.

Elle se distingue du kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass) qui est défini comme l'énergie transférée dans un élément de masse dm . En effet, lorsqu'une particule incidente interagit dans le milieu elle transfère une quantité d'énergie à une ou plusieurs particules secondaires (des électrons). Ces dernières vont alors parcourir une certaine distance dans le milieu en déposant leur énergie de façon continue (sous la forme d'une multitude d'interactions élastiques ou inélastiques). Ce parcours peut être plus grand que la dimension de l'élément de volume. Ainsi une partie seulement de l'énergie transférée (énergie donnée par la particule incidente) sera vraiment déposée dans dm . A l'entrée du milieu le kerma est généralement plus grand que la dose.

Les sources d'expositions aux rayonnements ionisants peuvent être de deux natures :

- l'*exposition externe* engendrée soit par un panache soit par une source éloignée;
- l'*exposition interne* engendrée par l'incorporation de radionucléides dans l'organisme.

Il y a des différences majeures entre ces deux types d'exposition :

- il est possible de se soustraire aux effets néfastes des expositions externes en s'éloignant de la source tandis que cela n'est pas possible en cas d'exposition interne ;
- l'exposition interne suppose une incorporation de radionucléides, et la personne devient alors une source d'exposition externe pour ses voisins (voire de contamination) ;
- les rayonnements alpha sont trop peu pénétrants pour être dangereux en exposition externe, alors qu'ils sont particulièrement radiotoxiques en exposition interne (20 fois plus radiotoxiques que les rayonnements bêta ou gamma pour la même énergie délivrée).

L'unité de dose (et de kerma) du système international est le gray (Gy); c'est une unité dérivée valant un joule par kilogramme : $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Le gray a officiellement supplanté d'anciennes unités qui restent cependant d'usage courant, notamment aux États-Unis :

- le rad (rd) valant : $1 \text{ rd} = 0,01 \text{ Gy} = 1 \text{ cGy}$;
- le röntgen (R), qui mesure en fait l'exposition, c'est-à-dire la charge électrique déposée par unité de masse.

Attention le *Sievert* (souvent utilisé dans les médias) est une unité de *Dose efficace*. Alors que le Gray ne reflète que l'aspect purement physique du phénomène le Sievert prend en compte l'effet biologique du rayonnement, la radiosensibilité de l'organe touché.

La dose absorbée est un concept fondamental pour la mesure des effets des rayonnements ionisants. Elle est utilisée dans tous les domaines où interviennent ces rayonnements (rayons X et radioactivité), notamment :

- Physique nucléaire, industrie nucléaire, contrôle non destructif, électronique durcie

- Radiothérapie : dans ce domaine la dose est l'unité de la prescription. Par exemple un cancer du sein est généralement traité par une dose de 50 Gy en 25 fractions de 2 Gy.
- Imagerie médicale : Radiologie, médecine nucléaire, radiopharmacie
- Radioprotection des travailleurs exposés, de la population et de l'environnement
- Etude des risques et gestion des accidents liés aux rayonnements ionisants

La mesure de la dose absorbée constitue une science en soi, la **dosimétrie**. La dosimétrie est un domaine pluri-disciplinaire, où se rencontrent notamment physique nucléaire, physique médicale, radiologie et radiobiologie.

La dose absorbée par irradiation externe est mesurée à l'aide d'instruments de mesure dédiés, les **dosimètres**. En cas de contamination radioactive, la dose ne peut être mesurée : elle est alors estimée en partant de mesures de spectrométrie gamma (**anthroporadiamétrie**).

La dose absorbée peut également être calculée (plus ou moins précisément) à l'aide d'outils de simulation informatique. En clinique, l'application la plus importante de ces méthodes de calcul est l'optimisation de la distribution de dose délivrée aux patients pour la radiothérapie, par le biais des systèmes de planification des traitements.

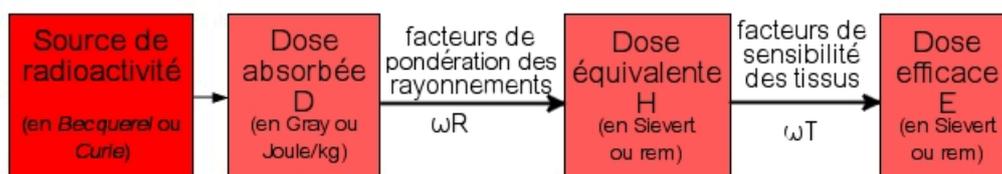


Fig. IV. 2 : Relation entre dose absorbée, dose équivalente et dose efficace (CIPR).

La dose absorbée est utilisée directement pour les travaux fondamentaux et pour l'étude des effets déterministes aux fortes irradiations (>1 Gy). Pour l'étude des effets stochastiques des faibles irradiations (<1 Gy) sur les tissus biologiques, on utilise des quantités dérivées qui prennent en compte des facteurs correctifs liés à l'*efficacité biologique relative* du rayonnement considéré et à la *sensibilité relative* du tissu exposé, la dose équivalente et la dose efficace, exprimées en sieverts (Sv).

