

Les rayons X



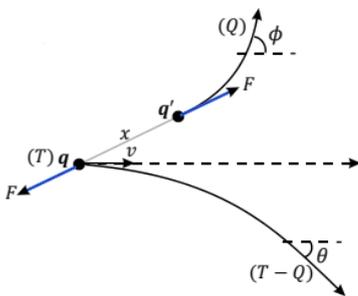
I. Interaction des électrons avec la matière

2 types d'interaction possibles des électrons avec les atomes de la matière :

- **Interaction par « collision »** = interaction « électron – électron » entre les électrons incidents et ceux de la matière
- **Interaction par « freinage »** = interaction « électrons – noyaux » (chargés positivement) de la matière

Les points communs entre ces deux interactions sont la **perte d'énergie** de l'électron incident et l'existence d'une **interaction coulombienne**. La différence est la **masse des particules chargées** en jeu : masse égale pour l'interaction par collision et grosse différence de masse pour l'interaction par freinage.

1. Interaction entre deux particules chargées



Deux particules de même charge se repoussent à cause des effets électrostatiques.

Soit 2 particules chargées :

- q la particule chargée incidente, en mouvement, arrivant avec une énergie cinétique T
- q' la particule chargée, au repos, immobile

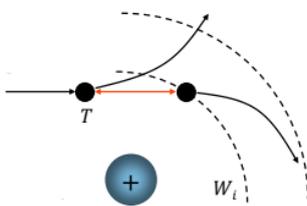
L'interaction électrostatique de q avec q' séparées d'une distance x, est telle que la charge q' va être soumise à une force de Coulomb $F = \frac{kqq'}{x^2}$

La particule incidente q va être **déviée** d'un angle θ et une partie de son **énergie** va être **réduite** (car transférée à q'). La particule q' est **projetée** dans la direction Φ avec une **énergie Q** (prise à la particule q). On a donc $E(q) = T - Q$

C'est l'équivalent d'un « choc physique », d'où l'appellation **collision**, même si elle n'est pas vraiment physique mais seulement due aux forces coulombiennes, avec mise en mouvement de q' et partage de l'énergie incidente.

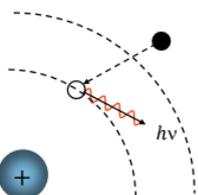
2. Interaction électron – électron dite « par collision »

Mécanisme : Soit T l'énergie cinétique de l'électron incident et $|W_i|$ l'énergie de liaison d'un électron d'une matière cible.



- Si $T \geq |W_i| \rightarrow$ **Ionisation**
- Si $T = \Delta|W_i| \rightarrow$ **Excitation**
- Si $T < |W_i|$ et si $T \neq \Delta|W_i| \rightarrow$ **Vibration et chaleur**

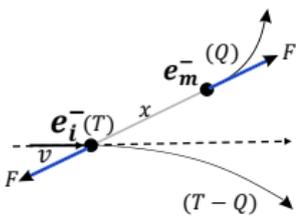
- **Conséquences pour la cible** (si ionisation ou excitation)



Retour à l'état fondamental par émission d'un **photon de fluorescence d'énergie $h\nu$** : un **photon X**. Cette énergie a une **valeur bien précise**, liée à l'énergie de liaison des électrons de la cible. On dit que l'énergie est **quantifiée** (\rightarrow spectre de raies)

On la qualifie donc de « caractéristique » de la cible, car si on a une cible faite d'autres atomes, les photons de fluorescence produits seront un peu différents.

- Conséquences pour l'électron incident



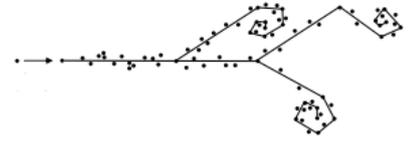
Il est **dévié** et va avoir des **interactions coulombiennes** avec de très nombreux **électrons** de la matière plus ou moins distants jusqu'à épuisement de la totalité de son énergie.

L'énergie **initiale** T de se répartit entre l'électron **incident** ($T - Q$) et l'électron **mis en mouvement** (Q) qui va lui aussi avoir des interactions coulombiennes avec d'autres électrons.

