

Physique de Radiodiagnostic

COURS PHYSIQUE MEDICALE(M2)

2023-2024

Dr: BENAZI Nabil

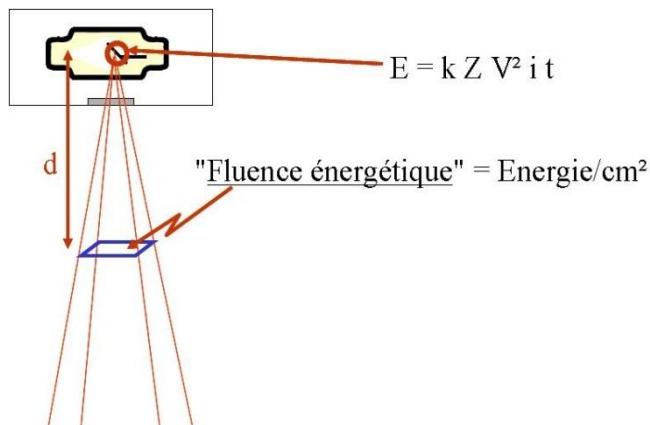
Interaction du faisceau avec le corps humain

-

1) Fluence énergétique.

La quantité d'énergie émise à l'anode sous forme de rayons X est connue à une constante près Elle vaut $E = kZV^2it$. La filtration et la collimation, en interceptant une certaine proportion du faisceau, affectent sans doute la constante k mais ne modifient pas la loi de base. On peut donc considérer que cette loi s'applique au faisceau dans son trajet entre le boîtier source et le patient.

S'agissant du patient, la question intéressante est de voir comment cette énergie se distribue sur la surface exposée. Par définition, on appelle **fluence énergétique** l'énergie déposée par le rayonnement par cm^2 de surface traversée. Pour un faisceau qui présente une certaine ouverture, il est clair que la fluence dépend de la distance d considérée : Plus on s'éloigne, plus la surface exposée augmente alors que la quantité d'énergie reste inchangée.



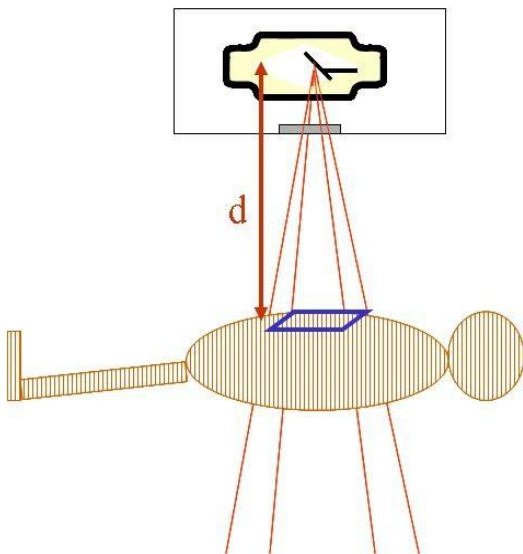
Quand d augmente, la surface augmente dans la même proportion qu'une sphère qui serait centrée sur le point source. Elle varie donc comme le carré de la distance, ce qui donne pour la fluence énergétique, à une constante K près, différente de la constante k ci-dessus :

$$F = K \frac{V^2 i t}{d^2}$$

Prenant en compte la dimension temporelle, l'énergie par cm^2 de surface et par seconde d'exposition est dite **intensité rayonnée**. Il est clair qu'une énergie par cm^2 et par seconde peut être vue de façon équivalente comme une fluence par seconde ou comme une puissance par cm^2 .

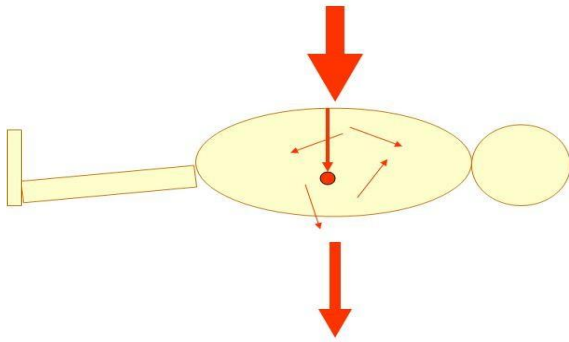
$$I_r = \frac{F}{t} = K \frac{V^2 i}{d^2}$$

En radiologie ces formules sont d'application directe au niveau de la surface exposée du corps du patient. Elles décrivent le faisceau d'entrée. On conclut qu'aux trois paramètres de fonctionnement du tube, à savoir V (les kV), i et t (ou le produit it exprimé en mAs) s'ajoute un quatrième paramètre, spatial celui-là, à savoir la distance d entre le foyer et la face exposée du corps.



2) Interaction avec le corps.

Dans sa traversée du corps le faisceau s'atténue progressivement selon les différents processus physiques. La création de paires n'est pas à prendre en compte ici puisqu'elle suppose des énergies supérieures au MeV, ce qui est très largement au-delà de ce qui est pratiqué en radiologie. La diffusion de Rayleigh est présente mais vu sa faible probabilité elle ne joue pas de rôle important à ce niveau. En définitive la discussion se limite aux effets photoélectrique et Compton, responsables de l'essentiel de l'atténuation.



