

Physique appliquée en radiodiagnostic

Vol. 1 – Physique en imagerie médicale par rayons X



Version : 14 mars 2025

Autrice : Lisa Giachini

Collaboratrices : Brière Claudie-Anne,
Caron Patsy, Carpentier Esther,
Chiasson Amélie, Dubois, Claudy,
Gélinas Maude, Pilon Gabrielle.

Ce manuel électronique est utilisé dans le cours 203-904-EM du programme des Technologie de radiodiagnostic au Cégep Édouard-Montpetit. Il est diffusé sous licence *Creative Commons CC BY-NC-SA 4.0*.

L'autrice, Lisa Giachini, PhD est enseignante de physique au Cégep Édouard-Montpetit.

ORCID : <https://orcid.org/0009-0003-8961-1886>

Collaboratrices :



Patsy Caron, Claudy Dubois et Claudie-Anne Brière sont enseignantes au département de radiodiagnostic. Maude Gélinas a été étudiante en Technologie de radiodiagnostic jusqu'en 2024. Gabrielle Pilon est spécialiste en moyens et techniques d'enseignement, Amélie Chiasson est conseillère pédagogique et Esther Carpentier est agente de soutien administratif.



Cette ressource éducative libre a pu voir le jour grâce au soutien de la fabrique REL, un projet conjointement initié par l'Université de Sherbrooke, l'Université de Montréal et l'Université Laval. La fabrique REL accompagne les auteurs dans un processus d'autoédition de leur ouvrage.

Dépôt légal – Bibliothèque et Archives nationales du Québec 2025

ISBN 978-2-9823369-0-2

Pour citer cet ouvrage : ©Lisa Giachini [2025]. Physique appliquée en radiodiagnostic. Cégep Édouard-Montpetit. Fabrique REL. Licence CC BY-NC-SA.

DOI : <https://doi.org/10.5281/zenodo.14782585>



Sauf indications contraires, le contenu de ce manuel électronique est disponible en vertu des termes de la licence **Creative Commons Attribution — Pas d'Utilisation Commerciale — Partage dans les mêmes conditions 4.0 International**.

Vous êtes encouragés à :

Partager — copier, distribuer et communiquer le matériel par tous moyens et sous tous formats

Adapter — remixer, transformer et créer à partir du matériel

Selon les conditions suivantes :

Paternité — Vous devez citer le nom de l'auteur original.

Pas d'utilisation commerciale — Vous n'avez pas le droit d'utiliser le matériel à des fins commerciales.

Mêmes conditions — Si vous remixez, transformez, ou créez à partir du matériel composant l'Œuvre originale, vous devez diffuser l'Œuvre modifiée dans la même licence.

Avant-propos

C'est dans un souci de partage et de collaboration que nous avons décidé de concevoir cet ouvrage et d'en entamer la rédaction. Ce manuel est issu d'une collaboration entre le département de physique, le département de radiodiagnostic et la direction adjointe des études du Cégep Édouard-Montpetit, situé à Longueuil (Qc), Canada. Il pourra être adopté (et modifié au besoin) par le personnel enseignant et par les personnes étudiantes du programme 142-H0 (Techniques de radiodiagnostic) dans le cadre des cours suivants :

- Physique appliquée en radiodiagnostic 203-904-EM pour le cégep Édouard-Montpetit et pour le cégep de Outaouais.
- Principes physiques en radiodiagnostic 203-123-AH pour le collège Ahuntsic.
- Physique en imagerie médicale 203-144-LF pour le collège Laflèche.
- Physique en radiodiagnostic pour le collège de Rimouski.
- Phénomènes physiques en radiodiagnostic 203-H14-SF pour le cégep de Sainte-Foy.

De plus, le personnel enseignant de tout autre cours du programme 142-H0 en lien avec la mammographie, la radiographie, la radioscopie, la tomодensitométrie (TDM) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) pourront réutiliser certaines parties, comme des images, des cartes conceptuelles, des tableaux, des vidéos. En effet, les liens entre ces cours et le cours de physique sont nombreux. Les décisions que les technologues en radiodiagnostic doivent prendre en milieu de travail sont souvent supportées par les connaissances acquises provenant des principes de physique. Il est alors évident que cet ouvrage pourra aussi être réutilisé par les futurs technologues dans le cadre de la préparation de l'examen d'admission à la profession de leur ordre professionnel et aussi pour les technologues en milieu de travail et les moniteurs cliniques (responsables de stage).

Le besoin pédagogique qui nous a portés à réaliser cet ouvrage est né dans la constatation d'une pénurie de livres adaptés au public cible. Premièrement, les livres existants sur le sujet sont quasi exclusivement en anglais. De plus, le niveau de mathématiques et de physique requis pour bien comprendre le contenu de ces livres est bien plus élevé de celui possédé par les personnes étudiantes du programme ciblé. Enfin, ces livres incluent très rarement des outils pédagogiques (questions, exercices, situation-problème et des outils technologiques interactifs) qui pourraient fortement favoriser l'apprentissage. Ainsi, l'objectif pédagogique de cet ouvrage est de créer un manuel francophone, facile d'accès d'un point de vue mathématique et physique, qui intègre des sections pédagogiques et privilégie des situations authentiques auxquelles le technologue se trouvera à faire face dans son milieu de travail.

Préface

Plusieurs phénomènes physiques sont en lien avec la profession de technologue en imagerie médicale du domaine du radiodiagnostic. Ce manuel traite spécifiquement les phénomènes reliés à la production des rayons X et à leurs interactions avec la matière et il contextualise ces notions dans les différentes techniques d'imagerie par rayons X.

Le manuel est composé de 7 chapitres et 2 annexes (un abrégé de notions mathématiques nécessaires pour entamer la lecture du manuel et un aide-mémoire). Un test diagnostique de mathématiques est également fourni en tant que fichier indépendant (dans le format PDF et H5P). Ce test permet à la personne étudiante d'autoévaluer ses connaissances préalables de mathématiques. Dans le cas où des lacunes seront décelées, la personne pourra consulter l'abrégé de mathématique et demander l'aide de la personne enseignante au besoin.

Voici la suite logique d'un chapitre à l'autre :

1. Les notions du premier chapitre servent à familiariser l'étudiant avec le langage physique et à lui donner des connaissances de base pour pouvoir amorcer l'étude de la physique appliquée au radiodiagnostic.
2. Le deuxième chapitre introduit le concept d'énergie et de rayonnement, décrit les caractéristiques des rayons X, explique la structure de l'atome et introduit le concept de niveaux d'énergie pour ce dernier. Toutes ces notions sont préalables à la compréhension des phénomènes d'interaction rayonnement/matière.
3. En se basant sur les notions apprises aux chapitres 1 et 2, le chapitre 3 développe les notions en lien avec l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière, indispensables pour comprendre les phénomènes physiques à la base de la production des rayons X, les caractéristiques du spectre d'émission des rayons X et la formation de l'image pour les techniques d'imagerie médicale à rayons X.
4. Le chapitre 4 traite des fondements des circuits électriques. Ces notions sont nécessaires pour introduire les paramètres de contrôle du tube à rayons X.
5. En s'appuyant sur les notions des quatre premiers chapitres, le chapitre 5 décrit minutieusement l'appareillage et le fonctionnement du tube à rayons X, en mettant l'accent sur le lien entre les paramètres de contrôle et les caractéristiques du faisceau des rayons X émis.
6. Le sixième chapitre est dédié à la radiographie. Après une description de l'appareillage et des caractéristiques du faisceau, les principes de formation de l'image sont décortiqués. Ce chapitre est préalable au chapitre sept, portant sur les techniques d'imagerie médicale par rayons X.
7. Le chapitre 7 se penche sur les techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X (radioscopie, mammographie, ostéodensitométrie et tomodensitométrie).

Chaque chapitre inclut :

- ✓ Un aperçu, situé sur la page couverture du chapitre, afin de donner au lecteur une vue générale et rapide sur le contenu du chapitre.
- ✓ Une liste des objectifs du chapitre du point de vue de la personne étudiante.
- ✓ Une table de matières.
- ✓ Une liste de figures et de tableaux (le cas échéant).
- ✓ Une introduction, afin de contextualiser le contenu du chapitre.
- ✓ Des exemples, afin de contextualiser les notions expliquées.
- ✓ Un résumé afin d'aider la personne étudiante à repérer les notions essentielles.
- ✓ Une carte conceptuelle afin de guider la personne étudiante dans le repérage des liens entre les notions essentielles¹.
- ✓ Une section de questions et exercices (chapitres 1,2, 3 et 4) ou de situations problèmes réalistes en milieu de travail (chapitres 5, 6 et 7).
- ✓ Un corrigé de la section de questions et exercices (ou situations problèmes).

Des outils pédagogiques interactifs et des animations audiovisuelles sont présentes dans certains chapitres. Notamment :

- Deux laboratoires virtuels basées sur des simulations interactives PhET de l'Université du Colorado <https://phet.colorado.edu/fr/> (chapitre 2 et chapitre 4)
- trois animations en format GIF pour rendre plus claires certaines interactions entre les rayonnements et la matière (chapitre 3).
- Deux vidéos filmées dans le département de radiodiagnostic du Cégep Édouard-Montpetit pour mieux saisir certains détails de l'appareillage de la radiographie (chapitre 6).

¹ Disponible pour les chapitres de 1 à 6.

Afin d'aider le lecteur à repérer les éléments du texte ayant une fonction spécifique, un code des couleurs incluant des icônes est adopté. Le voici :

Code	Élément
	Laboratoire virtuel
	Exemple
	Notion importante à retenir
	Mise en garde sur une notion qui peut porter facilement en erreur

TABLES DES MATIÈRES

Chapitre 1	Notions de base	8
Chapitre 2	Matière et énergie	37
Chapitre 3	Interactions des rayonnements ionisants avec la matière	66
Chapitre 4	Fondements des circuits électriques	100
Chapitre 5	Tubes à rayons X	128
Chapitre 6	Radiographie	163
Chapitre 7	Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X	208
Annexe A	Abrégé de mathématiques	234
Annexe B	Aide-mémoire	238

CHAPITRE 1

Notions de base

Aperçu : Avant d’amorcer l’étude des phénomènes physiques en lien avec la profession de technologue en imagerie médicale du domaine du radiodiagnostic, il est nécessaire d’identifier les notions et les concepts sous-jacents et de bien les comprendre à l’aide des outils propres à la physique. Dans ce chapitre, vous apprendrez à maîtriser les outils de base de la physique.

Table des matières

Objectifs	10
Liste des tableaux	11
Liste des figures	11
1.1 Introduction	12
1.2 Les grandeurs physiques	13
1.3 Les unités de mesure des grandeurs physiques	18
1.3.1 Le système international d'unités	18
1.3.2 Conversion entre unités de mesure	21
1.3.3 Dimension d'une grandeur physique	25
1.4 Les règles d'écriture des grandeurs physiques	26
1.4.1 Chiffres significatifs	26
1.4.2 Puissances de dix et préfixes du système international d'unités	28
1.4.3 Notation scientifique	29
1.5 Lois physiques et homogénéité dimensionnelle d'une équation	30
Résumé	31
Questions et exercices	33
Questions et exercices — corrigé	34
Références	36

Chapitre 1 - Notions de base

Objectifs

- Expliquer ce qu'est une grandeur physique.
- Connaître les unités de mesure du système international en lien avec la profession de technologue en imagerie médicale du domaine du radiodiagnostic.
- Effectuer des conversions d'unités pour différents grandeurs physiques.
- Comprendre que l'unité de mesure d'une charge électrique, si exprimée à travers les unités de base du SI, est l'Ampère-seconde (As).
- Déterminer le nombre de chiffres significatifs d'une donnée.
- Exprimer une valeur d'une grandeur physique à l'aide de la notation scientifique.
- Vérifier l'homogénéité dimensionnelle d'une équation ou loi physique.

Chapitre 1 - Notions de base

Liste des tableaux

<i>Tableau 1.1. Principales grandeurs physiques utilisées dans ce manuel.</i>	16
<i>Tableau 1.2. Constantes physiques utilisées dans ce manuel. Valeurs données avec 3 chiffres significatifs.</i>	17
<i>Tableau 1.3. Les cinq unités fondamentales du SI utilisées dans cet ouvrage. (Bureau international des poids et mesures, 2022).</i>	19
<i>Tableau 1.4. Les unités dérivées du système international utilisées dans cet ouvrage. (Bureau international des poids et mesures, 2022).</i>	20
<i>Tableau 1.5. Principaux préfixes du système international d'unités utilisés dans cet ouvrage (Bureau international des poids et mesures, 2022).</i>	28

Liste des figures

<i>Figure 1.1. Exemple de grandeur physique mesurée de façon directe.</i>	13
<i>Figure 1.2. Exemple de grandeur physique mesurée indirectement.</i>	14
<i>Figure 1.3. Grandeur de référence.</i>	18
<i>Figure 1.4. Carte conceptuelle du chapitre 1.</i>	32

Chapitre 1 - Notions de base

1.1 Introduction

Les phénomènes physiques en lien avec la profession de technologue en imagerie médicale du domaine du radiodiagnostic traités dans le cadre de ce manuel sont :

- Les phénomènes reliés à la production des rayons X.
- Les phénomènes reliés à l'interaction des rayons X avec la matière.

Avant d'amorcer l'étude de ces phénomènes complexes, il est nécessaire d'identifier les notions et les concepts sous-jacents et de bien les comprendre à l'aide des outils propres à la physique.

Voici les notions typiques de la physique qui constituent l'objet de ce premier chapitre.

Nous allons commencer par introduire les **grandeurs physiques** (la longueur, la température ou le temps sont des exemples de grandeurs physiques) ; puisqu'une grandeur physique s'accompagne généralement d'une **unité de mesure**, nous présenterons les unités de mesure (de base et dérivées).

Ensuite, nous allons traiter des notions en lien avec **l'écriture de la valeur d'une grandeur physique**. Nous aborderons ainsi les chiffres significatifs, les puissances de dix et la notation scientifique.

Il existe des relations entre les grandeurs physiques (**équations ou lois physiques**) ; c'est exactement cela qui nous permet de faire des prévisions et de calculer, par exemple, quelle est notre vitesse moyenne lorsque nous prenons une heure pour marcher une distance de cinq kilomètres ou combien de temps doit durer précisément une radiographie pour une valeur donnée de charge totale et de courant électrique qui circule dans le tube. Nous découvrirons enfin le concept d'**homogénéité dimensionnelle d'une équation** et pourquoi il est important.

Chapitre 1 - Notions de base

1.2 Les grandeurs physiques

La physique étudie les phénomènes de la nature tant au niveau microscopique (atomes, molécules et particules encore plus petites que l'atome) qu'au niveau macroscopique (corps visibles qui nous entourent, planètes, étoiles, univers etc.). Pour ce faire, elle a besoin de s'appuyer sur des **grandeurs physiques**, soit des propriétés des corps ou des phénomènes du monde physique qui peuvent être mesurées directement, à l'aide d'instruments, ou indirectement, à l'aide des formules reliant des grandeurs mesurées directement (par exemple, la température, la distance parcourue, la vitesse etc.).

Figure 1.1. Exemple de grandeur physique mesurée de façon directe.

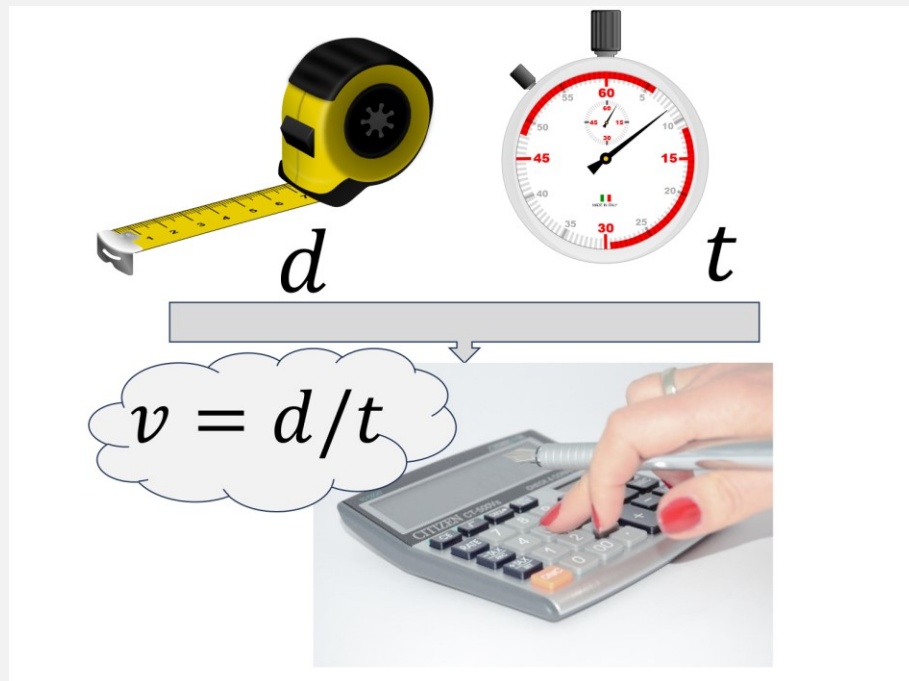
MESURE DIRECTE DE LA GRANDEUR PHYSIQUE « TEMPÉRATURE »	
À l'aide d'un thermomètre, nous pouvons mesurer la température d'une pièce afin de nous assurer qu'il s'agit bien de la température souhaitée. 	À l'aide d'un thermomètre, nous pouvons mesurer la température corporelle d'une personne afin d'évaluer si elle fait de la fièvre. 
Note : adapté de <i>fièvre, malade, thermomètre, femme</i>, par clker -free-vector-images, 2014, pixabay. © 2014 content licence pixabay. Adapté avec permission. Note : adapté de <i>thermomètre, température, fièvre</i>, par clker -free-vector-images, 2014, pixabay. © 2014 content licence pixabay. Adapté avec permission. Note : adapté de <i>chambre d'enfants, chambre à coucher, chambre des enfants</i>, par dandelion_tea, 2022, pixabay. © 2022 content licence pixabay. Adapté avec permission. Note : adapté de <i>thermomètre, Celsius, conditions météorologiques</i>, par openclipart-vectors, 2023, pixabay. © 2023 content licence pixabay. Adapté avec permission.	

Chapitre 1 - Notions de base

Figure 1.2. Exemple de grandeur physique mesurée indirectement.

MESURE INDIRECTE DE LA GRANDEUR PHYSIQUE « VITESSE »

Nous pouvons mesurer de façon indirecte la vitesse v d'un objet (ou d'une personne) si nous avons préalablement mesuré de façon directe la distance parcourue par l'objet (ou la personne), d , et l'intervalle de temps, t , que le corps (ou la personne) a pris pour parcourir cette distance. Pour ce faire, il suffit de calculer la vitesse à l'aide de la formule $v = d/t$.



Note : adapté de *calculatrice, main, calculer*, par jarmoluk, 2014, pixabay. © 2014 content licence pixabay. Adapté avec permission.

Note : *chronomètre, minuteur, horloge*, par clker-free-vector-images, 2012, pixabay. © 2012 content licence pixabay. Adapté avec permission.

Note: adapté de *ruban, mesure, ruban à mesure*, par openclipart-vectors, 2013, pixabay. © 2013 content licence pixabay. Adapté avec permission.

Une grandeur physique est généralement représentée par un **symbole** (habituellement une lettre). Par exemple, la température est indiquée généralement avec la lettre T , la distance parcourue avec la lettre d , le temps avec la lettre t et la vitesse avec la lettre v .

Une grandeur physique s'accompagne généralement d'une **unité de mesure**. Chaque grandeur physique décrit de façon quantitative une propriété d'un corps ou d'un système physique. Par

Chapitre 1 - Notions de base

exemple, on peut mesurer la température d'une pièce en degré Celsius ou la vitesse d'une particule en mètre par seconde (voir figure 1.1 et figure 1.2).



Une grandeur physique décrit de façon quantitative une propriété d'un corps ou d'un système physique. Elle est généralement représentée par un symbole et accompagnée d'une unité de mesure.

Il est à noter que les propriétés décrites par les grandeurs physiques sont des propriétés généralisables à plusieurs corps. Par exemple, on peut parler de *température* d'une pièce, mais aussi de *température* corporelle d'une personne ou de la température d'un tube à rayons X ; on peut parler de la *vitesse* d'une voiture, mais aussi de la *vitesse* des rayons X. Ainsi, les grandeurs physiques nommées dans les figures 1.1 et 1.2 sont *la température* et *la vitesse*, que nous pouvons utiliser pour analyser différentes situations.



Les propriétés décrites par les grandeurs physiques sont des propriétés généralisables à plusieurs corps.

Dans le tableau 1, nous reportons une liste des principales grandeurs physiques qui sont utilisées dans ce manuel (avec leurs symboles respectifs). Dans la dernière colonne, pour chaque grandeur physique, nous avons choisi, à titre d'exemple, une situation qui présente une quantité en lien avec le domaine du radiodiagnostic avec l'unité appropriée.

Chapitre 1 - Notions de base

Tableau 1.1. Principales grandeurs physiques utilisées dans ce manuel.

GRANDEUR PHYSIQUE	SYMBOLE	EXEMPLE
Temps	t	La durée de la radiographie que je viens de faire était de 0,400 seconde (ou 400 millisecondes).
Longueur	d	Pour cette radiographie, la distance entre le tube à rayons X et le plan de détection (récepteur) doit être 0,500 mètre (ou 50,0 centimètres).
Masse	m	La masse de l'électron est de $9,11 \times 10^{-31}$ kilogrammes.
Courant électrique	i	Il faut s'assurer que le courant électrique qui circule dans le tube à rayons X pour cette fluoroscopie soit de 0,00500 Ampère (ou 5,00 milli-Ampères).
Température	T	Lors de cette radiographie, la température du filament de la cathode d'un tube à rayons X est de 2200 degrés Celsius (ou 2470 kelvins).
Vitesse	v	La vitesse de la lumière dans le vide vaut $3,00 \times 10^8$ mètres par seconde.
Charge électrique	Q	La charge électrique de l'électron vaut - $1,60 \times 10^{-19}$ Coulombs.
Tension	U	Lors de cette radiographie, la tension aux bornes du tube à rayons X est de 50 000 volts (ou 50,0 kilovolts).
Énergie	E	Lorsque la tension aux bornes du tube à rayons X est de 50,0 kilovolts, l'énergie maximale des rayons X est de $8,01 \times 10^{-15}$ Joules.
Résistance électrique	R	La résistance électrique du filament du tube à rayons X que j'ai utilisé pour cette radiographie vaut 1,00 Ohm.
Intensité d'énergie rayonnante	I	L'intensité (d'énergie rayonnante) du faisceau des rayons X à la sortie du tube est de 0,600 Joule par seconde et par mètre carré.
Coefficient d'atténuation linéique	μ	Le coefficient d'atténuation linéaire du plomb vaut 9000 mètres inverses (mètres à la puissance moins un).

Chapitre 1 - Notions de base

Certains exemples de la dernière colonne du tableau 1 font référence à des quantités qui ne varient pas (notamment, la masse et la charge électrique de l'électron et la vitesse de la lumière dans le vide). Ce genre de quantités sont appelées des **constantes** physiques. Nous reportons dans le tableau suivant, toutes les constantes physiques que nous utilisons dans ce manuel.

Tableau 1.2. Constantes physiques utilisées dans ce manuel. Valeurs données avec 3 chiffres significatifs.

CONSTANTE	SYMBOLE	VALEUR	UNITÉ DE MESURE
Vitesse de la lumière dans le vide (ou dans l'air)	c	$3,00 \times 10^8$	Mètre par seconde (m/s)
Constante de Planck	h	$6,63 \times 10^{-34}$	Kilogramme fois mètre au carré par seconde ($\text{kg} \times \text{m}^2/\text{s}$)
Charge élémentaire	e	$1,60 \times 10^{-19}$	Coulomb (C)
Masse de l'électron	m_e	$9,11 \times 10^{-31}$	Kilogramme (kg)

Chapitre 1 - Notions de base

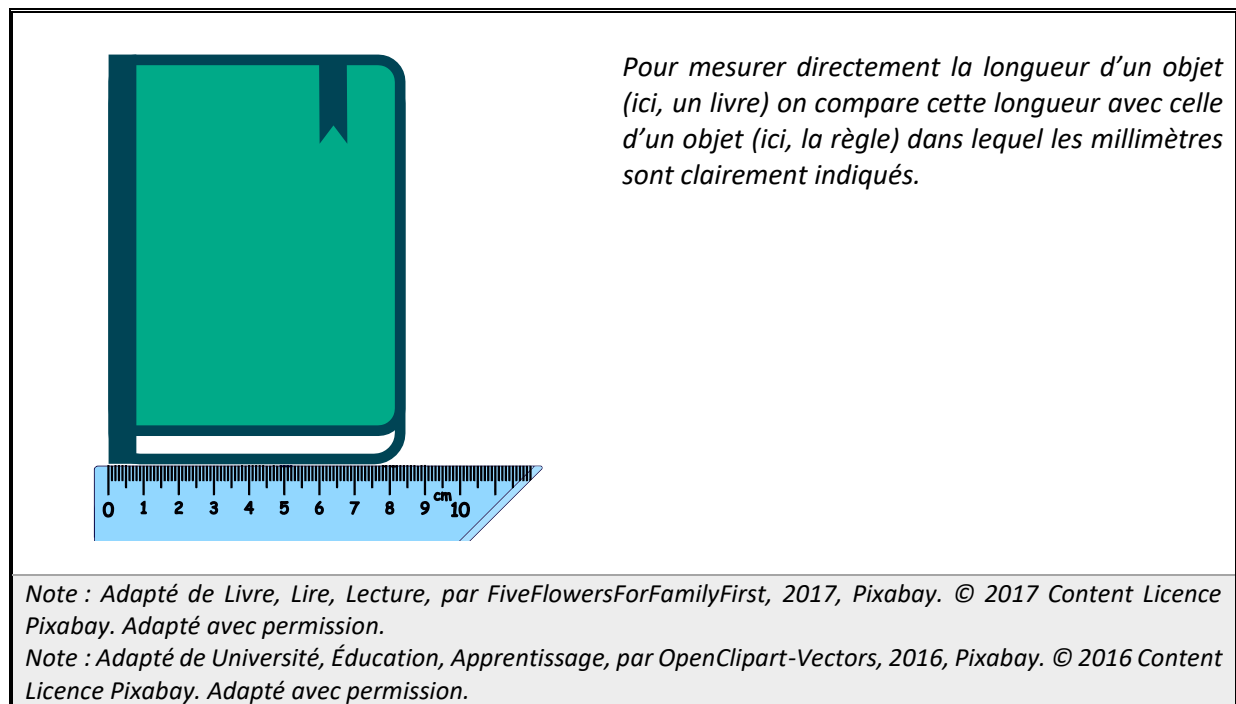
1.3 Les unités de mesure des grandeurs physiques

1.3.1 Le système international d'unités

Dans la section précédente, nous avons présenté plusieurs exemples de grandeurs physiques accompagnées d'unités de mesure. Bien que la notion de mètre ou de seconde puisse sembler déjà familière au lecteur, certains concepts en lien avec les unités de mesure sont peut-être moins évidents.

Tout d'abord, il est bon de rappeler la nature expérimentale de toute grandeur physique. Cette nature fait en sorte qu'à chaque fois qu'on désire obtenir des informations sur des corps ou des phénomènes qui nous entourent, on doit nécessairement les comparer avec une grandeur de référence (étalon), ou faire des calculs sur la base d'autres grandeurs physiques qui, elles, ont été comparées avec des étalons. Par exemple, il n'est pas possible de mesurer directement la longueur d'un objet si on n'est pas en possession d'un autre objet (comme un ruban à mesurer ou une règle) pour lequel une longueur connue (par exemple le mètre ou ses divisions, les centimètres ou les millimètres) est clairement indiquée.

Figure 1.3. Grandeur de référence.



Chapitre 1 - Notions de base

Le système d'unités plus largement utilisé se nomme **Système international d'unités (SI)**. Dans ce système, on retrouve sept unités fondamentales (Bureau international des poids et mesures, 2022). Parmi ces sept unités, nous allons utiliser seulement **cinq unités fondamentales**. Les voici :

Tableau 1 3. Les cinq unités fondamentales du SI utilisées dans cet ouvrage. (Bureau international des poids et mesures, 2022).

Unité fondamentale SI	Symbole de l'unité	Unité de mesure	Symbole de l'unité de mesure
Temps	t	Seconde	s
Longueur	d	Mètre	m
Masse	m	Kilogramme	kg
Courant électrique	i	Ampère	A
Température	T	Kelvin	K

Les grandeurs physiques de temps, longueur, masse, intensité électrique et température sont donc les seules grandeurs fondamentales que nous allons utiliser. Toutes les autres peuvent être dérivées à partir de celles-ci et donc se nomment **unités dérivées**.

Certaines unités dérivées s'expriment seulement en fonction des unités de base. Par exemple, la vitesse est définie comme une longueur (en m) divisé par un intervalle de temps (en s) et donc son unité de mesure est, tout simplement, m/s. D'autres unités dérivées ont un nom qui leur est propre ; cependant, en tant qu'unités dérivées, elles peuvent s'exprimer également en fonction des unités de base. Par exemple, l'unité de mesure de la charge électrique a été nommée Coulomb (C). En tant qu'unité dérivée, elle peut être exprimée en fonction des unités fondamentales. Notamment, puisque la charge électrique se trouve en multipliant l'intensité électrique (en A) par un intervalle de temps (en s), son unité de mesure, exprimée en fonction des unités fondamentales, est $A \times s$, ou, tout simplement As.

Vous trouvez dans le tableau suivant les unités dérivées que nous utiliserons dans cet ouvrage.

Chapitre 1 - Notions de base

Tableau 1.4. Les unités dérivées du système international utilisées dans cet ouvrage. (Bureau international des poids et mesures, 2022).

Grandeur physique	Symbole	Unité de mesure SI	Unité de mesure exprimée en fonction des unités de mesure fondamentales
Vitesse	v	Mètres par seconde (m/s)	m/s
Charge électrique	q	Coulomb (C)	A s
Tension électrique	U	Volts ($V = J/C$)	$(\text{kg m}^2)/(\text{A s}^3)$
Énergie	E	Joules (J)	$\text{kg m}^2/\text{s}^2$
Résistance électrique	R	Ohm (Ω)	$(\text{kg m}^2)/(\text{A}^2 \text{s}^3)$
Intensité d'énergie rayonnante	I	$\text{J}/(\text{s m}^2)$	kg/s^3
Coefficient d'absorption	μ	Inverse du mètre (1/m)	1/m

À partir de maintenant, au lieu d'écrire le nom au complet de l'unité de mesure à côté de la valeur numérique d'une grandeur physique, nous allons utiliser les symboles des unités de mesure (comme indiqué dans les tableaux ci-dessus) pour une écriture plus compacte.

Chapitre 1 - Notions de base

1.3.2 Conversion entre unités de mesure

Si on veut exprimer la même donnée en sous-multiples d'une unité — par exemple, si on veut exprimer une quantité d'énergie en joules (J) ou en millijoules (mJ) — on dit qu'il faut faire une conversion. Ainsi, puisque 1 joule est équivalent à 1000 mJ, si nous désirons convertir une valeur d'énergie de joules à millijoules, on doit la multiplier par 1000. Au contraire, si nous voulons convertir une valeur d'énergie de millijoules à joules, on doit la diviser par 1000.

Exemple 1.1



Exprimer en millijoules une énergie de 0,423 J.

Si nous désirons convertir une valeur d'énergie de joules à millijoules, on doit la multiplier par 1000. Ainsi :

$$0,423 \times 1000 = 423 \text{ mJ}$$

Exemple 1.2



Exprimer en J une énergie de 3,89 mJ.

Si nous voulons convertir une valeur d'énergie de millijoules à joules, on doit la diviser par 1000.

Ainsi :

$$3,89/1000 = 0,00389 \text{ J}$$

Chapitre 1 - Notions de base

On a dit précédemment que le système d'unités plus largement utilisé est le **SI**. Il n'est cependant pas le seul. Si on veut exprimer la même donnée en unités de mesure appartenant à des systèmes d'unités différents, il nous faut connaître le facteur de conversion entre les deux unités de mesure en question. Par exemple, la seconde (s) est une unité de mesure du SI, tandis que la minute et l'heure ne les sont pas. Donc, si on veut exprimer la même donnée en secondes plutôt qu'en minutes ou en heures, il nous faut connaître le facteur de conversion.

Exemple 1.3



Quel est le facteur de conversion entre la minute et la seconde ?

Pour répondre à cette question, il suffit de se demander combien des secondes il y a dans une minute. Le facteur de conversion entre la minute et la seconde est donc 60 s/min.

$$1 \text{ min} = 60 \text{ s}$$

Ainsi, si nous désirons convertir une valeur de temps exprimée en minutes en une valeur de temps exprimée en secondes, on doit multiplier la valeur de temps exprimée en minutes par 60. Au contraire, si nous voulons convertir une valeur de temps exprimée en secondes en une valeur de temps exprimée en minutes, on doit diviser la valeur de temps exprimée en secondes par 60.

Exemple 1.4



Combien des secondes il y a-t-il dans 3 minutes ?

Si nous désirons convertir une valeur de temps exprimée en minutes en une valeur de temps exprimée en secondes, on doit multiplier la valeur de temps exprimée en minutes par 60.

Ainsi :

$$3 \times 60 = 180 \text{ s}$$

Chapitre 1 - Notions de base

Exemple 1.5

Quel est le facteur de conversion entre l'heure et la seconde ?

Pour répondre à cette question, il suffit de se demander combien de secondes il y a dans une heure. Puisque 1 heure est composée de 60 minutes et 1 minute est composée de 60 secondes, dans 1 heure il y a :

$$60 \times 60 \text{ secondes} = 3600 \text{ secondes}$$

Le facteur de conversion entre l'heure et la seconde est donc 3600 s/h.

$$\mathbf{1 \text{ h} = 3600 \text{ s}}$$

Ainsi, si nous désirons convertir une valeur de temps exprimée en heures en une valeur de temps exprimée en secondes, on doit multiplier la valeur de temps exprimée en heures par 3600. Au contraire, si nous voulons convertir une valeur de temps exprimée en secondes en une valeur de temps exprimée en heures, on doit diviser la valeur de temps exprimée en secondes par 3600.

Exemple 1.6

Combien des secondes il y a-t-il dans 3 heures ?

Si nous désirons convertir une valeur de temps exprimée en heures en une valeur de temps exprimée en secondes, on doit multiplier la valeur de temps exprimée en heures par 3600.

Ainsi :

$$\mathbf{3 \times 3\,600 = 10\,800 \text{ s}}$$

Chapitre 1 - Notions de base

Dans le cadre de cet ouvrage, nous allons utiliser la plupart du temps des unités du SI. Cependant, nous allons exprimer souvent l'énergie en électronvolts (eV), qui n'est pas une unité de mesure du SI. Si on veut exprimer la même énergie en joules ou en électronvolts, il nous faut connaître le facteur de conversion, qui vaut $1,60 \times 10^{-19} \text{ J/eV}$.



Le facteur de conversion pour convertir des électronvolts (eV) en joules (J) est $1,60 \times 10^{-19} \text{ J/eV}$.

$$1 \text{ eV} = 1,60 \times 10^{-19} \text{ J}$$

Ainsi, si nous désirons convertir une valeur d'énergie exprimée en eV en une valeur d'énergie exprimée en J, il suffit de multiplier la valeur de l'énergie exprimée en eV par $1,60 \times 10^{-19} \text{ J/eV}$.
Si nous désirons convertir une valeur d'énergie exprimée en J en une valeur d'énergie exprimée en eV, il suffit de diviser la valeur d'énergie exprimée en J par $1,60 \times 10^{-19} \text{ J/eV}$.

Exemple 1.7



Exprimer en électronvolts une énergie de 0,423 J.

Si nous désirons convertir une valeur d'énergie exprimée en J en une valeur d'énergie exprimée en eV, il suffit de diviser la valeur d'énergie exprimée en J par $1,60 \times 10^{-19}$.

Ainsi :

$$\frac{0,423 \text{ J}}{(1,60 \times 10^{-19}) \text{ J/eV}} = 2,64 \times 10^{18} \text{ eV}$$

Chapitre 1 - Notions de base

1.3.3 Dimension d'une grandeur physique

Lorsque deux quantités peuvent être exprimées à l'aide de la même unité de mesure, on dit que ces quantités ont la même **dimension**. Par exemple, la durée d'une radiographie et le temps de rotation du tube à rayons X autour du patient lors d'une tomodensitométrie sont deux quantités qui peuvent s'exprimer en secondes (s), ou en toute autre sous-multiple de la seconde (par exemple, en millisecondes [ms]), ou encore en toute autre unité de mesure de temps ne faisant pas partie du SI (par exemple en heures [h]). Ces deux quantités ont donc la même dimension (les deux sont des mesures de temps). En revanche, la durée d'une radiographie et la distance entre le patient et le plan de détection (récepteur) dans la même radiographie ne pourront jamais être exprimées avec la même unité de mesure, car la première est une mesure de temps et l'autre est une mesure de distance. Ces deux quantités n'ont donc pas la même dimension.



Lorsque deux quantités peuvent être exprimées à l'aide de la même unité de mesure, on dit que ces grandeurs ont la même *dimension*.

Afin de bien identifier la dimension d'une grandeur physique, il est recommandé d'exprimer son unité de mesure en fonction des unités de base du SI.



Afin de bien identifier la dimension d'une grandeur physique, il est recommandé d'exprimer son unité de mesure en fonction des unités de base du SI.

Exemple 1.8



Quelle est l'unité de mesure de la charge électrique en fonction des unités de mesure fondamentales ?

L'unité de mesure de la charge électrique est le Coulomb (C). Il s'agit d'une unité de mesure dérivée qu'on retrouve dans le tableau 4. En fonction des unités fondamentales, cette unité de mesure s'exprime en **Ampère-seconde (As)**.

Chapitre 1 - Notions de base

1.4 Les règles d'écriture des grandeurs physiques

1.4.1 Chiffres significatifs

Nous avons établi que les grandeurs physiques peuvent être **mesurées** directement ou indirectement. Ainsi, étant donné la nature expérimentale implicite dans toutes les grandeurs physiques, leur valeur numérique peut être donnée avec un nombre limité des chiffres. En effet, on ne peut pas mesurer quelque chose de façon plus précise de ce que les instruments utilisés (ou le contexte de l'expérience) nous permettent de faire.

Le nombre de chiffres significatifs de la mesure d'une grandeur physique correspond au nombre de chiffres qu'on peut compter, de gauche à droite, à partir du premier chiffre différent de 0. Ainsi, les zéros qui se situent à gauche du premier chiffre non nul sont non significatifs, tandis que les zéros qui se situent à droite du dernier chiffre non nul sont significatifs. Il faut bien remarquer, cependant, que ceci est vrai seulement s'il s'agit des zéros qui ont été effectivement mesurés. Si ces zéros dénotent un ordre de grandeur uniquement, on ne peut pas les considérer comme significatifs (par exemple, si nous disons que la distance terre-lune est d'environ 380000 km, les zéros à droite du chiffre 8 ne sont pas significatif). Dans ce manuel, nous utiliserons la plupart du temps trois chiffres significatifs. Pour les paramètres de contrôle du tube à rayons X, normalement deux chiffres significatifs seulement seront utilisés.



Le nombre de chiffres significatifs de la mesure d'une grandeur physique correspond au nombre de chiffres qu'on peut compter, de gauche à droite, à partir du premier chiffre différent de 0.



Afin que les zéros se situant à droite du premier chiffre non nul soient significatifs, il faut qu'ils proviennent d'une mesure.

Chapitre 1 - Notions de base

Voici quelques exemples pour mieux éclairer ce concept.

Exemple 1.9



Écrivez le nombre des chiffres significatifs pour les mesures suivantes :

12 436 s. Le premier chiffre non nul est 1. En comptant de gauche à droite à partir de ce chiffre, je vois que ce nombre possède **5 chiffres significatifs**.

12 400 m. Le premier chiffre non nul est 1. En comptant de gauche à droite à partir de ce chiffre, je vois que ce nombre possède **5 chiffres significatifs** (les zéros qui se situent à droite du dernier chiffre non nul sont significatifs).

12,436 kg. Le premier chiffre non nul est 1. En comptant de gauche à droite à partir de ce chiffre, je vois que ce nombre possède **5 chiffres significatifs**.

0,439 J. Le premier chiffre non nul est 4. En comptant de gauche à droite à partir de ce chiffre, je vois que ce nombre possède **3 chiffres significatifs** (les zéros qui se situent à gauche du premier chiffre non nul sont non significatifs).

0,0002 m. Le premier chiffre non nul est 2. En comptant de gauche à droite à partir de ce chiffre, je vois que ce nombre possède **1 chiffre significatif** (les zéros qui se situent à gauche du premier chiffre non nul sont non significatifs).

Chapitre 1 - Notions de base

1.4.2 Puissances de dix et préfixes du système international d'unités

Puisque les valeurs des grandeurs physiques à l'étude varient énormément dans ce manuel, on pourrait souvent avoir besoin d'utiliser des **puissances de dix**¹ ou des **préfixes** à côté de la valeur numérique de la grandeur physique à l'étude. La durée d'une radiographie, par exemple, varie généralement entre 0,005 00 s et 0,200 s. Alors, au lieu d'écrire 0,005 00 s, on peut choisir d'utiliser les puissances de dix et écrire $5,00 \times 10^{-3}$ s ou bien un préfixe et écrire 500 ms (millisecondes). Nous avons pris, comme exemples, des mesures de temps ; la même notion est valide, évidemment, pour toute autre grandeur physique. Par exemple, pour la longueur, nous pouvons avoir à étudier, dans cet ouvrage, des distances de l'ordre des décimètres (10^{-1} m) - comme la distance entre le tube à rayons X et le plan de détection - et des distances beaucoup plus petites (de l'ordre de dizaines de micromètres, comme la longueur de pénétration des rayons X dans l'anode du tube à rayons X (Berger et al., 1999)).

Dans le tableau ci-dessous, nous reportons les principaux préfixes du système international d'unités avec les puissances de dix correspondantes :

Tableau 1.5. Principaux préfixes du système international d'unités utilisés dans cet ouvrage (Bureau international des poids et mesures, 2022).

Préfixe (symbol)	Nombre	Puissance de dix
Téra (T)	1 000 000 000 000 (billion)	10^{12}
Giga (G)	1 000 000 000 (milliard)	10^9
Méga (M)	1 000 000 (million)	10^6
Kilo (k)	1 000 (millier)	10^3
Centi (c)	0,01 (centième)	10^{-2}
Milli (m)	0,001 (millième)	10^{-3}
Micro (μ)	0,000 001 (millionième)	10^{-6}
Nano (n)	0,000 000 001 (milliardième)	10^{-9}
Pico (p)	0,000 000 000 001 (billionième)	10^{-12}

¹ Si vous ne vous souvenez pas comment écrire un nombre en puissances de dix, nous vous suggérons de le réviser à l'annexe de mathématiques.

Chapitre 1 - Notions de base

1.4.3 Notation scientifique

Il existe une notation compacte, utilisant les puissances de dix, qui permet d'exprimer n'importe quelle valeur d'une grandeur physique, sans avoir des zéros à gauche du premier chiffre non nul. Cette façon d'écrire un nombre s'appelle *notation scientifique*. Selon cette notation le nombre doit être représenté sous la forme :

$$a \times 10^n$$

Où a est un nombre, positif ou négatif, dont le premier chiffre est compris entre 1 et 9.



Un nombre est écrit en notation scientifique s'il est donné sous la forme

$$a \times 10^n$$

Où a est un nombre dont le premier chiffre est compris entre 1 et 9.

Exemple 1.10



Un faisceau est constitué des rayons X ayant une énergie moyenne de 28,16 keV.

Écrivez cette quantité en eV, en utilisant la notation scientifique. Donnez le résultat avec 3 chiffres significatifs.

Tout d'abord, on fait la conversion de keV en eV. Puisque 1 keV correspond à 1000 eV (le facteur de conversion est 1000 eV/keV), pour convertir une valeur d'énergie exprimée en keV en une valeur d'énergie exprimée en eV, je dois multiplier la valeur d'énergie exprimée en keV par 1000.

$$28,16 \times 1000 = 28160 \text{ eV}$$

Ensuite, on écrit ce nombre sous la forme $a \times 10^n$ où a est un nombre avec trois chiffres significatifs dont le premier chiffre est compris entre 1 et 9.

$$2,82 \times 10^4 \text{ eV}$$

1.5 Lois physiques et homogénéité dimensionnelle d'une équation

Il existe des relations entre les grandeurs physiques (équations ou lois physiques) ; c'est exactement cela qui nous permet de faire des prévisions et de calculer, par exemple, quelle est notre vitesse moyenne lorsque nous prenons une heure pour marcher une distance de cinq kilomètres ou combien doit durer précisément une radiographie pour une valeur précise de charge totale et d'intensité de courant (mA) qui circule dans le tube. Dans cet ouvrage, nous allons utiliser quelques équations importantes dans le domaine du radiodiagnostic. Pour les personnes rencontrant des difficultés à résoudre des équations de premier degré, il est suggéré de lire l'abrégé de mathématiques (Annexe A).

Afin de ne pas risquer de se retrouver avec le mauvais résultat lors de l'application de ces équations, il est important de s'assurer que l'équation soit homogène, c'est-à-dire que la dimension du membre de gauche de l'égalité soit égale à la dimension du membre de droite de l'égalité. Comme précédemment indiqué, afin de bien identifier la dimension d'une grandeur physique, il est recommandé d'exprimer son unité de mesure en fonction des unités de base du SI.



Une équation est dite homogène si la dimension du membre de gauche de l'égalité est égale à la dimension du membre de droite de l'égalité.



Une équation doit être homogène afin de fournir le bon résultat.

Chapitre 1 - Notions de base

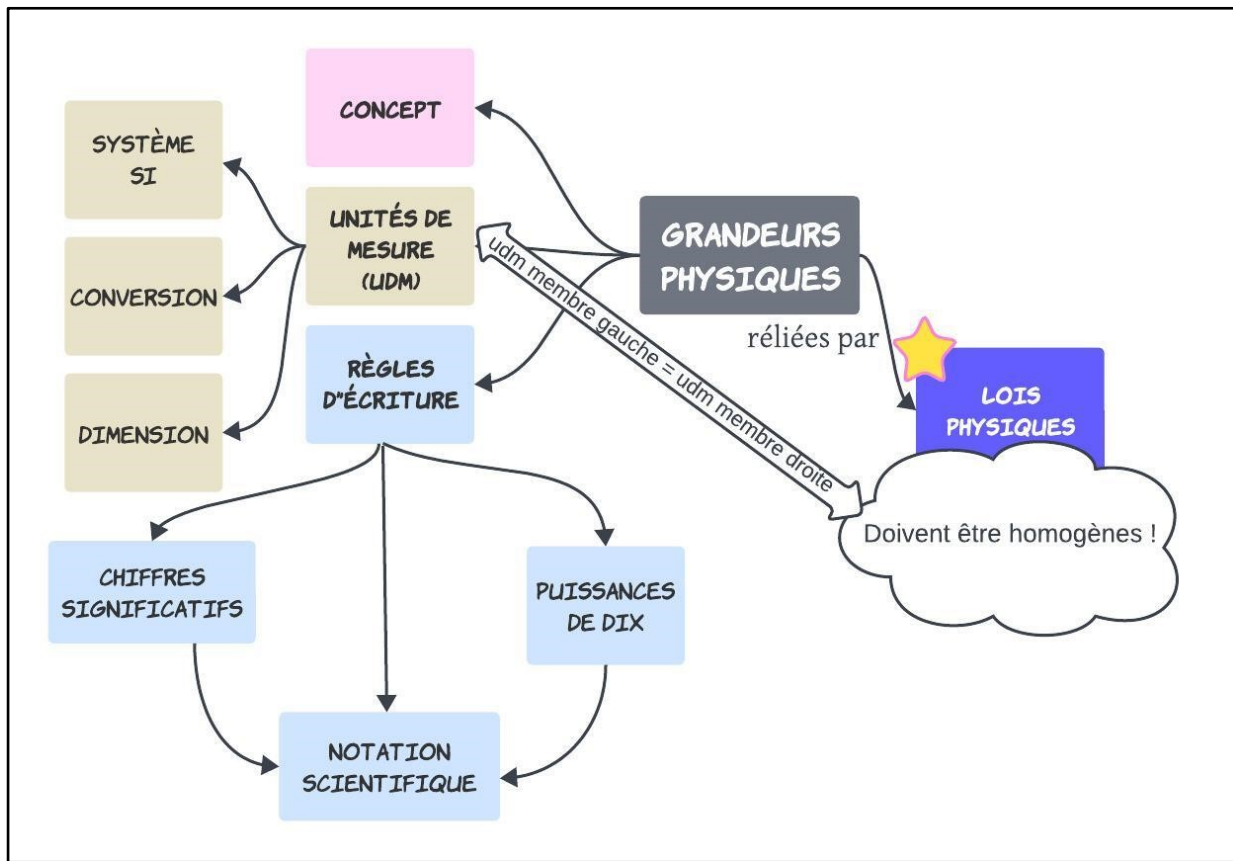
Résumé

Dans ce chapitre, nous avons présenté les notions préalables à l'étude des phénomènes physiques en lien avec la profession de technologue en imagerie médicale du domaine du radiodiagnostic. Dans les sections 1.2, 1.3 et 1.4 nous avons introduit le concept de grandeur physique et les notions en lien avec ce concept (notamment les unités de mesure et les règles d'écriture). Enfin, dans la section 1.5, nous avons parlé de lois physiques et du concept d'homogénéité dimensionnelle d'une équation. Voici un court résumé pour chacune de ces sections :

- **1.2** Une grandeur physique décrit de façon quantitative une propriété d'un corps ou d'un phénomène physique. Cette propriété n'est pas une caractéristique d'un corps en particulier, mais plutôt une caractéristique générale, qu'on peut donc retrouver dans plusieurs corps ou phénomènes. Par exemple, tous les objets dont nous faisons expériences dans la vie sont dotés d'une propriété qu'on nomme *masse* qu'on peut mesurer et qui est donc une grandeur physique. Une grandeur physique est généralement accompagnée par une unité de mesure. Dans les équations, on utilise souvent une lettre pour représenter une grandeur physique.
- **1.3** Dans ce manuel, nous utilisons presque toujours des unités de mesure du système international (SI). Parmi les unités fondamentales du SI, nous allons en utiliser 5 : la seconde (s) pour le temps, le kilogramme (kg) pour la masse, le mètre (m) pour la longueur, le kelvin (K) pour la température et l'ampère (A) pour le courant. Nous utiliserons aussi des unités dérivées du SI, comme le mètre par seconde (m/s) et le Coulomb (C), qui correspond à l'ampère-seconde (As) en unités de base. Pour l'énergie, nous allons utiliser, outre que le joule (J), une unité de mesure qui ne fait pas partie du SI, soit l'électronvolt (eV). Lorsque cela arrive, il faut se souvenir de faire les conversions appropriées avant d'entreprendre les calculs pour éviter d'obtenir un résultat fautif.
- **1.4** Le nombre de chiffres significatifs de la valeur numérique d'une grandeur physique correspond au nombre de chiffres qu'on peut compter, de gauche à droite, à partir du premier chiffre non nul. La notation scientifique permet d'écrire n'importe quelle valeur sans devoir y mettre une quantité astronomique des zéros. Un nombre est écrit en notation scientifique s'il est donné sous la forme $a \times 10^n$, où a est un nombre dont le premier chiffre est compris entre 1 et 9.
- **1.5** Les mathématiques sont le langage de choix de la physique. Ainsi, les lois physiques (les relations entre des grandeurs physiques) s'expriment à travers des équations mathématiques. Lorsqu'on travaille avec les équations, pour avoir le bon résultat, il faut s'assurer que celles-ci soient homogènes dans un point de vue dimensionnel, soit que la dimension du membre de gauche de l'équation soit égale à la dimension du membre de droite de l'équation.

Chapitre 1 - Notions de base

Figure 1.4. Carte conceptuelle du chapitre 1.



Chapitre 1 - Notions de base

Questions et exercices

1. Écrivez en **notation scientifique avec 3 chiffres significatifs** les données suivantes sans modifier l'unité de mesure :
 - a. 16 918 eV
 - b. 0, 23 987 kg
 - c. 10 547 349 932 s
 - d. 0,000 1 A
2. Pour chaque donnée de l'exercice précédent, indiquez à quelle **grandeur physique** elle fait référence (notez le nom de la grandeur et son symbole) :
 - a. 16 918 eV
 - b. 0, 23 987 kg
 - c. 10 547 349 932 s
 - d. 0,000 1 A
3. Faites les **conversions** suivantes en exprimant le résultat en notation scientifique avec 3 chiffres significatifs :
 - a. 16 918 eV en keV
 - b. 0, 23 987 kg en g
 - c. 10 547 349 932 s en jours
 - d. 0,000 100 A en mA
4. Un faisceau est constitué des rayons X ayant une énergie moyenne de 0,024 37 MeV.

Écrivez cette énergie en :

- a. MeV avec notation scientifique avec 3 chiffres significatifs
- b. J avec notation scientifique avec 3 chiffres significatifs
- c. keV avec notation scientifique avec 3 chiffres significatifs
- d. eV avec notation scientifique avec 4 chiffres significatifs
- e. eV sans notation scientifique avec 4 chiffres significatifs

Chapitre 1 - Notions de base

Questions et exercices — corrigé

1. Écrivez en **notation scientifique avec 3 chiffres significatifs** les données suivantes sans modifier l'unité de mesure :

- a. $16\,918\text{ eV} = 1,69 \times 10^4\text{ eV}$
- b. $0,239\,87\text{ kg} = 2,40 \times 10^{-1}\text{ kg}$
- c. $10\,547\,349\,932\text{ s} = 1,05 \times 10^{10}\text{ s}$
- d. $0,000\,1\text{ A} = 1,00 \times 10^{-4}\text{ A}$

2. Pour chaque donnée de l'exercice précédent, indiquez à quelle **grandeur physique** elle fait référence (notez le nom de la grandeur et son symbole) :

- a. **Énergie (E)**
- b. **Masse (m)**
- c. **Temps (t)**
- d. **Courant électrique (i)**

3. Faites les **conversions** suivantes en exprimant le résultat en notation scientifique avec trois chiffres significatifs :

$$16\,918\text{ eV} = 16,9\text{ keV} = 1,69 \times 10\text{ keV}$$

$$0,23987\text{ kg} = 240\text{ g} = 2,40 \times 10^2\text{ g}$$

$$10\,547\,349\,932\text{ s} = 122\,000\text{ jours} = 1,22 \times 10^5\text{ jours}$$

$$0,000\,100\text{ A} = 0,100\text{ mA} = 1,00 \times 10^{-1}\text{ mA}$$

4. Un faisceau est constitué de rayons X ayant une énergie moyenne de $0,024\,37\text{ MeV}$.

Écrivez cette énergie en :

- a. MeV avec notation scientifique avec 3 chiffres significatifs

$$2,44 \times 10^{-2}\text{ MeV}$$

- b. J avec notation scientifique avec trois chiffres significatifs

$$3,90 \times 10^{-15}\text{ J}$$

- c. keV avec notation scientifique avec trois chiffres significatifs

$$2,44 \times 10\text{ keV}$$

Chapitre 1 - Notions de base

- d. eV avec notation scientifique avec 4 chiffres significatifs

$$2,437 \times 10^4 \text{ eV}$$

- e. eV sans notation scientifique avec 4 chiffres significatifs

$$24\,370 \text{ eV}$$

Chapitre 1 - Notions de base

Références

Berger, M. J., Coursey, J. S., Zucker, M. A., & Chang, J. (1999). *Stopping-power & range tables for electrons, protons, and helium ions* (NISTIR 4999). National Institute of Standards and Technology.

Bureau international des poids et mesures. (2022). *Le Système international d'unités (SI)* (V2.01 ; p. 110). BIPM.

Clker-Free-Vector-Images. (2012a). *Chronomètre, Minuteur, Horloge* [En ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/vectors/chronom%C3%A8tre-minuteur-horloge-25763/>

Clker-Free-Vector-Images. (2014a). *Fièvre, Malade, Thermomètre, femme* [Image en ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/vectors/fi%C3%A8vre-malade-thermom%C3%A8tre-femme-310721/>

Clker-Free-Vector-Images. (2014c). *Thermomètre, Température, Fièvre* [Image en ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/vectors/thermom%C3%A8tre-temp%C3%A9rature-fi%C3%A8vre-309120/>

dandelion_tea. (2022). *Chambre d'enfants, Chambre à coucher, Chambre des enfants* [En ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/vectors/chambre-denfants-chambre-%C3%A0-coucher-7181883/>

FiveFlowersForFamilyFirst. (2017). *Livre, Lire, Lecture* [En ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/vectors/livre-lire-lecture-%C3%A9tudes-%C3%A9tudier-2247427/>

Jarmoluk. (2014). *Calculatrice, Main, Calculer* [En ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/photos/calculatrice-main-calculer-compter-428294/>

OpenClipart-Vectors. (2013 b). *Ruban, Mesure, Ruban à mesure* [En ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/vectors/ruban-mesure-ruban à mesurer-%C3%A0-mesurer-outil-158276/>

OpenClipart-Vectors. (2016). *Université, Éducation, Apprentissage* [En ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/vectors/universit%C3%A9-%C3%A9ducation-apprentissage-1299312/>

OpenClipart-Vectors. (2023). *Thermomètre, Celcius, Conditions météorologiques* [Image en ligne]. Pixabay. <https://pixabay.com/fr/vectors/thermom%C3%A8tre-celsius-145891/>

CHAPITRE 2

Matière et énergie

Aperçu : Le deuxième chapitre introduit le concept d'énergie, le principe de conservation de l'énergie et la notion de rayonnement. Il explique également la structure de l'atome et introduit le concept de niveaux d'énergie pour ce dernier. Toutes ces notions sont préalables à la compréhension des phénomènes d'interaction rayonnement/matière et des principes de fonctionnement du tube à rayons X.

Table des matières

Objectifs	39
Liste des tableaux	40
Liste des figures	40
2.1 Introduction	41
2.2 La matière	42
2.2.1 La matière condensée	42
2.2.2 Le modèle atomique	43
2.3 L'énergie	46
2.3.1 Préambule	46
2.3.2 L'énergie cinétique	47
2.3.3 L'énergie thermique	50
2.3.4 L'énergie potentielle électrique	51
2.3.5 L'énergie rayonnante	52
2.3.6 Principe de conservation de l'énergie	54
Résumé	60
Questions et exercices	62
Questions et exercices — corrigé	63
Références	65

Chapitre 2 – Matière et énergie

Objectifs

- Connaître la structure de l'atome
- Nommer différentes formes d'énergie
- Expliquer le principe de conservation de l'énergie
- Connaître le concept de rayonnement
- Nommer différents types de rayonnement
- Décrire les caractéristiques principales des rayons X

Liste des tableaux

<i>Tableau 2.1. Masse et charge des différentes particules atomiques.</i>	44
---	----

Liste des figures

<i>Figure 2.1. Réticule cubique simple à face centrée.</i>	42
<i>Figure 2.2 Modèle atomique</i>	43
<i>Figure 2.3. Le tableau périodique des éléments</i>	45
<i>Figure 2.4 Molécule en agitation thermique</i>	50
<i>Figure 2.5 Spectre électromagnétique</i>	52
<i>Figure 2.6. Carte conceptuelle du chapitre 2.</i>	61

Chapitre 2 – Matière et énergie

2.1 Introduction

Le deuxième chapitre introduit le concept d'énergie, le principe de la conservation de l'énergie et la notion de rayonnement. Il explique également la structure de l'atome et introduit le concept de niveaux d'énergie pour ce dernier. Toutes ces notions sont préalables à la compréhension des phénomènes d'interaction rayonnement/matière, des principes de fonctionnement du tube à rayons X et des techniques d'imagerie fondées sur les rayons X.

Ce chapitre se compose de plusieurs sections. Voici un aperçu de la progression logique d'une section à l'autre.

Pour commencer, il sera question d'examiner la structure de la matière au niveau fondamental. La structure de l'atome sera ainsi étudiée.

