



# **Validation de la reconstruction tomographie Mojette à partir de données réelles**

Henri Der Sarkissian, Benoît Recur

## **► To cite this version:**

Henri Der Sarkissian, Benoît Recur. Validation de la reconstruction tomographie Mojette à partir de données réelles. 7e Journées du Cancéropôle Grand Ouest, Apr 2013, Les Sables d'Olonne, France. . <hal-01133284>

**HAL Id: hal-01133284**

**<https://hal.science/hal-01133284v1>**

Submitted on 18 Mar 2015

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization



# VALIDATION DE LA RECONSTRUCTION TOMOGRAPHIQUE MOJETTE À PARTIR D'ACQUISITION RÉELLE



Henri DER SARKISSIAN<sup>1,2</sup>, Benoit RECUR<sup>1</sup>

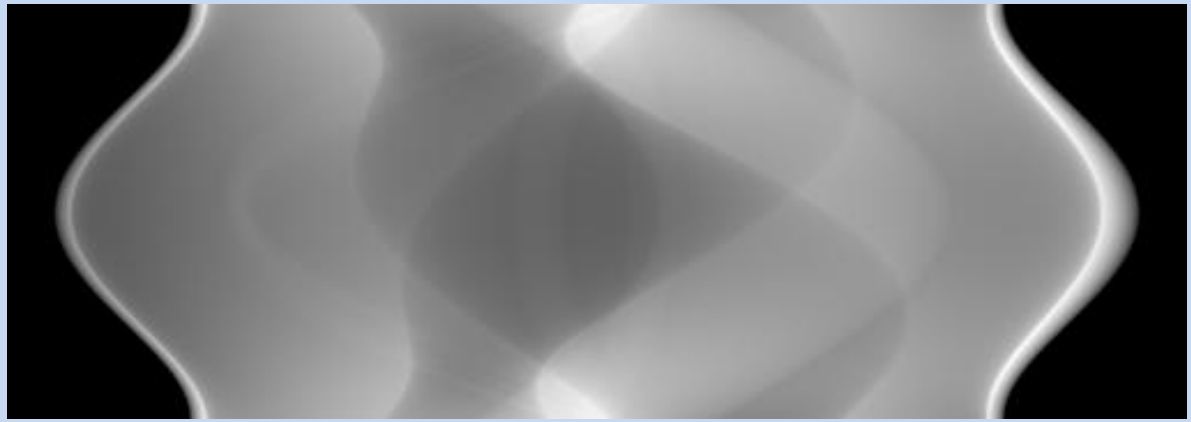
1. LUNAM Université, Université de Nantes, IRCCyN UMR CNRS 6597, Nantes, FRANCE  
2. KEOSYS, Nantes, FRANCE

## INTRODUCTION & OBJECTIFS

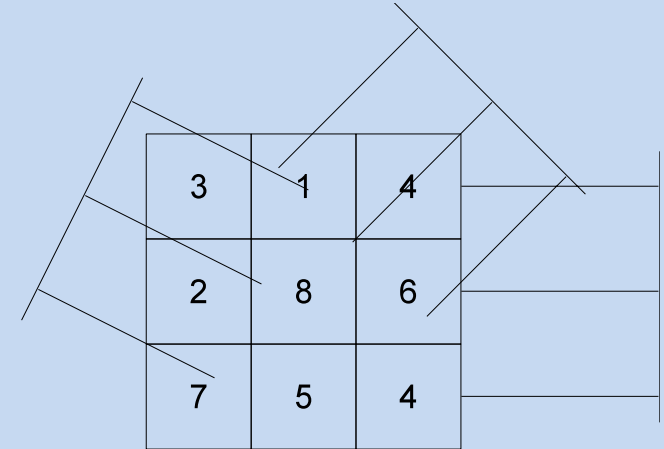
La transformée Mojette est une version **discrète** et **exacte** de la transformée de Radon. Elle permet de reconstruire de manière exacte une image à partir de ses projections (sous certaines contraintes) car elle assure une représentation uniforme des pixels dans les projections. De plus, elle peut être associée à des recalages ou transformations rigides exactes dans l'espace de projection Mojette. En contrepartie, la géométrie d'acquisition Mojette n'est pas compatible avec les modalités d'imagerie médicale (scanner CT, TEP, TEMP). Afin de tirer profit des traitements sans perte dans l'espace Mojette, une transposition de l'acquisition Radon vers des projections Mojette doit être réalisée.



