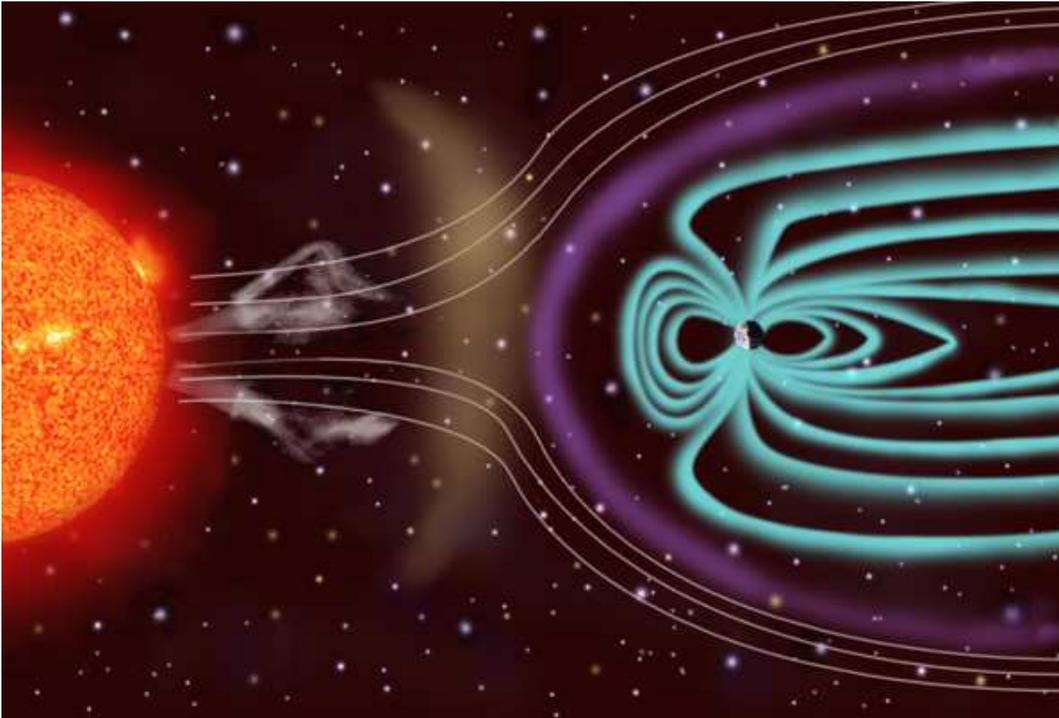
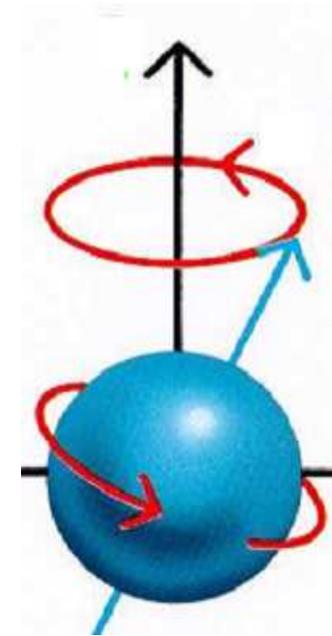


INTRODUCTION à l'IRM



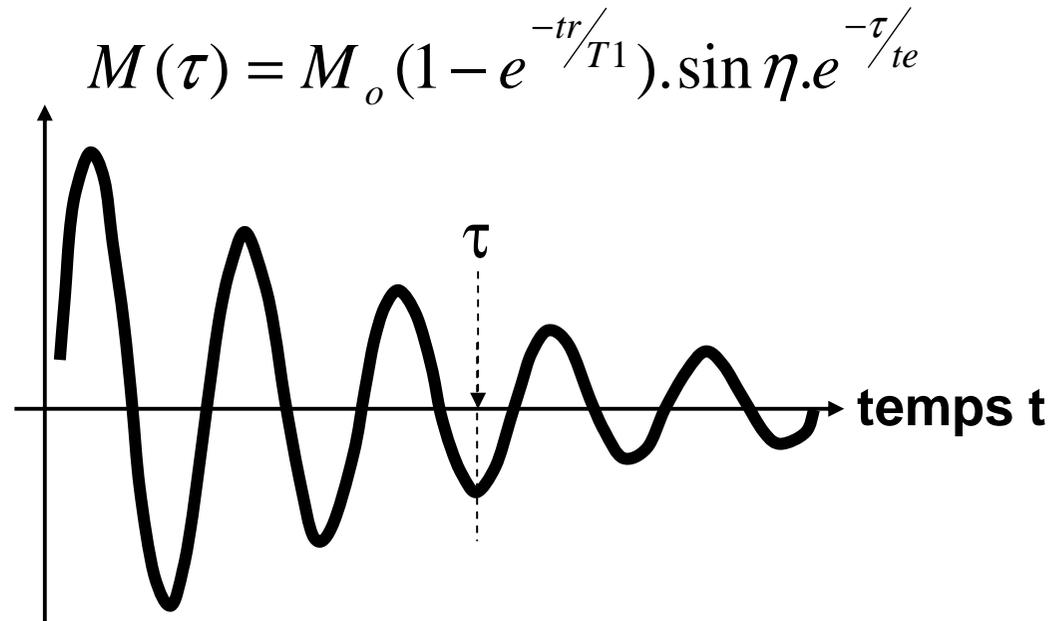
http://www.lerepairedessciences.fr/lycee/Premiere_S/premS_cours/PHY1S_Magn_2.htm



M. Zanca

UM1-CHU Montpellier et L2C-UMR 5221 CNRS-UM2

Signal dans une FID démodulée à la résonance



Signal RMN au temps τ après le début de détection :

$$s(\tau) = M(\tau) \cdot e^{j\omega\tau} \quad \text{avec} \quad \omega = 2\pi \cdot \nu = \gamma \cdot B, \quad j^2 = -1 \quad \text{et} \quad M = M_T$$

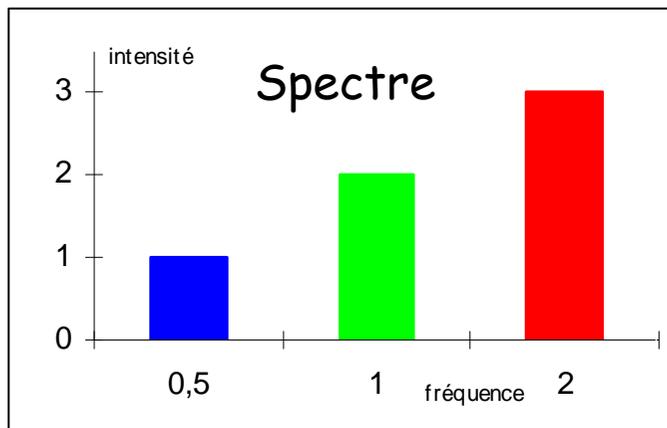
d'où finalement, en démodulant le signal à la résonance (ω_o) :

$$S(t) = \int_0^t M(\tau) \cdot e^{j(\omega - \omega_o)\tau} d\tau \quad \text{Si } B = B_o, \quad S_o(t) = M_{total}$$

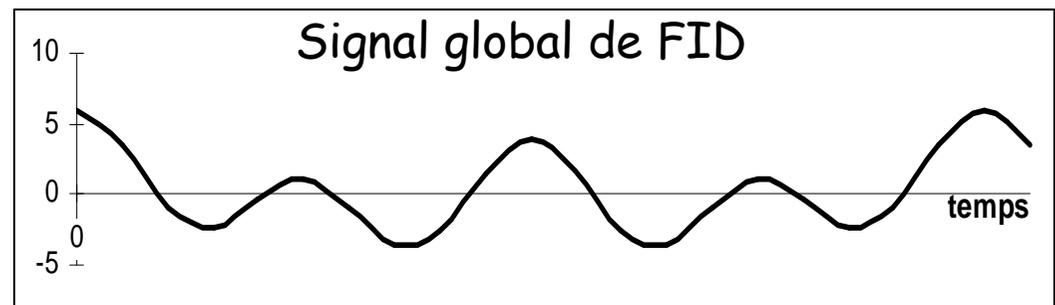
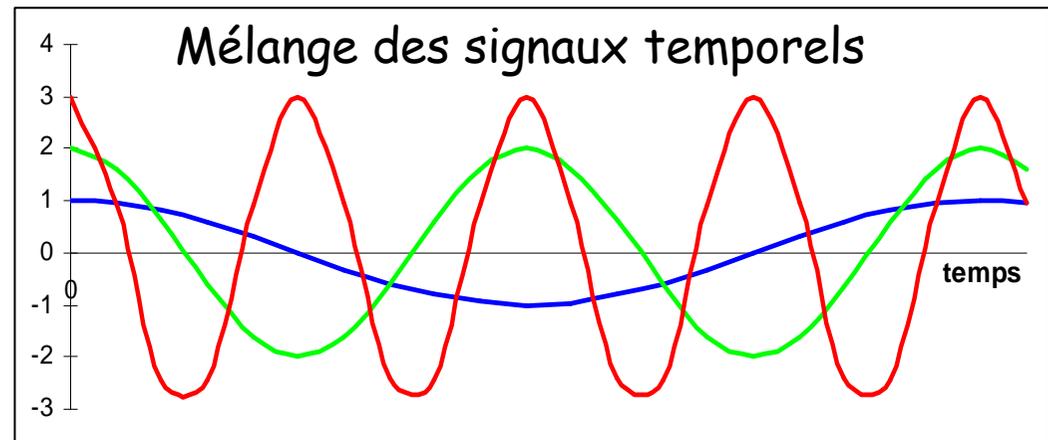
Mélange temporel des signaux RMN