Ensuite, le concept d'énergie et le principe de conservation de l'énergie seront introduits. Nous verrons que l'énergie peut prendre différentes formes. Nous prêterons une attention particulière à l'explication de l'énergie cinétique, de l'énergie potentielle électrique, de l'énergie thermique et de l'énergie rayonnante. Ces formes d'énergies entreront en jeu lorsqu'il sera question d'expliquer les principes de fonctionnement du tube à rayons X, au chapitre 5.

Chapitre 2 – Matière et énergie

2.2 La matière

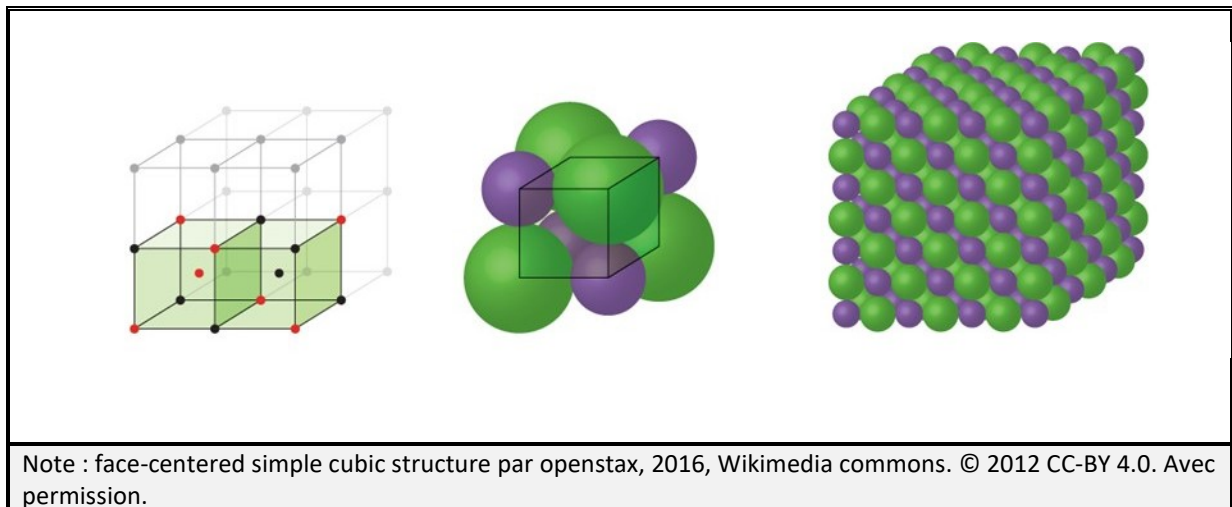
2.2.1 La matière condensée

La matière se présente sous plusieurs états, notamment l'état solide, liquide et gazeux. Ici, nous nous concentrons sur l'état solide et liquide, également appelés *matière condensée*.

La matière condensée peut être classée en deux catégories principales : la matière condensée dure et la matière condensée molle. La matière est composée d'atomes, et la manière dont ces atomes sont arrangés détermine les propriétés de la matière.

Dans la matière condensée dure, comme une barre de plomb ou le filament de tungstène du tube à rayons X, les atomes sont disposés de manière ordonnée, formant des motifs répétitifs qui s'étendent dans tout le matériau (appelés *réseaux de Bravais*). Ces structures confèrent à la matière dure sa rigidité et sa résistance et elles modulent également les niveaux énergétiques des électrons des atomes qui les composent (comme nous le verrons plus loin).

Figure 2.1. Réseau cubique simple à face centrée.



Dans la matière condensée molle, comme le tissu d'un patient ou d'une patiente, les atomes sont liés pour former des molécules ou des macromolécules. Ces structures se répètent dans l'espace de manière moins régulière que dans la matière condensée dure. Les molécules et macromolécules peuvent s'organiser de façon de plus en plus complexe en donnant lieu à différents types de structures. Cette disposition plus flexible permet à la matière molle de se déformer plus facilement et de s'adapter à différentes formes et contraintes.

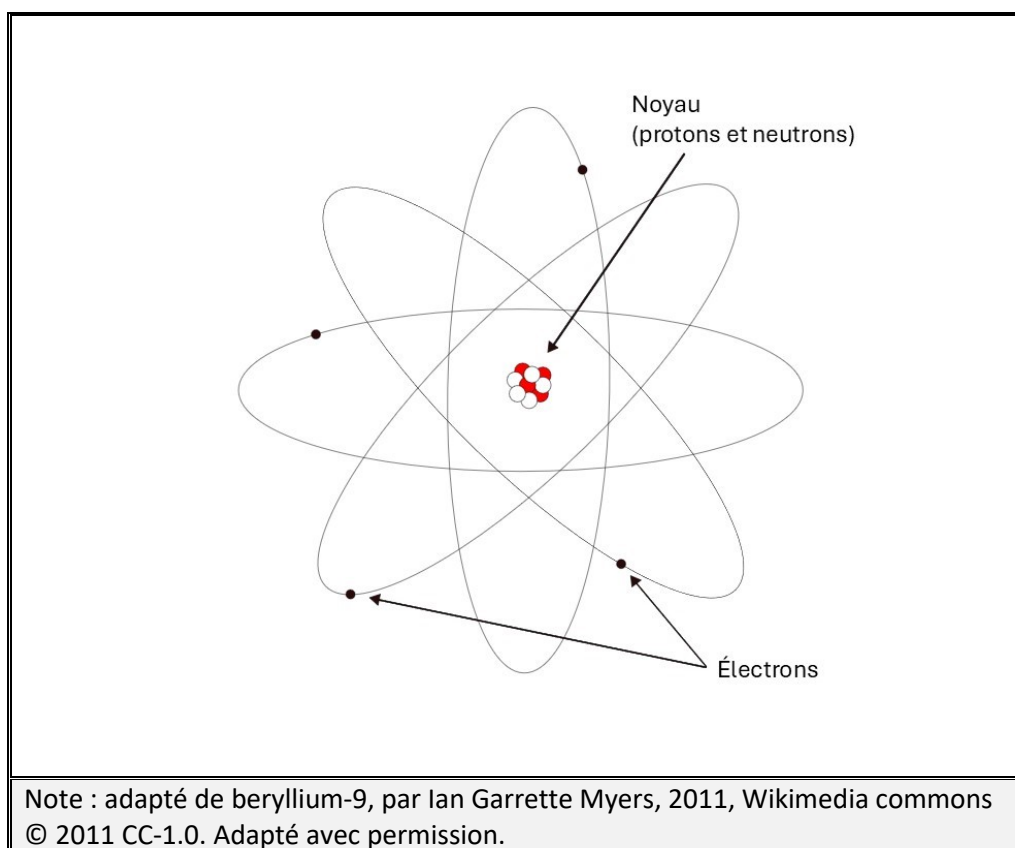
Chapitre 2 – Matière et énergie

2.2.2 Le modèle atomique

Le modèle atomique est une représentation théorique de la structure des atomes, les unités fondamentales de la matière. Différents types de modèles atomiques se sont succédé depuis 1800. Le modèle qu'on décrit sommairement ici, celui de Bohr (1913), n'est pas le plus récent, mais il a l'avantage d'être plus facilement représentable graphiquement. Chaque atome est constitué d'un noyau central, composé de protons et de neutrons, et entouré d'électrons qui orbitent autour de ce noyau.

Le noyau atomique est le cœur de l'atome. Il contient des protons, qui sont des particules chargées positivement, et des neutrons, qui sont neutres. Le nombre de protons dans le noyau détermine l'identité de l'élément chimique et est appelé le numéro atomique. Par exemple, un atome de carbone a six protons, tandis qu'un atome d'oxygène en a huit.

Figure 2.2 Modèle atomique



Chapitre 2 – Matière et énergie



Chaque atome est constitué d'un noyau central, composé de protons et de neutrons, entouré d'électrons.

Un atome est dit neutre lorsque le nombre de protons dans le noyau est égal au nombre d'électrons autour de celui-ci. Les électrons sont des particules chargées négativement et leur nombre doit équilibrer la charge positive des protons pour que l'atome soit électriquement neutre.

Dans le tableau 2.1, nous reportons la masse et la charge pour chaque particule du modèle atomique.

Tableau 2.1. Masse et charge des différentes particules atomiques.

PARTICULE	MASSE	CHARGE
proton	$1,67 \times 10^{-27} \text{ kg}$	$+ e$
neutron	$1,68 \times 10^{-27} \text{ kg}$	neutre
électron	$9,11 \times 10^{-31} \text{ kg}$	$- e$

Le tableau périodique des éléments classe tous les éléments chimiques connus en fonction de leur numéro atomique et de leurs propriétés chimiques. Les électrons de chaque élément chimique ne peuvent pas avoir n'importe quelle énergie ; seulement certaines valeurs d'énergie sont possibles. Selon le modèle de Bohr, les électrons orbitent autour du noyau à des niveaux d'énergie fixes et quantifiés qui sont propres à chaque élément chimique. Le modèle quantique, plus récent, garde l'aspect de quantification de l'énergie des électrons, mais il ne considère plus un électron comme étant une espèce de « petite bille » qu'on peut localiser dans l'espace à chaque instant. Dans ce dernier modèle, le plus à jour que nous possédons, les électrons sont représentés comme des nuages de probabilité autour du noyau. Ainsi, le concept d'orbite est remplacé par le concept d'orbitale, correspondant à une région de l'espace où on trouve ce nuage électronique. Les orbitales peuvent être occupées ou inoccupées, et seules certaines énergies sont permises pour les électrons d'un élément chimique. Puisque ces niveaux d'énergie sont uniques à chaque élément, ils constituent une sorte de signature énergétique de l'élément.

Tableau périodique des éléments chimiques

Groupes → I A 18
Période ↓

1 Hydrogène 1 H 1,00794
2 Hélio 2 He 4,002602

3 Lithium 3 Li 6,939
4 Béryllium 4 Be 9,0121831

5 Sodium 11 Na 22,98976928
6 Magnésium 12 Mg 24,305

7 Potassium 19 K 39,0983(1)
8 Calcium 20 Ca 40,078(4)

9 Rubidium 37 Rb 85,4678(3)
10 Strontium 38 Sr 87,62(1)

11 Césium 55 Cs 132,90545193
12 Baryum 56 Ba 137,327(7)

13 Francium 87 Fr [223]
14 Radium 88 Ra [226]

15 Lanthanides 57-71
16 Actinides 89-103

17 Scandium 21 Sc 44,955908(2)
18 Titane 22 Ti 47,867(1)
19 Vanadium 23 V 50,9415(1)
20 Chrome 24 Cr 51,9961(6)
21 Manganèse 25 Mn 54,938044
22 Fer 26 Fe 55,845(2)
23 Cobalt 27 Co 58,933194
24 Nickel 28 Ni 58,6934(4)
25 Cuivre 29 Cu 63,546(3)
26 Zinc 30 Zn 65,38(2)
27 Gallium 31 Ga 69,723(1)
28 Germanium 32 Ge 72,630(8)
29 Arsenic 33 As 74,921595
30 Sélénium 34 Se 78,971(8)
31 Brome 35 Br 79,904
32 Krypton 36 Kr 83,798(2)

29 Yttrium 39 Y 88,90584
40 Zirconium 40 Zr 91,224(2)
41 Niobium 41 Nb 92,90637
42 Molybdène 42 Mo 95,95(1)
43 Technétium 43 Tc [98]
44 Ruthénium 44 Ru 101,07(2)
45 Rhodium 45 Rh 102,90550
46 Palladium 46 Pd 106,42(1)
47 Argent 47 Ag 107,8682(2)
48 Cadmium 48 Cd 112,414(4)
49 Indium 49 In 114,818(1)
50 Étain 50 Sn 118,710(7)
51 Antimoine 51 Sb 121,760(1)
52 Tellure 52 Te 127,60(3)
53 Iode 53 I 126,90447
54 Xénon 54 Xe 131,29(36)

57 Lanthanides 57-71
58 Actinides 89-103

59 Praseodyme 59 Pr 140,90766
60 Néodyme 60 Nd 144,242(3)
61 Prométhée 61 Pm [145]
62 Samarium 62 Sm 150,36(2)
63 Europium 63 Eu 151,964(1)
64 Gadolinium 64 Gd 157,25(3)
65 Terbium 65 Tb 158,92535
66 Dysprosium 66 Dy 162,500(1)
67 Holmium 67 Ho 164,93033
68 Erbium 68 Er 167,259(3)
69 Thulium 69 Tm 168,93422
70 Ytterbium 70 Yb 173,045
71 Lutécium 71 Lu 174,9668

89 Actinides 89-103
90 Thorium 90 Th 232,0377
91 Protactinium 91 Pa 231,03688
92 Uranium 92 U 238,02891
93 Néptunium 93 Np [237]
94 Plutonium 94 Pu [244]
95 Américium 95 Am [243]
96 Curium 96 Cm [247]
97 Berkelium 97 Bk [247]
98 Californium 98 Cf [251]
99 Einsteinium 99 Es [252]
100 Fermium 100 Fm [257]
101 Mendelevium 101 Md [258]
102 Nobelium 102 No [259]
103 Lawrencium 103 Lr [260]

Alcalins Alcalino-terreux Lanthanides Actinides Métaux de transition Métaux pauvres Métalloïdes Autres non-métaux Halogènes Gaz nobles Non classés primordial désintégration d'autres éléments synthétique

Note : tableau périodique des éléments, par *Scaler, Michka B.* 2018. Wikimedia commons. © 2018 CC-BY 4.0.

Dans la matière condensée, lorsque les atomes se lient ensemble, les orbitales électroniques plus externes de chaque atome se modifient pour devenir des orbitales partagées entre plusieurs atomes. Ainsi, les niveaux d'énergie individuels pour ces électrons externes sont remplacés par des bandes d'énergie.

Chapitre 2 – Matière et énergie

2.3 L'énergie

2.3.1 Préambule

La notion d'énergie est l'une des plus importantes en physique. Cependant, il est très ardu de la définir de façon générale. « L'énergie est ce qui provoque le mouvement, peut être considérée comme la cause primaire de ce mouvement et peut se transformer en matière, en chaleur et en lumière »¹.

Puisqu'il s'agit d'une idée très abstraite et multifacette (l'énergie peut changer de forme), nous donnerons des exemples en analysant d'abord les formes d'énergie que nous allons utiliser dans ce manuel, soit l'énergie cinétique, l'énergie thermique, l'énergie potentielle électrique et l'énergie rayonnante.

Ensuite, nous introduirons le principe de conservation de l'énergie. Par le biais d'un laboratoire virtuel, nous donnerons un aperçu de l'utilisation de ce principe dans l'étude des principes de fonctionnement du tube à rayons X.

¹ Werner Heisenberg, Physique et philosophie.

Chapitre 2 – Matière et énergie

2.3.2 L'énergie cinétique

Lorsqu'un corps de masse m est en mouvement avec une vitesse v , par le fait même d'être en mouvement, il possède une certaine quantité d'énergie cinétique E_{cin} qui peut être calculée avec la formule :

$$E_{cin} = \frac{1}{2}mv^2$$

Exemple 2.1



a) Quelle est l'énergie cinétique d'une auto de masse $m = 1\,000\text{ kg}$ lorsqu'elle est garée ?

Elle ne possède aucune énergie cinétique (car sa vitesse est zéro).

$$E_{cin} = \frac{1}{2}1000\,0^2 = 0\text{ J}$$

Note : comme vu au chapitre 1, l'unité de mesure de l'énergie (peu importe sa forme) est le joule (J), dans le SI.

b) Quelle est l'énergie cinétique d'un électron de bombardement fraîchement émis par le filament du tube à rayons X, sachant qu'on peut considérer qu'il est immobile ?

Il ne possède aucune énergie cinétique (car sa vitesse est zéro).

Exemple 2.2



a) Quelle est l'énergie cinétique d'une auto de masse $m = 1\,000\text{ kg}$ lorsqu'elle se déplace à une vitesse de $50,0\text{ km/h}$ (qui correspondent à $13,9\text{ m/s}$) ?

$$E_{cin} = \frac{1}{2}1000\,13,9^2 = 96,6\text{ kJ}$$

Elle possède une énergie cinétique de $96,6\text{ kJ}$.

Chapitre 2 – Matière et énergie

b) Quelle est l'énergie cinétique d'un électron de bombardement lorsqu'il se déplace à une vitesse de 10^8 m/s ? Note : la masse de l'électron vaut $9,11 \times 10^{-31}$, voir tableau 2.1.

$$E_{cin} = \frac{1}{2} 9,11 \times 10^{-31} \times 10,0^{8 \times 2} = 4,56 \times 10^{-15} J$$

Exemple 2.3



Soit deux autos A et B telles que la masse de B est le double de la masse de A. Les deux autos ont la même vitesse.

a) Quelle auto possède le plus d'énergie cinétique ?

Dans cette comparaison, la vitesse reste constante (car elle est la même pour les deux autos). L'énergie cinétique est alors directement proportionnelle à la masse. Ainsi, l'auto qui a la plus grande masse (l'auto B) aura la plus grande énergie cinétique. Il faut noter que, si aucune information n'était donnée au sujet de la vitesse de deux autos, nous n'aurions pas pu donner de réponse à cette question.

b) Quel est le ratio entre l'énergie cinétique de l'auto B et l'énergie cinétique de l'auto A ?

Puisque l'énergie cinétique est directement proportionnelle à la masse, si la masse double, l'énergie cinétique double. Ainsi, l'énergie cinétique de l'auto B est le double de l'énergie cinétique de l'auto A. Le ratio entre l'énergie cinétique de l'auto B et l'énergie cinétique de l'auto A est donc :

$$\frac{E_{cin,B}}{E_{cin,A}} = \frac{\frac{1}{2}(2m_A)v^2}{\frac{1}{2}m_Av^2} = 2$$

Exemple 2.4

Soit deux électrons A et B tels que la vitesse de B est le double de la vitesse de A.

- a) Quel électron possède la plus grande énergie cinétique ?
- b) Quel est le ratio entre l'énergie cinétique de l'électron B et l'énergie cinétique de l'électron A ?

Puisque l'énergie cinétique est directement proportionnelle au carré de la vitesse, si la vitesse double, l'énergie cinétique est 4 fois l'énergie cinétique initiale.

Ainsi, l'énergie cinétique de l'électron B est 4 fois l'énergie cinétique de l'électron A. Le ratio entre l'énergie cinétique de l'électron B et l'énergie cinétique de l'électron A est donc :

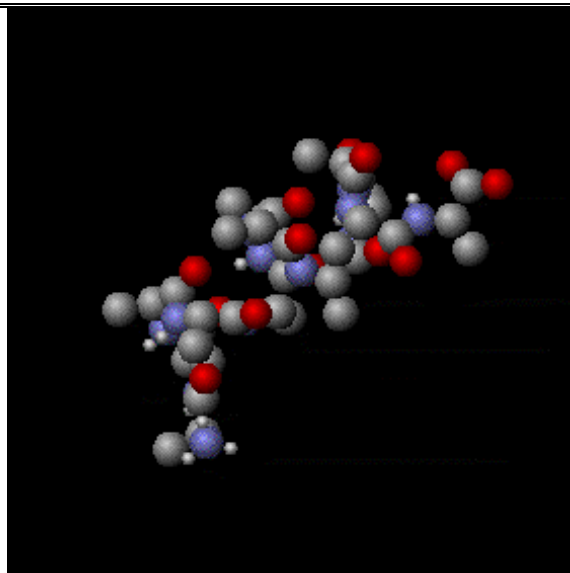
$$\frac{E_{cin,B}}{E_{cin,A}} = \frac{\frac{1}{2}m_e(2v_A)^2}{\frac{1}{2}m_e v_A^2} = 4$$

Chapitre 2 – Matière et énergie

2.3.3 L'énergie thermique

Le fait qu'un corps soit en mouvement (donc qu'il ait une vitesse différente de 0) n'implique pas nécessairement qu'il puisse s'éloigner sensiblement de sa position. Par exemple, si vous avez un gros élastique attaché à une cheville et que cet élastique est fermement attaché à un poteau, vous pouvez bien essayer de courir à gauche ou à droite, mais vous n'irez pas loin. C'est ce qui se passe avec les atomes dans la matière. Ils sont toujours en mouvement (sauf lorsque la température est de 0 K). Si des interactions se produisent (par exemple lorsque les électrons de bombardement du tube frappent l'anode), les atomes qui composent la matière bougent de plus en plus. Cependant, puisqu'ils sont liés les uns aux autres, comme nous l'avons vu à la section 1, ils ne peuvent pas vraiment aller très loin (comme il arrivait avec les autos ou les électrons de bombardement des exemples 2.1, 2.2, 2.3 et 2.4). Ils se déplacent plutôt toujours autour d'une position, nommée position d'équilibre. On dit alors que ces atomes (et le corps qui les contient) possèdent une énergie thermique, soit une énergie cinétique qui s'explique en tant qu'agitation désordonnée des atomes (ou des molécules). Lorsque de l'énergie (par exemple l'énergie cinétique) se transforme en énergie thermique, on ressent la chaleur. Ainsi, lorsque les électrons de bombardement du tube frappent l'anode, puisqu'il y a transfert d'énergie entre l'énergie cinétique des électrons de bombardement et l'énergie thermique des atomes de l'anode, la température du tube peut augmenter sensiblement.

Figure 2.4 Molécule en agitation thermique



Note : thermally agitated molecule, 2006. Wikimedia commons. © 2006 CC-BY 3.0.

Chapitre 2 – Matière et énergie

2.3.4 L'énergie potentielle électrique

Dans les exemples de la sous-section 2.3.2, il était question d'autos et d'électrons. La masse est une propriété commune aux deux corps, bien qu'elle soit très différente dans les deux cas (assez importante pour une auto, minuscule pour un électron). L'électron possède également une autre propriété physique intrinsèque : la charge électrique. Nous avons déjà vu cette grandeur physique au chapitre 1. Ainsi, pour cette particule, on peut introduire un autre type d'énergie, nommée énergie potentielle électrique. Cette énergie peut être calculée à l'aide de la formule suivante :

$$E_{el} = eU$$

où e est la charge élémentaire² et U est la tension, mesuré en V . Nous avons introduit cette grandeur physique au chapitre 1 et nous allons l'expliquer en détail au chapitre 4, lorsqu'il sera question des circuits.

Exemple 2.5



Nous devons effectuer une radiographie à l'abdomen. Pour ce faire, nous fixons une tension de 80 kV entre la cathode et l'anode. Lorsque nous commençons la radiographie, des électrons sont émis du filament de la cathode. Lorsque ces électrons viennent juste de sortir du filament, nous pouvons considérer qu'ils sont essentiellement immobiles. Ils se trouvent cependant tout proches de la cathode et ils ressentent donc toute la tension entre la cathode et l'anode.

Quelle est l'énergie potentielle électrique de chaque électron de bombardement en ce moment (soit lorsque les électrons viennent tout juste de sortir du filament de la cathode) ?

$$E_{el} = eU$$

$$E_{el} = 1,60 \times 10^{-19} \times 80 \times 10^3 = 1,28 \times 10^{-14} \text{ J}$$

² Comme nous l'avons déjà vu au chapitre 1, en valeur absolue, un électron et un proton ont la même charge (soit la charge élémentaire). Nous avons dit que, par simplicité, nous éviterions d'évaluer les signes dans nos équations mathématiques où la charge élémentaire est présente.

Chapitre 2 – Matière et énergie

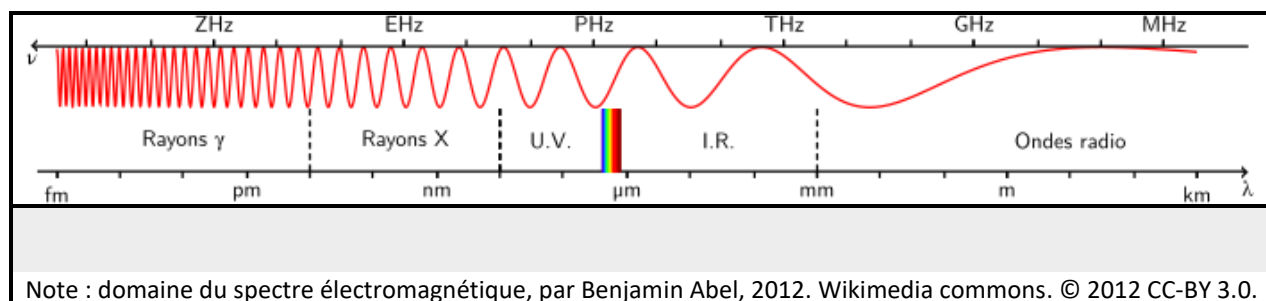
2.3.5 L'énergie rayonnante

L'énergie rayonnante (ou lumineuse) est l'énergie émise ou absorbée sous forme de rayonnement. Un rayonnement peut être décrit à la fois comme une onde ou une particule, selon les conditions expérimentales. Ce concept de double nature de ces objets est connu sous le nom de *dualisme onde-particule*. Parfois, le terme *rayonnement* est utilisé également pour désigner le processus d'émission et d'absorption de l'onde/particule.

Les sources des rayonnements peuvent être naturelles (par exemple, les rayons UV du soleil), ou bien artificielles (par exemple, le tube à rayons).

Lorsqu'ils sont décrits en termes d'ondes, les rayonnements sont appelés *ondes électromagnétiques*. Le spectre des ondes électromagnétiques³ est montré ci-dessous.

Figure 2.5 Spectre électromagnétique



Il existe une relation qui lie l'énergie du rayonnement ε à sa fréquence⁴ f :

$$\varepsilon = hf$$

où h est la constante de Planck (voir Tableau 1.2).

On note que, pour une onde, la fréquence f est inversement proportionnelle à la longueur d'onde⁵ λ , selon la relation :

$$f = \frac{v}{\lambda}$$

³ Le terme spectre des ondes électromagnétique désigne l'intervalle qui couvre toute la gamme des ondes, classées selon leur longueur, ou leur fréquence ou encore leur énergie (ces trois grandeurs sont en effet liées l'une à l'autre, comme expliqué dans cette section).

⁴ La fréquence d'une onde indique le nombre de cycles qui se produisent chaque seconde. Elle est mesurée en hertz (Hz).

⁵ La longueur d'onde désigne la distance entre deux points équivalents successifs d'une onde (par exemple deux crêtes ou deux creux). L'unité de mesure correspondante dans le Système International (SI) est donc le mètre, ainsi que ses multiples et sous-multiples.

Chapitre 2 – Matière et énergie

où v est la vitesse de l'onde⁶.

Les rayons X peuvent alors être décrits comme des rayonnements (ou des particules) à hautes énergies ou des ondes ayant une très grande fréquence et une très petite longueur d'onde. À titre de comparaison, la longueur d'onde de la lumière visible se situe entre 400 et 700 nm, tandis que celle des rayons X se situe entre 0,01 et 10 nm.

Ces caractéristiques variables des rayonnements, soit les différentes valeurs d'énergie de la longueur d'onde et de la fréquence, font en sorte que les différents rayonnements peuvent se comporter très différemment lorsqu'ils rentrent en interaction avec la matière.

⁶ Lorsque les ondes électromagnétiques se propagent dans le vide ou dans l'air, la vitesse de l'onde coïncide avec la vitesse de la lumière c (voir tableau 1.2).

Chapitre 2 – Matière et énergie

2.3.6 Principe de conservation de l'énergie

Dans les exemples précédents, nous avons abordé l'énergie cinétique et l'énergie potentielle électrique. D'autres formes d'énergie existent, telles que l'énergie thermique, chimique et radiative (ou lumineuse). L'énergie totale d'un corps ou d'un système physique à un instant donné est la somme de toutes les formes d'énergie présentes à cet instant.

Si nous observons ce corps, ou ce système physique, sur un certain intervalle de temps, nous pouvons détecter des variations dans les formes d'énergie présentes. Même s'il apparaît que l'énergie d'un corps en particulier a augmenté ou a diminué, une analyse plus détaillée montrerait que cette énergie n'a pas été créée ni détruite, mais qu'elle a été transférée d'un autre corps ou système (ou vers celui-ci).

En résumant, l'énergie peut changer de forme, mais elle ne peut pas disparaître. Voilà le principe de conservation de l'énergie !



L'énergie ne peut être ni créée ni détruite. Elle peut cependant changer de forme.

Voici comment le physicien américain renommé Richard Feynman⁷ décrit ce principe :

« Il existe une loi, ou si vous préférez, un fait, qui régit tous les phénomènes naturels connus à ce jour. Il n'y a pas d'exception connue à cette loi – elle est exacte autant que nous le sachions. Cette loi s'appelle la conservation de l'énergie. Elle affirme qu'il existe une certaine quantité, que nous appelons énergie, qui ne change pas au cours des nombreux changements que subit la nature. C'est une idée très abstraite, car c'est un principe mathématique ; elle dit qu'il y a une quantité numérique qui ne change pas quand quelque chose se produit. Ce n'est pas une description d'un mécanisme ou de quoi que ce soit de concret ; c'est simplement un fait étrange que nous puissions calculer un nombre et constater, après avoir observé la nature en action et recalculé le nombre, qu'il reste le même. »⁸

⁷ Richard Feynman est célèbre pour ses contributions à l'électrodynamique quantique pour lesquels il a reçu le Prix Nobel de physique en 1965 et pour ses diagrammes de Feynman (représentations schématisées des interactions entre particules subatomiques) outil désormais essentiel en physique théorique. Au-delà de ses contributions scientifiques, ce physicien est connu pour ses qualités de pédagogue et son humeur.

⁸ Richard Feynman. The Feynman lectures on physics. Vol I, section 4 "conservation de l'énergie", sous-section 4.1 "C'est quoi l'énergie ?". [Lien vers le texte](#) Traduction libre de l'anglais.

Chapitre 2 – Matière et énergie

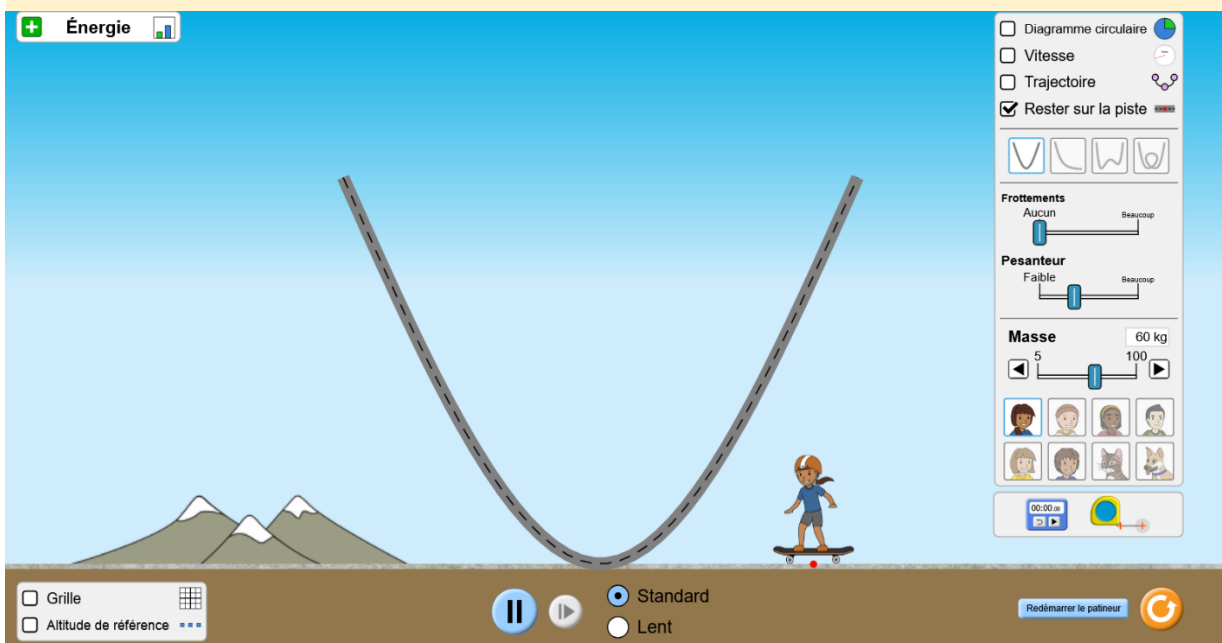


LABORATOIRE VIRTUEL

En cliquant sur [ce lien](#)⁹, vous pouvez avoir accès à un simulateur interactif qui vous permet de mieux comprendre la conservation de l'énergie.

Démarche à suivre :

1. Vous avez devant vous la piste en forme d'U, ainsi que la personne sur la planche à roulettes, immobile au sol à la droite de la piste (comme dans l'image ci-dessous).

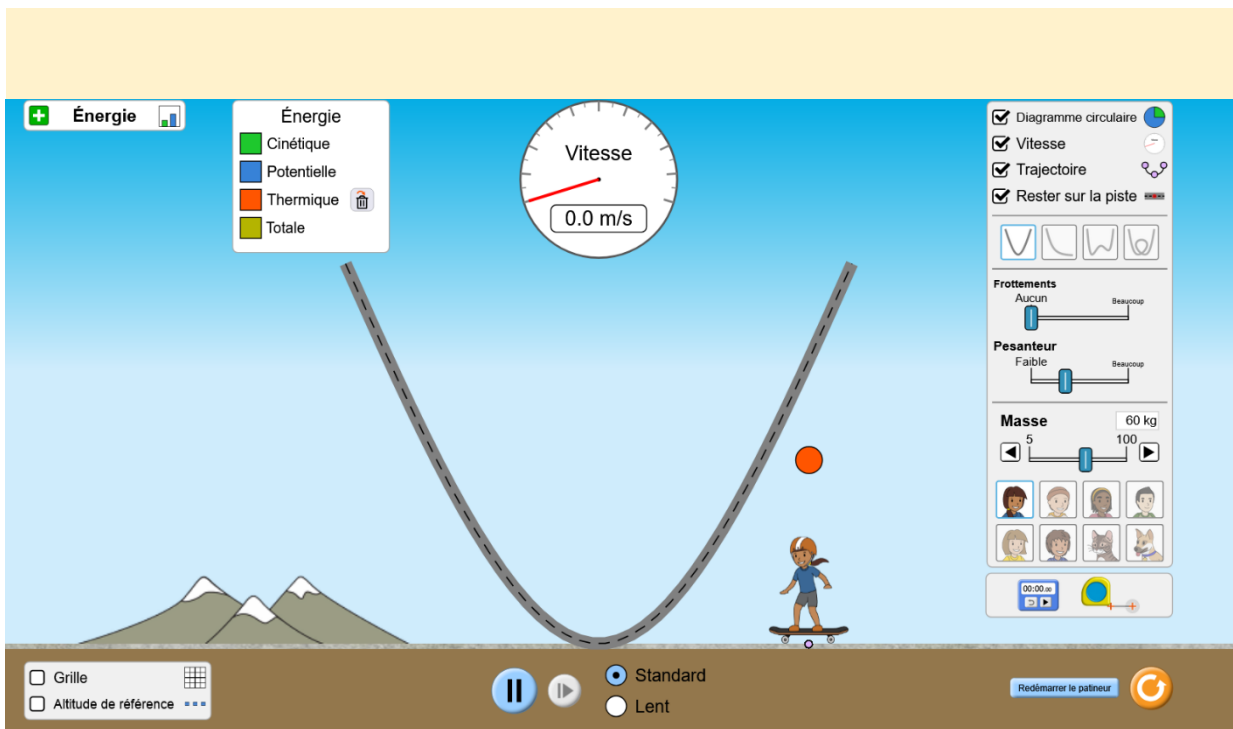


2. Pour commencer, veuillez sélectionner les cases correspondant au diagramme circulaire, à la vitesse et à la trajectoire.

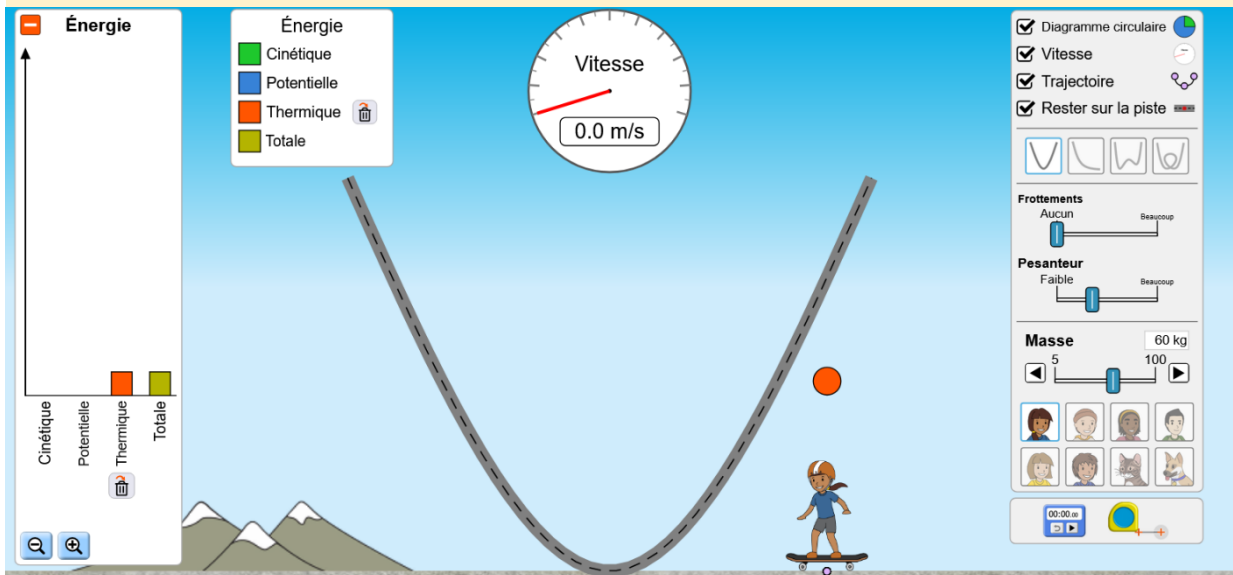
Ainsi, tous ces éléments pourront être visualisés comme dans l'image ci-dessous.

⁹ [énergies au skate Park](#), par Université du Colorado à Boulder, s.d. [Simulation par PhET Interactive Simulations](#)
© CC-BY 4.0.

Chapitre 2 – Matière et énergie

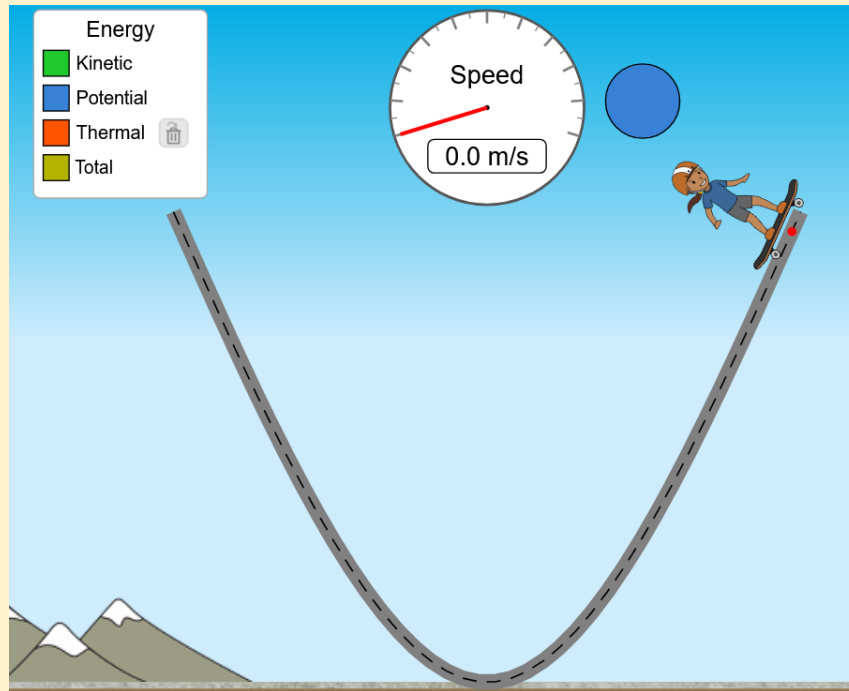


3. Cliquez sur le +, à côté d'Énergie. Un graphique apparaîtra, comme dans l'image ci-dessous.



4. Placez votre curseur sur la personne et déplacez-la en haut de la rampe, comme ci-dessous.

Chapitre 2 – Matière et énergie



5. Cliquez sur *play*. La personne commencera à descendre et à remonter.



6. Observez l'instagramme de l'énergie, ainsi que le diagramme circulaire, à côté de la personne. Deux types d'énergie sont indiqués : l'énergie cinétique et l'énergie potentielle¹⁰. Vous devriez vous rendre compte que les deux énergies augmentent et diminuent de façon complémentaire et que l'énergie totale reste toujours la même.
7. Prenez-en note où se trouve la personne lorsque l'énergie cinétique est 0.

¹⁰ L'énergie potentielle dont il est question dans ce laboratoire virtuel n'est pas l'énergie potentielle électrique que nous avons mentionnée auparavant, mais l'énergie potentielle gravitationnelle. Il n'est pas important d'en connaître la formule pour le but du laboratoire (nous ne ferons pas de calculs avec ce type d'énergie potentielle).

Chapitre 2 – Matière et énergie

La personne se trouve en haut de la rampe (du côté droit aussi bien que du côté gauche)

8. Cette situation est-elle cohérente avec ce que vous vous attendiez sur la base des notions vues en lien avec l'énergie cinétique ?

Ceci est cohérent avec ce que nous observons : en effet, lorsque la personne se trouve en haut de la rampe (du côté droit aussi bien que du côté gauche), sa vitesse est instantanément nulle et son mouvement change de sens. Puisque sa vitesse est nulle, son énergie cinétique sera donc forcément 0 à ces moments.

9. Prenez en note où se trouve la petite fille lorsque son énergie cinétique est maximale.

La personne se trouve dans la partie de la rampe la plus proche du sol.

10. Cette situation est-elle cohérente avec ce que vous vous attendiez sur la base des notions vues en lien avec l'énergie cinétique ?

Ceci est cohérent avec ce que nous observons : en effet, lorsque la personne se trouve dans la partie de la rampe la plus proche du sol, sa vitesse est maximale (au fur et à mesure qu'elle descend sa vitesse augmente, à cause de l'accélération gravitationnelle). Ainsi, son énergie cinétique sera aussi maximale à ces moments.

11. En résumé, l'énergie cinétique est initialement nulle et augmente au fur et à mesure que la personne descend, jusqu'à ce qu'elle se trouve au point le plus bas. Ensuite, pendant la remontée, cette énergie diminue graduellement jusqu'à devenir 0 à nouveau, lorsque la personne a remonté la piste complètement de l'autre côté.

12. L'énergie potentielle se comporte de façon opposée. L'énergie potentielle est initialement maximale et diminue au fur et à mesure que la personne descend, jusqu'à ce qu'elle se trouve au point le plus bas. Ensuite, pendant la remontée, cette énergie augmente graduellement jusqu'à devenir maximale à nouveau, lorsque la personne a remonté la piste complètement de l'autre côté.

13. Bien que l'énergie potentielle dont il est question dans cet exemple soit gravitationnelle et non électrique, nous pouvons tout de même tracer un parallèle entre cette situation et la situation des électrons de bombardement dans un tube à rayons X : les électrons sont émis par le filament à la cathode (comme nous le verrons dans le chapitre 5). Entre la cathode et l'anode, il y a une haute tension U . Lorsque les électrons sont émis, ils sont comme la personne en haut de la rampe : leur énergie est toute potentielle (électrique). Il est possible de calculer cette énergie en

multipliant la charge de l'électron par la valeur de U , selon l'équation $E_{el} = eU$. Au fur et à mesure que les électrons se déplacent vers l'anode, leur énergie cinétique augmente de plus en plus, car leur vitesse augmente. L'énergie potentielle initiale se transforme progressivement en énergie cinétique. Tout juste avant que les électrons percutent l'anode, ces particules sont dans une situation comparable à celle de la petite fille qui arrive au point le plus bas de la rampe : leur énergie cinétique est maximale (et numériquement égale à l'énergie potentielle électrique de départ).

Chapitre 2 – Matière et énergie

Résumé

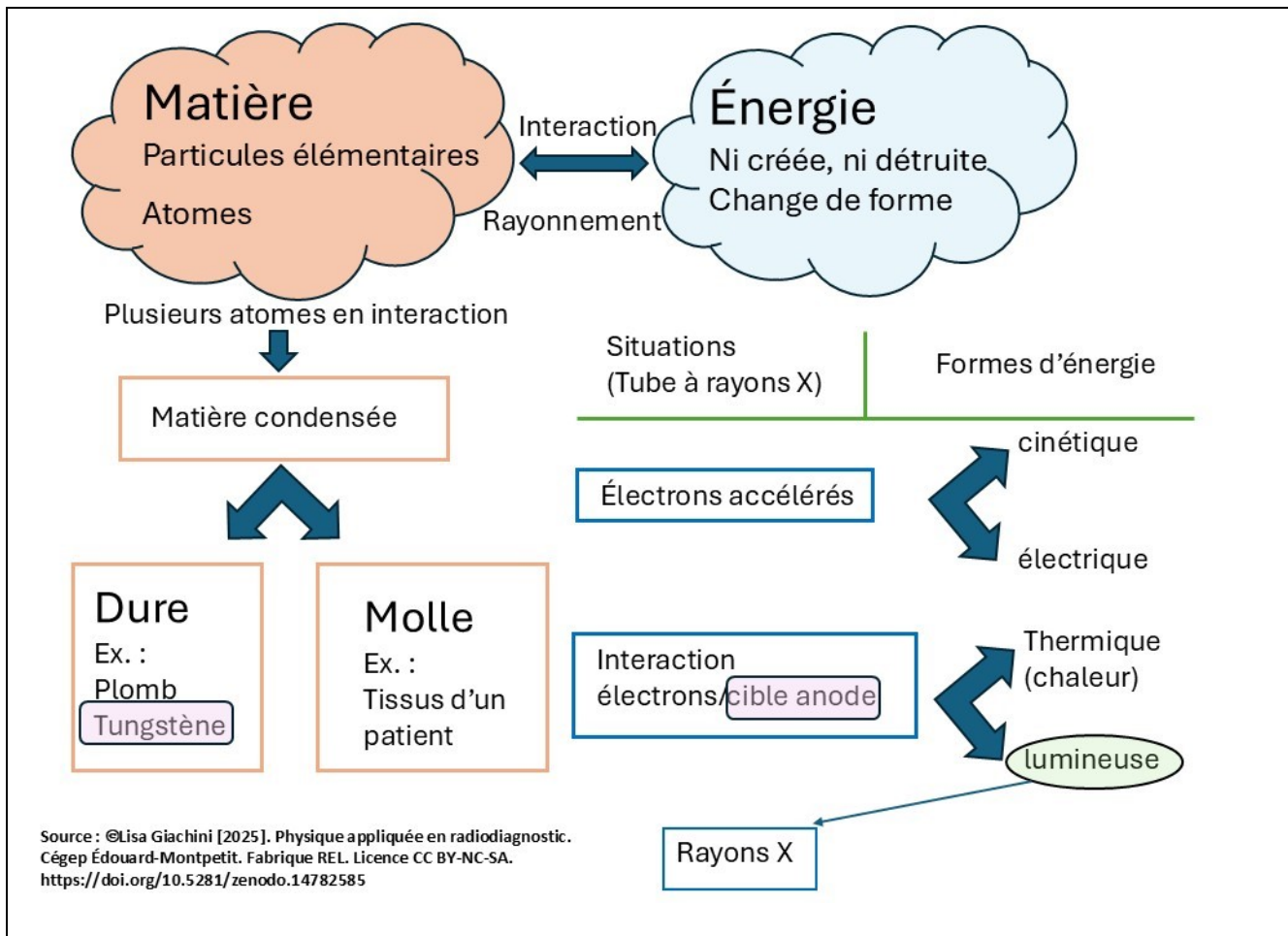
Le deuxième chapitre introduit le concept d'énergie, le principe de la conservation de l'énergie et la notion de rayonnement. Il explique également la structure de l'atome et introduit le concept de niveaux d'énergie pour ce dernier. Toutes ces notions sont préalables à la compréhension des phénomènes d'interaction rayonnement/matière et des principes de fonctionnement du tube à rayons X.

Voici un court résumé pour chacune de ces sections :

- **2.2.** La matière est composée d'atomes. À son tour, un atome est composé d'un noyau central, où les protons et les neutrons se trouvent ainsi que d'autres particules plus petites, nommées *électrons*, qui bougent autour du noyau central.
- **2.3.** L'énergie cinétique est une forme d'énergie qu'un corps, doté d'une masse, possède dès que sa vitesse est différente de 0. Cette forme d'énergie dépend à la fois de la masse du corps et de sa vitesse. L'énergie potentielle électrique dépend, à son tour, de la charge du corps ainsi que de la tension qu'il ressent. L'énergie ne peut ni n'être créée ni être détruite, mais elle peut changer de forme. Le rayonnement est un processus de transfert d'énergie. Cette énergie émise ou absorbée peut être décrite sous forme de particules ou d'ondes selon les conditions expérimentales, conformément au dualisme onde-particule. Ainsi, un rayonnement peut indiquer une particule, ou une onde, comportant une certaine quantité d'énergie.

Chapitre 2 – Matière et énergie

Figure 2.6. Carte conceptuelle du chapitre 2.



Chapitre 2 – Matière et énergie

Questions et exercices

1. Nommez les particules présentes dans un atome.
2. Un proton et un électron ont la même vitesse. Les deux se trouvent dans une région où il y a le même voltage (donc la tension U qu'ils ressentent est la même).
 - a. Lequel des deux a la plus grande énergie cinétique ? Expliquez.
 - b. Lequel des deux a la plus grande énergie potentielle électrique ? Expliquez.
3. Peut-on dire que le rayon X est un rayonnement ? Expliquez.
4. Indiquez les énergies typiques des rayons X
5. Nous devons effectuer une radiographie à la main. Pour ce faire, nous fixons une tension de 50 kV entre la cathode et l'anode.
 - a) Quelle est l'énergie cinétique d'un électron émis du filament de la cathode ?
 - b) Quelle est son énergie potentielle ?

Chapitre 2 – Matière et énergie

Questions et exercices — corrigé

1. Nommez les particules présentes dans un atome.

Proton, neutron et électron

2. Un proton et un électron ont la même vitesse. Les deux se trouvent dans une région où il y a le même voltage (donc la tension U qu'ils ressentent est la même).

- a. Lequel des deux a la plus grande énergie cinétique ? Expliquez.

Comme nous le voyons dans le tableau 2.1, le proton possède une masse beaucoup plus grande que l'électron. Ainsi, si le proton et l'électron ont la même vitesse, le proton aura une plus grande énergie cinétique.

- b. Lequel des deux a la plus grande énergie potentielle électrique ? Expliquez.

Comme nous le voyons dans le tableau 2.1, les deux particules ont la même charge électrique. Puisque le voltage est également le même, les deux particules ont la même énergie potentielle électrique.

3. Peut-on dire que le rayon X est un rayonnement ? Expliquez.

Oui, car *rayonnement* est un terme général qui désigne un transfert d'énergie pouvant se faire sous forme de particules ou d'ondes.

4. Nommez les énergies typiques des rayons X

Les énergies typiques vont de quelques centaines d'électronvolts (eV) à plusieurs centaines de kiloélectronvolts (keV).

5. Nous devons effectuer une radiographie à la main. Pour ce faire, nous fixons une tension de 50 kV entre la cathode et l'anode.

- a) Quelle est l'énergie cinétique d'un électron émis du filament de la cathode ?

L'énergie cinétique de cet électron est 0. Lorsque les électrons viennent juste de sortir du filament, nous pouvons considérer qu'ils sont essentiellement immobiles (voir exemple 2.5).

- b) Quelle est son énergie potentielle ?

L'énergie potentielle se calcule à l'aide de la formule suivante :

$$c) E_{el} = eU$$

Chapitre 2 – Matière et énergie

Ainsi,

$$E_{el} = 1,60 \times 10^{-19} \times 50 \times 10^3 = 8,00 \times 10^{-15} J$$

Chapitre 2 – Matière et énergie

Références

Abel, B. (2012). *Domaine du spectre électromagnétique* [Image en ligne]. Wikimedia Commons. <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Domaines du spectre %C3%A9lectromagn%C3%A9tique.svg>

Feynman, R. P., Leighton, R. B., & Sands, M. (2006). *Chapter 4: Conservation of energy*. The Feynman Lectures on Physics (Œuvre originale publiée en 1963). https://www.feynmanlectures.caltech.edu/I_04.html

Heisenberg, W. (2007). *Physics and philosophy: The revolution in modern science* (Œuvre originale publiée en 1958). Harper Perennial Modern Thought.

OpenStax. (2016). *Face-centered simple cubic structure* [Image en ligne]. Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/file:cnx_chem_10_07_naclstrctr.png

Scaler, Michka B. (2018). *Tableau périodique des éléments* [Image en ligne]. Wikimedia Commons. [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tableau_périodique_des_éléments_\(détaillé\).svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tableau_périodique_des_éléments_(détaillé).svg)

Université du Colorado à Boulder (nd). *Énergie au skate Park* [Simulation en ligne]. PhET Interactive Simulations. <https://phet.colorado.edu/fr/>

Wikimedia Commons. (2011). *Beryllium-9 atom* [Image en ligne]. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Beryllium-9_atom.svg

Wikimedia Commons. (2006). *Thermally agitated molecule* [Image]. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Thermally_Agitated_Molecule.gif

CHAPITRE 3

Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Aperçu : dans ce chapitre, vous découvrirez les interactions des rayonnements ionisants avec la matière. C'est grâce aux interactions des électrons de bombardement avec la cible de l'anode du tube que les rayons X sont produits. L'étude des interactions des rayons X avec la matière vous permettra d'acquérir des bases solides pour amorcer l'étude du chapitre 4 (tube à rayons X) et du chapitre 5 (techniques d'imagerie médicale par rayons X).

Table des matières

Objectifs	68
Préalables (Mathématiques).....	Error! Bookmark not defined.
Liste des tableaux.....	69
Liste des figures.....	69
3.1 Introduction.....	70
3.2 Interactions des électrons à haute vitesse avec la matière	71
3.2.1 Interaction électron/noyau atomique.....	71
3.2.2 Interaction électron/électron.....	77
3.3 Interactions des rayons X avec la matière	80
3.3.1 Modes d'interaction des rayons X avec la matière	80
3.3.2 Effet photoélectrique	82
3.3.3 Effet Compton	84
3.3.4 Loi de Beer-Lambert	85
Résumé.....	92
Questions et exercices.....	94
Questions et exercices — corrigé	95
Références	99

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Objectifs

- Expliquer sommairement le processus d'interaction électron/noyau lorsque des électrons à haute vitesse bombardent la cible de l'anode du tube à rayons X.
- Expliquer sommairement le processus d'interaction électron/électron lorsque des électrons à haute vitesse bombardent la cible de l'anode du tube à rayons X.
- Distinguer le rayonnement caractéristique du rayonnement de freinage dans un spectre d'émission des rayons X.
- Tracer le lien entre l'énergie des électrons de bombardement et l'énergie maximale des rayons X émis.
- Connaître les modes d'interaction des rayons X avec la matière.
- Expliquer sommairement l'effet photoélectrique.
- Expliquer sommairement l'effet Compton.
- Appliquer la loi de Beer-Lambert et comprendre son utilité.

Liste des tableaux

Tableau 3.1. Coefficient d'atténuation linéaire pour différents tissus à 50 keV et à 100 keV (Böke, A. (2014)).	86
---	----

Liste des figures

Figure 3.1. Interaction entre un électron de bombardement et le noyau atomique d'un atome de tungstène (W).	72
Figure 3.2. Spectre d'émission des rayons X de freinage.	75
Figure 3.3. Interaction entre un électron de bombardement et un électron lié d'un atome de la cible.	78
Figure 3.4. Allure typique d'un spectre d'émission des rayons X à la sortie d'un tube à rayons X.	79
Figure 3.5. Allure approximative du coefficient d'atténuation linéaire en fonction de l'énergie des rayons X incidents.	82
Figure 3.6. Effet photoélectrique lors de l'interaction d'un rayon X avec un atome d'un tissu du patient.	83
Figure 3.7. Effet Compton lors d'une interaction entre un rayon X et un électron d'un atome d'azote d'un tissu du patient.	84
Figure 3.8. Transmission des rayons X traversant un matériau.	85
Figure 3.9. Loi de Beer-Lambert pour 3 différentes valeurs du coefficient d'absorption linéaire.	88
Figure 3.10. Carte conceptuelle du chapitre 3.	93

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

3.1 Introduction

Les rayonnements ionisants (qu'il s'agisse des rayonnements électromagnétiques, tels que les rayons X, ou des rayonnements corpusculaires, tels que les électrons à haute vitesse) peuvent interagir avec la matière (plus spécifiquement avec les noyaux ou avec les électrons des atomes qui la composent) de différentes manières. La grandeur des énergies en jeu, la nature des particules accélérées et les propriétés de la matière ciblée sont les paramètres qui déterminent quel phénomène se produira et avec quelle probabilité. Il n'est pas important, dans le cadre de ce manuel, de nommer tous les types d'interaction et, encore moins, de tous les analyser dans les détails. Nous allons simplement étudier les interactions qui sont d'intérêt dans votre domaine.

Les situations d'interaction importantes pour votre domaine d'étude sont les suivantes :

- Les interactions des électrons à haute vitesse avec la matière. Ces interactions sont importantes parce qu'elles assurent la production des rayons X que vous utilisez dans toute technique d'imagerie par rayons X.
- Les interactions des rayons X avec la matière. Ces interactions sont importantes puisqu'elles sont à la base de la formation de l'image pour toute technique d'imagerie par rayons X. Elles permettent aussi de comprendre l'effet talon, comme nous verrons dans le chapitre 6.

Dans la section 3.2, nous traitons les interactions des électrons à haute vitesse avec la matière. À la fin de cette section, vous serez en mesure d'expliquer ce qu'est un spectre d'émission des rayons X et ses caractéristiques générales. Ceci vous donnera les bases pour plonger en détail dans l'étude du tube à rayons X (chapitre 5).

Dans les sections 3.3, nous traitons les interactions des rayons X avec la matière. Pour commencer, les modes d'interaction des rayons X avec la matière sont présentés ; ensuite, les deux modes d'interaction importants pour votre domaine d'étude sont expliqués. Enfin, nous introduisons la loi de Beer-Lambert. Toutes ces connaissances sont nécessaires afin de comprendre la raison physique de l'effet talon et le principe de fonctionnement de base de la radiographie (chapitre 6).

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

3.2 Interactions des électrons à haute vitesse avec la matière

Lorsque des électrons à haute vitesse (en l'occurrence, le faisceau d'électrons du tube à rayons X) rencontrent de la matière solide et massive (en l'occurrence, la cible de l'anode du tube à rayons X), ils peuvent interagir avec les noyaux ou avec les électrons des atomes qui composent la matière. On assiste alors à l'émission de rayonnements électromagnétiques (principalement des rayons X) et à l'émission d'électrons.

Ici, nous allons nous concentrer spécifiquement sur l'émission des rayons X. Dorénavant, nous nommons *électrons de bombardement* les électrons accélérés à haute vitesse (en l'occurrence, dans le tube à rayons X).

3.2.1 Interaction électron/noyau atomique

Le premier phénomène d'émission des rayons X que nous allons analyser est le rayonnement continu de freinage (ou Bremsstrahlung). Ce phénomène est celui qui génère la majorité des rayons X à la sortie d'un tube à rayons X utilisé en radiographie et peut parfois être le seul phénomène en jeu.

Lorsqu'un électron (chargé négativement) s'approche à haute vitesse d'un noyau de la matière cible (en l'occurrence, l'anode du tube à rayons X), il ressent de plus en plus fortement la force d'attraction due à la charge positive de ce noyau. De ce fait, en proximité du noyau, il dévie de sa trajectoire tout en diminuant sa vitesse (d'où le nom *rayonnement de freinage*). Puisque la vitesse de l'électron diminue, son énergie cinétique (qui dépend de la vitesse) diminue également.

