

VIP D3.1.1 : « Large-scale SINDBAD validation »

Simulation de la grille anti-diffusé

Rapport de validation

Patrick Hugonnard, Joachim Tabary

Version 1.3

Contexte	1
1. Présentation de la simulation.....	1
2. Validation	4
2.1 Résultats sans grille.....	4
2.2 Résultats avec grille.....	6
3. Simulations avec un fantôme	8
3.2 Résultats avec grille.....	11
3.3 Comparaisons des simulés avec et sans grille antidiffusé.....	13
3.4 Simulation avec un modèle voxelisé pour le calcul analytique.....	14
4. Conclusion.....	15

Contexte

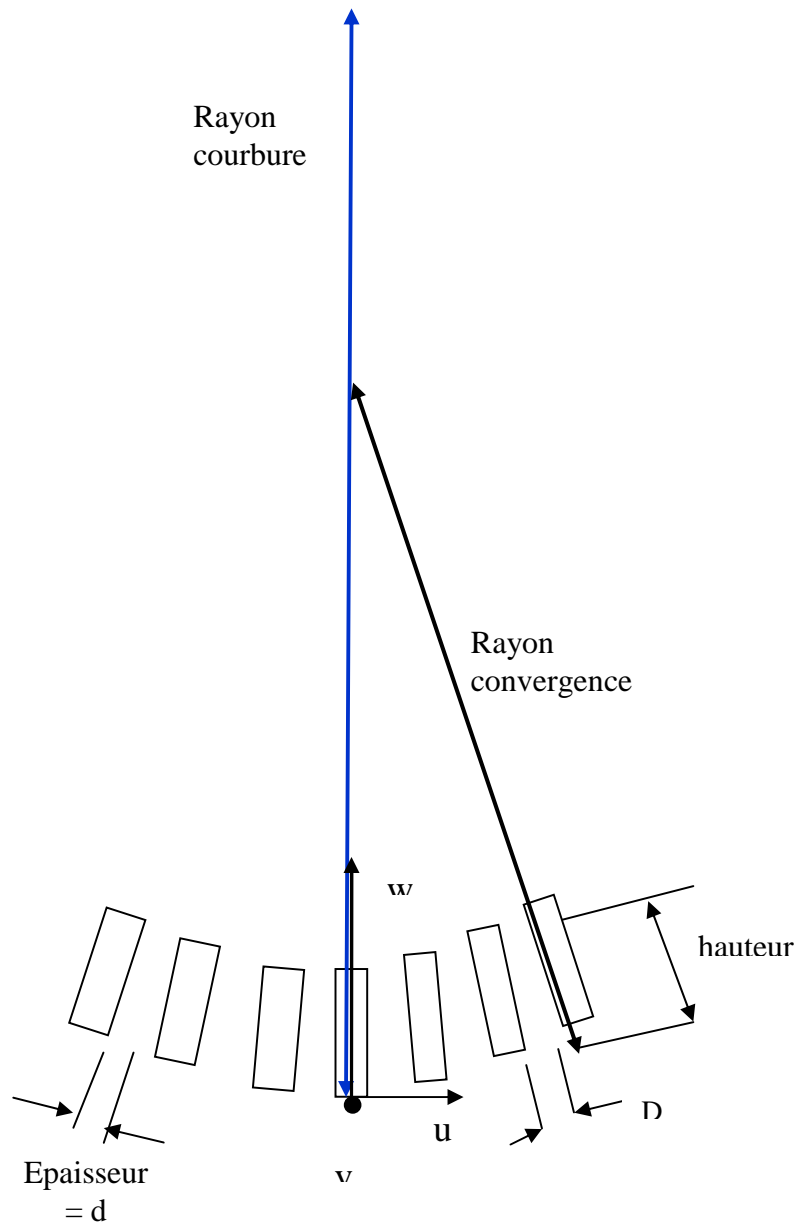
Les premières tentatives de validation de Sindbad pour la simulation d'images tomodensitométriques médicales ont mis en évidence la nécessité d'implémenter une méthode de correction du rayonnement diffusé dans le simulateur Sindbad (voir M3.1.1). La solution retenue est l'introduction d'une grille anti-diffusé dans la simulation de la chaîne radiologique. Ce rapport décrit l'intérêt de l'utilisation d'une grille anti-diffusé et valide cette approche sur un cube d'eau puis avec un fantôme anatomique.

1. Présentation de la simulation

L'objectif est de valider l'apport d'une grille anti-diffusé dans la simulation de la chaîne radiologique au sein du projet VIP (Virtual Imaging Platform).

La grille anti-diffusé est monodimensionnelle, c'est-à-dire composée de lames selon une seule dimension du détecteur. Elles sont paramétrées par un matériau, par les paramètres de hauteur, largeur et espacement de lames.

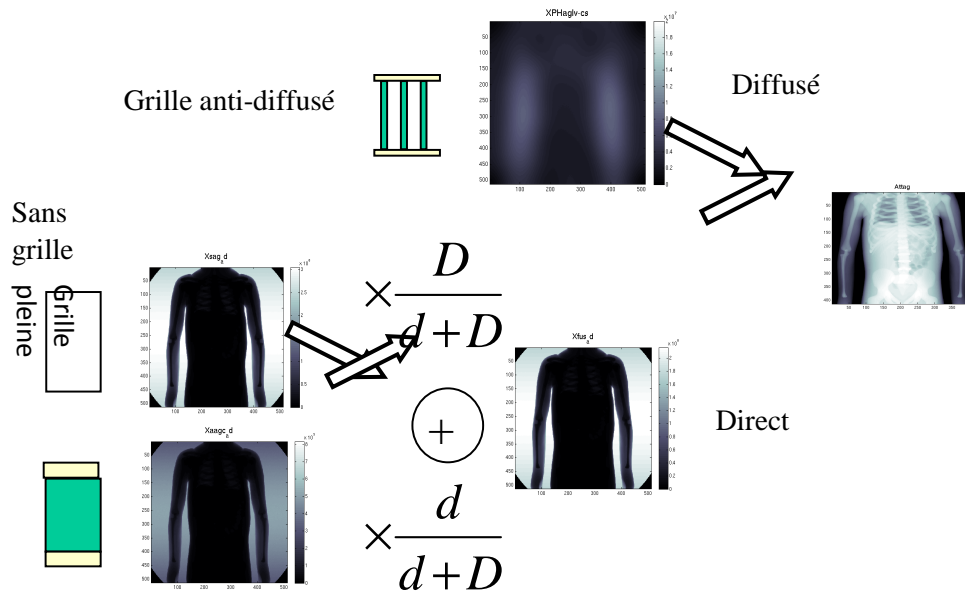
Voici une représentation schématique de la grille anti-diffusé :