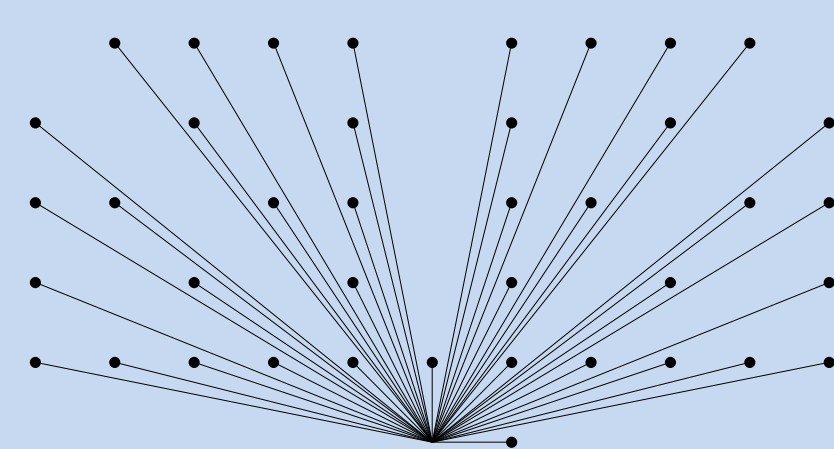
Fantôme d'acquisition original (Shepp-Logan), image 512x512 pixels.



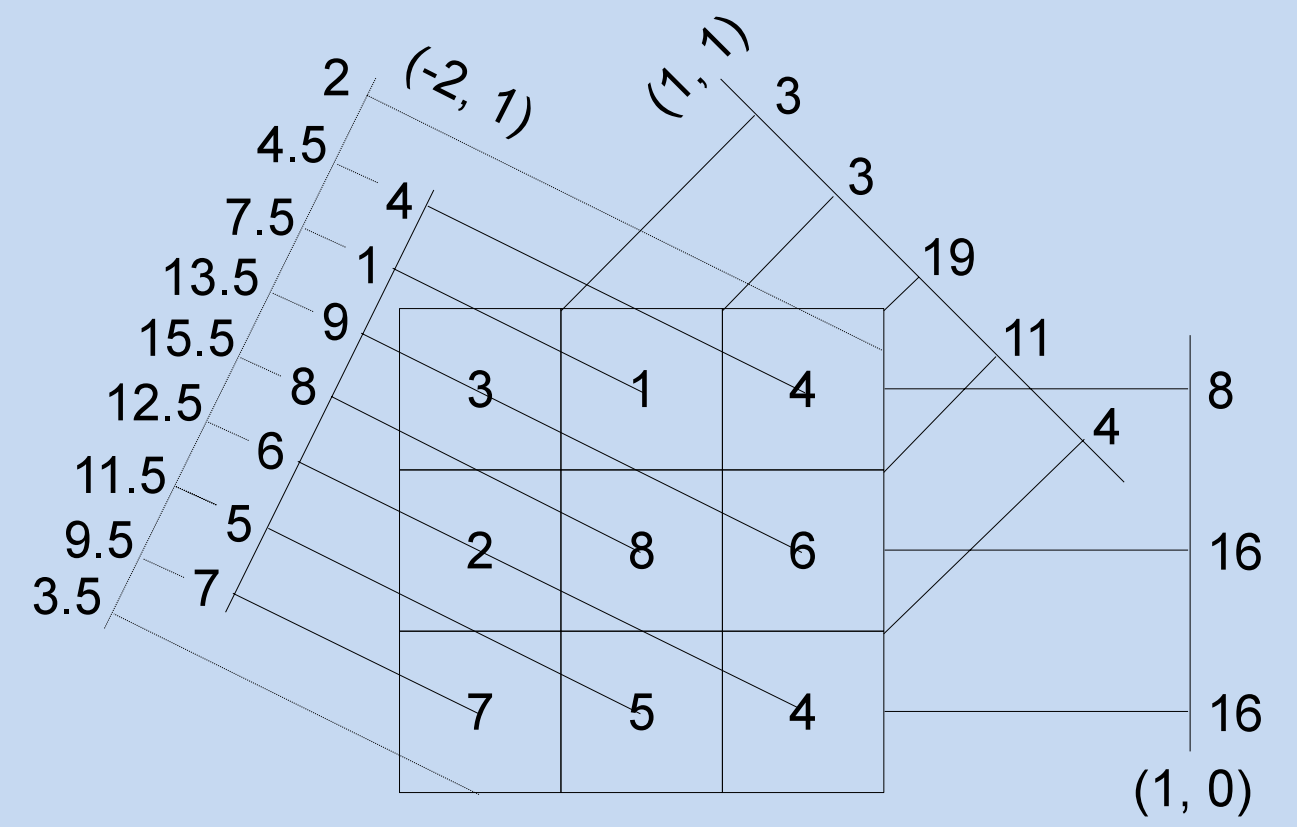
Sinogramme de Radon du fantôme d'acquisition 180 angles uniformément réparties entre 0° et 179° par pas de 1° (en colonne) de 512 échantillons par projection (en ligne).