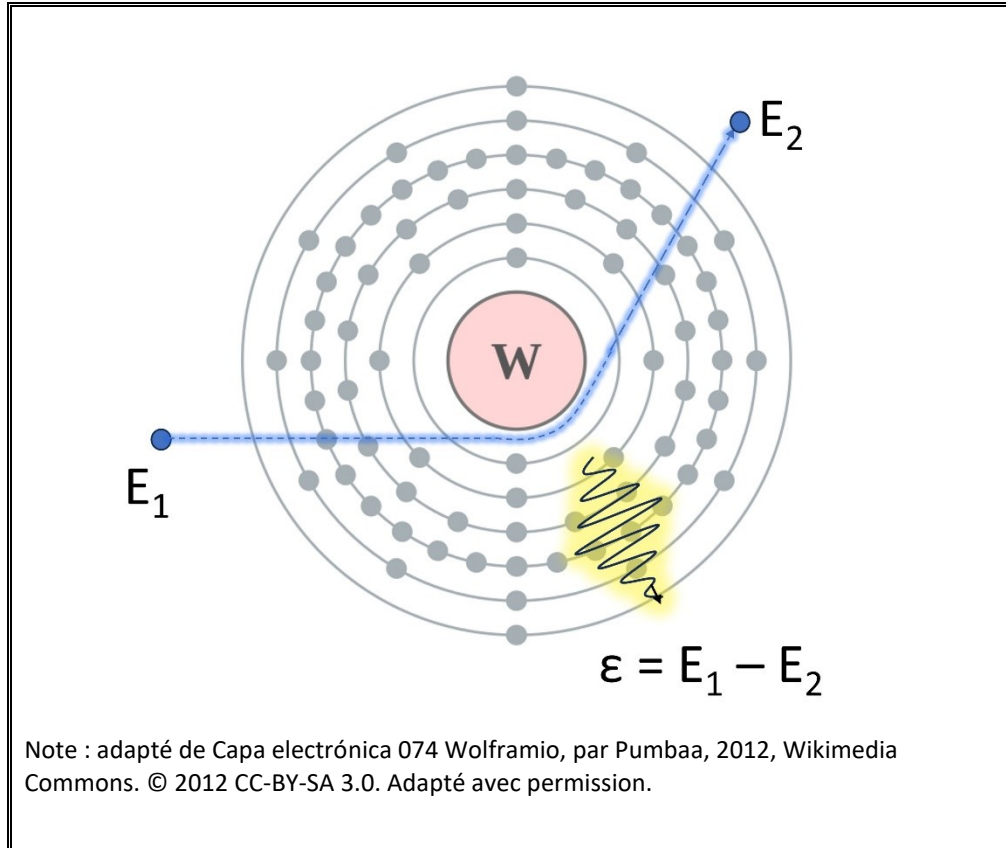
Nommons E_1 l'énergie cinétique de l'électron avant l'interaction et E_2 l'énergie cinétique de l'électron après l'interaction. Ainsi, l'énergie perdue par l'électron, que nous nommons E_{perdue} , est :

$$E_{perdue} = E_1 - E_2$$

Pour le principe de conservation de l'énergie, l'énergie perdue par chaque électron lors du freinage ne peut pas disparaître ; un rayonnement électromagnétique (ou photon) ayant une énergie ε exactement égale à E_{perdue} est ainsi émis.

$$\varepsilon = E_{perdue} = E_1 - E_2$$

Figure 3.1. Interaction entre un électron de bombardement et le noyau atomique d'un atome de tungstène (W).



Ainsi, chaque électron de bombardement qui interagit avec un noyau d'un atome de la matière (ici la cible de l'anode) produit un photon de freinage, dont l'énergie peut varier de 0 à l'énergie cinétique que l'électron de bombardement possédait avant l'interaction. Une énergie ε de 0 signifie, aux faits, qu'il n'y a pas eu d'interaction (l'électron ne dévie pas et il ne freine pas) ; une énergie $\varepsilon = E_1$ signifie que l'électron de bombardement freine complètement et toute son énergie se transforme en énergie du photon de freinage, ce qui constitue une condition limite théorique pratiquement inatteignable. On peut donc écrire :

$$0 < \varepsilon < E_1 .$$

On peut alors affirmer que l'interaction des électrons de bombardement avec les noyaux atomiques de la cible de l'anode génère un nombre de photons dont l'énergie est distribuée de façon continue entre 0 et l'énergie cinétique E_1 que chaque électron de bombardement avait avant l'interaction. Or, E_1 , dans un tube à rayons X, correspond typiquement à une énergie

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

propre des rayons X (voir exemple 3.1). De ce fait, les photons émis sont en grande majorité des rayons X. L'intervalle d'énergies possibles pour les rayons X émis est compris entre une centaine d'électronvolts (des photons ayant des énergies plus petites ne sont pas des rayons X¹). Il faut considérer, cependant, que les rayons X de basse énergie sont généralement absorbés par la matière environnant dès lors qu'ils sont émis. De plus, à la sortie du tube à rayons X, un filtre bloque davantage les rayons X à basse énergie. On reprendra ce concept plus loin et plus en détail dans le chapitre 5 ; pour le moment, nous considérons tous les photons générés dans le site d'interaction.

Lorsque les électrons de bombardement du tube à rayons X interagissent avec les noyaux atomiques de la cible, des photons de freinage sont générés.

L'énergie de chaque photon émis est :

$$\varepsilon = E_1 - E_2$$

$$0 < \varepsilon < E_1.$$

¹ Se référer au chapitre 2 pour les énergies de différentes parties du spectre électromagnétique.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Exemple 3.1



Un électron de bombardement arrive à l'anode d'un tube à rayon X avec une vitesse de $1,70 \times 10^8 \text{ m/s}$. Si cet électron interagit avec un noyau atomique de la cible du tube, quel est l'intervalle d'énergie possible pour chaque photon de freinage émis ?

On peut obtenir l'énergie cinétique de l'électron à partir de la formule suivante (voir chapitre 2)² :

$$\dot{E}_{cin} = \frac{1}{2} m_e v^2$$

Où :

$$m_e = 9,11 \times 10^{-31} \text{ kg}$$

est la masse de l'électron (voir tableau 1.2 du chapitre 1).

Un électron ayant une vitesse v de $1,70 \times 10^8 \text{ m/s}$, possède donc une énergie cinétique égale à :

$$\dot{E}_{cin} = \frac{1}{2} \times 9,11 \times 10^{-31} \times (1,70 \times 10^8)^2 = 13,164 \times 10^{-31+16} = 13,164 \times 10^{-15} \text{ J}$$

Si on veut exprimer l'énergie en eV, on utilise le facteur de conversion $1,60 \times 10^{-19} \text{ J/eV}$ (voir chapitre 1) :

$$\frac{13,164 \times 10^{-15} \text{ J}}{1,60 \times 10^{-19} \text{ J/eV}} = 82275 \text{ eV}$$

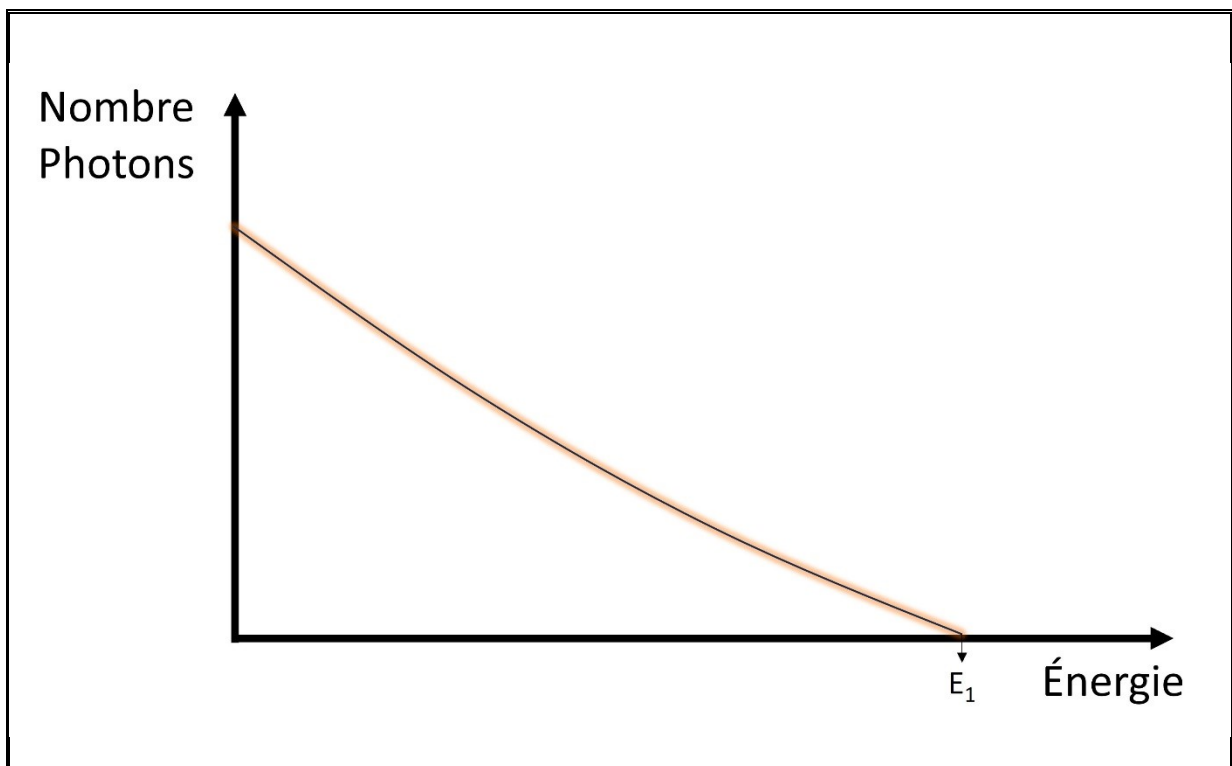
L'intervalle d'énergies possibles pour chaque photon émis est : $0 < \varepsilon < 82,3 \text{ keV}$.

² En réalité, cette formule est valide seulement lorsque les vitesses sont beaucoup plus petites que celle de la lumière. Ici, la vitesse de l'électron est un peu plus de la moitié de la vitesse de la lumière, il faudrait donc, à rigueur, utiliser la formule de l'énergie cinétique relativiste. Cependant, puisque ces notions ne sont pas traitées dans le cadre de ce manuel, on utilisera l'expression classique pour l'énergie cinétique. Le résultat obtenu ne sera donc pas exact.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Un *spectre d'émission des rayons X* est un graphique qui montre le nombre des rayons produits (dans l'axe des y) en fonction de l'énergie des rayons X (dans l'axe des x), comme dans l'image ci-dessous. On a vu précédemment que lorsque les électrons de bombardement interagissent avec les noyaux des atomes de la matière cible, toutes les énergies comprises entre une certaine d'eV et l'énergie cinétique des électrons de bombardement avant l'interaction sont possibles pour chaque rayon X émis. Il se trouve, cependant, qu'il est plus fréquent d'observer des interactions où seulement une partie de l'énergie initiale de l'électron est transformée en énergie du rayon X émis. Spécifiquement, il se trouve que le nombre des rayons X générés diminue graduellement en fonction de leur énergie, jusqu'à atteindre 0 pour une énergie maximale égale à l'énergie cinétique des électrons de bombardement, comme dans l'image ci-dessous :

Figure 3.2. Spectre d'émission des rayons X de freinage.



Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Évidemment, comme discuté précédemment, il n'est pas possible d'obtenir des rayons X ayant une énergie supérieure à l'énergie cinétique des électrons de bombardement avant l'interaction, pour le principe de conservation de l'énergie (voir chapitre 2). Ainsi, l'énergie cinétique des électrons de bombardement avant l'interaction (E_1) représente l'énergie maximale pour le spectre des rayons X (comme indiqué dans la figure 3.2).

Il est bien important de se souvenir de ce concept lorsque vous amorcez l'étude du tube aux rayons X au chapitre 5, puisqu'il implique que l'opérateur de la machine peut déterminer l'énergie maximale des rayons X émis, s'il peut faire en sorte que les électrons de bombardement arrivent à l'anode avec une énergie cinétique bien déterminée. Comme on verra dans le chapitre 5, il est possible de définir un paramètre de contrôle du tube (soit la tension entre la cathode et l'anode), afin d'obtenir une énergie cinétique précise pour les électrons de bombardement qui arrivent à l'anode, et donc une énergie maximale déterminée pour les rayons X produits.

Exemple 3.2



Lors d'une radiographie, chaque électron de bombardement arrive à la cible de l'anode d'un tube à rayons X avec une énergie de 40,0 keV. Quelle est l'énergie maximale des rayons X émis ?

L'énergie maximale du rayonnement de freinage est égale à l'énergie cinétique de l'électron avant l'interaction (E_1) qui vaut, dans ce cas, 40,0 keV.

Si on veut exprimer une telle énergie en unités du SI, on doit faire la conversion entre eV et J (voir chapitre 1). Ainsi,

$$(4,00 \times 10^4 \text{ eV}) \times (1,60 \times 10^{-19}) \frac{\text{J}}{\text{eV}} = 6,41 \times 10^{-15} \text{ J}$$

L'énergie maximale des rayons X émis est 40,0 keV ou $6,41 \times 10^{-15} \text{ J}$.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

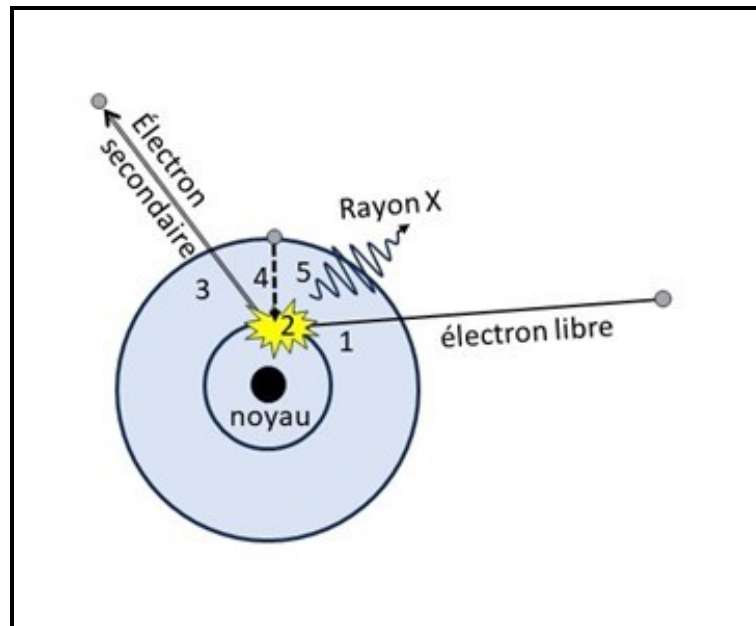
3.2.2 Interaction électron/électron

Le rayonnement caractéristique se produit lorsque les électrons de bombardement sont absorbés par les atomes de la matière cible, et plus spécifiquement par des électrons fortement liés à leur atome. Afin que cela arrive, les électrons de bombardement doivent posséder une énergie égale ou plus grande de l'énergie de liaison de ces électrons (voir chapitre 2). Spécifiquement, la probabilité que ce phénomène ait lieu est maximale quand l'énergie de l'électron de bombardement est exactement égale à l'énergie de liaison de l'électron lié, soit de l'énergie dont on a besoin pour rompre une telle liaison. Par exemple, pour le tungstène, un matériau souvent utilisé pour les cibles de l'anode, l'énergie de liaison de l'électron K 1s, l'orbitale plus près du noyau (voir chapitre 2), est $E_{K1s} = 69,5 \text{ keV}$ ³. Ainsi, afin de déclencher une interaction entre un électron de bombardement et un électron de l'orbitale K 1s, il est nécessaire que l'électron de bombardement possède une énergie de 69,5 keV ou plus grande. S'il a exactement une telle énergie, la probabilité d'observer l'absorption de l'électron est maximale. S'il a une plus grande énergie, le phénomène peut encore avoir lieu, mais il est de moins en moins probable au fur et à mesure que l'énergie augmente. Lorsque l'électron de bombardement a cédé toute son énergie à l'électron lié, celui-ci, en devenant plus énergétique, quitte son état lié et sort de l'atome on dit alors qu'il y a eu ionisation de l'atome et l'électron émis se nomme électron secondaire (étapes 1, 2 et 3 dans la figure 3.3). Ici, on ne s'intéresse pas à l'émission des électrons, mais plutôt aux conséquences de celle-ci.

³ Cette valeur est précisément égale à 69525 eV, selon le tableau 1-1 du *X-ray data booklet* (Lawrence Berkeley National Laboratory. (2009). *X-ray Data Booklet (XDB)*. <https://xdb.lbl.gov/>)

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Figure 3.3. Interaction entre un électron de bombardement et un électron lié d'un atome de la cible.



Chaque atome qui participe à cette interaction se trouve dans un état instable (on dit aussi que l'atome est excité) puisqu'un électron de cœur est absent. Un tel état, instable, n'est pas destiné à durer longtemps, car l'atome recherche sa stabilité électronique. De ce fait, un électron périphérique vient prendre la place de l'électron lié émis (processus nommé désexcitation, illustré dans l'étape 4 de la figure 3.3). Lors de cette transition, l'électron périphérique perd de l'énergie. La valeur de cette énergie correspond exactement à la différence entre l'énergie de l'orbitale de départ ($E_{\text{départ}}$) et l'énergie de l'orbitale atomique d'arrivée ($E_{\text{arrivée}}$).

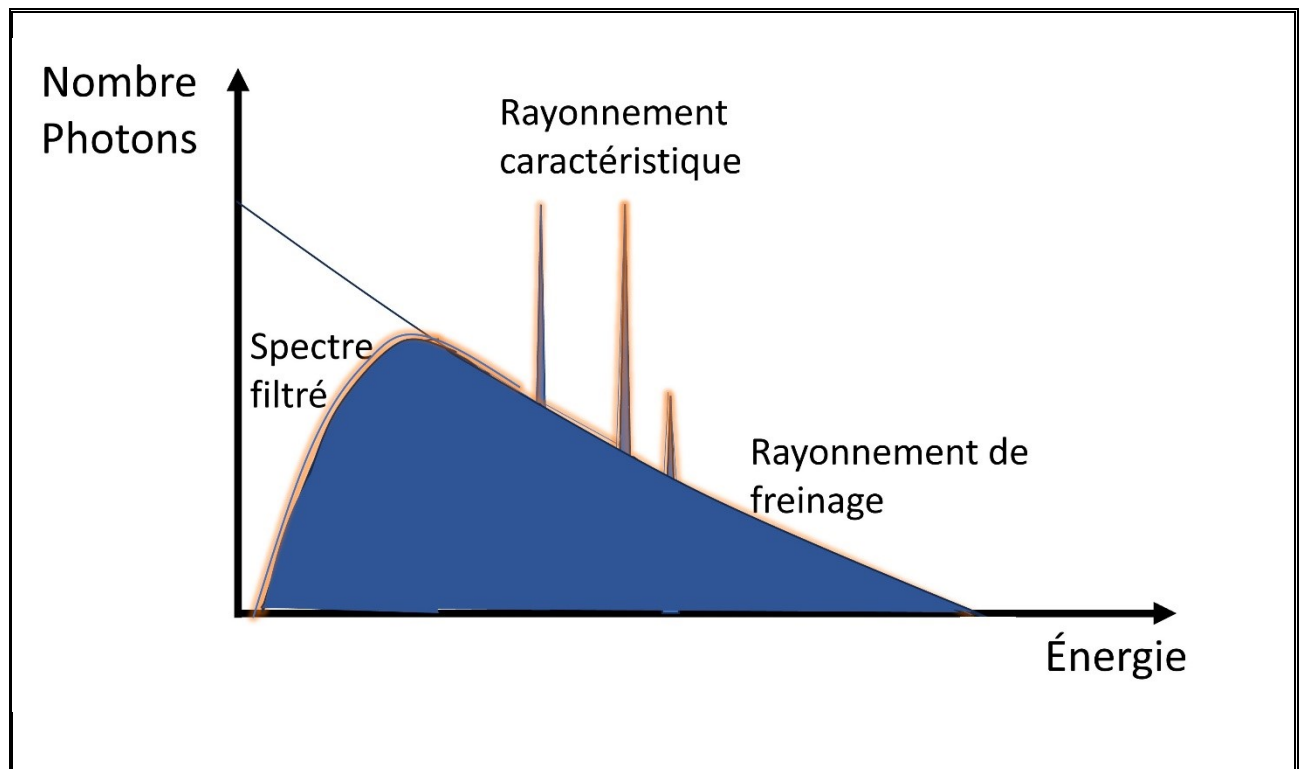
$$\varepsilon = E_{\text{départ}} - E_{\text{arrivée}}$$

Cette énergie, qui ne peut pas disparaître pour le principe de conservation de l'énergie, est émise sous forme d'un rayonnement (étape 5 de la figure 3.3). Nous avons vu au chapitre 2 que les orbitales atomiques ont des niveaux d'énergie fixes pour un même élément chimique. Ainsi, chaque photon émis possède une énergie ε bien déterminée et caractéristique de l'élément chimique impliqué dans l'interaction. Or, pour des éléments lourds dont est faite la cible de l'anode (tels que le tungstène), les différences d'énergies entre les orbitales périphériques et les orbitales plus internes correspondent à des énergies propres des rayons X. Voici pourquoi il est possible de générer des rayons X, par le biais d'un tel phénomène, lorsqu'on utilise un matériau approprié, comme le tungstène.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

En résumé, lorsque les électrons de bombardement sont absorbés par les atomes de la cible de l'anode, ils produisent l'excitation de beaucoup d'atomes (dans beaucoup d'atomes, un électron de cœur quitte son état lié). Lors de la désexcitation, chaque atome, préalablement excité, produit un photon, dont l'énergie correspond exactement à la différence entre l'énergie de l'orbitale départ et l'énergie de l'orbitale d'arrivée. Au total, on a donc la production d'un grand nombre des rayons X, ayant des énergies bien déterminées (dépendantes de la nature de l'élément chimique dont la matière cible est faite, d'où le nom *caractéristique*). Si on représente dans un graphique le nombre des photons émis en fonction de l'énergie, on obtient ainsi un spectre de raies, puisqu'il y aura des lignes d'émission correspondant à des énergies bien précises. À ces photons émis par rayonnement caractéristique il faut évidemment ajouter ceux qui sont créés par rayonnement de freinage, comme discuté précédemment. Ainsi, le spectre total est donné par la superposition du rayonnement continu de freinage et d'un spectre de raies. La figure 3.4 montre cette superposition. De plus, les rayons X de basse énergie sont généralement absorbés en partie par la matière environnant (en l'occurrence l'anode) avant même d'en sortir et bloqués par le filtre à la sortie du tube (comme nous discuterons plus en détail dans le chapitre 5 et 6). Ainsi, le spectre total a l'allure montrée dans la figure 3.4.

Figure 3.4. Allure typique d'un spectre d'émission des rayons X à la sortie d'un tube à rayons X.



Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

3.3 Interactions des rayons X avec la matière

3.3.1 Modes d'interaction des rayons X avec la matière

En traversant les tissus d'un patient (ou encore en traversant l'anode ou un tablier en plomb), les rayons X interagissent avec les atomes dont cette matière est composée. Les rayons X peuvent interagir avec la matière selon cinq modes principaux qui contribuent chacun au coefficient d'absorption, ou coefficient d'atténuation linéaire, μ , dont l'unité de mesure est l'inverse du mètre (m^{-1}) :

$$\mu = \tau + \sigma + \sigma' + \pi + \delta$$

où les quatre termes représentent, dans l'ordre, la partie du coefficient d'absorption due à l'effet photoélectrique (τ), à la diffusion Compton (σ), à la diffusion Thomson (σ'), à la création de paires (π) et à la photodésintégration (δ) (Lawrence Berkeley National Laboratory. (2009). X-ray Data Booklet (XDB). <https://xdb.lbl.gov/>).

Or, le coefficient d'atténuation linéaire représente la capacité de la matière d'absorber un photon (ici, un rayon X), d'énergie ε , par unité d'épaisseur. Une telle capacité dépend de la nature de la matière traversée, plus spécifiquement du nombre atomique⁴ des éléments chimiques qui la composent, ainsi que de la densité atomique du matériau (ou tissu). En effet, un matériau massif et compact, constitué d'éléments chimiques ayant un nombre atomique élevé, tel que le plomb, absorbe plus de rayons X qu'un tissu d'un patient, constitué d'éléments chimiques plus légers — comme l'azote ou le carbone — et formant une structure moins compacte et massive. De plus, la capacité de la matière d'absorber les photons dépend aussi de l'énergie des rayons X incidents : plus les rayons X sont énergétiques, moins il y a d'atténuation (μ plus petit).

Allons examiner plus en détail comment le coefficient μ varie avec l'énergie et dans quel intervalle d'énergie chaque mode d'interaction (qui contribue au coefficient d'absorption total) est prédominant. La création des paires, soit la transformation d'un photon en une paire des particules électron-positron, et la photodésintégration, soit la perte d'une particule du noyau atomique à la suite de l'absorption du rayon X, peuvent avoir lieu seulement pour des énergies plus grandes de celles normalement utilisées en radiologie. Ces effets ne seront donc pas traités dans le cadre de ce manuel. Dans l'intervalle d'énergies utilisées en radiologie, l'effet photoélectrique est l'effet dominant aux basses énergies et l'effet Compton est dominant aux hautes énergies. Pour les énergies utilisées en radiologie, on peut alors dire que

$$\mu \cong \tau + \sigma$$

⁴ Le nombre atomique est le nombre des protons d'un noyau atomique (voir chapitre 2).

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière



Dans l'intervalle d'énergies utilisé en radiologie, les rayons X interagissent avec la matière principalement par effet photoélectrique et par effet Compton. Le premier est dominant aux faibles énergies, tandis que le deuxième est dominant aux hautes énergies.

La figure 3.5 montre l'allure approximative du coefficient d'atténuation en fonction de l'énergie. Afin de rendre plus claire la tendance du coefficient d'atténuation linéaire, une échelle logarithmique⁵ a été utilisée. La contribution au coefficient d'absorption provenant de l'effet photoélectrique est représentée par la droite verte dans la figure 3.5⁶. La courbe rouge représente la contribution due à l'effet Compton. Ainsi, il est possible de voir que c'est surtout à hautes énergies⁷ que la contribution de l'effet Compton devient importante.

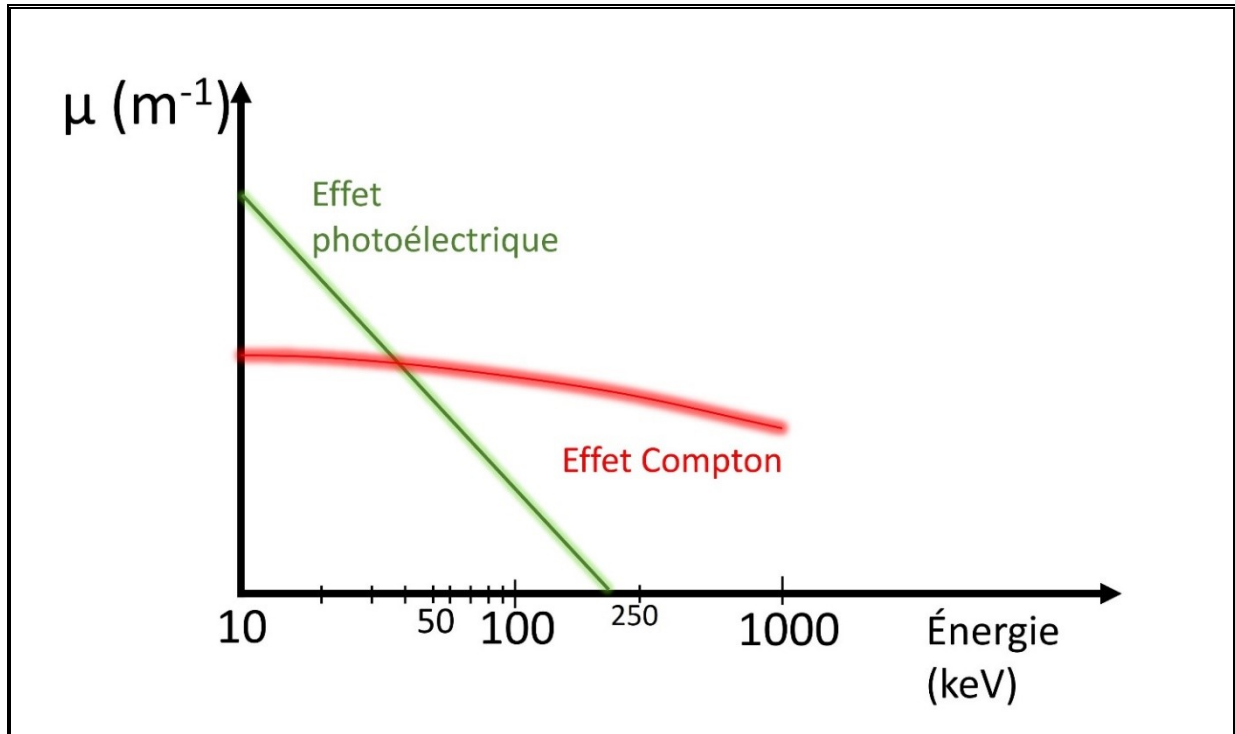
⁵ Système de graduation selon lequel deux gradations dont le rapport vaut 10 sont à distance constante. Par exemple, dans le graphique montré il y a la même distance entre 10 et 100 et entre 100 et 1000, puisque le rapport vaut 10 dans les deux cas ($100/10 = 10$ et $1000/100 = 10$).

⁶ En réalité, la contribution du coefficient d'absorption due à l'effet photoélectrique n'est pas exactement une droite comme montré ici, mais présente des augmentations soudaines lorsque l'énergie des rayons X incidents est égale à l'énergie de liaison des électrons liés à l'atome (seuils d'absorption). L'allure générale, cependant, montre une diminution progressive de l'absorption avec l'énergie, notamment selon l'inverse du cube de l'énergie.

⁷ Pour des énergies supérieures à 50 keV dans la plupart des tissus examinés.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Figure 3.5. Allure approximative du coefficient d'atténuation linéaire en fonction de l'énergie des rayons X incidents.



Cherchons maintenant de comprendre les principes physiques à la base des deux principaux modes d'interaction d'intérêt dans votre domaine.

3.3.2 Effet photoélectrique

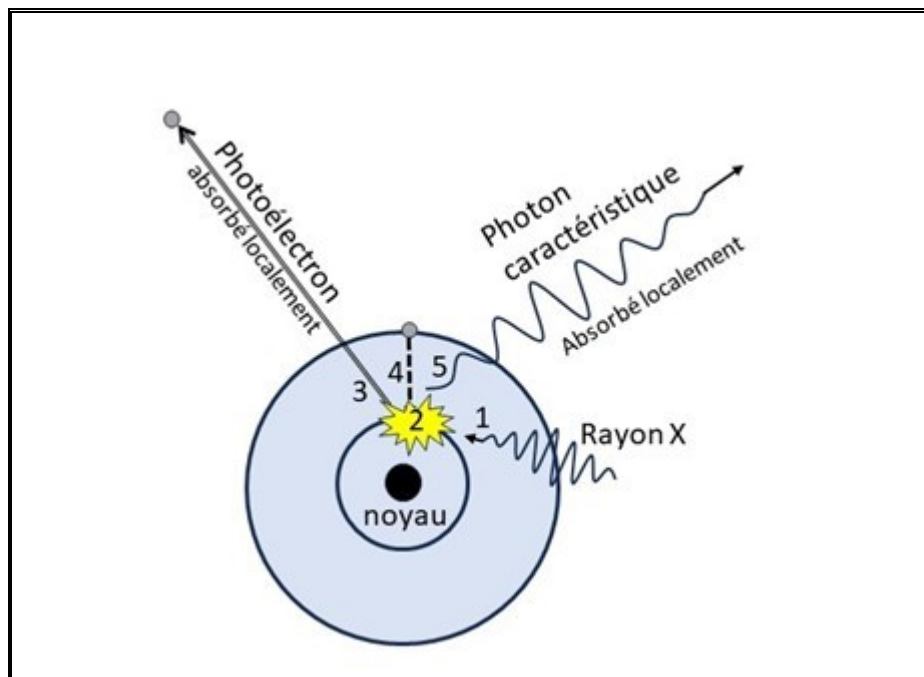
L'effet photoélectrique se base sur un processus similaire à l'interaction électron/électron lors du bombardement de l'anode par des électrons à haute vitesse. Cependant, dans ce cas, il s'agit d'une interaction photon/électron. C'est un phénomène qui comporte l'absorption du rayonnement (dans ce cas, un rayon X) par un électron d'un atome de la matière cible (par exemple, les tissus d'un patient) et l'ionisation de ce même atome. L'électron émis se nomme, dans ce cas, photoélectron. Ce photoélectron est généralement absorbé localement (il peut se déplacer dans la matière environnante tout au plus pour quelques millimètres).

Puisque l'atome, ayant perdu un électron, se trouve dans un état excité, il y a émission d'un nouveau rayonnement (rayonnement caractéristique). Nous assistons, donc, à l'émission d'un rayonnement caractéristique tel que nous l'avons étudié pour l'interaction des électrons à haute vitesse avec les électrons de cœur de la matière cible. Cependant, si la matière est constituée d'éléments chimiques légers (comme c'est le cas pour les tissus d'un patient) ce

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

photon, nouvellement émis, est de faible énergie et il est donc absorbé localement sans contribuer au nombre des rayons X détectés par le récepteur. Finalement, on peut donc affirmer que, dans l'effet photoélectrique qui a lieu lorsque des rayons X interagissent avec les tissus d'un patient, le photon X d'origine disparaît complètement dans la matière, et aucun autre rayonnement secondaire ne se retrouve dans le faisceau des rayons X qui, ayant traversé les tissus, atteint le récepteur.

Figure 3.6. Effet photoélectrique lors de l'interaction d'un rayon X avec un atome d'un tissu du patient.

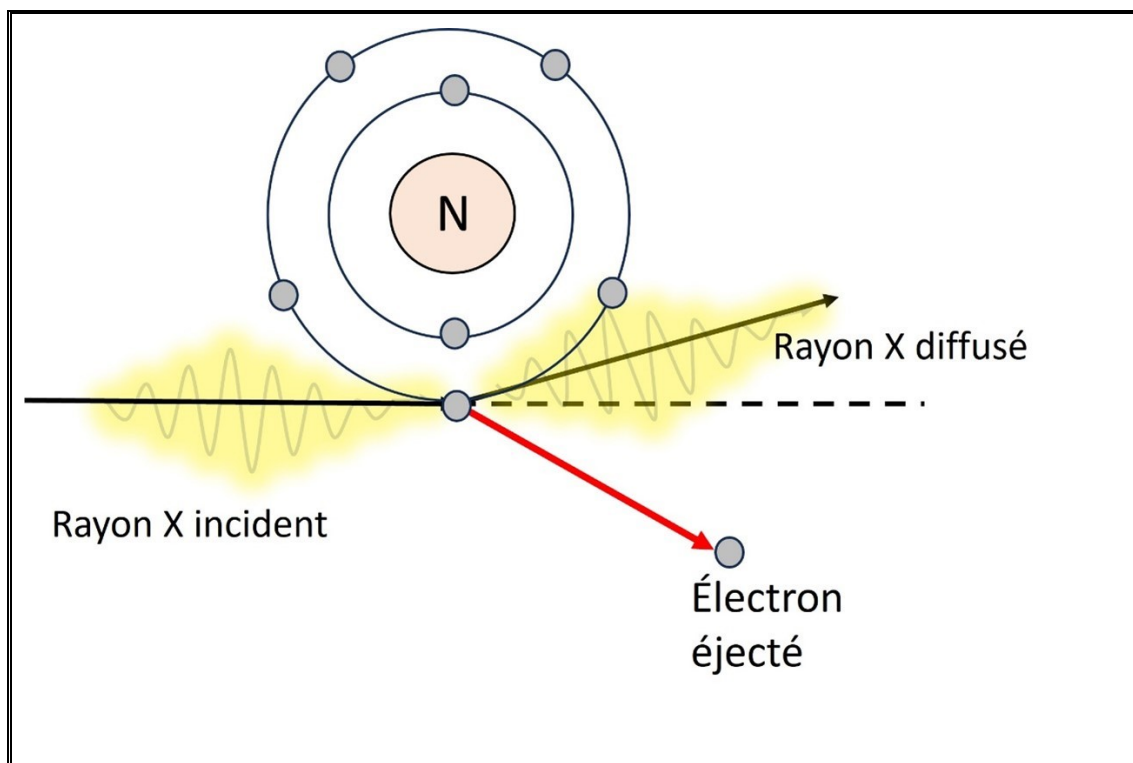


Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

3.3.3 Effet Compton

L'effet Compton a lieu lorsqu'un rayon X incident interagit avec un électron des orbitales les plus extérieures d'un atome de la matière cible (par exemple, les tissus d'un patient). Le rayon X cède une partie de son énergie à cet électron et il est dévié de sa trajectoire. L'électron, qui acquiert une partie de l'énergie du rayon X, sort de l'atome et est absorbé localement. Le rayon X d'origine, n'ayant perdu qu'une partie de son énergie, ne disparaît donc pas dans la matière qui traverse (en l'occurrence, les tissus d'un patient), mais il sort de celle-ci avec une nouvelle énergie et une nouvelle direction.

Figure 3.7. Effet Compton lors d'une interaction entre un rayon X et un électron d'un atome d'azote d'un tissu du patient.

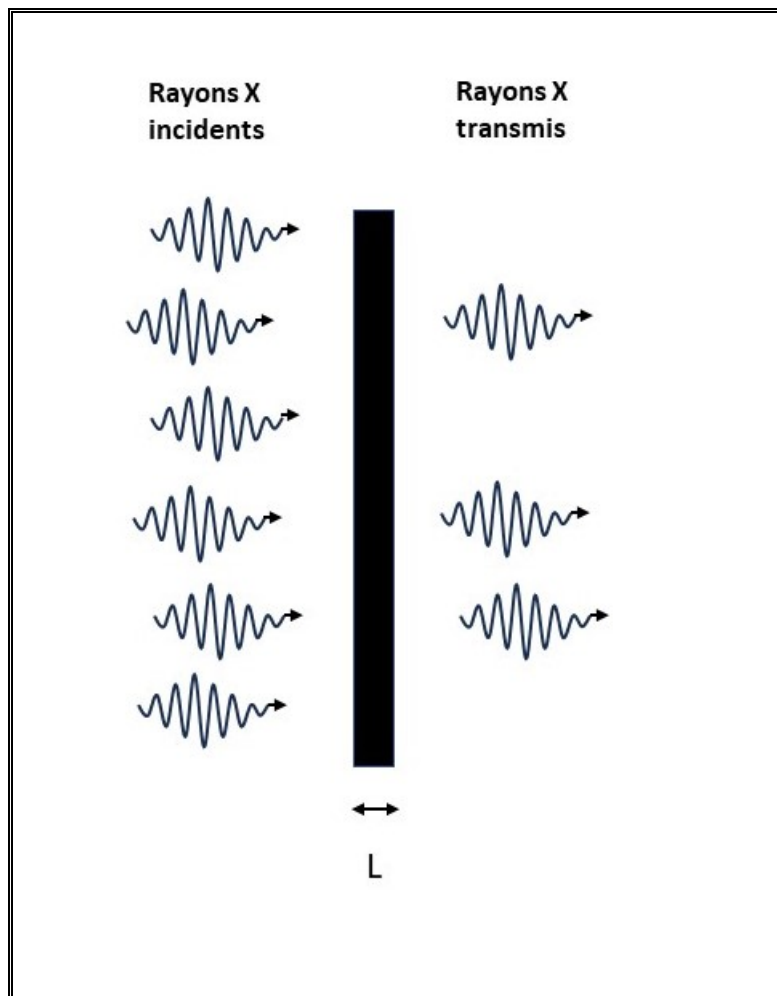


Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

3.3.4 Loi de Beer-Lambert

Lorsqu'un faisceau des rayons X, ayant chacun une énergie ϵ , traverse un matériau d'une épaisseur donnée L , certains rayons X sont absorbés et d'autres sont transmis, comme il est illustré dans l'image ci-dessous. Pour un même matériau (ou tissu), le pourcentage des rayons X transmis diminue lorsque l'épaisseur augmente. Dans la figure 3.8, vous voyez une situation dans laquelle le 50 % des rayons X incidents ont été absorbé par une épaisseur L d'un matériau. Évidemment, si j'augmente cette épaisseur, il est raisonnable de s'attendre à ce que plus des rayons X soient absorbés (et donc moins des rayons X soient transmis).

Figure 3.8. Transmission des rayons X traversant un matériau.



Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

De l'autre côté, il est tout aussi raisonnable de s'attendre à ce que le pourcentage de rayons X absorbés (ou transmis) varie de lors que la nature du matériau change. Ainsi, une couche de plomb d'une épaisseur donnée L absorbe beaucoup plus de rayons X qu'une couche de peau de la même épaisseur. En particulier, c'est le coefficient d'absorption, que nous avons décrit précédemment, qui détermine la capacité d'absorption d'un matériau (ou d'un tissu) par unité d'épaisseur. Ce coefficient dépend à son tour de l'énergie incidente, comme vu précédemment. Comme exemples, nous reportons dans le tableau suivant, les valeurs du coefficient d'absorption linéaire pour des tissus mous, lorsque les rayons X incidents ont une énergie de 50 keV et de 100 keV.

Tableau 3.1. Coefficient d'atténuation linéaire pour différents tissus à 50 keV et à 100 keV (Böke, A. (2014)).

<i>Matériau ou tissu</i>	<i>μ à 50 keV (m^{-1})</i>	<i>μ à 100 keV (m^{-1})</i>
Tissu adipeux	19,3	15,6
Rein	22,3	16,6
Fois	23,3	17,8
Muscle	23,4	17,5

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Il existe une loi, la loi de Beer-Lambert, qui permet d'estimer la fraction des rayons X transmis (ou absorbés) par de la matière dont le coefficient d'absorption μ et l'épaisseur L sont connus. Cette loi s'écrit comme suit :

$$\frac{n_t}{n_i} = e^{-\mu L}$$

où n_t est le nombre de photons X transmis, n_i est le nombre de photons X incidents, L est l'épaisseur du matériau traversé et μ est le coefficient d'atténuation linéaire. Le côté gauche de l'équation représente la fraction des rayons X transmis. Si multipliée par 100, cette fraction me donne un pourcentage de rayons X transmis, ou encore une probabilité p_t que chaque photon soit transmis. Par exemple, si on obtient un ratio de 0,400, cela signifie que 40,0 % des photons ont été transmis, donc que chaque photon a une probabilité de 40 % de traverser le matériau. Si on veut trouver la fraction des photons absorbés (et donc le pourcentage des photons absorbés ou la probabilité d'absorption p_A), il suffit de soustraire de 1 la valeur trouvée pour la fraction des photons transmis :

$$\frac{n_A}{n_i} = 1 - \frac{n_t}{n_i}$$

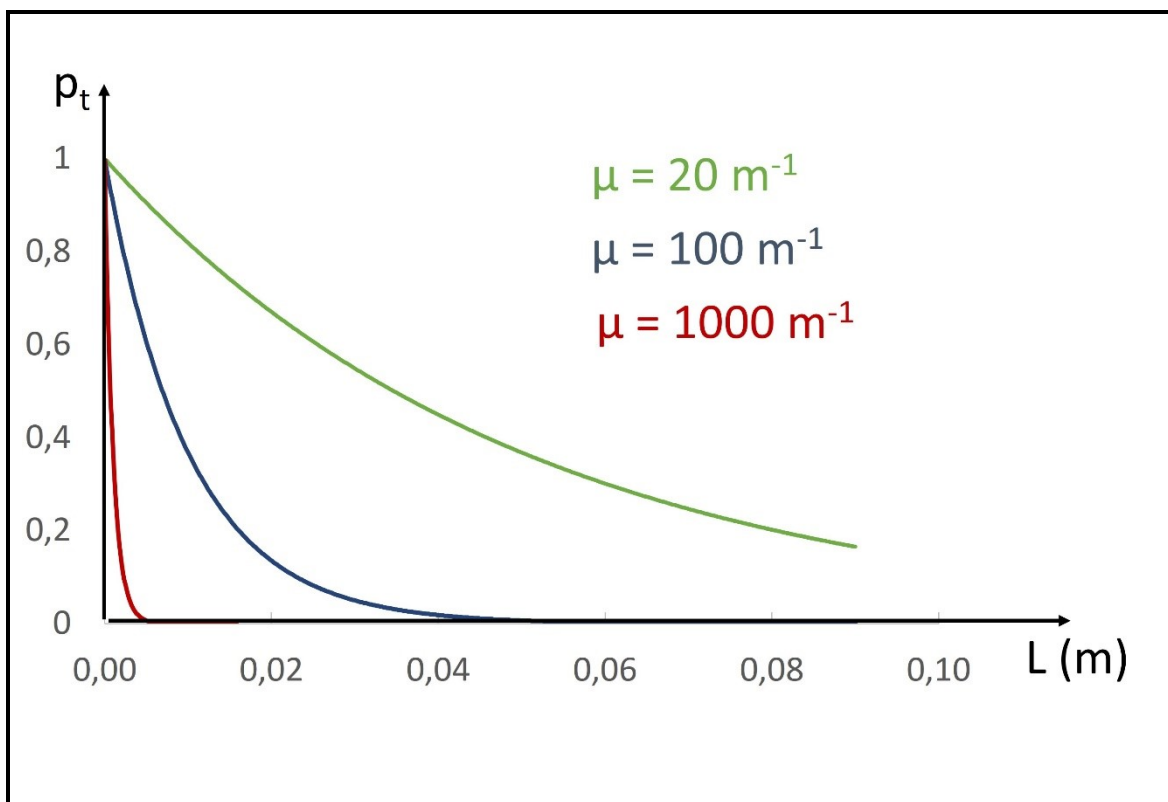
Ainsi, pour l'exemple précédent, le pourcentage des rayons X absorbés est 0,600 (donc 60,0 %).

Dans votre domaine, vous pouvez donc utiliser cette loi pour déterminer, par exemple, la fraction des rayons X (ayant une énergie spécifique) transmis (ou absorbés) par un tissu d'un patient d'épaisseur connu; ou encore le pourcentage des rayons X (ayant une énergie spécifique) absorbé par une épaisseur donnée de tungstène de l'anode ou de plomb d'un tablier.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Dans l'image ci-dessous, le pourcentage des rayons X transmis diminue, lorsque l'épaisseur du matériau traversé augmente, selon la loi de Beer-Lambert. Nous avons utilisé 3 différentes valeurs du coefficient d'absorption pour montrer l'effet de ce paramètre sur la chute du pourcentage des rayons X transmis en fonction de l'épaisseur L : plus le coefficient d'absorption linéaire augmente, plus la probabilité de transmission chute rapidement.

Figure 3.9. Loi de Beer-Lambert pour 3 différentes valeurs du coefficient d'absorption linéaire.



Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Exemple 3.3



Un faisceau des rayons X, ayant chacun une énergie de 50 keV, bombarde une couche de plomb de 0,100 mm. Sachant que le coefficient d'absorption linéaire du plomb pour des rayons X de 50,0 keV est $\mu = 9000 \text{ m}^{-1}$,

- Quel est le pourcentage de rayons X transmis ?
- Quel est le pourcentage de rayons X absorbés ?

Les données sont :

$$L = 0,100 \text{ mm}$$

$$\mu = 9000 \text{ m}^{-1}$$

Tout d'abord je dois m'assurer de travailler avec les unités du SI. Ainsi, je fais la conversion entre le millimètre et le mètre.

$$L = 0,100 \text{ mm} = 0,000100 \text{ m}$$

l'équation à utiliser est la loi de Beer-Lambert :

$$\frac{n_t}{n_i} = e^{-\mu L}$$

En remplaçant dans l'équation les données, j'obtiens :

$$p_t = \frac{n_t}{n_i} = e^{-9000 \times 0,000100} = 0,407$$

Le pourcentage de rayons X transmis est 40,7 %.

Pour calculer le pourcentage de rayons X absorbés, il suffit de soustraire de 1 le ratio calculé précédemment. Ainsi,

$$p_A = 1 - 0,407 = 0,593$$

Le pourcentage de rayons X absorbés est 59,3 %.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Si nous connaissons la probabilité de transmission (ou d'absorption) ainsi que le nombre des rayons incidents, il est aussi possible de déterminer le nombre des rayons transmis (ou absorbés).

Exemple 3.4



Un faisceau des rayons X (constitué de 10^{11} photons) ayant chacun une énergie de 50 keV bombarde une couche de plomb de 0,1 mm. Sachant que le coefficient d'absorption du plomb pour des rayons X de 50,0 keV est $\mu = 9000 \text{ m}^{-1}$,

- Quel est le nombre de rayons X transmis n_t ?
- Quel est le nombre de rayons X absorbés n_A ?

Les données sont :

$$L = 0,100 \text{ mm}$$

$$\mu = 9000 \text{ m}^{-1}$$

$$n_i = 10^{11}$$

Nous avons déjà calculé dans l'exemple 3.3 la probabilité de transmission. Ainsi, nous savons que :

$$p_t = \frac{n_t}{n_i} = 0,407$$

Avec l'algèbre, nous pouvons isoler l'inconnue n_t

$$n_t = n_i \times p_t = 10^{11} \times 0,407 = 4,07 \times 10^{10}$$

Le nombre de rayons X transmis est $4,07 \times 10^{10}$.

Nous avons déjà calculé dans l'exemple 3.3 la probabilité d'absorption. Ainsi, nous savons que :

$$p_A = \frac{n_A}{n_i} = 0,593$$

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Avec l'algèbre, nous pouvons isoler l'inconnue n_A

$$n_A = n_i \times p_A = 10^{11} \times 0,593 = 5,93 \times 10^{10}$$

Le nombre de rayons X absorbés est $5,93 \times 10^{10}$.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Résumé

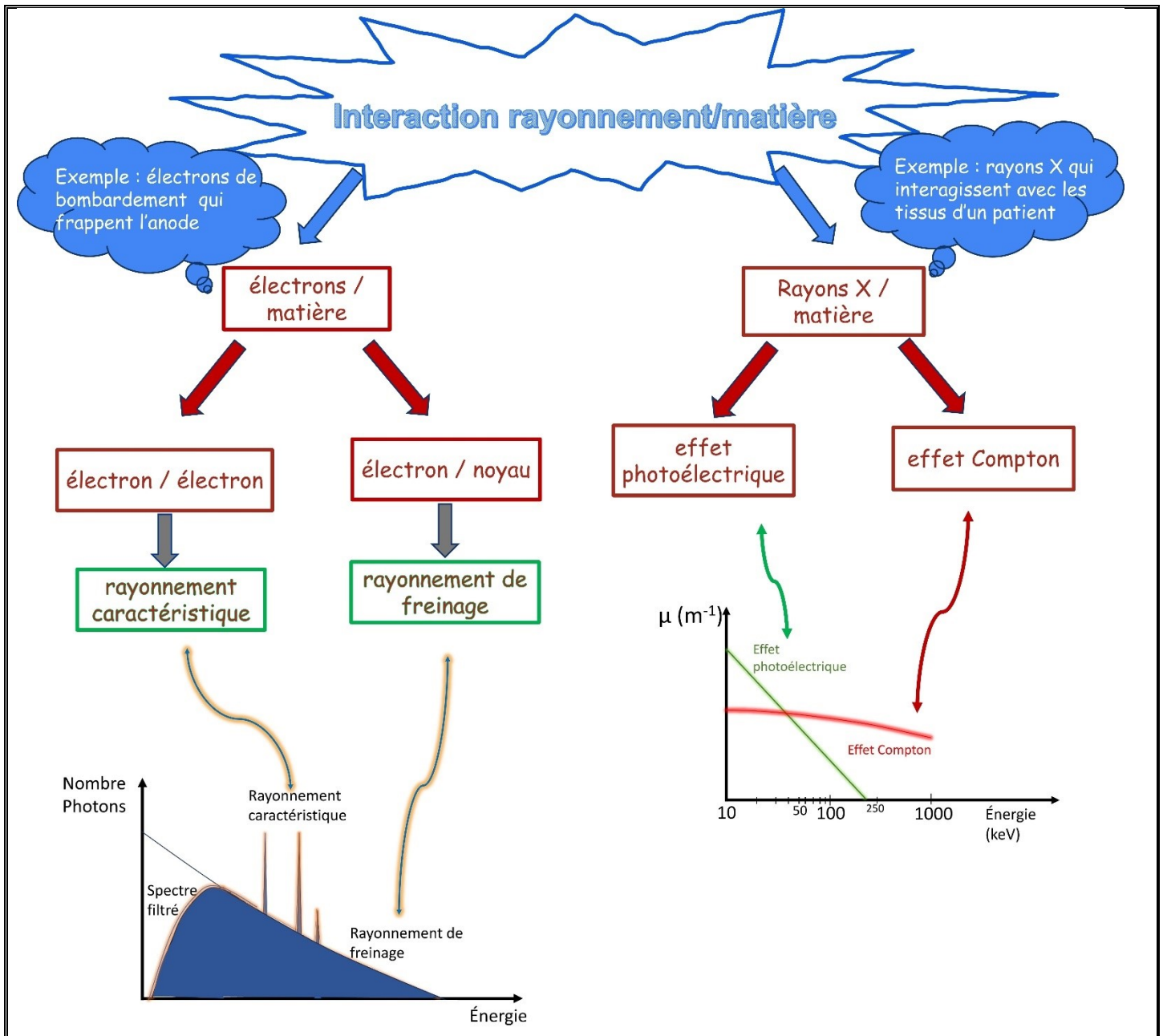
Dans ce chapitre, nous avons présenté les interactions des électrons à haute vitesse avec la matière qui sont importantes vis-à-vis de la production des rayons X. L'allure typique d'un spectre d'émission des rayons X a été montrée. Nous avons ensuite introduit le coefficient d'absorption et expliqué les deux interactions qui contribuent à ce dernier, dans l'intervalle d'énergie utilisé en radiologie. Enfin, nous avons présenté la loi de Beer-Lambert et nous l'avons utilisée pour calculer le pourcentage (ou le nombre) des rayons X transmis ou absorbés par un matériau dont le coefficient d'absorption et l'épaisseur sont connus.

Voici un court résumé pour chaque section :

- **3.2** Lorsque les électrons à haute vitesse bombardent un matériau solide et massif (c'est typiquement ce qui arrive dans un tube à rayons X), des rayons X sont générés par le biais de deux types d'interaction : l'interaction électron/noyau atomique et l'interaction électron/électron. Dans l'interaction entre les électrons de bombardement et les noyaux des atomes de la matière cible, les rayons X générés peuvent prendre toutes les énergies comprises entre une centaine d'eV et l'énergie des électrons de bombardement avant l'interaction. Le spectre d'émission des rayons X est donc continu ; il se trouve que le nombre des rayons X générés diminue avec l'énergie de ces derniers. Dans l'absorption des électrons de bombardement par les électrons liés des atomes de la matière cible, ces derniers sont éjectés de l'atome. Les rayons X sont émis lorsque les électrons périphériques prennent la place des électrons éjectés. Ce processus donne lieu à un spectre des raies qui se superpose au spectre de rayonnement de freinage.
- **3.3** Dans l'intervalle d'énergies utilisé normalement en radiologie, il y a essentiellement deux modes d'interactions des rayons X avec la matière qui sont importants : l'effet photoélectrique et l'effet Compton. Le premier est dominant à basse énergie et le deuxième est dominant à hautes énergies. Dans l'effet photoélectrique, le rayon X d'origine disparaît dans la matière qui traverse, tandis que dans l'effet Compton il ne disparaît pas, mais il change son énergie et sa trajectoire. La loi de Beer-Lambert permet d'estimer la fraction (ou le pourcentage) des rayons X transmis (ou absorbés) par de la matière dont le coefficient d'absorption μ et l'épaisseur L sont connus. Il est tout aussi possible d'estimer le nombre de rayons X transmis ou absorbés, en connaissant le nombre des rayons X incidents.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Figure 3.10. Carte conceptuelle du chapitre 3.



Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Questions et exercices

1. Considérons des électrons à haute vitesse qui bombardent la cible de l'anode dans un tube à rayons X. Nommez les deux phénomènes d'interaction possibles.
2. Décrivez sommairement le phénomène d'interaction entre un électron de bombardement et le noyau d'un atome de la cible de l'anode qui donne lieu au rayonnement de freinage.
3. Considérons des électrons de bombardement ayant une vitesse de $7,40 \times 10^7 \text{ m/s}$ à l'anode, dans un tube à rayons X. La cible de l'anode est faite en tungstène.
 - a) Quel est l'intervalle d'énergies des rayons X émis par rayonnement de freinage ?
 - b) Sachant que l'énergie de l'orbitale K 1 s du tungstène est de 69,5 keV, est-il possible d'observer le rayonnement X caractéristique provenant des transitions des électrons périphériques vers l'orbitale K 1 s ? Expliquez.
4. Décrivez sommairement l'effet photoélectrique.
5. Décrivez sommairement l'effet Compton.
6. Expliquez pourquoi l'affirmation suivante est fausse :
Lorsque des rayons X bombardent une plaque de tungstène, il y aura toujours le même pourcentage des rayons X absorbés, peu importe l'énergie des rayons X incidents.
7. Un faisceau des $5,00 \times 10^{12}$ rayons X ayant chacun une énergie de 50 keV bombarde une couche de tungstène de 0,200 mm. Sachant que le coefficient d'absorption linéaire du tungstène à 50 keV est $\mu = 11000 \text{ m}^{-1}$:
 - a) Quel est le pourcentage des rayons X transmis ?
 - b) Quel est le pourcentage des rayons X absorbés ?
 - c) Quel est le nombre de rayons X transmis ?
 - d) Quel est le nombre de rayons X absorbés ?

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Questions et exercices — corrigé

1. Considérons des électrons à haute vitesse qui bombardent la cible de l'anode dans un tube à rayons X. Nommez les deux phénomènes d'interaction possibles.

Il est possible d'avoir une interaction électron/noyau qui donne lieu à un rayonnement continu de freinage, et une interaction électron/électron qui donne lieu au rayonnement caractéristique.

2. Décrivez sommairement le phénomène d'interaction entre un électron de bombardement et le noyau d'un atome de la cible de l'anode qui donne lieu au rayonnement de freinage

Réponse possible : lorsqu'un électron de bombardement s'approche à haute vitesse d'un noyau de la matière cible, il dévie de sa trajectoire tout en diminuant sa vitesse. Puisque la vitesse de l'électron diminue, son énergie cinétique (qui dépend de la vitesse) diminue également. L'énergie ainsi perdue est émise sous forme d'un rayonnement de freinage, qui peut donc prendre toutes les énergies de 0 à l'énergie que l'électron possédait avant l'interaction.

3. Considérons des électrons de bombardement ayant une vitesse de $7,40 \times 10^7 \text{ m/s}$ à l'anode, dans un tube à rayons X. La cible de l'anode est faite en tungstène.

- a) Quel est l'intervalle d'énergies des rayons X émis par rayonnement de freinage ?

On peut obtenir l'énergie cinétique de l'électron à partir de la formule suivante :

$$\dot{E}_{cin} = \frac{1}{2} m_e v^2$$

Où :

$$m_e = 9,11 \times 10^{-31} \text{ kg}$$

est la masse de l'électron (voir tableau 1.2 du chapitre 1).

Un électron ayant une vitesse $v = 7,4 \times 10^7 \text{ m/s}$, possède donc une énergie cinétique égale à :

$$\begin{aligned} \dot{E}_{cin} &= \frac{1}{2} \times 9,11 \times 10^{-31} \times (7,4 \times 10^7)^2 = 249,4318 \times 10^{-31+14} = \\ &= 2,494318 \times 10^{-15} \text{ J} = 15589 \text{ eV} \cong 15,6 \text{ keV} \end{aligned}$$

L'intervalle d'énergies possibles pour les rayons X émis est compris entre une centaine d'eV et 15,6 keV.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

- b) Sachant que l'énergie de liaison d'un électron de l'orbitale K 1s du tungstène est de 69,5 keV, est-il possible d'observer le rayonnement X caractéristique provenant des transitions des électrons périphériques vers l'orbitale K 1s ? Expliquez.

Vu que l'énergie des électrons de bombardement est inférieure à l'énergie de liaison d'un électron de l'orbitale K 1s, il n'est pas possible qu'un électron de bombardement soit absorbé par un électron de l'orbitale 1s et, donc, il n'est pas possible d'observer le rayonnement X caractéristique provenant des transitions des électrons périphériques vers l'orbitale 1s.