NB : Après collision, les 2 électrons (en mouvement) sont **indiscernables**. En général, on considère alors celui avec l'énergie cinétique **la plus élevée** comme l'électron incident.

Les deux électrons créent donc des interactions et ionisations en cascade, tant que leur énergie le permet. On aura :

- Des collisions lointaines plus nombreuses (transfert d'E faibles)
- Des émissions de photons de fluorescence caractéristiques à chaque interaction (si l'E est suffisante)

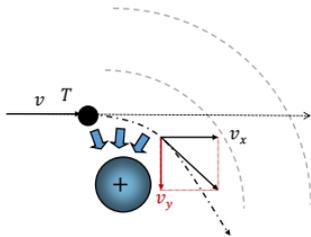


3. Interaction électron – noyau dite « par freinage »

Mécanisme : Du fait de la différence des masses, le transfert d'énergie de l'électron au noyau est **pratiquement nul**.

Si les deux particules étaient neutres, il y aurait une simple diffusion (simple rebondissement) de l'électron.

Mais ici, du fait de l'**attraction coulombienne**, lorsqu'un électron passe à proximité d'un noyau, il va être **attiré** par celui-ci à cause des charges positives et va voir sa trajectoire s'incurver : il subit une « **accélération centripète** ».



La vitesse de l'électron va se décomposer en deux éléments :

- Une **accélération** (liée à la courbure imposée par le noyau : v_y)
- Un **freinage** (dans la direction d'origine = incidente : v_x)

- Conséquences pour la matière

Comme l'électron subit une accélération centripète par le noyau, il va produire un **rayonnement électromagnétique** $h\nu$ qui est aussi un **rayon X**.

- Conséquences pour l'électron incident

Il va être **dévié** et va **perdre** plus ou moins d'**énergie** selon la distance à laquelle il passe du noyau : plus il passe, plus il perd de l'énergie. Cette perte d'énergie se fait au profit d'un **rayonnement d'énergie** $h\nu$ appelé « **rayonnement de freinage** » ou « **bremsstrahlung** ».

Cette fois, les photons émis du fait de ce freinage ont des valeurs **continues** (non quantifiées) : $h\nu$ peut prendre toutes les valeurs possibles entre 0 et T (\rightarrow spectre continu).

II. Production des rayons X

Les rayons X sont des photons produits par l'interaction des électrons avec la matière. En médecine, les rayons X sont produits par des tubes à RX.

1. Le tube à rayons X (dérivé du tube de Coolidge, 1913)

Le tube à RX est un tube blindé dans lequel on fait un vide poussé, constitué d'une **cathode** et d'une **anode** (endroit où se fera l'interaction), et entre lesquelles on applique une **haute tension**.

Fonctionnement : Un courant électrique va passer dans la cathode, c'est le **courant de chauffage** I_c . En chauffant ce filament de la cathode, du fait du vide poussé et de la haute tension, des **électrons** vont être **arrachés** et être **accélérés** dans le tube et venir **percuter l'anode**. C'est l'**interaction** entre les **électrons accélérés** et les **électrons de l'anode** qui va provoquer l'émission de rayons X.

2. Cathode (= émetteur d'électrons)

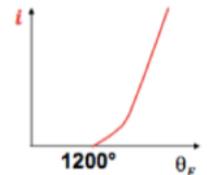
C'est un filament en tungstène dans lequel circule un **courant de chauffage Ic** compris entre 0,5 et 1 mA.

Lorsque le courant est suffisamment important, le filament est porté à incandescence et des **électrons** sont **arrachés** et **accélérés vers l'anode**.

On obtient un **flux d'électrons** entre la cathode et l'anode, c'est à dire est un **courant électrique** appelé le **courant anodique i** (de l'ordre du mA).

⚠ Attention à ne pas confondre le courant de chauffage Ic qui circule dans la cathode et le courant anodique i engendré par le flux d'électrons dans le tube !

Plus Ic augmente, plus la température augmente, plus la production d'électrons augmente donc plus i augmente. Il n'y a un courant anodique qu'à partir du moment où on se trouve en situation d'émission thermoélectronique de la cathode ($\theta_f \geq 1200^\circ\text{C}$).



