

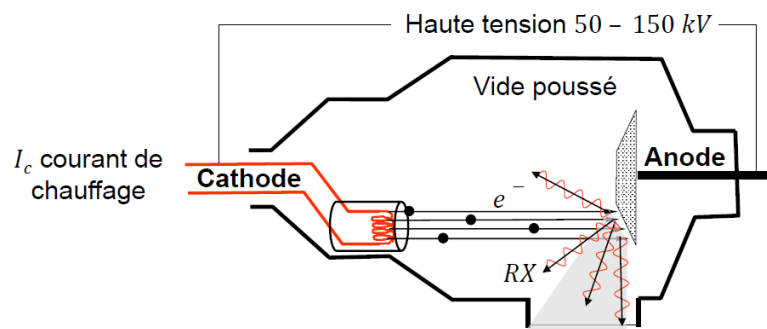
LES RAYONS X

1- Production des rayons X

Tut'rappelles :

Les RX sont des photons, issus de l'interaction d'électrons avec la matière. Deux interactions possibles pour produire des RX : par **collision** (RX caractéristiques de la cible) ou par **freinage**.

Le tube à RX (dérivé du tube de Coolidge) :



Il s'agit d'une **enceinte blindée contenant un vide poussé**. On retrouve d'un côté la cathode et de l'autre l'anode, entre lesquelles circule une **haute tension de l'ordre de 50-150 kV**.

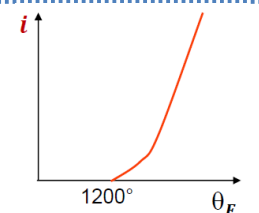
Cathode (chargée +) :

C'est la partie émettrice d'électrons. C'est un filament de tungstène dans lequel circule un **courant de chauffage I_c (0,5 à 1 A)** permettant de le porter à incandescence, on obtient alors un effet thermo-électronique (= électrons arrachés par la chaleur).

Effet thermo-électronique + Haute tension = Flux d'électrons

Ce flux d'électrons de la cathode vers l'anode, appelé courant anodique, est noté **i (mA)**.

⚠ Ne pas confondre I_c le courant de chauffage qui permet d'arracher les électrons de la cathode et i le courant anodique qui correspond au flux d'électrons en direction de l'anode. Ils sont liés par une relation : I_c permet d'augmenter la température du filament θ_F , qui doit dépasser le seuil de 1200°C pour avoir un effet photo-électrique, et ainsi générer un courant anodique i .



Point sur la haute tension accélératrice des électrons :

On la note U , elle est comprise **entre 50 et 150 kV**, et elle est responsable de l'**énergie cinétique T des électrons**. On rappelle que 1eV = énergie cinétique acquise par un électron sous l'effet d'une ddp de 1V.

Ainsi l'**énergie cinétique maximale des électrons du tube exprimée en eV est numériquement égale à la haute tension exprimée en V**.

$$T [\text{eV}] = U [\text{V}]$$

Anode (chargée -) :

C'est la cible des électrons. Il s'agit du lieu d'interaction électrons/matière, au niveau duquel on retrouve 3 phénomènes possibles : **collisions** et **freinage des électrons** (=production de RX) ainsi que **production de chaleur** (très importante). La probabilité d'interaction des électrons est proportionnelle au Z de la cible, on utilise donc des cibles métalliques avec un Z élevé.

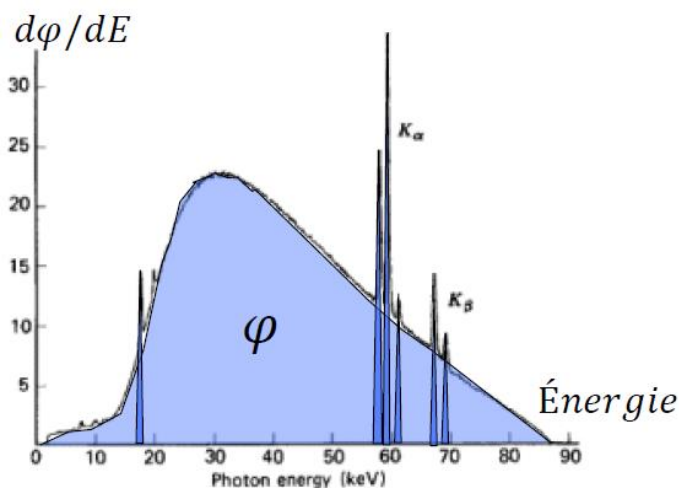
La production de chaleur au niveau de l'anode est très élevée, on a donc recours à différentes techniques pour éviter la surchauffe :

- Utilisation d'un alliage tungstène + rhénium → point de fusion élevé
- Dispositifs de dispersion de la chaleur, comme une anode tournante → le point vers lequel est dirigé le faisceau d'électrons change en permanence, afin d'éviter que l'anode ne surchauffe (cf photo, lorsque le système tombe en panne, on voit le point de surchauffe).