4. Décrivez sommairement l'effet photoélectrique.

Réponse possible : l'effet photoélectrique est une interaction photon/électron. C'est un phénomène qui comporte l'absorption du rayonnement par un électron lié d'un atome et l'ionisation de ce même atome. Le photoélectron émis est généralement absorbé localement. L'atome, ayant perdu un électron, se trouve dans un état excité. Il y a donc émission d'un nouveau rayonnement (rayonnement caractéristique). Dans l'effet photoélectrique qui a lieu lorsque des rayons X interagissent avec les tissus d'un patient, ce nouveau rayonnement est de faible énergie et il est absorbé localement. Ainsi, le photon X d'origine disparaît complètement dans la matière, et aucun autre rayonnement secondaire ne se retrouve dans le faisceau des rayons X qui, ayant traversé les tissus, atteint le récepteur.

5. Décrivez sommairement l'effet Compton.

Réponse possible : l'effet Compton a lieu lorsqu'un rayon X incident interagit avec un électron des orbitales les plus extérieures d'un atome de la matière cible en lui donnant seulement une partie de son énergie. Lors de l'interaction, le rayon X, qui perd de l'énergie, est aussi dévié de sa trajectoire et l'électron, qui acquiert une partie de l'énergie du rayon X, sort de l'atome et est absorbé localement. Le rayon X d'origine, n'ayant perdu qu'une partie de son énergie, ne disparaît donc pas dans la matière qui traverse, mais il sort de celle-ci avec une nouvelle énergie et une nouvelle direction.

6. Expliquez pourquoi l'affirmation suivante est fausse :

Lorsque des rayons X bombardent une plaque de tungstène, il y aura toujours le même pourcentage des rayons X absorbés, peu importe l'énergie des rayons X incidents.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Cette affirmation est fausse, puisque le pourcentage des rayons X absorbés dépend du coefficient d'absorption qui varie avec l'énergie des rayons X incidents.

7. Un faisceau des $5,00 \times 10^{12}$ rayons X ayant chacun une énergie de 50 keV bombarde une couche de tungstène de 0,200 mm. Sachant que le coefficient d'absorption linéaire du tungstène à 50 keV est $\mu = 11000 \text{ m}^{-1}$:

- a) Quel est le pourcentage des rayons X transmis ?

Les données sont :

$$n_t = 5,00 \times 10^{12}$$

$$L = 0,2 \text{ mm}$$

$$\mu = 11000 \text{ m}^{-1}$$

Tout d'abord, je dois m'assurer de travailler avec les unités du SI. Ainsi je fais la conversion entre le millimètre et le mètre.

$$L = 0,2 \text{ mm} = 0,0002 \text{ m}$$

l'équation à utiliser est la loi de Beer-Lambert :

$$\frac{n_t}{n_i} = e^{-\mu L}$$

En remplaçant dans l'équation les données, j'obtiens :

$$p_t = \frac{n_t}{n_i} = e^{-11000 \times 0,0002} = 0,11080$$

Le pourcentage de rayons X transmis est $p_t = 11,1\%$

- b) Quel est le pourcentage des rayons X absorbés ?

Pour calculer le pourcentage de rayons X absorbés, il suffit de soustraire de 1 le ratio calculé précédemment. Ainsi,

$$p_A = 1 - 0,11080 = 0,88920$$

Le pourcentage de rayons X absorbés est de 88,9 %.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

c) Quel est le nombre de rayons X transmis ?

$$n_t = n_i \times p_t = 5,00 \times 10^{12} \times 0,11080 = 5,54 \times 10^{11}$$

Le nombre de rayons X transmis est $5,54 \times 10^{11}$.

d) Quel est le nombre de rayons X absorbés ?

$$n_A = n_i \times p_A = 5,00 \times 10^{12} \times 0,88920 = 4,45 \times 10^{12}$$

Le nombre de rayons X absorbés est $4,45 \times 10^{12}$.

Chapitre 3 – Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

Références

Böke, A. (2014). Linear attenuation coefficients of tissues from 1keV to 150keV. *Radiation Physics and Chemistry*, 102, 49-59. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2014.04.006>

Lawrence Berkeley National Laboratory. (2009). *X-ray Data Booklet (XDB)*. <https://xdb.lbl.gov/>

Pumbaa. (2012). Capa electrónica 074 Wolframio [En ligne], Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Capa_electrónica_074_Wolframio.svg

CHAPITRE 4

Fondements des circuits électriques

Aperçu : Un circuit électrique est nécessaire pour le fonctionnement de tout appareil électrique ou électronique, y compris le tube à rayons X. Dans ce chapitre, vous découvrirez les éléments de base d'un circuit électrique ainsi que trois grandeurs physiques nécessaires pour décrire son comportement. La loi d'Ohm, sera aussi présentée.

Table de matières

Objectifs	102
Liste des figures	103
4.1 Introduction	104
4.2 Éléments de base d'un circuit électrique	105
4.3 La tension	106
4.4 Le courant électrique.....	108
4.5 La résistance	113
4.6 La loi d'Ohm	115
Résumé.....	120
Questions et exercices	122
Questions et exercices — corrigé	123
Références.....	128

Objectifs

- Nommer les éléments de base d'un circuit électrique.
- Expliquer le rôle d'une source de tension dans un circuit.
- Donner une définition de courant électrique.
- Expliquer la fonction d'une résistance dans un circuit.
- Connaître les unités de mesure pour les grandeurs physiques suivantes : tension, courant et résistance.
- Comprendre la loi d'Ohm.

Liste des figures

<i>Figure 4.1. Éléments de base d'un circuit électrique.</i>	<i>105</i>
<i>Figure 4.2. Exemple d'une source de tension et symbole correspondant.</i>	<i>107</i>
<i>Figure 4.3. Exemple de résistance et symbole correspondant.</i>	<i>114</i>
<i>Figure 4.4. Schéma d'un circuit simple constitué d'une source de tension et une résistance..</i>	<i>115</i>
<i>Figure 4.5. Carte conceptuelle du chapitre 4.....</i>	<i>121</i>

Chapitre 4 – Fondements des circuits électriques

4.1 Introduction

Un circuit électrique est nécessaire pour le fonctionnement de tout appareil électrique ou électronique, y compris le tube à rayons X. Il est donc important pour un technologue en imagerie médicale de connaître quelques notions de base sur les circuits électriques.

Voici les notions qui constituent l'objet de ce chapitre.

Nous allons commencer par introduire les éléments de base d'un circuit électrique. Ensuite, nous présenterons trois grandeurs physiques nécessaires pour décrire son comportement, notamment la différence de potentiel, le courant électrique et la résistance. Enfin, nous présenterons la loi d'Ohm.

Lorsque nous avons parlé des constantes physiques, au chapitre 1, nous avons nommé la charge élémentaire, e , qui vaut $1,60 \times 10^{-19} \text{ C}$. Comme nous avons vu au chapitre 2, un électron possède une charge égale à $-e$ et un proton une charge égale à $+e$. Nous utiliserons souvent la charge élémentaire tout au long de ce chapitre, car ce sont les électrons en mouvement qui constituent le courant électrique. Par souci de simplicité, nous allons toujours considérer la charge élémentaire e sans signe négatif devant, même lorsque nous considérons des électrons.

4.2 Éléments de base d'un circuit électrique

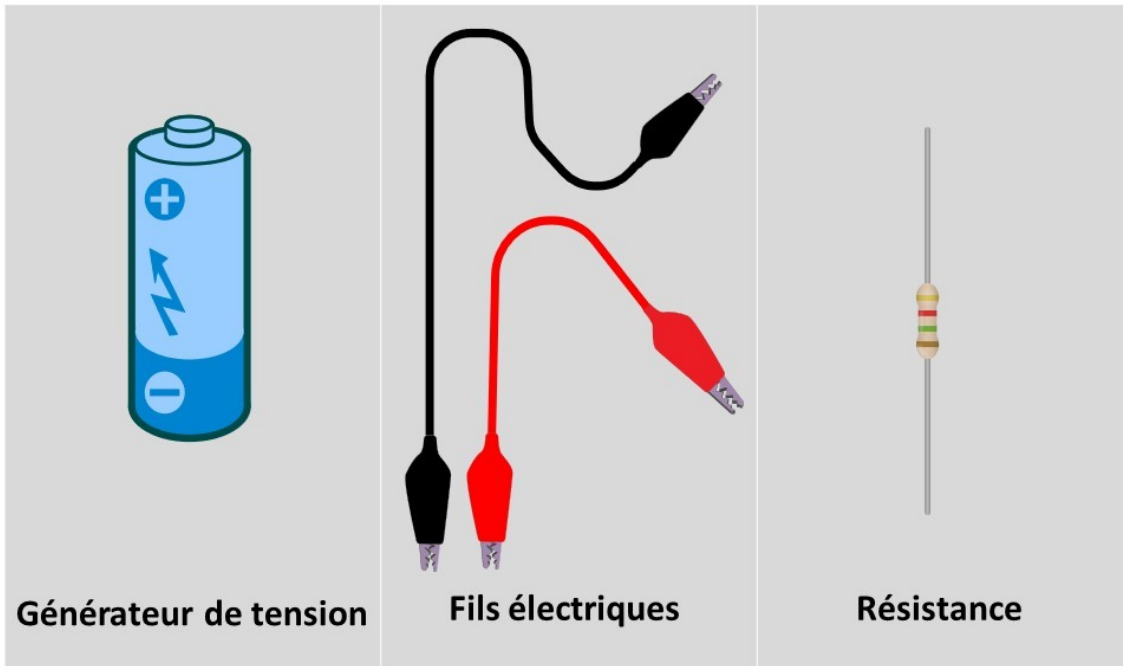
Un circuit électrique est nécessaire pour le fonctionnement de tout appareil électrique. Il doit minimalement posséder une **source de tension**, des **fils conducteurs** et un élément doté d'une **résistance électrique**, c'est-à-dire un matériau qui limite le passage du courant.



Le circuit électrique le plus simple possède une source de tension, des fils conducteurs et un élément doté d'une résistance électrique.

Figure 4.1. Éléments de base d'un circuit électrique.

De gauche à droite, il nous faut : un générateur de tension (par exemple, une pile), des fils conducteurs et un élément doté d'une résistance électrique (par exemple, une résistance en céramique).



Note : adapté de *Batterie, Énergie, Puissance*, par OpenClipart-Vectors, 2013, Pixabay. © 2013 Content Licence Pixabay. Adapté avec permission.

Note : *Pince crocodile, Connecteur à pince électrique, Alligator*, par kritsadaaj, 2016, Pixabay. © 2016 Content Licence Pixabay. Adapté avec permission.

Note : *Résistance, La résistance, Électronique*, par Clker-Free-Vector-Images, 2012, Pixabay. © 2012 Content Licence Pixabay. Adapté avec permission.

4.3 La tension

Nous avons vu, au chapitre 2, que l'atome est le constituant fondamental de toute la matière qui nous entoure. L'atome est composé de particules, notamment les protons (chargés positivement) et les neutrons qui forment un noyau central, ainsi que les électrons (chargés négativement), qui se trouvent autour du noyau central de l'atome, dans ce que nous nommons *nouages électroniques*. Ce sont les métaux (en particulier le cuivre) qui sont utilisés pour faire des fils et des câbles électriques, en raison de leur conductivité électrique. En effet, les métaux se caractérisent par le fait d'avoir des électrons (ceux qui sont plus loin du noyau) si peu liés à l'atome qu'on peut les considérer pratiquement comme des « électrons libres ». Ainsi, dans un métal, il y a normalement un grand nombre d'électrons libres. Cet ensemble d'électrons s'appelle la *mer d'électrons*.

Imaginez que la mer d'électrons est une fourmilière. Les fourmis (les électrons) s'agitent en grand nombre dans toutes les directions. Lorsque vous déposez une miette de pain dans la fourmilière, plusieurs fourmis commencent à se diriger vers la miette de pain. Il sera donc possible de reconnaître, dans le chaos de la fourmilière, un mouvement collectif de plusieurs fourmis vers la miette de pain.

Ainsi, en l'absence d'énergie externe (notre miette de pain), chaque électron de la mer d'électrons reste assez proche de son atome, bien qu'il soit toujours en mouvement. Il est donc nécessaire de « donner une miette de pain » afin que ces électrons se déplacent tous selon une direction et un sens bien précis.

On dit qu'on doit fournir de la **tension** ou une différence de potentiel ou du voltage (U) au circuit. L'unité de mesure de cette grandeur physique est le Volt (V). En pratique, pour fournir une tension, nous intégrerons dans le circuit un élément (appelé une source de tension ou un générateur de tension, par exemple une pile) qui possède deux bornes et qui est capable de continuellement séparer des charges d'une borne à l'autre, c'est-à-dire que sa borne positive sera toujours chargée positivement et que sa borne négative le sera toujours négativement. Ainsi, les électrons du fil attaché au générateur seront toujours attirés par la borne positive, comme les fourmis sont attirées par une miette de pain ; ils seront donc poussés à se diriger continuellement vers cette borne.

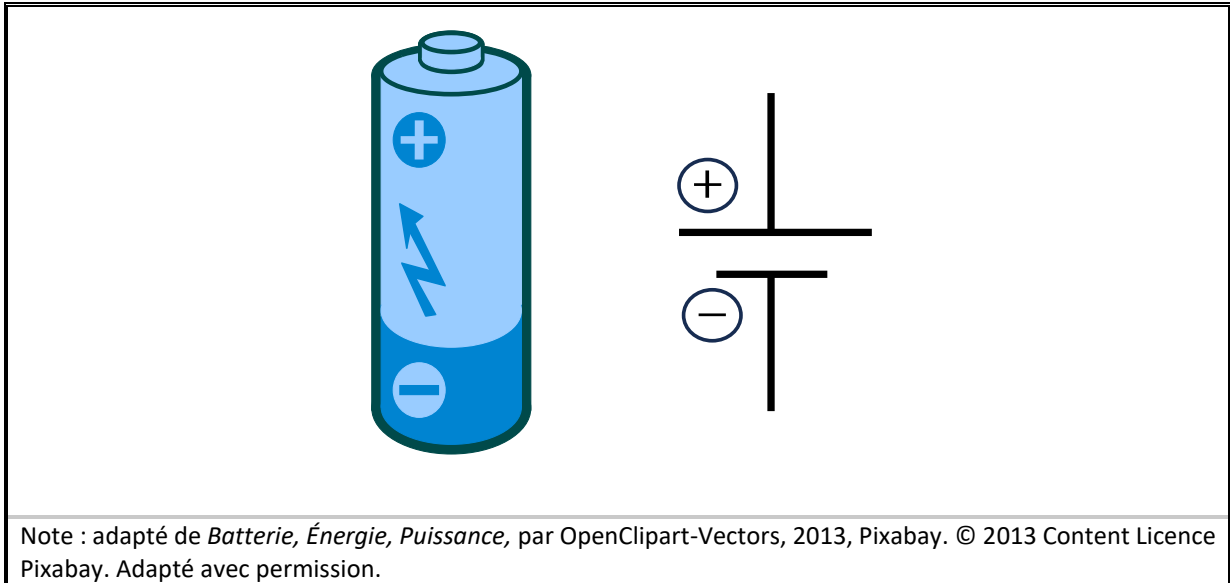


Le générateur de tension pousse les électrons libres du fil électrique à se déplacer continuellement vers la borne positive de la source.

L'unité de mesure de la tension est le Volt (V).

On utilise le symbole graphique de la figure 4.2 pour représenter une source de tension (pile ou tout autre générateur de tension) dans les schémas des circuits.

Figure 4.2. Exemple d’une source de tension et symbole correspondant.



Le concept de différence de potentiel est cependant plus général et ne s’applique pas uniquement aux deux bornes de la source de tension. Nous pouvons parler de différence de potentiel entre deux points quelconques de notre circuit. Prenons un nombre d’électrons correspondant à la charge d’un coulomb (soit environ 6×10^{18} électrons). Lorsque ces électrons se déplacent entre deux points d’un circuit, leur énergie potentielle électrique¹ varie (en effet, ils se trouvent plus au moins proches de la borne positive qu’ils veulent rejoindre). Cette différence d’énergie potentielle électrique équivaut, numériquement, à la différence de potentiel.

¹ Voir le chapitre 2 pour une définition d’énergie potentielle électrique.

4.4 Le courant électrique

L'**intensité de courant électrique** (ou tout simplement **courant**) (i), dont l'unité de mesure est l'ampère (A), quantifie le débit de charge électrique qui traverse la section d'un fil électrique lorsqu'une tension est appliquée.



Le courant quantifie le débit de charge électrique qui traverse la section d'un fil.

Son unité de mesure est l'ampère (A).

Voyons maintenant ce que cela signifie exactement à l'aide d'exemples.

Lorsqu'un générateur de tension, branché à notre circuit, est en fonction, les électrons commencent à se déplacer, à travers le fil, vers la borne positive du générateur de tension. Supposons pouvoir compter le nombre exact d'électrons (N) qui traversent la section d'un fil électrique à un point bien précis dans un certain intervalle de temps (t) (comme nous pouvons compter le nombre exact de fourmis qui passent par un point précis de l'espace dans un certain intervalle de temps). Nous pouvons alors dire que le nombre d'électrons qui passent par ce point chaque seconde est :

$$\frac{N}{t}$$

Exemple 4.1

Pendant 5,00 secondes, $5,00 \times 10^{19}$ électrons traversent une section d'un fil. Quel est le nombre d'électrons qui traversent le fil à chaque seconde ?

Les données du problème sont les suivantes :

- $N = 5,00 \times 10^{19}$
- $t = 5,00 \text{ s}$

L'inconnue est le nombre d'électrons qui traversent le fil à chaque seconde.

La formule à utiliser pour répondre à la question est :

$$\frac{N}{t}$$

En remplaçant les données dans l'équation, on obtient :

$$\frac{5,00 \times 10^{19}}{5,00} = 1,00 \times 10^{19}$$

Réponse : le nombre d'électrons qui traversent le fil à chaque seconde est $1,00 \times 10^{19}$.

Or, puisque nous connaissons la charge de chaque électron (e), nous pouvons alors facilement trouver la charge qui traverse le fil à **chaque seconde** simplement en multipliant cette charge par le nombre d'électrons qui sont passés à **chaque seconde** :

$$e \times \frac{N}{t}$$

La charge qui traverse le fil à **chaque seconde** est exactement le **débit de charge électrique**, soit le **courant électrique**, selon la définition donnée précédemment. Alors,

$$i = e \times \frac{N}{t}$$

Exemple 4.2

Si pendant 5,00 secondes, $5,00 \times 10^{19}$ électrons traversent une section d'un fil, que vaut le courant ?

Les données du problème sont les suivantes :

- $N = 5,00 \times 10^{19}$
- $t = 5,00 \text{ s}$

De plus, nous connaissons la charge élémentaire.

- $e = 1,60 \times 10^{-19} \text{ C}$

L'inconnue est :

- $i = ?$

L'équation à utiliser est :

$$i = e \times \frac{N}{t}$$

Pour résoudre, nous devons remplacer les valeurs numériques dans l'équation :

$$i = 1,60 \times 10^{-19} \frac{5,00 \times 10^{19}}{5,00} = 1,60 \text{ A}$$

Réponse : le courant vaut 1,60 A.

Chapitre 4 – Fondements des circuits électriques

Or, reprenons l'équation de l'intensité de courant électrique utilisée précédemment et écrivons-la un peu différemment.

$$i = e \times \frac{N}{t} = \frac{e \times N}{t}$$

Au numérateur, on retrouve un produit entre la charge électrique d'un électron e et le nombre total d'électrons N qui sont passés pendant l'intervalle de temps t . Cette quantité représente donc la charge totale qui a circulé pendant l'intervalle t , que nous pouvons appeler Q . Ainsi,

$$Q = e \times N$$

Nous pouvons alors exprimer le courant aussi en fonction de la charge totale.

$$i = \frac{Q}{t}$$

Exemple 4.3

Si pendant 5,00 secondes, $5,00 \times 10^{19}$ électrons traversent une section d'un fil, que vaut la charge totale et le courant ?

Les données du problème sont les suivantes :

- $N = 5,00 \times 10^{19}$
- $t = 5,00 \text{ s}$

De plus, nous connaissons la charge élémentaire.

- $e = 1,60 \times 10^{-19} \text{ C}$

Les inconnues sont :

- $Q = ?$
- $i = ?$

L'équation à utiliser sont :

$$Q = e \times N$$

$$i = \frac{Q}{t}$$

Pour résoudre, nous devons remplacer les valeurs numériques dans l'équation :

$$Q = 1,60 \times 10^{-19} \times 5,00 \times 10^{19} = 8,00 \text{ C}$$

$$i = \frac{8,00}{5,00} = 1,60 \text{ A}$$

Réponse : la charge totale vaut 8,00 C (ou 8,00 As) et le courant vaut 1,60 A.

4.5 La résistance

Nous avons vu que, parmi les éléments de base d'un circuit électrique, il y a un élément doté d'une résistance électrique. Pour comprendre le concept de résistance (indiquée dans les équations avec la lettre R), revenons à notre image de la fourmilière. Admettons que le chemin pour arriver à la miette de pain est parsemé de petits obstacles. Par exemple, on y trouve de petites roches, un mur, une petite flaque d'eau, etc. En rencontrant ces obstacles, les fourmis seront moins nombreuses à pouvoir se rendre à leur miette, par unité de temps. Ainsi, la présence d'une *résistance* dans notre circuit permet de doser, selon nos besoins, le nombre d'électrons qui traversent la section du fil par seconde (donc permet de doser le courant) pour une valeur définie de la tension². Plus la résistance est grande (plus d'obstacles il y aura sur le chemin des fourmis), plus l'intensité de courant sera faible. L'unité de mesure de la résistance est l'Ohm (Ω).



La résistance permet de doser le courant pour une valeur définie de la tension.

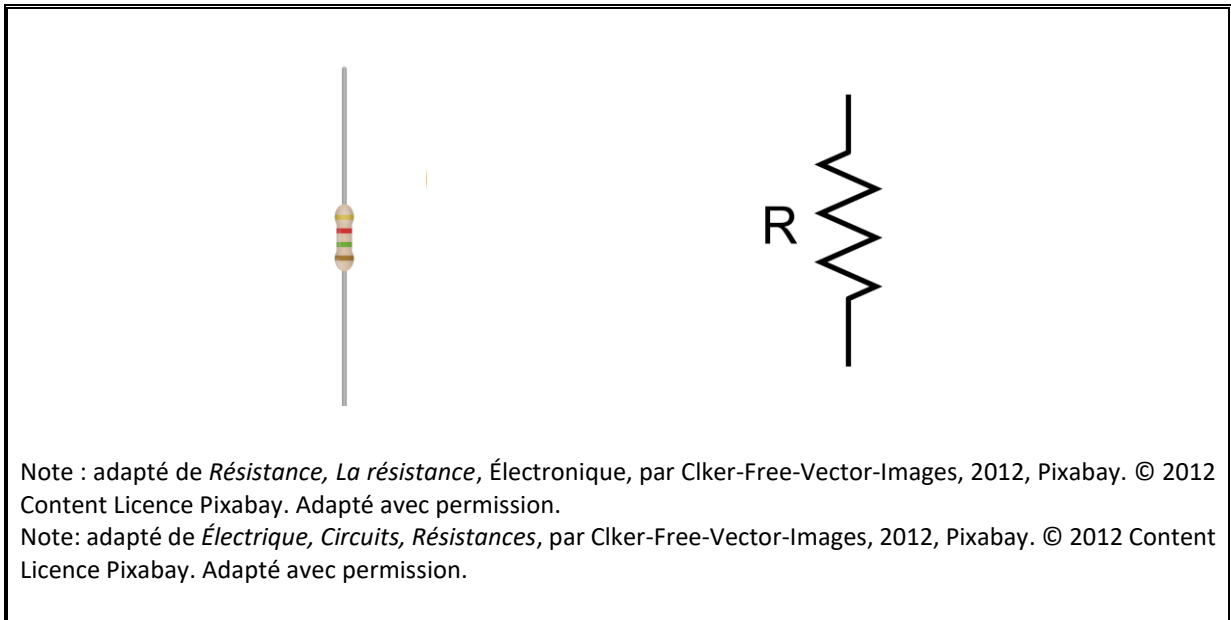
Son unité de mesure est l'Ohm (Ω).

² Une résistance peut aussi jouer d'autres rôles dans un circuit. Cependant, leur description dépasse le cadre de cet ouvrage.

Chapitre 4 – Fondements des circuits électriques

On utilise le symbole graphique de la figure 4.3 pour représenter une résistance dans les schémas des circuits.

Figure 4.3. Exemple de résistance et symbole correspondant.



Chapitre 4 – Fondements des circuits électriques

4.6 La loi d'Ohm

Il existe une relation mathématique simple qui relie les trois grandeurs physiques analysées ici (la différence de potentiel U , le courant i et la résistance R). La voici :

$$U = Ri$$

À partir de cette relation, avec un peu d'algèbre, nous pouvons calculer l'une des trois grandeurs physiques si nous connaissons les deux autres.

Notamment,

- Si nous connaissons la résistance R et le courant i , nous pouvons calculer la tension U :

$$U = R \times i$$

- Si nous connaissons la tension U et le courant i , nous pouvons calculer la résistance R :

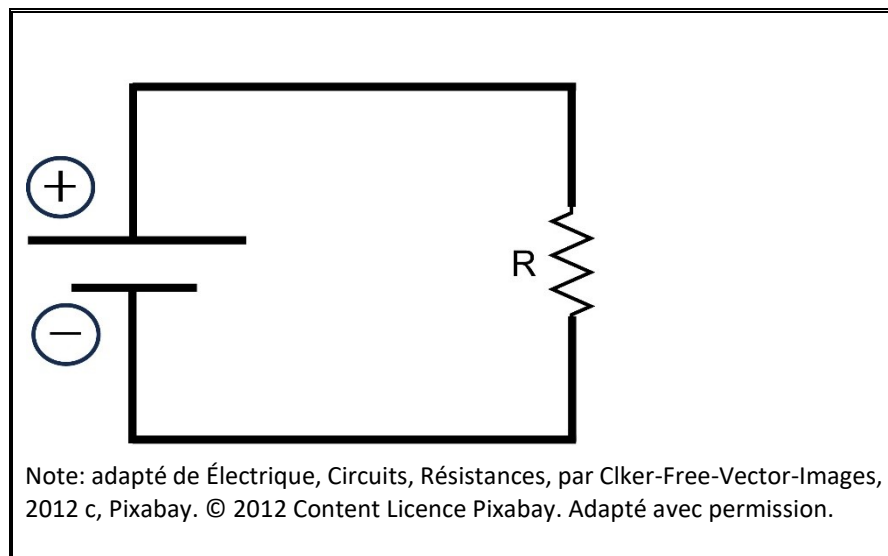
$$R = U/i$$

- Si nous connaissons la tension U et la résistance R , nous pouvons calculer le courant i :

$$i = U/R$$

Supposons de monter un circuit simple composé d'une source de tension, des fils et un élément doté d'une résistance (par exemple une résistance en céramique ou une ampoule).

Figure 4.4. Schéma d'un circuit simple constitué d'une source de tension et une résistance.



Chapitre 4 – Fondements des circuits électriques

Nous faisons ensuite varier la tension à l'aide de notre source de tension et nous mesurons la valeur du courant. Nous répétons cette opération plusieurs fois, en prenant en note la valeur de la tension et du courant. Pour chaque mesure que nous faisons, il est toujours vrai que nous pouvons calculer la résistance du circuit simplement en divisant la valeur de la tension par le courant que nous mesurons³. Cependant, en répétant notre mesure du courant pour des valeurs différentes de la tension, nous pouvons observer les deux situations suivantes :

- a. la résistance calculée ne varie pas ;
- b. la résistance calculée varie.

Si et seulement si nous observons la situation énoncée en *a*, nous pouvons affirmer que les éléments du circuit qui présentent une résistance sont *ohmiques* et que, donc, la loi d'Ohm s'applique dans le circuit⁴. Dans ce cas, la relation présentée ici devient une loi de proportionnalité directe⁵ entre la tension et le courant selon un coefficient de proportionnalité (constant) qui est la résistance. Si nous connaissons la résistance à l'avance (par exemple, en la mesurant avec un instrument appelé *ohmmètre*, ou simplement parce que cette valeur est donnée par le fabricant lorsque nous achetons la résistance), nous pouvons déduire toute valeur de courant, pour chaque valeur souhaitée de tension (ou déduire toute valeur de tension appliquée, pour chaque valeur de courant mesurée). Cette loi s'appelle *loi d'Ohm*. Elle nous dit que plus la tension augmente, plus le courant augmente dans notre circuit et ce, de façon proportionnelle (par exemple, si la tension double, le courant double ; si la tension devient 3 fois la tension initiale, le courant devient 3 fois le courant que nous avions initialement, etc.). Ou encore, nous pouvons énoncer cette loi en affirmant que le ratio entre la tension et le courant (qui représente la résistance) est constant pour chaque pair de valeurs tension/courant.

Si, en revanche, nous observons la situation *b*, nous pouvons constater que la relation n'est pas une loi de proportionnalité directe puisqu'elle ne possède pas un coefficient de proportionnalité (la résistance n'est pas constante). Ainsi, la loi d'Ohm ne s'applique pas dans ce cas : le ratio entre la tension et le courant nous fournit toujours la résistance, mais cette résistance n'est pas la même pour chaque pair de valeurs tension/courant.

³ Puisque notre circuit ne contient qu'un élément doté d'une résistance (soit la résistance R), la différence de potentiel aux bornes de cette résistance est égale à la tension fournie par la source et la résistance R est égale à la résistance du circuit dans son ensemble (la résistance des fils électriques est négligeable). Il faut cependant remarquer que, si nous effectuons cette expérience réellement en laboratoire, la tension fournie par la source pourrait ne pas être identique à la différence de potentiel aux bornes de la résistance, puisque les instruments utilisés pour mesurer le courant pourraient présenter eux-mêmes une résistance non négligeable, dépendamment des instruments utilisés et de la précision souhaitée lors de l'expérience.

⁴ Une résistance en céramique est ohmique, mais d'autres éléments qui présentent une résistance, comme une ampoule, ne le sont pas.

⁵ Si vous ne vous souvenez plus que signifie une loi de proportionnalité directe, nous vous suggérons de réviser cette notion dans l'abrégé de mathématiques (Annexe A).

Exemple 4.4

Dans un circuit simple, comme celui de la figure 4.4, le générateur fournit une tension de 16,0 V. Un courant de 4,00 A circule dans le circuit. **Que vaut la résistance R pour ce circuit ?**

Les données du problème sont les suivantes :

- $U = 16,0 \text{ V}$
- $i = 4,00 \text{ A}$

La grandeur physique à trouver est :

- $R = ?$

L'équation à utiliser est :

$$R = U/i$$

En remplaçant les données dans l'équation, on obtient :

$$R = U/i = 16,00/4,00 = 4,00 \, \Omega$$

Réponse : la résistance est 4,00 Ω .



LABORATOIRE VIRTUEL

En cliquant sur [ce lien](#)⁶, vous pouvez avoir accès à un simulateur interactif qui vous permet de mieux comprendre la loi d'Ohm.

Supposons que vous analysiez un circuit ohmique dont vous connaissez la résistance, soit **500 Ω** .

Démarche à suivre :

1. Pour commencer, donner à la résistance R la valeur de **500 Ω** .
2. Donnez à la tension U une valeur de 1,00 V.
3. Calculez le courant attendu selon la loi d'Ohm.
4. Vérifiez que la valeur que vous avez calculée correspond à la valeur affichée par le simulateur.
5. Répétez les étapes 2 à 4 pour les valeurs de tension suivantes :
 - a. 2,00 V
 - b. 3,00 V
 - c. 4,00 V
 - d. 5,00 V
 - e. 6,00 V
 - f. 7,00 V
 - g. 8,00 V

Prenez bien soin de ne pas varier la résistance et notez les valeurs obtenues pour le courant pour chaque valeur de tension.

6. Sur une feuille quadrillée, construisez un graphique. Dans l'axe des x , inscrivez la tension ; dans l'axe des y , inscrivez le courant. Chaque couple de valeurs (tension/courant) constitue un point sur votre graphique. Dessinez les 8 points dans votre graphique.
7. En reliant les 8 points, vérifiez que vous obtenez bien une droite.

Vous avez vérifié qu'il existe bel et bien une loi de proportionnalité directe (graphiquement représentée par une droite) entre la tension et le courant si la résistance reste constante. La

⁶ [Loi d'Ohm](#), par Université du Colorado à Boulder, s.d. [Simulation par PhET Interactive Simulations](#) © CC-BY 4.0.

Chapitre 4 – Fondements des circuits électriques

résistance est le coefficient de proportionnalité (soit la pente de la droite de votre graphique).

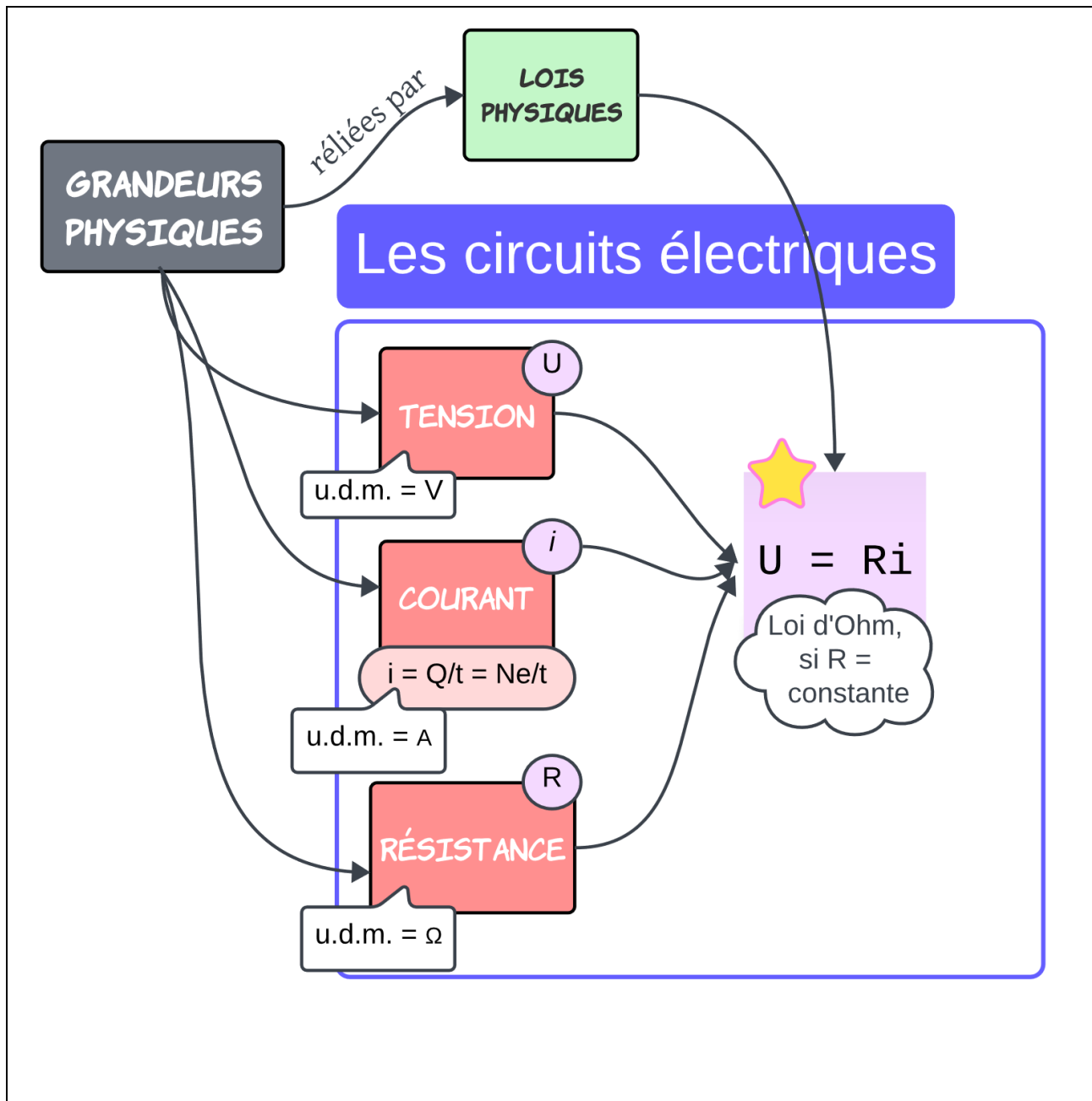
Résumé

Dans ce chapitre, nous avons présenté les fondements des circuits électriques, préalables à l'étude du tube à rayons X.

Voici un court résumé pour chacune de ces sections :

- **4.2** Le circuit électrique le plus simple possède une source de tension, des fils conducteurs et un élément doté d'une résistance électrique.
- **4.3** Le générateur de tension garantit la présence du courant en poussant les électrons libres du fil électrique à se déplacer continuellement vers sa borne positive. L'unité de mesure de la tension ou différence de potentiel est le volt (V).
- **4.4** Le courant électrique correspond au débit de charge électrique qui traverse la section d'un fil. Son unité de mesure est l'ampère (A).
- **4.5** La résistance agit comme une barrière régulant le mouvement des électrons. Son unité de mesure est l'Ohm (Ω).
- **4.6** La relation mathématique qui relie les trois grandeurs physiques : courant i , tension U et résistance R , s'écrit $U = Ri$. Si le ratio entre la tension et le courant (qui représente la résistance) est constant pour chaque pair de valeurs tension/courant, cette équation s'appelle *loi d'Ohm*.

Figure 4.5. Carte conceptuelle du chapitre 4



Questions et exercices

1. Expliquez la fonction d'une source de tension dans un circuit.
2. Expliquez ce qu'est le courant électrique. Utilisez une équation dans votre explication.
3. Énoncez la loi d'Ohm
4. 10^{20} électrons traversent la section d'un fil à chaque seconde. Quel est le courant électrique circulant dans ce fil ?
5. $3,00 \times 10^{20}$ électrons traversent la section d'un fil pendant 3,00 secondes.
 - a) Quelle charge a circulé dans ce fil ?
 - b) Quel est le courant électrique circulant dans ce fil ?
6. Dans un circuit ohmique, on fournit une tension de 5,00 V. Sachant qu'un courant de 500 mA circule dans le circuit, que vaut la résistance du circuit ?
7. Dans la situation précédente (sachant que la tension vaut toujours 5,00 V) si on souhaite un courant de 100 mA, doit-on augmenter ou diminuer la résistance ? Expliquez. Votre explication doit contenir du texte et une équation. Vous pouvez faire les calculs afin de valider votre réponse.

Questions et exercices — corrigé

1. Expliquez la fonction d'une source de tension dans un circuit.

Réponse possible : le rôle d'un générateur de tension dans un circuit est de continuellement fournir une poussée aux électrons libres du fil conducteur pour que ceux-ci se déplacent collectivement selon une orientation précise. Ce mouvement d'électrons constitue le courant électrique.

2. Expliquez ce qu'est le courant électrique. Utilisez une équation dans votre explication.

Réponse possible : le courant électrique se manifeste dès lors que des électrons de conduction se déplacent collectivement selon une orientation précise dans le fil conducteur. Le courant quantifie le débit de charge électrique qui traverse la section d'un fil. Ainsi, on peut écrire :

$$i = \frac{Q}{t}$$

3. Énoncez la loi d'Ohm

La loi d'Ohm s'applique si le ratio U/i (qui représente la résistance R) est constant pour chaque pair de valeurs tension/courant.

4. 10^{20} électrons traversent la section d'un fil à chaque seconde. Quel est le courant électrique circulant dans ce fil ?

Dans cet exercice, le nombre d'électrons qui traversent la section d'un fil

$$\frac{N}{t}$$

Est une donnée fournie par le problème. Il vaut 10^{20} .

Puisque le courant électrique peut être écrit comme le produit de ce ratio par la charge élémentaire e ,⁷ on obtient :

$$i = e \frac{N}{t} \\ = 1,60 \times 10^{-19} \times 10^{20} = 16,0 \text{ A}$$

Réponse : le courant électrique qui circule dans le fil est 16,0 A.

5. $3,00 \times 10^{20}$ électrons traversent la section d'un fil pendant 3,00 secondes.
a. Quelle charge a circulé dans ce fil ?

Tout d'abord, je dois m'assurer de travailler avec les unités du SI. Je n'ai aucune conversion à faire dans ce cas, puisque le temps est donné en secondes.

Ensuite, j'applique l'équation 2, qui relie le nombre d'électrons et le temps (2 données du problème) à la charge Q , qui est mon inconnue :

$$Q = e \times N.$$

Je remplace enfin les valeurs numériques :

$$Q = 1,60 \times 10^{-19} \times 3,00 \times 10^{20} = 48,0 \text{ C ou } 48,0 \text{ As}$$

Réponse : la charge qui a circulé dans le fil est 48,0 C (ou 48,0 As).

⁷ Cette équation s'obtient à partir des équations 1 et 2 de votre formulaire. Elle a été discutée dans la section 4.4.

b. Quel est le courant électrique circulant dans ce fil ?

Tout d'abord, je dois m'assurer de travailler avec les unités du SI, ce qui est le cas ici. Ensuite, j'applique l'équation 1 (voir formulaire) qui me permet de trouver le courant à partir de la charge Q (calculée en a) et le temps t donné par le problème :

$$i = Q/t$$

Enfin, je remplace les valeurs numériques pour résoudre l'équation.

$$i = Q/t = 48,0/3,00 = 16,0 \text{ A}$$

Réponse : le courant circulant dans le fil vaut 16,0 A.

Note : on remarque qu'on trouve la même valeur qu'on avait obtenu à l'exercice 4. Ceci était attendu, car, dans cet exercice, on a 3 fois plus d'électrons qui circulent pendant le triple du temps.

6. Dans un circuit ohmique, on fournit une tension de 5,00 V. Sachant qu'un courant de 500 mA circule dans le circuit, que vaut la résistance du circuit ?

Tout d'abord, je dois m'assurer de travailler avec les unités du SI. Ainsi, je dois m'assurer d'exprimer 500 mA en Ampère :

$$500 \text{ mA} = 500 \times 10^{-3} \text{ A} = 0,500 \text{ A}$$

Ensuite, j'applique la loi d'Ohm, en prenant soin d'isoler l'inconnue à gauche :

$$R = U/i$$

Enfin, je remplace les valeurs numériques pour résoudre l'équation :

$$R = 5,00/0,500 = 10,0 \text{ } \Omega$$

Réponse : la résistance du circuit vaut 10,0 Ω .

7. Dans la situation précédente (sachant que la tension vaut toujours 5,00 V) si on souhaite un courant de 100 mA, doit-on augmenter ou diminuer la résistance ? Expliquez. Votre explication doit contenir du texte et une équation. Vous pouvez faire les calculs afin de valider votre réponse.

Pour la loi d'Ohm,

$$U = R \times i$$

Donc, lorsque la tension reste la même et que le courant diminue, la résistance choisie doit forcément être plus grande.

Vérification à l'aide des calculs :

$$100 \text{ mA} = 100 \times 10^{-3} \text{ A} = 0,1 \text{ A}$$

$$R = 5,00 / 0,1 = 50,0 \, \Omega$$

Nous avons trouvé une valeur de 10 Ω lorsque le courant valait 500 mA.

Ainsi, les calculs valident la réponse donnée précédemment était correcte : la résistance choisie dans ce cas (50,0 Ω) est plus grande que celle trouvée pour une valeur de courant de 500 mA (10,0 Ω).



LABORATOIRE VIRTUEL

En cliquant sur [ce lien](#)⁸, vous pouvez vérifier les résultats obtenus pour les exercices 6 et 7.

Démarche à suivre :

1. Pour commencer, sélectionnez la tension du circuit à l'analyse (5,00 V).
2. Faites varier la résistance jusqu'à l'obtention du courant souhaité dans l'exercice 6 (soit 500 mA).
3. Vérifiez que la valeur de résistance que vous avez calculée correspond à la valeur affichée par le simulateur.
4. Faites varier la résistance jusqu'à l'obtention du courant souhaité dans l'exercice 7 (soit 100 mA). Prenez bien soin de ne pas varier la valeur de la tension.
5. Vérifiez que la valeur de résistance nécessaire dans ce deuxième cas est plus grande. (vous pouvez aussi vérifier que cette valeur correspond bel et bien à ce que vous avez calculé afin de valider votre réponse).

⁸ [Loi d'Ohm](#), par Université du Colorado à Boulder, s.d. [Simulation par PhET Interactive Simulations](#) © CC-BY 4.0.

Références

Clker-Free-Vector-Images. (2012). *Résistance, La résistance, Électronique* [En ligne]. Pixabay.
<https://pixabay.com/fr/vectors/r%C3%A9sistance-la-r%C3%A9sistance-32290/>

Clker-Free-Vector-Images. (2012). *Électrique, Circuits, Résistances*. [En ligne]. Pixabay.
<https://pixabay.com/fr/vectors/électrique-circuits-résistances-40454/>

kritsadaj. (2016). *Pince crocodile, Connecteur à pince électrique, Alligator* [En ligne]. Pixabay.
<https://pixabay.com/fr/vectors/pince-crocodile-1699967/>

OpenClipart-Vectors. (2013). *Batterie, Énergie, Puissance* [En ligne]. Pixabay.
<https://pixabay.com/fr/vectors/batterie-%C3%A9nergie-puissance-cellule-156718/>

Université du Colorado à Boulder (nd). [Loi d'Ohm](https://phet.colorado.edu/fr/) [Simulation en ligne]. PhET Interactive Simulations. <https://phet.colorado.edu/fr/>

CHAPITRE 5

Tubes à rayons X

Aperçu : En s'appuyant sur les notions des quatre premiers chapitres, le chapitre 5 décrit minutieusement le fonctionnement du tube à rayons X et met en évidence les liens entre les paramètres de contrôle du tube, kV et mAs, et les caractéristiques du faisceau des rayons X émis.

Table de matières

Objectifs	131
Liste des figures	132
5.1 Introduction	133
5.2 Appareillage	134
5.3 Principes de fonctionnement	137
5.3.1 Production des électrons de bombardement	137
5.3.2 Accélération des électrons de bombardement	139
5.3.3 Production du faisceau utile	142
5.4 Détails de fabrication	144
5.4.1 Caractéristiques de la cathode et du filament	144
5.4.2 Caractéristiques de l'anode et de la cible de l'anode	146
5.5 Paramètres de contrôle	149
5.5.1 Retour sur les caractéristiques du spectre d'émission des rayons X	149
5.5.2 Effets de la modulation de la tension entre la cathode et l'anode (kV)	150
5.5.3 Effets de la modulation de la charge totale circulant entre la cathode et l'anode (mAs)	151
Résumé	152
Mise en situation	154
Mise en situation — corrigé	158
Références	163

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Objectifs

- Décrire l'appareillage des tubes à rayons X utilisés en radiodiagnostic.
- Expliquer les principes de fonctionnement du tube à rayons X.
- Décrire sommairement les détails de fabrication.
- Tracer les liens entre les paramètres de contrôle du tube et le spectre d'émission des rayons X.

Liste des figures

<i>Figure 5.1. Tube à rayons X type Coolidge — musée de Minéralogie de Strasbourg.</i>	134
<i>Figure 5.2. Schéma d'un tube à rayons X</i>	135
<i>Figure 5.3. Dimensions typiques de l'enceinte de verre d'un tube à rayons X en radiographie.</i>	136
<i>Figure 5.4. Schéma simplifié du circuit électrique du filament.</i>	137
<i>Figure 5.5. Circuit électrique simplifié aux bornes du tube</i>	139
<i>Figure 5.6 Faisceau utile</i>	143
<i>Figure 5.7. Caractéristiques de la cathode</i>	144
<i>Figure 5.8. Effet de la forme effilée de l'anode sur la taille du faisceau des rayons X</i>	146
<i>Figure 5.9. Anode rotative comportant deux cibles</i>	147
<i>Figure 5.10. Exemple d'anode rotative usé</i>	148
<i>Fig. 5.11 Spectre d'émission des rayons X</i>	149
<i>Figure 5.12 Carte conceptuelle du chapitre 5.</i>	153

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.1 Introduction

Le tube à rayons X est au cœur de toute technique d'imagerie fondée sur les rayons X (comme la radiographie, la tomodensitométrie, la mammographie et la radioscopie). L'étude de ce chapitre est donc fondamentale pour bien avancer dans ce manuel, spécifiquement pour bien comprendre le chapitre 6.

Voici les notions qui constituent l'objet du chapitre 5.

Tout d'abord, nous décrivons sommairement l'appareillage du tube à rayons X.

Ensuite, nous expliquons les principes de fonctionnement, en nous appuyant sur les fondements des circuits électriques (chapitre 4) ainsi que sur les phénomènes d'interaction des rayonnements ionisants avec la matière (chapitre 3).

Nous poursuivons avec une description des caractéristiques de fabrication des éléments constitutifs d'un tube à rayons X.

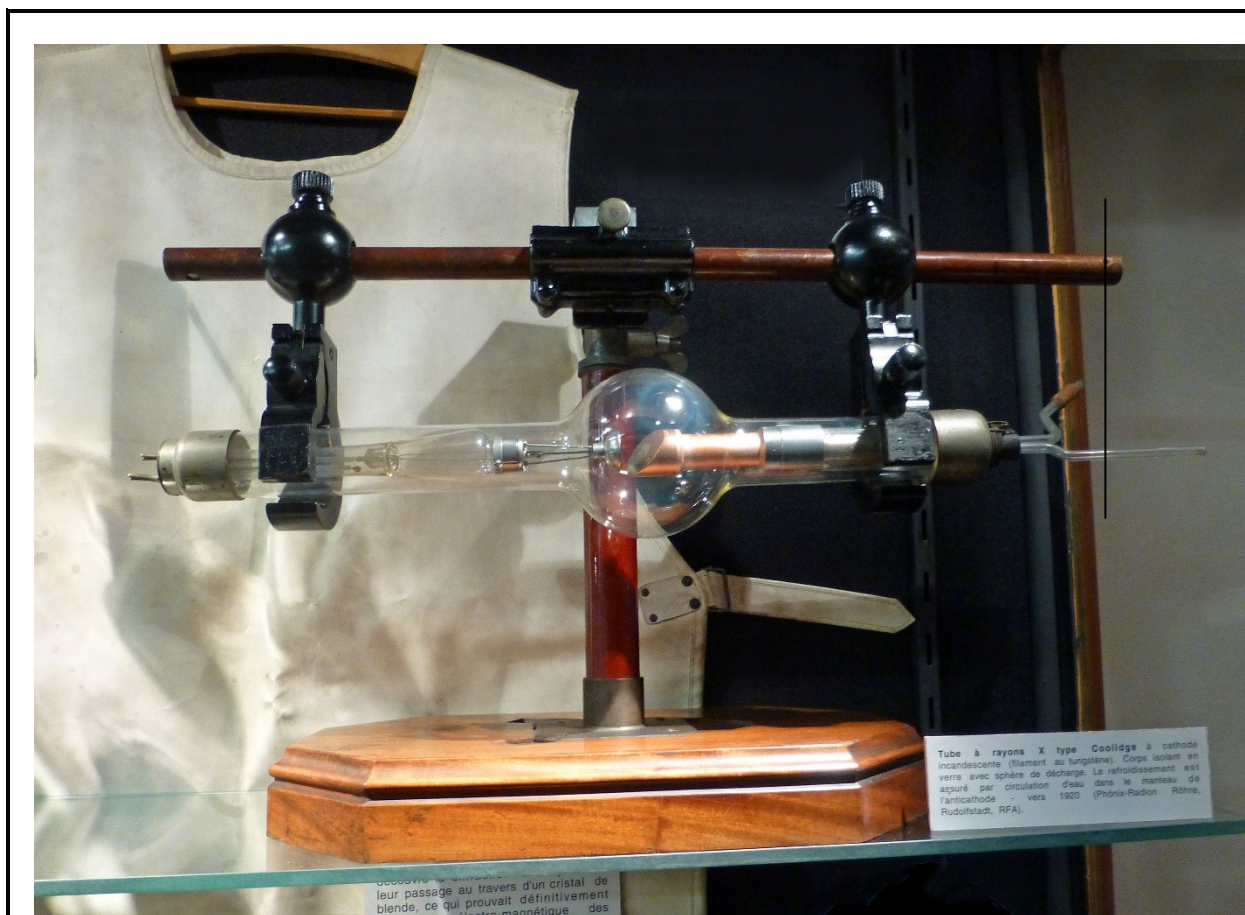
Enfin, en traçant des liens avec le contenu du chapitre 3, nous analysons comment la modulation des paramètres de contrôle du tube à rayons X nous permet d'obtenir le spectre d'émission souhaité pour le type de radiographie exécutée.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.2 Appareillage

Dans ce chapitre, nous décrivons les tubes à rayons utilisés dans le domaine du radiodiagnostic, soit les tubes de Coolidge, nommés aussi tubes à cathode chaude.

Figure 5.1. Tube à rayons X type Coolidge — musée de Minéralogie de Strasbourg.



Note : tube à rayons X type Coolidge à cathode incandescente (filament au tungstène). Musée de minéralogie de Strasbourg par Ji-Elle, 2013. Wikimedia Commons. ©2013 CC-BY 3.0.

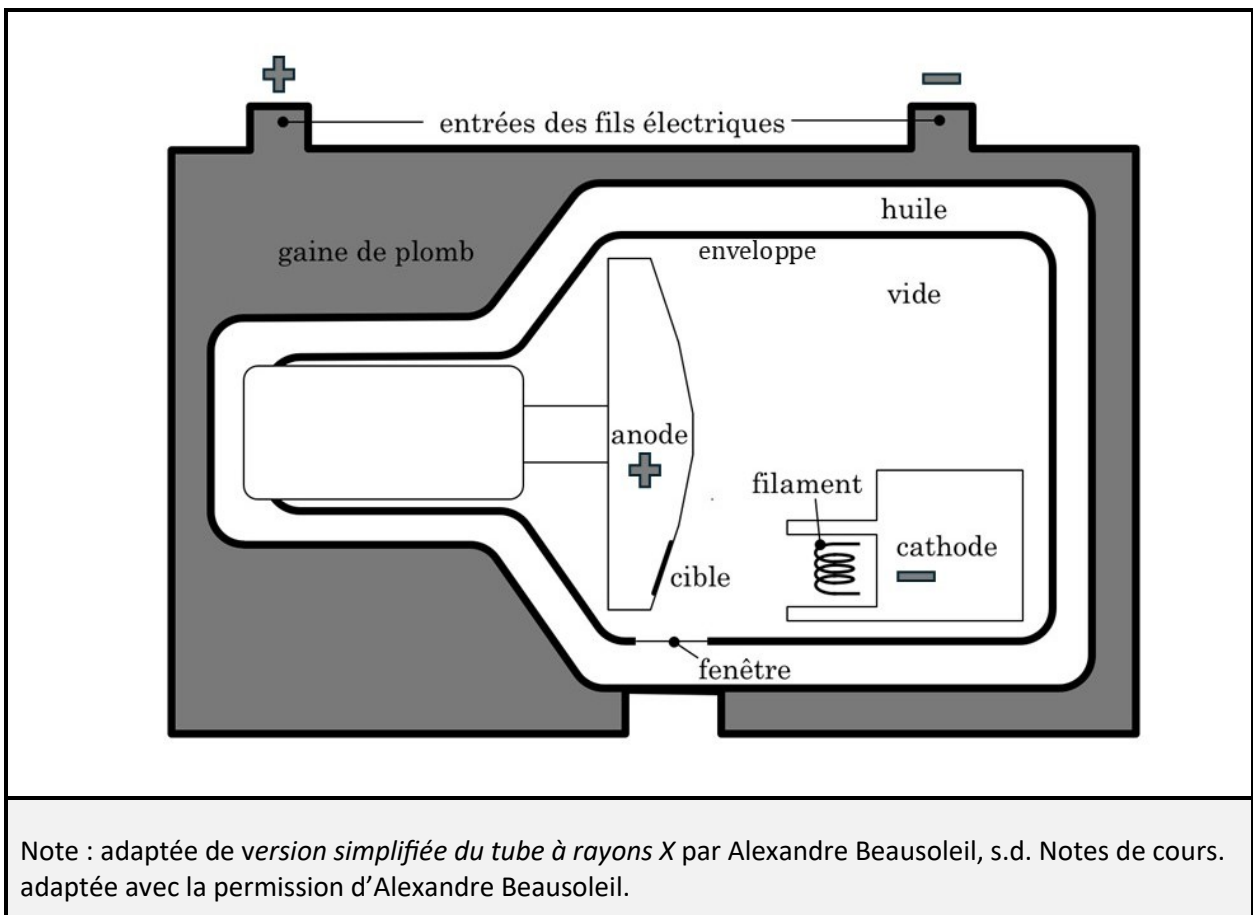
Un tube à rayons X comprend principalement deux électrodes maintenues sous haute tension électrique. Le terme « électrode » désigne un conducteur par lequel le courant électrique entre ou sort d'un dispositif ou d'un matériau. Si l'électrode laisse entrer le courant, on l'appelle cathode ; si l'électrode laisse sortir le courant, on l'appelle anode. Ces composants sont enfermés dans une enceinte en verre, appelée enveloppe, dans laquelle un vide ultrahaut¹ est

¹ Avec le mot technique vide ultrahaut, on indique un niveau de vide pour lequel la pression du gaz résiduel varie entre 10^{-5} et 10^{-10} Pa (Pa = Pascal, unité de mesure de la pression).

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

maintenu. Ce vide est essentiel, car il permet aux électrons de se déplacer librement de la cathode vers l'anode sans qu'ils soient déviés ou ralentis par des collisions avec des molécules d'air. Cela assure que les électrons atteignent l'anode avec une énergie maximale, cruciale pour la production efficace de rayons X. Nous verrons tous ces phénomènes en détail dans la prochaine section. L'enceinte en verre est entourée d'huile de refroidissement. Comme son nom l'indique, le rôle principal de cette huile est d'éviter la surchauffe du tube, qui se produirait à cause des collisions des électrons avec l'anode². Le tout est enveloppé dans une gaine de plomb, qui a pour but principal d'absorber les rayons X émis qui n'arrivent pas à sortir à travers la fenêtre du tube sous forme de faisceau des rayons X (radiation parasite).

