

Modélisation de l'effet du plomb et d'autres matériaux pour protéger le fœtus lors de l'angiographie pulmonaire CT.

Résumé. Le but de ce travail est de construire et valider un modèle pour décrire la variation de la dose fœtale en fonction de l'épaisseur de la protection abdominale en plomb utilisée pendant l'angiographie pulmonaire CT et de déterminer le matériau de protection optimal. Un fantôme anthropomorphique a été modifié pour contenir une chambre d'ionisation de 15 cm³ à l'endroit de l'utérus. On a mesuré la dose fœtale avec différentes épaisseurs de protection plombée à quatre valeurs du potentiel du tube (kVp). On a comparé les données générées par le modèle proposé avec les données expérimentales pour déterminer la validité du modèle. L'effet de la protection plombée a été modélisé de manière précise et les résultats ont montré que, bien que des matériaux alternatifs pouvaient être utilisés, le plomb est un matériau de protection efficace et pratique. En conclusion, le plomb reste un matériau de protection approprié et une paire de tabliers conventionnels en plomb fournit une protection significative pour le fœtus ; nous préconisons que les tabliers soient réservés spécialement à cet usage. Toutefois, il est possible qu'une protection en plomb créée à dessein pour un usage spécifique puisse réduire la dose fœtale de manière plus significative tout en réduisant aussi la gêne ressentie par le patient.

L'embolie pulmonaire survient avec une fréquence de 1 à 6 tous les 2000 grossesses (1-3). Les recommandations de la *British Thoracic Society* indiquent que l'angiographie pulmonaire CT est actuellement la modalité d'imagerie recommandée pour diagnostiquer l'embolie pulmonaire (4). La dose fœtale provenant de la CTPA a été estimée dans une étude réalisée par Hurwitz et ses collègues (5) en utilisant des fantômes anthropomorphiques. Ils ont fait état de doses fœtales typiques entre 0,2 et 0,7 mGy.

Avant le travail personnel de ces auteurs (6), il n'y avait pas d'accord dans les articles quant à affirmer ou pas si l'utilisation de la protection plombée était justifiée, même si Doshi et ses collègues (7) évoquent la possibilité d'une réduction de dose avec la CTPA. Une réduction possible de la dose pour l'utérus et les ovaires a également été étudiée par Hidajat et ses collègues (8), qui n'ont pas conclu à une réduction du même ordre. Ceci s'est produit parce que le volume du scanner était plus proche de l'utérus qu'un scanner CTPA et que seule une petite quantité de plomb a été utilisée dans la protection. En l'état, leurs résultats ne sont pas directement comparables avec la situation clinique faisant l'objet de recherche dans cette étude.

Dans des travaux précédents, nous avons assis l'utilisation d'une protection plombée pour la réduction de la dose fœtale résultant de CTPA. Ce travail prenait en considération l'impact d'un certain nombre de paramètres de scanner, ainsi que l'utilisation de différentes épaisseurs de plomb et leur positionnement. Les recommandations faites indiquaient que les tabliers de plomb contenant l'équivalent de 0,7 mm de plomb devraient être placés autour du patient et positionnés jusqu'au bord caudal du volume du scanner. On a assisté à des réductions de dose allant jusqu'à 55% (6).

Bateman et col (9) et Murphy et col (10) ont conclu que les tabliers de plomb font apparaître une variation importante dans leur épaisseur équivalente. Leurs résultats signifient que l'étendue de la réduction de dose fournie pour un fœtus peut varier lorsqu'on utilise des tabliers de plomb. Il a été également remarqué lors de notre précédent travail expérimental que les tabliers de plomb à notre disposition ne fournissaient pas une couverture cohérente pour le fantôme. La forme des tabliers impliquaient l'apparition de trous et

de plis, entraînant l'inadéquation de la protection de certaines zones du fantôme et, sur d'autres, l'incidence du poids supplémentaire des tabliers qui se superposaient. Cette constatation est visible en Figure 1. Les tabliers étaient également plus longs qu'il ne le faut pour cette application et, en tant que tel, provoquaient une charge imposée au patient sans avantage quant à la réduction de la dose. Cela implique aussi des mouvements et de la manutention inutiles pour le personnel radiographique.