2- Spectre des rayons X (pas la partie la plus simple, suivez bien les explications en les transposant sur le schéma)

Description :



spectrum from a tungsten target x-ray tube operated at 87 kVp.

Spectre énergétique : représentation graphique de la distribution énergétique d'un rayonnement (en gros on représente la proportion d'un flux de photons selon leurs énergies)

On voit donc :

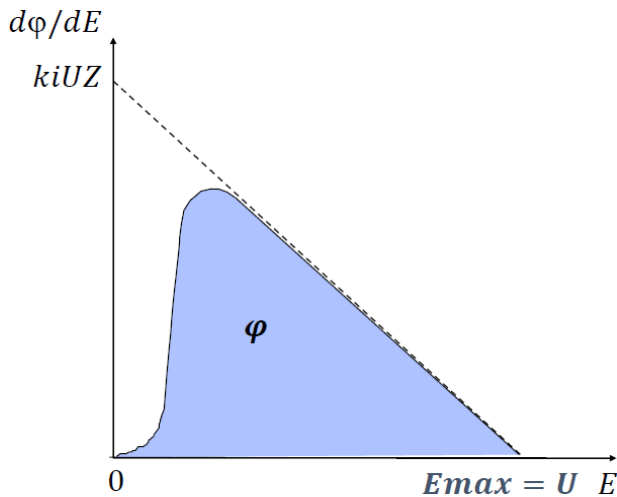
- sur les abscisses : l'énergie des photons en keV
- sur les ordonnées $d\phi/dE$: fraction du flux portée par le rayonnement pour chaque intervalle d'énergie dE (équivalent au nombre de photons X d'énergie entre E et E + dE)

Composition du spectre avec **deux composantes+++** :

- composante continue : interactions par **freinage** des électrons avec la matière
- raies : interactions par **collision** des électrons avec la matière

La surface sous la courbe correspond au **flux énergétique ϕ** .

Explication de la composante continue :



On répète : **elle correspond au rayonnement de freinage.**

Le spectre théorique est triangulaire (en pointillé), tandis que pour le spectre réel on enlève les photons X de moindre énergie (du fait des phénomènes d'auto-absorption).

L'énergie maximum des rayons X produits est numériquement égale à la haute tension du tube. Donc si t'as bien suivi, si ton tube a une haute tension de 100 kV, l'énergie maximale des photons X produits sera de 100 keV.

Petite formule à connaître sur le flux énergétique ϕ (=puissance énergétique émise par le tube) :

k = facteur de proportionnalité

i = courant anodique

Z = numéro atomique

U = haute tension

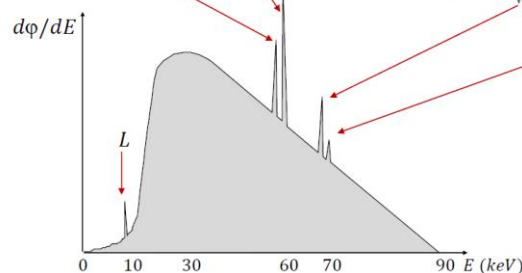
$$\phi = \frac{kiZU \times E_{max}}{2} = \frac{kiZU^2}{2}$$

Explication de la composante de raies :

Les **RX caractéristiques de la cible**, produits par collision (ionisation ou excitation cf. le cours sur les RI), **donnent la composante de raies** d'un spectre de RX.