Figure 5.2. Schéma d'un tube à rayons X



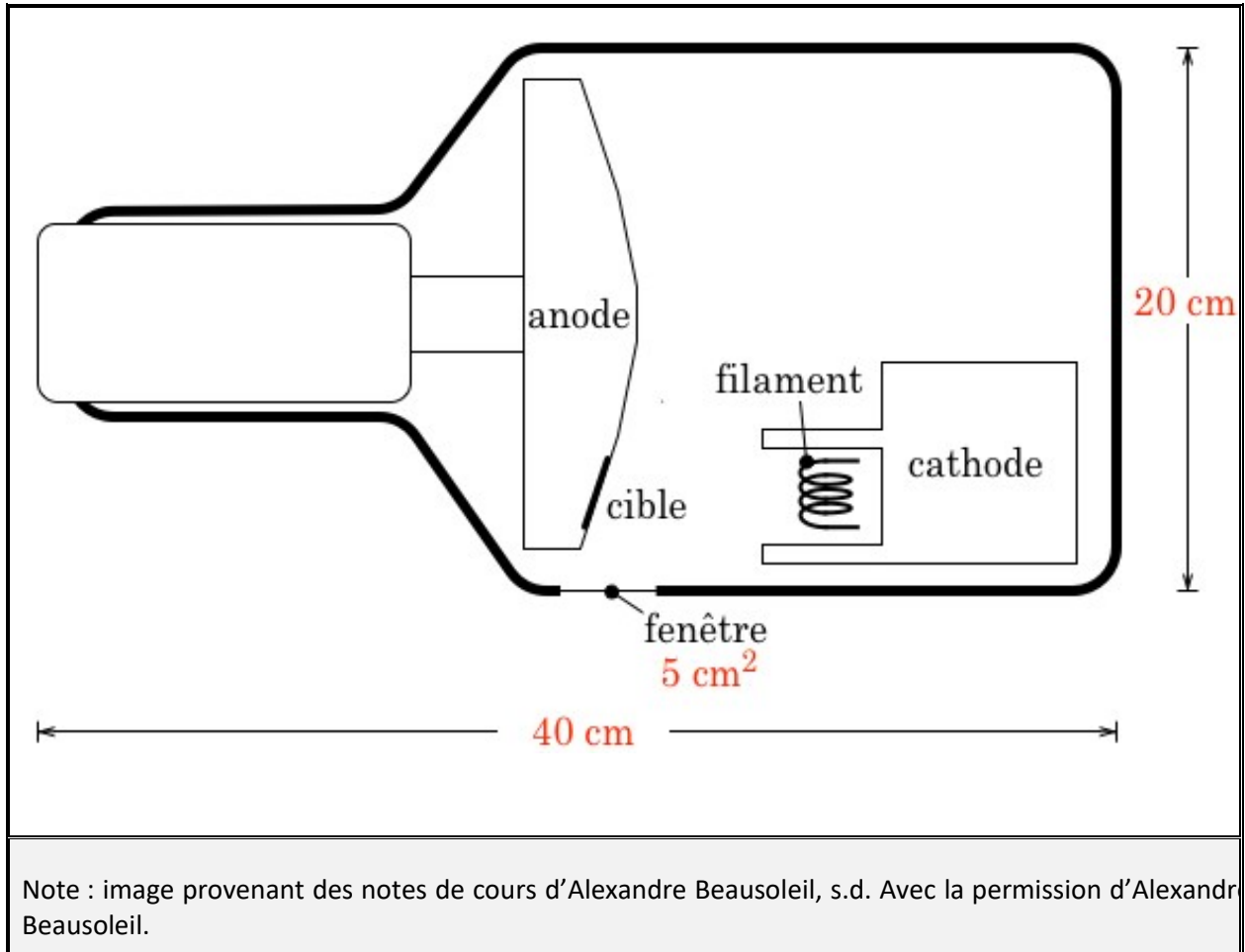
Dans ce chapitre, nous nous concentrerons sur les phénomènes physiques se produisant à l'intérieur de l'enceinte de verre. Les dimensions typiques de l'enveloppe peuvent varier selon

² Tous les éléments du tube sont conçus pour travailler efficacement à haute température et éviter la surchauffe, comme on verra plus en détail dans la section dédiée aux détails de fabrication.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

l'utilisation du tube. En radiographie conventionnelle, les dimensions typiques sont illustrées à la Figure 3. En mammographie ou encore en ostéodensitométrie, les tubes utilisés sont généralement plus petits. Les dimensions sont davantage réduites en médecine dentaire.

Figure 5.3. Dimensions typiques de l'enceinte de verre d'un tube à rayons X en radiographie.



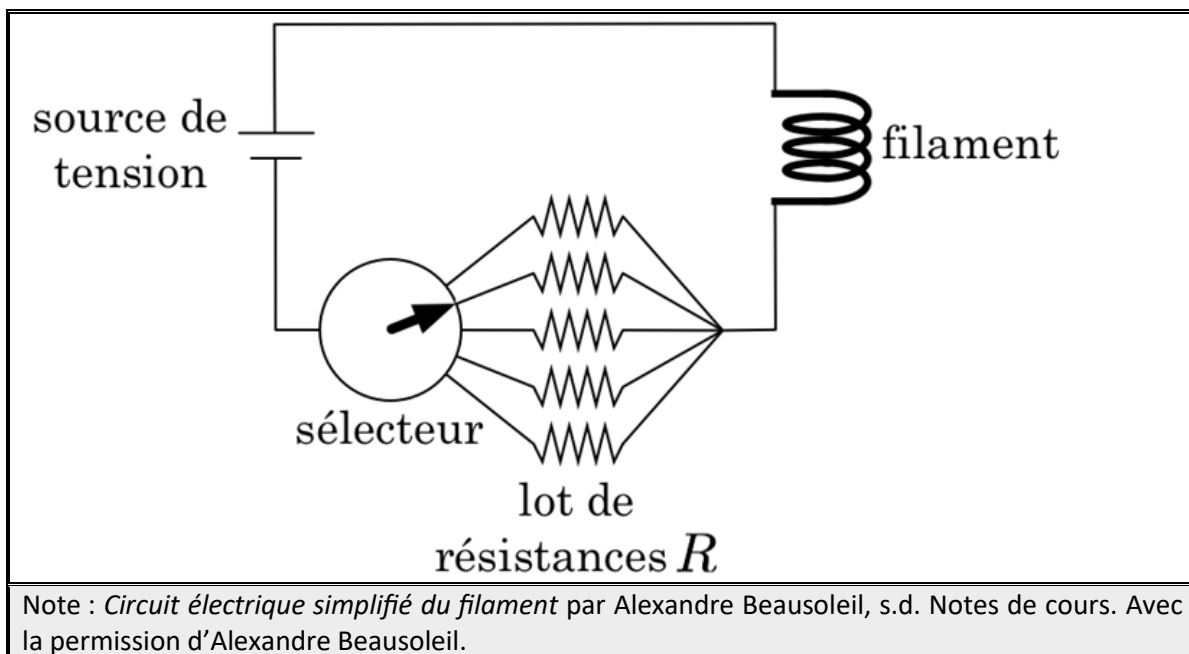
Les éléments principaux d'un tube à rayons X sont la cathode et l'anode. Celles-ci se trouvent à l'intérieur d'une ampoule de verre sous-vide ultrahaut et elles sont sous haute tension.

5.3 Principes de fonctionnement

5.3.1 Production des électrons de bombardement

Comme nous le verrons plus en détail dans la section dédiée à la fabrication, la cathode contient un filament de tungstène dans lequel circule un courant électrique grâce à un circuit ohmique³, que nous nommons *circuit du filament*. Ce circuit est assez complexe, mais nous pouvons le simplifier à l'aide du schéma montré dans la figure 5.4. Dans ce schéma, nous retrouvons les éléments de base d'un circuit électrique que nous avons étudié au chapitre 4. On remarque qu'on a la possibilité de choisir parmi différentes résistances à l'aide d'un sélecteur tandis que la tension fournie reste constante. Au chapitre 4, nous avons vu que la tension, la résistance et le courant sont trois grandeurs physiques liées par la loi d'Ohm et que la résistance choisie permet de doser le courant qu'on souhaite faire circuler pour une valeur donnée de tension.

Figure 5.4. Schéma simplifié du circuit électrique du filament.



Ce dosage du courant est nécessaire dans le circuit du filament puisqu'il nous permet de générer le nombre d'électrons de bombardement souhaité. En effet, lorsqu'un courant circule dans le filament, celui-ci commence à chauffer à cause des collisions entre les électrons et les atomes du filament (énergie thermique). Les électrons qui acquièrent plus d'énergie arrivent à s'échapper du filament. Cet effet est nommé effet thermoïonique. En dosant opportunément

³ Un circuit se dit ohmique s'il respecte la loi d'Ohm (voir chapitre 4).

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

le courant dans le circuit du filament, on contrôle la température à laquelle le filament chauffe et donc le nombre des électrons qu'il peut émettre par effet thermoïonique.

Plus le courant dans le filament est important, plus il est possible de produire un grand nombre d'électrons de bombardement. Nous ne verrons pas en détail les relations mathématiques qui relient le courant du filament à la température de celui-ci et au nombre des électrons émis. Cependant, il faut garder en tête que ces relations existent. En outre, comme nous le verrons en détail dans la section 5.3.4, le nombre d'électrons de bombardement a un effet sur le nombre des rayons X produits. Ainsi, on comprend l'importance de bien doser le courant dans le circuit du filament, dépendamment du type de radiographie à effectuer. Le courant qui produit le nombre d'électrons de bombardement souhaité est obtenu en sélectionnant la résistance opportune (selon la loi d'Ohm). Plus le nombre d'électrons de bombardement souhaité est grand, plus le courant qui circule dans le circuit du filament doit être grande, donc plus petite doit être la résistance sélectionnée.



Pour doser le nombre d'électrons de bombardement produits, il faut doser le courant dans le circuit du filament, grâce à la sélection d'une valeur adéquate pour la résistance du circuit.

Exemple 5.1



Afin d'effectuer une radiographie à la cheville, nous avons besoin de produire $2,00 \times 10^{16}$ électrons de bombardement au total pendant la durée de la radiographie. Pour les obtenir, nous devons chauffer le filament du tube à l'aide d'un courant de 1,20 A. Si la tension du circuit de filament vaut 3,60 V, quelle résistance faut-il sélectionner dans le circuit du filament ?

Il faut appliquer la loi d'Ohm (voir chapitre 4) au circuit du filament. Ainsi,

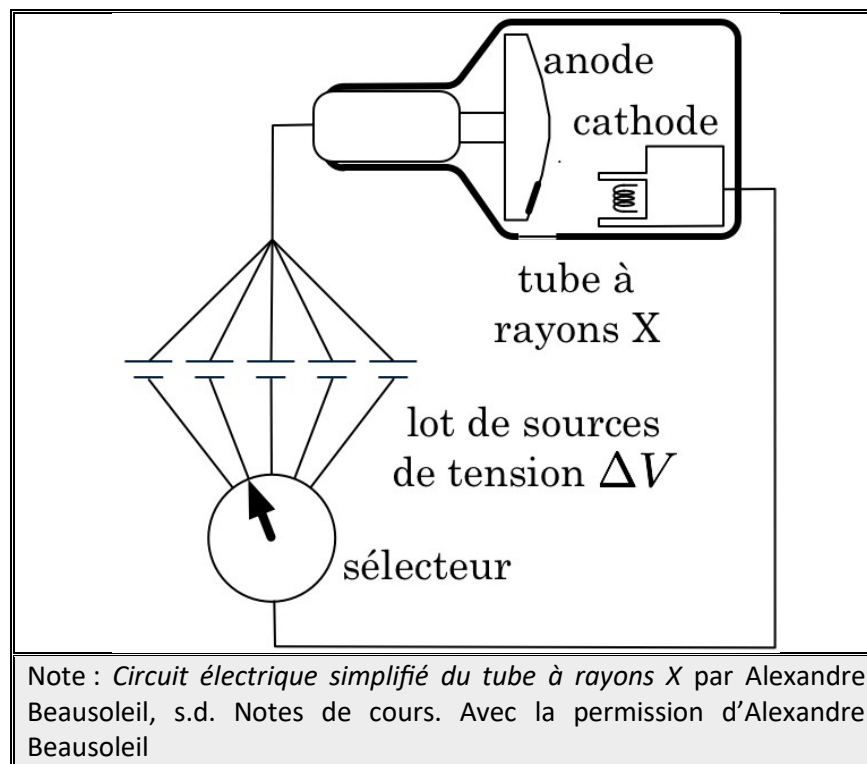
$$R = \frac{U}{i} = \frac{3,60}{1,20} = 3,00 \, \Omega$$

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.3.2 Accélération des électrons de bombardement

Une fois les électrons produits, il faut trouver un moyen pour les pousser vers l'anode. Voici pourquoi la cathode et l'anode sont maintenues sous haute tension. Comme nous avons vu au chapitre 4, le générateur de tension pousse les électrons libres du fil électrique à se déplacer continuellement vers la borne positive de la source. Lorsqu'il y a un déplacement d'électrons, il y a un courant électrique dans le circuit. Ainsi, lorsque la haute tension est appliquée, il y a un courant électrique qui circule dans le tube à rayons X, entre la cathode et l'anode. On désignera ce circuit avec le terme *circuit aux bornes du tube*. Dans ce circuit, c'est la tension que nous pouvons sélectionner, comme montré dans la figure 5.3. Il faut cependant noter que ce circuit n'obéit pas à la loi d'Ohm, comme les circuits que nous avons étudiés au chapitre 4. Il s'agit d'un circuit non ohmique, puisqu'il n'y a pas que des fils conducteurs entre les différents éléments du circuit (en particulier, il y a le vide entre la cathode et l'anode).

Figure 5.5. Circuit électrique simplifié aux bornes du tube



Un électron fraîchement sorti du filament possède une énergie potentielle électrique (voir chapitre 2) :

$$E_{el} = eU$$

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Lorsqu'il vient tout juste d'être émis par effet thermoïonique, cet électron possède une vitesse pratiquement nulle ; son énergie cinétique est donc également nulle. Pour le principe de conservation de l'énergie, pendant son transit vers l'anode, l'énergie potentielle électrique se convertit progressivement en énergie cinétique. Au niveau de l'anode, toute l'énergie potentielle électrique devient énergie cinétique.



Pour le principe de conservation de l'énergie, l'énergie cinétique de chaque électron de bombardement tout juste avant l'impact avec l'anode est égale à l'énergie potentielle électrique qu'il possédait à la cathode, lorsqu'il venait d'être émis par le filament.

Exemple 5.2



On applique une tension de 50 KV aux bornes d'un tube à rayons X. Le filament émet des électrons par effet thermoïonique. Quelle est l'énergie potentielle électrique de chaque électron de bombardement lorsqu'il vient tout juste d'être émis par le filament ? Donnez votre réponse en J et en eV .

$$E_{el} = eU$$

Où :

$$e = 1,60 \times 10^{-19} C$$

est la charge de l'électron (voir tableau 1.2 du chapitre 1).

Ainsi,

$$E_{el} = 1,60 \times 10^{-19} \times 50 \times 10^3 = 8,00 \times 10^{-15} J$$

L'énergie potentielle électrique de chaque électron de bombardement est :

$$8,00 \times 10^{-15} J$$

Si nous voulons exprimer la même énergie en eV , nous devons diviser cette énergie par $1,60 \times 10^{-19}$, comme nous le faisons au chapitre 1.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Ainsi,

$$\frac{8,00 \times 10^{-15}}{1,60 \times 10^{-19} \text{ J/eV}} J = 50 \times 10^3 \text{ eV ou } 50 \text{ keV}$$

Nous retrouvons donc pour l'énergie en eV un nombre identique à la tension, vu que le facteur de conversion est égal à la charge de l'électron. Nous aurions donc pu répondre à cette partie de la question sans faire de calculs. En effet, l'énergie potentielle électrique de chaque électron de bombardement, lorsqu'elle est exprimée en eV, est numériquement égale à la tension aux bornes du tube, exprimée en V.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.3.3 Production du faisceau utile

La majorité des rayons X émis sont produits par le biais d'une interaction entre les électrons de bombardement et les noyaux des atomes de la cible de l'anode (rayonnement de freinage), comme nous l'avons vu au chapitre 3. Puisque chaque électron de bombardement ne peut pas perdre plus d'énergie que celle qu'il possédait avant l'impact, il est impossible de créer des rayons X qui ont une énergie supérieure à l'énergie cinétique que l'électron possédait avant l'impact. Donc, l'énergie maximale des rayons X émis est égale à l'énergie cinétique que l'électron possédait avant l'impact. Ces concepts ont été déjà étudiés au chapitre 3. De plus, à la section 5.3.2, nous avons vu que l'énergie cinétique que l'électron possède à l'anode, avant l'impact, est égale à l'énergie potentielle électrique que l'électron de bombardement possédait lorsqu'il était tout proche du filament. Ainsi, nous pouvons affirmer que l'énergie maximale du spectre d'émission des rayons X est égale à l'énergie potentielle électrique de chaque électron de bombardement fraîchement émis du filament.



L'énergie maximale du spectre d'émission des rayons X est égale à l'énergie potentielle électrique de chaque électron de bombardement fraîchement émis du filament.

Exemple 5.3



On applique une tension de 50 KV aux bornes d'un tube à rayons X. Quelle est l'énergie maximale du spectre d'émission ? Donnez votre réponse en J et en eV.

Dans l'exemple précédent, nous avons calculé l'énergie potentielle électrique de chaque électron de bombardement. Or, nous savons que cette énergie est égale à l'énergie maximale du spectre d'émission, pour le principe de conservation de l'énergie (l'énergie potentielle de chaque électron à la cathode est égale à l'énergie cinétique du même électron avant que celui frappe la cible de la cathode qui est égale à l'énergie maximale des rayons X émis par rayonnement de freinage). Donc,

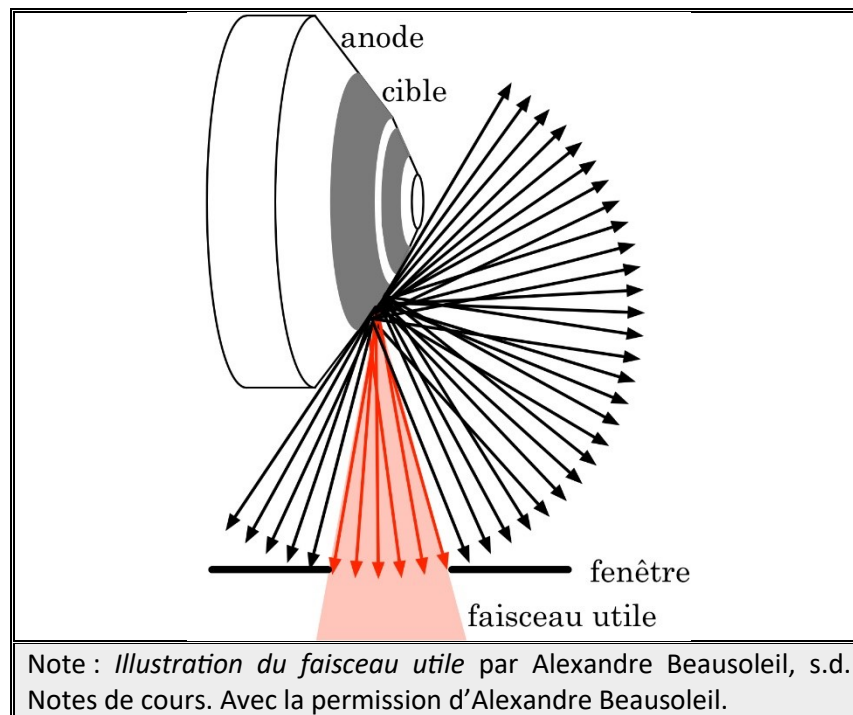
l'énergie maximale du spectre d'émission est $8,00 \times 10^{-15} \text{ J}$ ou 50 keV.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Lorsque les électrons de bombardement atteignent la cible de l'anode, seulement une petite partie d'entre eux interagit par bremsstrahlung ou par rayonnement caractéristique, produisant ainsi des rayons X. La majorité des électrons de bombardement donne lieu à des interactions qui produisent de la chaleur. Ainsi, la température du tube pourrait augmenter rapidement à des niveaux très élevés, d'où la pertinence d'utiliser de l'huile de refroidissement pour empêcher une telle augmentation.

Seulement une petite fraction des rayons X produits se dirige vers la fenêtre du tube, typiquement faite en béryllium, constituant ainsi le faisceau qui pourra être utilisé pour faire des radiographies (faisceau utile). Cette situation est illustrée dans la figure 5.6. Avant de sortir du tube, le faisceau utile aura déjà traversé l'enceinte de verre du tube, l'huile de refroidissement et la fenêtre en béryllium. Une bonne partie des rayons X à faible énergie aura donc été coupée à cause des interactions des rayons X avec ces matériaux (filtration inhérente)⁴. Nous verrons que ces rayons X nuisent aux patients et sont tout à fait inutiles pour produire les radiographies. Il est donc pertinent d'en les retirer à l'aide de filtres. Afin de réduire ultérieurement ces rayons X à faible énergie, un filtre d'aluminium (typiquement 2,5 mm) est placé à la sortie de la fenêtre. D'autres filtres de cuivre peuvent être également ajoutés (filtration additionnelle de jusqu'à 0,3 mm typiquement).

Figure 5.6 Faisceau utile



⁴ Sans compter qu'il y a également une filtration inhérente avant même que les rayons X sortent de l'anode, comme on verra plus en détail au chapitre 6.

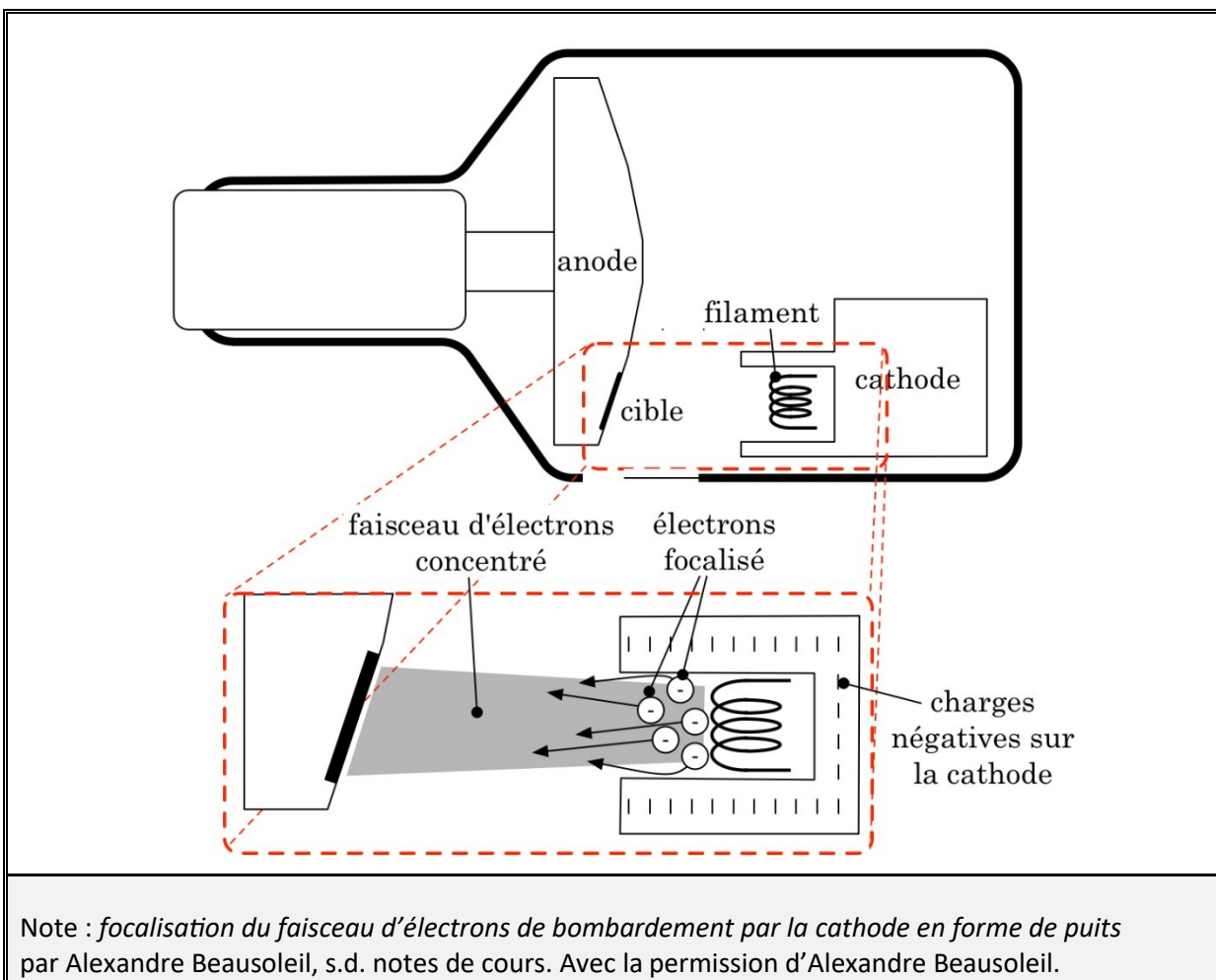
Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.4 Détails de fabrication

5.4.1 Caractéristiques de la cathode et du filament

La cathode est constituée essentiellement de 3 composantes : le filament, le support du filament et le cylindre Wehnelt ou la coupelle de focalisation. Le filament est un fil de tungstène en forme de spirale⁵ qui s'enroule autour d'un support cylindrique, généralement un tube fait de nickel revêtu d'oxyde de baryum et de strontium. Cet ensemble est ensuite placé dans la coupelle de focalisation en forme de U, qui entoure le filament.

Figure 5.7. Caractéristiques de la cathode



⁵ La forme spiralée est utilisée pour différentes raisons : elle permet d'augmenter la surface du filament et avoir ainsi une quantité accrue d'électrons émis ; elle permet un chauffage plus uniforme du filament, garantissant ainsi une émission stable et constante d'électrons ; elle contribue à prolonger la durée de vie du filament, car cette forme réduit le stress mécanique sur le filament lors du chauffage et du refroidissement. Enfin elle permet de minimiser la taille de la cathode, car un filament spiralé peut être compacté dans un espace plus petit que s'il était droit.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Lorsque l'émission des électrons de bombardement a lieu, il ne faut pas penser que ces électrons sont projetés hors du matériau à haute vitesse. En effet, ils possèdent tout juste une énergie suffisante pour sortir du filament ; leur énergie cinétique peut donc être considérée comme nulle à l'instant où ils sont émis. Lors de l'émission, ils restent alors tout près du filament, formant un nuage appelé *nuage électronique*. Par ailleurs, la coupelle de focalisation, étant chargée négativement, contribue à garder ces électrons focalisés le long de l'axe horizontal cathode/anode permettant ainsi la formation d'un faisceau étroit d'électrons accélérés vers l'anode.

Comme vu précédemment, le filament est responsable de l'émission des électrons par le biais de l'effet thermoïonique. Cet effet a lieu à une température extrêmement élevée, qui est supérieure à la température de fusion et d'évaporation de la majorité de matériaux. Pour pouvoir accomplir sa tâche de manière efficace, le filament doit émettre des électrons sans se liquéfier et sans s'évaporer. Ainsi, il doit être fabriqué à partir d'un matériau qui fond et qui s'évapore à des températures plus élevées que celles requises pour lui faire émettre des électrons par effet thermoïonique. Le matériau typiquement utilisé est le tungstène, qui possède une température de fusion de 3410 °C et une température d'évaporation de 5222 °C.

Dans un tube à rayons X, on retrouve typiquement deux filaments ayant une taille différente. Le filament plus petit produit moins d'électrons de bombardement, mais il permet de générer un faisceau plus étroit ; le filament plus grand permet de générer un plus grand faisceau composé d'un plus grand nombre d'électrons⁶.

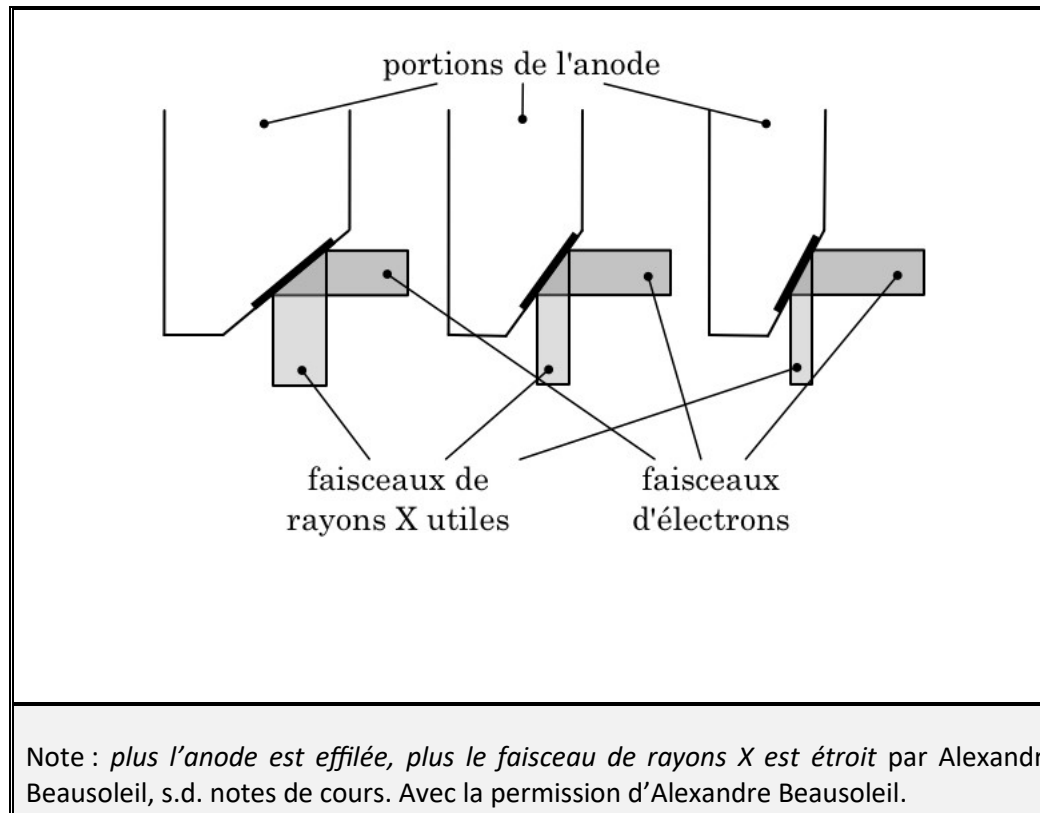
⁶ Comme on verra au chapitre 6, le petit et le grand filament correspondent au petit et grand foyer thermique et optique (voir, en particulier, l'image 6.7) et ils sont donc choisis en fonction des informations qu'on souhaite avoir lors d'une radiographie.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.4.2 Caractéristiques de l'anode et de la cible de l'anode

Vous aurez sans doute remarqué que l'anode possède une forme effilée. Cette forme permet en effet de générer un faisceau de rayons X plus étroit. Comme vous pouvez apprécier dans la figure 5.8, plus l'anode est effilée, plus le faisceau de rayons X est étroit.

Figure 5.8. Effet de la forme effilée de l'anode sur la taille du faisceau des rayons X

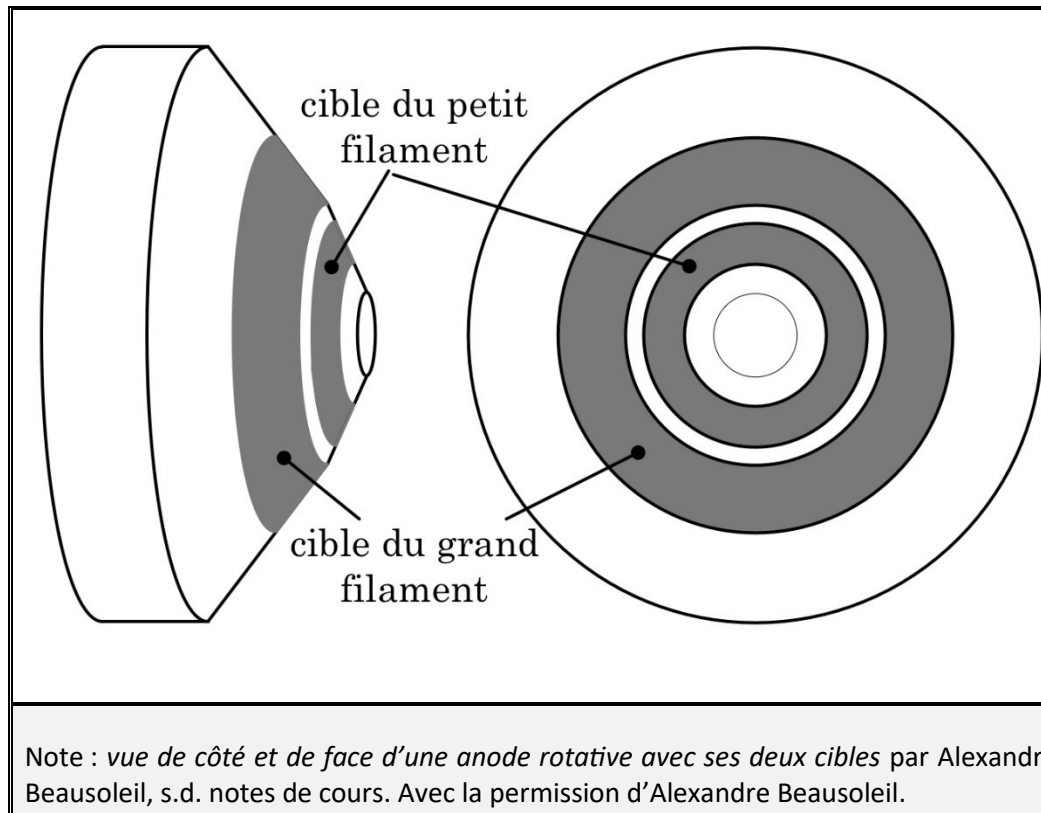


Nous avons vu précédemment que, lorsque les électrons de bombardement atteignent la cible de l'anode, seulement une petite partie d'entre eux interagit par rayonnement de freinage ou par rayonnement caractéristique, produisant ainsi des rayons X. La majorité des interactions des électrons avec l'anode produit une augmentation de l'énergie thermique, ce qui se traduit par une augmentation de la température de la cible. Si le nombre de rayons X utilisé n'est pas très élevé (comme c'est le cas en médecine dentaire et en ostéodensitométrie) ou si les énergies des rayons X sont relativement faibles (comme en mammographie), l'augmentation de la température n'est pas si importante et l'anode n'est pas endommagée. Dans les autres cas, la température peut atteindre des valeurs de plus que 3000 °C. Cette température locale élevée peut endommager l'anode. Afin de faire varier le point d'impact et éviter ainsi cette surchauffe locale, on emploie alors des anodes rotatives, soit des anodes qui peuvent tourner à haute vitesse.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Comme mentionné précédemment, un tube à rayons X comporte normalement deux filaments; ainsi l'anode doit comporter deux cibles, chacune alignée au filament correspondant.

Figure 5.9. Anode rotative comportant deux cibles



À cause des températures élevées qui accompagnent la production des rayons X, l'anode doit être constituée d'un matériau qui dissipe bien la chaleur. Ce matériau doit également être un bon conducteur puisqu'on veut appliquer la haute tension entre la cathode et l'anode. Enfin, ce matériau doit posséder une grande résistance mécanique, puisque les variations de température causent des dilatations et des contractions et puisque la haute vitesse de rotation des anodes rotative génère des contraintes mécaniques importantes. Parmi les matériaux qui possèdent ces caractéristiques (et qui sont donc les plus couramment utilisés), on trouve le graphite, le rhénium, le molybdène et le tungstène.

La cible de l'anode, en particulier, est faite de l'un ou plusieurs de ces métaux : tungstène, rhénium et molybdène. Les points de fusion de ces matériaux sont respectivement de 3410 °C pour le tungstène, de 3185 °C pour le rhénium et de 2623 °C pour le molybdène, ce qui les rend aptes à supporter ces conditions sévères. Le choix entre ces matériaux dépend de l'énergie des

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

rayons X utilisée. En effet, les énergies auxquelles chaque matériau produit du rayonnement caractéristique sont différentes : le rhénium et le molybdène sont préférés pour les mammographies puisqu'ils génèrent du rayonnement caractéristique à faible énergie, tandis que le tungstène est préféré en radiographie conventionnelle puisqu'il génère du rayonnement caractéristique à des énergies plus élevées.

Figure 5.10. Exemple d'anode rotative usé



Note : *the rotating anode of a used medical X-ray tube, showing pitting* par Royonx, 2017. Wikimedia Commons. ©CC0 1.0

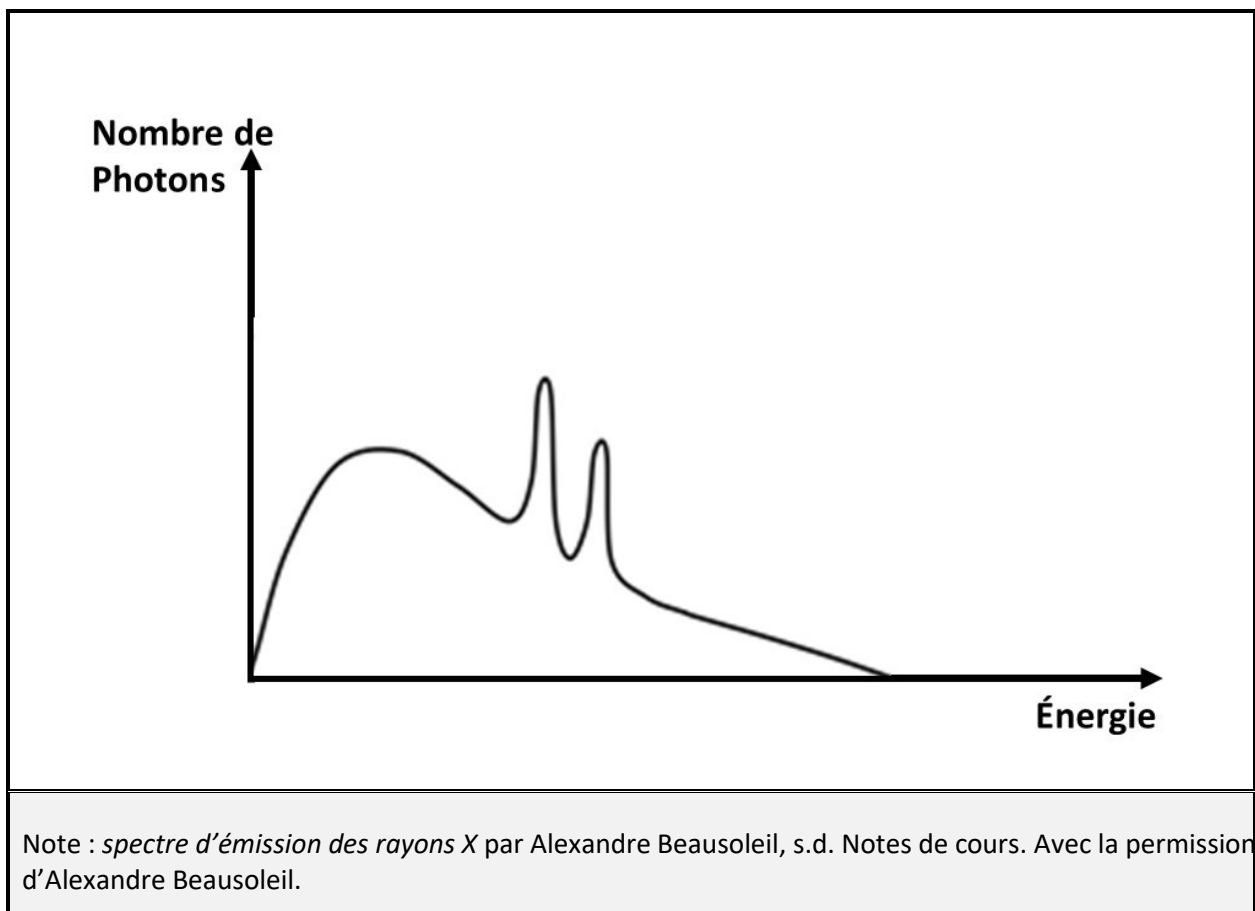
Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.5 Paramètres de contrôle

5.5.1 Retour sur les caractéristiques du spectre d'émission des rayons X

Dans le chapitre 3, nous avons vu aussi que le spectre des rayons X sortant du tube a une allure principale déterminée par le rayonnement de freinage et qu'il peut exhiber également des pics en correspondance de certaines énergies (rayonnement caractéristique). De plus, les rayons X de basse énergie sont généralement absorbés en partie par la matière environnante (en l'occurrence l'anode) avant même d'en sortir et bloqués par l'enceinte de verre, l'huile de refroidissement et la fenêtre du tube, ainsi que par des filtres à la sortie du tube. Ainsi, le spectre total a l'allure montrée à la figure ci-dessous, comme nous l'avons déjà vu au chapitre 3.

Fig. 5.11 Spectre d'émission des rayons X



Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.5.2 Effets de la modulation de la tension entre la cathode et l'anode (kV)

Nous avons vu dans la section 5.3 que l'énergie maximale du spectre d'émission est égale à l'énergie potentielle électrique que chaque électron de bombardement nouvellement émis possède. Nous pouvons déterminer cette énergie par le biais de la formule présentée au chapitre 2 :

$$E_{\text{él}} = eU$$

On note que, puisque la charge de l'électron e est une constante connue, cette énergie dépend uniquement de la tension que nous appliquons aux bornes du tube U .

Il existe donc une correspondance directe entre la haute tension (*le kV*) que nous appliquons entre la cathode et l'anode et **l'énergie maximale des rayons X émis** (comme nous l'avons déjà souligné dans les exemples 5.2 et 5.3). Si nous augmentons la tension appliquée, l'énergie maximale augmente (le spectre se déplace alors vers la droite) et, si nous la diminuons, l'énergie maximale diminue (le spectre se déplace vers la gauche).

Cependant, ceci n'est pas le seul effet que nous observons lorsque nous changeons la tension. En effet, il faut ajouter que, lorsque nous augmentons la tension, et donc l'énergie des électrons de bombardement, le nombre d'interactions entre les électrons et les atomes de la cible augmente, comme nous l'avons vu au chapitre 3⁷. En augmentant le nombre d'interactions, nous générerons donc plus de rayons X. Le spectre se déplace donc vers le haut.

En conclusion, lorsque nous augmentons (ou diminuons) les kV, nous augmentons (ou diminuons) :

- l'énergie maximale du spectre d'émission : le spectre se déplace vers la droite (ou vers la gauche) ;
- le nombre des rayons X générés : le spectre se déplace donc vers le haut (ou vers le bas).

⁷ Le coefficient d'absorption diminue quand l'énergie augmente. Ceci signifie que la probabilité d'avoir une interaction augmente.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

5.5.3 Effets de la modulation de la charge totale circulant entre la cathode et l'anode (mAs)

Les électrons de bombardement qui se déplacent dans le tube (entre cathode et anode) constituent le courant dans le tube. Comme nous l'avons vu au chapitre 4, lorsque nous multiplions un courant (en A) par un intervalle de temps (en s), nous obtenons la quantité de charge totale qui a circulé pendant l'intervalle de temps en question (ayant comme unité de mesure le C ou le As). Ainsi, le paramètre du tube *mAs* représente tout simplement la quantité de charge qui circule dans le tube pendant la durée de la radiographie.

Par ailleurs, étant que chaque électron a une quantité de charge bien déterminée et constante (que nous avons nommée *e*), sélectionner la charge totale (le *mAs*) équivaut à sélectionner le nombre d'électrons de bombardement *N* qui circulent dans le tube. En effet, la charge totale peut être exprimée comme le produit entre le nombre d'électrons et la charge de chaque électron.

$$Q = Ne$$

Ainsi, lorsque nous fixons le paramètre du tube *mAs*, nous fixons, dans les faits, le nombre d'électrons de bombardement qui doivent circuler pendant la durée de la radiographie ou, encore, le nombre d'électrons de bombardement qui doivent être produits par le filament pendant la durée de la radiographie. Pour une valeur donnée de la durée de la radiographie, ceci équivaut également à fixer le nombre d'électrons de bombardement qui doivent être émis par le filament à chaque seconde.

Or, quel est l'effet d'une augmentation ou d'une diminution du nombre d'électrons de bombardement sur le spectre d'émission des rayons X? Évidemment, si plus (ou moins) d'électrons arrivent à l'anode, la probabilité d'avoir des interactions produisant des rayons X augmente (ou diminue). Ainsi, le nombre de rayons X augmente (ou diminue). Le spectre se déplace alors vers le haut (ou vers le bas).

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Résumé

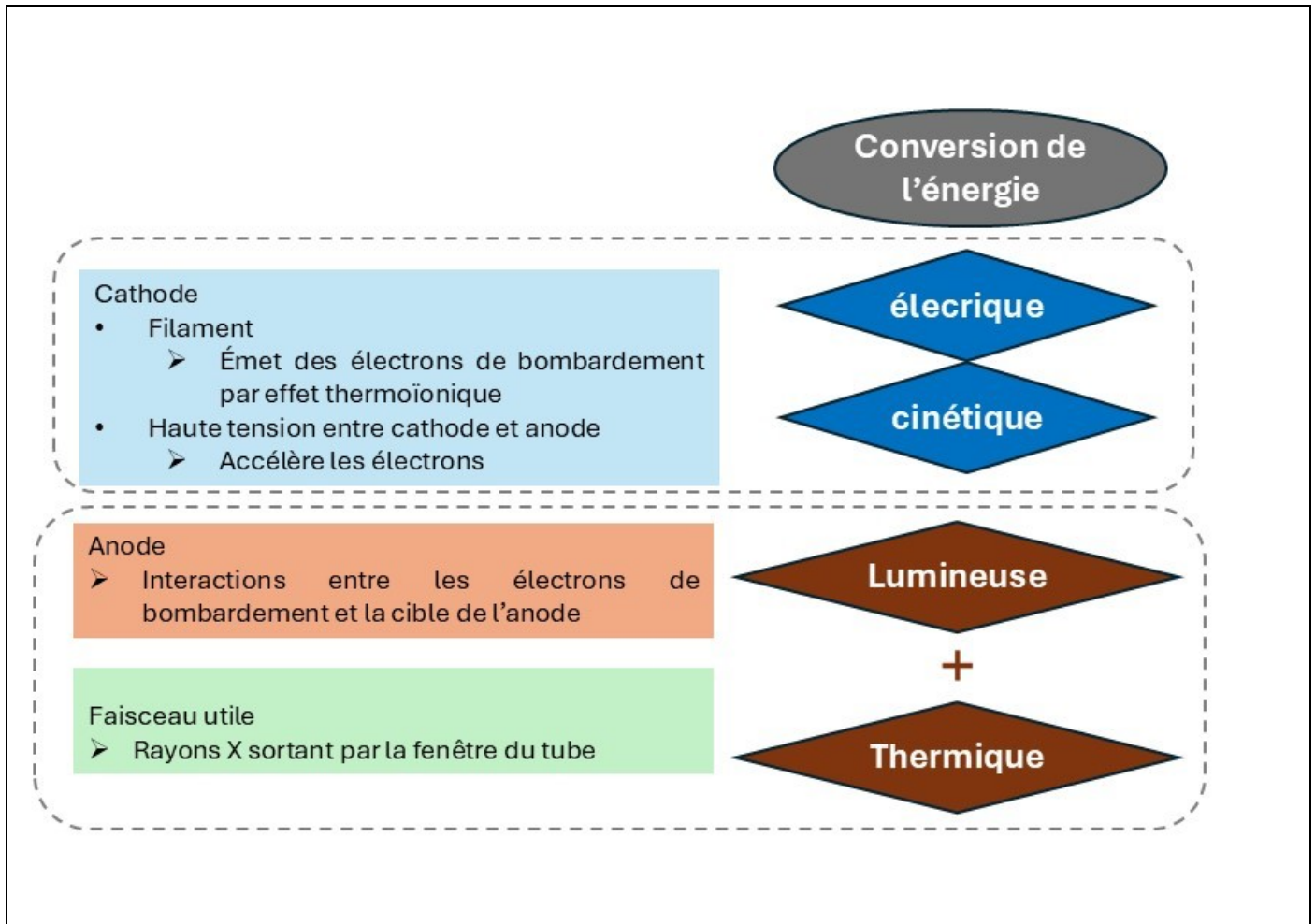
Dans ce chapitre, nous avons présenté les composantes de base d'un tube à rayons X ainsi que ses principes de fonctionnement. Nous avons ensuite tracé un lien entre les paramètres de contrôle du tube et les caractéristiques souhaitées du faisceau des rayons X émis.

Voici un court résumé pour chacune de ces sections :

- **5.2** Les éléments principaux d'un tube à rayons X sont la cathode et l'anode. Ces électrodes sont sous haute tension et enfermées dans une enveloppe en verre sous vide ultrahaut. L'enveloppe est entourée d'huile de refroidissement pour éviter la surchauffe, et le tout est enveloppé dans une gaine de plomb pour absorber les rayons X non utiles.
- **5.3** La production des électrons de bombardement a lieu à la cathode. La cathode contient un filament de tungstène dans lequel circule un courant électrique. Lorsque ce courant est suffisamment important, le filament chauffe et des électrons commencent à en sortir, un phénomène appelé *effet thermoionique*. Ces électrons, nommés *électrons de bombardement*, sont accélérés vers l'anode grâce à la haute tension aux bornes du tube. L'énergie cinétique des électrons à l'anode dépend de la tension choisie entre cathode et anode. Cette tension détermine aussi l'énergie maximale du spectre d'émission pour le principe de conservation de l'énergie.
- **5.4.** Les matériaux de composantes d'un tube à rayons X doivent être choisis convenablement. Le filament est généralement fabriqué en tungstène, un matériau qui lui permet de ne pas fondre ni de s'évaporer lorsqu'il chauffe par effet thermoionique. La cible de l'anode est constituée d'un ou de plusieurs des métaux suivants : tungstène, rhénium et molybdène, selon le type de radiographie souhaité. L'anode a une forme effilée afin de générer un faisceau plus étroit. Dans les appareils modernes, deux filaments et deux cibles sont normalement présents. L'anode peut être statique ou rotative. L'anode rotative permet de limiter la surchauffe.
- **5.5** Lorsque nous augmentons (ou diminuons) les kV, nous augmentons (ou diminuons) l'énergie maximale du spectre d'émission (le spectre se déplace vers la droite ou vers la gauche) et le nombre de rayons X générés (le spectre se déplace donc vers le haut ou vers le bas). Lorsque nous augmentons (ou diminuons) les mAs, nous augmentons (ou diminuons) le nombre de rayons X émis (le spectre se déplace vers le haut ou vers le bas).

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Figure 5.12 Carte conceptuelle du chapitre 5.



Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Mise en situation

Vous faites votre stage dans un centre hospitalier. Vous observez une personne technologue en imagerie médicale du domaine du radiodiagnostic qui effectue une radiographie à la main d'un patient et, ensuite, une radiographie à la cheville pour un autre patient.

La personne technologue vous montre les mAs et les kV à utiliser pour la radiographie à la main et pour la radiographie à la cheville :

	mAs	kV
Main	1,6	52
Cheville	3,2	60

Vous commencez à discuter avec le technologue. Il vous pose certaines questions concernant le tube à rayons X. Il veut vous mettre à l'épreuve sur les aspects qui touchent à la physique et, en même temps, il est curieux de voir s'il se souvient des notions du cours de physique qu'il a suivi. Vous trouvez ci-dessous les questions qu'il vous pose. Dans les espaces vides prévus, répondez au meilleur de vos connaissances.

- Donnez les valeurs de l'énergie maximale des rayons X qui sont produits pendant ces deux radiographies. Donnez les valeurs en J (joule) et en keV (kilo électronvolt).

Main :

Énergie maximale en keV :

Énergie maximale en J :

Cheville :

Énergie maximale en keV :

Énergie maximale en J :

- Donnez la valeur de la charge totale qui circule dans le tube pour les deux radiographies.

Valeur de la charge totale pour la radiographie à la main en mC (aucun calcul requis) :

Valeur de la charge totale pour la radiographie à la main en C (conversion requise) :

Valeur de la charge totale pour la radiographie à la cheville en mC (aucun calcul requis) :

Valeur de la charge totale pour la radiographie à la cheville en C (conversion requise) :

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

- Combien d'électrons de bombardement sont-ils produits, au total, lors de ces radiographies ?

Calcul pour la radiographie à la main :

Réponse : _____

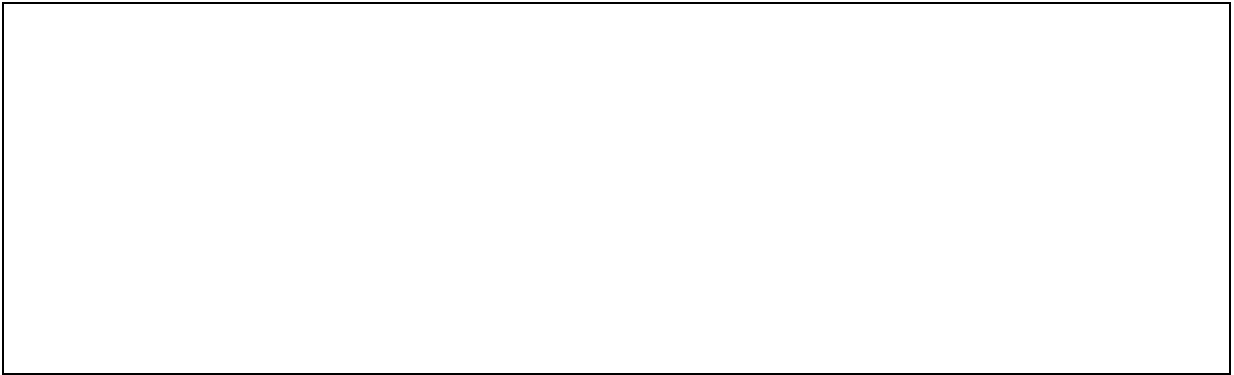
Calcul pour la radiographie à la cheville :

Réponse : _____

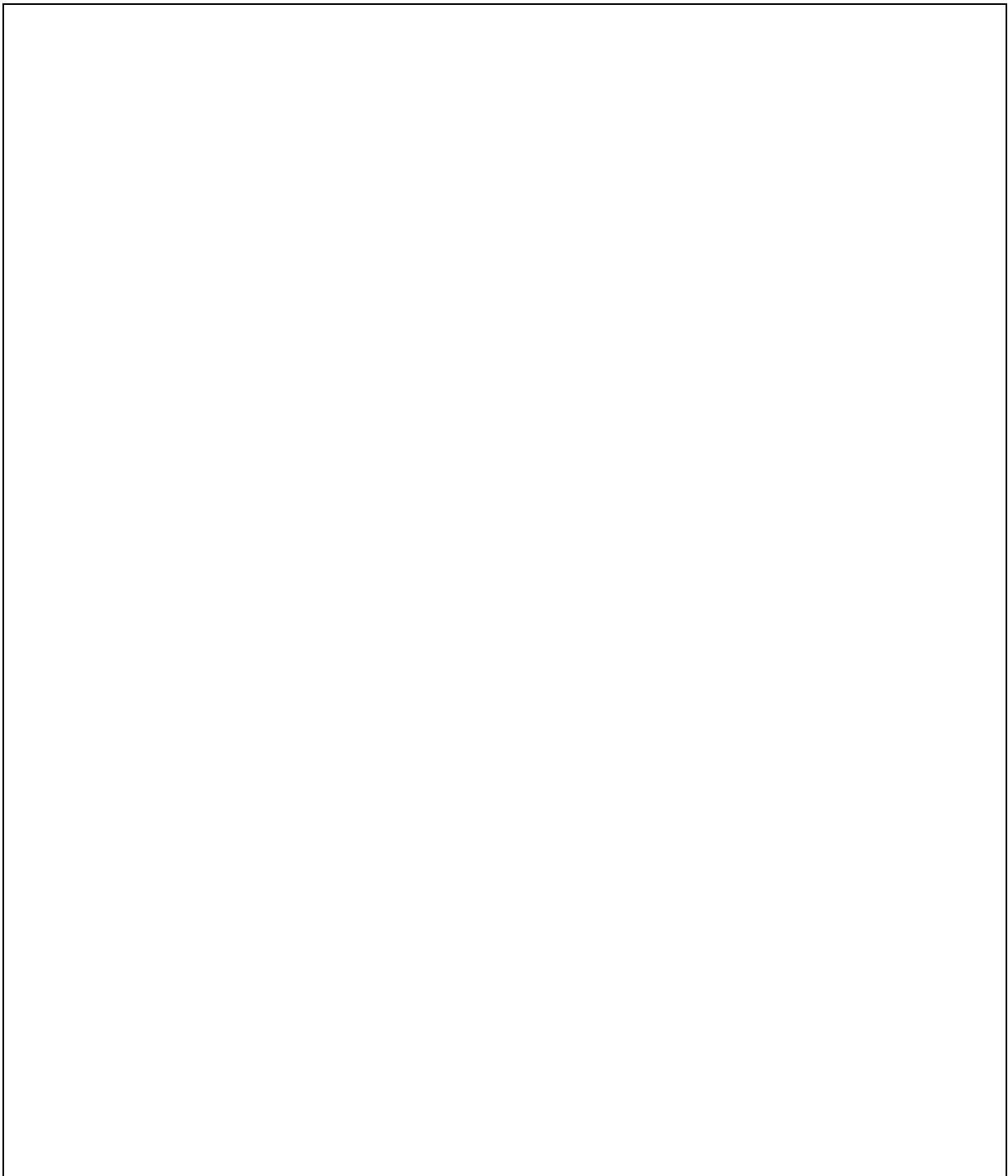
- Complétez les trois affirmations suivantes :
 1. La valeur de l'énergie maximale des rayons X émis est plus grande pour la radiographie à la _____.
 2. La valeur de la charge totale qui circule dans le tube est plus grande pour la radiographie à la _____.
 3. Le nombre d'électrons de bombardement produits est plus grand pour la radiographie à la _____.
- Dans laquelle des deux radiographies le nombre de rayons X produits au total est-il plus grand ? Justifiez votre réponse sur la base des affirmations précédentes.

- L'interaction entre les électrons de bombardement et les noyaux atomiques de la cible de l'anode est responsable du rayonnement X utilisé lors de ces deux radiographies. Expliquez sommairement cette interaction.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X



- Quelle est l'énergie cinétique des électrons de bombardement à l'anode lors de la radiographie à la **main** ? Donnez votre réponse en keV. Aucun calcul requis.
- Expliquez comment ces **électrons de bombardement** sont produits. La réponse devrait contenir l'explication des **principes de fonctionnement** et quelques **détails de fabrication**. Utilisez au moins un schéma et une équation dans votre explication. Veuillez remplir l'espace alloué sans le dépasser.



Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Mise en situation — corrigé

Vous faites votre stage dans un centre hospitalier. Vous observez une personne technologue en imagerie médicale du domaine du radiodiagnostic qui effectue une radiographie à la main d'un patient et, ensuite, une radiographie à la cheville pour un autre patient.

Le technologue vous montre les mAs et les kV à utiliser pour la radiographie à la main et pour la radiographie à la cheville :

	mAs	kV
Main	1,6	52
Cheville	3,2	60

Vous commencez à discuter avec le technologue. Il vous pose certaines questions concernant le tube à rayons X. Il veut vous mettre à l'épreuve sur les aspects qui touchent à la physique et, en même temps, il est curieux de voir s'il se souvient des notions du cours de physique qu'il a suivi. Vous trouvez ci-dessous les questions qu'il vous pose. Dans les espaces vides prévus, répondez au meilleur de vos connaissances.

- Donnez les valeurs de l'énergie maximale des rayons X qui sont produits pendant ces deux radiographies. Donnez les valeurs en J (joule) et en keV (kilo électronvolt).

La valeur de l'énergie maximale des rayons X dépend de la tension aux bornes du tube puisque, à cause de la conservation de l'énergie, chaque électron de bombardement frappe l'anode avec une énergie cinétique égale à l'énergie potentielle qu'il possédait lorsqu'il a été émis du filament, soit $U = e \times V$. (en eV, cette énergie est numériquement égale à la tension en V, puisque la charge de l'électron est égale au facteur de conversion entre Joule et eV)

- Main : pour la main, la tension aux bornes du tube est de 52 kV. L'énergie maximale en keV est de 52.
Pour trouver l'énergie en joules, il faut appliquer la formule $U = e \times V = 1,60 \times 10^{-19} \times 52 \times 10^3 = 8,32 \times 10^{-15}$ J. (On remarque que si on effectue la conversion des joules aux eV, on retrouve effectivement la valeur de 52 keV).
- Cheville : pour la cheville, la tension aux bornes du tube est de 60 kV. L'énergie maximale en keV est de 60.
Pour trouver l'énergie en joules, il faut appliquer la formule $U = e \times V = 1,60 \times 10^{-19} \times 60 \times 10^3 = 9,60 \times 10^{-15}$ J. (On remarque que si on effectue la conversion des joules aux eV, on retrouve effectivement la valeur de 60 keV).

- Donnez la valeur de la charge totale qui circule dans le tube pour les deux radiographies.

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Valeur de la charge totale pour la radiographie **à la main en mC** (aucun calcul requis) :

1,6 mC

Valeur de la charge totale pour la radiographie **à la main en C** (conversion requise) :

0,0016 C

Valeur de la charge totale pour la radiographie **à la cheville en mC** (aucun calcul requis) :

3,2 mC

Valeur de la charge totale pour la radiographie **à la cheville en C** (conversion requise) :

0,0032 C

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

- Combien d'électrons de bombardement sont-ils produits, au total, lors de ces radiographies ?