La dose efficace est calculée en prenant en compte les deux composantes de l'exposition : externe et interne.

La dose externe est engendrée par différents types d'exposition :

- *exposition naturelle* : elle est principalement causée par les rayonnements cosmique et tellurique;
- *exposition artificielle* : elle est principalement médicale (radiographie, scanner, radiothérapie);
- *exposition professionnelle* : sources scellées, générateurs de rayon x et réacteurs;
- *exposition accidentelle*.

La dose d'irradiation a essentiellement une décroissance exponentielle dans l'organisme en fonction de la profondeur après un passage par un maximum appelé Crête de *Tavernier* du nom du physicien belge *Guy Tavernier* qui découvrit le phénomène en 1948. Cette allure de courbe est semblable pour les faisceaux de photons et de neutrons et les rayons X et Gamma.

Dans le cas d'un accident, la dose peut être évaluée avec des codes de calcul qui prennent en compte l'activité de la source, la distance, les écrans et les réflecteurs. L'utilisation de la dosimétrie biologique est également efficace pour reconstituer la dose dans ce cas. Elle est effectuée par un prélèvement sanguin (lymphocyte) et le recensement d'anomalies chromosomiques.

Les travailleurs pouvant être soumis à des rayonnements ionisants lors de leur activité (industries nucléaires, médecins, radiologues...) portent un dosimètre (dosimètre électronique et/ou RPL, « *RadioPhotoLuminescent* », en remplacement des films dosimétriques...) qui mesure la quantité de rayonnements auxquels ils ont été soumis. Ces dispositifs permettent de s'assurer que la personne n'a pas reçu une dose supérieure à la norme tolérée ou d'en mesurer l'importance.

La dose interne est engendrée par l'incorporation de radionucléides dans l'organisme.

Comme la dose externe, elle peut être la conséquence de différentes expositions :

- *exposition naturelle* : principalement par inhalation de radon, ingestion de potassium 40 et carbone 14;

- *exposition artificielle* : exposition médicale lors d'injection de composés radiopharmaceutiques (scintigraphie ...);
- *exposition professionnelle* : source non scellées;
- *exposition accidentelle*.

Si l'exposition n'est pas chronique, la concentration en radionucléides présents dans l'organisme va diminuer avec le temps. La dose n'est donc pas immédiate mais répartie sur plusieurs mois ou années. On parle alors de « dose engagée » : la dose intégrée sur la vie de l'individu (soit sur 50 ans pour un adulte et sur 70 ans pour un enfant).

Les radionucléides vont décroître selon deux phénomènes :

- la décroissance radioactive : phénomène physique correspondant à la désintégration des noyaux radioactifs et caractérisé par la période radioactive, T_r (temps nécessaire à la désintégration de la moitié des noyaux) ;
- la décroissance biologique, phénomène biologique correspondant à l'élimination des atomes ou molécules par l'organisme et caractérisé par la période biologique, T_b (temps nécessaire à l'élimination de la moitié de la radioactivité).

Pour prendre en compte la décroissance globale des radionucléides dans l'organisme, on utilise la notion de période effective T_e :

$$T_e = \frac{T_b \times T_r}{T_b + T_r}$$

L'élimination des radionucléides de l'organisme ne s'effectue pas de façon linéaire. Elle suit une fonction d'excrétion (ou de rétention si on considère l'évolution de l'activité encore présente dans l'organisme).

Ces fonctions mathématiques dépendent principalement des radionucléides (pour la décroissance radioactive) et de leur formes physico-chimique (pour la décroissance biologique). Le mode d'exposition (chronique ou aiguë) et la voie d'entrée (inhalation ou ingestion) peuvent venir également perturber cette élimination.

IV.5- Règles de protection opérationnelle

Pour l'utilisateur, il existe quatre règles fondamentales de protection contre les sources de rayonnements externes : la Distance, l'Activité, le Temps et les Écrans (moyen mnémotechnique : « D.A.T.E. »).

IV.5.1- Distance

S'éloigner de la source de rayonnements.

En effet, dans le cas de rayonnement qui s'atténuent peu dans l'air, la dose reçue par une source ponctuelle à la distance d_1 est plus faible que la dose reçue à la distance d_0 et peut-être calculée en utilisant la relation inverse carré de la distance (cette relation est valable dans tous les milieux isotropes ainsi que dans le vide) :

$$D_{d_1} = \frac{D_{d_0}}{\left(\frac{d_1}{d_0}\right)^2}$$

IV. 5. 2- Activité

Réduire l'activité de la source, par exemple :

- diminuer les quantités de matière radioactive engagées, dans le cadre d'une décontamination par exemple ;
- diluer les gaz radioactifs. Dans les mines d'uranium souterraines, la ventilation permet de maintenir une faible concentration de radon dans l'air que respirent les mineurs ;
- attendre la décroissance radioactive des éléments. Par exemple, les installations nucléaires ne sont pas démantelées aussitôt leur arrêt, de façon à permettre une diminution de l'activité des zones concernées.