A la sortie du corps, l'intensité restante, ou partie transmise, est formée des photons qui n'ont subi aucune interaction sur leur trajet. Ce sont eux qui sont susceptibles d'aller impressionner le film. C'est parce que la transmission varie de point en point que la radiologie a une raison d'être, car s'il en est ainsi c'est que les photons traversent des tissus de natures différentes, de densités différentes et d'épaisseurs différentes.

a) Différences selon les tissus.

Pour entamer la discussion sur les contrastes en radiologie, il est d'usage de considérer dans un premier temps deux classes de tissus seulement: les tissus mous d'une part, les tissus osseux d'autre part. Non pas que les ambitions de la radiologie moderne se limitent à cela, mais l'étude de contrastes moins affirmés revient à reprendre les mêmes critères en les affinant autant que faire se peut, avec pour limite extrême le cas très particulier et très délicat de la mammographie qui fera l'objet d'un chapitre dédié. Outre les tissus mous et osseux, le milieu gazeux "air" est aussi à considérer puisqu'il intervient à l'évidence dans la graphie des poumons, mais l'absorption des rayons X y est nulle en bonne approximation de sorte que ce milieu ne doit pas être pris en compte ici.

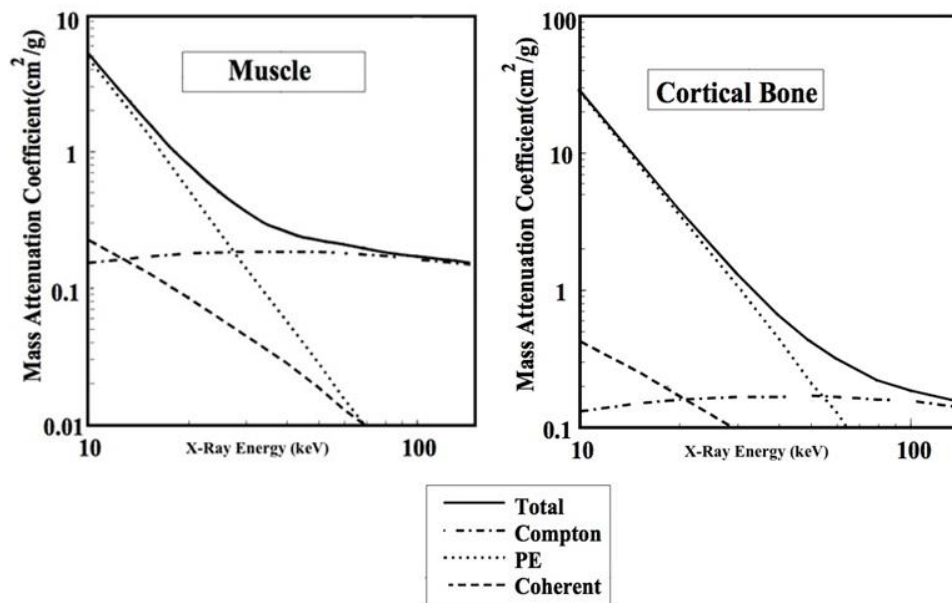
Comme signalé ci-dessus, l'intensité transmise dépend de trois caractéristiques de la matière traversée: sa densité, sa nature et son épaisseur. Plutôt que de faire appel au coefficient d'atténuation μ , il est intéressant d'utiliser le coefficient d'atténuation massique ξ , tel que $\mu = \rho\xi$, où ρ est la masse spécifique. De fait, le lien entre l'intensité transmise I_t et l'intensité initiale I_0 étant donné par

$$I_t = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-\rho \xi x}$$

...on sépare clairement dans le produit $\rho \xi x$ les trois paramètres matériels de base: la densité donné par ρ , la nature du matériau représentée par ξ , et la variable d'épaisseur x .

L'épaisseur x est très variable d'une application à l'autre. La densité des tissus mous est souvent proche de celle de l'eau, soit 1, alors que la densité des os se situe entre 1,7 et 2. Pour simplifier, on admettra que les os sont deux fois plus denses que les tissus mous. Les coefficients d'atténuation quant à eux sont très dépendants de l'énergie des rayons X, ce qui mérite qu'on s'y attarde.

Les graphes ci-dessous montrent la variation de ξ en fonction de l'énergie des rayons X, pour les muscles d'une part et pour les os d'autre part. Il est bon de rappeler que lorsque le tube est réglé sur 100kV par exemple, ce sont les électrons qui ont une énergie de 100keV, alors que les rayons X dans le faisceau filtré ont une énergie moyenne de 30 à 40 keV, ce qui correspond grosso modo au milieu des graphes. (Voir la source [ici](#))



La limite gauche des graphes correspond à une énergie de 10keV. En ce point, le coefficient pour les muscles est proche de $5\text{cm}^2/\text{g}$. Pour $\rho=1\text{g}/\text{cm}^3$ et x égal à quelques centimètres d'épaisseur, on obtient une absorption très importante. On est donc là dans une région d'énergie de contraste nul puisque même les tissus les moins absorbants apparaissent quasi opaques.