Exemples du diapo du prof (pas à apprendre par cœur, surtout à comprendre) :

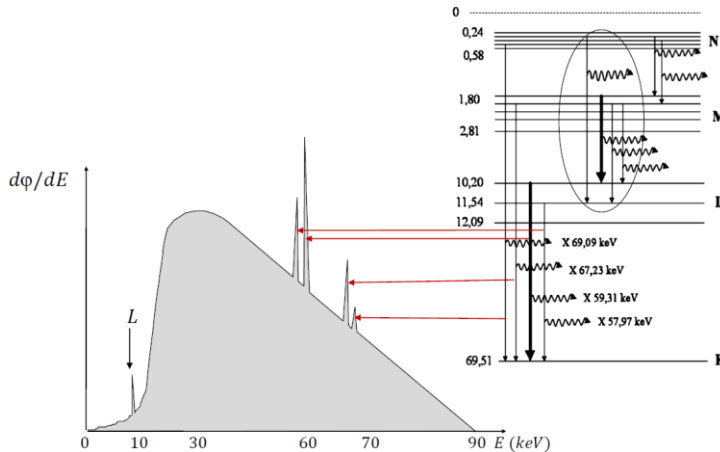
keV	K	L_I	L_{II}	L_{III}	M_I	M_{II}	M_{III}	N_{III}	e libre
W_i	-69,5	-12,1	-11,5	-10,2	-2,8	-2,6	-2,3	-0,43	0
$W_i - W_K$	0	57,4	58	59,3	66,7	66,9	67,2	69,0	69,5
Raies			$K - L_{II}$	$K - L_{III}$		$K - M_{II}$	$K - M_{III}$	$K - N_{III}$	K



Précisions : on se place dans le cas d'une ionisation de la couche K du Tungstène ; on est dans le modèle de Bohr-Sommerfeld (couches K, L, M ainsi que des sous-couches supplémentaires comme $L_1, L_2, L_3...$) ; et on a $U=90$ kV.

Explications : la première ligne du tableau nous donne les énergies des électrons de chaque couche, la deuxième nous donne les différences d'énergie des électrons entre deux couches. La production des RX caractéristiques passe par le **retour à l'état fondamental**, via des **transitions électroniques** (encore une fois cf. le cours des RI). Les transitions électroniques possibles sont renseignées dans la dernière ligne du tableau, nous donnant l'énergie des raies correspondantes. (*pas de panique, vous ne pouviez pas deviner quelles sont les transitions possibles ou non dans ce cas-là avec les sous-couches, et il ne vous sera pas demandé de le faire, ça sera plus évident avec uniquement les couches K, L, M que l'on connaît*)

Autre exemple similaire :



Même principe ici, avec différents réarrangements suite à une ionisation de la couche K.

Certaines raies peuvent être confondues en raison de différences minimales d'énergie entre les deux ionisations.

3- Caractéristiques d'exposition

Filtre métallique :

Il se situe à l'orifice de sortie du tube à RX et permet d'absorber les photons de faible énergie inutiles pour l'imagerie.

Rendement d'un tube à RX :

(*ce ne sont pas forcément les calculs bruts qui tomberont à l'examen, il est surtout important de savoir qui est proportionnel à quoi / qui dépend de quoi, et connaître les formules pour savoir comment va varier le rendement en fonction des variations des paramètres*)

- Puissance consommée P pour communiquer une énergie cinétique U aux électrons :

$$P = Ui$$

- Puissance rayonnée φ (flux énergétique) :

$$\varphi = \frac{kiZU^2}{2} = KiZU^2 \text{ attention } K = \frac{k}{2}$$

- Rendement r d'un tube à RX :

(*On rappelle que le rendement c'est ce qui est produit par rapport à ce qui est consommé.*)

$$r = \frac{\varphi}{P} = \frac{KiZU^2}{Ui} = KZU$$

Le rendement d'un tube à RX est seulement de **quelques %** car plus de 95% de l' E cinétique des électrons est convertie en **chaleur**. Il dépend du Z , d'où l'utilisation du tungstène par exemple ($Z=74$).

Paramètres du tube :

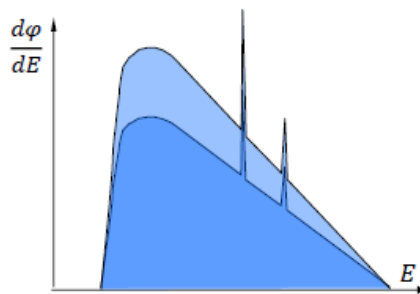
(important aussi pour les QCMs, prolongement logique de la partie précédente)

Tut'rappelles :

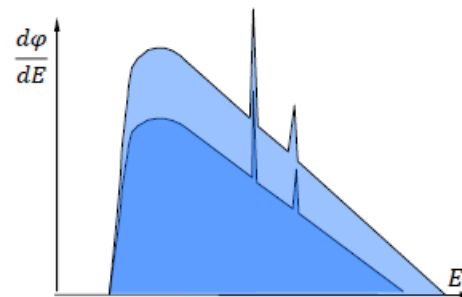
$$\varphi = KiZU^2 \text{ et } U = E_{max}$$

Augmentation du milliampérage i

On augmente alors φ , c'est-à-dire le flux de RX, sans modification des caractéristiques énergétiques (E_{max} constante).