IV. 5. 3-Temps

Minimiser la durée de l'exposition aux rayonnements.

IV. 5. 4-Écran

Article connexe : rayonnements ionisants.

Dans le cas d'une exposition externe, il est possible d'utiliser des écrans de protection entre la source et les personnes (ce qui est de facto caduc en cas de contamination interne). Ces écrans sont choisis en fonction des caractéristiques des rayonnements ionisants émis (par exemple : des murs de béton, des parois en plomb et des verres spéciaux chargés en plomb pour les rayonnements électromagnétiques : gamma et X).

Le rayonnement alpha peut être arrêté par une simple feuille de papier.

Le rayonnement bêta doit être arrêté par des écrans dont les atomes qui le constituent ont un faible numéro atomique afin de ne pas favoriser l'émission de rayonnement de freinage. Quelques millimètres d'aluminium permettent d'arrêter ce rayonnement, le laiton et le plexiglas permettent également d'arrêter ce rayonnement, quelques mètres d'air permettent également de l'arrêter.

Pour le rayonnement électromagnétique, on utilise les notions d'« épaisseur demi » (ou couche de demi atténuation : CDA) et d'« épaisseur dixième ». Elles correspondent aux épaisseurs permettant de réduire la dose efficace, respectivement d'un facteur deux et d'un facteur dix. Ces valeurs sont étroitement liées au coefficient d'atténuation linéique (ou coefficient massique d'atténuation), μ (en cm^{-1}), lui-même dépendant du numéro atomique de l'élément utilisé comme écran.

On estime qu'à partir de 10 CDA (qui laissera donc passer un photon sur 1024), si la source n'est pas trop forte, le nombre de rayonnement restant est négligeable. Il faut donc plusieurs CDA afin d'arrêter un maximum de rayons incidents.

Le tablier de plomb existe selon plusieurs épaisseurs de plomb. En toute logique, un tablier de 0,5 mm de plomb arrêtera plus de rayons incidents qu'un tablier de 0,25 mm de plomb. Mais cela dépend évidemment de l'énergie des rayons incidents car un tablier de 0,25 mm de plomb suffira amplement à arrêter des rayons de basse énergie (tel que 40 keV) et cela est moins lourd sur les épaules. Toutefois, le tablier devient inefficace aux hautes énergies (> 100 keV) car il ne permet plus d'arrêter les rayonnements de manière significative. Il ne convient pas non plus pour le rayonnement de particules chargées (bêta ...) à cause du rayonnement de freinage qui peut être induit.

Il existe aussi des gants de protection aux radiations, dont l'efficacité varie avec le type de source manipulée.

5-5- Les nouveaux concepts de la CIPR

La CIPR, dans ces dernières recommandations, complète son système de radioprotection par des propositions nouvelles.

Elle introduit le concept de contrainte de dose, restriction imposée aux doses éventuelles qu'une source déterminée peut délivrer aux individus, destinée à éviter que

les limites individuelles soient dépassées pour un individu exposé à plusieurs sources. Il est utilisé dans la phase de planification de la protection contre les rayonnements pour toute optimisation.

Elle complète son système de protection en ajoutant aux trois principes fondamentaux, deux autres propositions :

- organisation rationnelle de la radioprotection destinée à faciliter la compréhension et l'application des réglementations qu'elle implique;
- vérification de la qualité réelle de la radioprotection afin d'en améliorer l'efficacité qui, plus que la sévérité des limites, est la garantie d'une bonne radioprotection.

Chapitre V

Biophysique de l'eau et des solutions

V.I- Introduction

L'eau est le constituant fondamental de la matière vivante, elle est indispensable à la vie. La teneur en eau d'un tissu atteste de sa vitalité et la déshydratation est un des signes les plus nets du vieillissement. D'un point de vue pondéral, un adulte renferme 70 à 75 % d'eau alors que chez l'enfant jeune cette valeur peut dépasser 80 %.

Les propriétés physicochimiques particulières de la molécule d'eau en font un bon solvant biologique des composés ioniques et moléculaires.

- **L'eau** revêt une importance particulière :
 - **En biologie** : plus des 2/3 du poids de l'organisme.
 - **En biophysique** : liquide de référence.
 - **En pharmacie** : solvant de la majorité des médicaments.

- **L'eau totale** représente environ **70-75 %** du poids corporel.

Elle se répartit en:

- **Eau intracellulaire** : environ 40 % du poids corporel (soit environ 30 L pour un adulte de 70 kg).
- **Eau extracellulaire** : environ 20 % du poids corporel
 - 3/4 en eau interstitielle = 16 % (12 L)
 - 1/4 en eau plasmatisque = 4,5 % (3 L)

On traitera dans ce chapitre :

- Les diverses façons d'exprimer la concentration d'un constituant dans une solution;
- Les électrolytes forts et faibles.