Acquisition Radon : non uniformité de la contribution des pixels dans les projections car l'échantillonnage radial et angulaire est constant.



Répartition angulaire des angles discrets fournis par la suite de Farey-Haros d'ordre 5. Chaque angle est défini par un couple d'entiers (p, q) premiers entre eux.



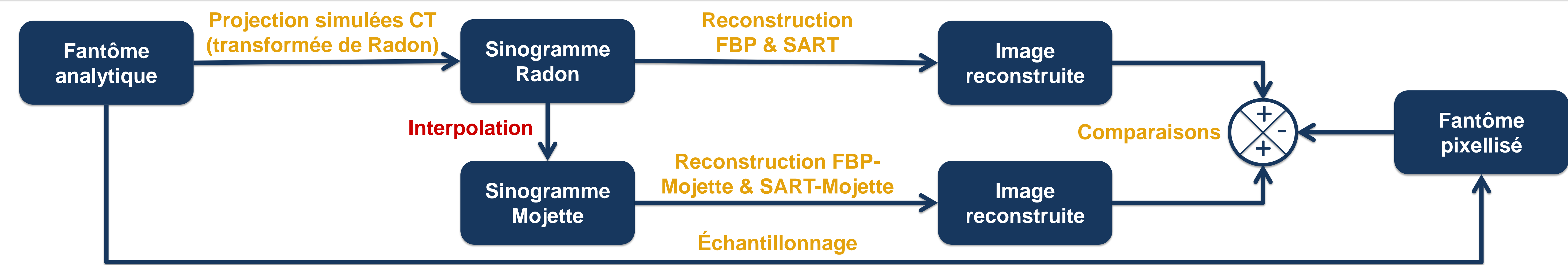
Acquisition Mojette : uniformité de la contribution de chaque pixel dans les projections car l'échantillonnage radial est adapté à la topologie de l'image selon la direction de projection.

### Objectifs du poster :

- Mise en œuvre de deux méthodes de transposition de l'espace Radon à l'espace Mojette
- Comparaison des méthodes et comparaison par rapport à la tomographie classique

## MÉTHODOLOGIE

### Démarche globale



### Détails de l'interpolation

#### Deux bases d'interpolation

Interpolations par B-Splines Cardinales  $\eta^1$  (interpolation linéaire) ou  $\eta^3$  (B-Spline cubique) directement dans le sinogramme de Radon et ré-échantillonnage par un facteur  $\sqrt{p^2 + q^2}$ .

$$\mathfrak{S}(q, r) = \sum_i \sum_j \mathfrak{S}(iD_q, jD_r) h^n\left(\frac{q - iD_q}{D_q}\right) h^n\left(\frac{r - jD_r}{D_r}\right)$$