3. Haute tension accélératrice des électrons (notée u)

La haute tension accélératrice des électrons est comprise entre 50 et 150kV. Elle est responsable de l'énergie cinétique T des électrons émis dans le tube : comme $T = q \times U$ et $q = 1 \text{ eV}$, on a

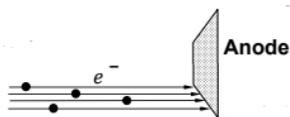
$$T \text{ (en eV)} = U \text{ (en V)}$$

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

Exemple : pour $U = 100 \text{ kV}$; $T = 100 \text{ keV}$

4. Anode

C'est le lieu où va se faire l'**interaction électrons/matière** (collisions, freinage, chaleur) et la **production des rayons X**.



La **probabilité d'interaction** des électrons avec la cible est **proportionnelle au Z** de cette cible : plus le Z est élevé, plus la probabilité d'interaction est élevée, c'est en partie pour cela que l'on choisit des cibles métalliques ayant un Z élevé.

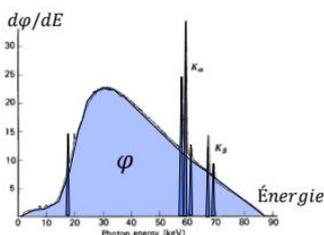
Au niveau de l'**anode**, il y a une **très forte production de chaleur**.

Dans le tube à RX, il va donc y avoir toute une technologie pour **refroidir** cette cible :

- On choisit un **métal** avec un **point de fusion élevé** pour éviter qu'il fonde (on utilise souvent un alliage tungstène + rhénium → résistance à la chaleur ++)
- On utilise des **mécanismes de refroidissement**, notamment celui de l'**anode tournante** : comme elle tourne, la zone d'impact se répartit sur tout un périmètre, l'**échauffement** est donc **réparti** et non plus concentré sur un seul point.

III. Spectre des rayons X

1. Description



Il permet de représenter la **distribution énergétique** d'un **rayonnement électromagnétique**.

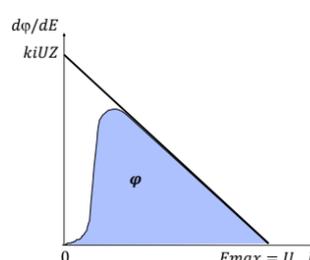
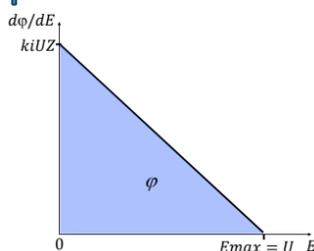
- En abscisse : énergie du rayonnement (en keV)
- En ordonnée : $d\phi/dE$ = fraction du flux de photon portée par le rayonnement pour chaque valeur énergétique dE (équivalent du nombre de photons X d'énergie entre E et E + dE)

Il y a deux composantes : - un spectre **continu**
- un spectre **de raies**

Le flux énergétique ϕ est la surface sous cette courbe, c'est la quantité de photons X émis.

2. Explication de la composante continue

Spectre théorique



Spectre réel

- La **composante continue** du spectre correspond au **rayonnement de freinage** (interaction électron-noyau), donc l'énergie des photons **non quantifiée** varie entre **0 et EMax** ($E_{max} = E_c$ de l'électron incident = U).

- Si l'électron incident passe relativement loin du noyau, il interagit **peu** avec ce dernier : son énergie est alors très faible et **s'approche de 0**. Le transfert d'énergie sera faible mais plutôt probable. Quand $E = 0$, la probabilité équivaut à :

$$\frac{d\phi}{dE} = kiZU$$

- Si l'électron incident n'a aucune interaction sur sa trajectoire, il arrive avec son énergie de départ **T maximum**. Lorsqu'il interagit avec le noyau, il cède alors la **totalité** de son énergie T qui sera emportée par le rayon X émis (situation très peu probable).