Les principaux paramètres utilisés pour la description de la grille sont :

Char matériau	: nom du matériau de la grille
float courbure	: rayon de courbure (mm)
float pitch_ang_courb	: pitch angulaire (degres)
float rcvg	: rayon de convergence (mm)
float d	: épaisseur d'une lame (mm)
float hauteur	: hauteur du collimateur (mm)
int nb_trou_X	: nombre de trous
float dim_Z	: 3 ème dimension du collimateur

Le principe de la simulation avec la grille anti-diffusé est représenté dans le schéma suivant :



La branche supérieure représente la simulation Monte Carlo du diffusé, suivie de la mise à niveau, tandis que la branche inférieure est liée à la simulation analytique du direct.

Le paramètre « d » représente l'épaisseur d'une lame de la grille et le paramètre « D » est l'espacement entre 2 lames.

L'exécution de la simulation est réalisée avec le programme « simgrille » avec les arguments suivants:

- M model_filename : nom du fichier de description de la simulation
- C calib_filename : nom du fichier de calibration géométrique
- G brlcad_filename : nom du fichier BRL-CAD
- T brlcad_object : nom de l'objet BRL-CAD
- D collim_filename : nom du fichier de description de la grille
- P pegs4_filename : nom du fichier des matériaux Pegs4
- L a/mc/amc : options de récupération des calculs (analytique/Monte Carlo/analytique et Monte Carlo)
- O image_filename : nom des fichiers images en sortie
- F : avec cette option, on force l'écrasement du fichier image,
- h : affichage de l'usage

Remarque : Pour le rayonnement direct, nous simulons la grille en pondérant les images calculées successivement avec une grille pleine et une grille creuse. En réalité, cette approche n'est valable que lorsque la grille anti diffusé est bien convergente vers la source, ce qui est normalement le cas si on souhaite une efficacité optimale. Dans le cas contraire, le programme ne calculera pas l'erreur d'alignement.

Pour cela, nous souhaitons rajouter un WARNING lorsque la distance source-détecteur n'est pas égale au rayon de convergence de la grille.

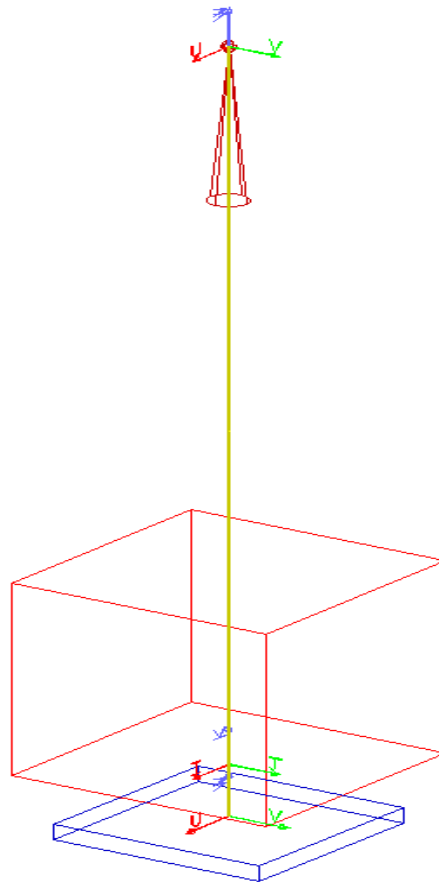
2. Validation

Pour valider l'apport de la grille anti-diffusé, nous nous appuyons sur l'article « Coherent scatter in diagnostic radiology » de P.C Johns et M.J Yaffe paru dans Medicals Physics 1982.

La chaîne de simulation est composée d'un tube à rayons X de 80kV avec une filtration en aluminium de 2 mm , d'un objet constitué d'un cube rempli d'eau de 25 cm de côté et d'un détecteur carré de 20 x 20 cm.

La distance entre la source et le fond de l'objet est de 93.3 cm et la distance entre la source et la face avant du détecteur est de 100 cm.

Voici la géométrie de la chaîne de simulation :



2.1 Résultats sans grille

Comme dans l'article, nous réalisons 3 simulations avec des ouvertures de faisceau différentes, correspondant à des carrés illuminés en dessous du bloc d'eau de côté $C = 10, 13$ et 17 cm. La mesure du rayonnement est réalisée par un petit détecteur positionné en face de la source. Nous simulons un détecteur large, ce qui nous permet de mesurer les rayonnements sur des régions plus ou moins grandes autour de l'axe source détecteur.

