



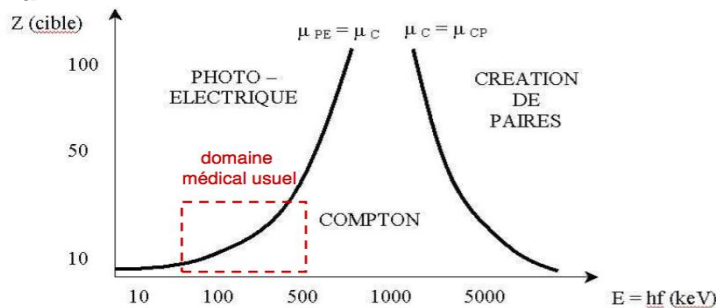
TUTORAT UE 3 2015-2016 – Biophysique

CORRECTION Séance n°5 – Semaine du 12/10

Radioactivité 2 Pr Mariano-Goulart

QCM n°1 : B, C, E

- A. Faux. La création de paires permet la matérialisation d'un couple électron/positon à partir d'un photon (relativiste) si $E_\varphi > 1,02 \text{ MeV}$.
- B. **Vrai.** $\mu_{PE} = C_n \times \rho \times \frac{Z^3}{E_\varphi^3}$ avec C_n étant une constante liée à la couche sur laquelle se trouve l'électron ionisé (on dit qu'elle dépend du nombre quantique principal n de l'électron ionisé), ρ la masse volumique du matériel, Z le nombre de charge et E_φ l'énergie du photon.
- C. **Vrai.** La diffusion élastique Thomson est un changement de direction de propagation sans variation d'énergie du faisceau.
- D. Faux. Pour le photon émis après diffusion inélastique Compton $E_\varphi = E_\varphi - E_i(e^-) - E_c(e^-)$. Il ne faut pas oublier $E_i(e^-)$ l'énergie d'ionisation de l' e^- ionisé après effet Compton.
- E. **Vrai.**



QCM n°2 : A, B, C

- A. **Vrai.** $\mu'_e = \frac{\ln(2)}{CDA'_e} = \frac{\ln(2)}{7 \times 10^{-2}} = 9,9 \text{ m}^{-1}$.
- B. **Vrai.** Le pourcentage de photons absorbés se calcule avec : $Nb\varphi_{abs}(x) = 1 - N_0 \times e^{-\mu x}$
Ici $Nb\varphi_{abs}(5\text{cm}) = 1 - 1 \times e^{-17 \times 0,05} = 0,573$ soit 57%. On prend $N_0=1$ (100% des photons) car on ne connaît pas le nombre de photons, on calcule donc un pourcentage.
- C. **Vrai.** Le pourcentage de photon ayant traversé la matière se calcule avec : $N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$
Ici $N(0,1\text{mm}) = 1 \times e^{-6,93 \times 0,1} = 0,50$ soit 50%. On aurait aussi pu calculer $CDA_p = \frac{\ln 2}{\mu_p} = \frac{\ln 2}{6,93} = 0,1 \text{ mm}$.
Il faudra donc une épaisseur de 0,1 mm pour atténuer la moitié des photons incidents, ce qui correspond bien à l'épaisseur donnée dans l'énoncé.
- D. Faux. A épaisseur égale le plomb est un meilleur radio protecteur que l'eau. On peut le voir en comparant les CDA dans l'eau et dans le plomb, plus la CDA est petite plus les photons sont absorbés rapidement et donc, meilleure est la protection. On pourrait raisonner de même avec les coefficients d'atténuation linéique, ils correspondent à des probabilités d'interaction par unité de longueur donc plus le coefficient d'atténuation est grand plus les photons sont atténués.
- E. Faux. $N(x; x') = N_0 \times e^{-\mu_e \times x} \times e^{-\mu_p \times x'} = N_0 \cdot \frac{1}{2^{CDA_e}} \times \frac{1}{2^{CDA_p}}$ On remplacera μ par μ' et CDA par CDA' pour les photons φ' de 500 keV.
Pour les photons de 100 keV on a : $N(5\text{cm}; 0,1\text{mm}) = e^{-0,17 \times 5} \times e^{-6,93 \times 0,1} = 0,214$ soit 21,4%.

Pour les photons de 500 keV on a : $N(5\text{cm}; 0,1\text{mm}) = \frac{1}{5} \times \frac{1}{2^4} = 0,599$ soit 59,9%.