V.II- Etude des solutions

V.II.1- Etude structurale de l'eau

1. Structure de la molécule d'eau

La molécule d'eau H_2O est une molécule coudée et l'angle de liaison est $\widehat{HOH} = 104,5^\circ$. La longueur d'une liaison $O - H$ est $d = 0,96 \text{ \AA}$.

La molécule est polaire de moment dipolaire $\mu = 1,85D$ ($1D$ (*debye*) $\cong \frac{1}{3} \times 10^{-29} C.m$ (Fig. V.1).

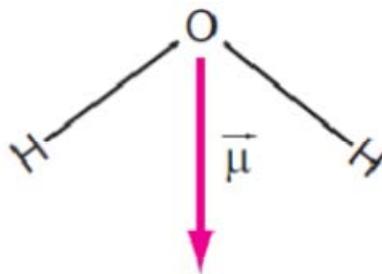


Fig. V. 1 : Structure de la molécule de l'eau.

2. La liaison hydrogène

La liaison hydrogène (Fig. V. 2) est une liaison **intermoléculaire** attractive et beaucoup plus puissante que la force de Van der Waals. Sa longueur est de l'ordre de 2,5 à 3 Å.

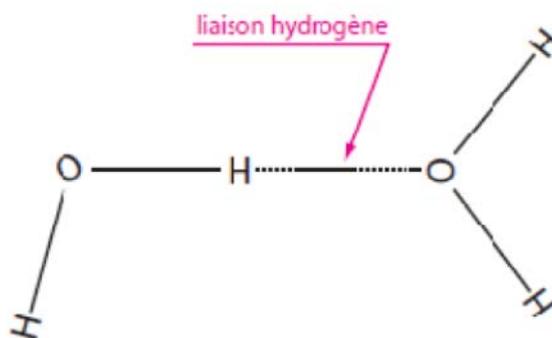


Fig. V. 2 : Liaisons de la molécule d'eau.

Elle est de nature électrostatique, environ 20 fois supérieure à une liaison de Van der Waals mais 20 fois inférieure à une liaison covalente.

3. Les trois états de l'eau

L'eau existe sous les trois états : l'état solide, liquide et gazeux.

L'existence d'une liaison hydrogène intermoléculaire entraîne des anomalies sur les propriétés physiques de l'eau. En effet, on observe une élévation des températures de fusion et d'ébullition.

Les graphes de la figure V.3 donnent les évolutions des températures de fusion et d'ébullition de quelques composés hydrogénés de type H_2X .

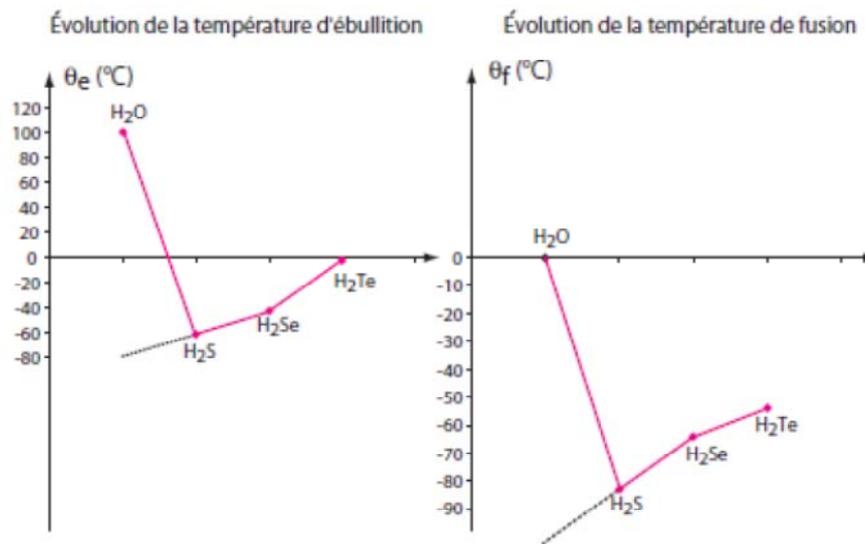


Fig. V. 3 : Evolution de la température d'ébullition et de fusion des composés hydrogénés H_2X .

4. Concentrations

Une solution est obtenue par dissolution d'une ou plusieurs espèces chimiques, appelées solutés, dans un solvant (généralement l'eau).