**Augmentation du kilovoltage U**

On augmente aussi φ , mais également E_{max} , l'énergie maximal des RX ! Ils sont dits plus pénétrants.



Dans les deux cas : raies caractéristiques constantes car dépendent de Z !

Conclusion :

Les RX associent deux types de photons :

- Rayonnement de freinage → spectre continu
- Raies caractéristiques de la cible → spectre de raies

Pour une cible (anode) donnée, le réglage du tube à RX permet de jouer sur :

- l'énergie maximale des photons de freinages
- le flux de RX
- **PAS SUR LES RAIES CARACTÉRISTIQUES qui dépendent de la cible**

Fin de cette première partie sur les Rayons X, une partie pas très difficile. Vous verrez en bossant vos annales que les QCMs sont rarement compliqués, donc bossez bien ce cours et les QCMs que je vous ferai dessus aux tuts/EB ainsi que les DMs et c'est des points gratuits le jour de l'examen !

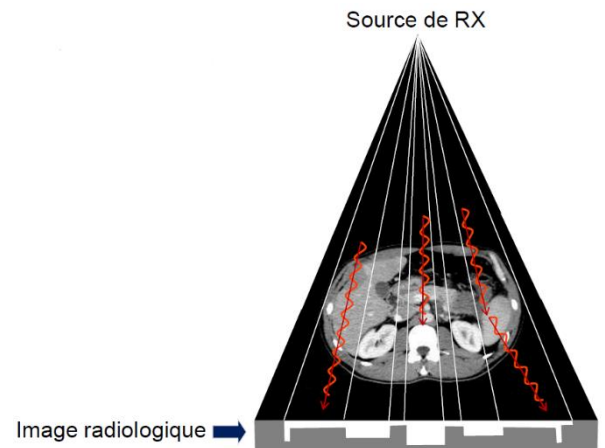
Maintenant prépare toi ton meilleur chocolat chaud pour passer à la prochaine partie sur les applications médicales et l'histoire des RX ! À partir des exemples de radios avec produits de contraste, ça sera surtout de la lecture et moins de choses à savoir par cœur pour l'examen ! 😊

LES RAYONS X – Applications à l'imagerie médicale

1- Imagerie radiologique

Formation de l'image radiologique :

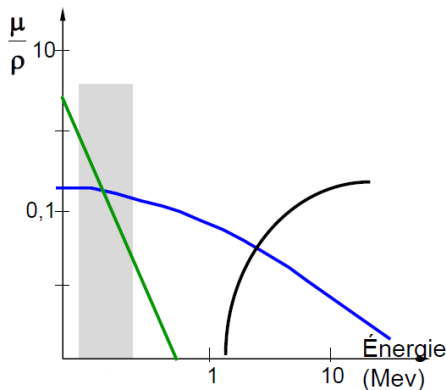
Il s'agit de mesurer la transmission du flux de RX à travers le corps. On va alors s'intéresser au devenir des photons : certains seront **absorbés (=interaction avec la structure examinée)**, d'autres seront **transmis (=pas d'interaction)**. Les photons transmis seront convertis en une image radiologique par interaction avec un détecteur (récepteur) approprié.



L'image créée traduit ainsi la répartition spatiale des photons transmis, elle reflète le pouvoir d'atténuation des structures traversées. **Le contraste de l'image correspond à la différence d'absorption des photons X des différents tissus.**

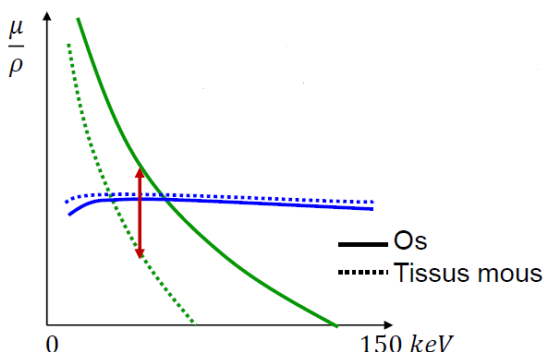
Interactions des RX avec les tissus :

Les photons X sont des rayonnements électromagnétiques d' E_{max} entre 50 et 150 keV, ils sont donc **indirectement ionisants** (>13,6 eV).