La limite droite des graphes est de 100keV, ce qui signifierait des tensions tube de l'ordre de 300kV. A supposer que cela soit techniquement possible, on voit que cela serait aussi inutile puisque le milieu le plus absorbant, le milieu osseux, présente des coefficients de $0,2\text{ cm}^2/\text{g}$ environ ce qui signifie qu'il devient lui aussi transparent aux rayons.

Par contre, au milieu de graphe, vers 30 ou 40 keV, le milieu osseux reste très absorbant ($\xi \approx 0,2\text{cm}^2/\text{g}$), alors que les tissus musculaires sont dans une région d'absorption sensible (pour $\xi=0,2\text{cm}^2/\text{g}$, $\rho=1\text{g}/\text{cm}^3$ et $x=5\text{cm}$, on obtient $I_t \gg 0,35 I_0$). On voit là que la région de fonctionnement standard du tube n'est pas liée à des considérations ou limitations techniques, mais qu'elle est vraiment celle qui convient à la différenciation des tissus biologiques par la voie des rayons X.

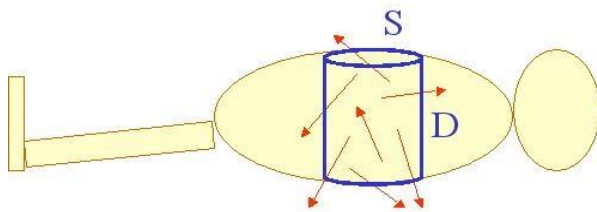
On constate par ailleurs que pour les os l'effet Compton est négligeable. A peu de chose près l'atténuation n'est due qu'à l'effet photoélectrique PE. Pour le muscle par contre, et cela est vrai pour l'ensemble des tissus mous, les effets Compton et photoélectrique font jeu égal dans la région intéressante et le Compton l'emporte même largement dans la zone qui s'étend de

50keV à 100keV et couvre la partie haute du spectre d'émission des rayons X. Autrement dit la diffusion Compton est tout à fait importante dans ce qui fait la plus grande partie du volume du corps. Ce problème ne peut être négligé.

b) Rayonnement diffusé.

La diffusion Compton contribue au contraste entre tissus, mais là s'arrête sans doute son rôle positif. Pour le reste on ne peut négliger ses effets négatifs liés à l'émission dans toutes les directions de rayons X de diffusion plus ou moins mous. Elle contribue à disperser la dose patient dans des zones du corps largement en dehors du trajet faisceau. Elle constitue un problème de protection pour le radiologue ou technologue qui aurait à se tenir à proximité du patient. Elle impressionne le film sur toute sa surface de façon homogène, ce qui l'apparente à un bruit de fond et détériore la qualité de l'image.

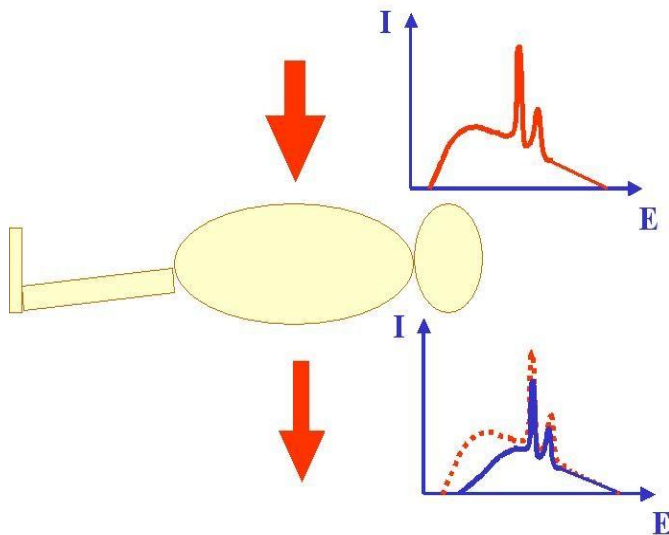
L'importance du rayonnement diffusé dépend fortement du volume traversé par le faisceau, c'est-à-dire au produit SD, surface exposée S multipliée par l'épaisseur D



Le paramètre surface est en partie imposé par la région à explorer mais aussi en partie opérateur-dépendant puisqu'une bonne collimation peut optimiser sa valeur. Le paramètre D est en général une contrainte, souvent influencée par la corpulence du patient.

c) Durcissement du faisceau.

Durant la traversée du corps, les rayons X les plus mous sont plus absorbés que les rayons X de haute énergie. Le faisceau se durcit donc progressivement. La partie transmise, qui est aussi celle qui sera détectée, est décalée vers les hautes énergies.



Le graphe ci-dessous montre un spectre obtenu sur cible de tungstène à 60kV de tension, valeur assez basse et raison pour laquelle on ne voit pas les pics caractéristiques qui se situent juste au-dessus. Les courbes sont obtenues respectivement avant et après la traversée de 9,5cm de tissus mous et 0,5cm d'os. Attention: chaque courbe a été normalisée à l'unité pour sa valeur maximum afin de bien montrer le déplacement du centre de gravité. En valeur absolue, les intensités de la courbe de droite devraient être contenues sous la courbe de gauche.