QCM n°3 : A, E

- A. **Vrai.** $\mu_{PE} = C_n \times \rho \times \frac{Z^3}{E_\phi^3}$ avec C_n une constante liée à la couche de l'électron, ρ la masse volumique du matériel, Z le nombre de charge et E_ϕ l'énergie du photon.
- B. Faux. $LPM_{Os} = \frac{1}{\mu_o}$. Soit : $\mu_o = \frac{1}{LPM_o} = \frac{1}{1,75 \times 10^{-2}} = 57 \text{ m}^{-1}$. Le libre parcours moyen correspond à la distance moyenne parcourue par un photon avant interaction avec la matière.
- C. Faux. En pourcentage le muscle permet d'atténuer $1 - N(x) = 1 - N_0 \times e^{-\mu_m \times x}$
Soit : $1 - N(5\text{cm}) = 1 - e^{-0,25 \times 5} = 0,713$. Les 5cm de muscle permettent d'atténuer 71,3% des photons incidents. Les 28,7 % traversent sans atténuation.
- D. Faux. On a : $N_0 \cdot e^{-\mu_m \times x_m} \times e^{-\mu_o \times x_o} = N_0 \times e^{-\mu_m \times x_m - \frac{1}{LPM_{Os}} \times x_o} = 0,0518$
Soit : $-\mu_m \times x_m - \frac{1}{LPM_{Os}} \times x_o = \ln(0,0518)$
Donc : $x_o = -[\ln(0,0518) + \mu_m \times x_m] \times LPM_{Os} = -[\ln(0,0518) + 0,25 \times 5] \times 1,75 = 3 \text{ cm}$
- E. **Vrai.**

QCM n°4 : A, C, D, E

- A. **Vrai.**
- B. Faux. L'effet prédominant entre 10 keV et 50 keV dans les tissus biologique est l'effet photo électrique.
On a donc : $\mu_{PE} = C_n \times \rho \times \frac{Z^3}{E_\phi^3}$ avec le coefficient d'atténuation linéique inversement proportionnel à E_ϕ^3 .
On peut donc écrire que $\frac{\mu_{50\text{keV}}}{\mu_{25\text{keV}}} = \frac{E_{\phi_{25\text{keV}}}^3}{E_{\phi_{50\text{keV}}}^3} = \left(\frac{25}{50}\right)^3 = \frac{1}{8}$ soit $\mu_{25\text{keV}} = \mu_{50\text{keV}} \times 8$.
- C. **Vrai.** On sait que $I_1 = I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times (d-x)} \times e^{-\mu_{o50\text{keV}} \times x}$; $I_2 = I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times d}$ (avec d l'épaisseur du membre et x l'épaisseur de l'os. Attention pour I_2 on considère que le faisceau de photon ne traverse que du muscle sur l'épaisseur d).
Le contraste est égal à : $C_{50\text{keV}} = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = \frac{|I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times (d-x)} \times e^{-\mu_{o50\text{keV}} \times x} - I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times d}|}{I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times (d-x)} \times e^{-\mu_{o50\text{keV}} \times x} + I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times d}} =$
 $\frac{|e^{-0,25 \times 5} \times e^{-\frac{1}{1,75} \times 3} - e^{-0,25 \times 8}|}{e^{-0,25 \times 5} \times e^{-\frac{1}{1,75} \times 3} + e^{-0,25 \times 8}} = 0,448$. Rq : I_2 sera toujours inférieur à I_1 .
- D. **Vrai.** D'après l'item B : $\mu_{25\text{keV}} = \mu_{50\text{keV}} \times 8$.
Pour le contraste on a donc : $C_{25\text{keV}} = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = \frac{|I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times 8 \times (d-x)} \times e^{-\mu_{o50\text{keV}} \times 8 \times x} - I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times 8 \times d}|}{I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times 8 \times (d-x)} \times e^{-\mu_{o50\text{keV}} \times 8 \times x} + I_0 \times e^{-\mu_{m50\text{keV}} \times 8 \times d}} =$
 $\frac{|e^{-0,25 \times 5 \times 8} \times e^{-\frac{1}{1,75} \times 3 \times 8} - e^{-0,25 \times 8 \times 8}|}{e^{-0,25 \times 5 \times 8} \times e^{-\frac{1}{1,75} \times 3 \times 8} + e^{-0,25 \times 8 \times 8}} \approx 1$.
- E. **Vrai.** $C_{25\text{keV}} > C_{50\text{keV}}$ (meilleur contraste) du fait que $\mu_{25\text{keV}} > \mu_{50\text{keV}}$.
On choisit les voltages sur la machine en fonction de ce qu'on veut mettre en évidence :
-Très faibles kV (< 30 kV)
=> coefficient d'atténuation très élevé, uniquement par effet photoélectrique
=> « tous » les rayons X sont absorbés dans le patient
=> Irradiation du patient, mais pas d'image interprétable en fait !
-Très fort kV (>150 kV)
=> faible atténuation, uniquement par effet Compton
=> peu de variation entre les organes
=> Irradiation du patient, mais image sans aucun contraste, donc ininterprétable aussi !
On adapte les kV en fonction du contraste désiré.
-En mammographie : étude de tissus mous, contraste très élevé nécessaire => faibles kV < 40 kV.