- Si $E > U$ il ne sera pas possible d'avoir des rayons X plus énergétiques puisque on aura épuisé toute l'énergie du photon incident, de ce fait : $\frac{d\phi}{dE} = 0$

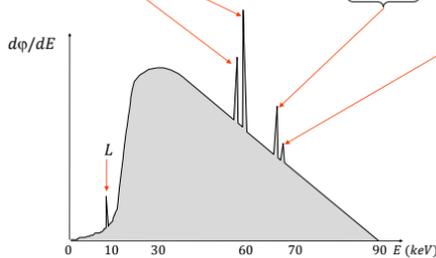
- La partie continue du spectre peut être visualisée par une relation linéaire reliant les deux points caractéristiques : $kiZU$ et E_{max} . Equation de la droite de (0 à U) : $\frac{d\phi(E)}{dE} = kiZ(U-E)$
- Le flux énergétique ϕ , surface sous le spectre : puissance émise par le tube. On peut la calculer avec la formule

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

NB : Le spectre réel rejoint le spectre théorique, mais ne le suit pas parfaitement. En réalité les photons de faible énergie ne sortent pas du tube car ils sont **absorbés** par les éléments du tube (pièce métallique), il manque donc une partie des photons.

3. Explication de la composante de raies

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



La **composante de raies** du spectre est due à l'effet **par collision** des électrons incidents avec les autres électrons de la matière, donnant des photons de fluorescence **d'énergie quantifiée**.

Ces raies correspondent à l'énergie des **photons X** qui vont être **émis** lors du réarrangement électronique des atomes ayant subi une excitation ou une ionisation suite à la rencontre d'un électron.

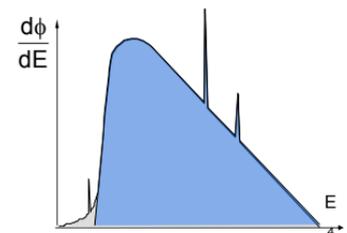
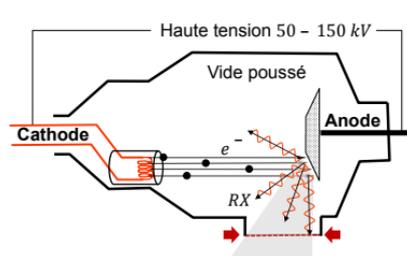
NB : Ce sont surtout les réarrangements de la **couche K** qui sont **énergétiques** et donc **détectés**. De ce fait, plus on va vers les couches périphériques, plus les photons de fluorescence correspondant vont être **de faible énergie** : ils vont avoir tendance à se perdre dans la partie gauche du spectre, et donc ne seront **pas détectés**.

IV. Les caractéristiques d'exposition

1. Filtre métallique

Mécanisme : Les électrons sont accélérés dans le tube à vide. Ils arrivent sur l'anode avec laquelle ils interagissent, ce qui produit un faisceau de rayons X. Ces RX sont **filtrés** grâce à un **filtre métallique** situé au niveau de la fenêtre de sortie des RX. Il contribue à **modifier le spectre énergétique** car il **absorbe les RX de faible énergie**, inutiles pour l'imagerie.

Les RX de faibles énergies sont absorbés premièrement dans le tube lui-même, mais aussi par le filtre de manière à obtenir un spectre plus homogène.



2. Rendement d'un tube à RX

Le **rendement** du tube à RX est le rapport entre la puissance rayonnée (=émise) et la puissance consommée.

- La **puissance consommée P** pour communiquer une énergie cinétique U aux électrons est $P = U \times i$

- La **puissance rayonnée = flux énergétique ϕ** est $\phi = \frac{kiZU^2}{2} = KiZU^2$ avec $K = \frac{k}{2}$

NB : le flux énergétique est proportionnel à i l'intensité du courant anodique, à Z le numéro atomique et à U^2 la haute tension au carré

Ainsi le **rendement du tube à RX** est :