La gamme d'énergie reste cependant assez faible (rectangle gris), on voit ainsi que s'il y a interaction, les mécanismes seront soit **l'effet photo-électrique** (courbe verte), soit **l'effet Compton** (courbe bleue).

- Effet photo-électrique $\frac{\tau}{\rho} = k \frac{Z^3}{(h\nu)^3}$
- Effet de diffusion Compton $\frac{\sigma}{\rho} = k' \frac{1}{h\nu}$



Ces interactions dépendent des différentes probabilités d'interaction selon les mécanismes (μ). En s'intéressant de plus près à la partie qui nous intéresse, on trace les courbes pour l'os (trait plein) et les tissus mous (pointillés).

On voit qu'il n'y a pas de différence pour l'effet Compton, car μ ne dépend pas du Z de la cible. En revanche μ pour l'effet photo-électrique dépend de Z^3 , celui-ci pourra donc avoir lieu ou non dans l'organisme, de manière différente, selon les différentes cibles. **Donc les différences d'interactions créant le contraste sont principalement liées à l'effet photo-électrique.**

Contraste :

Le contraste correspond à la différence de photons transmis sur la surface irradiée (*en gros quelles zones laissent passer plus ou moins de photon*), il dépend donc des **différences de coefficient linéique** selon les tissus, ainsi que de leur **épaisseur**.

$$\text{Formule PAS À APPRENDRE : } C = \frac{1}{2}(\mu_2 - \mu_1)x = \frac{k}{2(h\nu)^3}(\rho_2 Z_2^3 - \rho_1 Z_1^3)x$$

On voit que le contraste dépend aussi de ρ et de Z .

On peut donc obtenir des **contrastes naturels** grâce aux différents Z des atomes présents dans nos tissus (ex : les os avec le calcium).

On peut également obtenir des **contrastes artificiel** grâce à l'utilisation de produits de contraste iodés ($Z(\text{iode}) = 53$).

Schéma à comprendre :

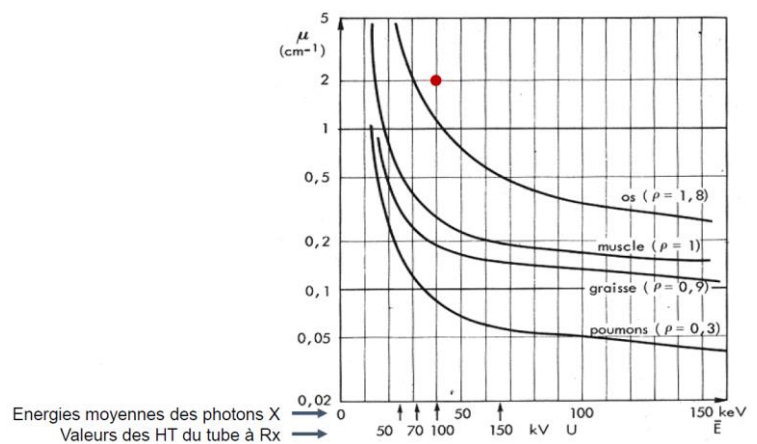
Le diagramme représente l'évolution du coefficient linéique d'atténuation en fonction de l'énergie moyenne des RX pour différents tissus.

Attention à la double échelle en abscisse, avec les énergies **moyennes** des photons X, ainsi que la haute tension dans le tube à RX.