Problème : dans une FID, un mélange de fréquences est indiscernable

3 pics d'intensité différente
à 3 fréquences différentes



Les signaux temporels
sont mélangés



On passe de la FID au spectre par inversion temps-fréquence
càd en pratique par transformation de Fourier (TF)

Expressions mathématiques de la TF temporelle

Dans le domaine temporel, où ν est la fréquence :

$$F(f) : \nu \rightarrow \hat{f}(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-j2\pi\nu t} dt$$

...utilisable pour les produits de convolution, ou bien :

$$F(f) : \omega \rightarrow \hat{f}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt$$

avec $\omega = 2\pi\nu$ mais non utilisable pour les produits de convolution

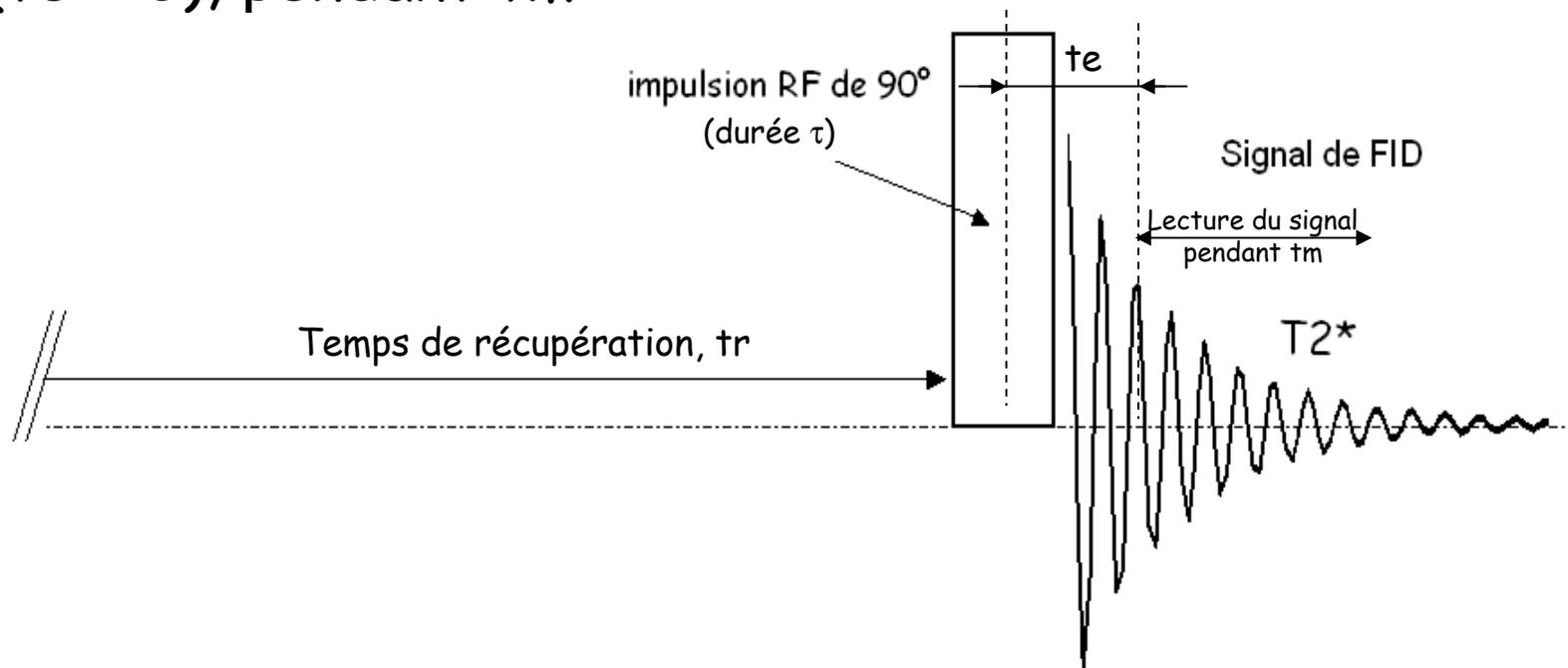
Amélioration du signal

Séquence Echo de Spins

Exemple de séquence de RMN, la séquence SR

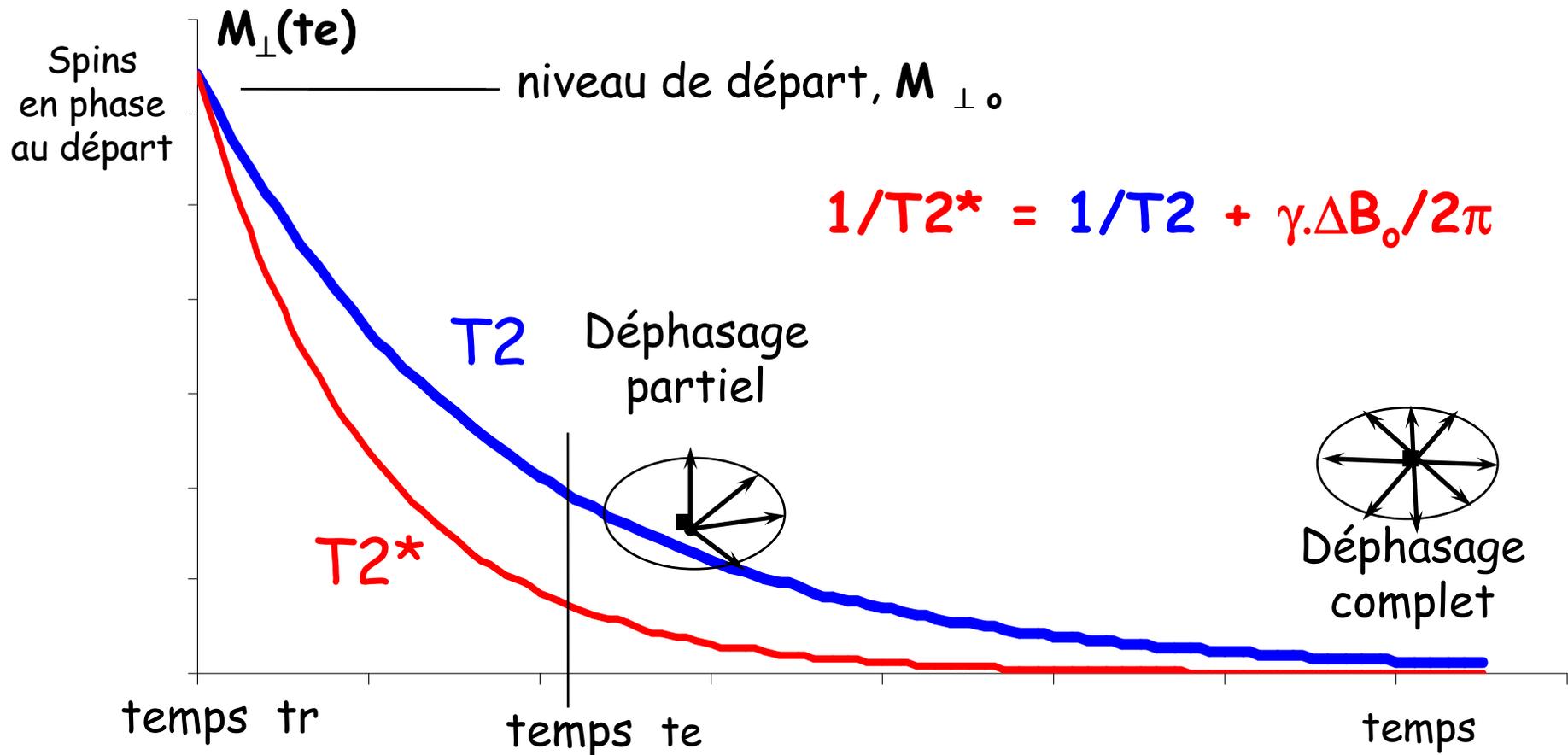
La séquence la + simple, dite de saturation récupération (SR), consiste en 3 étapes :

1. (Re)pousse de M_L vers M_0 le long de B_0 , en T_1 , pendant t_r
2. Pulse RF qui bascule M_L de $\eta = 90^\circ$ et donne $M_T = M_L$
3. Lecture du signal (FID), immédiatement après bascule ($t_e \approx 0$), pendant t_m



En fait, en SR, l'enveloppe de la FID est en T_2^*

T_2 lorsque seulement ΔB_i moléculaires, aléatoires, non compensables, T_2^* quand $\exists \Delta B_o$ technologiques, compensables car systématiques et constants



A quoi est du le déphasage en T_2 ?