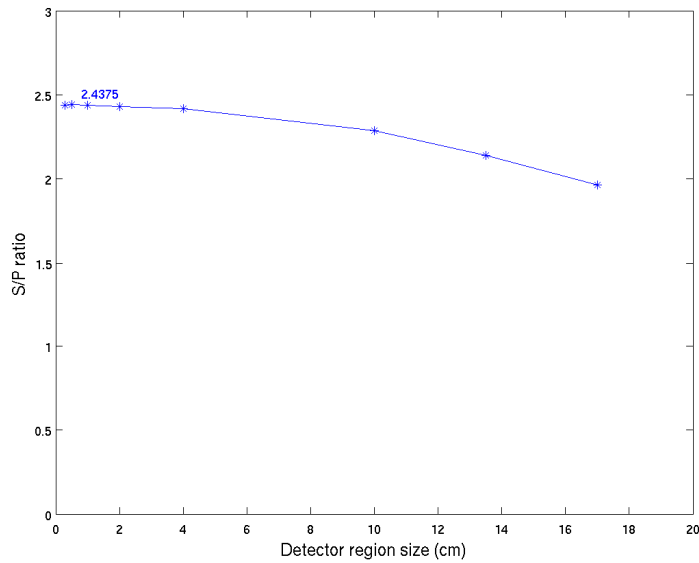


figure 1 : Rapport diffusé/direct pour un faisceau C=17cm, simulé avec Sindbad sur des régions plus ou moins grandes du détecteur. La valeur S/P = 2.4375 correspond à un détecteur ponctuel placé sur l'axe central du faisceau.

En extrapolant la valeur Diffusé/direct à un détecteur de mesure infiniment petit, nous trouvons des rapports de l'ordre de

- . S/P = 2.44 pour C=17cm, à comparer à la valeur de l'article de 2.7.
- . S/P = 1.74 pour C=13cm.
- . S/P=1.18 pour C=10cm

On compare la courbe des rapports S/R à celle de l'article (courbe « total scatter »):

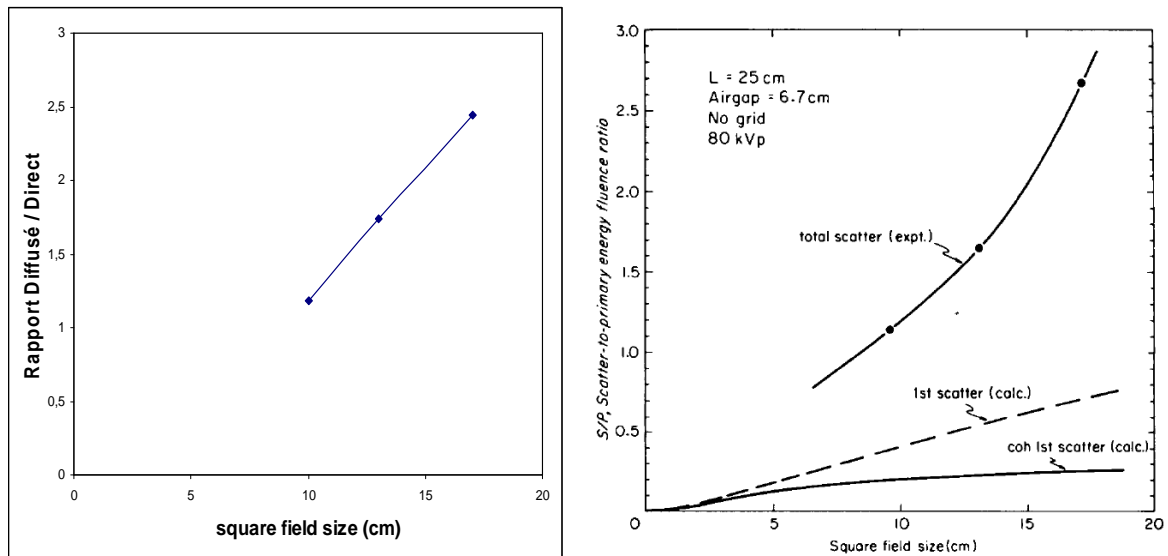


figure 2 : Courbe des rapports Diffusé/Direct pour différentes largeurs de faisceau. Simulé avec Sindbad à gauche ; Mesuré et présenté dans l'article de P.C Johns et M.J Yaffe à droite.

Les valeurs obtenues avec Sindbad sont cohérentes avec celles mesurées dans l'article.

2.2 Résultats avec grille

Dans l'article, les auteurs utilisent une grille 12 :1 (=rapport h/D). En faisant l'hypothèse de 40 lames par cm, nous obtenons comme paramètres de grille :

- épaisseur d'une lame : 0.0166 mm
- espacement entre 2 lames : 0.233 mm
- matériau : plomb
- nombre de lames : 1200
- rayon de courbure : 1000 mm

Nous réalisons une seule simulation pour un faisceau « carré » de largeur 17cm en dessous du bloc d'eau.

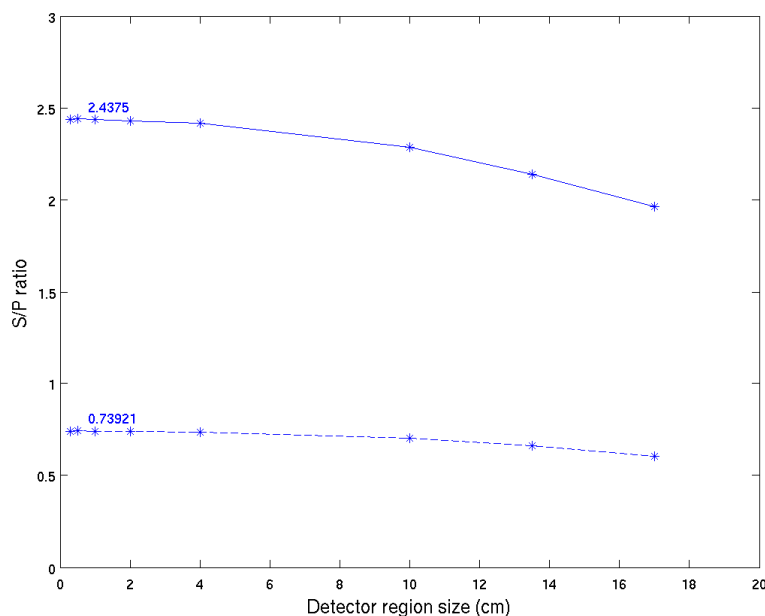


figure 3 : Rapport diffusé/direct pour un faisceau $C=17$ cm, simulé avec Sindbad sur des régions plus ou moins grandes du détecteur. En continu, les valeurs simulées sans grille. En pointillé, les valeurs simulées avec la grille.