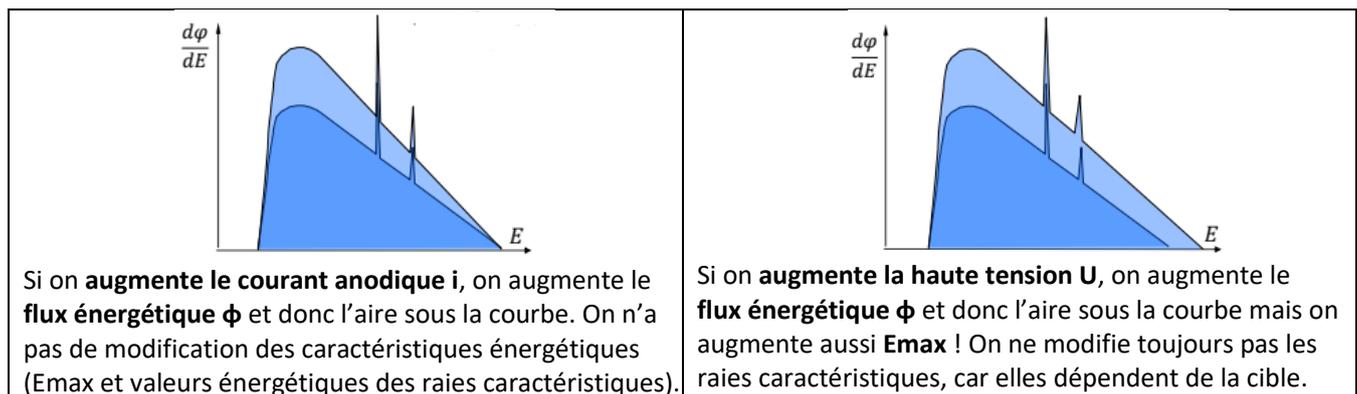
$$r = \frac{\phi}{P} = \frac{kiZU^2}{U \times i} = KZU \quad ++$$

NB : le rendement ne dépend que de l'anode (Z) et de la haute tension U.

Le rendement est seulement de quelques %, on a plus de 95% de l'E cinétique des électrons qui est **convertie en chaleur**, ce qui justifie d'autant plus les mesures de **refroidissement** de l'anode. On voit que le rendement **dépend de Z**, d'où l'utilisation des alliages contenant des atomes avec un **numéro atomique Z élevé**, pour augmenter les effets entre les électrons incidents et la matière traversée et ainsi augmenter le rendement.

3. Paramètres du tube QCM ++

Les paramètres des tubes à RX sont **réglables**. Les radiologues modifient leur tube en fonction de ce qu'ils veulent faire comme type de cliché. Ils peuvent modifier le **milli ampérage** (= courant anodique i) et le **kilo voltage** (= haute tension U).



Exemples : Clichés obtenus avec une haute tension U élevée ou avec une haute tension faible
Sur le cliché du genou ce n'est pas évident de voir la différence entre les 2 clichés. Mais pour le cliché du thorax, quand on utilise un U élevé les poumons se voient plus nettement, qu'avec un U faible. Le réglage va donner des clichés différents, il faut donc essayer de l'optimiser.



V. Eléments d'imagerie radiologique

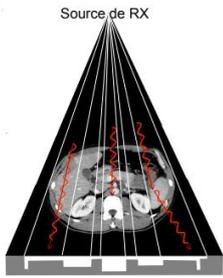
1. Formation de l'image radiologique

- On va mesurer la distribution spatiale du flux de rayons X qui traverse le patient. C'est une **imagerie par transmission** : on mesure les photons **transmis**, qui **passent à travers le patient** après avoir été émis par le tube (s'oppose à l'imagerie par émission où la matière n'est pas traversée par un rayonnement, mais émet elle-même le rayonnement).

- Les **contrastes** de l'image sont liés à la **différence d'atténuation des RX** par les différents tissus.

- On considère le **flux par unité de surface** ou **débit de fluence** : $F = \frac{\phi}{F}$. C'est ce débit de fluence que l'on va détecter au niveau de l'écran et qui va être égal au débit de fluence présent en sortie du tube à RX, **après avoir subi l'atténuation lors de la traversée de l'organisme**.

- La loi d'atténuation s'écrit $F = F_0 \times e^{-\mu x}$: la transmission est inversement proportionnelle à μ (probabilité d'interagir) et x (l'épaisseur des tissus).



Les photons qui **interagissent** avec la structure examinée sont **absorbés**.

Les photons **transmis** forment l'**image radiante** par interaction des RX avec un détecteur : on verra ainsi les zones d'atténuation des RX.

L'image reflète le pouvoir d'atténuation des structures traversées : si on a un **contraste** ça veut dire qu'on a une **différence d'atténuation des photons X**.