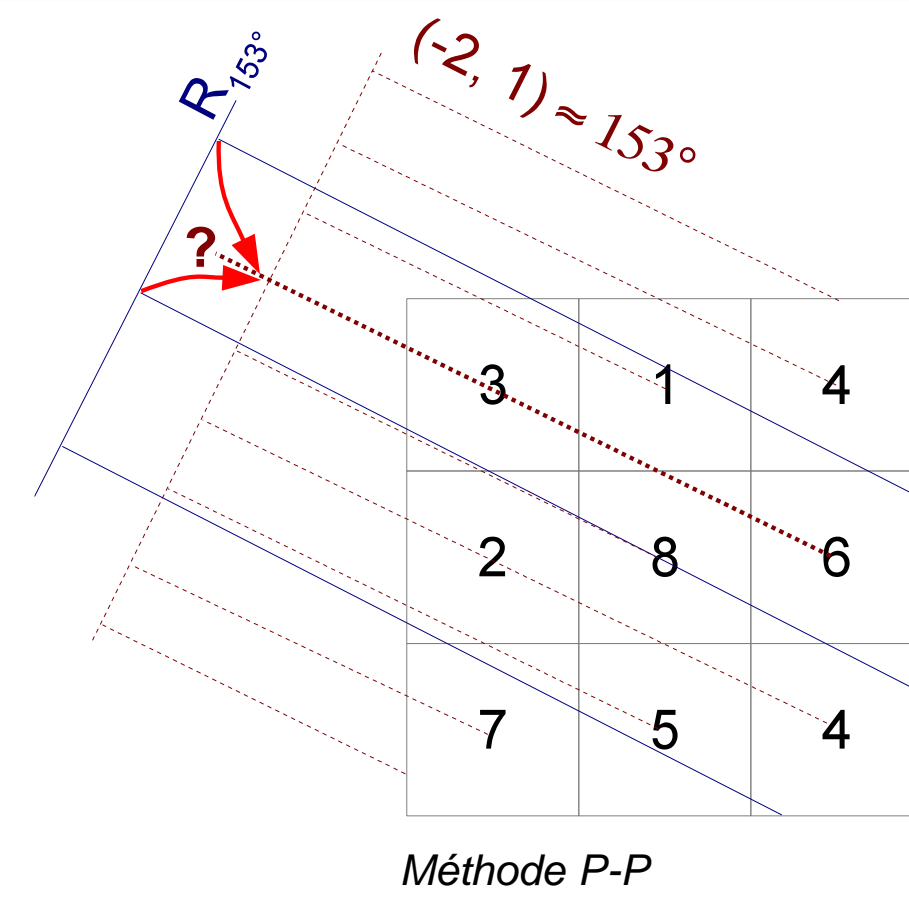
#### Deux méthodes d'interpolation différentes

##### MÉTHODE P-P (CHOIX DE L'ANGLE LE PLUS PROCHE)

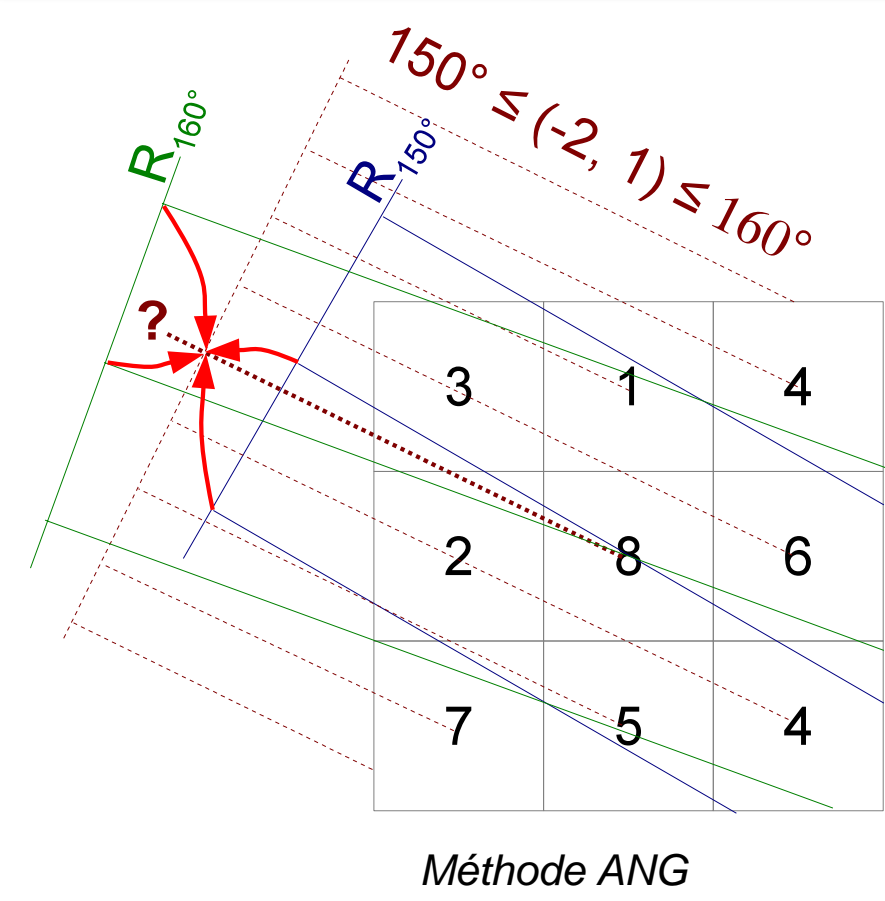
Chaque projection d'angle  $\theta$  correspond à un angle discret (p,q).