Les objectifs de ce travail

Le but de ce travail est de construire et valider un modèle pour décrire la variation de dose fœtale en fonction de l'épaisseur de la protection plombée. Le modèle sera établi en utilisant les données mesurées et identifiera les magnitudes relatives des différents contributeurs à la dose fœtale totale. Ce modèle sera alors utilisé pour déterminer si des matériaux alternatifs de protection offre un avantage sur les tabliers plombés. On discutera également de la nécessité ou pas d'une protection spécifique pour le fœtus.

Figure 1.

Méthodes

La méthode de recueil de données a été décrite précédemment (6). Un fantôme RANDO (Laboratoires Alderson, Stamford en Californie) a été modifié pour permettre à la dose fœtale d'être mesurée en utilisant une chambre d'ionisation de 15 cm³ à la position de l'utérus. On a utilisé pour toutes les mesures un scanner CT de chez Siemens, modèle SOMATOM Sensation 16 (Siemens AG, Erlanger, Allemagne) et on a positionné le fantôme allongé sur le dos, comme le montre la Figure 1. Les tabliers de plomb utilisés comme protection ont été vérifiés par rapport à d'éventuels dommages et ont été positionnés à la fois sur les côtés antérieur et postérieur du fantôme aligné sur la position de la marge costale inférieure. On a mesuré la dose fœtale pour une épaisseur de plomb allant jusqu'à 2,2 mm à des potentiels de tube de 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp et 140 kVp.

La connaissance des sources de radiation dispersée qui participe à la dose fœtale, combinée à l'analyse des données expérimentales, nous a permis de proposer un modèle qui décrit les variations de la dose fœtale selon l'épaisseur de n'importe quel matériau d'atténuation. Ces différentes sources de radiation dispersée sont indiquées sous forme de diagrammes sur la Figure 2.

Le modèle proposée est décrit ci-dessous :

(Formule)

Rayon primaire/radiation diffusée extérieurement/a) radiation dispersée transmise extérieurement b) dispersion interne c) dispersion interne secondaire
Volume du scan/fœtus/protection de plomb

Figure 2. Diagramme indiquant les trois sources de photons dispersés qui participent à la dose fœtale.

Là où C représente la contribution à la dose fœtale qui résulte de la radiation dispersée extérieurement (μGy) ; I_0 représente la dose à la surface du fantôme, à cause de la radiation dispersée extérieurement, en l'absence de toute protection (μGy) ; μ_x (cm^{-1}) représente le coefficient d'atténuation du matériel de protection ; t_x (cm) représente l'épaisseur du matériel de protection ; μ_t (cm^{-1}) représente le coefficient d'atténuation du tissu ; t_t (cm) représente l'épaisseur du tissu ; et I_i représente la dose sur le côté du fantôme donnant sur la protection, qui résulte de la radiation dispersée extérieurement (μGy).

Le premier terme de l'Equation 1 représente la contribution à la dose fœtale de la dispersion interne à partir du volume scanné. On a assumé qu'elle était constante, sans tenir compte de l'épaisseur du plomb (ou de tout autre matériau de protection) qui est placé sur le patient. Le second terme représente la

contribution à la dose fœtale de la radiation dispersée extérieurement, et le troisième terme décrit la contribution de la dose fœtale à partir de la radiation secondaire de dispersion interne.

A partir des mesures des doses fœtales, nous avons déterminé le pourcentage maximal d'économie potentielle sur la dose pour chaque réglage kVp. Etant donné que la protection plombée a été placée sur l'extérieur du patient, nous en avons déduit que cette économie de dosage était le résultat du blocage de la radiation dispersée extérieurement.