La valeur obtenue pour un détecteur ponctuel est de 0.74, à comparer à la valeur de 0.39 mesuré dans l'article.

La différence de valeur est donc assez importante. Dans notre simulation, la valeur de ce ratio baisse significativement de 2.44 sans grille à 0.74 avec la grille. Cependant, cette baisse n'est pas aussi importante qu'elle semble l'être expérimentalement.

Essayons d'expliquer cette différence :

. Notre connaissance de la grille utilisée n'est pas très précise, notamment la hauteur des lames, leur nombre.etc. Néanmoins, le ratio 1 :12 est la caractéristique la plus importante car elle détermine l'angle d'acceptation des photons diffusés. La divergence des résultats n'est probablement pas due uniquement à cette méconnaissance.

. Le calcul Monte Carlo de Sindbad est réalisé par le programme EGS-Nova. Ce code effectue une approximation assez forte quant à la simulation du diffusé Compton : il ne prend pas en compte le facteur de diffusion incohérente $S(x)$. Ce facteur de diffusion incohérente traduit l'effet collectif des interférences des électrons d'un atome, qui est important à faible valeur de x (=transfert de quantité de mouvement), c'est-à-dire à angle et/ou énergie faible. EGS-Nova approxime cette fonction par la valeur Z . Lorsqu'on modélise le diffusé dans tout l'espace, l'erreur est faible. En revanche, lorsqu'on calcule spécifiquement le rayonnement diffusé petit angle, l'erreur peut devenir importante. La figure 4 montre l'écart entre les sections efficaces de l'eau avec et sans prise en compte de $S(x)$, en fonction de l'angle et pour une énergie de 100keV.

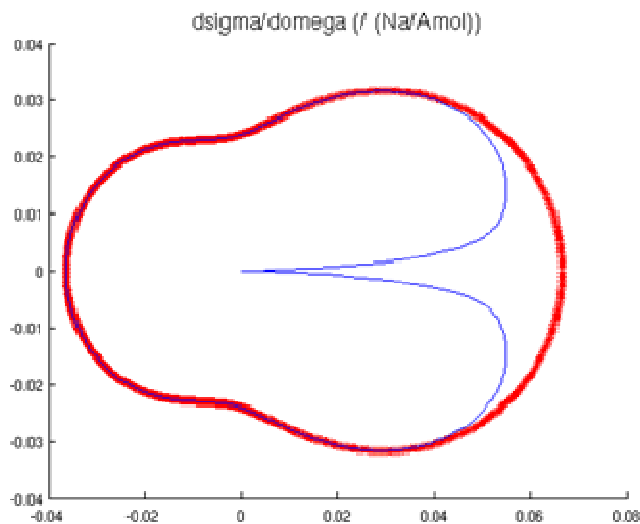


figure 4 : représentation en polaire de la section efficace de Compton pour l'eau à 100keV. Avec (bleu) et sans (rouge) prise en compte du facteur de forme incohérente. Sindbad utilise la courbe rouge, fausse à petit angle.

Lorsqu'on utilise des grilles anti-diffusé, le rayonnement diffusé résiduel est par définition un rayonnement diffusé petit angle. Il est donc clair que les simulations de Sindbad qui ne prennent pas en compte $S(x)$ peuvent surestimer largement la valeur de ce rayonnement résiduel.

Nous relevons ici une limite importante de la simulation du rayonnement diffusé avec Sindbad lorsqu'on utilise une grille anti-diffusé. Une correction du code EGS-Nova pour prendre en compte $S(x)$ devra être réalisée pour corriger ce problème.