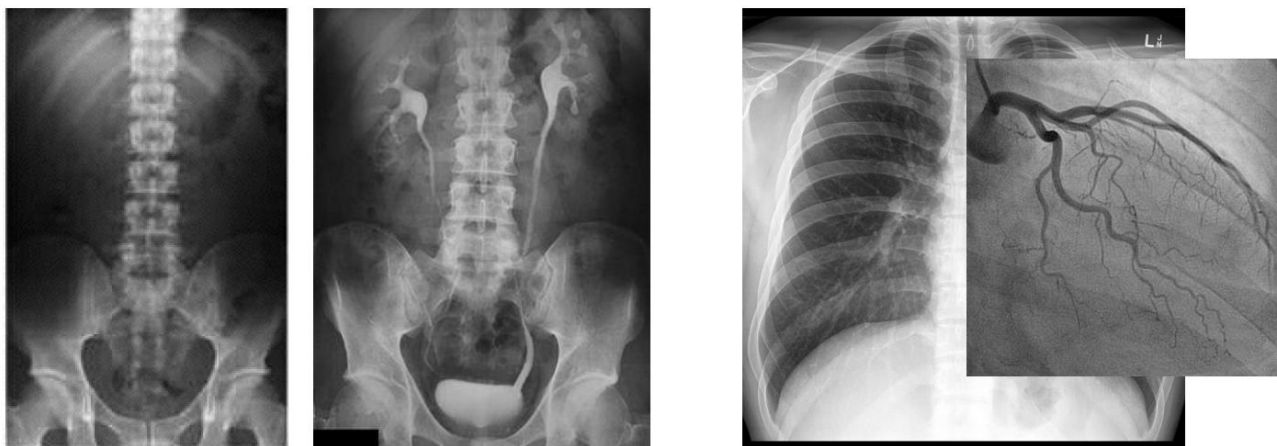
On rappelle que la haute tension est égale à l'énergie **maximale** des photons X, pas à l'énergie moyenne, c'est pourquoi les deux unités ne sont pas « égales » sur la double échelle.

On voit bien que la courbe du coefficient linéique d'atténuation de l'os est bien plus élevée que pour les autres tissus, car il a une densité électronique plus élevée, donc les interactions avec les photons X seront plus importantes, et ceux-ci seront plus atténués au contact de l'os, ce qui permet d'obtenir un contraste naturel avec les autres tissus.

Le point rouge correspond au coefficient linéique de l'iode, pour montrer que c'est aussi efficace pour créer un contraste.



Exemples avec des produits de contraste iodés :



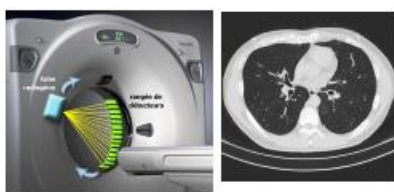
Pour les deux images de gauche, on a des radios de l'abdomen et du pelvis, la première sans produit de contraste qui permet de distinguer l'ossature, la deuxième avec des produits de contraste, où l'on voit également les cavités rénales, les uretères et la vessie.

Pour l'image de droite, on voit une radio thoracique sans produit de contraste, encore une fois on distingue des contrastes avec les os, ou certains tissus mous comme le foie, mais le zoom avec le produit nous montre que l'injection de produits de contraste permet l'étude des coronaires (artères qui vascularisent le cœur, revues en anat).

Exemples d'appareillages :



La projection plane : radiologie conventionnelle.



Les coupes avec détecteur et source tournants pour reconstituer des coupes en 3D : scanner = tomodensitométrie.



Radio rétro-alvéolaire pour les chirurgies dentaires par exemple, on a un bras articulé qui permet de se rapprocher d'une dent, le détecteur est placé dans la bouche, et on obtient des clichés de dents isolées.



Panoramique dentaire avec le détecteur et la source qui tournent autour de la tête du patient.

Exemples d'informations tirées d'examens radiologiques du thorax :

On a un patient fumeur hospitalisé pour une hémoptysie (= crache du sang). On réalise alors 2 clichés, une radio planaire et une coupe.



Épanchement pleural



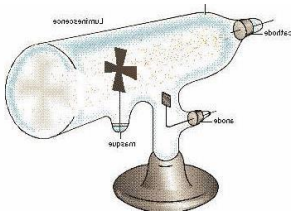
Épanchement pleural
Nodules pulmonaires

On voit sur la radio planaire les câbles et les électrodes de l'ECG, les poumons (en noir car l'air est noir en radio), et on voit que l'angle costo-diaphragmatique gauche (entre côtes et diaphragme) est comblé, ce qui n'est pas normal, il y a un épanchement pleural (liquide entre les deux couches de la plèvre, revu en anat).

Sur la TDM à droite, on voit également l'épanchement pleural à gauche, on voit aussi des nodules pulmonaires (petites tumeurs). Il y a aussi à gauche une opacité d'origine infectieuse qui infiltre le parenchyme (= tissu pulmonaire).