En cas d'absence de protection plombée, la dose provenant de la dispersion interne secondaire (I_i) représente zéro, et ainsi la dose vers le fœtus représente la somme des radiations dispersées à l'interne et à l'externe. Par conséquent, nous avons fixé le terme de dispersion externe (en tant que pourcentage de la dose fœtale sans plomb) pour coïncider avec le pourcentage maximal possible d'économie de dosage, ce qui a permis le calcul de la valeur de I_o . A partir de là, nous avons également déterminé la valeur de pourcentage de la dispersion interne, C , ce qui équivaut à 100% moins le pourcentage maximum possible d'économie de dosage.

Ces valeurs pour C et I_o ont été entrées dans le modèle et ajustées pour être en adéquation avec les données mesurées avec de faibles épaisseurs de plomb (pour lesquelles I_i est minimal). I_i a été ensuite ajusté pour obtenir une adéquation optimale aux données en cas d'épaisseurs de plomb plus importantes, lorsque la dispersion interne secondaire devient un contributeur plus important à la dose fœtale. Des ajustements supplémentaires ont été effectués sur C , I_o et I_i pour optimiser l'adéquation aux données mesurées sur l'ensemble de l'éventail d'épaisseurs de plomb.

- Les valeurs de C , I_o et I_i doivent être > 0
- La différence de pourcentage entre les valeurs de dose mesurées expérimentalement et celles calculées avec zéro plomb doivent être égales à zéro

La différence moyenne de pourcentage entre les valeurs de dose mesurées expérimentalement et celles calculées sur l'ensemble de l'éventail d'épaisseurs de plomb doivent être égales à zéro.

Une fois que les contributions relatives de C , I_o et I_i ont été déterminées, le modèle a été utilisé pour déterminer les économies de dosage typiques qui pourraient être atteintes avec plusieurs matériaux alternatifs de protection en entrant les valeurs u dans l'équation 1 pour chaque matériau.

Table 1. Masse de 1m² d'un certain nombre de matériaux nécessaires pour donner la même atténuation que 0,7mm de plomb

Élément Masse de chaque matériau nécessaire à chaque réglage kVp (kg)

Bismuth/cuivre/gadolinium/or/plomb/molybdenum/rhodium/argent/tungstène/zinc

Résultats

La figure 3a montre les données mesurées expérimentalement à côté des données prévues par le modèle pour des paramètres de scannage et des épaisseurs de plomb identiques pour 140 kVp et 120 kVp. La figure 3b montre des données équivalentes pour 100 kVp et 80 kVp.

Une corrélation non-paramétrique suivant la classification de Spearman a montré que le modèle imaginé ne présente pas de différence significative à partir des données expérimentales à un niveau de signification de 95%, avec une valeur R_s de 0,98 pour $p > 0,0001$.

Les contributions relatives des trois sources de radiation diffusée à 140 kVp sont précisées en Figure 4 ; les proportions exactes de la diffusion interne, externe et interne secondaire varient selon le potentiel du tube et peuvent également varier d'un scanner à un autre.

Une version simplifiée du modèle a également été développée qui ne prend pas en compte la contribution des radiations secondaires de dispersion interne, vu qu'elle a un effet limité sur la dose totale. Une corrélation non-paramétrique suivant la classification de Spearman a montré que le modèle simplifié ne

présentait pas de différence notable à partir des données expérimentales à un niveau de signification de 95%, avec une valeur R_s de 0,98 pour $p > 0,0001$.

Ce modèle simplifié a été appliqué à un certain nombre de matériaux stables disponibles sur le marché qui pourraient être envisagés comme des matériaux de protection alternatifs ; l'épaisseur de chaque matériau qui fournirait une protection équivalente à 0,7mm de plomb a été calculée pour chaque réglage kVp sur le scanner CT. A partir de ces résultats, on a calculé la masse d'une zone de 1m² de l'épaisseur requise pour chaque matériau. La table 1 montre les résultats pour des matériaux qui ont produit une masse requise de >25kg.