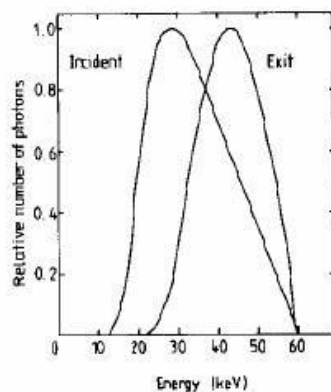
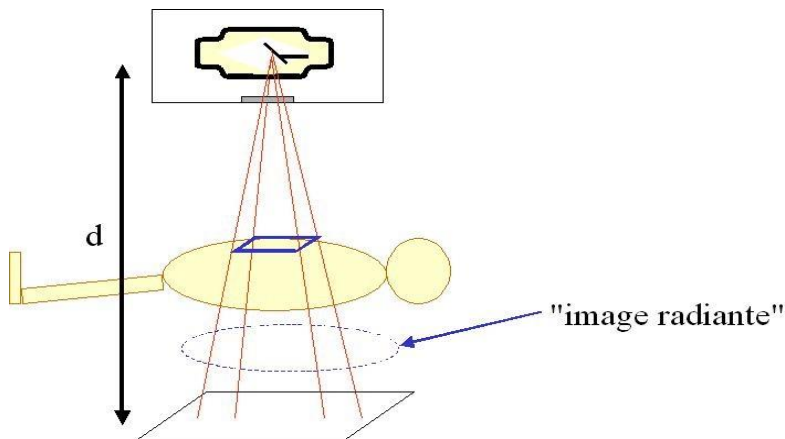


Figure 2.10 X-ray spectra for an x-ray tube with a tungsten target: 60 kV constant potential with 1.5 mm aluminium added. The spectra are shown both before and after attenuation by 9.5 cm soft tissue plus 0.5 cm bone. (The spectra are based on the work of Birch *et al* (1979).)

3) Image radiante et fluence sortante.

A la sortie de l'organisme, le faisceau contient déjà toute l'information puisqu'il est modulé de point en point selon les matériaux traversés. L'image à construire est donc déjà présente virtuellement à ce niveau. Elle est dite **image radiante**.



La **fluence sortante** (rappel: fluence=énergie/cm²) ne répond certainement plus à la formule vue précédemment pour la fluence entrante. Elle ne connaît d'ailleurs pas de valeur simple puisque par définition elle dépend de la région anatomique traversée et surtout elle varie de point en point. Tout au plus peut-on étudier la dépendance de la valeur moyenne de F en fonction des paramètres de travail: V, i, t et d. Certains auteurs estiment que cette valeur moyenne suit une loi semblable à la fluence entrante avec toutefois une différence très remarquable: une variation en la puissance 5 de V plutôt qu'en puissance 2.

$$\bar{F} = K \frac{V^5 i t}{d^2}$$

Une variation en puissance 5 est extrêmement rapide. Passer de 100kV à 90kV par exemple diminue l'énergie d'un facteur 2! Par contre les dépendances en i, t et d restent inchangées.

2 Le contrôle qualité en imagerie médicale.

2.1 Le contrôle qualité.

2.1.1 Définition

On entend par « contrôle qualité » d'un dispositif médical l'ensemble des opérations destinées à évaluer le maintien des performances revendiquées par le fabricant ou, le cas échéant, fixées par le directeur de l'établissement; le contrôle qualité est dit interne s'il est réalisé par l'exploitant ou sous sa responsabilité par un prestataire ; il est dit externe s'il est effectué par un organisme indépendant de l'exploitant, du fabricant et de celui qui assure la maintenance du dispositif.

En particulier, le contrôle qualité en imagerie est l'ensemble des opérations visant à maintenir ou améliorer la qualité de l'image. Cette activité permet de fournir aux radiologues des images comportant toutes les données leur permettant de porter un diagnostic fiable.

Un programme de contrôle de qualité des principaux appareils de radiologie comprend deux volets:

- La maîtrise de la qualité obtenue par des techniques d'essais ou de tests
- La gestion de la qualité à travers la détermination des priorités d'action à entreprendre

Les appareils d'imagerie médicale à RX visés dans ce contrôle sont les appareils de radiodiagnostic, les amplificateurs de luminance, les appareils de mammographie analogique et numérique et les appareils de scannographie.

2.1.2 Les objectifs du contrôle de qualité en imagerie médicale

Un programme de contrôle de qualité est destiné à vérifier de façon objective le fonctionnement optimal des installations, pour ce faire, il convient de définir un protocole d'évaluation de paramètres standards à savoir le signal sur bruit, le contraste, la résolution spatiale, les fréquences spatiales, la réponse impulsionnelle, le temps d'acquisition et les comparer à des valeurs de référence.

Les principaux tests de contrôle sur un équipement standard de radiologie peuvent se résumer en la vérification des paramètres d'acquisition et des paramètres propres de la machine. En mammographie, on pourra compléter entre autres par la vérification des paramètres fonctionnels, du système de compression, de la couche de demi-atténuation, de l'exposition, de la filtration, de la reprographie compte tenu de la délicatesse des clichés.

Dans tous les cas, la qualité d'une image diagnostique dépend essentiellement de certains paramètres fondamentaux que sont : la résolution à bas taux de contraste beaucoup plus pour voir des différenciations très proches des tissus, la résolution spatiale ou la résolution à haut taux de contraste destinée à la recherche des micro calcifications ou des fractures, et la dose au patient. Un programme de contrôle de qualité doit respecter la périodicité définie ou à définir afin d'intégrer le processus de certification.