-Pour le thorax : bon contraste spontané tissus mous,air/structure osseuse, donc faible contraste nécessaire pour traverser l'os => hauts kV >120kV.

-Pour le rachis : bon contraste spontané, mais forte atténuation de l'os => kV moyens 70 kV.

QCM n°5 : A, B, C, E

A. **Vrai.** Soit la loi de Bragg & Pierce : $\mu_{PE} \approx C_n \cdot \rho \cdot \left(\frac{Z}{E}\right)^3$. Connaissant μ_{65keV} , on peut alors calculer le rapport entre μ_{65keV} et μ_{45keV} pour ne faire apparaître que les données de l'énoncé : $\frac{\mu_{45keV}}{\mu_{65keV}} =$

$$\frac{C_n \cdot \rho \cdot \left(\frac{Z}{E_{45keV}}\right)^3}{C_n \cdot \rho \cdot \left(\frac{Z}{E_{65keV}}\right)^3} \cdot C_n, \rho \text{ et } Z \text{ sont intrinsèques au tissu, on peut alors simplifier par } \frac{\mu_{45keV}}{\mu_{65keV}} = \left(\frac{E_{65keV}}{E_{45keV}}\right)^3$$

$$\Leftrightarrow \mu_{45keV} = \left(\frac{E_{65keV}}{E_{45keV}}\right)^3 \times \mu_{65keV} = \left(\frac{65}{45}\right)^3 \times 49,7 = 149,78 m^{-1}.$$

NB : il n'est pas nécessaire de convertir les énergies en Joules (unité SI !) ni de mettre les puissances de 10 car c'est un rapport.

B. **Vrai.** $LPM_{45keV} = \frac{1}{\mu_{45keV}} = \frac{1}{\left(\frac{65}{45}\right)^3 \times 49,7} = 6,68 \cdot 10^{-3} m.$

C. **Vrai.** $N_1^{45keV}(x) = N_0^{45keV} \times e^{-\mu_{45keV} \times x}$. On considère 100 photons initiaux de 45 keV qui atteignent la dent. Ainsi, à la sortie de la dent il en restera : $N_1^{45keV}(x) = 100 \times e^{-149,78 \times 0,02} = 5$ photons. Cela signifie donc que 95 % des photons ont été atténués. On peut aussi le calculer en disant qu'on a $N_0=55$ photons de 45keV. On trouve $N=2,75$ photons qui sortent sans atténuation. Càd $2,75/55=5\%$ donc 95% atténués.

D. Faux. Cf. item C.

E. **Vrai.** Il faut d'abord calculer le nombre de photons de 65keV sortants. En utilisant la même formule qu'à l'item précédent : $N_1^{65keV}(x) = 100 \times e^{-49,7 \times 0,02} = 37$. Il suffit ensuite de faire un ratio : $\frac{0,45 \times 37}{0,45 \times 37 + 0,55 \times 5} = 85,8\%$.

Ou, $N_0=45$ photons de 65keV ; $N=16,65$ photons qui sortent. Total des photons sortis= $16,65+2,75$
% des photons de 65keV parmi ceux qui sont sortis : $16,65/(16,65+2,75) = 0,858$.