2. Interaction des RX avec les tissus

Les RX sont des rayonnements électromagnétiques d' E_{max} entre 50 et 150 kV, ils sont donc indirectement **ionisants** ($E > 13$ eV). La majorité des photons est transmise sans interagir avec l'organisme. Néanmoins ces interactions sont très importantes car ce sont elles qui vont créer le contraste dans l'image.

S'il y a interaction, elle se fait par **effet photoélectrique τ/ρ** ou par **effet Compton σ/ρ** au niveau des tissus traversés et du détecteur. La probabilité d'interaction dépend des coefficients linéiques μ d'atténuation des tissus et de l'énergie des RX.

→ **Effet Compton** : $\frac{\sigma}{\rho} = k \frac{1}{hv}$

Z n'intervient pas, donc la probabilité d'interaction ne dépend pas de la nature des tissus. On a une même probabilité pour l'os et les tissus mous.

→ **Effet photoélectrique** : $\frac{\tau}{\rho} = k \cdot \frac{Z^3}{(hv)^3}$

La probabilité d'interaction dépend beaucoup du Z. Donc la probabilité est supérieure pour l'os (riche en calcium $Z=20$) que pour les tissus mous.

C'est donc la **différence d'effet photoélectrique** qui va déterminer le **contraste**.

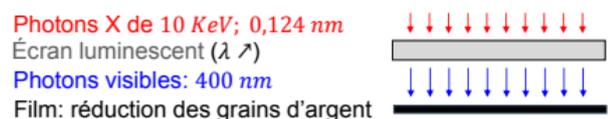
Les contrastes naturels	Les contrastes artificiels
<p>$C = \frac{1}{2}(\mu_2 - \mu_1)x = \frac{k}{2(hv)^3}(\rho_2 Z_2^3 - \rho_1 Z_1^3)x$</p> <p>Le contraste dépend de Z et ρ</p> <p>Si on regarde le coeff linéique d'atténuation de chaque tissu on voit qu'il est différent pour tous, ce qui va donner un contraste car les RX vont plus ou moins interagir avec chaque tissu.</p> <p>Par exemple on voit que l'os atténuera plus les RX que la graisse, du fait de son Z élevé (os composés de calcium avec $Z = 20$) et de son ρ élevé.</p>	<p>Parfois les contrastes naturels ne sont pas assez prononcés, du coup on utilise des produits de contraste artificiels, qui sont en général iodés (car $Z_I = 53$, c'est un Z très favorable pour avoir un contraste).</p> <p>Par exemple si on veut explorer la vessie, ce n'est pas possible de bien la distinguer car sa constitution physique est identique aux tissus autour.</p> <p>Donc on peut administrer un produit de contraste iodé (radio de droite) qui s'élimine par les voies urinaires. Lorsqu'on répète le cliché, le produit présent dans les voies urinaires va provoquer une forte atténuation des RX et donc un fort contraste.</p>

3. Interaction des RX avec les détecteurs

Après avoir traversé l'organisme, les RX sont arrêtés par un **système de détection**. Au niveau du détecteur on va avoir les mêmes mécanismes d'interaction : **effet photoélectrique** et **effet Compton**. Le problème c'est que les RX ne sont pas visibles (longueur d'onde trop faible) donc on va devoir les **rendre visibles**.

- **Détection par film radiologique :**

Dans l'image radiante, on a des RX qui arrivent avec une certaine énergie. On interpose un écran luminescent entre le flux de RX sortant de l'organisme et le film radiologique.



Cet écran a pour but de **provoquer pleins d'effets Compton**, et de transformer ces RX en photons **d'énergie moindre** et donc de **longueur d'onde plus importante** pour avoir des valeurs compatibles avec la vision humaine. On choisit l'écran de telle sorte que les photons qui sortent de l'écran aient une longueur d'onde de 400 nm (photons visibles).

- Autres détecteurs :

- Radioscopie : écran fluorescent et amplificateur de brillance
- Numérisation directe (détecteurs solides ou à gaz) : barrettes, détecteurs plans

Dans tous les cas il s'agit de détecter tous les photons, et pour cela il faut les rendre visibles et donc adapter leur longueur d'onde à notre œil.

4. Synthèse