2.1.3 Dispositions générales

La présente décision s'applique aux équipements de l'imagerie médicale utilisés à des fins diagnostics. Le contrôle qualité auquel sont soumises ces installations, est à la fois interne, réalisé par l'exploitant ou sous sa responsabilité par un prestataire, et externe, réalisé par un organisme de contrôle de qualité agréé par les instances sanitaires.

Conformément aux dispositions prévues par les articles du code de la santé publique, la présente précise :

- la nature des opérations de contrôle à mettre en œuvre pour s'assurer du maintien des performances des dispositifs médicaux objets de la présente décision et les modalités de leur réalisation;
- la périodicité des contrôles et les situations nécessitant un contrôle en dehors des contrôles périodiques;

- la nature des opérations de maintenance de ces dispositifs qui nécessitent un nouveau contrôle en dehors des contrôles périodiques;
- les critères d'acceptabilité auxquels doivent répondre les performances ou les caractéristiques des dispositifs soumis à la présente décision;
- les recommandations en matière d'utilisation et de remise en conformité compte tenu des dégradations ou des insuffisances de performances ou de caractéristiques constatées ainsi que, le cas échéant, les délais laissés à l'exploitant pour remettre en conformité les dispositifs.

2.1.4 Organisations des contrôles

Le contrôle de qualité interne est réalisé par l'exploitant ou le prestataire de son choix, au plus tard quatre mois après l'installation. Le premier contrôle externe, appelé contrôle externe initial, doit être réalisé au plus tard dans un délai de un an après l'installation.

Le contrôle de qualité comporte :

- des opérations de contrôle qualité interne réalisées selon les périodicités précisées.
- un contrôle de qualité externe annuel qui comprend des opérations de tests sur l'équipement et un audit du contrôle interne.

Chaque contrôle de qualité annuel doit être effectué à la date anniversaire du contrôle initial avec une tolérance de plus ou moins un mois. Les contrôles de qualité externes donnent lieu à un rapport de contrôle émis dans un délai maximum de douze jours ouvrés.

2.1.5 Traitement des non conformités

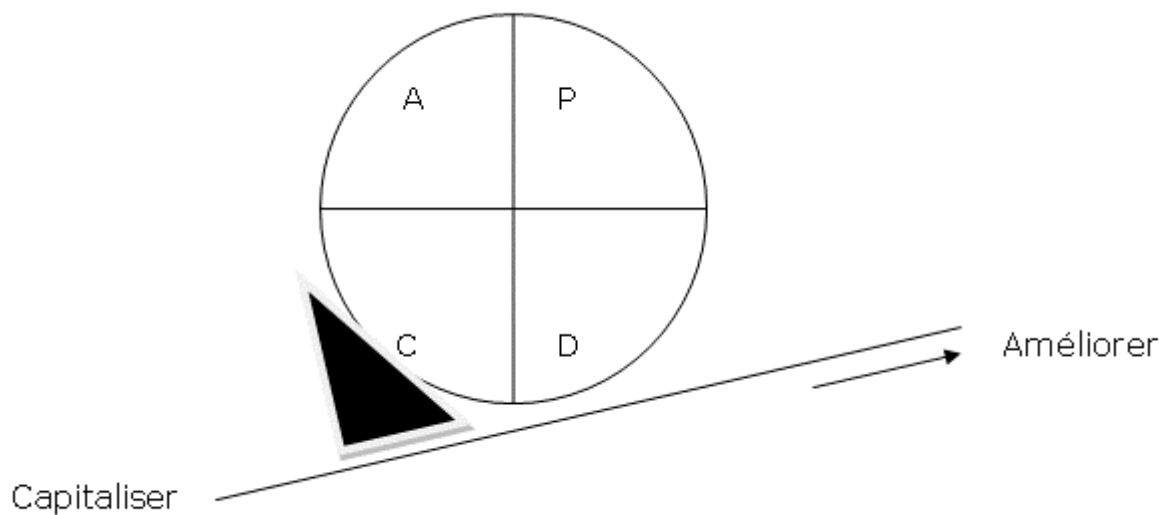
Les non conformités mises en évidence par les contrôles permettent la poursuite de l'exploitation, sous réserve d'une remise en conformité qui doit être réalisée dès que possible.

Pour le profil de la dose, en cas de non-conformité, celle-ci doit faire l'objet d'un signalement aux instances sanitaires dans le cadre du système national de matériovigilance dans un délai maximum de douze jours ouvrés à compter du constat de la non-conformité.

Dans le cas d'un contrôle externe, le constat d'une non-conformité fait l'objet d'une contre visite dans un délai maximal de quatre mois. Dans le cas où une contre visite, révèle une non-conformité persistante, l'organisme de contrôle agréé la signale aux instances sanitaires dans le cadre du système national de matériovigilance, dans un délai maximal de douze jours ouvrés à compter du constat de la non-conformité.

2.2.1 Le cycle PDCA de Deming :

Le contrôle de qualité est un des quatre éléments de la boucle d'amélioration continue PDCA à la base des normes ISO 9000 :2001 et ISO 14001 :2004



P : planifier(les contrôles)
 D : Déployer, réaliser (ces contrôles)
 C : Contrôler
 A : Agir pour améliorer.