3. Simulations avec un fantôme

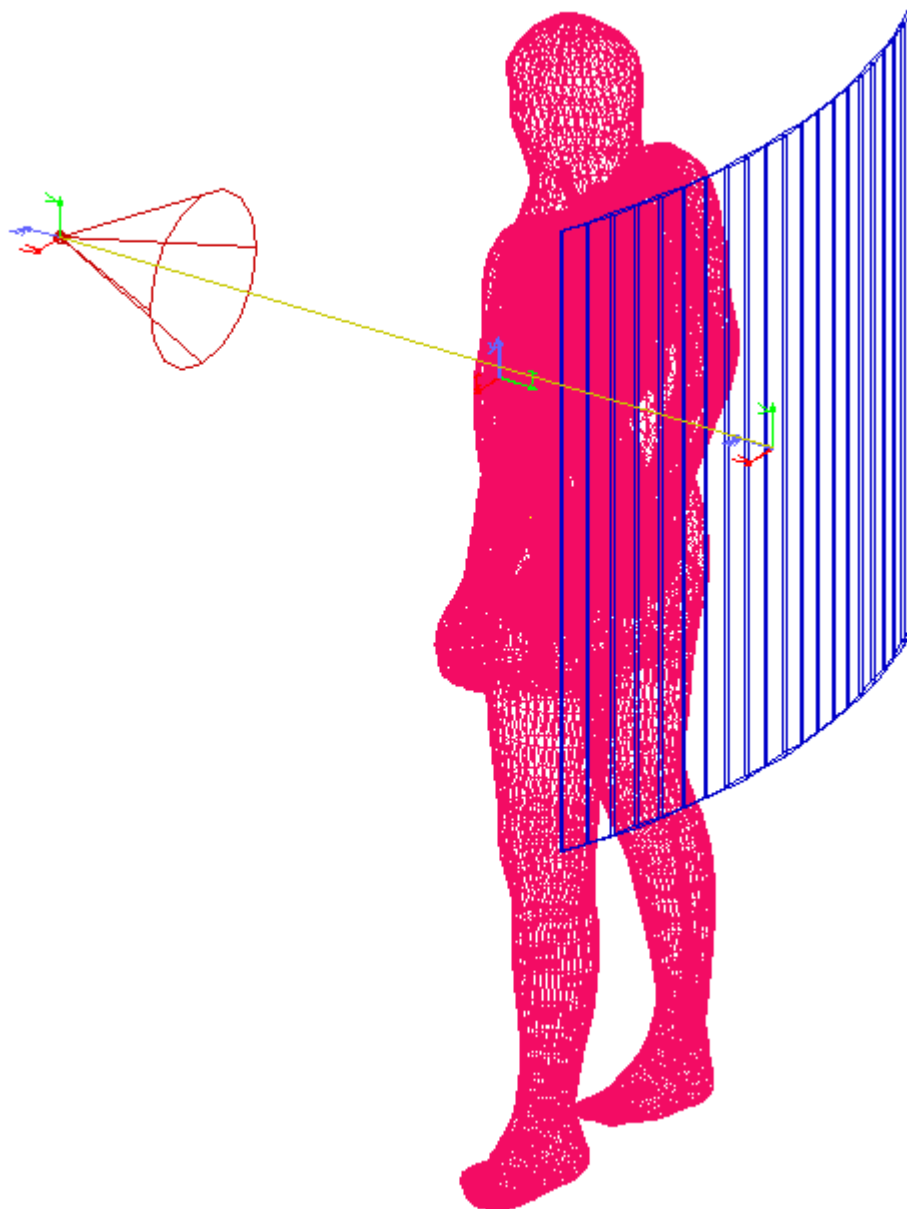
La simulation est effectuée avec le fantôme anatomique XCAT composé d'environ 50000 facettes :



Les conditions générales de la simulation sont :

- tension du tube de 110kV
- angle d'ouverture de la source : 56 degrés
- nombre de particules pour la simulation Monte Carlo : 2^{27} .

Voici la géométrie de la chaîne de simulation :



La distance entre la source de rayonnement et le fantôme anatomique est de 700 mm tandis que la distance entre la source et le détecteur est de 1300 mm

Nous effectuons des comparaisons entre les images calculées sans grille anti-diffusé avec les images obtenues avec la grille.

Les fichiers nécessaires à la simulation sont :

- description de la chaine : chaine_organes.mdf
- description de la grille : collim_xcat.dat
- objet BRL-CAD : essaif.g
- description de la géométrie : geo_organes_cyl.geo
- liste des matériaux Egs4 : organs_pb.pegs4dat

3.1 Résultats sans grille

La simulation est réalisée avec la commande :

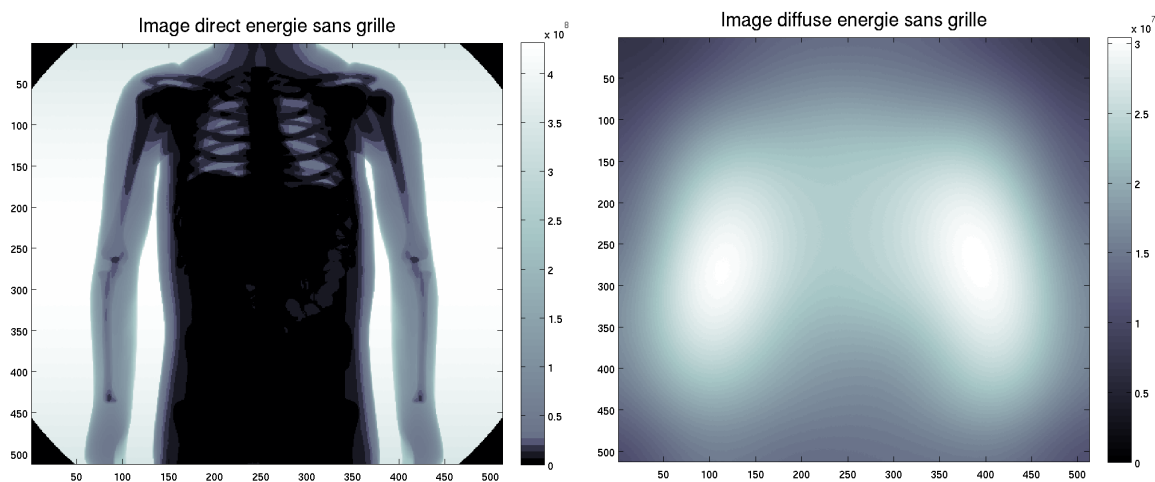
```
> sindbad3d -M chaine_organs.mdf -G essaif.g -T all -C geo_organs_cyl.geo -P  
organs_pb.pegs4dat -O sansgrille.sdt
```

Nous obtenons les statistiques suivantes en calcul Monte Carlo:

Nombre total de particules :	7010276	35.05%
Nombre de particules directes :	6272349	31.36%
Nombre de particules diffusées :	737927	3.69%

Attention, ces statistiques ne sont pas très parlantes puisque elles concernent toute l'image, sur laquelle une grande partie correspond à du plein flux (ce qui augmente considérablement le nombre de photons directs).