La figure 3 montre que l'augmentation de l'épaisseur de plomb, qui est utilisée comme protection, augmente l'économie de dosage, de la même manière, la réduction de l'épaisseur de plomb réduit l'économie de dosage. On a donc établi le postulat que l'utilisation d'une épaisseur plus grande de plomb derrière le patient (c'est-à-dire sur la table du scanner) produirait une légère augmentation dans l'économie de dosage atteignable. La réduction de l'épaisseur de plomb qui est placée sur le côté antérieur du patient produirait une légère diminution dans l'économie de dosage atteignable. Si ces changements sur l'épaisseur de la protection étaient pratiqués tous les deux simultanément, il serait possible d'équilibrer à peu près l'augmentation et la diminution relatives de l'économie de dosage, en obtenant ainsi des économies globales de dosage qui sont similaires à celles qu'on atteint avec une épaisseur constante de plomb, tout en réduisant la charge de poids sur l'abdomen du patient. L'interprétation des données apparaissant en Figure 3 laisse à penser que, si on choisit avec soin l'épaisseur de plomb utilisée, on peut obtenir des réductions de dose fœtale à hauteur de 99% de celles obtenues avec la même épaisseur de plomb devant et derrière le patient. Ceci dépend évidemment du potentiel du tube qui est utilisé pour le scan clinique. Des tests supplémentaires ont montré que, même à 140kVp, l'utilisation de cette technique de variation d'épaisseurs produisait 95% de réduction de la dose fœtale qui était atteinte avec une épaisseur constante de plomb autour du patient.

Discussion

Une analyse des composants de l'équation 1, telle qu'elle est détaillée en Figure 4, montre que la radiation dispersée en externe est réduite de manière exponentielle en fonction de l'augmentation de l'épaisseur de plomb, et baisse d'environ un quart de son intensité d'origine pour 0,35mm de plomb. La contribution à la dose fœtale des radiations secondaires en dispersion interne augmente avec l'augmentation de l'épaisseur du plomb mais elle atteint un seuil-plafond à des épaisseurs de plomb dépassant plus ou moins 1,5mm. Si ces deux courbes sont soustraites des courbes décrivant les données expérimentales, comme sur la Figure 3, le contributeur aux données expérimentales restant, qui représente le disperser interne, est constant. Ceci valide l'hypothèse initiale selon laquelle la dose provenant de la dispersion interne était indépendante de l'épaisseur de plomb utilisée comme protection.

Les résultats illustrent que le composant résultant des radiations secondaires de dispersion interne est beaucoup plus petit en magnitude que les deux autres composants de la courbe. Ce composant baisse avec l'augmentation de l'énergie du rayon primaire, tandis que le composant résultant des radiations de dispersion externe augmente avec l'énergie du rayon primaire.

La forme des courbes est indépendante de la valeur de μ pour le matériel utilisé comme protection et également de l'épaisseur utilisée ; la valeur de μ est dépendante de l'énergie du rayon primaire et, en tant que tel, elle est dépendante du scanner utilisé et de son potentiel de tube. La valeur de μ pour les tissus est approximativement constante sur l'échelle d'énergie qui a été utilisée ; l'épaisseur des tissus présents a été constante également, étant donné que le même fantôme a été utilisé sur l'ensemble des tests.

A partir des résultats donnés dans la Table 1, on peut voir que quatre des éléments peuvent fournir une protection équivalente à 0,7mm de plomb mais avec une charge moins grande sur le patient en termes de poids. Le tungstène offre également une réduction de poids en énergies de rayon primaire à cause d'un bord en K dans la gamme des énergies utilisées. De ces quatre éléments, le gadolinium (bien que réduisant le poids de la protection requise plus que tout autre élément) ternit à l'air, et l'argent et le

rhodium peuvent se révéler coûteux. Le bismuth offre un léger avantage en énergies de rayon faible et s'avère pratique.