Le contrôle de qualité d'un dispositif médical est donc l'un des moyens de gestion de la qualité des soins donnés aux patients.

Pour réaliser un contrôle de qualité, il faut d'abord que les conditions ou les dispositions à la réalisation de ce contrôle soient préétablies : ces dernières précisent bien les moyens, les méthodes et les limites de conformité.

Concrètement, cela se présente sous forme de planning de contrôle, procédures, consignes, modes opératoires, spécifications etc.

Pour être réalisé dans les bonnes conditions, le contrôle doit être réalisé par du personnel qualifié. Les résultats d'un contrôle de qualité doivent être enregistrés et ces enregistrements conservés afin de démontrer la conformité ou non du dispositif contrôlé.

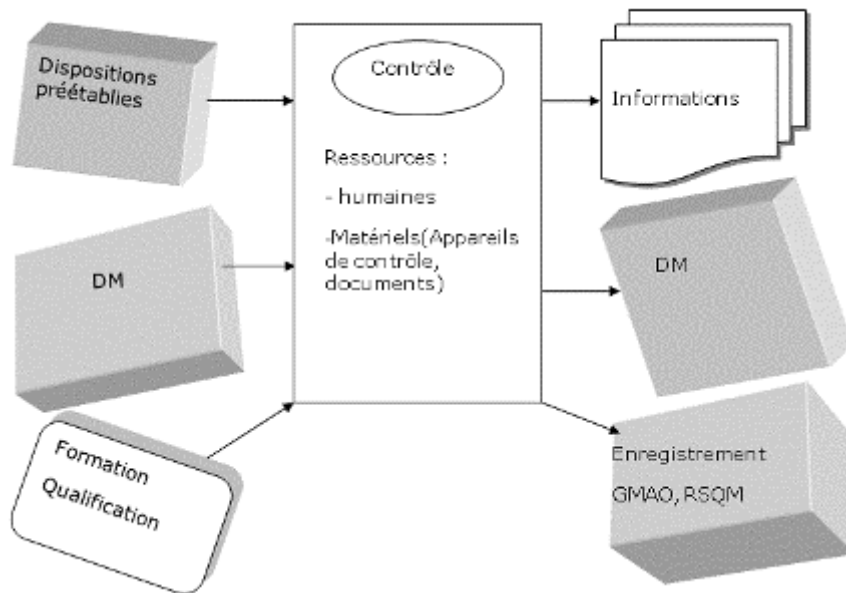
Le contrôle doit produire également des informations qui après traitement et analyse génèrent des actions correctives ou préventives.

2.2.2 Processus du contrôle qualité :

Si l'on considère le contrôle comme un processus, les données

- d'entrée sont :
 - le DM à contrôler.
 - les dispositions préétablies.
 - la qualification, la formation des personnes qui effectuent le contrôle.
- de sortie sont :
 - le DM contrôlé.
 - les enregistrements du contrôle.
 - les informations destinées à l'amélioration.

Cela peut se traduire sur un logigramme de la façon suivante :



2.3 Que faut-il contrôler ?

2.3.1 En mode graphie

2.3.1.1 Vérification de la haute tension.

Intérêt de la mesure : Contrôle de la bonne énergie du faisceau à différentes constantes.
 Normalité : Ecart < à 10 % entre les kV affichés et réels.
 Risque de déviance : si trop faible, manque de pénétration et dose importante; si trop fort, perte de contraste.
 Mesure à prendre : Réglage du générateur après confirmation en mode invasif.
 Éléments parallèlement influencés: Noircissement, débit, temps et rendement du tube.

2.3.1.2 Répétabilité de la haute tension

Intérêt de la mesure : Stabilité du générateur,
 Normalité : Ecart < à 5 % de la valeur moyenne.
 Risque de déviance : mauvaises fiabilité et reproductibilité de noircissement des clichés.
 Mesure à prendre : Réglage du générateur.
 Éléments parallèlement influencés: Kerma, noircissement et contraste irréguliers.

2.3.1.3 Vérification de la couche de demi-atténuation.

Intérêt de la mesure : Qualité du spectre du rayonnement.
 Normalité : à 70 kV, la dose ne doit être atténuée de moitié qu'à partir de 2,3 mm Aluminium.
 Si la dose est atténuée de moitié à moins de 2 mm Aluminium, alors on doit arrêter l'utilisation et le signaler à la matériovigilance.
 Risque de déviance : Dose à la peau importante ou perte de contraste.
 Mesure à prendre : Rectifier la filtration additionnelle du faisceau X.
 Éléments parallèlement influencés: Lecture des kV, mAs, dosimétrie.

N.B.: Un faisceau X non filtré est composé de photons à haute et basse énergie.
 Les photons à basse énergie doivent être bloqués à l'émission car ils ne contribuent pas à la construction de l'image diagnostique bien que participant à la dose reçue par le corps humain. Seul le rayonnement supérieur à une certaine énergie contribuera à l'image et son contraste. Pour bloquer ce rayonnement de faible énergie, un filtre fixe et un filtre additionnel (selon l'utilisation) sont positionnés en sortie de fenêtre de gaine par le constructeur.