Calcul pour la radiographie à la main : La charge totale est liée au nombre d'électrons par l'équation $Q = n e$

Il suffit donc d'isoler le nombre d'électrons n .

$$1,6 \times 10^{-3} \text{ C} = n \times 1,60 \times 10^{-19}$$

Réponse :

$$n = 1,00 \times 10^{16}$$

Calcul pour la radiographie à la cheville :

$$3,2 \times 10^{-3} \text{ C} = n \times 1,60 \times 10^{-19}$$

Réponse :

$$n = 2,00 \times 10^{16}$$

- Complétez les trois affirmations suivantes :
 4. La valeur de l'énergie maximale des rayons X émis est plus grande pour la radiographie à la **cheville**.
 5. La valeur de la charge totale qui circule dans le tube est plus grande pour la radiographie à la **cheville**.
 6. Le nombre d'électrons de bombardement produits est plus grand pour la radiographie à la **cheville**.
- Dans laquelle des deux radiographies le nombre de rayons X produits au total est-il plus grand ? Justifiez votre réponse sur la base des affirmations précédentes.

Pour la cheville. Pour deux raisons :

- La charge totale (mAs) est plus grande pour la cheville. Le fait que la charge soit plus grande implique que plus d'électrons de bombardement circulent dans le tube, ce qui implique à son tour que plus de rayons X sont produits par rayonnement de freinage.
- La tension aux bornes du tube (kV) est plus grande pour la cheville. Une plus grande

Chapitre 5 – Tubes à rayons X

tension implique une plus grande énergie maximale des électrons de bombardement, ce qui est associé à une plus grande probabilité d'interaction par rayonnement de freinage (et donc plus de rayons X produits).

- L'interaction entre les électrons de bombardement et les noyaux atomiques de la cible de l'anode est responsable du rayonnement X utilisé lors de ces deux radiographies. Nommez cette interaction et expliquez-la sommairement.

Rayonnement de freinage.

En arrivant à l'anode, certains électrons de bombardement changent leur trajectoire puisqu'ils passent à côté d'un noyau atomique qui, en étant chargé positivement, les attire. En déviant de leur trajectoire, les électrons ralentissent et perdent donc de l'énergie qui se dégage sous forme de rayons X.

- Quelle est l'énergie cinétique des électrons de bombardement à l'anode lors de la radiographie à la **main** ? Donnez votre réponse en keV. Aucun calcul requis.
- Expliquez comment ces **électrons de bombardement** sont produits. La réponse devrait contenir l'explication des **principes de fonctionnement** et quelques **détails de fabrication**. Utilisez au moins un schéma et une équation dans votre explication. Veuillez remplir l'espace alloué sans le dépasser.

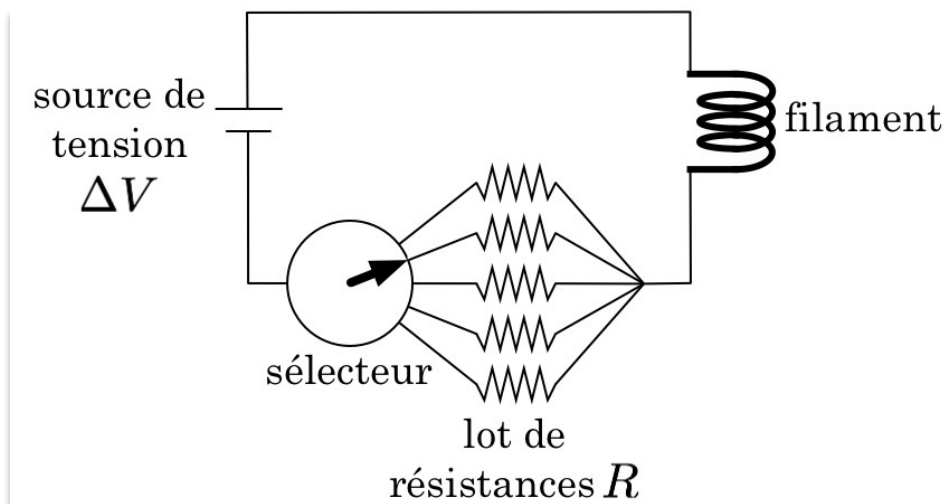
Chapitre 5 – Tubes à rayons X

Réponse possible :

Un tube à rayons X comporte un filament dans lequel on fait circuler un courant électrique (par le biais du circuit du filament). Lorsque le courant électrique dans ce filament est suffisamment important, un effet thermoïonique se produit. Des électrons sont alors émis du filament et ils restent proches de celui-ci en formant un nuage électronique. Ces électrons portent le nom d'électrons de bombardement.

Le filament est généralement fait en tungstène, car ce matériau possède une haute température de fusion (3410 degrés Celsius), ce qui l'empêche de fondre lorsque le filament est chauffé. Ce matériau est un bon choix aussi puisqu'il s'évapore très difficilement. La cathode, au sein de laquelle se trouve le filament, possède une forme en U pour focaliser les électrons de bombardement.

Voyons maintenant plus en détail le fonctionnement du circuit du filament pour comprendre quels paramètres affectent la production des électrons de bombardement. On peut schématiser ce circuit, de façon très simplifiée, comme dans l'image ci-dessous. L'intensité de courant qui produit le nombre d'électrons de bombardement souhaité est obtenue en sélectionnant la résistance opportune (la loi d'Ohm). Plus le nombre d'électrons de bombardement souhaité est grand (donc plus les mAs souhaités pour le tube sont élevés), plus le courant qui circule dans le circuit du filament doit être grand, donc plus petite doit être la résistance sélectionnée.



Dans un tube à rayons X conventionnel, il y a normalement 2 filaments : un petit filament et un grand filament. Le grand filament permet de produire plus d'électrons de bombardement (mais génère une résolution moins élevée dans l'image).

Références

Als-Nielsen, J., & McMorrow, D. (2011). *Elements of Modern X-ray Physics*. Wiley.

Beausoleil Alexandre, s.d. Notes du cours « phénomènes physiques en imagerie médicale » pour le programme des technologies de radiodiagnostic. Cégep Édouard-Montpetit.

Behling, R. (2015). *Modern Diagnostic X-Ray Sources: Technology, Manufacturing, Reliability*. CRC Press.

Behling, R. (2020). X-ray sources: 125 years of developments of this intriguing technology. *Physica Medica*, 79, 162-187. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.07.021>

Bushong, S.C. (2013). *Radiologic Science for Technologists* (10e éd.). Saint-Louis: Mosby Elsevier.

Dillenseger, J.-P., & Moerschel, E. (2009). *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie : Quand la théorie éclaire la pratique*. Issy-les-Moulineaux, France : Elsevier Masson.

Hendee, W. R., & Ritenour, E.R. (2002). *Medical Imaging Physics* (4e éd.). New York: Wiley-Liss.

Ji-Elle (2013). *Tube à rayons X type Coolidge à cathode incandescente (filament au tungstène)*. Musée de minéralogie de Strasbourg [Image en ligne]. Wikimedia Commons. <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anode Tube RayonX.jpg>

Nadella, N., & Khounsary, A. M. (2015). X-ray tube thermal management. In *Advances in Laboratory-Based X-Ray Sources, Optics, and Applications IV* (pp. 95900H). <https://doi.org/10.1117/12.2196264>

Royonx (2017). *The rotating anode of a used medical x-ray tube, showing pitting* [Image en ligne]. Wikimedia Commons. <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anode Tube RayonX.jpg>

CHAPITRE 6

Radiographie

Aperçu : Le sixième chapitre est dédié à la radiographie. Après une description de l'appareillage et des caractéristiques du faisceau, les principes de formation de l'image sont décortiqués. Ce chapitre est préalable au chapitre sept, portant sur les techniques d'imagerie médicale par rayons X.

Table des matières

Objectifs	166
Liste des tableaux	167
6.1 Introduction	168
6.2 Appareillage	170
6.3 Intensité du faisceau	172
6.4 La densité optique (DO).....	178
6.5 Caractéristiques du faisceau	180
6.5.1 Caractéristiques du faisceau au regard de l'énergie	180
6.5.2 Caractéristiques du faisceau au regard de la forme	184
6.5.3 Caractéristiques du faisceau au regard de l'intensité	186
6.5.4 Caractéristiques du faisceau et paramètres de contrôle.....	189
6.6 Formation de l'image	191
6.6.1 Principes de formation de l'image.....	191
6.6.2 Grille antidiffusante.....	195
6.6.3 Détection des rayons X.....	197
6.6.4 Qualité de l'image.....	199
Résumé.....	201
Mise en situation	204
Mise en situation — corrigé	206
Références (à revoir).....	208

Objectifs

- Nommer les paramètres qui affectent l'intensité du faisceau des rayons X
- Exécuter des calculs simples d'intensité du faisceau
- Définir la densité optique
- Nommer les caractéristiques du faisceau
- Comprendre pourquoi l'intensité du faisceau est décroissante dans l'axe tube-patient ainsi que dans l'axe cathode-anode (effet talon)
- Expliquer comment les paramètres de contrôle affectent les caractéristiques du faisceau
- Expliquer les principes de formation de l'image
- Décrire le principe de fonctionnement d'une grille antidiffusante
- Nommer et décrire sommairement les systèmes de détection des rayons X pour la radiographie numérique
- Expliquer comment le choix des paramètres de contrôle peuvent avoir un impact sur la qualité de l'image

Chapitre 6 - Radiographie

Liste des tableaux

<i>Tableau 6. 1. Valeurs typiques des énergies des rayons X du faisceau utile pour les radiographies de différentes structures.....</i>	<i>190</i>
---	------------

Liste des figures

<i>Figure 6. 1. Schéma d'une radiographie.....</i>	<i>169</i>
<i>Figure 6. 2. Appareillage de radiographie au département de radiodiagnostic du Cégep Édouard-Montpetit.</i>	<i>171</i>
<i>Figure 6. 3. Exemple de radiographie</i>	<i>178</i>
<i>Figure 6. 4. DO perceptibles à l'œil humain.....</i>	<i>179</i>
<i>Figure 6. 5. Spectre d'émission des rayons X montrant que le faisceau utile est polychromatique et filtré dans les faibles énergies.....</i>	<i>180</i>
<i>Figure 6. 6. Collimation du faisceau</i>	<i>184</i>
<i>Figure 6. 7. Foyers thermiques et foyers optiques</i>	<i>185</i>
<i>Figure 6. 8. Diminution de l'intensité du faisceau dans l'axe tube-patient</i>	<i>186</i>
<i>Figure 6. 9. Diminution de l'intensité du faisceau dans l'axe cathode-anode.</i>	<i>188</i>
<i>Figure 6. 10. Transmission des rayons X traversant un tissu</i>	<i>191</i>
<i>Figure 6. 11. Principes de formation de l'image.</i>	<i>193</i>
<i>Figure 6. 12. Formation de l'image.....</i>	<i>194</i>
<i>Figure 6. 13. Rayons X diffusés par effet Compton.....</i>	<i>195</i>
<i>Figure 6. 14. Rôle de la grille antidiffusante</i>	<i>196</i>
<i>Figure 6. 15. Radiographies directe et indirecte.....</i>	<i>198</i>
<i>Figure 6. 16. Coefficient d'atténuation linéaire en fonction de l'énergie pour différents tissus.</i>	<i>200</i>
<i>Figure 6. 17. Carte conceptuelle du chapitre 6.</i>	<i>203</i>

Chapitre 6 - Radiographie

6.1 Introduction

Le sixième chapitre est consacré à la radiographie. Les principes fondamentaux de cette technique se retrouvent dans toutes les autres techniques d'imagerie médicale à rayons X.

Afin de bien ancrer les notions des chapitres précédents à l'étude du présent chapitre, résumons et situons les notions clés déjà apprises. Le schéma reporté en figure 6.1 nous aidera à mener à bien notre mandat.

Toute technique d'imagerie médicale à rayons X utilise les rayons X générés par un tube de Coolidge comportant une anode et une cathode. À l'aide d'un circuit, on permet à un courant électrique de circuler dans un filament en tungstène qui se trouve au sein de la cathode. « Lorsque ce courant est suffisamment important, un effet thermoïonique se produit. Des électrons sont alors éjectés du filament. Ces électrons portent le nom d'électrons de bombardement. On applique ensuite une forte différence de potentiel entre la cathode et l'anode. En raison de la forte différence de potentiel entre ces deux électrodes, les électrons de bombardement nouvellement éjectés du filament n'ont presque pas d'énergie cinétique, mais ils ont une grande énergie potentielle électrique. Ils accélèrent alors, allant de plus en plus rapidement de la cathode à l'anode. Pendant tout ce transit, l'énergie potentielle diminue progressivement en se convertissant en énergie cinétique. Les électrons de bombardement arrivent à l'anode avec une grande vitesse et percutent la cible de l'anode. Une grande partie (99 %) de leur énergie cinétique est perdue en énergie thermique (chaleur). Une partie du reste est convertie en rayons X principalement par rayonnement de freinage¹. En outre des rayons X générés par Bremsstrahlung, d'autres rayons X, générés par rayonnement caractéristique², peuvent être produits. Seulement une partie des rayons X émis sortent par la fenêtre du tube, constituant le faisceau utile »³.

Nous avons déjà vu toutes ces notions dans les chapitres précédents. Dans ce chapitre, il s'agit de préciser ce qui arrive au moment où le faisceau utile sort du tube jusqu'au moment où l'image est produite. Dans la figure 6.2, vous voyez que le faisceau utile, une fois sorti du tube, traverse les tissus du patient et les rayons X transmis sont détectés pour générer l'image. C'est le schéma de base d'une radiographie. Nous en connaissons déjà quelques éléments : nous savons notamment que les rayons X produits traversent les tissus du patient et qu'ils sont en partie absorbés (ou diffusés) et en partie transmis, selon la loi de Beer-Lambert. Ainsi, la matière étudiée précédemment sera reprise et intégrée à d'autres notions afin d'éclaircir comment l'image finale est produite en radiographie.

¹ Rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung : un électron de bombardement freine lorsqu'il passe à proximité d'un noyau de l'anode, émettant alors un rayon X (voir chapitre 3).

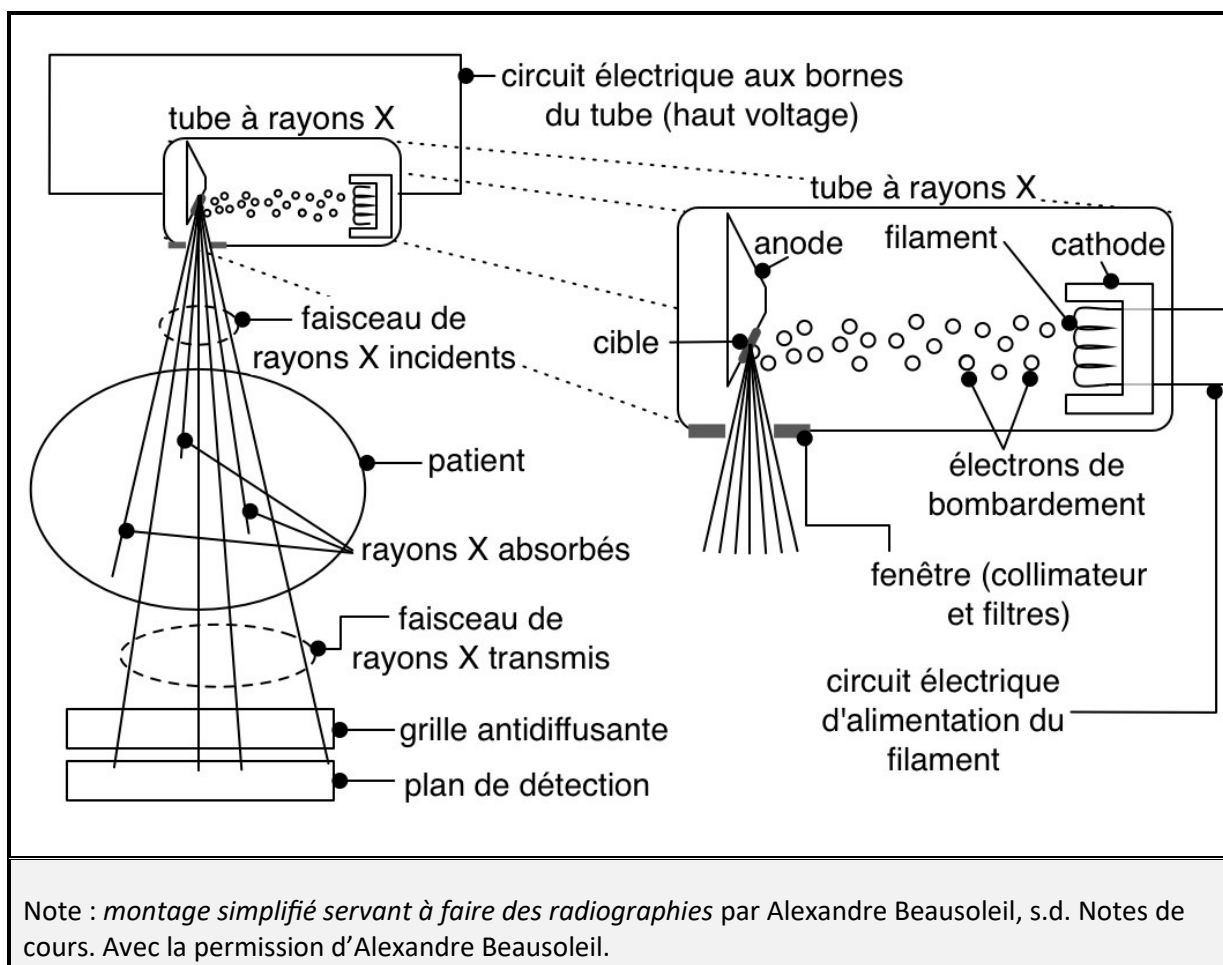
² Rayonnement caractéristique : un électron de cœur est éjecté d'un atome de l'anode à la suite de la collision avec un électron de bombardement, il y a réorganisation des électrons et un rayon X est émis (voir chapitre 3).

³ Alexandre Beausoleil, s.d. Notes de cours. Avec la permission d'Alexandre Beausoleil.

Chapitre 6 - Radiographie

Pour commencer, nous décrivons l'appareillage (section 6.2) et les caractéristiques du faisceau des rayons X sortant du tube à rayons X (section 6.5). Cependant, avant d'explorer les caractéristiques clés du faisceau, nous devons au préalable décrire deux grandeurs physiques, notamment l'intensité d'énergie rayonnante (section 6.3) et la densité optique (section 6.4). Ensuite, une fois les propriétés du faisceau comprises, nous pouvons illustrer comment les rayons X du faisceau interagissent avec les tissus à l'étude (section 6.6). Pour finir, nous abordons la détection des rayons X, la qualité de l'image et les effets des paramètres de contrôle sur celle-ci.

Figure 6. 1. Schéma d'une radiographie



6.2 Appareillage

L'appareillage typique pour une radiographie est composé :

- **d'un tube à rayons X** qui produit les rayons X;
- **d'un bras articulé** qui permet de déplacer le tube à rayons X;
- **d'un générateur** qui fournit la haute tension au tube;
- **d'un collimateur** qui contrôle la divergence du faisceau;
- **d'une table de radiographie** ou **d'un bucky mural** où le patient se situe;
- **d'une grille antidiffusante** en dessous du patient pour réduire le flou causé par la diffusion des rayons X;
- **d'un détecteur d'image** qui capture les rayons X transmis;
- **du système informatique et de la console de commande** utilisés pour contrôler les paramètres de l'examen et pour afficher les images capturées en temps réel.

Cet appareillage est illustré à la figure 6.2.

Chapitre 6 - Radiographie

Figure 6. 2. Appareillage de radiographie au département de radiodiagnostic du Cégep Édouard-Montpetit.



Chapitre 6 - Radiographie

6.3 Intensité du faisceau

Imaginons être sous la pluie avec un parapluie. Nous pouvons entendre les gouttes de pluie qui tombent sur notre parapluie. Plus il pleut fort, plus des gouttes tomberont sur le parapluie chaque seconde. Lorsque nous parlons d'une « forte pluie » et la comparons à une « faible pluie », nous faisons implicitement référence au concept *d'intensité de la pluie*. Cette intensité est plus grande lorsque la pluie est forte et plus petite lorsque la pluie est faible.

Si nous voulions mesurer cette intensité, nous devrions d'abord connaître le nombre de gouttes de pluie qui tombent sur le parapluie chaque seconde (nous nommerons cette quantité n). Pour ce faire, nous compterions le nombre de gouttes N qui tombent pendant un certain intervalle de temps t mesuré à l'aide d'un chronomètre. Ensuite, nous diviserions ce nombre de gouttes par ledit intervalle de temps t , exprimé en secondes. Ainsi, nous pouvons écrire l'équation suivante pour déterminer le nombre de gouttes de pluie qui tombent sur notre parapluie chaque seconde :

$$n = \frac{N}{t}$$

Exemple 6.1



Lors d'une journée de pluie, 1 000 gouttes de pluie tombent sur mon parapluie (placé perpendiculairement à la direction de propagation de la pluie) pendant 5 secondes.

Quel est le nombre de gouttes de pluie n qui tombent chaque seconde ?

$$n = \frac{N}{t} = \frac{1000}{5} = 200$$

Réponse : 200 gouttes de pluie tombent chaque seconde sur mon parapluie.

Évidemment, plus le parapluie est gros, plus il y aura de gouttes qui tombent sur le parapluie. Ainsi, le nombre de gouttes qui tombent sur mon parapluie chaque seconde dépendra également de la surface de mon parapluie. De ce fait, la grandeur $n = \frac{N}{t}$ calculée dans l'exemple précédent n'est pas très utile, car elle dépend d'un paramètre (la surface du parapluie) sur lequel nous n'avons pas nécessairement le contrôle. En effet, tous les parapluies n'ont pas les mêmes dimensions. Par exemple, il est impossible de déterminer si la pluie est plus ou moins intense à Montréal par rapport à Québec en comparant les résultats de ce calcul pour une personne à Montréal et une autre à Québec, sans connaître la surface du parapluie que ces

Chapitre 6 - Radiographie

personnes utilisent. Pour arriver à faire cette comparaison, il est nécessaire de diviser la quantité $n = \frac{N}{t}$, qui représente le nombre de gouttes par seconde qui tombent sur le parapluie, par la surface S du parapluie utilisé. Nous obtenons ainsi le nombre de gouttes qui tombent chaque seconde par unité de surface. Mathématiquement, cette grandeur s'exprime ainsi :

$$\frac{n}{S} = \frac{N}{tS}$$

Ce faisant, pour un endroit donné, que ce soit Montréal ou Québec, il est possible de mesurer le nombre de gouttes qui tombent par **unité de temps** (la seconde) et **par unité de surface** (le mètre carré). Cette grandeur physique représente donc une **intensité**, soit l'intensité de gouttes de pluie.

$$\text{Intensité de gouttes} = I_g = \frac{n}{S} = \frac{N}{tS}$$

Exemple 6.2



Lors d'une journée de pluie, 1 000 gouttes de pluie tombent sur mon parapluie pendant 5 secondes. Mon parapluie est placé perpendiculairement à la direction de propagation de la pluie et sa surface est de 0,785 m².

Quelle est l'intensité de gouttes de pluie ?

$$I_g = \frac{N}{tS} = \frac{1000}{5 \cdot 0,785} = 255 \text{ s}^{-1} \text{ m}^{-2}$$

Réponse : 255 gouttes de pluie tombent par unité de temps et par unité de surface. Ceci représente l'intensité de gouttes de pluie.

Note : Alors que 200 gouttes de pluie tombent chaque seconde sur le parapluie (voir exemple 6.1), 255 gouttes de pluie tombent chaque seconde **par mètre carré**. Ce résultat a du sens, car la surface de mon parapluie est un peu inférieure à 1 m². Il est donc normal que le nombre de gouttes par seconde soit plus grand lorsque je considère l'unité de surface du SI (le m²) au lieu de la surface du parapluie.

Vous auriez pu résoudre cet exercice en deux étapes. Dans la première étape, vous auriez pu calculer le nombre de gouttes de pluie qui tombent chaque seconde sur le parapluie (n), comme dans l'exemple 6.1. Ensuite, vous auriez pu diviser ce nombre par la surface du parapluie $I_g = \frac{n}{S}$

Chapitre 6 - Radiographie

Or, imaginons que chaque goutte est un rayon X d'un faisceau. N rayons X traversent une surface perpendiculaire S pendant un intervalle de temps t . L'équation précédente s'applique toujours et nous l'écrivons exactement de la même manière :

$$\text{Intensité de rayons X} = \text{nombre de rayons X par s et par m}^2 = I_{r.X} = \frac{N}{tS}$$

Exemple 6.3



Lors d'une radiographie, 10^{10} rayons X traversent $1,00 \text{ cm}^2$ de peau en 100 ms.

Quelle est l'intensité de rayons X du faisceau ?

Pour commencer, nous devons nous assurer d'utiliser les unités de mesure du SI.

Vu que le temps est donné en ms, il faut le transformer en s :

$$100 \text{ ms} = 0,100 \text{ s} = 1,00 \times 10^{-1} \text{ s}$$

La surface est donnée en cm^2 ; il faut donc l'exprimer en m^2 .

$$1,00 \text{ cm}^2 = 1,00 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

Pour finir, il faut utiliser l'équation de l'intensité de rayons X :

$$I_{r.X} = \frac{N}{tS} = \frac{1,00 \times 10^{10}}{1,00 \times 10^{-1} \times 1,00 \times 10^{-4}} = 10^{15} \text{ s}^{-1} \text{ m}^{-2}$$

Réponse : l'intensité des rayons X est $10^{15} \text{ s}^{-1} \text{ m}^{-2}$.

Revenons à notre exemple sur la pluie. Au lieu de calculer l'intensité de gouttes d'eau, nous voulons maintenant calculer l'intensité d'eau. Pour ce faire, il suffit de savoir combien d'eau contient chaque goutte, en assumant, par simplicité, que chaque goutte possède la même quantité d'eau, que nous nommerons ε . Ainsi, l'intensité d'eau est donnée par l'équation :

$$\text{Intensité d'eau} = I = \frac{E}{tS} = \frac{N\varepsilon}{tS}$$

Où E est la quantité totale d'eau qui tombe sur mon parapluie de surface S pendant l'intervalle de temps t .

Exemple 6.4



Lors d'une journée de pluie, 1 000 gouttes de pluie tombent sur mon parapluie pendant 5 secondes. Mon parapluie est placé perpendiculairement à la direction de propagation de la pluie et sa surface est de $0,785 \text{ m}^2$.

a) Si chaque goutte de pluie contient $0,1 \text{ ml}$ d'eau, combien d'eau tombe sur mon parapluie pendant 5 secondes ?

$$E = N \times \varepsilon = 1000 \times 0,0001 = 0,1 \text{ l ou } 100 \text{ ml}$$

Réponse : 100 ml (millilitres) de pluie tombent sur mon parapluie pendant 5 secondes.

b) Quelle est l'intensité d'eau ?

$$I = \frac{E}{t S} = \frac{N \times \varepsilon}{t S} = \frac{0,1}{5 \times 0,785} = 0,0255 \text{ ls}^{-1}\text{m}^{-2}$$

Réponse : l'intensité d'eau est $0,0255 \text{ ls}^{-1}\text{m}^{-2}$.

De la même manière, si nous voulons exprimer l'intensité d'énergie rayonnante de notre faisceau, l'équation précédente s'applique toujours et nous l'écrivons exactement à la même manière. En effet, le symbole ε s'adapte aussi bien pour dénoter l'eau de chaque goutte que l'énergie de chaque rayon X, et le symbole E s'adapte aussi bien pour dénoter l'eau totale que l'énergie totale.

$$\text{Intensité d'énergie rayonnante} = I = \frac{E}{t S} = \frac{N \varepsilon}{t S}$$

À la rigueur, lorsque nous parlons d'intensité du faisceau, c'est à cette dernière quantité que nous faisons référence (soit à l'intensité d'énergie rayonnante du faisceau des rayons X). L'unité de mesure⁴ de l'intensité d'énergie rayonnante est $\text{J}/(\text{s m}^2)$ ⁵ (voir chapitre 1).



L'intensité du faisceau représente l'énergie rayonnante par unité de temps et par unité de surface.

Exemple 6.5



Lors d'une radiographie, 10^{10} rayons X traversent $1,00 \text{ cm}^2$ de peau en 100 ms.

a) Si chaque rayon X possède une énergie de 40 keV, quelle est l'énergie rayonnante totale ?

Pour commencer, il faut s'assurer d'utiliser les unités de mesure du SI.

Nous devons ainsi convertir l'énergie donnée en keV en J (voir chapitre 1) :

$$(4,00 \times 10^4 \text{ eV}) \times (1,60 \times 10^{-19}) \frac{\text{J}}{\text{eV}} = 6,41 \times 10^{-15} \text{ J}$$

$$E = N \times \varepsilon = 10^{10} \times 6,41 \times 10^{-15} = 6,41 \times 10^{-5} \text{ J}$$

Réponse : l'énergie rayonnante totale est $6,41 \times 10^{-5} \text{ J}$

b) Quelle est l'intensité d'énergie rayonnante du faisceau ?

⁴ Si nous exprimons cette unité de mesure en fonction des unités de mesure fondamentales, ceci équivaut à des kg/s^3 (voir Tableau 1.4 au chapitre 1). Plus souvent, cette unité de mesure est indiquée comme W/m^2 où la lettre W (pour Watt) dénote l'unité de mesure d'une autre grandeur physique, nommée puissance, équivalente à des joules par seconde (J/s).

⁵ Si nous exprimons cette unité de mesure en fonction des unités de mesure fondamentales, ceci équivaut à des kg/s^3 (voir Tableau 1.4 au chapitre 1). Plus souvent, cette unité de mesure est indiquée comme W/m^2 où la lettre W (pour Watt) dénote l'unité de mesure d'une autre grandeur physique, nommée puissance, équivalente à des joules par seconde (J/s).

Chapitre 6 - Radiographie

Puisque le temps est donné en ms, il faut le transformer en s :

$$100 \text{ ms} = 0,100 \text{ s}$$

La surface est donnée en cm^2 ; il faut donc l'exprimer en m^2 .

$$1,00 \text{ cm}^2 = 1,00 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

Nous pouvons maintenant appliquer l'équation $I = \frac{E}{tS} = \frac{N\varepsilon}{tS}$

$$I = \frac{E}{tS} = \frac{N\varepsilon}{tS} = \frac{6,41 \times 10^{-5}}{0,100 \times 1,00 \times 10^{-4}} = 6,41 \text{ Js}^{-1} \text{ m}^{-2}$$

Réponse : l'intensité d'énergie rayonnante du faisceau est $6,41 \text{ Js}^{-1} \text{ m}^{-2}$.

Chapitre 6 - Radiographie

6.4 La densité optique (DO)

La densité optique (DO) fait référence au noircissement d'un pixel de l'image. Une faible densité optique est associée à la couleur blanche, alors qu'une haute densité optique est associée à la couleur noire. Dans l'image de la radiographie ci-dessous, nous voyons que les os, plutôt blanchâtres, ont une densité optique plus faible si comparés aux autres tissus.

Figure 6. 3. Exemple de radiographie



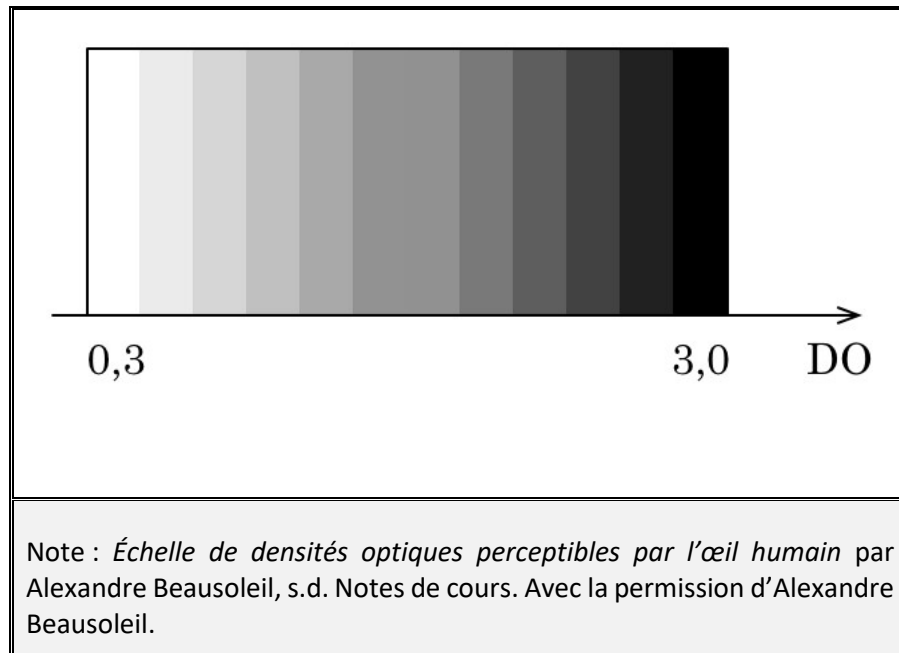
Note : *X-ray human wrist bone* par Poul#, 2020. Pixahive. ©CC0 – libre d'usage, attribution optionnelle.

Historiquement, cette notion a été introduite en radiographie lorsque les films radiographies étaient utilisés. Une valeur numérique de densité optique était alors associée à chaque point de l'image sur la base de sa transparence à la lumière visible (les films étaient analysés par transparence sur une table lumineuse rétroéclairée, appelée négatoscope). Il existe également

un petit appareil portable, appelé densitomètre portatif qui permet de mesurer rapidement la densité optique des films radiographiques ou d'autres matériaux transparents⁶.

Les DO qu'un œil humain peut distinguer se situent typiquement entre 0,3 et 3,0. En dessous de 0,3, on dit que la région d'une radiographie a été sous-exposée. Au-dessus de 3,0, on dit que la région d'une radiographie a été surexposée. La figure présente une échelle de DO perceptibles par l'œil humain.

Figure 6. 4. DO perceptibles à l'œil humain



La DO quantifie le niveau de gris d'un pixel de l'image. Les DO qu'un œil humain peut distinguer se situent typiquement entre 0,3 et 3,0. Une faible densité optique est associée à la couleur blanche, alors qu'une haute densité optique est associée à la couleur noire.

⁶ Il n'est pas important, dans le cadre de ce manuel, de décortiquer le principe de mesure de cet instrument, ou du négatoscope, et donc de détailler selon quelle formule la valeur mesurée de la DO est obtenue.

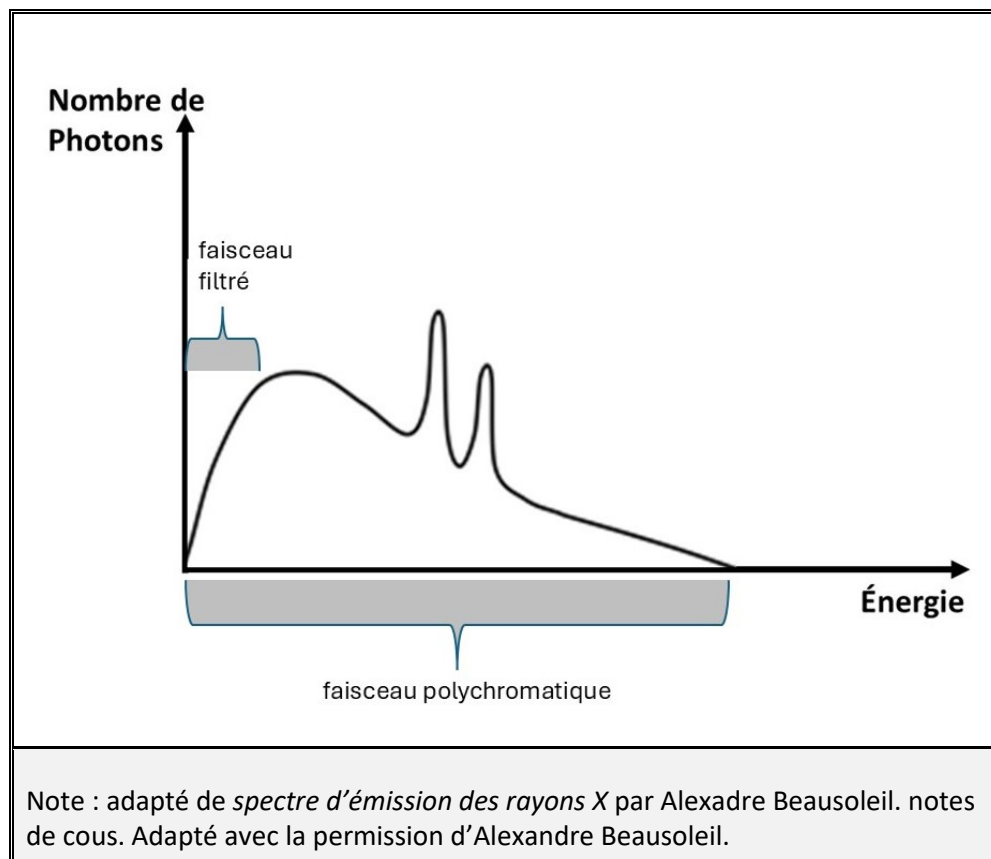
Chapitre 6 - Radiographie

6.5 Caractéristiques du faisceau

6.5.1 Caractéristiques du faisceau au regard de l'énergie

Nous savons déjà que le faisceau qui sort du tube à rayons X est polychromatique ou polyénergétique, c'est-à-dire formé de rayons X ayant différentes énergies (voir chapitre 3).

Figure 6. 5. Spectre d'émission des rayons X montrant que le faisceau utile est polychromatique et filtré dans les faibles énergies



Nous savons également que les rayons X de faible énergie sont retirés à l'aide des filtres, soit des plaques de métal (où le métal est typiquement de l'aluminium, du molybdène ou du cuivre), puisque les rayons X de basse énergie sont fortement indésirables en radiographie. Par ailleurs, comme nous le verrons plus loin, l'anode lui-même agit comme un filtre d'épaisseur variable. Donc, même en l'absence de filtres, le spectre d'émission des rayons X qui sortent d'un tube contient peu de rayons X de faible énergie. Après la filtration, l'énergie moyenne des rayons X du faisceau ainsi obtenu augmente, un phénomène connu sous le nom de *durcissement du*

faisceau. Évidemment, pour les mêmes raisons⁷, l'énergie moyenne des rayons X augmente ultérieurement après avoir traversé les tissus à l'étude.

Exemple 6.6



Vous effectuez une radiographie à l'abdomen en utilisant une tension de 80 kV entre la cathode et l'anode du tube. La cible du tube est faite en tungstène.

Quelle est l'énergie maximale (en keV) des rayons X du faisceau sortant du tube ?

- L'énergie maximale des rayons X dans le faisceau incident est 80 keV. En effet, comme nous l'avons vu au chapitre 5, une tension de 80 kV donne une énergie potentielle électrique de 80 keV à chaque électron de bombardement fraîchement émis du filament de la cathode. Cette énergie se transforme progressivement en énergie cinétique qui devient exactement 80 keV à l'anode. Lorsque les rayons X sont produits par rayonnement de freinage, leur énergie ne peut pas dépasser l'énergie cinétique que l'électron avait avant l'interaction, pour le principe de conservation de l'énergie. De ce fait, l'énergie maximale des rayons X est 80 keV (voir chapitre 3, notamment l'exemple 3.2).

Quelle est l'énergie minimale des rayons X du faisceau sortant du tube ?

Nous ne pouvons pas répondre de manière exacte à cette question. Nous pouvons seulement affirmer que, en principe, le rayonnement de freinage permettrait la création des rayons X de très faible énergie (quelques centaines d'eV), mais que ceux-ci seront absorbés par l'anode et par les filtres. En pratique, cette énergie est d'environ quelques keV, mais sa valeur exacte dépend évidemment des filtres utilisés.

Quelle est l'énergie moyenne des rayons X dans le faisceau sortant du tube ?

Nous ne pouvons pas répondre de manière exacte à cette question, car cela nécessiterait des calculs bien trop complexes. Cependant, nous pouvons faire une estimation approximative, en suivant le raisonnement suivant :

- l'énergie maximale des rayons X produits est 80 keV;

⁷ Toute interaction des rayonnements avec la matière génère un durcissement du faisceau, puisque les rayons X de faible énergie ont une plus grande possibilité d'être absorbés (le coefficient d'atténuation linéaire diminue avec l'énergie, voir chapitre 4).

Chapitre 6 - Radiographie

- le nombre de rayons X générés par rayonnement de freinage diminue avec l'énergie.

Ainsi, dans notre faisceau, le nombre de rayons X générés par rayonnement de freinage ayant une énergie plus grande que 40 keV (la moitié de l'énergie maximale) serait plus petit que le nombre de rayons X ayant une énergie inférieure à 40 keV. L'énergie moyenne des rayons X qui composent ce faisceau serait donc plutôt centrée vers des valeurs inférieures à 40 keV. Cependant, des rayons X générés par rayonnement caractéristique sont présents, puisqu'une partie des rayons X produits a une énergie supérieure à 69 keV, énergie de liaison de l'orbital 1 s du tungstène (voir chapitre 3, section 3.2.2). Les énergies de ces raies sont de 59 keV et 67 keV, donc elles sont plutôt élevées. De plus, les rayons X de très faible énergie sont coupés par les filtres. Ces deux derniers phénomènes ont comme conséquence l'augmentation de l'énergie moyenne des rayons X du faisceau, de sorte qu'ils contrebalancent la décroissance du nombre des photons avec l'énergie.

En pratique, nous pouvons considérer que l'énergie moyenne des rayons X du faisceau utile est environ la moitié de leur énergie maximale (donc autour de 40 keV). Nous soulignons que ceci n'est qu'une approximation. Néanmoins, cette hypothèse est raisonnable et, grâce à sa simplicité, elle nous sera utile dans certains exemples à venir.



Le faisceau utile est polychromatique et filtré dans les faibles énergies.

Une précision est de mise. Il faut se souvenir que pour obtenir l'équation de l'intensité d'énergie rayonnante du faisceau, nous avons assumé, par simplicité, que chaque rayon X possédait la même énergie. Cette hypothèse permet de calculer l'énergie totale comme produit entre le nombre de rayons X et l'énergie de chaque rayon X.

$$E = N\varepsilon$$

L'hypothèse selon laquelle chaque rayon X possède la même énergie est valable seulement si le faisceau est monochromatique, c'est-à-dire si tous les rayons X ont la même énergie. Nous venons d'affirmer que ceci n'est pas le cas pour notre faisceau utile. Ainsi, l'égalité $E = N\varepsilon$ ne s'applique pas dans ce cas. Lorsque chaque rayon X possède une énergie différente, l'estimation de l'énergie qui traverse une certaine surface pendant un intervalle de temps donné est plus complexe. Cependant, une fois déterminée une valeur pour l'énergie totale E , il est toujours vrai que l'intensité du faisceau est donnée par l'énergie rayonnante par unité de temps et par unité de surface :

Chapitre 6 - Radiographie

$$I = \frac{E}{t S}$$

Par ailleurs, nous pourrions faire l'approximation suivante⁸ :

$$E \cong N \varepsilon_{moy}$$

où ε_{moy} est l'énergie moyenne des rayons X.

L'intensité du faisceau pourrait donc être exprimée ainsi :

$$I \cong \frac{N \varepsilon_{moy}}{t S}$$

Exemple 6.7



Vous effectuez une radiographie à l'abdomen en utilisant une tension de 80 kV entre la cathode et l'anode du tube. 10^{10} rayons X traversent $1,00 \text{ cm}^2$ de peau en 100 ms.

Quelle est l'intensité d'énergie rayonnante du faisceau ?

Selon le raisonnement expliqué dans l'exemple 6.6, nous pouvons assumer que l'énergie moyenne des rayons X du faisceau utile est d'environ 40 keV.

Ainsi,

$$I = \frac{E}{t S} \cong \frac{N \varepsilon_{moy}}{t S} = \frac{10^{10} \times 6,41 \times 10^{-15}}{0,100 \times 1,00 \times 10^{-4}} = 6,41 \text{ Js}^{-1} \text{ m}^{-2}$$

Réponse : l'intensité du faisceau des rayons X est approximativement $6 \text{ J/(s m}^2\text{)}$ ou 6 W/m^2 . Vu la nature très approximative de ce calcul, un chiffre significatif est suffisant pour donner le résultat.

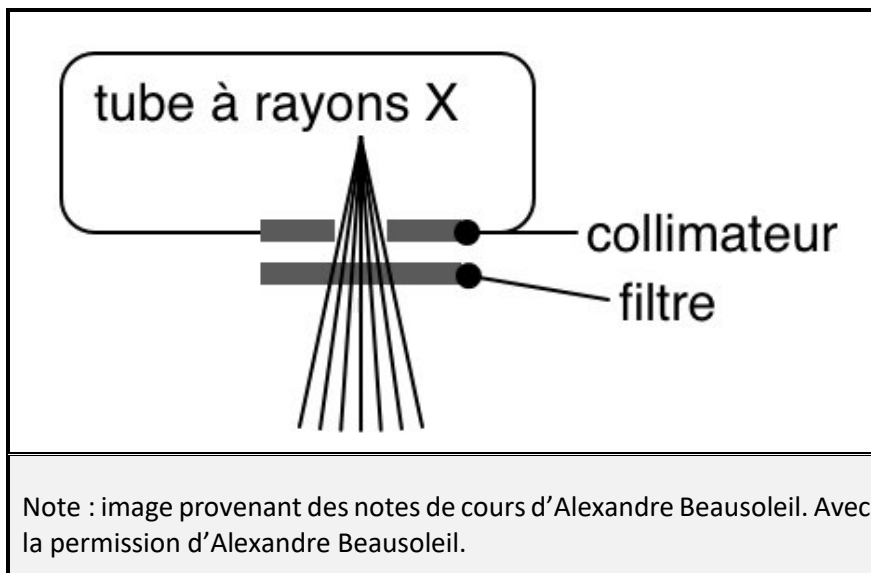
⁸ Cette égalité n'est pas exacte, puisque le nombre de rayons X ne varie pas linéairement avec leurs énergies. Cependant, cette approximation donne des valeurs d'énergie totale raisonnables et, pour sa simplicité mathématique, nous l'adoptons dans certains exemples numériques de ce manuel.

Chapitre 6 - Radiographie

6.5.2 Caractéristiques du faisceau au regard de la forme

Au chapitre 5, nous avons dit que lorsque les rayons X sont produits à l'anode, ils sont émis dans toutes les directions, bien que la forme effilée de l'anode permette de les concentrer davantage sur une plus petite zone. Seulement ceux qui arrivent à passer par la fenêtre du tube constituent notre faisceau utile (voir figure 5.6). Le faisceau des rayons X qui passe par la fenêtre a donc une forme conique. Afin de rendre le faisceau plus petit et intense, un collimateur contrôle la divergence⁹ du faisceau des rayons X à l'aide des lamelles de plomb ajustables qui délimitent l'ouverture par laquelle les rayons X passent. Le faisceau utile a donc la forme d'un cône ayant un petit angle au sommet.

Figure 6. 6. Collimation du faisceau



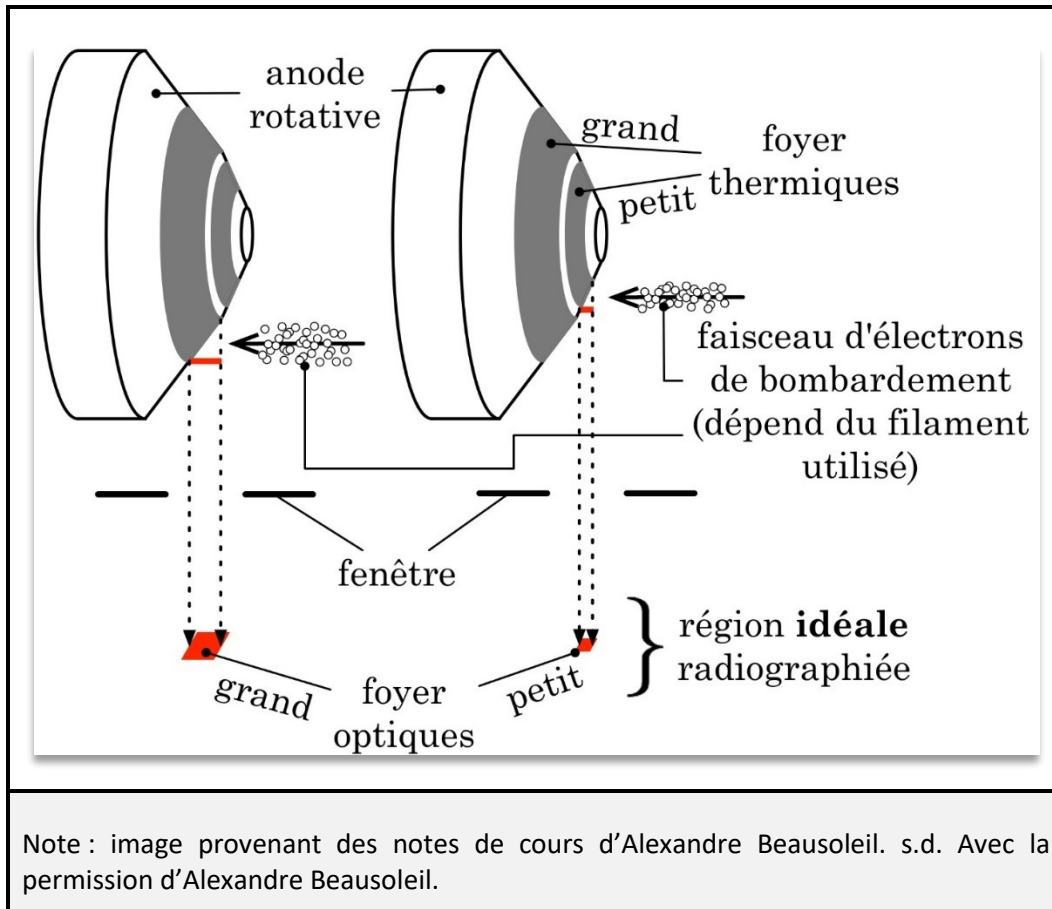
Par ailleurs, nous avons également étudié au chapitre 5 que deux filaments et deux cibles sont présentes à la cathode et à l'anode respectivement, afin de moduler la taille du faisceau (voir figure 6.7). Le petit filament produit moins d'électrons de bombardement, mais ceux-ci sont concentrés dans un faisceau plus étroit. Ainsi, lorsqu'ils arrivent à l'anode, ils frappent sur une zone (foyer thermique) plus petite, produisant ainsi un faisceau de rayons X plus étroit. Évidemment, pour chaque typologie de faisceau, il y a un collimateur dédié. La projection géométrique du foyer thermique sur le plan de détection est appelée foyer optique. Un petit foyer thermique détermine un petit foyer optique, qui permet d'obtenir des images plus

⁹ La divergence décrit la dispersion angulaire d'un rayon par rapport à un point central. Par exemple, la lumière d'une lampe de poche, en sortant de l'ampoule, ne se propage pas en ligne droite, mais elle s'éloigne de plus en plus de cette ligne droite imaginaire, en formant un cône de lumière.

Chapitre 6 - Radiographie

précises. Un grand foyer thermique détermine un grand foyer optique, qui permet d'utiliser plus de rayons X avec des expositions plus courtes, réduisant ainsi le flou cinétique¹⁰.

Figure 6. 7. Foyers thermiques et foyers optiques



Le faisceau utile est de forme conique et collimatée.

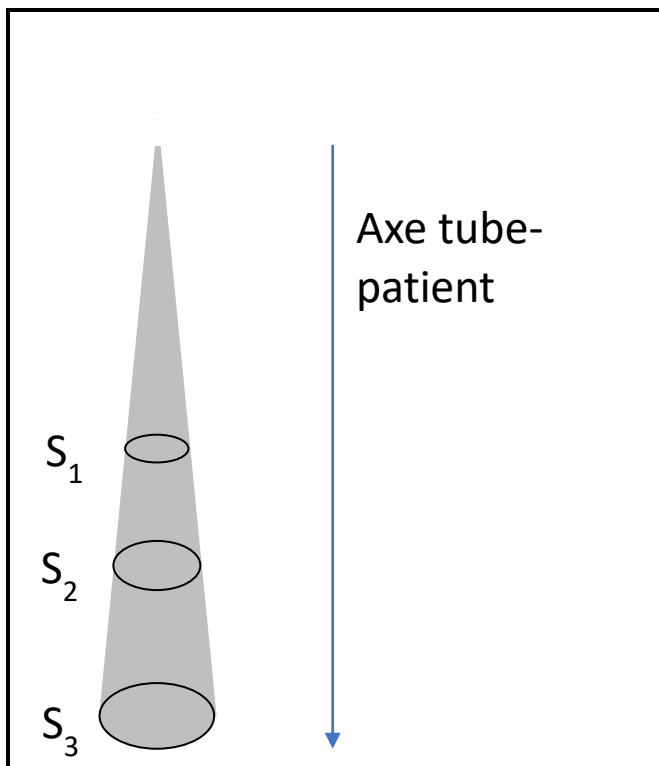
¹⁰ Le flou cinétique, ou flou de mouvement, se produit lorsque le patient ou la source de rayons X bouge pendant l'exposition.

Chapitre 6 - Radiographie

6.5.3 Caractéristiques du faisceau au regard de l'intensité

À cause de sa forme conique, l'intensité du faisceau diminue au fur et à mesure qu'on s'éloigne du tube (axe tube-patient), puisque la surface perpendiculaire au faisceau traversée par les rayons X (qui demeurent en nombre constant) augmente (voir figure 6.8). Pour faire référence à notre exemple de la pluie, c'est comme si le même nombre de gouttes de pluie tombaient sur un parapluie ayant une surface de plus en plus large. En demeurant en nombre constant, les gouttes se distribueraient de façon de plus en plus espacée, donnant ainsi une intensité décroissante. Ainsi, dans la figure 6.8, les trois surfaces, S_1 , S_2 et S_3 sont traversées par le même nombre de rayons X. À cause de la forme conique du faisceau, la surface 2 est plus grande que la surface 1 et la surface 3 est plus grande que la surface 2. Ainsi, l'intensité du faisceau¹¹ est plus grande en S_1 et plus petite en S_3 . Elle diminue dans l'axe tube-patient.

Figure 6. 8. Diminution de l'intensité du faisceau dans l'axe tube-patient



Nous pouvons énoncer le même concept d'un point de vue mathématique, selon l'équation de l'intensité :

¹¹ Ceci est vrai soit pour l'intensité des rayons X, soit pour l'intensité d'énergie rayonnante du faisceau.

Chapitre 6 - Radiographie

$$I = \frac{E}{tS}$$

Si la surface S augmente, l'intensité I diminue, puisque ces deux grandeurs sont inversement proportionnelles (lorsque E et t demeurent constants). Nous pouvons montrer que l'intensité diminue selon l'inverse du carré de la distance de la source, d . Par exemple, si vous doublez la distance par rapport à la source, l'intensité du rayonnement est divisée par quatre.

Par ailleurs, cette intensité n'est pas homogène, dans l'axe cathode-anode. En particulier, elle diminue dans l'axe cathode-anode. La figure 6.9 montre cette caractéristique, en utilisant une teinte plus sombre pour dénoter une région du faisceau où l'intensité des rayons X est plus grande et une teinte claire pour dénoter une région du faisceau où l'intensité des rayons X est plus petite. Cette caractéristique se nomme **effet talon** et son explication réside dans la forme effilée de l'anode. En effet, comme nous le voyons bien dans la partie agrandie de la figure 6.9, à cause de la forme effilée de l'anode, le parcours L que les rayons X générés à l'intérieur de la cible doivent parcourir pour sortir de l'anode est plus court à droite (côté de la cathode) – L_1 dans l'image – et plus long à gauche (côté de l'anode) – L_2 dans l'image. En traversant l'anode, les rayons X interagissent avec les électrons de ses atomes. Un plus long chemin à parcourir implique davantage d'interactions et donc une probabilité accrue d'absorption (et donc une probabilité plus faible de transmission). De ce fait, moins de rayons X arriveront à sortir de l'anode lorsque le chemin dans l'anode est plus long et plus de rayons X sortiront lorsque le chemin est plus court.

Nous pouvons illustrer le même concept d'un point de vue mathématique. Selon la loi de Beer-Lambert (voir chapitre 3), le nombre de rayons X transmis n_t est donné par l'équation suivante :

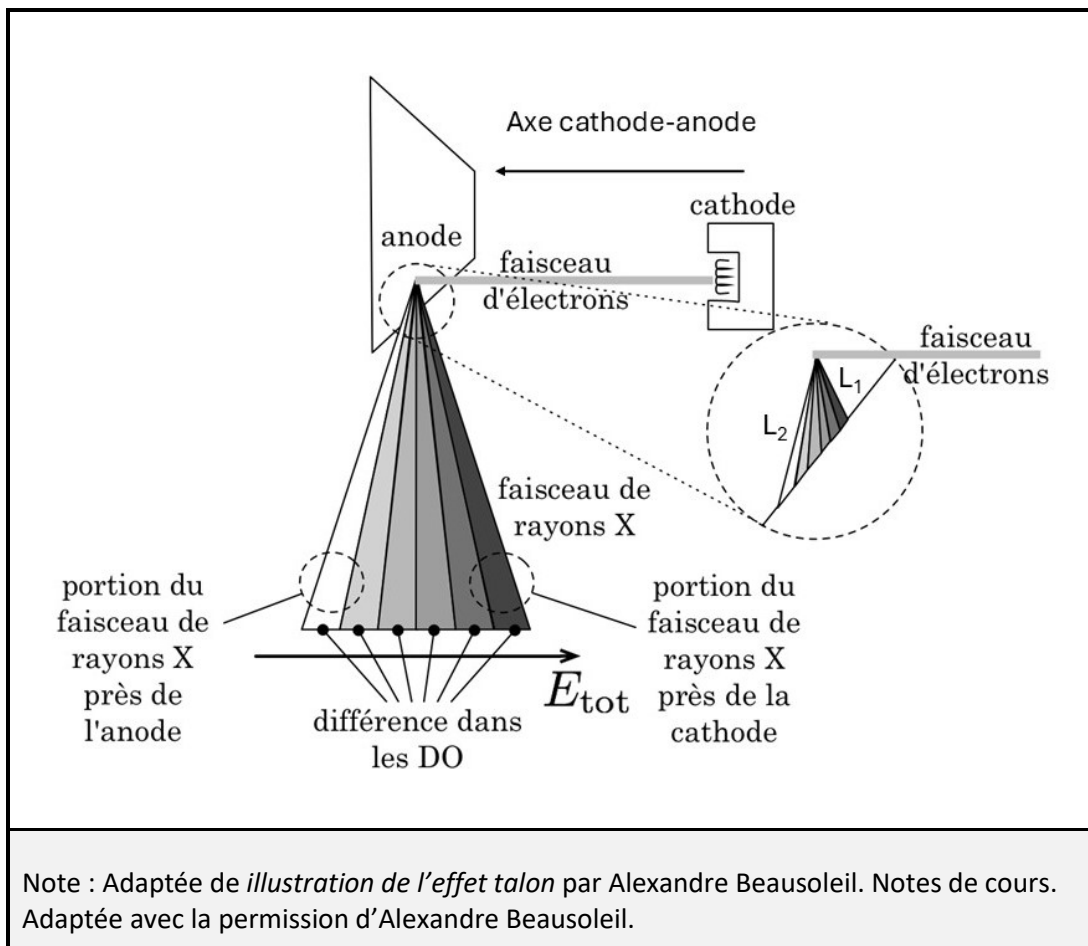
$$n_t = n_i e^{-\mu L}$$

Nous voyons alors que si L diminue à l'exposant, le nombre des photons transmis n_t augmente.

En définitive, puisque L augmente dans l'axe cathode-anode (L_2 plus grand que L_1 , voir figure 6.9), le nombre de rayons X qui sortent de l'anode diminue dans l'axe cathode-anode. Les rayons X sont donc plus nombreux du côté de la cathode par unité de surface et de temps et moins nombreux du côté de l'anode. Ainsi, l'intensité des rayons X diminue dans l'axe cathode-anode.

Chapitre 6 - Radiographie

Figure 6. 9. Diminution de l'intensité du faisceau dans l'axe cathode-anode.



L'intensité du faisceau utile est atténuée dans l'axe tube-patient et dans l'axe cathode-anode.