QCM n°6 : A, D

A. **Vrai.** Il peut s'agir d'interactions répulsives ou attractives créant des excitations voire ionisations.

B. Faux. Le TEL est proportionnel au carré de la charge de la particule incidente notée "z minuscule".

C. Faux. Pour les particules chargées lourdes on calcule le parcours, le pic formé par ce dépôt de dose est appelé le Pic de Bragg. On parle de parcours dans le cas des particules chargées lourdes, il mesure la profondeur à laquelle la dose est presque intégralement déposée, la vitesse y est alors quasiment nulle. Plus le TEL est grand, plus une grande quantité d'énergie est cédée sur une petite distance, plus le rayonnement a une nuisance biologique.

D. **Vrai.** $TEL \propto \left(\frac{Z}{v}\right)^2$. La vitesse des particules lourdes est relativement faible du fait de leur masse, si la vitesse diminue le TEL augmente. Si le TEL augmente, l'énergie perdue par unité de longueur sera plus élevée, donc la particule aura une faible pénétration mais fait de gros dommages (+++ pour radiothérapie métabolique).

E. Faux. La portée se calcule bien avec $P(mm) = \frac{E(keV)}{200}$, mais cela correspond à la distance maximale parcourue par la particule dans la direction initiale. Or la particule chargée légère va suivre une trajectoire dite en ligne brisée (zig-zag) liée aux phénomènes de diffusion et fera plus d'ionisations au final que sur la simple « ligne droite » décrite par la portée.

QCM n°7 : A, B, C, D, E

A. **Vrai.** Cela est dû au fait que le volume de l'électron est très petit devant celui de l'atome, comme le neutron n'est pas électriquement dévié sa probabilité d'interaction avec un électron est quasi nulle.

B. **Vrai.** Peu de perte énergétique donc peu de perte de vitesse.

C. **Vrai.** Les neutrons de faible énergie interagissent plus avec la matière car ils y passent plus de temps (E_c faible = vitesse plus faible)

D. **Vrai.** L'éjection d'un noyau de son atome par transfert de l'énergie cinétique du neutron incident équivaut à une ionisation de tous les électrons du nuage électronique. C'est ce qu'on appelle une ionisation indirecte.

- E. **Vrai.** En créant des radio-isotopes instables (en surcharge de neutrons) qui deviendront émetteurs γ , α , p (protons), ou 2n (neutrons).

QCM n°8 : C

- A. **Faux.** Les effets précoces sont aussi appelés effets déterministes et non stochastiques (qui sont les effets tardifs aléatoires).
- B. **Faux.** Seuls les effets déterministes ont une « dose seuil » ($D > 250 \text{ mGy}$). Il n'en existe pas pour les effets stochastiques puisque ce sont des phénomènes aléatoires.
- C. **Vrai.** Le coefficient d'efficacité biologique relative d'un rayonnement permet de calculer la dose équivalente notée H et exprimée en Sv. On passe des Gy aux Sv pour dire que l'on prend en compte les effets biologiques. Il prend bien en compte le TEL du rayonnement.
- D. **Faux.** C'est l'inverse car l'activité mitotique au niveau des gonades est plus importante qu'au niveau du muscle cardiaque.
- E. **Faux.** L'hypothèse de l'équilibre électronique est considérée en dosimétrie externe.

QCM n°9 : A, B, E

- A. **Vrai.** $D = F \times \frac{\mu}{\rho}_{\text{photons}}$ et $F = \frac{dE}{dS} = \frac{A \times E \times t}{4\pi r^2}$ donc on a :
- $$D = \frac{A \times E \times t}{4\pi r^2} \times \frac{\mu}{\rho}_{\text{photons}} = \frac{780 \cdot 10^9 \times 0,65 \cdot 10^6 \times 1,6 \cdot 10^{-19} \times 9 \times 3600}{4\pi \times 3^2} \times 0,008 = 0,186 \text{ Gy} \approx 0,19 \text{ Gy}$$
- B. **Vrai.** On considère qu'il y aura des effets déterministes (précoces) au-delà de 250 mGy. Ici on est en dessous de ce seuil, il ne sera donc pas victime d'effets déterministes.
- C. **Faux.** Ils dépendent aussi du TEL du rayonnement ionisant.
- D. **Faux.** $E = \sum H_T \times w_T$ et $H_T = \sum D_R \times w_R$ donc : $E = \sum (\sum D_R \times w_R) \times w_T$. Ici, pour les poumons on obtient : $E_{\text{poumons}} = 0,186 \times 0,12 = 0,0223 \text{ Sv}$
- E. **Vrai.** C'est la loi en $\frac{1}{d^2}$: si on double la distance, on divise par quatre la dose absorbée.