2.3.1.4 Répétabilité, Reproductibilité, Linéarité.

2.3.1.4.1 Répétabilité

Intérêt de la mesure : Stabilité du kerma à kV constants.

Normalité : < à 10% de la valeur moyenne.

Risque de déviance : mauvaises fiabilité et reproductibilité du noircissement des clichés.

Mesure à prendre : Réglage de la minuterie et des débits du générateur en mode invasif.

Éléments parallèlement influencés: Noircissement du cliché, Dose, Qualité image.

2.3.1.4.2 Reproductibilité

Intérêt de la mesure : Stabilité du kerma en dépit du rapport débit/temps

Normalité : < à 15% de la valeur moyenne.

Risque de déviance : mauvaise fiabilité et reproductibilité de noircissement des clichés.

Mesure à prendre : Réglage des Temps et des débits du générateur en mode invasif.

Pour certains cas où le générateur choisit de lui-même, selon les mAs demandés par l'utilisateur, ses valeurs de mA et mSec, des mesures plus précises devront être réalisées par le mainteneur, en cas d'inconstance de clichés ou d'incohérence entre les mAs et le Kerma. Les valeurs mSec et mA peuvent être approchées avec la mesure temps de pose de l'appareil de mesure.

Éléments parallèlement influencés: Noircissement du cliché, dose, Linéarité.

Intérêt de la mesure : Stabilité du kerma, en dépit de la puissance demandée (kV fixes).

Normalité : < 15% écart de rendement

Risque de déviance : Temps de pose allongés, qualité image, dose.

Mesure à prendre : Réglage des temps et des débits du générateur en mode invasif.

Éléments parallèlement influencés: Noircissement du cliché, dose

2.3.1.4.3 Linéarité initiale

Intérêt de la mesure: Quantification du vieillissement du tube.

Normalité: < 65% du rendement initial.

Risque de déviance: Spectre du faisceau hétérogène, temps de pose, qualité image.

Mesure à prendre : Vérification de la filtration ou Remplacement du tube.

Éléments parallèlement influencés : Temps de pose.

2.3.1.5 Correspondance produit kerma. Surface affichée/mesurée.

Intérêt de la mesure: Qualité de la mesure de Kerma affichée.

Normalité: < 25% de la mesure réelle.

Risque de déviance: Mention erronée sur le compte rendu du patient, de la dose réellement reçue.

Mesure à prendre : Calibration du système de dose.

NB: La dose est inversement proportionnelle au carré de la distance de la source qui l'émet, au point de mesure. Ainsi, une dose reçue sur un même capteur à 1 m sera divisée par 4 à 2 m. De ce fait, le produit de la dose par la surface, quelle que soit la distance, est égal.

2.3.1.5 Correspondance produit kerma. Surface affichée/mesurée.

Intérêt de la mesure: Qualité de la mesure de Kerma affichée.

Normalité: < 25% de la mesure réelle.

Risque de déviance: Mention erronée sur le compte rendu du patient, de la dose réellement reçue.

Mesure à prendre : Calibration du système de dose.

NB: La dose est inversement proportionnelle au carré de la distance de la source qui l'émet, au point de mesure. Ainsi, une dose reçue sur un même capteur à 1 m sera divisée par 4 à 2 m. De ce fait, le produit de la dose par la surface, quelle que soit la distance, est égal.

2.3.1.6 Géométrie du faisceau X.

Concordance faisceau lumineux - faisceau X

Intérêt de la mesure : Fiabilité du centrage du patient sans irradiation.

Normalité : décalage inférieur à 5 % de la distance foyer-film ou récepteur

Risque de déviance : Irradiation du patient sur zones non utiles au diagnostic.

Mesure à prendre : Après centrage du diaphragme suivant le contrôle de l'orthogonalité du faisceau :

Adaptation du champ lumineux à celui des X (non le contraire) (modification de la position de la lampe du diaphragme).

Éléments parallèlement influencés : Champ couvert, centrage diaphragme sur potter.

Intérêt de la mesure : Similitude de taille entre la surface exposée du patient et la plage utile sur le film dans le potter, en utilisant l'asservissement des volets diaphragme au format de la cassette ou,

sur mobiles et salles d'os: l'afficheur des champs couverts selon la distance foyer film, sur le diaphragme.

Normalité : Somme des écarts de mesure < 5%

Risque de déviance : Manque d'informations sur toutes les cotés du film conduisant à recommencer l'exposition ou irradiation inutile de zones dénuées d'intérêt diagnostique.

Mesure à prendre : Réglage du diaphragme (ouverture ou fermeture des volets, symétrie,...)

Éléments parallèlement influencés : Centrage, orthogonalité, dose.

2.3.1.7 Contrôle exposeur automatique.

Intérêt de la mesure : Contrôle de l'homogénéité des plages de mesure.

Normalité : Ecart maximum < 25% de la moyenne.

Risque de déviance : Instabilité de noircissement

Mesure à prendre : Calibration de l'exposeur automatique

Éléments parallèlement influencés : Dose (tenir compte des instabilités intrinsèques du générateur).

NB: Le but est de vérifier que le patient n'est pas soumis à une dose inutile à cause d'un défaut du récepteur et de son traitement (film, plaque numérique, machine de traitement).