Voici les principales images obtenues sans grille :



figures 5 : Images en énergie du rayonnement direct (gauche) et du rayonnement diffusé (droite) sans grille AD

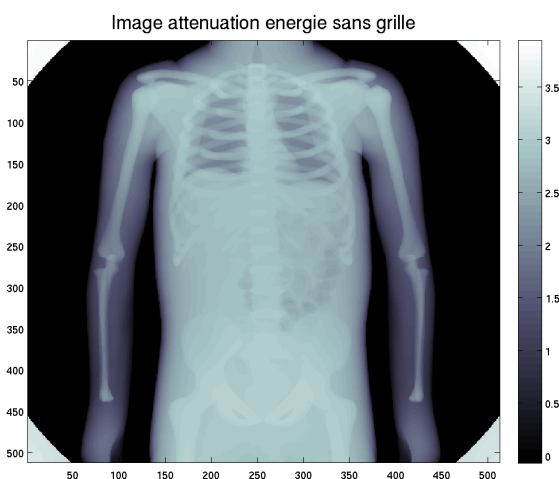
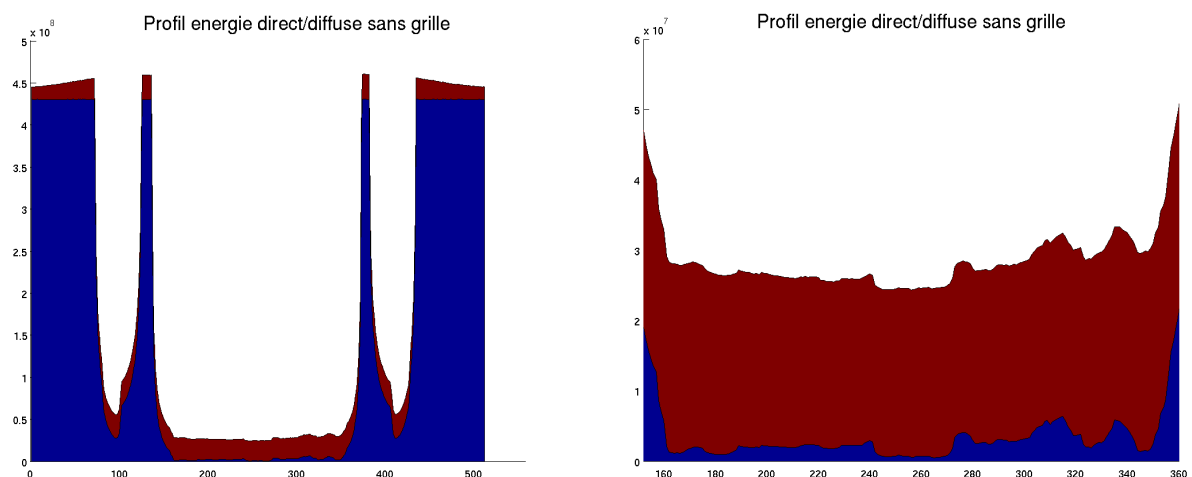


figure 6 : Image en atténuation du rayonnement total sans grille AD



figures 7 : Profils des images en énergie au niveau du thorax (ligne 240) sans grille AD. A gauche sur toute l'image, à droite sur la partie centrale (entre collones 152 et 360). Bleu = rayonnement direct ; Rouge = rayonnement diffusé

On voit bien qu'au niveau de la partie centrale (thorax), le rayonnement diffusé prédomine sur le rayonnement direct. Seul le rayonnement direct est porteur d'information, il est donc important de réduire le rayonnement diffusé à l'aide de grille anti-diffusé.

3.2 Résultats avec grille

La simulation avec la grille est réalisée avec la commande :

```
> simgrille -M chaine_organes.mdf -G essaif.g -T all -C geo_organes_cyl.geo -P organs_pb.pegs4dat  
-D collim_xcat.dat -O grille.sdt
```

Les principaux paramètres de la grille anti-diffusé :

- épaisseur d'une lame : 0.072 mm
- espacement entre 2 lames : 0.175 mm
- matériau : plomb
- nombre de lames : 4146
- rayon de courbure : 1300 mm

Ces paramètres ont été choisis selon un article « Efficiency of antiscatter grids for flat-detector CT », de Y. Kyriakou & W. Kalender, à Physics in Medicine and Biology 2007.

Nous obtenons les statistiques suivantes en Monte Carlo :

Nombre total de particules :	4571900	22.85%
Nombre de particules directes :	4441841	22.20%
Nombre de particules diffusées :	130059	0.650%

Le premier constat est qu'en terme de nombres de photons, la proportion de particules diffusées a bien baissé (de 3.69% à 0.65%).

Voici les principales images obtenues avec la grille :

Ces images sont représentées avec les mêmes dynamiques que les images simulées sans grille, pour mieux comparer.

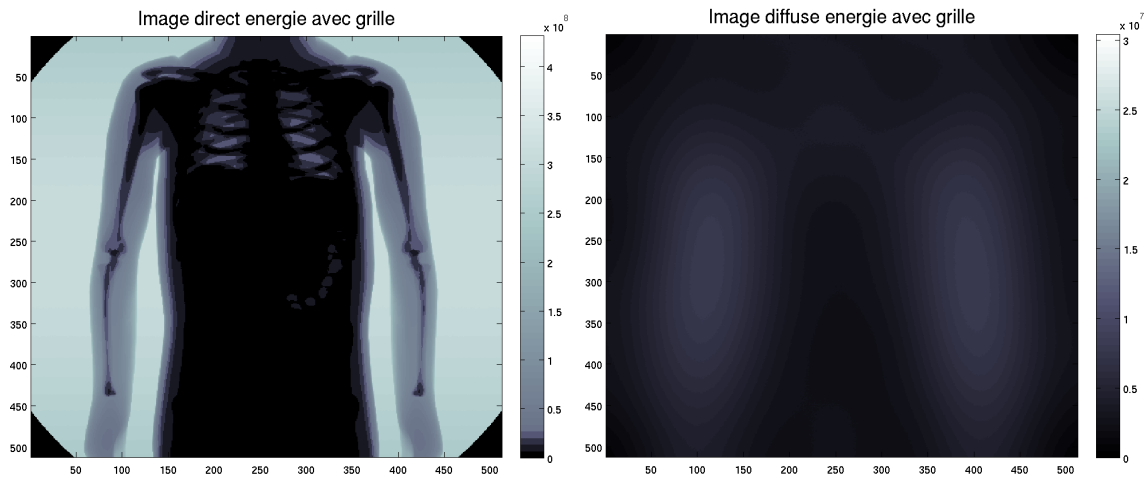


figure 8 : Images en énergie du rayonnement direct (gauche) et du rayonnement diffusé (droite) avec grille AD