Les travaux de Bateman et col (9) et de Murphy et col (10) ont montré que la qualité des tabliers plombés qui sont disponibles dans le contexte clinique peut laisser à désirer pour assurer la protection du fœtus. Les résultats présentés par Bateman et col (9) ont montré que la protection donnée par les tabliers avec ou sans plomb étaient inférieure à la valeur relevée pour les radiations dispersées, malgré sa similitude à la valeur relevée pour les radiations primaires. Dans ce cas, où les femmes enceintes subissent des examens CTPA, le fœtus n'est soumis qu'aux radiations dispersées et, en tant que tel, la protection qui est fournie par le bouclier peut ne pas correspondre à celle qu'on s'attend obtenir avec l'équivalence en plomb du tablier. Par conséquent, on fait le postulat qu'une protection fœtale spécifique et fabriquée sur mesure, qui épouse au plus près la forme du patient et empêche aux radiations de dispersion externe de pénétrer dans le corps, serait préférable. Dans des travaux précédents, la réduction de dose constatée quand le fantôme était couvert jusqu'à la marge costale inférieure équivalait à 40% ; ce pourcentage est monté jusqu'à 55% lorsque le fantôme était couvert jusqu'au bord caudal du volume du scan (6). Cette différence laisse à penser que toute protection ainsi personnalisée serait d'une grande efficacité si elle était utilisée pour protéger une zone allant jusqu'au bord inférieur du volume du scan plutôt que jusqu'à la marge costale inférieure. Nous recommandons que toute protection de ce type soit en mesure de couvrir jusqu'au bas du volume du scan et ne s'étende que jusqu'au milieu de la cuisse du patient. Ceci fournirait un matériau de protection suffisant et réduirait également le poids total de la protection qui est placée sur le devant du patient. En outre, nous avons montré que l'utilisation d'un bouclier plus épais à l'arrière du patient et d'un bouclier plus fin sur l'abdomen du patient peut produire jusqu'à 99% de réduction de dose en comparaison de ce qui peut être obtenu avec une même épaisseur de bouclier utilisée devant et derrière le patient ; cette solution réduira encore plus la gêne du patient.

L'utilisation d'une protection spécifique peut également s'avérer pertinente pour tous les scans CT de la partie supérieure du corps. Les doses infligées aux organes situés sous la protection seront réduites et on assistera à une réduction combinée de la dose effective. Les doses infligées aux organes situés vers la partie antérieure du patient peuvent être plus élevées que si on avait utilisé une protection avec une épaisseur constante de plomb mais resteront plus faibles que si on avait employé aucune protection.

Conclusion

Un modèle simple pour le comportement des photons dispersés en cas d'utilisation de bouclier protectif a été proposé. Il a fait apparaître une corrélation significative avec les données expérimentales concernant le plomb en utilisant une corrélation suivant la classification de Spearman (valeur R_s entre 0,98 et $p > 0,0001$). Le modèle a été utilisé pour faire des recherches sur l'utilisation possible de matériaux de protection et a démontré que, bien que d'autres matériaux peuvent être envisagés, le plomb est efficace et devrait rester un matériau de choix étant donné sa disponibilité commerciale généralisée. On part du postulat qu'une protection créée à dessein pour un usage spécifique pourrait devenir disponible pour cette tâche, ce qui fournirait une couverture plus cohérente pour le patient et produirait par conséquent une réduction de dose plus grande et plus prévisible. Une telle protection sur mesure réduirait également la gêne du patient, ainsi que les problèmes de déplacements et manutention pour les manipulateurs radio. Ceci fera l'objet de recherches ultérieures.

Il est aussi recommandé, pour le cas où une protection spécifique n'est pas disponible, que les tabliers plombés soient réservés spécifiquement à cette tâche et qu'un soin particulier soit pris pour être sûr qu'ils ne soient ni abîmés ni contaminés.