Le soluté peut être solide, liquide ou gazeux, moléculaire ou ionique.

a. Concentration massique d'une espèce chimique

Elle représente la masse de soluté par litre de solution, soit

$$c = \frac{m}{V} \quad (5.1)$$

(m en g, V en L et C en $g \cdot L^{-1}$)

b. Concentration molaire d'une espèce chimique - molarité

Elle est numériquement égale à la quantité de matière de l'espèce chimique dissoute par litre de solution, soit

$$C = \frac{n}{V} \quad (5.2)$$

(n en mol, V en L et C en mol. L⁻¹)

Si M représente la masse molaire moléculaire du soluté, alors :

$$c = C \times M \quad (5.3)$$

(c : en g. L⁻¹, C en mol. L⁻¹ et M en g. mol⁻¹)

c. Concentration molale - molalité

Elle représente la quantité de matière de l'espèce chimique dissoute par unité de masse de solvant. Elle s'exprime en mol. kg⁻¹.

d. Concentration pondérale

Elle représente la masse de l'espèce chimique dissoute par unité de masse de solvant. Elle s'exprime en g. kg⁻¹

V.II.2- Fraction molaire

Pour l'espèce chimique A_i dissoute dans un solvant, on définit sa fraction molaire f_i par:

$$f_i = \frac{n_i}{\sum_i n_i} \quad (5.4)$$

(toutes les espèces chimiques présentes y compris le solvant)

V.II.2.1- Dissolution d'un gaz dans un liquide

Considérons un gaz et un liquide de natures différentes, en équilibre dans un vase clos.

Une certaine quantité du gaz est dissoute dans le liquide; de même, quelques molécules du liquide passent à l'état vapeur.

On définit le coefficient de solubilité s par :

$$s = \frac{c_1}{c_2}$$

c_1 : Concentration du gaz dans le liquide (masse du gaz dissoute dans l'unité de volume du liquide),

c_2 : Concentration de la phase gazeuse surmontant le liquide (masse de vapeur renfermée dans l'unité de volume du gaz).

A l'équilibre, le volume v de gaz dissous dans les conditions standard est donné par :

$$v = sP_iV$$

(Loi de Henry)

où P_i représente la pression partielle du gaz en atmosphères et V le volume du liquide en litres.

V.II.2.2- Miscibilité des liquides

Un mélange de deux liquides miscibles (soluté avec solvant) sera caractérisé par le **titre** de la solution obtenue et non par la concentration.

On définit le **titre d'une solution** par le rapport de la masse du soluté à la masse totale de la solution, soit

$$\tau = \frac{m_{\text{soluté}}}{m_{\text{solution}}} \times 100 \quad \text{avec} \quad m_{\text{solution}} = m_{\text{soluté}} + m_{\text{solvant}} \quad (5.5)$$

Deux cas peuvent se présenter :

- Les liquides sont miscibles en toutes proportions.

Le titre τ peut prendre toutes les valeurs comprises entre 0 et 100 %.

Exemple de liquides miscibles en toutes proportions : l'eau et l'éthanol.

- Les liquides ne sont pas miscibles en toutes proportions.

Exemple : étude de la dissolution du phénol dans l'eau

Cette étude nous amène aux observations suivantes :

- lorsqu'on ajoute progressivement du phénol dans l'eau, on observe la dissolution du phénol et le mélange reste homogène jusqu'à un certain titre τ en phénol,
- lorsque le titre atteint une certaine valeur τ_m , il n'y a plus dissolution, mais on observe l'apparition d'une seconde couche liquide qui, contrairement à la première, renferme plus de phénol que d'eau : on dit qu'il y a **saturation**.

Le titre τ_m augmente avec la température et pour des températures supérieures à une certaine valeur θ (température critique de miscibilité), les liquides deviennent miscibles en toutes proportions.

V.III- Electrolytes

Un électrolyte est une solution qui permet le passage du courant électrique.

L'étude de telles solutions conduit Arrhénius (Svante), chimiste et physicien suédois, en 1887 à postuler l'existence d'ions se déplaçant sous l'action d'un champ électrique \vec{E} qui règne entre deux électrodes. Il constata, par conséquent, qu'il y a transport de matière dans la solution : les cations (ions positifs) se déplacent vers l'anode et les anions (ions négatifs) se déplacent vers la cathode.

V.III.1- Conductivité d'un électrolyte

On rappelle les principaux résultats suivants.

Pour une solution contenant l'anion A^{x-} à la concentration C^- et le cation C^{y+} à la concentration C^+ et si S représente la surface des électrodes, on montre que l'intensité du courant qui traverse un tel électrolyte est donnée par :

$$I = \frac{dQ}{dt} = (C^- \mu^- z^- + C^+ \mu^+ z^+) ES\mathcal{F} \quad (5.6)$$

- μ^- et μ^+ représentent les **mobilités** des ions, $\mu^- > 0$ et $\mu^+ > 0$;
- z^- et z^+ représentent les **valences des ions** A^{x-} et C^{y+} ;
- $\mathcal{F} = N_A e$, appelé le faraday, représente la quantité d'électricité d'une mole d'électrons et vaut :

$$1\mathcal{F} = N_A e = 96\,500 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1} \quad (1.7)$$

Exemples

- Solution contenant des ions K^+ et Cl^- :
pour l'ion K^+ : $z^+ = +1$ et $\mu^+ > 0$,
pour l'ion Cl^- : $z^- = -1$ et $\mu^- < 0$
- Solution contenant des ions Na^+ et SO_4^{2-} :
pour l'ion Na^+ : $z^+ = +1$ et $\mu^+ > 0$,
pour l'ion SO_4^{2-} : $z^- = -2$ et $\mu^- < 0$