##### MÉTHODE ANG (INTERPOLATION ANGULAIRE)

Chaque angle (p,q) de la liste génère une nouvelle projection interpolée à partir des projections Radon les plus proches.

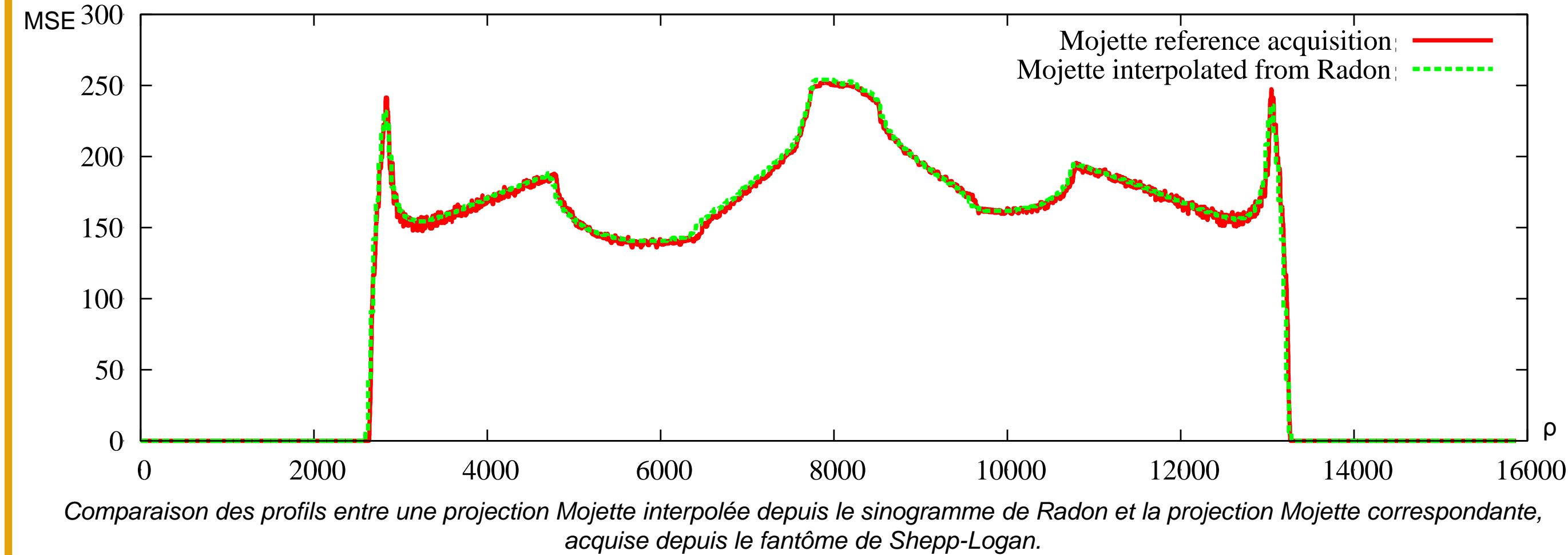


Méthode P-P



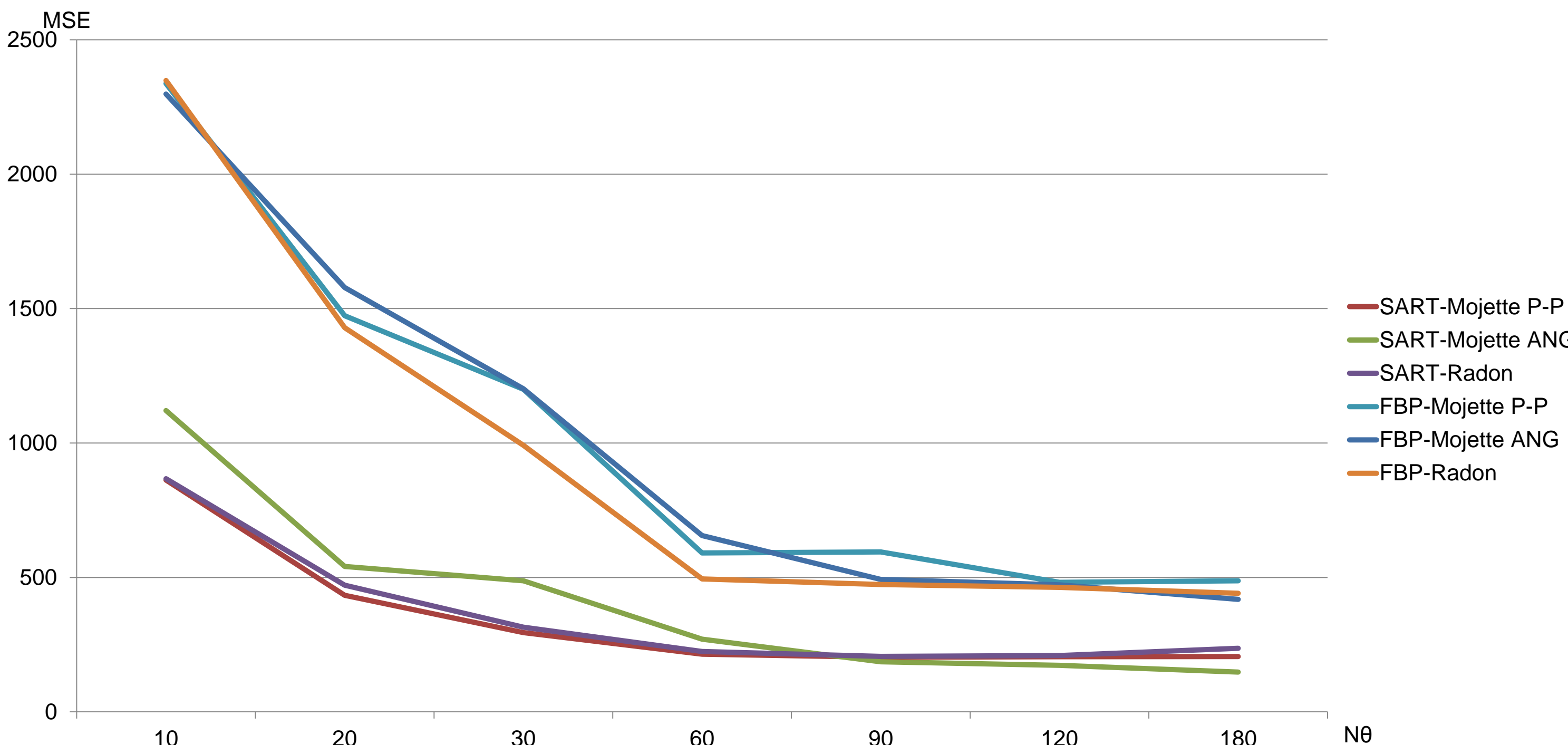
Méthode ANG

## RÉSULTATS



Comparaison des profils entre une projection Mojette interpolée depuis le sinogramme de Radon et la projection Mojette correspondante, acquise depuis le fantôme de Shepp-Logan.

Nθ	10	20	30	60	90	120	180
SART-Mojette P-P	862	434	295	215	203	205	205
SART-Mojette ANG	1120	541	488	270	186	173	148
SART-Radon	867	471	315	225	206	209	236
FBP-Mojette P-P	2337	1474	1200	591	595	482	488
FBP-Mojette ANG	2298	1578	1202	656	493	473	418
FBP-Radon	2349	1429	992	494	473	463	441