L'image de rayonnement direct est assez similaire à celle obtenue sans grille. Celle du rayonnement diffusé est en revanche bien limitée, à la fois au niveau de l'intensité mais aussi de la forme. Le rayonnement diffusé résiduel est plus structuré, ce qui est normal car c'est essentiellement le diffusé petit angle qui n'est pas éliminé.

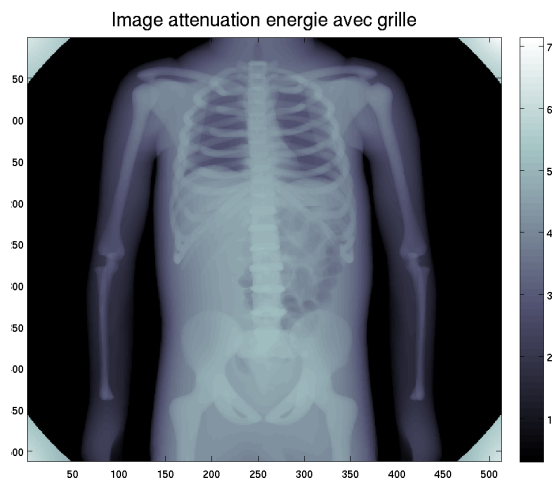


figure 9 : Image en atténuation du rayonnement total avec une grille AD

L'image en atténuation est clairement plus contrastée que celle obtenue sans grille.

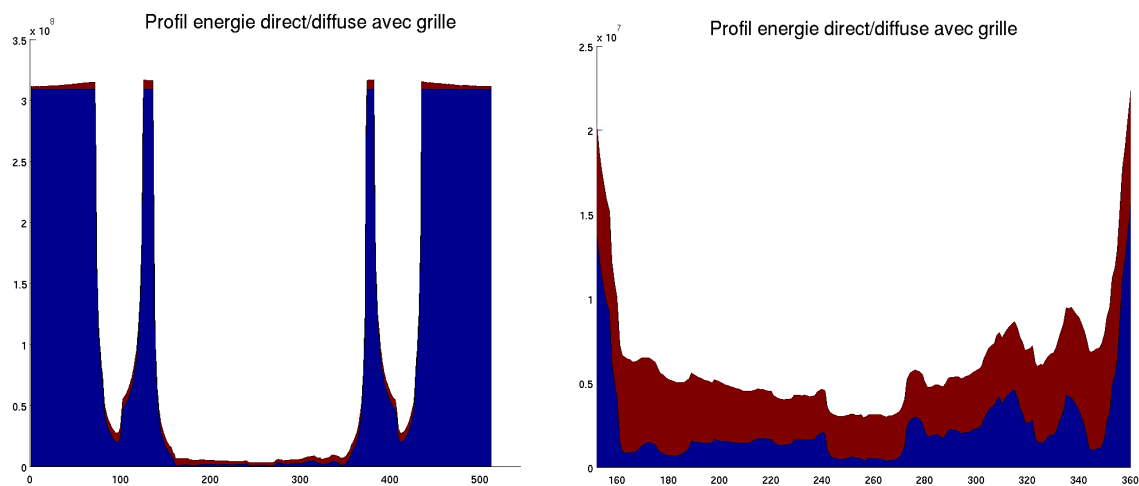


figure 10 : Profils des images en énergie au niveau du thorax (ligne 240) sans grille AD. A gauche sur toute l'image, à droite sur la partie centrale (entre collones 152 et 360). Bleu = rayonnement direct ; Rouge = rayonnement diffusé

La comparaison de ces profils avec ceux obtenus sans grille montre bien la réduction importante du rayonnement diffusé.

Remarque

Conformément à la conclusion de la partie validation (cf paragraphe 2), on peut supposer que le rayonnement diffusé résiduel avec grille est surestimé par Sindbad. Il faudra à terme effectuer des modifications du code EGS-Nova pour prendre en compte la fonction $S(x)$.

3.3 Comparaisons des simuls avec et sans grille antidiffusé

Pour mieux apprécier le gain de la grille anti diffusé, on trace le rapport diffusé/direct avec et sans grille sur une ligne centrale (ligne 240):