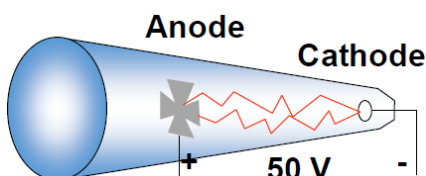
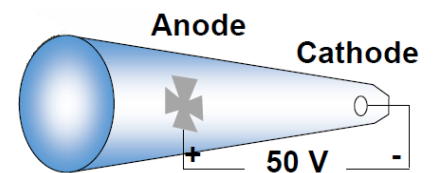
2- Historique

Les expériences sur le tube de Crookes (1875)



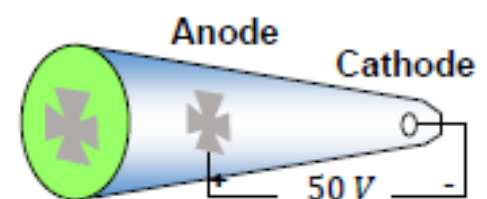
Le tube de Crookes est une enceinte sous verre dans laquelle on retrouve une anode métallique sous forme de croix de malte ainsi qu'une cathode.

Les physiciens observaient que lorsqu'on instaurait une différence de potentiel entre l'anode et la cathode, il ne se passait rien.



Mais lorsqu'on **abaissait la pression atmosphérique** dans le tube (10^{-2} atm), on observait des **décharges électriques lumineuses**, dues aux ionisations/excitations des molécules de gaz (principe des néons).

En **abaissant encore plus la pression (vide poussé ; 10^{-5} atm)**, on **n'observait plus de décharges électriques**, mais on avait **l'apparition d'une fluorescence verte** dans le tube ($\lambda = 500-550$ nm), avec l'ombre de l'anode qui était projetée.



1869 Johan Hittorf : l'anode jette une ombre : « quelque chose se propage »

1878 Eugène Golstein : le quelque chose provient de la cathode : « **rayons cathodiques** » (les électrons encore inconnus)

1895 Wilhelm Conrad Roentgen : Rayons X (cf plus loin)

1897 Joseph John Thomson : particules chargées négativement « les électrons »

La fluorescence verte du verre = raies caractéristiques du verre

Interactions électrons-électrons

1908-1909 Charles Brakla : raies caractéristiques (Nobel 1917)



(petite partie historique de la diapo du prof, c'est pas à apprendre)

La découverte des RX par Roentgen (le 8 novembre 1895) :

En utilisant un tube de Crookes, Roentgen a l'idée de l'emballer dans un système optiquement étanche. Il observe alors un phénomène de fluorescence sur une plaque photographique de *platinocyanure de baryum* (*peu importe*) à l'extérieur du tube. Il demande alors à son épouse de poser sa main sur la plaque, et s'aperçoit qu'on voit la structure osseuse de la main par transparence sur la plaque. Il fait l'hypothèse de rayons différents des rayons cathodiques (les électrons) qui sont capables de traverser la matière, il les nomme rayons X (X car il ne sait pas de quelle nature ils sont).

Les débuts de la radiologie :

Les premières installations radiologiques se trouvent à Bordeaux (Jean Bergonié) et à Paris (Antoine Béclère) dès 1896. En 1901, Roentgen abandonne ses études sur les RX mais reçoit le Prix Nobel.

La radiologie fait face à ses débuts à un certain scepticisme médical, pour certains médecins de l'époque, « *c'est déshonorer le corps médical en devenant photographe* ».

C'est lors de la Première Guerre mondiale que la radiologie va connaître un grand développement. Marie Curie, qui travaillait alors sur la radioactivité, exploite cette découverte des RX afin de localiser les blessures par armes métalliques des soldats. Elle développe ainsi les « petites Curie », des camionnettes qui transportaient du matériel de radio et du personnel médical.

À la même période sont découverts les effets indésirables biologiques engendrés par les RX. En effet les radiologues réglaient chaque matin leur tube en réalisant une radio de leur propre main, ils ont ensuite contracté des radiodermes. D'autres effets indésirables ont ensuite été décrits.



Conclusion :

- Les RX ont été découverts par Roentgen en 1895.
- Les RX traversent partiellement la matière biologique.
- Le contraste radiologique est déterminé par les **différences d'absorption des RX** des différents tissus.