Au fait que tous les spins qui composent M_T ne voient pas vraiment en fait B_0 , mais $B_0 \pm$ d'infimes variations, ΔB , suffisantes pour accélérer ou ralentir les spins par rapport à ω_0 (repère tournant)

Double nature des ΔB :

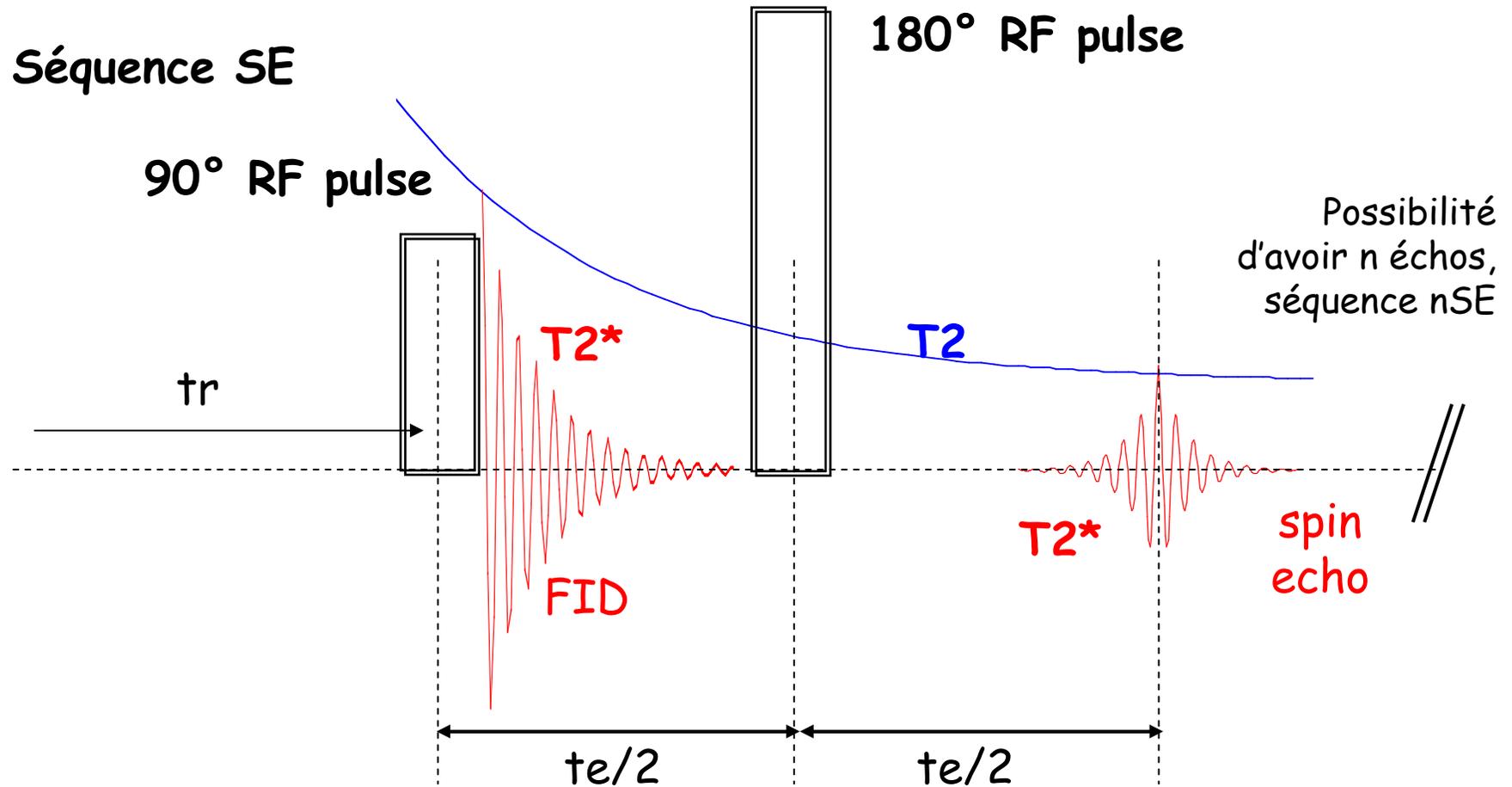
- moléculaires ($\Delta B_{i(\text{mol})}$), dus aux interactions browniennes entre spins dans le voxel, non récupérables car aléatoires, ce qui s'écrit :

$$1/T_2 \propto \gamma \cdot \Delta B_{i(\text{mol})} / 2\pi$$

- technologiques, dues à des hétérogénéités de l'aimant (ΔB_0), récupérables car systématiques donc constantes sur le court terme :

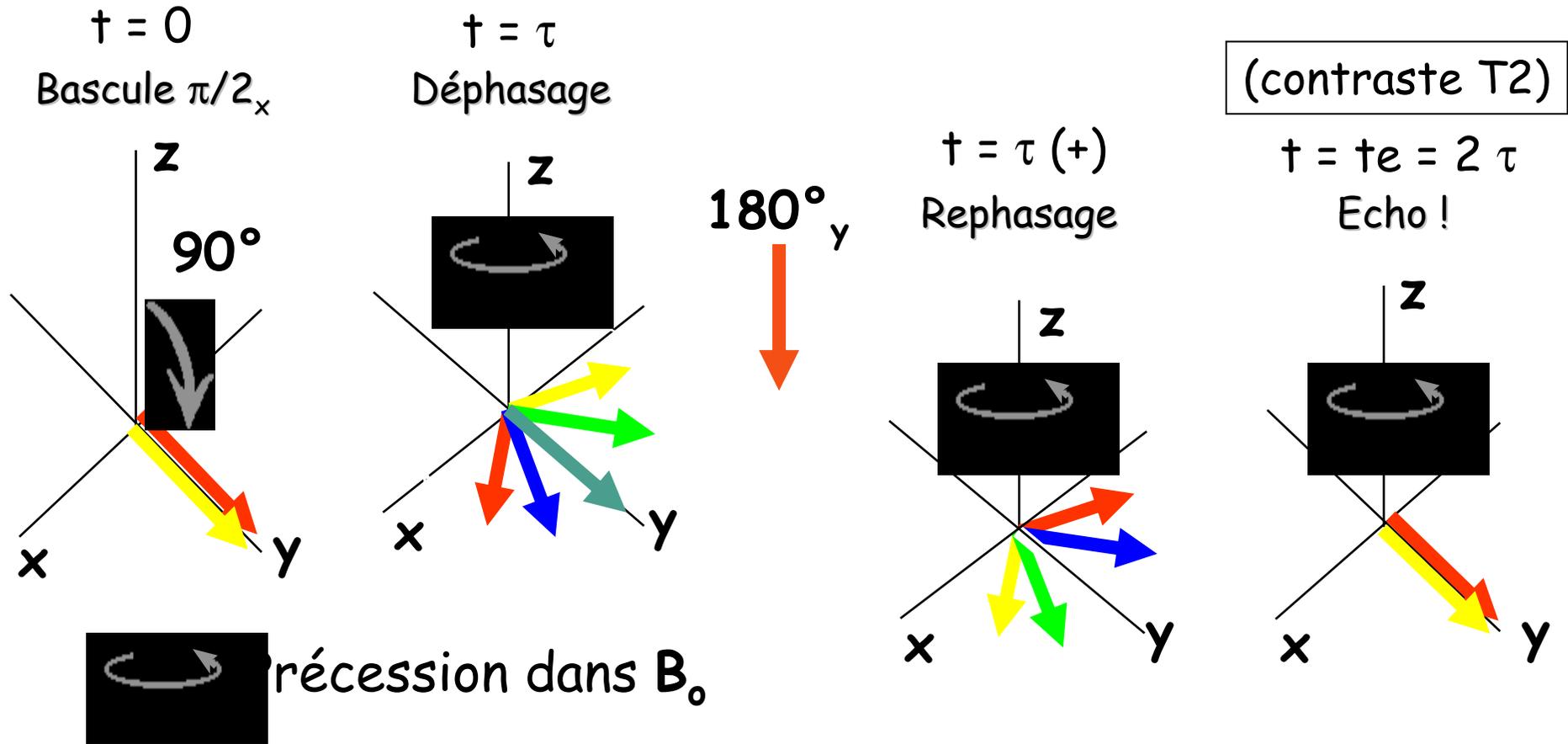
$$1/T_2^* \propto \gamma \cdot \Delta B_{i(\text{mol})} / 2\pi + \gamma \cdot \Delta B_0 / 2\pi$$

Solution, la séquence écho(s) de spins



En fait, l'écho n'est autre qu'une double FID, et une série d'échos décroissent eux en $T2$ vrai et non en $T2^*$