Si on désigne par \vec{J} le vecteur densité de courant et par γ la conductivité électrique de la solution, on montre que :

$$\vec{J} = \rho^- \vec{v}^- + \rho^+ \vec{v}^+ = \sum_i \rho_i \vec{v}_i \quad (5.8)$$

(cas de plusieurs ions)

Dans le cas de plusieurs ions, si on note par z_i la valence de l'espèce A_i , par C_i sa concentration et par μ_i sa mobilité, alors

$$\vec{J} = \sum_i \rho_i \vec{v}_i = \gamma \vec{E} \text{ avec } \gamma = (\sum_i z_i C_i \mu_i) \mathcal{F} = \sum_i |z_i| C_i \Lambda_i \quad (1.9)$$

μ_i et z_i de même signe

($\Lambda_i = |\mu_i| \mathcal{F}$ représente la conductivité molaire de l'ion "i")

On peut aussi écrire :

$$\gamma = \sum_i \gamma_i = \sum_i |z_i| C_i \Lambda_i \quad (1.10)$$

(la conductivité totale est égale à la somme des contributions de tous les ions)

Dans le système S.I. : γ s'exprime en $S \cdot m^{-1}$, C_i en $mol \cdot m^{-3}$, μ_i en $m^2 \cdot V^{-1} \cdot s^{-1}$ et Λ_i en $S \cdot m^2 \cdot mol^{-1}$.

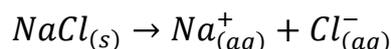
V.III.2- Electrolytes forts

a. Définition

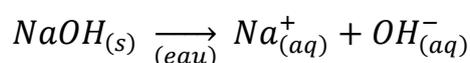
On appellera **électrolyte fort**, tout électrolyte qui se dissocie totalement dans l'eau.

b. Exemples

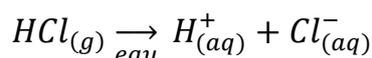
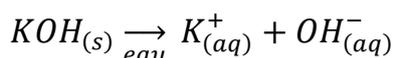
- La dissolution de $NaCl_{(s)}$ entraîne une dissociation totale des cristaux solides $NaCl_{(s)}$ et on écrit :



- De même la dissolution de la soude ($NaOH$), de la potasse (KOH) et du chlorure d'hydrogène gazeux (HCl) entraîne une réaction totale :



Et



- Conclusion** : dans un électrolyte fort, on ne trouve que des ions majoritaires (apportés par la dissolution du cristal ou de la molécule) et les molécules du solvant.

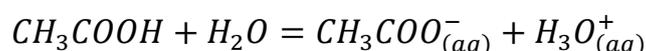
V.III.3- Électrolytes faibles

➤ Taux de dissociation α

Dans ce cas l'ionisation du soluté, ou la dissociation, n'est pas totale, on dit qu'elle est partielle. La solution contient donc les ions (apportés par l'ionisation du soluté), des molécules du soluté et celles du solvant.

➤ Exemple

Si on ajoute de l'acide acétique CH_3COOH dans l'eau, il s'ensuit une ionisation partielle et l'on peut écrire :



Il s'agit d'un équilibre chimique auquel on peut associer la constante d'équilibre, ou constante d'acidité,

$$K = \frac{[CH_3COO^-_{(aq)}][H_3O^+_{(aq)}]}{[CH_3COOH]}$$

On définit le taux de dissociation α de l'électrolyte faible, par :

$$\alpha = \frac{\text{nombre de molécules dissociées}}{\text{nombre total initial de molécules introduites dans le solvant}} \quad (1.11)$$

Ainsi, pour l'équilibre précédent, on peut écrire :

	$CH_3COOH + H_2O = CH_3COO^-_{(aq)} + H_3O^+_{(aq)}$			
État initial	C			
État final	$C(1 - \alpha)$	excès	$C\alpha$	$C\alpha$

et par suite,

$$K = \frac{[CH_3COO^-_{(aq)}][H_3O^+_{(aq)}]}{[CH_3COOH]} = C \frac{\alpha^2}{1 - \alpha}$$

D'une façon générale, pour un soluté AB dissous dans l'eau, on peut écrire :

	$AB + H_2O = A^-_{(aq)} + B^+_{(aq)}$		
État initial	C		
État final	$C(1 - \alpha)$	$C\alpha$	$C\alpha$

$$K = \frac{[A^-_{(aq)}][B^+_{(aq)}]}{[AB]} = C \frac{\alpha^2}{1 - \alpha}$$

- $\alpha = 0$: la dissociation est nulle
- $0 < \alpha < 1$: la dissociation est partielle et on note $AB = A^-_{(aq)} + B^+_{(aq)}$
- $\alpha = 1$: la dissociation est totale et on note $AB \rightarrow A^-_{(aq)} + B^+_{(aq)}$

Chapitre VI

Biophysique de l'état gazeux

VI.I- Définition:

L'état gazeux est **l'état le plus dispersé** de la matière. Il présente certaines propriétés :

- Il n'y a quasiment aucune interaction entre les molécules.
- Les particules gazeuses se déplacent de manière désordonnée.
- Un gaz n'a pas de forme propre.
- Un gaz est compressible.