QCM n°10 : B, D, E

- A. **Faux.** Une exposition de X C/kg est produite par $\frac{X}{e}$ ionisations.
On a alors : $\frac{X}{e} = 1,5 \cdot 10^{15} \Leftrightarrow X = 1,5 \cdot 10^{15} \times 1,6 \cdot 10^{-19} = 2,4 \cdot 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1}$.
- B. **Vrai.** $D_{\text{tissu}} = 34 \times X \times \frac{(\frac{\mu}{\rho})_{\text{tissu}}}{(\frac{\mu}{\rho})_{\text{air}}} = 34 \times 2,4 \cdot 10^{-4} \times \frac{7 \cdot 10^{-5}}{1,53 \cdot 10^{-4}} = 3,73 \cdot 10^{-3} \text{ Gy}$.
- C. **Faux.** $D = (\frac{\mu}{\rho})_{\text{tissu}} \times F \Leftrightarrow F = \frac{D}{(\frac{\mu}{\rho})_{\text{tissu}}}$. Attention : L'unité SI du coefficient massique d'absorption est le $\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$, il faut donc diviser par 10 (on multiplie par 10^3 pour passer en kg^{-1} et on divise par 10^4 pour passer en m^2) les valeurs de l'énoncé pour passer du $\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ au $\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$ (manœuvre non nécessaire quand on fait un rapport comme dans le calcul de la dose absorbée à l'item B).
- Ainsi : $F = \frac{D}{(\frac{\mu}{\rho})_{\text{tissu}}} = \frac{34 \times X \times (\frac{\mu}{\rho})_{\text{tissu}}}{(\frac{\mu}{\rho})_{\text{tissu}}} = \frac{34 \times 2,4 \cdot 10^{-4} \times \frac{7 \cdot 10^{-6}}{1,53 \cdot 10^{-5}}}{7 \cdot 10^{-6}} = 533,3 \text{ J.m}^{-2}$.
- D. **Vrai.** $E = \sum H_T \times w_T = \sum (\sum D_R \times w_R) \times w_T = \left(34 \times X \times \frac{(\frac{\mu}{\rho})_{\text{tissu}}}{(\frac{\mu}{\rho})_{\text{air}}} \times w_R \right) \times w_T = \left(34 \times 2,4 \cdot 10^{-4} \times \frac{7 \cdot 10^{-6}}{1,53 \cdot 10^{-5}} \right) \times 0,14 = 5,227 \cdot 10^{-4} \text{ Sv} = 522,7 \cdot 10^{-6} \text{ Sv} = 522,7 \mu\text{Sv}$.
- E. **Vrai.**

QCM n°11 : A, E

- A. **Vrai.** $\bar{D}(r_{\text{foie}}) = \sum \bar{A}_h \times S(r_{\text{foie}} \leftarrow r_h) = \sum A_0 \times \tau_h \times S(r_{\text{foie}} \leftarrow r_h) = A_0 \times \sum \tau_h \times S(r_{\text{foie}} \leftarrow r_h)$
Attention aux unités : le facteur S est en $\text{mGy.Bq}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$, il faut convertir le temps de résidence en secondes. Il suffit de le multiplier par 3600 pour chaque organe (on peut aussi convertir le facteur S en $\text{mGy.Bq}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$ en le multipliant par 3600).
 $\bar{D}(r_{\text{foie}}) = A_0 \times \sum \tau_h \times S(r_{\text{foie}} \leftarrow r_h) = 200 \cdot 10^6 \times 3600 \times (0,15 \times 1,94 \cdot 10^{-6} + 0,5 \times 1,11 \cdot 10^{-6} + 0,42 \times 8,33 \cdot 10^{-8}) = 6,34 \cdot 10^5 \text{ mGy} = 634 \text{ Gy}$.
- B. **Faux.** Cf. item A.

C. Faux. $H_{foie} = \bar{D}(r_{foie}) \times w_{proton} = 634,309 \times 5 = 3171,5 \text{ Sv}$.

D. Faux. $E_{foie} = H_{foie} \times \omega_{foie} = [\bar{D}(r_{foie}) \times w_{proton}] \times \omega_{foie} = [634,309 \times 5] \times 0,05 = 158,6 \text{ Sv}$.