Le mécanisme d'écho des spins

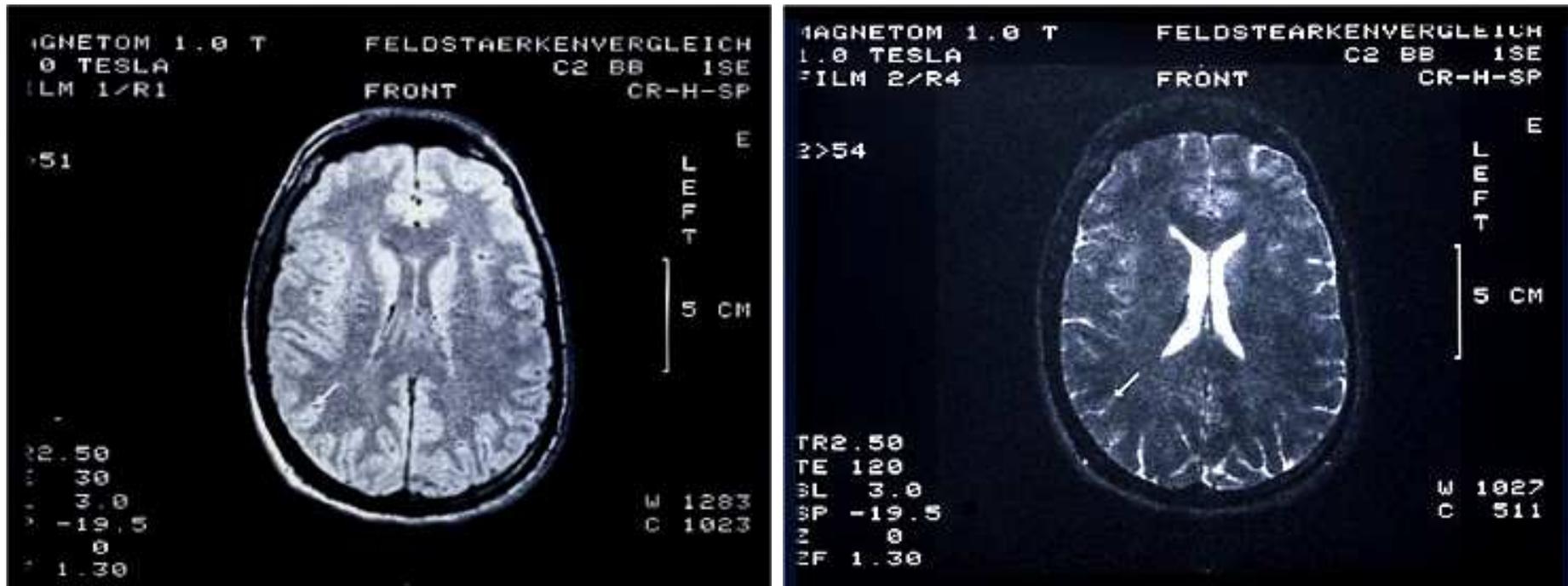


Les spins rouges et bleu précessent plus vite en raison des ΔB locaux que les spins jaunes et verts

L'effet des seuls ΔB_{tech} , constants, est éliminé dans l'écho

La séquence échos multiples, nSE

On peut enchaîner plusieurs 180° , donc plusieurs échos, mais attention à la perte de signal en T2 au fil des échos, comme ici entre E1 & E4



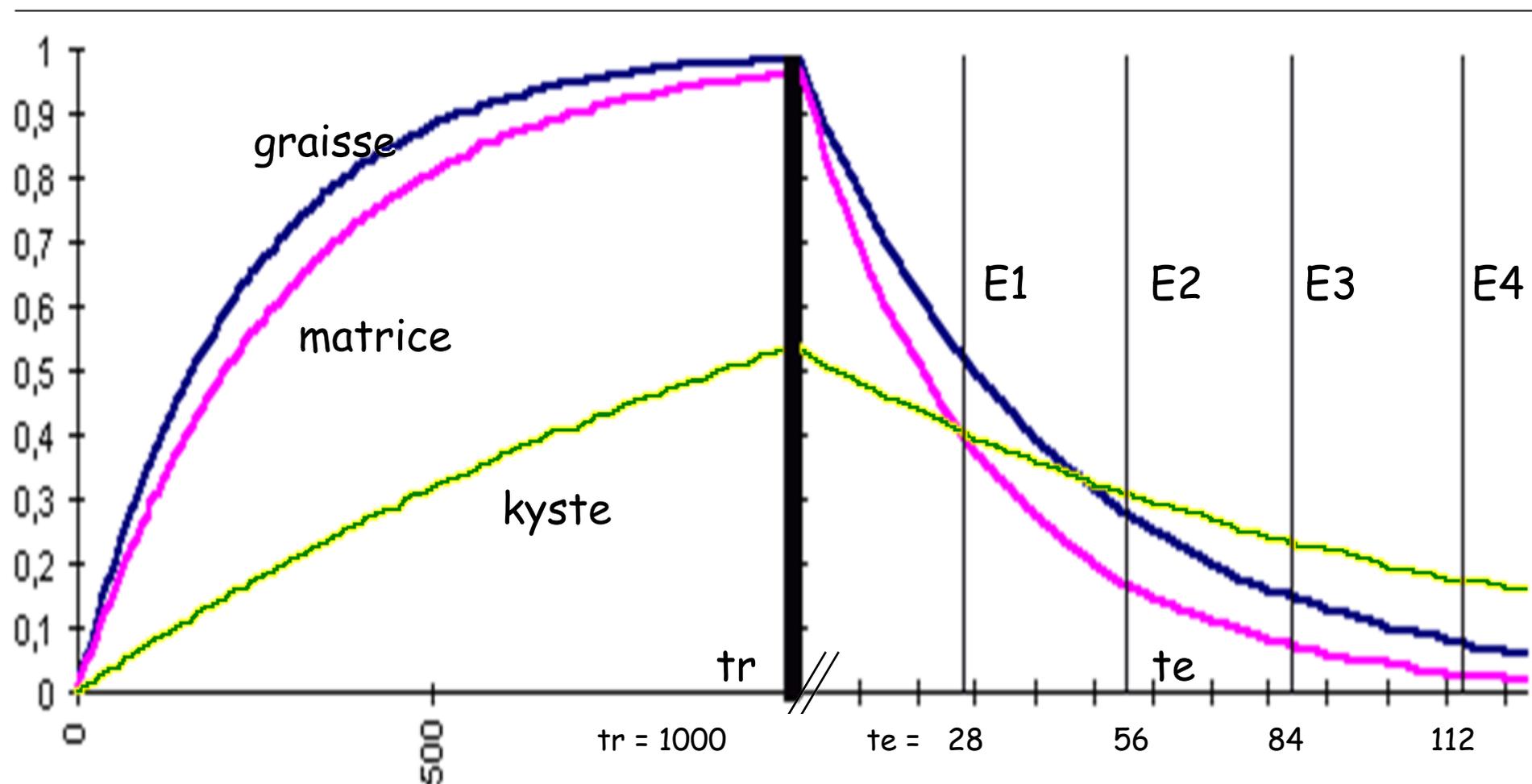
CERVEAU à 1T - Observer la modification du contraste

Éviter les pièges de contrastes en nSE

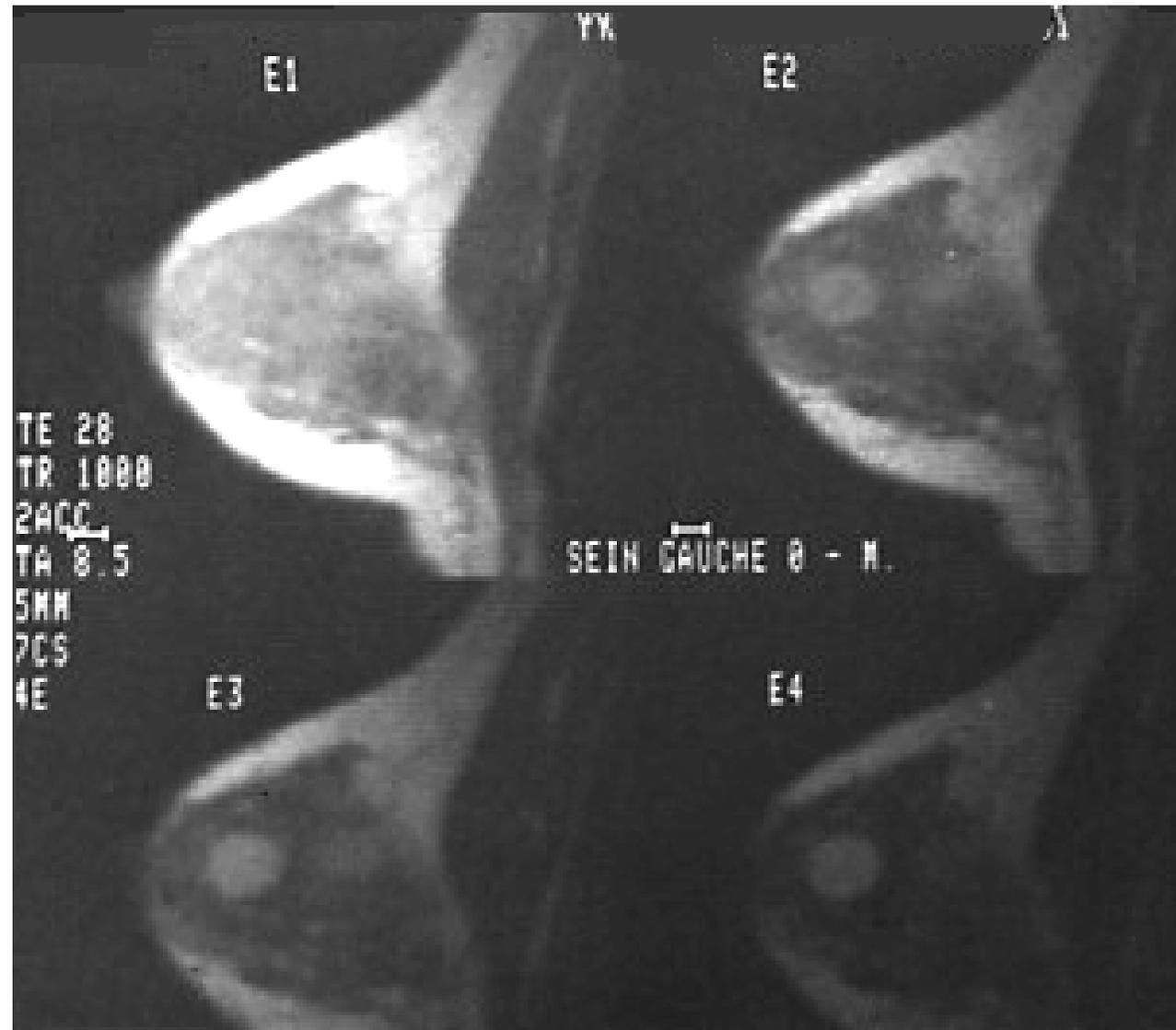
Les pièges sont liés aux croisements des courbes