VI.II- Grandeurs fondamentales:

L'état d'un gaz dépend de 4 variables: la pression P, le volume V, la température T et la quantité exprimée en nombre de moles n.

A. Pression P :

$$P = \frac{F}{S}$$

F: force (en Newton) exercée sur la surface S (m²).

Unités :

- **Le Pascal ou N/m²: Pa**

Dimension: $MLT^{-2} \cdot L^{-2} = ML^{-1}T^{-2}$

- **Le cm de mercure (cmHg):** c'est la pression nécessaire pour induire une dénivellation h=1cm dans un manomètre à mercure(1cmHg = 98,1 Pa).

- **L'atmosphère : Atm**

Correspond à la valeur de la pression atmosphérique au niveau de la mer :

$$1 \text{ Atm} = 760 \text{ mmHg} \approx 100 \text{ kPa} \approx 10 \text{ m d'eau} \approx 1 \text{ kg/cm}^2 \approx 1 \text{ Bar}$$

Loi fondamentale de la statique des fluides: (Loi de Pascal)

Dans un fluide (liquide ou gaz) au repos, existe une pression due au poids du fluide et appelée en général pression hydrostatique, cette pression obéit aux 3 lois suivantes:

- ✓ En un point du fluide cette pression a la même valeur dans toutes les directions.
- ✓ En tout point d'un même plan horizontal cette pression a la même valeur.

La différence de pression ΔP existant entre deux niveaux d'une différence de hauteur Δh dans un fluide de masse volumique ρ soumis à l'intensité du champ terrestre g est donnée par la relation générale:

$$\Delta P = -\rho \times g \times \Delta h$$

B- Volume V:

- Il est exprimé en m^3 . Dimension : L^3
- Pour un nombre de moles n et une température θ constants, le volume V diminue lorsque la pression P augmente (**loi de Boyle-Mariotte**) : $P \times V = Cte$

C - Température:

- Elle est exprimée en degré Kelvin (K) ou degré Celsius ($^{\circ}C$) [$0^{\circ}C = +273^{\circ}K$].
- Pour $n = Cte$ et $P = Cte$, le V varie linéairement avec la température (**Loi de Gay Lussac**).

D - La quantité en moles n:

- Exprimée en mole.
- Sous une $P = 1 \text{ atm}$ et $\theta = 0^{\circ}C$:

1 mole de gaz parfait occupe un volume de $22,4 \text{ L} = 22,4 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3$

III. Etat gazeux parfait

A-Définition

Un gaz est considéré **parfait** lorsque ses molécules sont **très éloignées** les unes des autres, c'est-à-dire lorsqu'elles se trouvent dans un **très grand volume** donc à pression faible ou à température élevée.

B- Équation d'état des gaz parfaits

$$P \times V = n \times R \times T$$

P: pression (Pa)

V: volume en m³

n: nombre de moles de gaz

T: température en Kelvin

R: constante des gaz parfaits = 8.314 J.mol⁻¹.K⁻¹

➤ Dimension de R

$$R = \frac{P \times V}{n \times T} = ML^{-1}T^{-2}L^3 (n^{-1} \cdot \theta^{-1})$$

$$Dim R = ML^2T^{-2}(n^{-1} \cdot \theta^{-1})$$

C- Conditions d'expression des volumes gazeux

En médecine, on exprime les volumes gazeux sous trois conditions principales:

1. **STPD**: S: standard de température: T (= 0 °C), P: pression (1atm), D: Dry (sec: non mélangé à la vapeur d'eau)

2. **BTPS**: B :Body ,T: Temperature (Température du corps), P: pression de l'atmosphère où le gaz se trouve, S: saturé en vapeur d'eau.

3. **ATPS**: A: ambient (pression et température), S: saturé en vapeur d'eau (mesure in vitro).

VI.IV- Mélanges gazeux

VI.IV- Fraction molaire/ Composition en volume :

VI.IV A.1-Fraction molaire x_i

Si considère un Gaz i dans un mélange gazeux, la fraction molaire x_i est définie par le rapport:

$$x_i = \frac{n_i}{n}$$

n_i : nombre de moles du gaz i

n : nombre de moles du mélange gazeux

Sachant que: $n = \sum n_i=1$

2- Composition en volume

Si on considère un Gaz i dans un mélange gazeux, la **composition en volume** est définie par le rapport :

$$\text{Comp en vol} = \frac{V_i}{V} = \frac{\text{Vol. occupé le gaz } i}{\text{Vol. total du mélange gazeux}}$$

Si on applique la loi des gaz parfaits:

- Au gaz i : $P \times V_i = n_i \times R \times T \Rightarrow V_i = \frac{n_i \times R \times T}{P}$
- Au mélange : $P \times V = n \times R \times T \Rightarrow V = \frac{n \times R \times T}{P}$

D'où

$$\frac{V_i}{V} = \frac{n_i}{n} = x_i$$

N.B : La **composition en volume**, très utilisée dans l'industrie et les mesures des gaz, correspond en fait à la **fraction molaire** x_i .