E. **Vrai**. Cf. item D.

QCM n°12 : A, C, D

A. **Vrai**. Pour l'inversion de population (envoi des photons incidents qui vont exciter les électrons du matériau), le matériau peut aussi être solide ou liquide.

B. Faux. La cavité résonante permet la formation d'une onde stationnaire. De plus, le rayonnement LASER est monochromatique.

C. **Vrai**.

D. **Vrai**. Plus la longueur d'onde est faible, plus le rayonnement est énergétique. Le MASER utilisant des micro-ondes, il produira un rayonnement moins énergétique que le LASER (qui utilise les rayonnements du spectre du visible ou des UV : effet photoablatif)

E. Faux. Ce n'est pas électrochimique mais photochimique. L'effet photochimique consiste en l'absorption d'un rayonnement LASER par un photosensibilisant qui devient cytotoxique. Cela permet également de traiter des tumeurs.

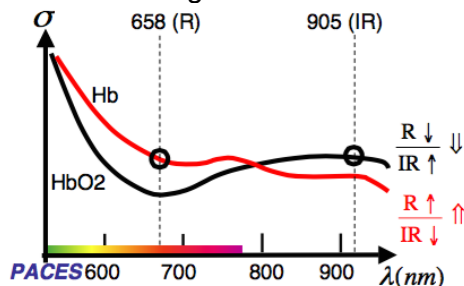
QCM n°13 : A, D

A. **Vrai**. $k = \sigma \times C$

B. Faux. La diffusion Mie se fait si le rayon de la molécule est du même ordre de grandeur que la longueur d'onde.

C. Faux. Dans le cas de la diffusion Rayleigh le coefficient d'atténuation linéique est inversement proportionnel à λ^4 : $k \propto \frac{N}{\lambda^4}$. Les diffusions Thomson, Rayleigh et Mie sont des diffusions élastiques. Les diffusions Rayleigh et Mie sont des diffusions sélectives (c'est-à-dire qui dépendent de la longueur d'onde) et anisotropes (c'est-à-dire qui se font de manière différente dans les trois dimensions de l'espace).

D. **Vrai**. Ce principe se base sur une différence d'absorption entre la lumière visible et les infrarouges, selon si l'hémoglobine est réduite ou oxygénée.



$$Sa_{O_2} = \frac{Hb_{O_2}}{Hb_{O_2} + Hb}$$

E. Faux. C'est l'inverse, le pouvoir rotatoire fait basculer le plan de polarisation, alors que le dichroïsme circulaire rend la polarisation elliptique (absorption différente selon si la lumière est polarisée circulairement vers la droite ou vers la gauche).

QCM n°14 : A, C

A. **Vrai**. $k = \sigma \times C = \sigma \times \frac{m}{M \times V}$.

Il faut que le coefficient d'extinction molaire soit en $\text{m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$. On a alors $\sigma = 1450 \text{ L} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1} = 145 \text{ m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$ ou $1450 \times 100 \text{ L} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$.

$$k = \sigma \times \frac{m}{M \times V} = 145 \times \frac{72}{180 \times 20} = 2,9 \text{ m}^{-1} \text{ ou } 1450 \times 100 \times \frac{72}{180 \times 20 \cdot 10^3} = 2,9 \text{ m}^{-1}.$$

B. Faux. $I = I_0 \times e^{-\sigma \times L \times C} = I_0 \times e^{-\sigma \times L \times \frac{m}{M \times V}} = I_0 \times e^{-145 \times 8 \cdot 10^{-3} \times \frac{72}{180 \times 20}} = 0,977 \times I_0 \approx \frac{I_0}{10}$. 2,3 % ont été absorbés par la solution.

C. **Vrai**. $F = \frac{I_0 - I}{I_0} = \frac{I_0 - 0,977 \times I_0}{I_0} = \frac{(1 - 0,977) \times I_0}{I_0} = 1 - 0,977 = 0,023$.

D. Faux. Absorbance = Densité optique = Fraction de lumière absorbée notée F.

E. Faux. Il suffit de regarder la formule permettant de calculer la fraction de lumière sortante $\frac{I}{I_0} = e^{-\sigma \times L \times C}$ avec L la largeur de la cuve. De plus, plus la cuve est large, plus les particules de lumière auront une probabilité élevée d'être atténuées par des particules contenues dans la solution.