Une pathologie peut ne pas apparaître

Exemple sur des kystes du sein en 4SE(28/1000)



Ex. : kystes séreux du sein E1-E4

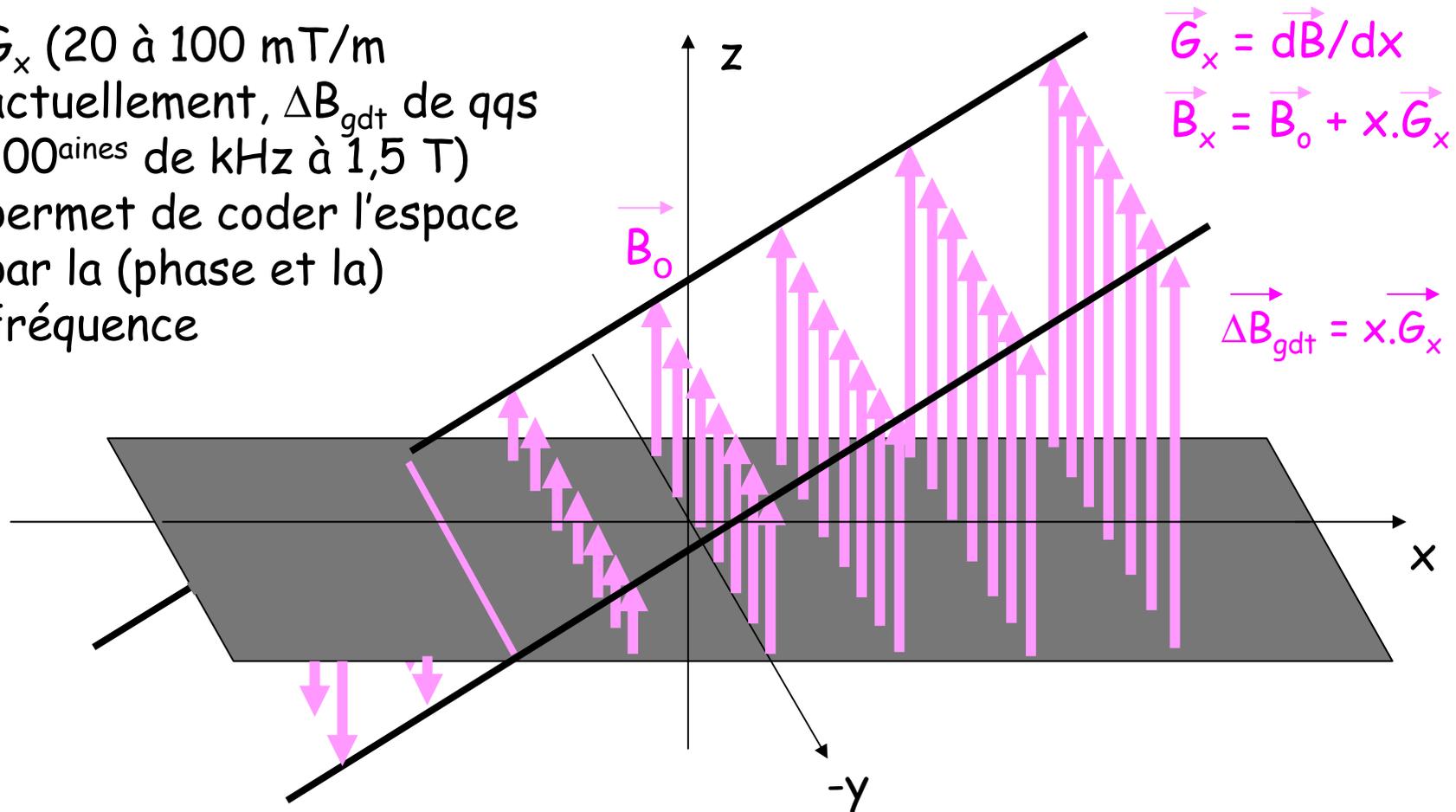


Gradients de champ

Gamme des kHz

3.b- Utilisation de Gradients de B_0 (opérateur dépendants)

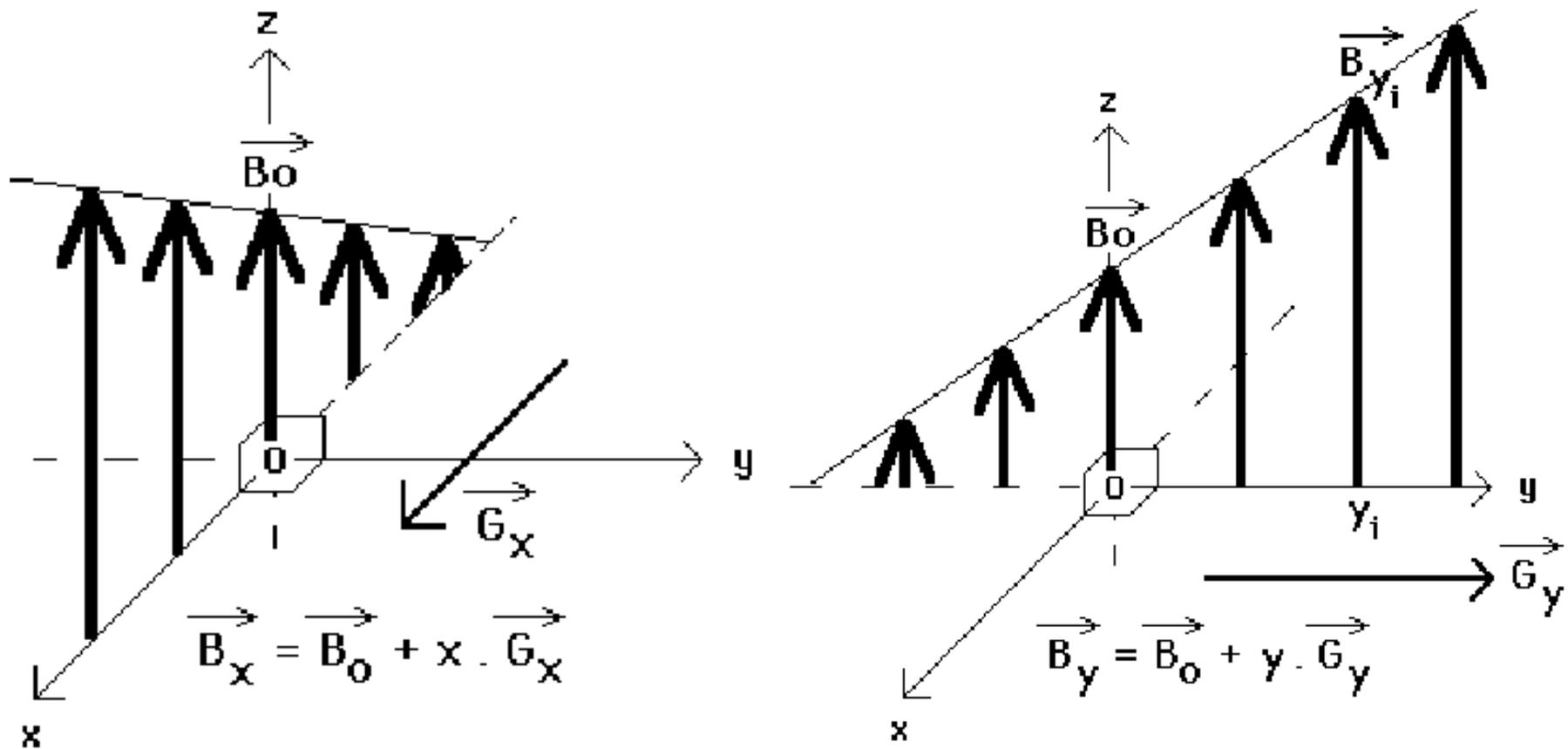
G_x (20 à 100 mT/m
actuellement, ΔB_{gdt} de qqs
100aines de kHz à 1,5 T)
permet de coder l'espace
par la (phase et la)
fréquence