Chapitre 6 - Radiographie

6.5.4 Caractéristiques du faisceau et paramètres de contrôle

En résumant, nous pouvons affirmer que le faisceau qui sort du tube à rayons X possède les caractéristiques suivantes :

- Au regard de l'**énergie**, il est :
 1. polychromatique;
 2. filtré dans les faibles énergies.
- Au regard de la **forme**, il est :
 3. collimaté;
 4. conique.
- Au regard de l'**intensité**, il est :
 5. atténué dans l'axe tube-patient;
 6. atténué dans l'axe cathode-anode.

Évidemment, les paramètres de contrôle modulent ces caractéristiques. Nommons alors quels sont les paramètres de contrôle significatifs au regard de chaque élément clé du faisceau (énergie, forme et intensité).

- Au regard de l'**énergie**,
 - la tension entre cathode et anode (kV) détermine l'énergie maximale des rayons X du faisceau (et, de ce fait, la distribution en énergie de tous les rayons X), ainsi que la présence ou l'absence de rayonnement caractéristique (voir chapitre 5);
 - l'épaisseur du filtre module le durcissement du faisceau.
- Au regard de la **forme**,
 - le foyer utilisé (petit ou grand foyer, voir figure 6.7) et les volets du collimateur produisent un faisceau plus ou moins étroit.
- Au regard de l'**intensité**,
 - la quantité de charge totale Q du tube (mAs) détermine le nombre total d'électrons de bombardement produit lors de la radiographie (voir chapitre 5). Le nombre de rayons X produit est modulé par le nombre d'électrons de bombardement. L'intensité de rayons X – et donc la DO – dépend donc de mAs¹². Si nous considérons l'intensité d'énergie du faisceau, c'est la combinaison de mAs et des kV qui module

¹² Bien que les mAs soient le paramètre de choix pour affecter l'intensité de rayons X et donc la DO, il est bien de rappeler que les kV affectent également le nombre de rayons X produits, comme nous l'avons vu au chapitre 5.

Chapitre 6 - Radiographie

cette grandeur, vu que l'énergie totale dépend à la fois du nombre de rayons X et de leur énergie;

- vu que l'intensité diminue en s'éloignant du tube, la distance entre le foyer et le patient (Distance Foyer-Peau, DFP ou Source to Skin Distance, SSD en anglais) est un paramètre qui module l'intensité du faisceau incident sur les structures à analyser¹³. La distance entre le foyer et le plan de détection (Distance Foyer-Récepteur DFR ou Source-to-Image Distance, SID en anglais) module l'intensité du faisceau sur le détecteur, donc le nombre de rayons X détectés par unité de surface et, en définitive, la densité optique¹⁴;
- vu que l'intensité diminue dans l'axe cathode-anode, nous pouvons placer un filtre d'épaisseur variable (nommée filtre compensateur) pour balancer cet effet, ou encore placer la partie plus épaisse de la structure du côté de la cathode.

Dans le tableau 6.1, vous trouvez les valeurs typiques des paramètres de contrôle pour quelques structures.

Tableau 6. 1. Paramètres de contrôle typiques pour les radiographies de différentes structures¹⁵.

Structure	Foyer	DFR (cm)	kV	mAs
Orteil (Face AP)	Petit	115-122	55	2
Pied (Face AP axiale)	Petit	115-122	60	2
Jambe (Face AP)	Petit	115-122	65	4
Genou (Face AP/PA)	Petit	115-122	70	12
Pelvis (Face AP)	Grand	115-122	80	25
Poumons (Face AP)	Grand	180	125	2

¹³ Le nombre de rayons X total et leur énergie demeurent cependant les mêmes. Ainsi la dose totale ne change pas, mais la dose par unité de surface change.

¹⁴ Ce paramètre est donc important pour la qualité de l'image.

¹⁵ Valeurs provenant des notes du cours du département de radiodiagnostic, 2024. Cégep Édouard-Montpetit.

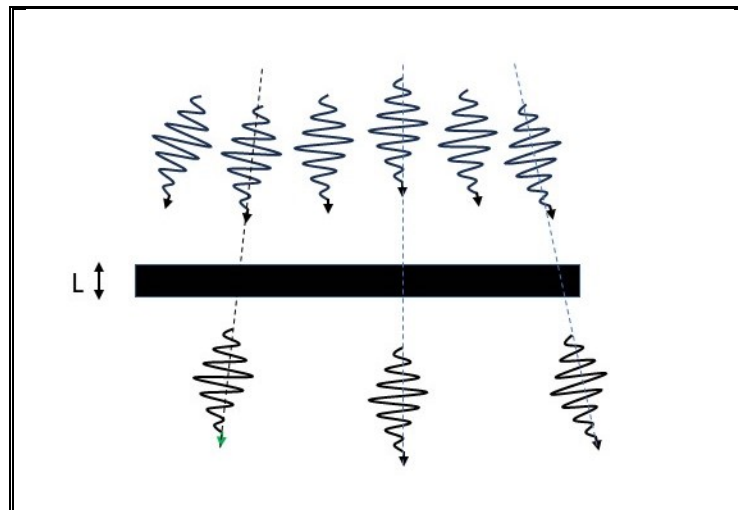
Chapitre 6 - Radiographie

6.6 Formation de l'image

6.6.1 Principes de formation de l'image

Dans la figure 6.10, un faisceau monochromatique de rayons X traverse une certaine épaisseur L d'un tissu. Évidemment, pour simplifier, nous n'avons dessiné que quelques photons. Au chapitre 3, nous avons étudié que, lorsque des rayons X (ayant tous une énergie donnée, par exemple 50 keV) interagissent avec de la matière, ils sont transmis¹⁶ seulement en partie, selon la loi de Beer-Lambert¹⁷. L'image 6.10 est essentiellement la même que celle présentée au chapitre 3 pour introduire cette loi (figure 3.8). Nous y remarquons deux seules différences : les rayons X incidents arrivent de haut au lieu d'arriver du côté gauche (nous les avons dessinés ainsi puisque le tube à rayons X est généralement placé en haut du patient). Les rayons X n'ont pas tous la même direction perpendiculaire au tissu traversé, car nous avons voulu reproduire approximativement la forme conique du faisceau.

Figure 6. 10. Transmission des rayons X traversant un tissu



¹⁶ Les rayons X transmis sont les photons qui n'ont aucune interaction avec les tissus; leur énergie et leur direction restent donc les mêmes.

¹⁷ Rappelons que cette loi permet d'estimer la fraction des rayons X, ayant une énergie bien déterminée E , transmis par un matériau ou tissu dont le coefficient d'absorption μ et l'épaisseur L sont connus. Cette loi s'écrit comme suit :

$$\frac{n_t}{n_i} = e^{-\mu L} \quad \text{ou} \quad n_t = n_i e^{-\mu L}$$

où n_t est le nombre de photons X transmis, n_i est le nombre de photons X incidents, L est l'épaisseur du matériau traversé (ici le tissu traversé) et μ est le coefficient d'atténuation linéaire.

Chapitre 6 - Radiographie

Au chapitre 3, nous avons fait quelques exemples simples d'application de la loi de Beer-Lambert en utilisant un seul matériau ou tissu d'épaisseur connu. Les coefficients d'atténuation linéaire pour quelques tissus sont reportés au tableau 3.1. Par exemple, lorsque les photons du faisceau ont tous une énergie de 50 keV, une couche de tissu adipeux de 3,59 cm permettrait la transmission de 50 % des rayons X de 50 keV. Une même épaisseur d'os permettrait, en revanche, la transmission de seulement 12,8 % des rayons X de 50 keV. Dans la réalité, le faisceau n'est pas monochromatique. Cependant, cet aspect ne change pas de manière significative l'information reçue par le biais du nombre de rayons X transmis¹⁸. La probabilité de transmission pour chaque tissu variera quelque peu selon les différentes énergies des rayons X¹⁹, mais le résultat macroscopique qui définit l'image sera le même : il y aura une différence significative entre le nombre de rayons X détectés en correspondance des tissus ayant des coefficients d'atténuation plus grands (toutes énergies confondues) et le nombre de rayons X détectés en correspondance des tissus ayant des coefficients d'atténuation plus faibles (toutes énergies confondues). Cette situation est illustrée dans la figure 6.11.

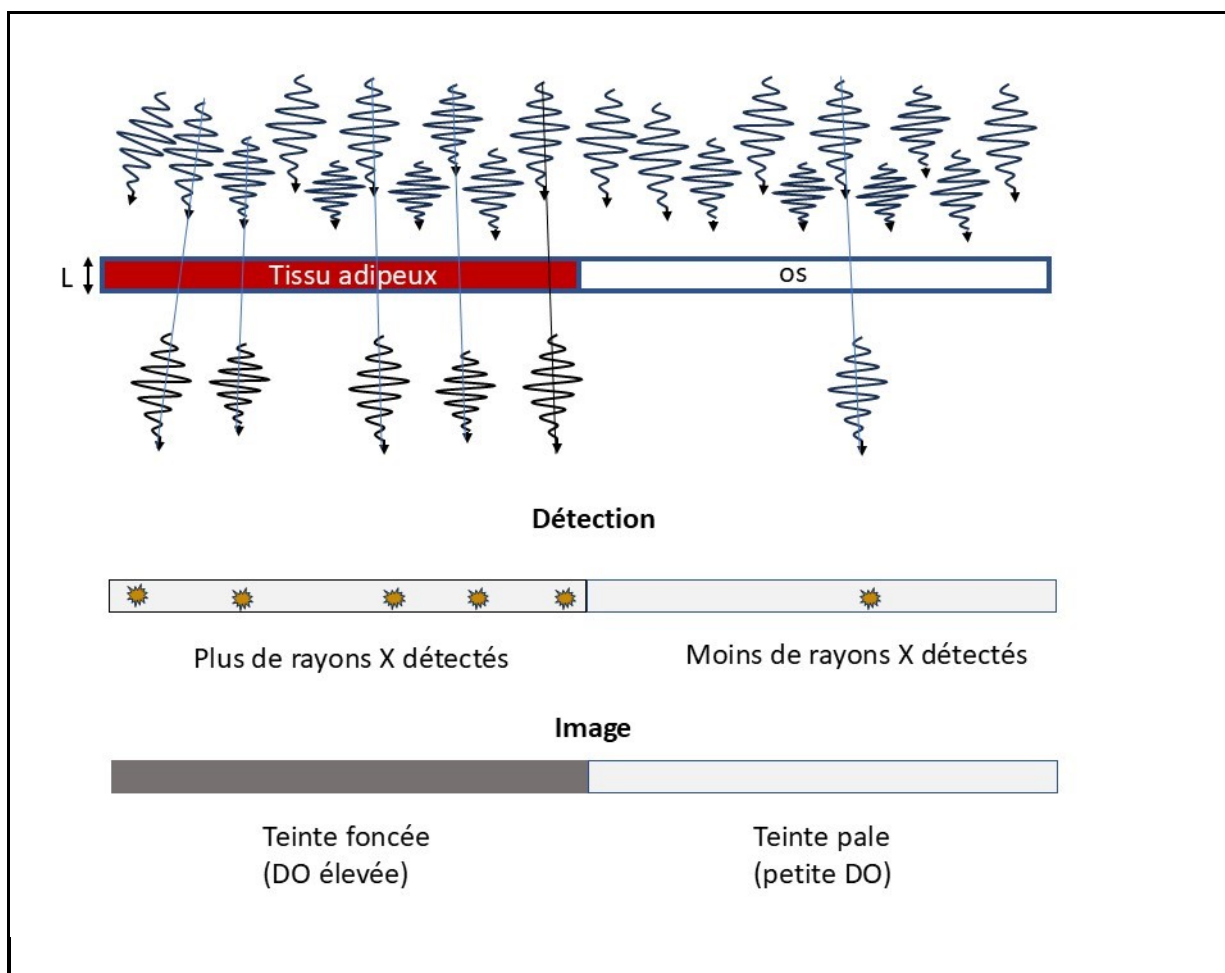
En définitive, le principe de base de formation de l'image repose sur la loi de Beer-Lambert, selon laquelle le nombre de rayons X traversant les tissus nous informe sur la nature du tissu traversé. Notamment, lorsque peu de rayons X traversent le tissu, cela signifie que ce tissu possède un coefficient d'atténuation plus élevé (par exemple, un os). En revanche, lorsque beaucoup de rayons X se rendent au détecteur, le tissu traversé possède un faible coefficient d'atténuation. En faisant référence à la figure 6.3, nous voyons que les os sont plutôt blanchâtres (ont une densité optique plus faible si comparée à celle d'autres tissus). Nous savons qu'en correspondance des os, moins de rayons X sont transmis. Pour comprendre pourquoi les régions du détecteur qui reçoivent moins de rayons X apparaissent en teintes pâles sur l'image (et celles qui en reçoivent plus en teintes foncées), il est nécessaire d'introduire des notions de détection de rayons X. Historiquement, les films radiographiques étaient utilisés à cet effet. Lors d'une radiographie directe sur un film radiographique, les rayons X incidents provoquent une réaction chimique qui noircit le film. Dans les régions du film où un plus grand nombre de rayons X est capté, la teinte est donc plus foncée (voir figure 6.11). Nous ne traiterons pas des films radiographiques dans ce manuel, car ils sont désuets. Cependant, pour la détection numérique, qui sera décrite à la section 6.6.3, le même principe s'applique : dans les régions du détecteur qui reçoivent plus de rayons X, la teinte est plus foncée (la DO est élevée) et dans les régions qui reçoivent moins de rayons X, la teinte est plus pâle (la DO est faible).

¹⁸ Cependant, l'énergie moyenne des rayons X a un effet sur la qualité de l'image, comme nous le verrons plus loin.

¹⁹ Par exemple, pour le tissu adipeux, selon les énergies des photons incidents, nous pourrions obtenir une probabilité de transmission de 45 % ou 55 %, plutôt que toujours 50 % comme pour les énergies de 50 keV.

Chapitre 6 - Radiographie

Figure 6. 11. Principes de formation de l'image.

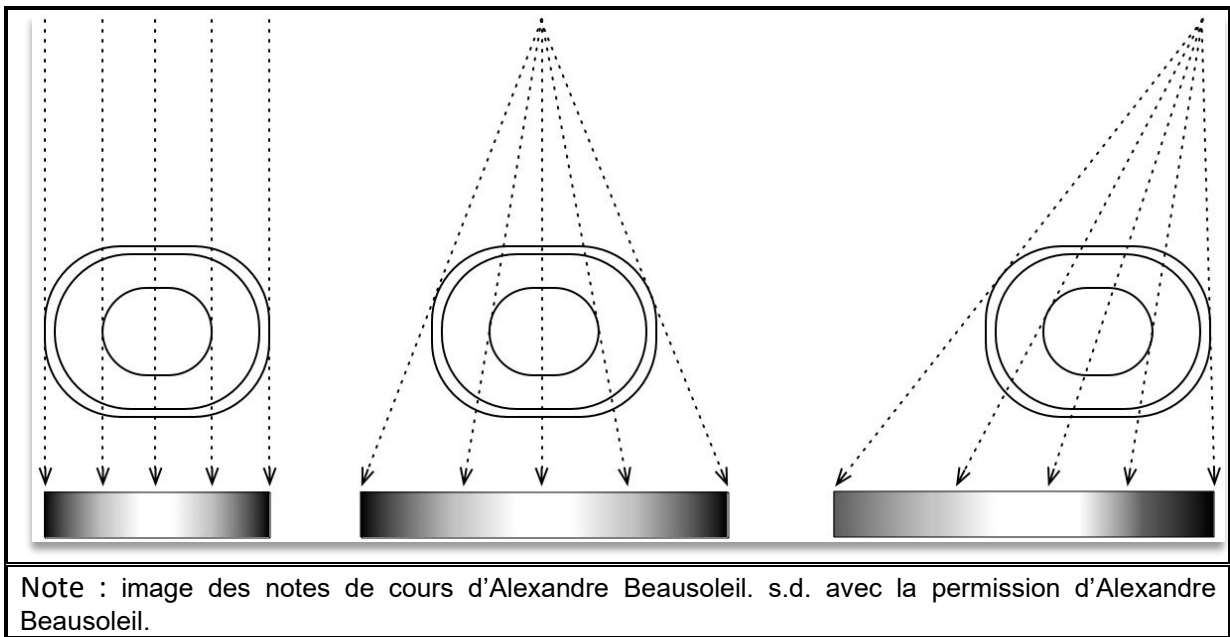




Le principe de base de formation de l'image repose sur la loi de Beer-Lambert. Lorsque le coefficient d'atténuation d'un tissu est grand (petit), peu (beaucoup) de rayons X sont transmis et la DO est faible (élevée).

Dans la figure 6.12, l'importance de bien garder les structures centrées par rapport au faisceau est illustrée. Nous effectuons la radiographie d'une structure ayant trois différents tissus. Moins de rayons X sont détectés lorsque les rayons X traversent le tissu du centre (un os); en correspondance de cette région la DO est donc plus faible sur l'image. Vous voyez trois différentes images que nous pourrions obtenir pour la même structure. L'image de gauche, qui respecte fidèlement les dimensions des structures, est celle que nous obtiendrions si les rayons X incidents étaient parallèles les uns par rapport aux autres (faisceau cylindrique). L'image radiographique est, en revanche, toujours plus grande par rapport à l'objet puisque le faisceau est de forme conique. Il est donc particulièrement important de bien garder les structures centrées par rapport au faisceau (situation du milieu dans la figure) afin que les parties périphériques de l'image ne soient pas déformées (comme dans la situation de droite).

Figure 6. 12. Formation de l'image

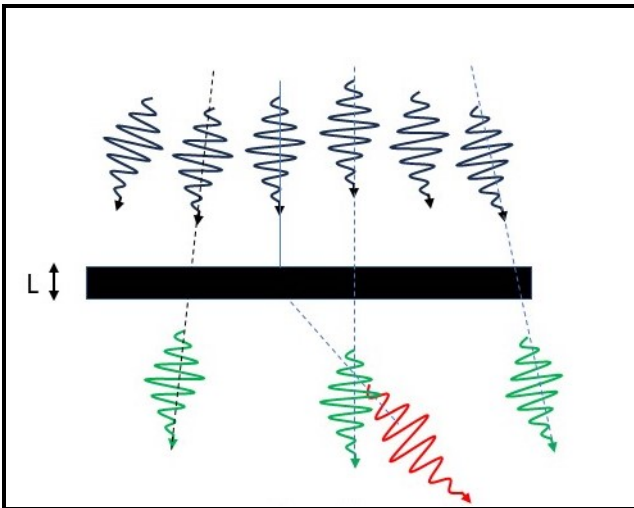


Chapitre 6 - Radiographie

6.6.2 Grille antidiffusante

Lorsque nous avons analysé en détail les phénomènes d'interaction (voir chapitre 3), nous avons vu que l'effet photoélectrique et l'effet Compton sont les deux phénomènes principaux d'interaction rayons X-matière en radiographie. Dans l'effet photoélectrique, le rayon X est absorbé complètement et il ne pourra donc jamais traverser le tissu. En revanche, lors de l'effet Compton, seulement une partie de l'énergie du photon est absorbée. On dit alors que le photon est diffusé et qu'il peut donc traverser le tissu, mais qu'il ne sera pas le même photon, c'est-à-dire que son énergie et sa direction ne seront pas les mêmes à la sortie. Cette situation est illustrée à la figure 6.13, où parmi les 6 photons incidents, 3 sont transmis et ont donc la même énergie et la même direction que les photons incidents (en vert dans la figure 6.13), alors que le premier et le cinquième photons incidents (en comptant de gauche à droite) sont absorbés complètement par effet photoélectrique. Le troisième photon est quant à lui diffusé par effet Compton (en rouge dans l'image). Le photon sort alors avec une plus petite énergie par rapport à celle qu'il avait au départ (ce qui correspond à une plus grande longueur d'onde). Nous savons que la probabilité de diffusion Compton est plus élevée à des énergies élevées (voir chapitre 3) et que l'énergie absorbée peut être très petite. Ainsi, bien que le photon sortant ait une énergie plus petite par rapport à celle de départ, il reste tout de même un photon ayant une énergie très importante.

Figure 6. 13. Rayons X diffusés par effet Compton.



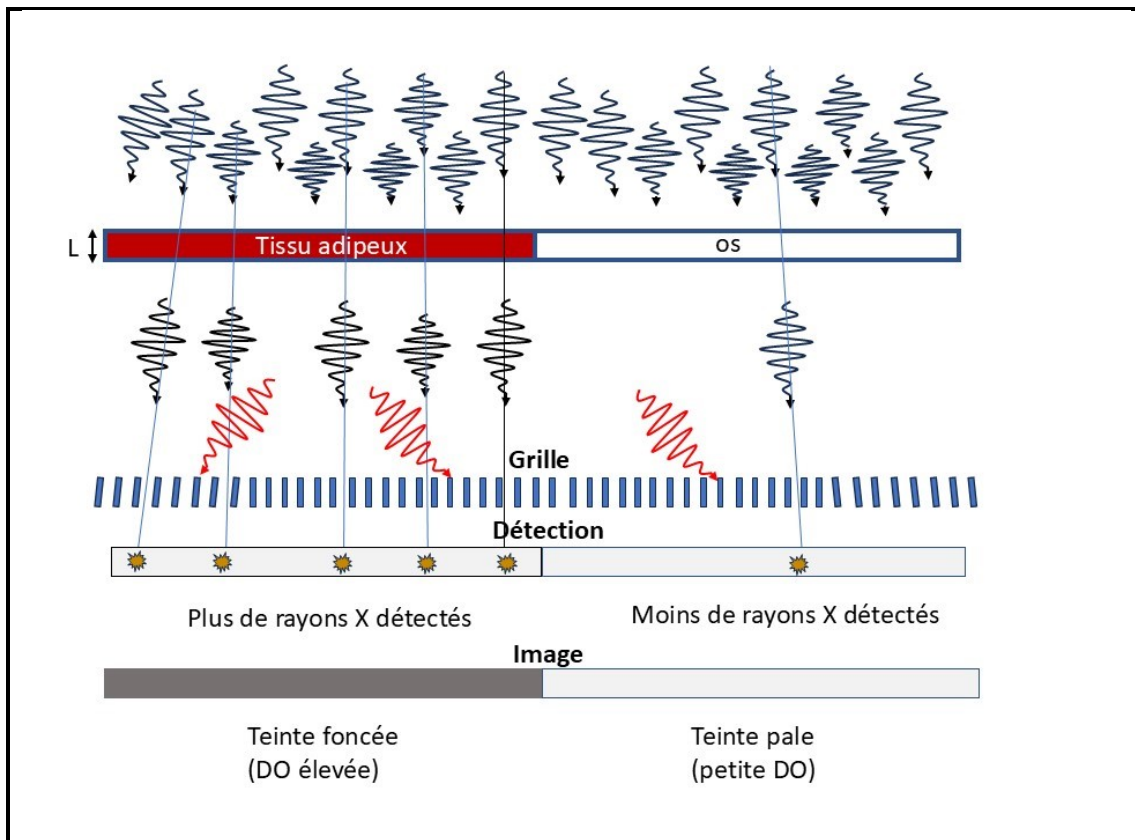
Les photons diffusés par effet Compton sont donc nuisibles en radiographie : ils ne contribuent pas à distinguer les tissus entre eux et ils nuisent à la qualité de l'image tout en augmentant inutilement la dose de radiation reçue par les patients²⁰. Afin de filtrer ces rayons X, on utilise habituellement une grille antidiffusante placée avant le détecteur. Il s'agit essentiellement d'une grille constituée de fines lames de plomb orientées selon la direction du faisceau incident.

²⁰ Sans compter que l'imprévisibilité liée à leur direction de diffusion les rend nuisibles également pour le personnel médical.

Chapitre 6 - Radiographie

Ainsi, les rayons X transmis (qui maintiennent la même direction que le faisceau incident) arrivent à passer à travers les lames. En revanche, les rayons X diffusés par effet Compton frappent les lames de plomb et sont donc absorbés par celles-ci (le plomb a une probabilité d'absorption extrêmement élevée, voir chapitre 3). En cliquant sur [ce lien](#)²¹ vous pouvez visionner l'extraction d'une grille antidiffusante d'un bucky mural du Cégep Édouard-Montpetit.

Figure 6. 14. Rôle de la grille antidiffusante



	Le rôle de la grille antidiffusante est de bloquer les rayons X diffusés par effet Compton.
	La grille antidiffusante n'est pas un moyen de réduire la dose de radiation pour le patient, puisqu'elle est placée entre le patient et le récepteur.

²¹ Adresse de la vidéo : <https://zenodo.org/records/14782585/files/grille.mp4?download=1>. Lien DOI vers la ressource complète : <https://doi.org/10.5281/zenodo.14782585>

Chapitre 6 - Radiographie

6.6.3 Détection des rayons X

Une fois qu'une partie des rayons X arrive à traverser complètement les tissus du patient (faisceau transmis), il faudra les détecter afin de créer une image. Dans les appareils modernes, des capteurs numériques ou des plaques phosphorescentes sont normalement utilisés pour la détection des rayons X.



Dans les appareils modernes, des capteurs numériques ou des plaques phosphorescentes sont normalement utilisés pour la détection des rayons X.

Lorsque nous utilisons les capteurs numériques, la détection des rayons X peut être directe ou indirecte.

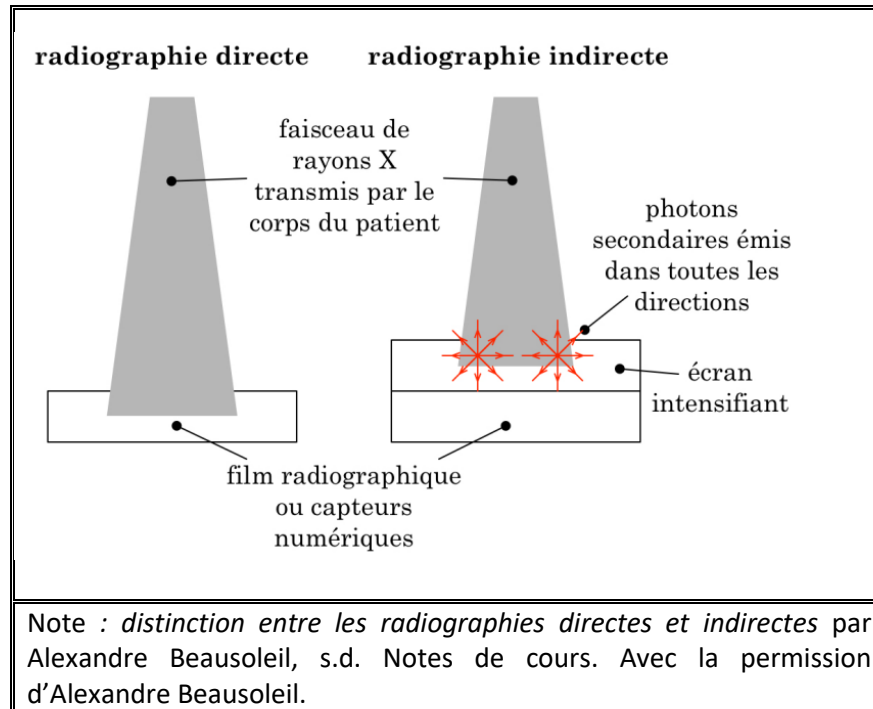
Dans la détection directe, ce sont les rayons X eux-mêmes qui interagissent avec les capteurs numériques. Il s'agit, encore une fois, d'une interaction rayonnement-matière (voir chapitre 3), où le rayonnement est constitué de rayons X et la matière cible est le matériau constituant le capteur, généralement un semi-conducteur (notamment du silicium amorphe – a-Si, ou du sélénium amorphe – a-Se). Pendant cette interaction, des électrons des atomes du capteur sont émis, principalement par effet photoélectrique (voir chapitre 3). Puisque les détecteurs possèdent des électrodes de différentes polarités, ces électrons émis iront tous vers l'électrode chargée positivement (comme les fourmis attirées par la miette de pain du chapitre 4). Ce mouvement génère un petit courant électrique qui est ensuite amplifié pour devenir un signal électrique. Dans les régions où davantage de rayons X frappent le détecteur, il y aura plus d'interactions, donc plus d'électrons émis et, par conséquent, un courant plus élevé. À l'inverse, dans les régions où moins de rayons X frappent le détecteur, il y aura moins d'interactions, donc moins d'électrons émis et un courant plus faible. Les différents niveaux d'intensité de courant électrique sont associés à différents niveaux de gris. Plus de rayons X signifie plus de courant et une teinte plus foncée; moins de rayons X signifie moins de courant et une teinte plus claire. Ainsi, pendant le traitement numérique, chaque point de détection, caractérisé par une valeur de courant, correspond à un pixel de l'image ayant un niveau de gris associé à ce courant.

Dans la radiographie dite indirecte, les rayons X transmis par le corps du patient atteignent un écran intensifiant dont la fonction est de convertir chaque rayon X en un grand nombre de rayons visibles dits secondaires. Ce sont ces derniers qui créent un courant électrique lorsqu'ils interagissent avec les capteurs numériques. L'énergie des rayons X est donc convertie en énergie des photons secondaires qui est finalement convertie en énergie électrique (par ionisation des électrons des capteurs). L'avantage des radiographies indirectes par rapport aux radiographies directes est que chaque rayon X est plus facile à détecter puisqu'il engendre la production de plusieurs milliers de photons secondaires. Il est donc possible de réduire la quantité de rayons X incidents, ce qui diminue la dose de radiation reçue par le patient.

Chapitre 6 - Radiographie

La distinction entre les radiographies directe et indirecte est résumée sur la figure suivante.

Figure 6. 15. Radiographies directe et indirecte.



Le détecteur à plaques phosphorescentes est constitué d'une plaque recouverte de matériaux phosphorescents. Lors de l'interaction entre les rayons X et ces matériaux, des électrons sont éjectés, principalement par effet photoélectrique (voir chapitre 3). Les électrons émis peuvent se déplacer à travers le réseau cristallin du matériau et être capturés par des défauts cristallins ou des impuretés. Ces endroits où les électrons sont retenus se nomment *centres de piégeage*. L'énergie cinétique des électrons qui sont empêchés dans leur mouvement par les centres de piégeage est donc temporairement stockée sous forme d'énergie potentielle. La plaque est ensuite scannée par un appareil qui se sert d'un laser pour libérer les électrons des centres de piégeage. Les électrons retournent ainsi dans leur état initial d'équilibre dans les atomes en libérant l'énergie emmagasinée sous forme de lumière visible. Les régions de la plaque générant plus de lumière visible sont les régions où plus d'énergie était emmagasinée et donc les régions où plus de rayons X ont frappé. Ainsi, la quantité de lumière visible peut être mise en relation avec une valeur de densité optique et l'image numérique est générée. Ce type de détection a l'avantage de s'adapter à certains équipements existants, tout en étant de bonne qualité. En revanche, il nécessite d'un numériseur spécifique et occasionne certains frais dus au coût et à la maintenance des plaques. En cliquant sur [ce lien](https://zenodo.org/records/14782585/files/detecteur-plaques.mp4?download=1)²², vous pouvez visionner une vidéo montrant

²² Adresse de la vidéo : <https://zenodo.org/records/14782585/files/detecteur-plaques.mp4?download=1>. Lien DOI vers la ressource complète : <https://doi.org/10.5281/zenodo.14782585>

Chapitre 6 - Radiographie

un détecteur à plaques phosphorescentes dans l'appareillage de radiographie du Cégep Édouard-Montpetit.

6.6.4 Qualité de l'image

Une bonne image doit être claire et nette. En outre, elle doit posséder une résolution spatiale et un contraste adéquat pour avoir une image diagnostique.

Pour qu'une image soit suffisamment claire et nette, plusieurs conditions doivent être remplies. Dans cette section, nous prendrons en considération quelques paramètres, sans être exhaustifs. Premièrement, il est essentiel que l'image ne soit pas trop sombre ni trop claire dans son ensemble : il faudra donc que les densités optiques soient bien comprises entre les valeurs qu'un œil humain peut distinguer (entre 0,3 et 3,0, voir section 6.4). Pour ce faire, les mAs et les kV doivent être soigneusement choisis, car le nombre de rayons X transmis (et donc la DO) dépend du nombre de rayons X incidents²³. La netteté fait référence à l'absence de flou dans l'image. Le flou peut être cinétique ou géométrique. Nous ne traiterons pas en détail le flou géométrique dans ce manuel (vous avez eu l'occasion de l'approfondir dans le cadre d'autres cours). Ici, il suffit de rappeler que ce flou existe parce que la source est étendue et que le faisceau est conique. Il ne pourra donc pas être éliminé complètement. Cependant, il peut être modulé par certains facteurs, tels que la taille du foyer et les distances source-peau et source-image.

La résolution spatiale indique la plus petite distance entre deux points voisins (pixels) qu'on arrive à distinguer l'un de l'autre²⁴ ou encore le nombre de points (pixels) d'une image pour une distance donnée²⁵. Ce paramètre est donc influencé par la taille du foyer utilisé et aussi par la taille des pixels du détecteur. Ainsi, lorsque nous voulons une meilleure résolution, il faut utiliser le petit foyer (voir tableau 6.1).

Afin de bien distinguer deux structures dans l'image, il est nécessaire que ces dernières soient suffisamment contrastées, c'est-à-dire que l'œil humain puisse distinguer clairement les densités optiques associées aux pixels contigus faisant partie de deux structures dans l'image. Numériquement, ceci équivaut à avoir une différence d'au moins 0,1 ou 0,2 unité dans la densité optique de deux structures. Contrairement à la radiographie sur film, la radiographie numérique permet de moduler les densités optiques²⁶ après que la radiographie a été effectuée, ce qui permet d'améliorer le contraste. Cependant, il existe certaines situations où ajuster uniquement les paramètres numériques après la capture de l'image ne suffit pas pour

²³ Pour une même structure à l'analyse, les densités optiques dans leur ensemble seront plus élevées si les mAs sont plus élevés. Des valeurs plus élevées de mAs améliorent par ailleurs le ratio signal-bruit.

²⁴ Avec cette définition, la résolution s'exprime en mètres, ou en sous-multiples du mètre.

²⁵ Avec cette définition, la résolution est généralement mesurée en pixels par pouces (PPP ou DPI pour *dots per inch* en anglais).

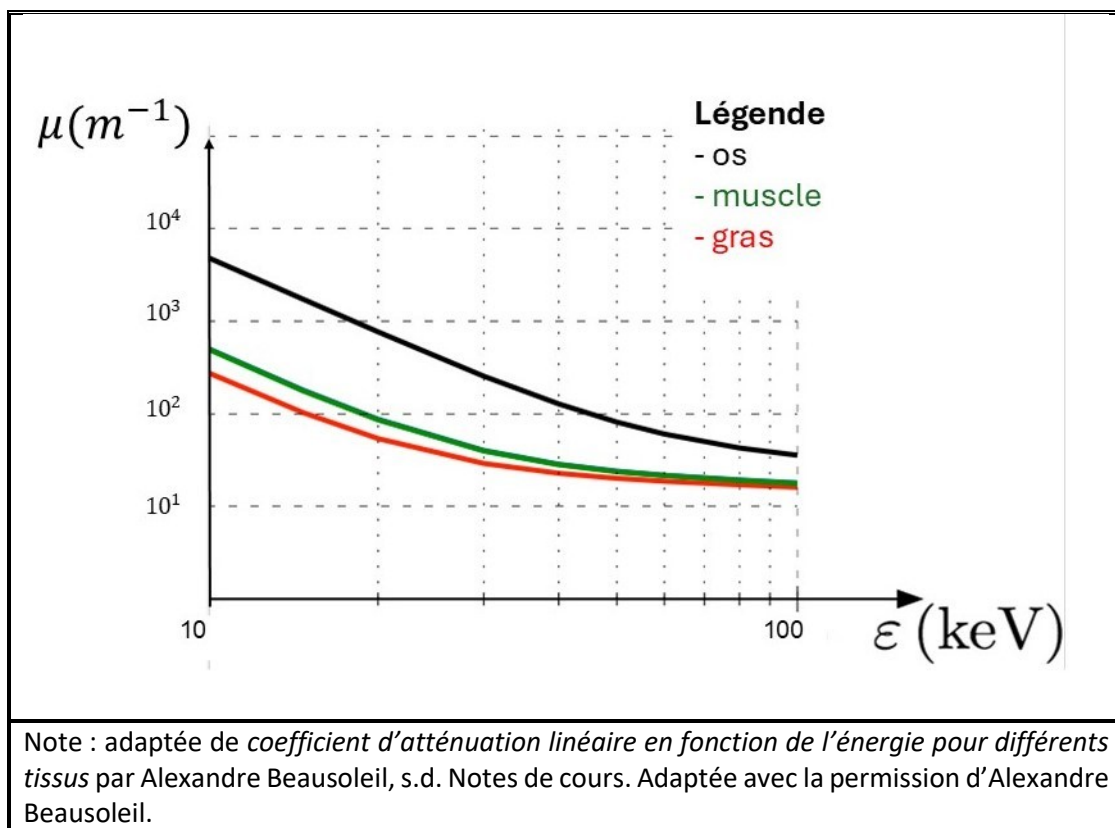
²⁶ De nombreuses techniques existent pour effectuer cette modulation, dont l'étude détaillée dépasse le cadre de ce manuel. De manière générale, nous pouvons dire que cette modulation agit sur la relation entre le nombre de rayons X transmis et la valeur de densité optique qui y est associée.

Chapitre 6 - Radiographie

obtenir un contraste optimal. Dans ces cas, il faut alors améliorer le contraste intrinsèque, c'est-à-dire qu'il faut agir sur la différence entre les probabilités de transmission de deux structures que nous voulons distinguer (voir figure 6.11). En effet, plus la différence entre le nombre de rayons X transmis pour chaque structure est grande, plus les densités optiques de ces deux structures seront différentes et, donc, plus le contraste sera meilleur.

La figure 6.16 montre la dépendance du coefficient d'atténuation linéaire de l'énergie pour différents tissus. On remarque que la différence entre les courbes est plus grande à faible énergie. Une plus grande différence dans le coefficient d'absorption donne lieu à une plus grande différence dans les probabilités de transmission des différents tissus. Cela se traduit donc par un meilleur contraste. En d'autres termes, l'os apparaîtra plus pâle que le gras à 10 keV qu'à 100 keV puisqu'à 10 keV, la différence entre le coefficient d'atténuation de l'os et le coefficient d'atténuation du gras est plus grande. Donc, pour les mêmes structures à analyser, le contraste s'améliore lorsque l'énergie des rayons X diminue. Or nous savons que le paramètre de contrôle du tube ayant un effet direct sur l'énergie des rayons X émis est la tension entre cathode et anode (kV). Ainsi, en baissant le kV, il est possible d'améliorer le contraste.

Figure 6. 16. Coefficient d'atténuation linéaire en fonction de l'énergie pour différents tissus.



Chapitre 6 - Radiographie

Résumé

Le sixième chapitre se penche sur la radiographie, notamment en précisant les phénomènes qui ont lieu du moment où le faisceau utile sort du tube au moment où l'image est produite. Après une courte description de l'appareillage, l'intensité du faisceau et la densité optique ont été introduites. L'explication de ces grandeurs physiques a permis d'analyser en détail les caractéristiques du faisceau et leurs relations avec les paramètres de contrôle. Ensuite, les principes de formation de l'image - dès l'interaction des rayons X avec les tissus à l'étude jusqu'à leur détection - ont été décortiqués. Les principaux paramètres affectant la qualité de l'image ont également été nommés.

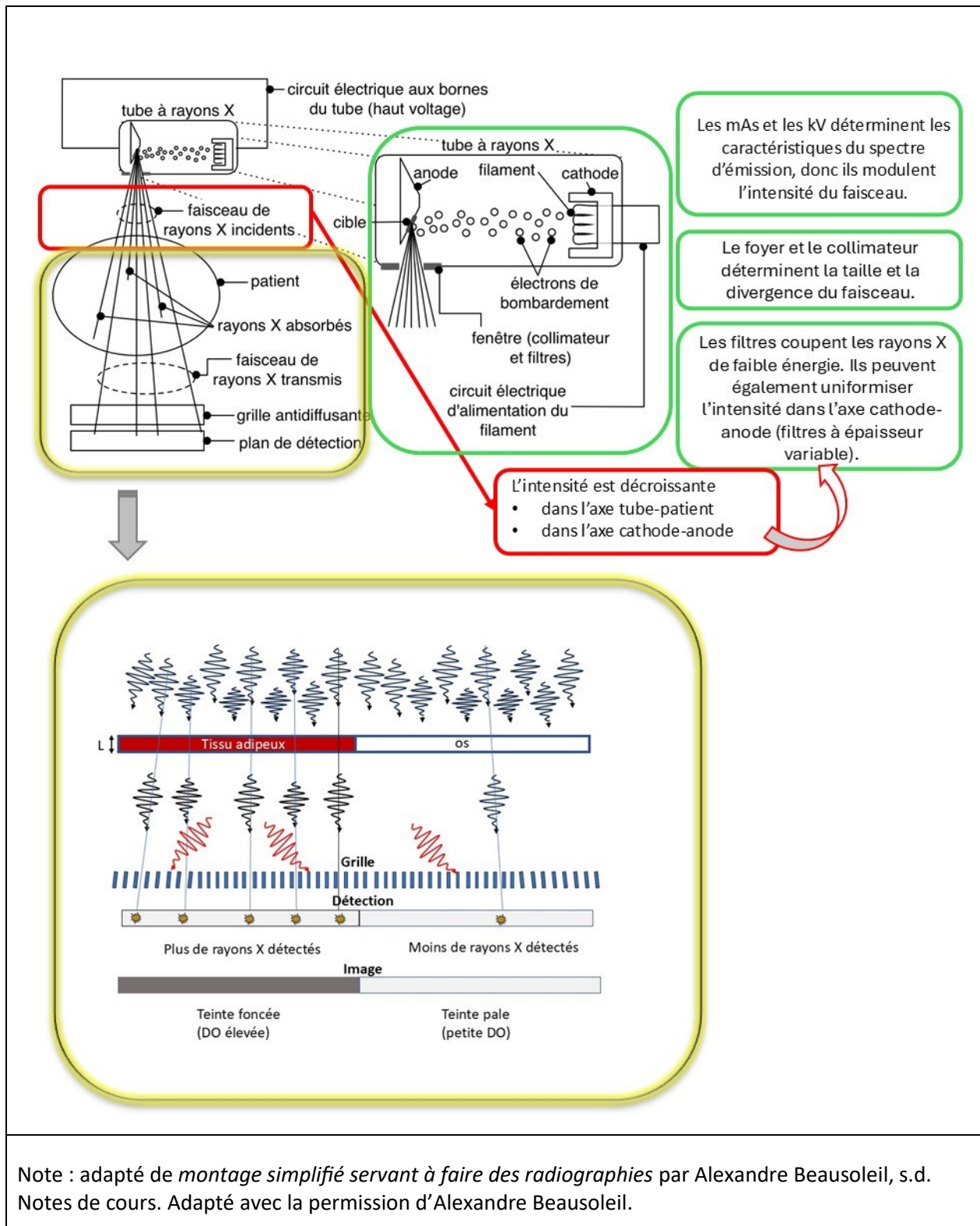
Voici un court résumé pour chacune de ces sections :

- **6.2.** L'appareillage typique pour une radiographie est composé du tube à rayons X qui peut être déplacé à l'aide d'un bras articulé et qui est alimenté par un générateur ; d'un collimateur qui contrôle la divergence du faisceau ; d'une table de radiographie où se positionne le patient ; d'une grille antidiffusante pour filtrer le rayonnement Compton ; d'un détecteur d'image et d'une console de commande avec le système informatique.
- **6.3.** L'intensité de rayons X indique le nombre de rayons X traversant une surface de 1 m^2 perpendiculaire au faisceau chaque seconde. L'intensité d'énergie rayonnante du faisceau, ou simplement l'intensité du faisceau, indique l'énergie qui traverse une surface de 1 m^2 perpendiculaire au faisceau chaque seconde.
- **6.4.** La densité optique (DO) fait référence au noircissement d'un pixel de l'image. Une faible densité optique est associée à la couleur blanche, alors qu'une haute densité optique est associée à la couleur noire. Les DO qu'un œil humain peut distinguer se situent typiquement entre 0,3 et 3,0. En dessous de 0,3, nous disons que la région d'une radiographie a été sous-exposée. Au-dessus de 3,0, nous disons que la région d'une radiographie a été surexposée.
- **6.5.** Le faisceau qui sort du tube à rayons X est conique, collimaté polychromatique et filtré dans les faibles énergies. Son intensité n'est pas uniforme : elle est décroissante dans l'axe tube-patient, ainsi que dans l'axe cathode-anode. Les mAs ont une influence sur l'intensité du faisceau tandis que les kV ont principalement une influence sur les énergies du faisceau. La distance source-peau et la distance source-récepteur ont également un effet sur les intensités (sur les structures à analyser et sur le détecteur respectivement). Les filtres sont utilisés pour se débarrasser des rayons X à faibles énergies, mais les filtres compensateurs servent également à uniformiser l'intensité dans l'axe cathode-anode.

- **6.6.** Le principe de base de formation de l'image repose sur la loi de Beer-Lambert et donc sur le fait que le nombre de rayons X qui traverse les tissus nous informe sur la nature du tissu traversé. En correspondance des régions où un plus grand (petit) nombre de rayons X est capté, la densité optique est plus élevée (faible). Dans les appareils modernes, des capteurs numériques ou des plaques phosphorescentes sont normalement utilisés pour la détection des rayons X. Une grille antidiffusante est normalement placée entre le patient et le détecteur afin d'éliminer la diffusion Compton. Une image diagnostique doit être claire et nette. En outre, elle doit posséder une résolution spatiale adéquate et un contraste suffisant pour distinguer les détails à l'étude. Les mAs et le KV doivent être opportunément choisis afin d'avoir des densités optiques adéquates et un contraste optimal. Le choix du petit ou du grand foyer dépend de la résolution voulue. Les distances foyer-récepteur (DFR) et foyer-peau (DFP) jouent également un rôle important dans la qualité de l'image.

Chapitre 6 - Radiographie

Figure 6. 17. Carte conceptuelle du chapitre 6.



Chapitre 6 - Radiographie

Mise en situation

Vous faites une radiographie au poignet. Vous utilisez le petit foyer. Vous positionnez le poignet du patient à une distance foyer récepteur de 1,20 m. La tension aux bornes du tube est de 53 kV et la charge totale qui circule dans le tube pendant la radiographie est de 2,5 mAs. Vous choisissez une durée de 100 ms pour la radiographie.

- Calculez le nombre d'électrons de bombardement produits lors de cette radiographie.
- Quelle est l'énergie totale des électrons de bombardement à l'anode ? Donnez une estimation approximative.
- Quelle est l'énergie maximale des rayons X produits lors de cette radiographie ?
- Que vaut le courant du tube lors de cette radiographie ?
- Si nous augmentons la différence de potentiel aux bornes du tube à rayons X (kV) (par exemple, nous utilisons 60 kV au lieu de 53 kV),
 - a. l'énergie moyenne des rayons X générés :
 - augmente
 - diminue
 - reste inchangée
 - b. l'effet Compton :
 - augmente
 - diminue
 - reste inchangé
 - c. le contraste :
 - augmente
 - diminue
 - reste inchangé

Chapitre 6 - Radiographie

- Si nous augmentons la charge totale qui circule dans le tube (mAs), par exemple si nous utilisons 3 mA au lieu de 2,5 mAs, la densité optique (DO) en correspondance de chaque région de l'image radiographique :

augmente
diminue
reste inchangée

- Si nous utilisons le gros foyer au lieu du petit foyer, la résolution :

augmente
diminue
reste inchangée

- Si nous augmentons la distance foyer-peau, l'intensité du faisceau lorsqu'il frappe le patient :

augmente
diminue
reste inchangée

Chapitre 6 - Radiographie

Mise en situation — corrigé

Vous faites une radiographie au poignet. Vous utilisez le petit foyer. Vous positionnez le poignet du patient à une distance foyer récepteur de 1,20 m. La tension aux bornes du tube est de 53 kV et la charge totale qui circule dans le tube pendant la radiographie est de 2,5 mAs. Vous choisissez une durée de 100 ms pour la radiographie.

- Calculez le nombre d'électrons de bombardement produits lors de cette radiographie.

Il faut diviser la charge totale exprimée en C par la charge de chaque électron. On obtient $1,56 \times 10^{16}$ électrons de bombardement.

- Quelle est l'énergie totale des électrons de bombardement à l'anode ? Donnez une estimation approximative.

53 kV signifie une énergie cinétique de 53 keV pour chaque électron de bombardement tout juste avant de frapper l'anode. En multipliant cette énergie par le nombre d'électrons, on obtient une énergie totale de 132 J.

- Quelle est l'énergie maximale des rayons X produits lors de cette radiographie ?

53 keV

- Que vaut le courant du tube lors de cette radiographie ?

Il faut diviser les mAs par la durée de la radiographie. On obtient ainsi 25 mA comme courant du tube.

- Si nous augmentons la différence de potentiel aux bornes du tube à rayons X (kV) (par exemple, nous utilisons 60 kV au lieu de 53 kV),

a. l'énergie moyenne des rayons X générés :

augmente
diminue
reste inchangée

b. l'effet Compton :

augmente
diminue
reste inchangé

Chapitre 6 - Radiographie

c. le contraste :

augmente
diminue
reste inchangé

- Si nous augmentons la charge totale qui circule dans le tube (mAs), par exemple si nous utilisons 3 mA au lieu de 2,5 mAs, la densité optique (DO) en correspondance de chaque région de l'image radiographique :

augmente
diminue
reste inchangée

- Si nous utilisons le gros foyer au lieu du petit foyer, la résolution :

augmente
diminue
reste inchangée

- Si nous augmentons la distance foyer-peau (DFP), l'intensité du faisceau lorsqu'il frappe le patient :

augmente
diminue
reste inchangée

Références (à revoir)

Als-Nielsen, J., & McMorrow, D. (2011). *Elements of Modern X-ray Physics*. Wiley.

Beausoleil Alexandre, s.d. Notes du cours « phénomènes physiques en imagerie médicale » pour le programme des technologies de radiodiagnostic. Cégep Édouard-Montpetit.

Buschong, S.C. (2013). *Radiologic Science for technologists* 10^e éd. Saint-Louis, MO : Mosby Elsevier

Département de radiodiagnostic (2024). *Tableau synthèse des paramètres techniques*. Cégep Édouard-Montpetit.

Dillenseger, J.-P., & Moerschel, E. (2009). *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie : Quand la théorie éclaire la pratique*. Issy-les-Moulineaux, France : Elsevier Masson.

Fosbinder, R. et Orth, D. *Essentials of Radiologic Science*. Baltimore: Wolder Kluwer Health|Lippincott

Hendee, W. R., & Ritenour, E.R. (2002). *Medical Imaging Physics* (4e éd.). New York: Wiley-Liss.

Poul# (2020). *x-ray human wrist bone* [En ligne]. Pixahive. <https://pixahive.com/photo/x-ray-humans-wrist-bone/>

CHAPITRE 7

Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Aperçu : Le septième chapitre se penche sur les techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X : radioscopie, tomodensitométrie, mammographie et ostéodensitométrie. Pour chaque modalité, nous décrivons l'appareillage, les principes de fonctionnement et de formation de l'image en mettant l'accent sur les aspects physiques distinctifs par rapport à la radiographie.

Table des matières

Objectifs	211
Liste des figures	212
7.1 Introduction	213
7.2 Radioscopie	214
7.2.1 Appareillage	214
7.2.2 Principes de fonctionnement	215
7.3 Tomodensitométrie	218
7.3.1 Appareillage	218
7.3.2 Caractéristiques techniques	220
7.3.3 Formation de l'image	221
7.3.4 Échelle de Hounsfield	223
7.3.5 Interpolation	224
7.4 Mammographie	225
7.4.1 Appareillage et principes de fonctionnement	225
7.4.2 Principales différences entre la mammographie et la radiographie/tomodensitométrie	228
7.5 Ostéodensitométrie	230
7.5.1 Appareillage	230
7.5.2 Principes de fonctionnement	231
Résumé	233
Mise en situation	234
Mise en situation corrigé	235
Références	236

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Objectifs

- Conceptualiser le processus d'acquisition d'une image provenant d'un appareil de tomodensitométrie
- Conceptualiser le processus d'acquisition d'une image provenant d'un appareil de radioscopie
- Conceptualiser le processus d'acquisition d'une image provenant d'un appareil de mammographie
- Conceptualiser le processus d'acquisition d'une image provenant d'un appareil d'ostéodensitométrie

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Liste des figures

<i>Figure 7.1. Appareillage de radioscopie. A. Tube à rayons X ; B. tube intensificateur ; C. Collimateur ; D. moniteur.</i>	<i>214</i>
<i>Figure 7.2 Tube intensificateur</i>	<i>215</i>
<i>Figure 7.3. Appareillage de tomodensitométrie au département de radiodiagnostic du Cégep Édouard-Montpetit.</i>	<i>218</i>
<i>Figure 7.4. Rotation du tube et du système de détection lors d'une tomodensitométrie.....</i>	<i>219</i>
<i>Figure 7.5. Mouvement de rotation pour la prise de multiples radiographies en TDM.</i>	<i>221</i>
<i>Figure 7.6. Appareillage de mammographie au département de radiodiagnostic du Cégep Édouard-Montpetit.</i>	<i>225</i>
<i>Figure 7.7. Compression du sein lors d'une mammographie</i>	<i>226</i>
<i>Figure 7.8. Mammographie montrant des microcalcifications dans un carcinome canalaire in situ.</i>	<i>227</i>
<i>Figure 7.9. Appareillage d'ostéodensitométrie.</i>	<i>230</i>

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.1 Introduction

Le septième chapitre se penche sur les techniques d'imagerie médicale à rayons X utilisées dans le cadre de la profession de technologue d'imagerie médicale du domaine du radiodiagnostic.

Nous introduisons dans l'ordre : la radioscopie, la tomodensitométrie, la mammographie et l'ostéodensitométrie.

Toutes ces modalités utilisent un tube à rayons X pour générer le faisceau qui traverse les tissus d'un patient. Des différences existent entre les différentes modalités vis-à-vis de la conceptualisation de l'image. Cependant, la figure 6.1, représentant le schéma de base pour la formation de l'image en radiographie, retient une certaine validité pour toutes les techniques examinées. Pour la mammographie, le schéma est essentiellement le même. Pour la tomodensitométrie ce schéma est encore valide ; cependant, comme on verra dans la section dédiée à cette modalité, l'image tridimensionnelle qu'on obtient dérive dans l'application répétée de radiographies à différents angles et pour différentes régions des structures à analyser. Pour la radioscopie également, ce schéma retient en partie sa validité, si on précise que, dans ce cas, le tube à rayons X est généralement positionné en bas du patient. Les rayons X traversent donc les tissus du bas vers le haut ; de plus, à la sortie, les rayons X doivent être convertis en signal électronique pour générer des images en temps réel. Comme on verra plus loin, dans l'ostéodensitométrie, deux faisceaux de rayons X de différente énergie sont utilisés. Cependant, le schéma 6.1 peut encore être utilisé comme référence pour conceptualiser les phénomènes physiques de chaque faisceau qui traverse les tissus d'un patient. En revanche, un travail additionnel de conceptualisation doit être entrepris pour comprendre de quelle manière les informations recherchées, concernant la densité minérale osseuse, sont extraites.

Compte tenu des similarités existantes entre la radiographie et les autres techniques d'imagerie médicale à rayons X, dans ce chapitre, nous mettons l'accent sur les aspects physiques distinctifs de chaque technique.

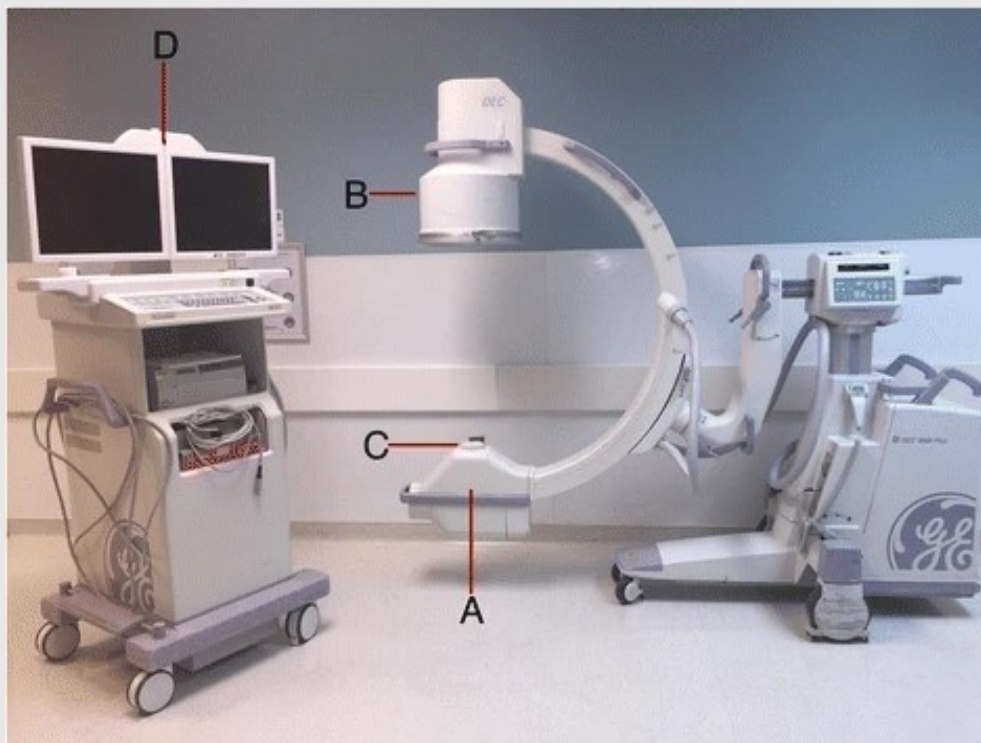
Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.2 Radioscopie

7.2.1 Appareillage

La radioscopie permet de créer un film en utilisant des radiographies continues. Ce type de film est particulièrement utile pour analyser l'écoulement du sang dans les vaisseaux sanguins ou les fonctions digestives ou encore pour suivre la trajectoire d'une aiguille dans une articulation. L'appareillage typique pour une radioscopie est illustré à la figure 7.1. On remarque que dans une radioscopie le tube à rayons X est positionné en bas du patient. Les rayons X traversent donc les tissus du bas vers le haut. Aux éléments déjà connus (le tube à rayons X avec le collimateur, alimenté par un générateur), s'ajoute un tube intensificateur qui reçoit les rayons X transmis et produit des photons visibles, suivi d'un distributeur optique qui dirige les photons visibles à divers dispositifs de réception : la caméra vidéo permet d'afficher en temps réel sur un moniteur, d'enregistrer et de visualiser sur un ordinateur. Ces composants permettent de réaliser des examens en temps réel et d'obtenir des images détaillées des structures internes du patient.

Figure 7.1. Appareillage de radioscopie. A. Tube à rayons X ; B. tube intensificateur ; C. Collimateur ; D. moniteur.



Note : *Basic c-arm unit* par Kaplan, D. J., Patel, J. N., Liporace, F. A. et al., 2016. © 2016 CC-BY-4.0.