Cette mesure donne de bonnes informations sur les débits utilisés, pour autant que l'on ait pris soin de demander à l'utilisateur s'il ajoute des corrections (+1, -1, etc....).

Ne pas omettre que la valeur relevée est utilisée pour la mesure suivante "Kerma dans l'air à la surface d'entrée au patient".

Dans le cas de plaques ERLM, vérifier les indices L (et S) sur les films par rapport aux données constructeur.

Trop ou pas assez de kV, trop ou pas assez de dose.

Il n'y a pas de contrôle qualité pour les lecteurs de plaque, pourtant souvent mis en cause dans une dose délivrée anormale.

2.3.1.8 Kerma dans l'air à l'entrée du patient.

Intérêt de la mesure : Dose reçue par le patient en examen abdominal de routine

Normalité : < 10 mGy maximum.

A 20 mGy, arrêt de l'installation et le signaler à la matériovigilance.

Risque de déviance : Dose trop importante inutile.

Mesure à prendre : Contrôler la sensibilité du système de développement et optimiser...

Éléments parallèlement influencés: Kerma, résolution spatiale,usure du tube RX.

2.3.1.9 Résolution spatiale.

Intérêt de la mesure : Qualité image

Normalité : >1,6

Risque de déviance : Erreur du Diagnostic
Mesure à prendre : Mesure du foyer du tube, grille, cda, nombre de mAs...
Éléments parallèlement influencés : tout !!!

2.3.1.10 Homogénéité de l'image.

Intérêt de la mesure : Contrôle développement ou grille ou orthogonalité...)
Normalité : Une différence de densité > 30% doit être considérée comme anormale.
Risque de déviance : Erreur de Diagnostic (ombre, artéfact,...)
Mesure à prendre : Selon le défaut constaté.
Éléments parallèlement influencés: Qualité image.

N.B.: Se méfier des différences de noircissement dues à la pente d'anode, à la grille, à la lecture de la plaque photosensible et du développement. Rechercher l'origine principale du défaut éventuel pour orienter le mainteneur.

2.3.2 En mode scopie

2.3.2.1 Exactitude de la haute tension.

Intérêt de la mesure : Contrôle de la bonne énergie du faisceau à différentes constantes.
Normalité : Ecart < à 10 % entre les kV affichés et réels
Risque de déviance : si trop faible, manque de pénétration et dose importante; si trop fort, perte de contraste.
Mesure à prendre : Réglage du générateur après confirmation en mode invasif
Éléments parallèlement influencés: Noircissement, Qualité image

2.3.2.2 Vérification de la couche de demi-atténuation.

Intérêt de la mesure : Qualité du rayonnement
Normalité : à 70 kV, la dose ne doit être atténuée de moitié qu'à partir de 2,3 mm Aluminium.
Si la dose est atténuée de moitié en dessous de 2 mm Aluminium, l'on doit arrêter d'utiliser l'installation et le signaler à la matériovigilance.
Risque de déviance : Dose à la peau importante ou perte de contraste.
Mesure à prendre : Rectifier la filtration additionnelle du faisceau X.
Éléments parallèlement influencés: Lecture des kV, dosimétrie, qualité image.

2.3.2.3 Correspondance produit kerma. Surface affichée/mesurée.

Intérêt de la mesure: Qualité de la mesure de Kerma affichée.
Normalité: < 25% de la mesure réelle.
Risque de déviance: Mention erronée, sur le compte rendu du patient, de la dose réellement reçue.
Mesure à prendre : Calibration du système de dose.

2.3.2.4 Limitation de la taille du faisceau.

Intérêt de la mesure : Similitude de taille entre la surface exposée du patient et la plage utile sur l'amplificateur, en utilisant l'asservissement des volets diaphragme au champ sélectionné.
Normalité : Somme des écarts de mesure < 5%.
Risque de déviance : Manque d'informations sur tous les cotés du film conduisant à prolonger la séquence scopie ou irradiation inutile de zones non visualisées.
Mesure à prendre : Réglage du diaphragme (ouverture ou fermeture des volets, symétrie,...)
Éléments parallèlement influencés : la dose, Kerma...

2.3.2.5 Débit de dose maximum à l'entrée du patient.

Intérêt de la mesure: Limitation de la dose maximale délivrée au patient.
Normalité: < 100 mGy/min en radio conventionnelle et < 200 mGy/min en Interventionnel.
Risque de déviance: Dose excessive pour le patient et le personnel.
Mesure à prendre: Considérer la CDA; Reprendre les courbes de compensation kV/mA.
Eléments parallèlement influencés: La qualité image peut être aussi dégradée par trop de dose.

2.3.2.6 Qualité de l'image sur amplificateur.

Sensibilité à bas contraste

Intérêt de la mesure : Limite de détection de l'information utile.

Normalité : Rapport de contraste selon les kV relevés (grille de calcul automatique sur rapport).

Risque de déviance : Temps de la séquence scopie, erreur de centrage ou de diagnostic.

Mesure à prendre : Correction des constantes, Contrôle qualité spécialisé chaîne image (gain d'amplificateur, ouverture d'iris, contraste, gamma, niveau de noir, écrêtage des blancs, moniteur, etc....)

Eléments parallèlement influencés : Usure tube RX.