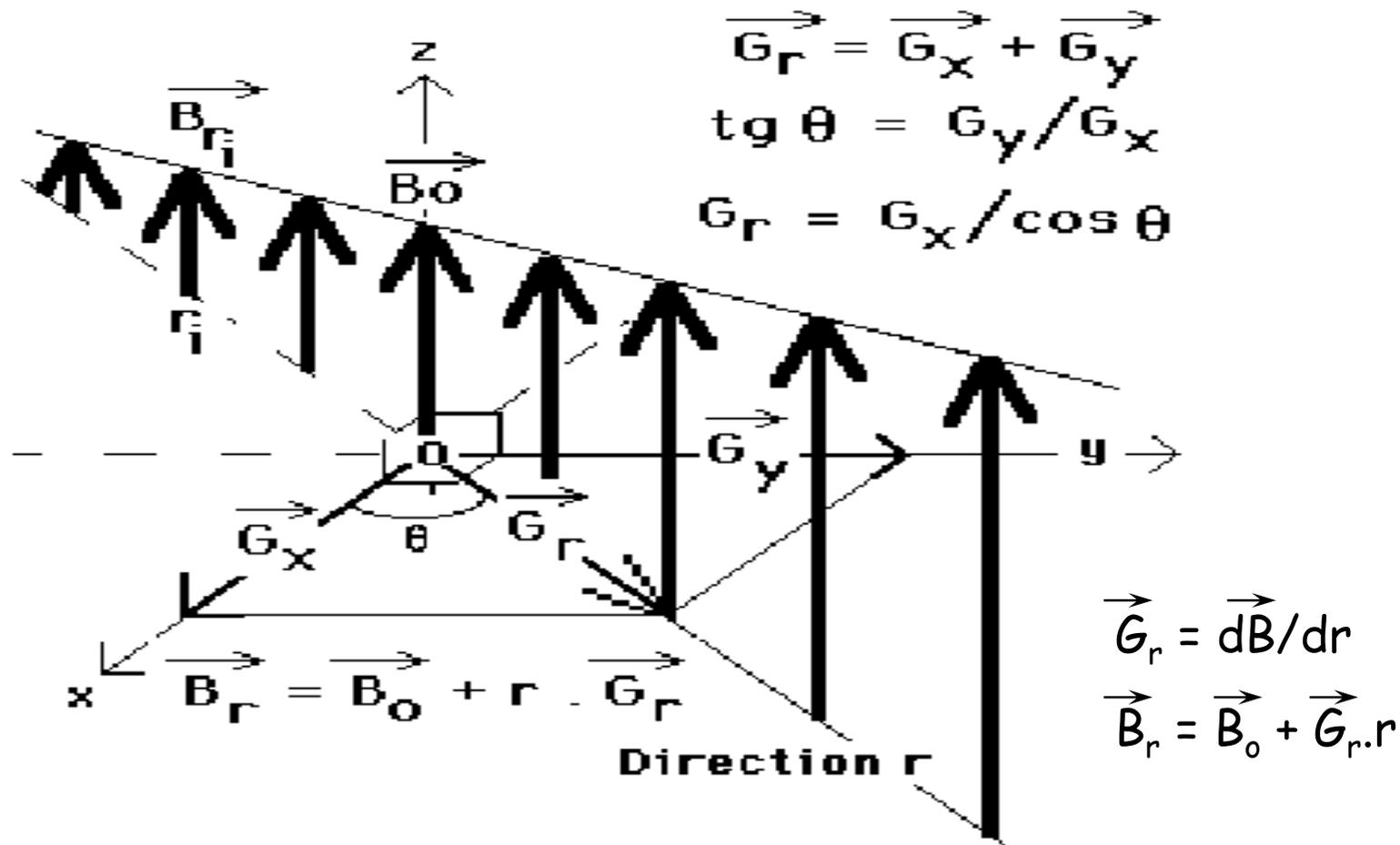
Le gradient $G_x = dB/dx$ fait varier B_0 le long de x . B_{eff} reste // Oz mais varie le long de x , de même que la fréquence et la phase des spins

Exemple de gradients linéaires

\vec{G}_x dans la direction des x , \vec{G}_y vers y



Combinaison vectorielle de deux gradients linéaires non //



Utilisé en méthode 1D (voir plus loin) pour faire tourner un gradient, ici par ex. dans le plan (xOy)

Sélection de coupe(s)

Gradient de sélection
pendant la bascule RF

Rappel : bande passante fréquentielle de la RF

Liée à l'utilisation d'impulsions RF (de durée finie)

Lorsque $M_{//}$ bascule, il précesse en fait autour de la composante magnétique (B_1) de la RF : $\omega_1 = \gamma \cdot B_1$

C'est la durée dt de l'impulsion RF qui permet de choisir la valeur de l'angle de bascule : $\eta = \omega_1 \cdot dt = \gamma \cdot B_1 \cdot dt$

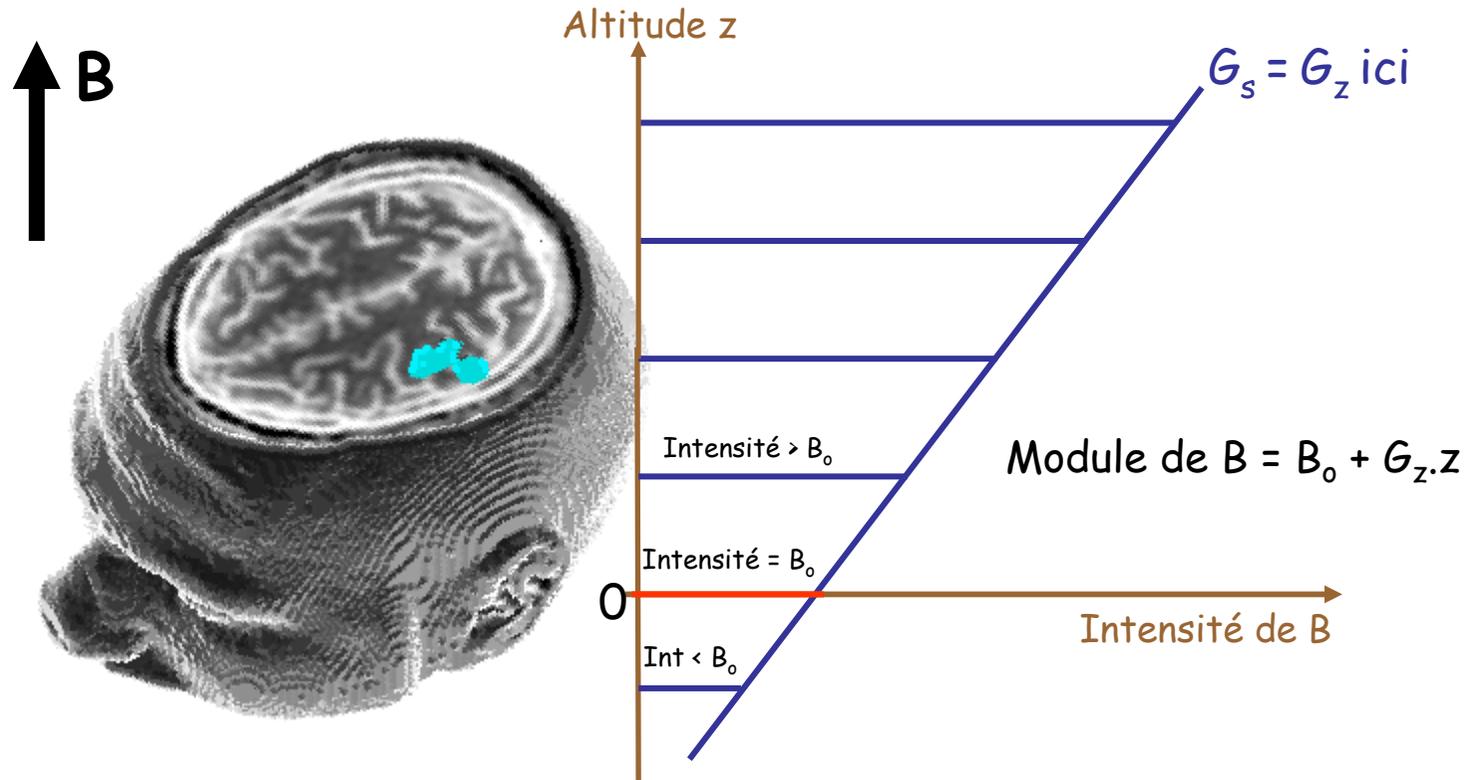
Or, par TF, l'inverse de la durée dt constitue en fait une bande passante fréquentielle $dv = 1/dt$ du pulse RF.

L'émission RF se fait donc à $\nu_0 \pm dv/2$

La résonance existera donc dans la gamme correspondante des fréquences, c'ad pour tous les spins susceptibles d'observer des champs appartenant à la gamme