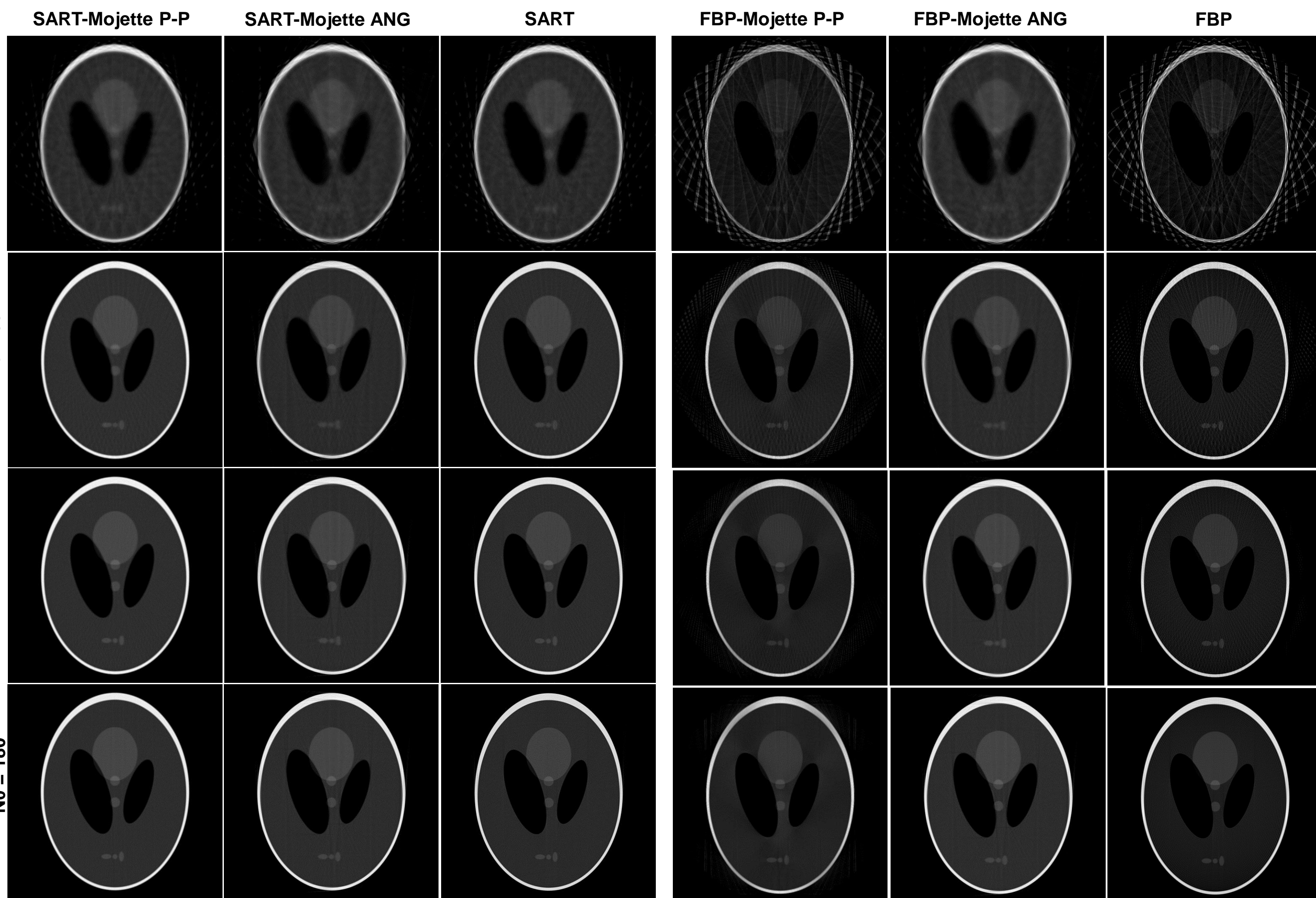
Erreurs observées sur les images reconstruites en fonction de la méthode de reconstruction Radon/Mojette et du nombre de projections dans l'acquisition : les reconstructions ont les mêmes comportements et fournissent les mêmes résultats avec les approches classiques et les reconstructions Mojette interpolées.

Farey-Haros	$\eta^1$	$\eta^3$
12	11.05	11.04
15	9.08	8.60
20	8.60	8.53
30	8.37	8.31
50	8.88	8.84
100	8.41	8.36

Erreur observée sur l'ensemble des projections Mojette obtenues par interpolation P-P par rapport à l'acquisition Mojette de référence.

	Farey3	Farey5	Farey7	Farey10	Farey12	P-P	Radon
Nθ	16	40	72	128	184	20	20
FBP	1941	1371	1067	1109	1047	1474	1429
SART	664	551	668	744	766	434	471

Erreurs sur les images à partir de 20 projections avec différents nombres d'angles interpolés dans la méthode ANG.0



## CONCLUSION & PERSPECTIVES

La méthode ANG donne de meilleurs résultats que la méthode PP surtout lorsqu'il y a assez de projections disponibles.

**De manière générale, les reconstructions Mojette FBP et SART donnent de meilleurs résultats que les reconstructions classiques depuis le sinogramme de Radon.**

Pour la suite de ce travail, les principes géométriques mis en œuvre devront être appliqués à des fantômes réalistes avec une simulation du bruit. Les algorithmes doivent également être améliorés pour fonctionner directement en 3D et adaptés pour la médecine nucléaire.