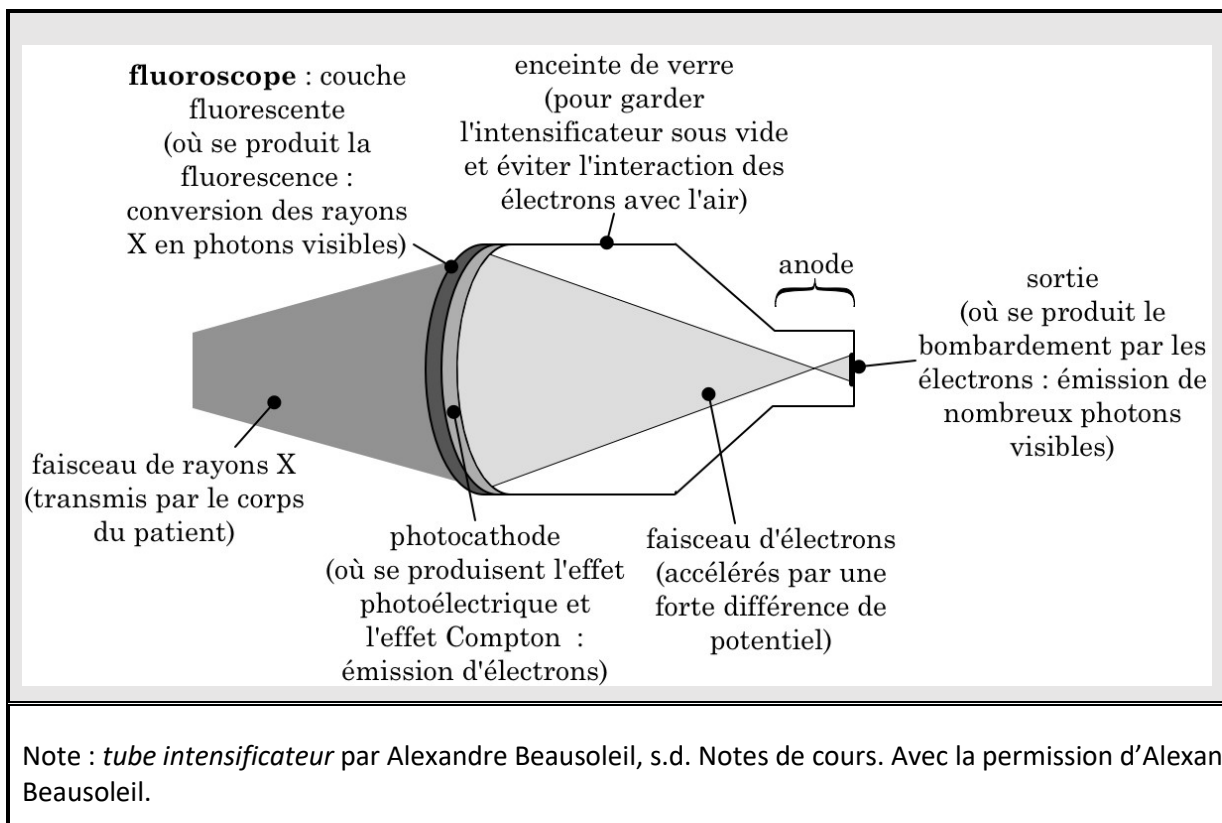
Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.2.2 Principes de fonctionnement

Comme précédemment mentionné, afin de créer des vidéos, la radioscopie nécessite des radiographies continues. Ainsi, dans le but de réduire la dose de rayons X reçue par le patient, **une radioscopie multiplie le nombre de rayons X en les transformant en un nombre beaucoup plus élevé de photons visibles**. Pour ce faire, le tube à rayons X, qui génère les rayons X, est combiné au tube intensificateur qui génère les photons visibles à partir des rayons X qui ont traversé les tissus du patient. Le mot intensificateur se réfère au fait que pour chaque rayon X reçu, on obtient à la fin du processus un nombre important de photons visibles.

Comme un tube à rayons X, un tube intensificateur est constitué d'une cathode et d'une anode, maintenues sous vide dans une enceinte de verre. Comme dans un tube à rayons X, ce sont les électrons qui sont accélérés. Les électrons accélérés, en frappant l'anode, génèrent des photons visibles (au lieu que des rayons X, comme dans le tube à rayons X).

Figure 7.2 Tube intensificateur.



Afin que le tube intensificateur puisse générer les photons visibles, il faudra donc obtenir au préalable des électrons à partir de rayons X transmis par les tissus d'un patient.

Pour ce faire, la cathode du tube intensificateur possède deux caractéristiques :

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

- Premièrement, elle est entourée d'une mince couche d'un matériau fluorescent¹, le **fluoroscope** ou **écran de fluoroscopie**, dans laquelle il y a **transformation des rayons X en photons visible**.
- Deuxièmement, la cathode est constituée d'une mince couche d'un matériau photosensible² et c'est pour cette raison qu'on la nomme plutôt **photocathode**. L'absorption d'un photon visible par la photocathode génère ainsi un électron par effet photoélectrique ou effet Compton³. **Chaque photon absorbé comporte donc la production d'un électron**.

Une fois que des électrons ont été obtenus à partir de rayons X, le tube intensificateur peut ainsi effectuer son travail d'accélération des électrons et de production des photons visibles. Puisqu'il y a une tension entre la photocathode et l'anode du tube intensificateur, tous les électrons générés à la photocathode sont accélérés vers l'anode (comme dans le tube à rayons X). Cependant, contrairement à un tube à rayon X, l'anode est conçue de manière à ne pas bloquer les électrons, mais plutôt à les laisser passer pour qu'ils puissent ainsi rejoindre un écran de sortie, recouvert d'une couche de phosphore, un matériau fluorescent qui permet ainsi la **production des photons visibles à la suite de l'absorption d'électrons à haute vitesse**.

Dans son ensemble, le tube intensificateur, en intégrant l'écran de fluoroscopie et l'écran de sortie, **permet de convertir les rayons X en lumière visible**. La multiplication significative des photons a lieu dans l'écran de sortie, car chaque électron absorbé par l'écran génère beaucoup de photons visibles (bien qu'une autre multiplication moins intense ait également lieu grâce à l'écran de fluoroscopie).

Comme nous avons vu dans la section dédiée à l'appareillage, un distributeur optique dirige les photons visibles à divers dispositifs de réception : la caméra vidéo permet d'afficher en temps réel sur un moniteur, d'enregistrer et de visualiser sur un ordinateur. Ces composants permettent de réaliser des examens en temps réel et d'obtenir des images détaillées des structures internes du patient.

Pour ce qui est de la formation de l'image, nous avons vu qu'en radiographie les régions foncées dans l'image (DO élevée) sont celles qui correspondent à des structures qui laissent passer beaucoup des rayons X et les régions claires (petite DO) sont celles qui correspondent à des structures qui bloquent davantage des rayons X. Pour la radioscopie, ce code de couleur est inversé, puisqu'il y a conversion des rayons X en photons visibles. Lorsque les structures ont laissé passer beaucoup de rayons X, un nombre important de photons visibles est généré ; l'image est donc plutôt claire en correspondance de ces structures. En revanche, lorsque les

¹ Fluorescent signifie capable d'émettre des photons visibles.

² Photosensible signifie capable d'absorber des photons visibles.

³ Nous avons vu au chapitre 3 que l'effet photoélectrique et l'effet Compton comportent l'émission d'un électron.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

structures ont bloqué une grande partie de rayons X incidents, peu de photons visibles sont générés ; l'image est donc plutôt foncée en correspondance de ces structures.

Bien que la transformation de chaque rayons X en plusieurs photons visible permette de réduire le nombre de rayons X nécessaires pour chaque radiographie, puisque l'ensemble de multiples radiographies d'une fluoroscopie est réalisé pendant un temps d'exposition beaucoup plus long qu'une radiographie standard, le problème relatif à la dose totale excessive reçue par le patient demeure. Toujours dans le but de diminuer cette dose, pour une radioscopie, on utilise des courants de l'ordre de 1 à 5 mA dans le tube (ceux utilisés en radiographie sont plutôt de quelques dizaines à quelques centaines de mA). Malgré cela, la dose totale reste plus grande, car le temps d'exposition est de plusieurs minutes, si on considère la durée totale de la radioscopie. En définitive, les mAs pour une radioscopie sont de l'ordre de quelques milliers, alors qu'en radiographie standard, les mAs sont de l'ordre des unités ou des dizaines.

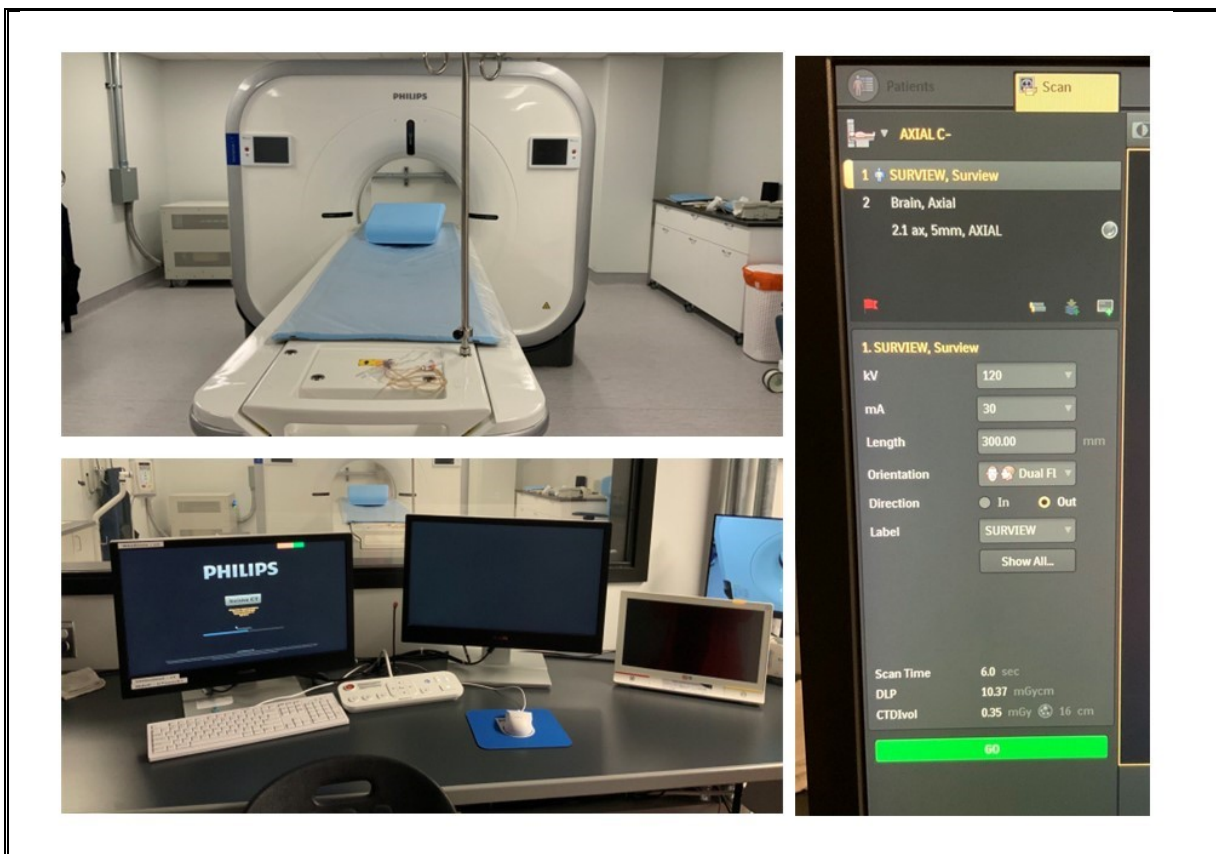
Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.3 Tomodensitométrie

7.3.1 Appareillage

Une tomodensitométrie (TDM) permet de visualiser en trois dimensions (3D) les structures qu'on souhaite examiner chez un patient. L'appareillage typique est illustré à la figure 7.3. On y retrouve l'anneau de détection autour de la cavité, où la table du patient peut se déplacer, et la console de commande.

Figure 7.3. Appareillage de tomodensitométrie au département de radiodiagnostic du Cégep Édouard-Montpetit.

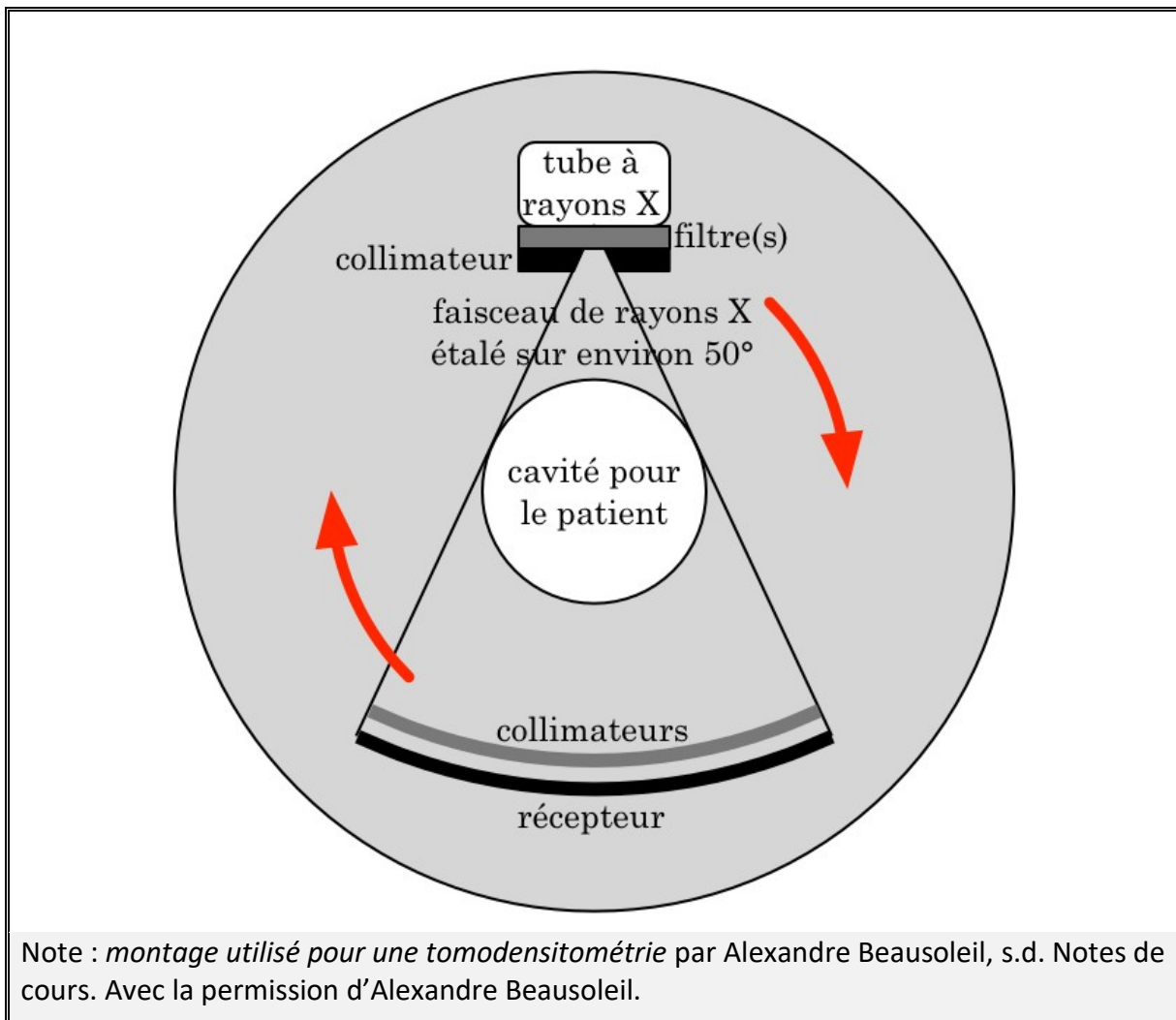


C'est dans l'anneau de détection que le tube à rayons X et le système de détection se trouvent. Dans le schéma suivant, on peut distinguer ces éléments. Afin de fournir une image tridimensionnelle, le tube et la surface de détection effectuent une rotation autour du patient immobile (les flèches rouges dans la figure 7.4 indiquent le sens de cette rotation). En outre, afin de permettre d'analyser plusieurs *tranches* ou *coupes* du patient selon l'axe tête-pieds, il est aussi nécessaire de faire progresser la table d'examen du patient dans la cavité. Dans la figure 7.4, le mouvement du patient se ferait en entrant ou en sortant de la page. Deux modes

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

sont possibles pour ce mouvement. Dans le mode d'acquisition incrémentale, c'est la personne technologue en radiodiagnostic qui doit assurer l'avancement (ou progression) du patient dans le tube, en répétant l'opération pour toute la région à examiner. Dans le mode d'acquisition spiralée, ou hélicoïdale (plus moderne) la table du patient avance à vitesse constante dans le scanneur.

Figure 7.4. Rotation du tube et du système de détection lors d'une tomодensitométrie.



Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.3.2 Caractéristiques techniques

Les énergies utilisées en tomodensitométrie sont généralement plus élevées que celles utilisées en radiographie conventionnelle. Par exemple, pour une radiographie de la cheville, l'énergie maximale des rayons X est de l'ordre de 60-65 keV. À titre indicatif, pour une tomodensitométrie de la cheville, les énergies maximales typiques peuvent aller de 100 à 140 keV. En ligne générale, les énergies maximales typiques se situent entre 100 et 140 keV (correspondant à 100-140 kV) pour une tomodensitométrie⁴. Ces niveaux d'énergie plus élevés sont nécessaires pour plusieurs raisons, notamment pour obtenir une résolution de contraste adéquate.

Le courant du tube en tomodensitométrie peut être réglé selon deux méthodes : la modulation de mA ou le mA fixe. Dans le premier cas, le courant du tube à rayons X est ajusté automatiquement en fonction de différents paramètres qui permettent d'optimiser la dose de rayonnement⁵. Dans le deuxième cas, le courant du tube reste constant pendant l'examen. Le mA fixe utilisé est autour de 350 mA à 400 mA pour tête et extrémité.

Pour réaliser des reconstructions en trois dimensions des structures internes du corps, la tomodensitométrie nécessite des temps d'acquisition plus longs que la radiographie conventionnelle. Le temps d'acquisition prolongé est possible grâce à l'anode rotative qui peut tourner sur 360 degrés⁶. Les composantes sont également plus massives que celles employées en radiographie pour permettre la dissipation de la chaleur adéquatement.

En TDM il y a une collimation primaire à la sortie du tube mais également une deuxième juste avant les détecteurs. Ceci permet de réduire la radiation diffusée qui atteint le détecteur et également d'assurer un profil de coupe plus précis, en diminuant la pénombre.

⁴ Généralement les kV sont de 120kV pour un adulte moyen. Exceptionnellement, on va augmenter à 140 KV lorsque la situation l'exige. Cependant, il faut être conscient de l'augmentation de la dose d'environ de 40% que cela produit pour le patient. Il faut donc effectuer ce changement judicieusement. Pour un adulte très mince, on pourra utiliser 100 KV. Enfin, en pédiatrie, on utilise un KV situé entre 80 et 120 KV.

⁵ Pour plus de détails, faites référence aux informations données dans le cours de tomodensitométrie.

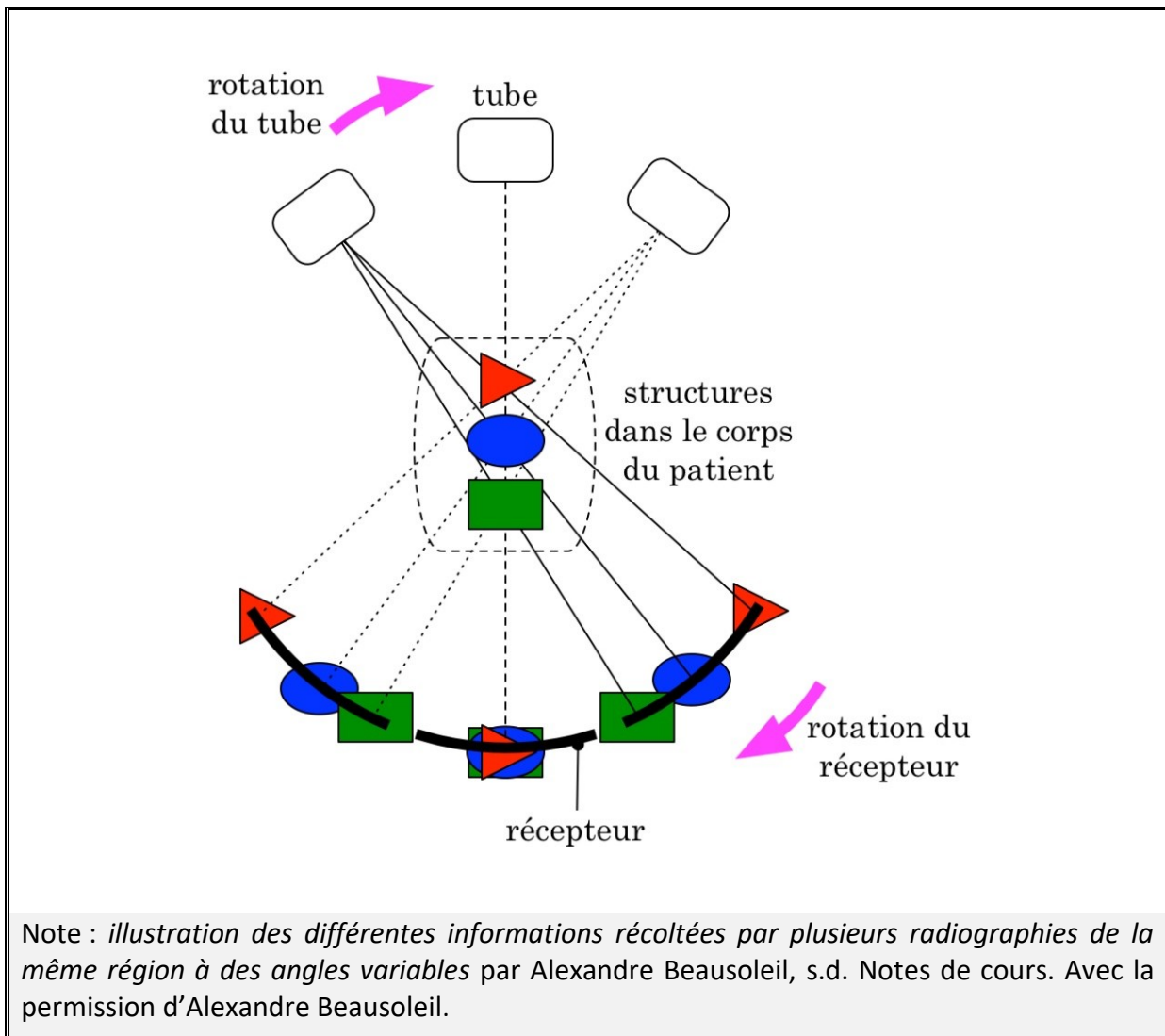
⁶ Il peut également y avoir un déplacement de la table en continu si nous travaillons en mode hélicoïdal.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.3.3 Formation de l'image

Le mouvement de rotation du tube et du récepteur autour du patient assure la prise de multiples radiographies selon différentes directions de l'axe tube/structure pour chaque tranche du patient. Pour chaque radiographie, la position de l'image sur le récepteur est déterminée par la direction de l'axe tube/structure (notamment, elle se trouve en correspondance de cet axe). La figure 7.6 montre, à titre d'exemple, trois différentes structures (le triangle, l'ovale et le rectangle) et leurs projections sur le récepteur pour différentes positions que le tube occupe pendant sa rotation.

Figure 7.5. Mouvement de rotation pour la prise de multiples radiographies en TDM.



Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Dépendamment de la position du tube, les rayons X peuvent traverser une seule ou plusieurs structures : lorsque plusieurs structures sont traversées par les mêmes rayons X, l'image correspondante sera donnée par la superposition de ces structures ; lorsqu'une seule structure est traversée par certains rayons X du faisceau on ne retrouve que l'image de cette dernière dans le plan de détection le long de la direction de propagation des rayons X en question. Il est donc possible d'identifier la position tridimensionnelle d'une structure à l'intérieur d'un patient par rapport à d'autres structures à partir des positions desdites structures détectées sur le récepteur. C'est à partir de ce principe que l'image est reconstruite pour chaque tranche, à l'aide de techniques sophistiquées de calcul prises en charge par l'ordinateur. Les images pour les différentes tranches sont ensuite combinées pour générer l'image tridimensionnelle finale.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.3.4 Échelle de Hounsfield

Dans le chapitre dédié à la radiographie, nous avons étudié que chaque niveau de gris de l'image correspond à une densité optique bien précise. En tomодensitométrie, une autre grandeur est utilisée pour quantifier la noirceur de chaque point de l'image. Cette grandeur, nommée indice de tomодensitométrie N_{CT} , contient les informations sur la différence entre le coefficient d'absorption du tissu traversé μ et le coefficient d'absorption de l'eau μ_{EAU} (qui est utilisée comme référence). En termes mathématiques, nous pouvons donc écrire :

$$N_{CT} \propto \mu - \mu_{EAU} ,$$

où le symbole $\propto$ indique que le terme de gauche est directement proportionnel au terme de droite. On remarque que pour tout tissu ayant un coefficient d'absorption plus grand que celui de l'eau, cette différence, $\mu - \mu_{EAU}$, est positive. Pour tout tissu ayant un coefficient d'absorption plus petit que celui de l'eau, cette même différence est négative. Enfin, pour tout tissu ayant un coefficient d'absorption égal à celui de l'eau, cette différence est nulle.

En termes mathématiques, on peut donc écrire :

$$\begin{aligned} \mu - \mu_{EAU} &> 0, & \text{si} & \mu > \mu_{EAU} \\ \mu - \mu_{EAU} &< 0, & \text{si} & \mu < \mu_{EAU} \\ \mu - \mu_{EAU} &= 0, & \text{si} & \mu = \mu_{EAU} \end{aligned}$$

Bien que l'indice de tomодensitométrie, N_{CT} , soit proportionnel à la différence ci-haut analysée, sa valeur numérique ne coïncide pas avec cette dernière. Il faut effectuer une *normalisation*. Mathématiquement, cela signifie simplement qu'on divise la différence par la valeur de la référence. Ainsi la différence normalisée devient:

$$\frac{\mu - \mu_{EAU}}{\mu_{EAU}}$$

Enfin, pour obtenir la valeur de l'indice de tomодensitométrie, il faut multiplier cette différence normalisée par 1000.

En définitive, l'équation à utiliser pour calculer N_{CT} est :

$$N_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_{EAU}}{\mu_{EAU}}$$

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

L'opération de normalisation effectuée nous permet de rendre les données comparables entre elles en les plaçant sur une **même échelle**. L'échelle en question en tomodynamométrie est appelée **échelle de Hounsfield**.

7.3.5 Interpolation

Lorsqu'on effectue une tomodynamométrie, on effectue un nombre fini des radiographies. Les informations sont donc collectées pour certaines tranches bien précises des structures du patient. En revanche, pour produire l'image 3-D finale, nous devons posséder les informations sur l'ensemble des structures à analyser. Comment faire alors pour combler les lacunes d'information entre les tranches acquises ? La technique d'interpolation est utilisée pour estimer la valeur des N_{CT} pour les parties manquantes en se basant sur les valeurs des N_{CT} des parties voisines.

Pour comprendre que signifie le concept d'interpolation, il suffit de se souvenir du labo virtuel que vous avez exécuté dans le chapitre 4, pour comprendre la loi d'Ohm. Dans ce labo, vous aviez reporté, dans un système cartésien, une série de points, obtenus pour 8 couples de valeurs (tension, courant). Ensuite, vous avez relié les points à l'aide d'une droite⁷. Cette opération, soit le fait de faire passer une droite à travers plusieurs points expérimentaux est une technique d'interpolation linéaire⁸. Ceci vous permet ainsi de prévoir la valeur du courant même pour une valeur de la tension que vous n'avez pas mesurée, en utilisant la loi d'Ohm. Le même concept s'applique pour la tomodynamométrie. Imaginez que vos points (tension/courant) sont plutôt des points ayant comme x la position de la tranche et comme y le niveau de gris de ce point exprimé à l'aide de l'indice de tomodynamométrie, N_{CT} . Alors, en reliant ces points à l'aide d'une droite, vous pouvez trouver la valeur de N_{CT} (et donc le niveau de gris à attribuer à l'image pour ce point) pour une région entre deux tranches pour laquelle vous n'avez pas effectivement pris de radiographie.

⁷ Les points expérimentaux ne doivent pas tous toucher à la droite pour qu'une bonne interpolation puisse avoir lieu. En effet, dans les sciences expérimentales, il y a toujours une certaine incertitude à associer à chaque mesure.

⁸ Le concept d'interpolation ne se limite pas à l'interpolation linéaire. Dans certains cas, il est nécessaire d'utiliser une courbe pour interpoler correctement nos valeurs expérimentales.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.4 Mammographie

7.4.1 Appareillage et principes de fonctionnement

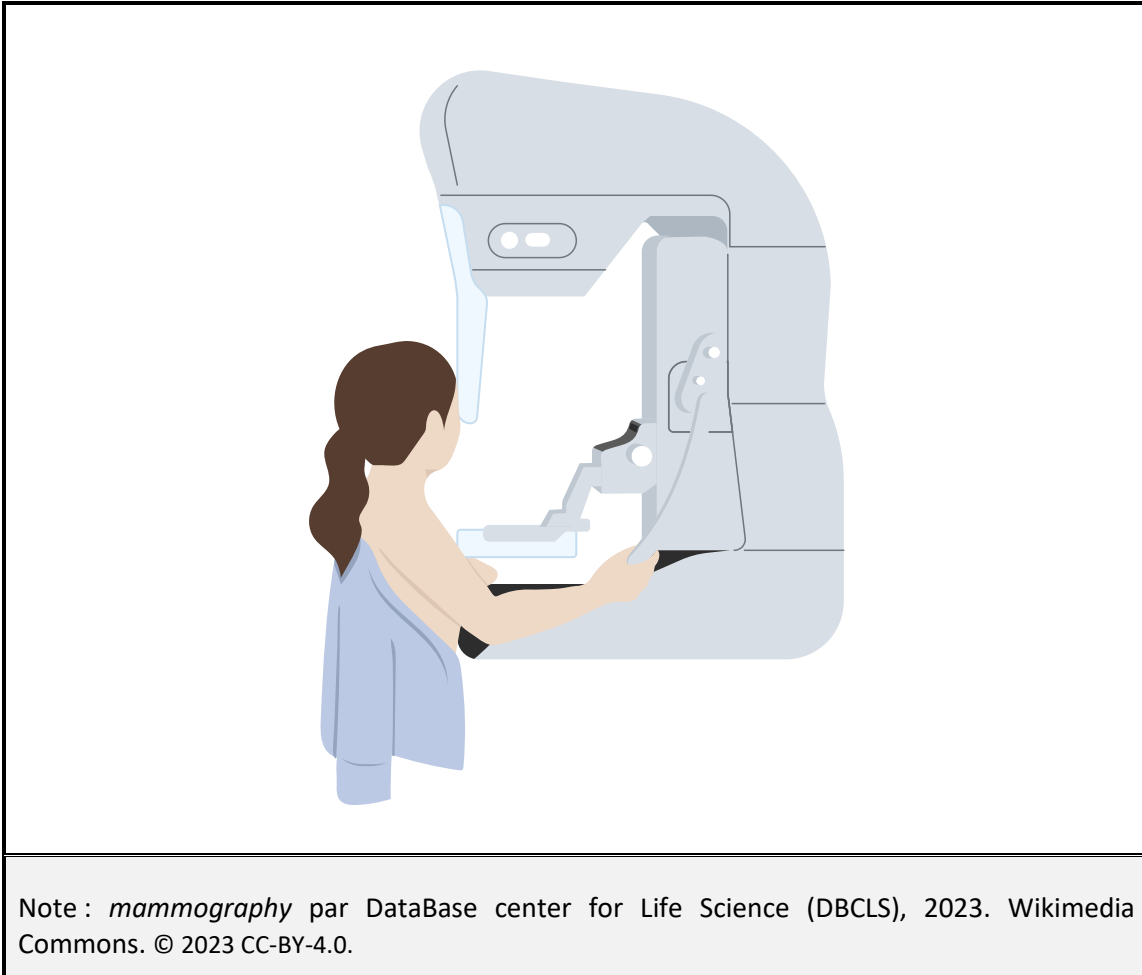
Pour effectuer une mammographie, le patient ou la patiente doit se tenir debout devant l'appareil. Une personne technologue positionne le sein sur une plaque de compression qui le comprime doucement afin de pouvoir collecter une image plus détaillée et réduire la dose de radiation nécessaire. L'appareillage montré à la figure 7.7, qui intègre à son interne tous les éléments typiques déjà vus pour la radiographie, est connecté à une console de commande utilisée pour rentrer les paramètres de contrôle ainsi que pour acquérir l'image.

Figure 7.6. Appareillage de mammographie au département de radiodiagnostic du Cégep Édouard-Montpetit.



Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Figure 7.7. Compression du sein lors d'une mammographie



Une mammographie sert à détecter des tumeurs ou des microcalcifications et peut être réalisée en 2D ou en 3D (tomosynthèse mammaire). Dans les deux cas, le principe physique de base pour la formation de l'image reste celui représenté dans la figure 6.1 : les rayons X produits par un tube à rayons X sont absorbés de manière variable par les différents tissus. En effet, les tissus tumoraux ou les microcalcifications ont une densité accrue par rapport à celle de tissus sains ; leur absorption des rayons X est donc supérieure⁹. Cette absorption différenciée est associée à différents niveaux de gris (mesurés en densité optique, tout comme en radiographie conventionnelle) ce qui produit l'image radiographique.

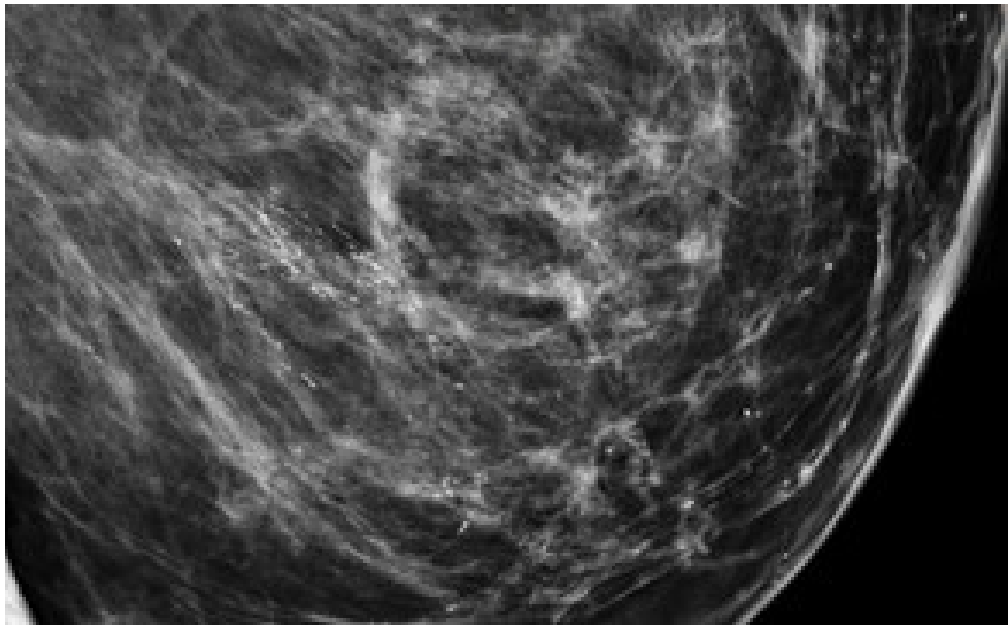
Puisque les différences dans le coefficient d'absorption entre les tissus sains et les tissus présentant des anomalies sont minimales (soit le contraste naturel entre ces tissus est faible), le contraste de l'image doit être maximisé. Ainsi, les énergies utilisées sont plus faibles par rapport

⁹ le coefficient d'absorption dépend en effet de la densité de la matière traversé, entre autres facteurs, comme vu dans le chapitre 3.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

à celles utilisées en radiographie ou en tomodensitométrie. En effet, comme on a vu au chapitre 6, le contraste augmente lorsque les énergies des rayons X diminuent puisque l'absorption différentielle entre les tissus augment (voir en particulier la figure 6.16). L'utilisation des rayons X de faible énergie en mammographie permet, par ailleurs, de diminuer la dose pour le patient.

Figure 7.8. Mammographie montrant des microcalcifications dans un carcinome canalaire in situ.



Note : *Mammogram microcalcifications in ductal carcinoma in situ, MLO* par Jmarchn, 2020.
Wikimedia Commons. © 2023 CC-BY-3.0.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.4.2 Principales différences entre la mammographie et la radiographie/tomodensitométrie

Dans un point de vue des principes physiques, il n'y a pas de différences significatives entre la mammographie 2D et la radiographie ou entre la tomodensitométrie et la mammographie 3D (tomosynthèse). Cependant, des différences techniques existent au niveau des paramètres du tube, des détecteurs employés, ainsi que dans le mouvement du tube à rayons X (cette dernière différence s'applique évidemment seulement pour la tomosynthèse). Tous les autres éléments physiques qui ont été discutés précédemment pour la radiographie et la tomodensitométrie sont valables pour ces techniques d'imagerie également.

En général, lors d'une mammographie, que ça soit en 2D ou en 3D, les rayons X possèdent une plus faible énergie (environ 25 à 30 keV) afin de maximiser le contraste entre les tissus mous du sein, tout en minimisant la dose de radiation.

Elle doit, en outre, posséder une bonne résolution et un bon contraste afin de détecter de petites anomalies comme les microcalcifications et les tumeurs dans le tissu mammaire.

Tous ces éléments demandent de prêter attention à certains détails du tube à rayons X ainsi qu'aux détecteurs employés.

➤ Pour ce qui concerne le tube :

- La cible de tungstène utilisée couramment en radiographie n'est pas utile dans ce cas, car elle ne produirait jamais des rayons X par rayonnement caractéristique¹⁰. Il est avantageux d'utiliser des cibles en alliage molybdène/rhodium qui produisent des rayons X caractéristiques d'environ 20 keV.
- L'anode en mammographie est souvent conçue pour être plus effilée, ce qui permet de produire un faisceau de rayons X plus étroit et plus focalisé, adapté aux besoins de haute résolution de l'imagerie mammaire (voir chapitre 5, figure 5.8).
- Le petit filament du tube (petit foyer) est de mise afin d'améliorer le plus possible la résolution spatiale, ce qui est crucial pour détecter de petites anomalies comme les microcalcifications et les tumeurs dans le tissu mammaire.

¹⁰ On rappelle que, pour le tungstène, il est nécessaire d'utiliser une tension supérieure à 69 kV pour générer des rayons X par rayonnement caractéristique puisque l'énergie de liaison de l'électron plus proche du noyau est d'environ 69 keV. Cela signifie qu'il faut environ 69 keV d'énergie pour arracher un électron de cette couche du tungstène.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

- Lors d'une tomosynthèse, tout comme dans une tomodensitométrie, le tube à rayons X se déplace dans un mouvement en arc de cercle. Cependant, contrairement à la tomodensitométrie, ce mouvement se fait sur un arc de cercle plus restreint (de 15 à 45 degrés vs 180 degrés ou plus dans la tomodensitométrie). Ceci permet de réduire la dose pour le patient.
- Enfin, pour ce qui est des détecteurs, la mammographie utilise des détecteurs numériques spécialement conçus pour une résolution spatiale et un contraste élevé afin de détecter de petites microcalcifications ou des tumeurs précoces. Les DO se situent normalement entre 0,6 et 2,2.

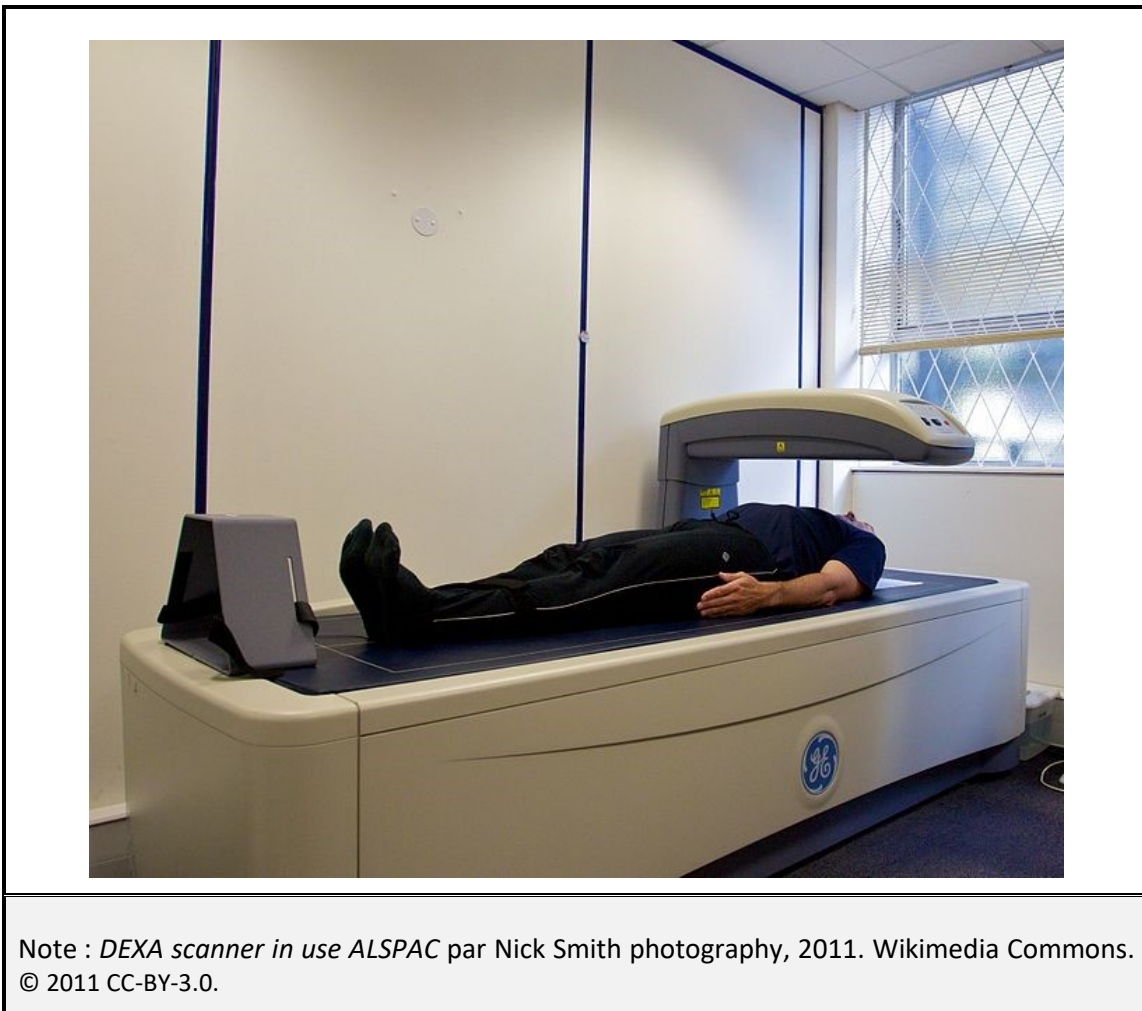
Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.5 Ostéodensitométrie

7.5.1 Appareillage

L'ostéodensitométrie, également appelée densitométrie osseuse ou absorptiométrie biphotonique à rayons X (DEXA), est un examen utilisé pour diagnostiquer l'ostéoporose et évaluer le risque de fractures osseuses. Cette technique permet de mesurer la densité minérale osseuse (DMO). L'appareillage typique est illustré à la figure 7.9. Le tube à rayons X avec collimateur et filtre, est situé en haut du patient et il peut se déplacer sur la table d'examen. Le détecteur est situé en dessous du patient.

Figure 7.9. Appareillage d'ostéodensitométrie.



Note : *DEXA scanner in use ALSPAC* par Nick Smith photography, 2011. Wikimedia Commons.
© 2011 CC-BY-3.0.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

7.5.2 Principes de fonctionnement

À différence des autres modalités traitées précédemment, la DEXA utilise 2 faisceaux de rayons X de différente énergie. Son principe de fonctionnement repose, en effet, sur la différente atténuation de ces deux faisceaux en traversant les os.

Nous avons vu au chapitre 3 que le coefficient d'atténuation linéaire dépend de l'énergie (voir chap. 3 et 6). Notamment, il diminue lorsque l'énergie augmente. Nous avons également étudié que cette dépendance de l'énergie n'est pas identique pour tous les tissus. De plus, il se trouve qu'elle est tout aussi différente pour un même tissu, lorsque ses caractéristiques, par exemple sa densité, varient, comme on a vu pour les tissus mammaires présentant des anomalies.

Pour une personne souffrant d'ostéoporose, la densité de ses os diminue. De ce fait, un os de cette personne ne présentera pas la même courbe de diminution du coefficient d'atténuation linéaire en fonction de l'énergie. De façon générale cette courbe variera selon la densité minérale de l'os.

Concentrons-nous en particulier sur une énergie spécifique du faisceau des rayons X (par exemple, une énergie de 80 keV¹¹). Lorsque ce faisceau traverse un os d'une personne ne souffrant pas d'ostéoporose, il y aura un certain nombre de rayons X absorbés (et transmis) par ce tissu. Vous savez qu'il y a une relation bien précise entre le nombre de rayons X transmis ou absorbés et le coefficient d'atténuation linéaire. Il s'agit de la loi de Beer Lambert, que nous avons étudié au chapitre 3. Ainsi, la valeur de rayons X absorbés (et transmis) est liée à la valeur du coefficient d'atténuation linéaire du tissu qui a absorbé les photons.

Imaginons que le même tissu est traversé par un autre faisceau de rayons X ayant une énergie différente (par exemple 140 keV). Le nombre de rayons X absorbés (et transmis) sera différent. En particulier, il sera moindre. En effet, le coefficient d'atténuation diminue avec l'énergie. En définitive, il existera une certaine différence entre le nombre de rayons X absorbés (et transmis) à 80 keV et le nombre de rayons X absorbés (et transmis) à 140 keV. Cette différence est liée à la différence entre le coefficient d'atténuation linéaire à 80 keV pour le tissu traversé et le coefficient d'atténuation linéaire à 140 keV pour ce même tissu.

Si nous répétons l'expérience avec une personne souffrant d'ostéoporose, le nombre de rayons X absorbés (et transmis) à 80 keV et le nombre de rayons X absorbés (et transmis) à 140 keV seront légèrement différents que ceux détectés pour une personne ne souffrant pas d'ostéoporose. Ainsi, la différence entre ces deux valeurs sera également différente pour les deux personnes.

¹¹ Cette énergie, correspondant à un KV de 80, se réfère à l'énergie maximale des rayons X présents dans le faisceau.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Étant donné que :

- Le nombre des rayons X transmis peut être mesuré
- Il y a une relation mathématique entre ce nombre, le nombre de rayons X absorbés et la valeur du coefficient d'atténuation linéaire pour chaque énergie des rayons X.
- Dans un tissu donné, la différence entre les valeurs du coefficient d'atténuation linéaire pour deux énergies données dépend de la densité minérale osseuse.

Il est possible, à l'aide de calculs complexes et des valeurs de référence, de trouver la densité minérale osseuse du tissu à l'analyse à partir de la différence dans le nombre des rayons X transmis (détectés).

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Résumé

Le septième chapitre se penche sur les techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X : radioscopie, tomodensitométrie, mammographie et ostéodensitométrie.

Voici un court résumé pour chaque modalité étudiée :

- **7.2. Radioscopie.** La radioscopie utilise le tube à rayons X combiné à un tube intensificateur qui produit des photons visibles à partir des rayons X transmis. Les photons générés sont dirigés à divers dispositifs de réception permettant de visualiser les structures internes du patient en temps réel. Pour ce faire le temps d'exposition est de plusieurs minutes. De ce fait, la dose est plus grande qu'en radiographie conventionnelle, malgré l'utilisation de courants plus faibles dans le tube (de l'ordre de 1 à 5 mA). Les mAs pour une radioscopie sont de l'ordre de quelques milliers, alors qu'en radiographie conventionnelle, les mAs sont de l'ordre des unités ou des dizaines.
- **7.3. Tomodensitométrie.** Une tomodensitométrie (TDM) permet de produire une image tridimensionnelle des structures à l'analyse. Ceci est possible grâce à l'acquisition des multiples radiographies en continu pendant la rotation du tube à rayons X (et du récepteur) autour du patient et la progression de la table du patient à l'intérieur de la cavité. En ligne générale, les énergies maximales typiques se situent entre 100 et 140 keV pour une tomodensitométrie. Le courant du tube est généralement ajusté automatiquement en fonction de la densité des tissus traversés, permettant d'optimiser la dose de rayonnement. Si une méthode à courant fixe est utilisée, les mA utilisés sont autour de 350 mA à 400 mA pour tête et extrémité.
- **7.4. Mammographie.** Une mammographie peut être réalisée en 2D ou en 3D (tomosynthèse mammaire) et sert à détecter des tumeurs ou des microcalcifications. Elle se base sur les mêmes principes physiques étudiés pour la radiographie et la tomodensitométrie. Les énergies des rayons X utilisées sont plus faibles par rapport à la radiographie conventionnelle afin de maximiser le contraste. Des différences techniques existent au niveau des paramètres de contrôle du tube, des matériaux employés pour l'anode du tube, des détecteurs employés, ainsi que dans le mouvement du tube à rayons X (pour la tomosynthèse).
- **7.5. Ostéodensitométrie.** L'ostéodensitométrie est utilisée pour diagnostiquer l'ostéoporose et évaluer le risque de fractures osseuses puisqu'elle mesure la densité minérale osseuse (DMO). Son principe de fonctionnement repose sur la différente atténuation de 2 faisceaux de rayons X de différente énergie traversant les os.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Mise en situation

Vous êtes un technologue en imagerie médicale, et vous devez préparer une séance de radioscopie, une séance de mammographie, une séance de tomodensitométrie et une séance en ostéodensitométrie en vous assurant que le tube à rayons X est correctement configuré et optimisé pour la procédure. Vous avez quatre cartes de spécification, cependant, il n'est pas marqué à quelle modalité chaque carte ne se réfère. Heureusement, vos compétences vous permettent de mener à bien votre mandat. Vous trouvez ci-dessous trois paramètres de spécification pour chaque carte.

Indiquez la bonne modalité pour chaque carte technique compte tenu des paramètres affichés.

CARTE 1 • Tension du tube (kV) : 120 kV • Courant du tube (mA) : 400 mA • Temps de rotation (s) : 0,5 s La modalité utilisée est : _____	CARTE 2 • Tension du tube (kV) : 70 kV et 140 kV • Courant du tube (mA) : 2 mA • Temps d'exposition (s) : 1 s La modalité utilisée est : _____
CARTE 3 • Tension du tube (kV) : 27 kV • Courant du tube (mA) : 120 mA • Temps d'exposition (s) : 0,5 s La modalité utilisée est : _____	CARTE 4 • Tension du tube (kV) : 180 kV • Courant du tube (mA) : 3 mA • Temps d'exposition (s) : 180 s La modalité utilisée est : _____

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Mise en situation corrigé

Vous êtes un technologue en imagerie médicale, et vous devez préparer une séance de radioscopie, une séance de mammographie, une séance de tomodensitométrie et une séance en ostéodensitométrie en vous assurant que le tube à rayons X est correctement configuré et optimisé pour la procédure. Vous avez quatre cartes de spécification, cependant, il n'est pas marqué à quelle modalité chaque carte ne se réfère. Heureusement, vos compétences vous permettent de mener à bien votre mandat. Vous trouvez ci-dessous trois paramètres de spécification pour chaque carte.

Indiquez la bonne modalité pour chaque carte technique compte tenu des paramètres affichés.

CARTE 1 • Tension du tube (kV) : 120 kV • Courant du tube (mA) : 400 mA • Temps de rotation (s) : 0,5 s La modalité utilisée est : Tomodensitométrie On parle de temps de rotation, ce qui indique qu'il s'agit bien d'une TDM. Les Kv et mA semblent raisonnables pour cette technique.	CARTE 2 • Tension du tube (kV) : 70 kV et 140 kV • Courant du tube (mA) : 2 mA • Temps d'exposition (s) : 1 s La modalité utilisée est : Ostéodensitométrie Puisqu'il y a deux valeurs pour les kV, il doit forcément s'agir d'une ostéodensitométrie.
CARTE 3 • Tension du tube (kV) : 27 kV • Courant du tube (mA) : 120 mA • Temps d'exposition (s) : 0,5 s La modalité utilisée est : Mammographie La valeur peu élevée des kV nous indique qu'il s'agit d'une mammographie. Les autres paramètres semblent raisonnables pour ce type d'examen.	CARTE 4 • Tension du tube (kV) : 180 kV • Courant du tube (mA) : 3 mA • Temps d'exposition (s) : 180 s La modalité utilisée est : Radioscopie Le temps d'exposition élevé nous indique qu'il s'agit d'une radioscopie.

Chapitre 7 – Techniques avancées d'imagerie médicale à rayons X

Références

Beausoleil Alexandre, s.d. Notes du cours « phénomènes physiques en imagerie médicale » pour le programme des technologies de radiodiagnostic. Cégep Édouard-Montpetit.

Buschong, S.C. (2013). *Radiologic Science for technologists* 10^e éd. Saint-Louis, MO : Mosby Elsevier.

DataBase center for Life Science (2023). *Mammography* [Image en ligne]. Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:202306_Mammography.svg

Dillenseger, J.-P., & Moerschel, E. (2009). *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie: Quand la théorie éclaire la pratique*. Issy-les-Moulineaux, France : Elsevier Masson.

Jmarchn (2020) *Mammogram microcalcifications in ductal carcinoma in situ, MLO* [Image en ligne]. Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Mammogram_microcalcifications_in_carcinoma_in_situ,_MLO,_details.png

Kaplan, D.J., Patel, J.N., Liporace, F.A. *et al.* (2016) Intraoperative radiation safety in orthopaedics: a review of the ALARA (As low as reasonably achievable) principle. *Patient Saf Surg* 10(1), 27. <https://doi.org/10.1186/s13037-016-0115-8>

Nick Smith photography (2011). *DEXA scanner in use ALSPAC* [Image en ligne]. Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:DEXA_scanner_in_use_ALSPAC.jpg

Romans, L. E. (2019). *Computed tomography for technologists: A comprehensive text* (2nd ed.). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer.

Annexe A — Abrégé de mathématiques

Ordre des opérations mathématiques

Lorsqu'on résout une expression complexe, il faut suivre un ordre précis pour effectuer les opérations. Notamment :

1. L'exponentiation et la racine
2. La multiplication et la division
3. L'addition et la soustraction

De plus, toute opération se situant dans une parenthèse a priorité par rapport aux opérations situées à l'extérieure de celle-ci.

Utilisation des puissances de dix

Une puissance de dix est un nombre ayant la forme 10^n où n est un nombre entier qui peut être négatif, positif ou nul.

- Si n est positif, la puissance de dix est plus grande ou égale à 10.
En effet, on multiplie 10 par lui-même un nombre n de fois.
Par exemple, si $n = 2$: $10^2 = 10 \times 10 = 100$
- Si n est nul, la puissance de dix est égale à 1, par convention.
 $10^0 = 1$
- Si n est négatif, la puissance de dix est plus petite que 1.
En effet, on divise 1 par n fois 10.
Par exemple, si $n = -2$: $10^{-2} = 1/(10 \times 10) = 1/100 = 0,01$

Voici les règles de base pour effectuer des opérations avec des nombres exprimés avec les puissances de dix :

- Pour multiplier deux puissances de dix, il suffit d'additionner les exposants.
Exemples : $10^4 \times 10^5 = 10^9$; $10^{-4} \times 10^5 = 10$
- Pour diviser deux puissances de dix, il suffit de soustraire les exposants.
Exemple : $10^5 / 10^4 = 10$; $10^{-5} / 10^4 = 10^{-9}$
- Pour élever une puissance de dix à une autre puissance, il suffit de multiplier les exposants.
Exemple : $(10^5)^4 = 10^{20}$; $(10^5)^{-4} = 10^{-20}$

Résolution d'équations de premier degré à une inconnue

La forme typique pour une équation avec une inconnue x est la suivante :

$$ax+b = 0$$

où a et b sont deux constantes. Toute équation de premier degré peut s'écrire de cette façon. Par exemple, l'équation :

$$2x+5x-2x7 = 0$$

peut s'écrire sous la forme $ax+b = 0$:

$$7x - 14 = 0$$

où $a = 7$ et $b = -14$.

Pour résoudre une équation de premier degré, on doit isoler la variable x du côté gauche de l'équation. Pour ce faire, nous devons choisir les bonnes opérations à effectuer de deux côtés de l'équation. Notamment,

- on soustrait la constante b au membre de gauche et au membre de droite :

$$ax+b-b = 0-b$$

$$ax = -b$$

- on divise les deux membres de l'équation par la constante a :

$$ax/a = -b/a$$

$$x = -b/a$$

Par exemple, pour l'équation $7x-14 = 0$, on trouve $x = 14/7 = 2$.

Notion de proportionnalité directe

Soit l'équation

$$y = ax$$

où a est une constante et x une variable. La valeur de l'inconnue y est déterminée par la valeur de la variable x (pour une constante a donnée). y sera donc la variable dépendante et x la variable indépendante.

Par exemple, supposons que la constante a est votre taux salarial pour chaque heure de travail (que nous supposons fixe pendant l'année). La variable indépendante x est le nombre d'heures travaillées dans une semaine (puisque vous ne travaillez pas toujours le même nombre d'heures dans une semaine). La variable dépendante y est le salaire que vous gagnez pour une semaine de travail. Cette variable dépend évidemment des heures travaillées selon la constante représentée par votre taux horaire. On dit alors que votre salaire hebdomadaire est directement proportionnel au nombre d'heures travaillées tout le long de l'année.

Dans une situation de ce type, lorsque la variable indépendante augmente (diminue), la variable dépendante augmente (diminue) également. De plus, cette augmentation se fait selon un taux équivalent. Notamment, si x double alors y double ; si x est devient la moitié de sa valeur originelle, y dévient également la moitié de sa valeur originelle.

Il faut cependant comprendre que tout cela s'applique si, et seulement si, a continue d'être une constante lors des différentes situations analysées. Par exemple, s'il arrive que votre taux salarial change au cours de l'année, il n'est plus exact, à la rigueur, d'affirmer que votre salaire hebdomadaire au cours de l'année est directement proportionnel au nombre d'heures travaillées. En effet, supposons de calculer une paie hebdomadaire du mois de juin, lorsque vous avez accompli 30 heures de travail. Votre taux vaut en ce moment 24 \$. Ainsi, votre paie est de $24 \$ \times 30 \text{ heures} = 720 \$$. Comparons cette paie avec une paie du mois de janvier où vous avez effectué 15 heures de travail. Votre taux au mois de janvier était de 22 \$. Ainsi, votre paie hebdomadaire avait été de $22 \$ \times 15 \text{ heures} = 330 \$$.

Vous voyez que bien que le nombre d'heures travaillées pour la semaine du mois de juin soit le double du nombre d'heures travaillées pour la semaine considérée au mois de janvier, la paie hebdomadaire en juin n'est pas exactement le double de la paie hebdomadaire en janvier. Cette augmentation ne se fait donc pas selon un taux identique ; de ce fait, on ne peut pas parler de proportionnalité directe dans ce cas. En effet, le taux horaire a n'est pas réellement une constante pendant l'année. Donc, lorsque nous analysons des situations physiques de ce type, il faut évaluer avec soins si le paramètre a se garde effectivement constant dans les différentes situations analysées, faut de quoi la notion de proportionnalité directe ne s'applique pas.

Annexe B — Aide-mémoire

Chapitre 1

Formules :

$$v = d/t$$

Facteurs de conversion :

$$1 \text{ heure} = 3600 \text{ s}$$

$$1 \text{ eV} = 1,60 \times 10^{-19} \text{ J}$$

Constantes :

$$\text{Vitesse de la lumière : } c = 3,00 \times 10^8 \text{ m/s}$$

$$\text{Constante de Planck : } h = 6,63 \times 10^{-34}$$

$$\text{Charge élémentaire : } e = 1,60 \times 10^{-19} \text{ C}$$

$$\text{Masse de l'électron : } m_e = 9,11 \times 10^{-31} \text{ kg}$$

Chapitre 2

Calcul de l'énergie :

$$E_{cin} = \frac{1}{2}mv^2$$

$$E_{él} = eU$$

Ondes électromagnétiques :

$$f = \frac{v}{\lambda}$$

$$\varepsilon = hf$$

Chapitre 3

Rayonnement de freinage :

$$\varepsilon = E_1 - E_2$$

Rayonnement caractéristique :

$$\varepsilon = E_{départ} - E_{arrivée}$$

Loi de Beer-Lambert :

$$\frac{n_t}{n_i} = e^{-\mu L}$$

$$\frac{n_A}{n_i} = 1 - \frac{n_t}{n_i}$$

Chapitre 4

Courant électrique :

$$i = Q/t$$

Charge totale :

$$Q = e \times N$$

Loi d'ohm :

$$U = Ri$$

Chapitre 6

Énergie totale du faisceau des rayons X :

$$E = N\varepsilon$$

Intensité d'énergie rayonnante :

$$I = \frac{E}{tS} = \frac{N\varepsilon}{tS}$$