B. Notion de pression partielle P_i

Si on place dans le volume V (d'un mélange gazeux), n_i moles d'un gaz i , à la température T , elles se trouvent à une pression P_i :

$$P_i = \frac{n_i \times R \times T}{V}$$

Pour le mélange gazeux :

$$P = \frac{n \times R \times T}{V}$$

D'où

$$\frac{P_i}{P} = \frac{n_i}{n} \Rightarrow P_i = \frac{n_i}{n} \times P = \frac{V_i}{V} \times P = \text{Comp en vol} \times P$$

$$P_i = \text{Comp en vol} \times P = x_i \times P$$

P_i : pression qu'aurait le gaz i s'il occupait seul le volume, elle est appelée **pression partielle du gaz i** dans le mélange.

V. Dissolution des gaz:

Lorsqu'un gaz est au contact d'un liquide, des molécules de gaz se dissolvent partiellement dans le liquide; la concentration C_i (mol/L) du gaz i dissous est, lorsque l'équilibre est réalisé, proportionnelle à la pression partielle P_i du gaz i à l'état gazeux:

$$C_i = a_i \times P_i$$

a_i : coefficient de solubilité du gaz i

A- Loi de Henry

En pratique physiologique, on a l'habitude d'exprimer la concentration du gaz dissous i par V_i qui n'est autre que le rapport du volume V_i du gaz i (STPD) par unité de volume de la solution V .

Donc

$$V_i = \frac{V_i}{V} = s_i \times P_i$$

Loi de Henry

s_i : est le coefficient de solubilité du gaz i dans le liquide.

exprimé en atm^{-1} (L/L.atm) ou en Pa^{-1}

$$\text{Dim } s_i = \text{Dim } \frac{V_i}{P_i} = 1 / \text{ML}^{-1}\text{T}^{-2} = \text{M}^{-1}\text{LT}^2$$

Puisque une mole de n'importe quel gaz supposé parfait occupe en STPD un volume de 22,4L.

$$V_i = \frac{V_i}{V} = \frac{n_i \times 22.4}{V} = 22.4 \times C_i$$

Or on sait que :

$$\frac{V_i}{V} = s_i \times P_i$$

Donc:

$$22.4 \times C_i = s_i \times P_i$$

$$s_i = 22.4 \times a_i$$

a_i : coefficient de solubilité du gaz i .

A. Surdissolution des gaz:

- La dissolution des gaz est un phénomène relativement lent qui s'effectue toujours de façon **progressive** jusqu'à ce que la pression partielle P_i du gaz dissous soit égale à la pression partielle du même gaz dans l'atmosphère gazeuse.
- Quand la pression partielle P_i du gaz augmente, un excès de ce dernier est dissous et on parle alors de **surdissolution**.
- Quand la P_i diminue lentement, le gaz passe progressivement à l'état gazeux sans formation de bulles.
- Quand la P_i diminue rapidement, le gaz surdissous passe à l'état gazeux en formant de nombreuses bulles (bouteille d'eau minérale gazeuse ouverte brutalement).

Ces phénomènes sont à la base **des accidents de plongée sous-marine**.

Lors de la plongée, la pression augmente (**1 atm** tous les **10 mètres**) et par suite les pressions partielles des gaz respirés, ainsi les quantités de gaz dissous dans le plasma augmentent donc elles aussi et ceci sans problème physique.

A la remontée, la pression diminue et par suite les P_i des gaz également et on observe des phénomènes dépendant de la vitesse de la remontée:

- Si la remontée se fait lentement, les pressions diminuent aussi lentement et les gaz dissous en excès passent à l'état gazeux progressivement au niveau des poumons sans formation de bulles dans le sang.
- Par contre si la remontée est trop rapide, les gaz dissous en excès forment des bulles dans le sang. Ces bulles produisent des effets nocifs dans l'organisme à l'origine de l'embolie gazeuse (scintigraphie pulmonaire).
- Pour éviter ces accidents, les plongeurs doivent remonter à la surface par paliers de décompression et non d'un seul coup.

Bibliographie

1. G. Knoll "Radiation Detection and Measurement".
2. W.R. Leo "Techniques for nuclear and particle physics experiments".
3. A. Lyoussi "Détection de rayonnements et instrumentation nucléaire".
4. D. Blanc "Précis de physique nucléaire".
5. H. Enge "Introduction to Nuclear Physics".
6. K. Krane "Introductory Nuclear Physics".
7. Ecole Joliot "Curie, Techniques ingénieurs, Internet...".