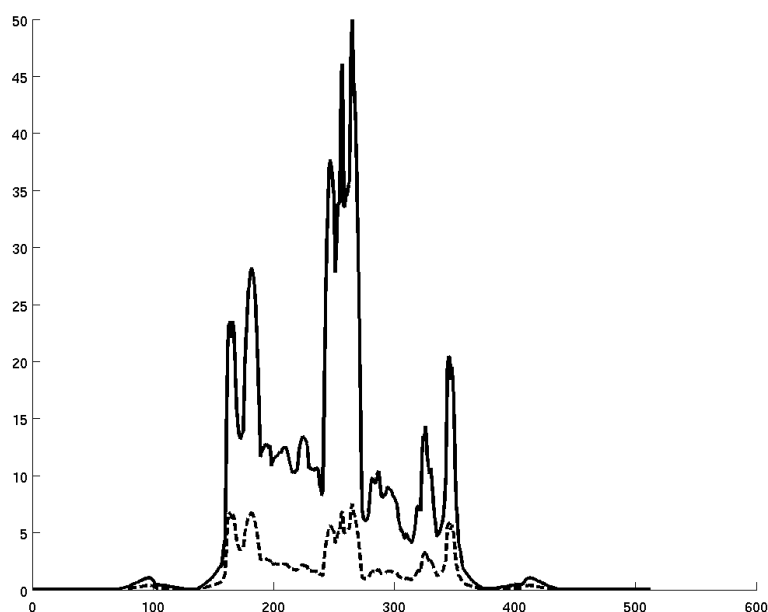


figure 11 : Profils du rapport diffusé/direct au niveau du thorax (ligne 240) sans grille AD (plein) et avec grilleAD (pointillé).

Enfin, le profil de l'atténuation avec et sans grille permet d'observer l'amélioration significative du contraste de l'image lorsqu'on utilise une grille anti-diffusé.

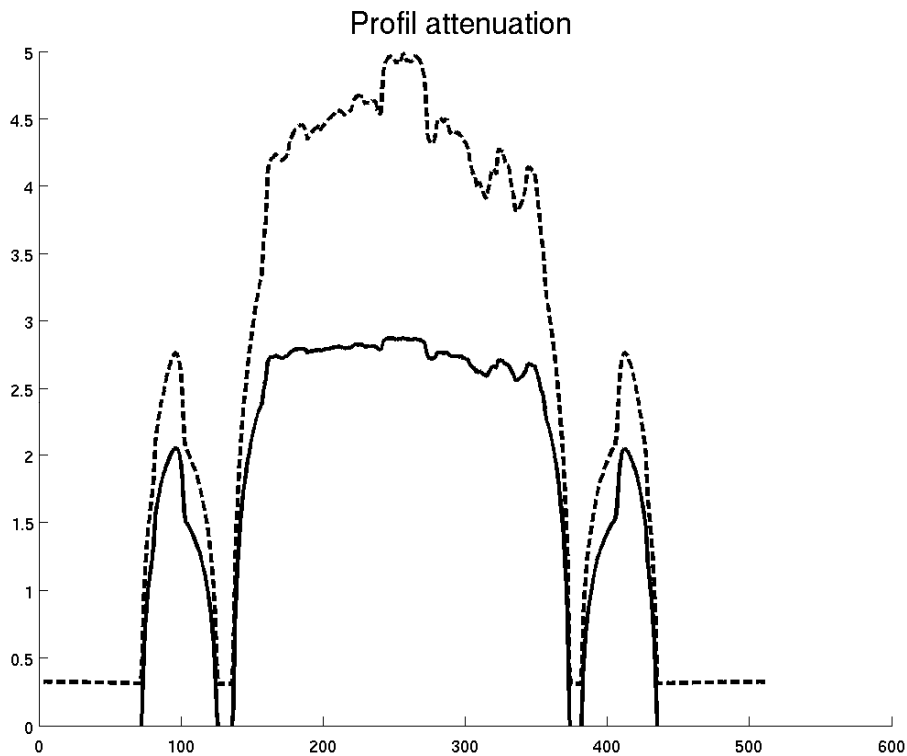


figure 12 : Profils de l'atténuation au niveau du thorax (ligne 240) sans grille AD (plein) et avec grilleAD (pointillé).

Remarque

Conformément à la conclusion de la partie validation (cf paragraphe 2), on peut supposer que le rayonnement diffusé résiduel avec grille est surestimé par Sindbad. Il faudra à terme effectuer des modifications du code EGS-Nova pour prendre en compte la fonction $S(x)$.

3.4 Simulation avec un modèle voxellisé pour le calcul analytique

Il est possible de réaliser la branche du calcul analytique avec un objet voxellisé.

Les données nécessaires à ce type de simulation sont le volume de voxels segmenté en numéros de matériaux, le fichier de conversion du volume d'entrée en volume de numéros de matériaux et le type de raytracing (Joseph ou échantillonnage)

Les fichiers nécessaires à la simulation sont :

- description de la chaine : chaine_organs.mdf
- description de la grille : collim_xcat.dat
- volume de voxels : volumeMat.sdt
- table de conversion : conversion.dat
- description de la géométrie : geo_organs_cyl.geo

- liste des matériaux Pegs4 : organs_pb.pegs4dat
- description de la grille : collim_xcat.dat

La ligne de commande associée est alors :

```
> simgrille -M chaine_organs.mdf -R volumeMat.sdt -E conversion.dat -z jos -C  
geo_organs_cyl.geo -D collim_xcat.dat -O grille.sdt
```

Comme avec Sindbad3d, pour réaliser la chaîne entière : analytique en voxel + Monte Carlo en facetisé + combinaison, il faudra réaliser successivement les 2 calculs en analytique et Monte Carlo et lancer ensuite la combinaison avec le mode « -L amc » et en s'assurant que les images créées préalablement ont bien la même racine.

4. Conclusion

Dans ce document nous avons clairement montré l'intérêt de l'apport d'une grille anti-diffusé dans la simulation de la chaîne radiologique.

Afin de valider notre approche, nous avons reproduit un cas de validation avec et sans grille et nous avons réalisés des simulations avec un fantôme anatomique.

La partie validation de ce rapport montre que le rayonnement diffusé résiduel avec grille est surestimé par Sindbad. Il faudra à terme effectuer des modifications du code Monte Carlo pour prendre en compte la fonction $S(x)$.

Néanmoins, les images en atténuation avec et sans grille permettent d'observer l'amélioration significative du contraste de l'image lorsqu'on utilise une grille anti-diffusé.