$$B_0 \pm \pi \cdot dv / \gamma = B_0 \pm \pi / (\gamma \cdot dt)$$

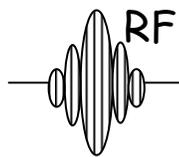
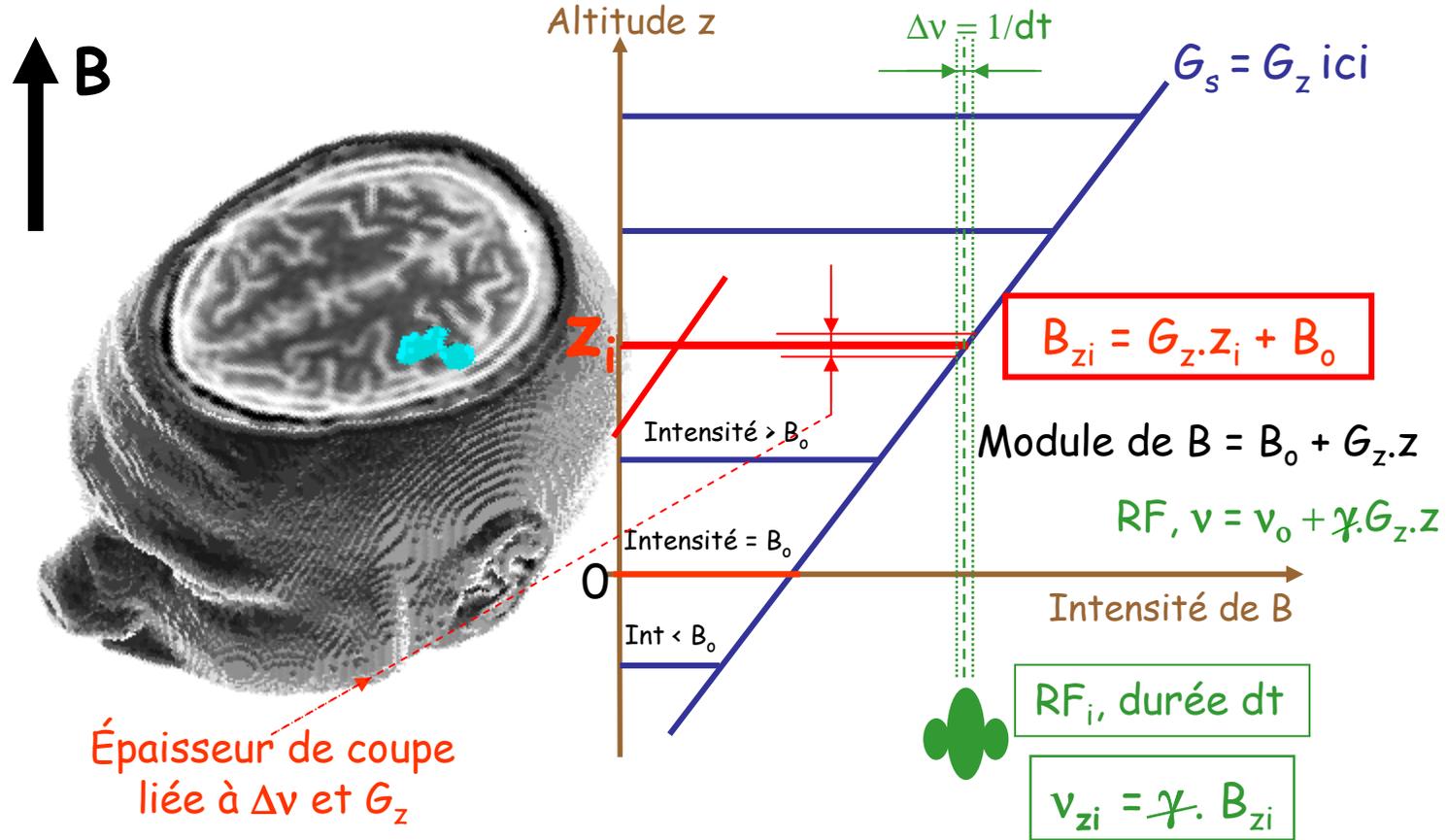
Gradient de sélection (G_s) et choix d'une coupe



G_s Gradient de sélection G_s

temps

Gradient de sélection appliqué pendant la RF (B1)

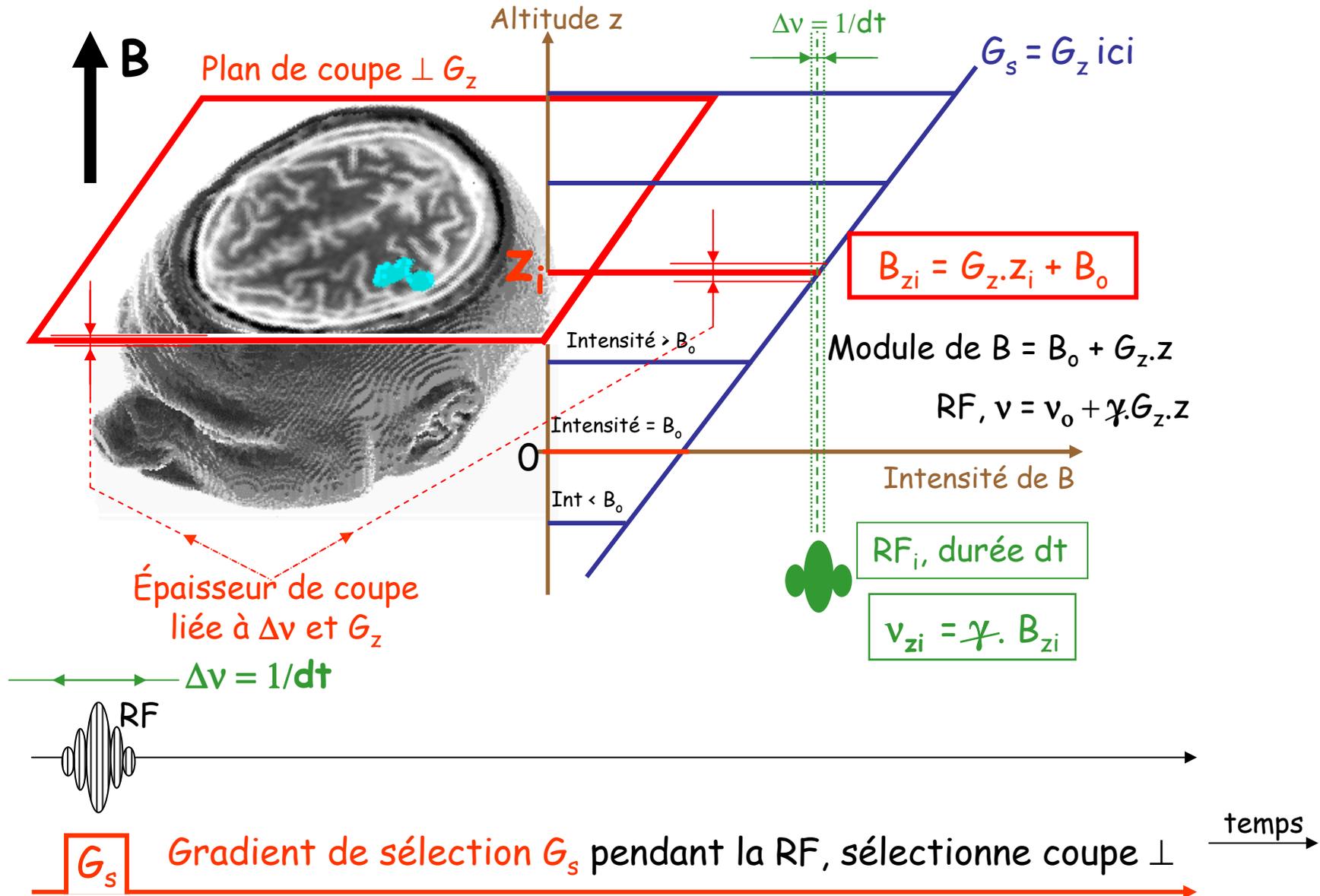


G_s

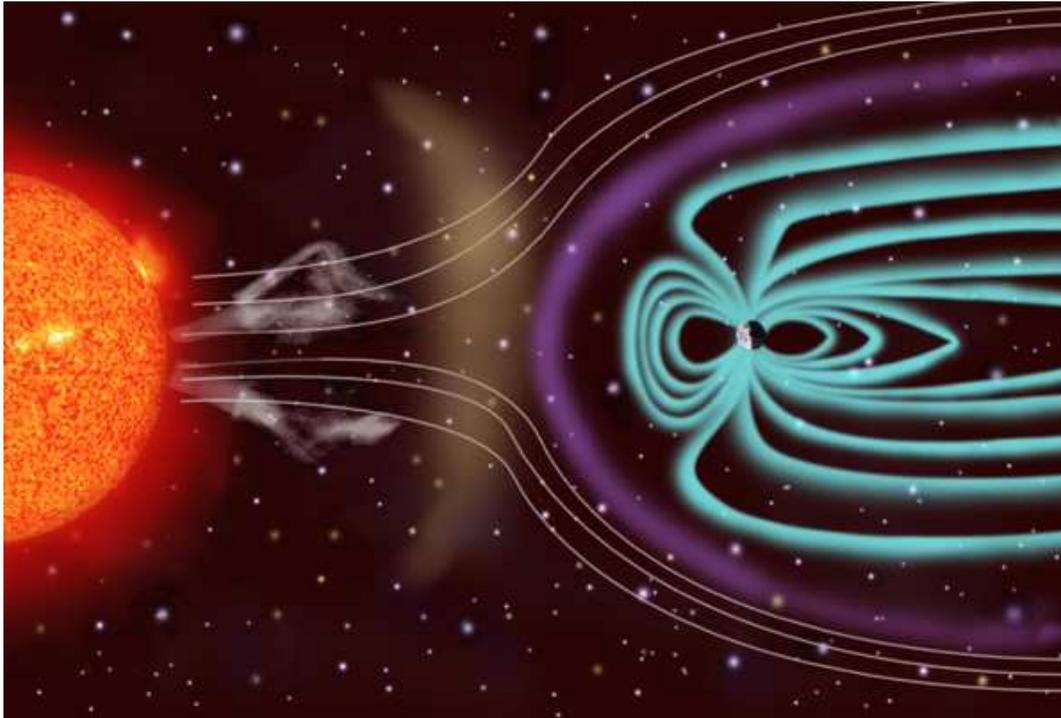
Gradient de sélection G_s pendant la RF, sélectionne coupe \perp

temps

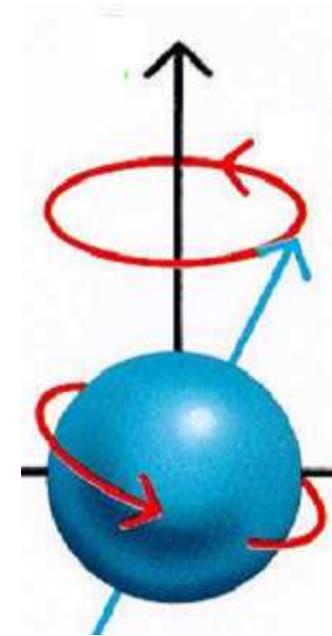
Épaisseur de coupe liée à la bande passante RF



IRM par Zeugmatographie 1D



http://www.lerepairedessciences.fr/lycee/Premiere_S/premS_cours/PHY1S_Magn_2.htm



M. Zanca

UM1-CHU Montpellier et L2C-UMR 5221 CNRS-UM2

Codage par la fréquence

Gradient de lecture
pendant l'acquisition du signal

Codage spatial, par la fréquence, du plan sélectionné

La relation de Larmor permet le lien entre
fréquences et champ

Le gradient permet le lien entre champ et espace

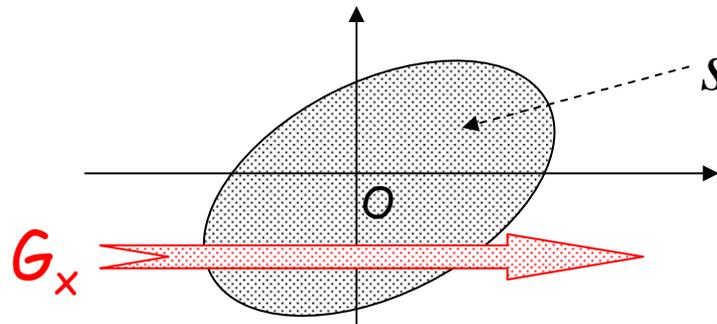
Larmor en présence de gradients (IRM) permet
donc le lien entre fréquences et espace

En présence de G_r , B (donc le signal) varie le long de
la direction r , et lire les fréquences par LARMOR
revient donc à "lire l'espace" dans cette direction

C'est sur ces bases que repose toute l'IRM

Expression du signal lu en présence d'un gradient

On suppose disposer d'une coupe plane d'épaisseur négligeable



$$s(t, x, y) = M(x, y).e^{j(\omega_{xy} - \omega_0)t}$$

Si un gradient G_x est superposé à B_0 pendant la lecture, alors

$$B_{xy} = B_0 + x.G_x \text{ d'où } \omega_{xy} - \omega_0 = \gamma.x.G_x$$

Toute la colonne y de coordonnée x voit le même B_{xy} mais les colonnes "y" résonnent à des fréquences qui diffèrent selon x : la coupe entière est projetée sur la direction du gradient et

$$s_G(t, x) = M_G(x).e^{j\gamma x G_x t} \quad \dots \text{en posant } k_x(t) = \gamma G_x t / 2\pi, \text{ alors}$$

$$S_G(t) = \int M_G(x).e^{2\pi j k_x t} dx \quad S_G \text{ est le signal acquis en présence}$$

du gradient (dit de lecture ici) et $M_G(x) = \text{TF}[S_G(t)]$ n'est autre que la projection de $M(x, y)$ sur la direction Ox dudit gradient

On peut constater que k_x s'écoule avec le temps, comme la FID

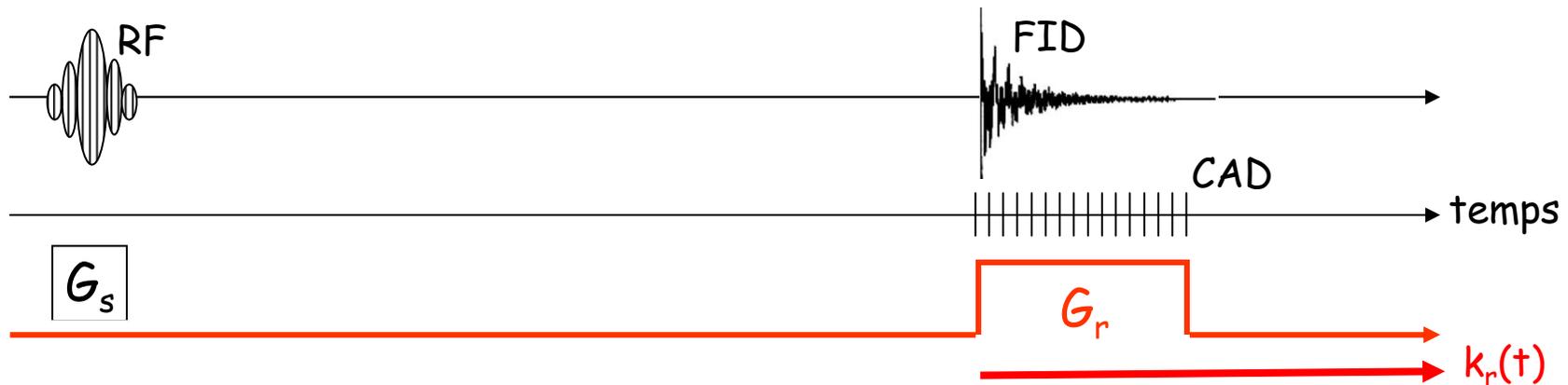
Gradient de lecture (G_r) et codage par la fréquence

L'application, **en même temps que l'enregistrement du signal de RMN**, d'un **gradient G_r dans une direction quelconque r , dite de lecture**, permet de coder le signal en fréquences selon les colonnes lues : tous les spins d'une même colonne, \perp à la direction r et d'abscisse r , résonnent à la même fréquence

$$\nu_r = (\gamma G_r / 2\pi) \cdot r$$

L'échantillonnage du signal (|||||) s'effectue pendant l'acquisition de la FID, càd pendant l'écoulement temporel de $k_r(t) = (\gamma G_r / 2\pi) \cdot t$

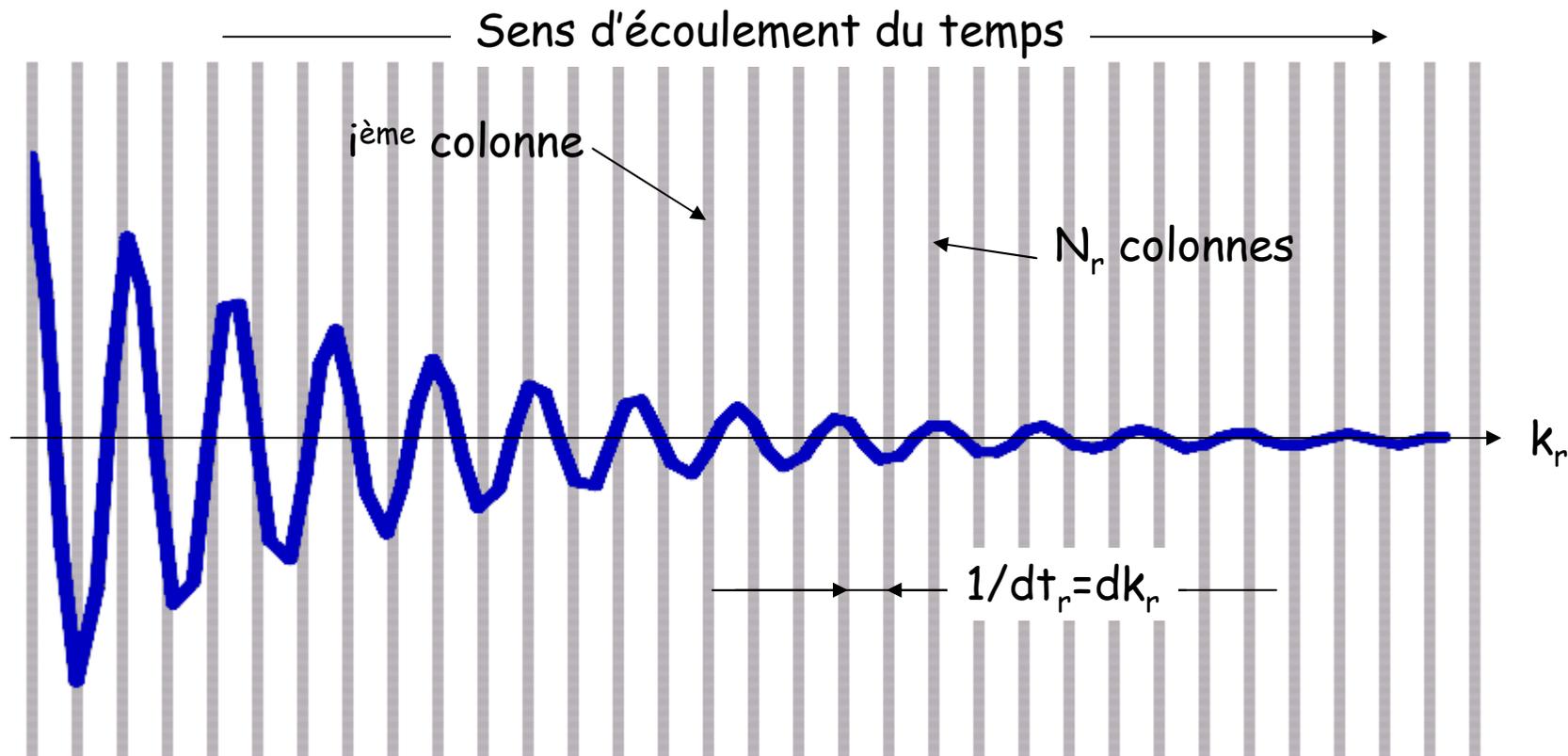
Une colonne correspond à un pas d'échantillonnage et l'ensemble des colonnes est parcouru en une fois, pendant l'écoulement temporel de la FID



Echantillonnage de la FID dans le temps

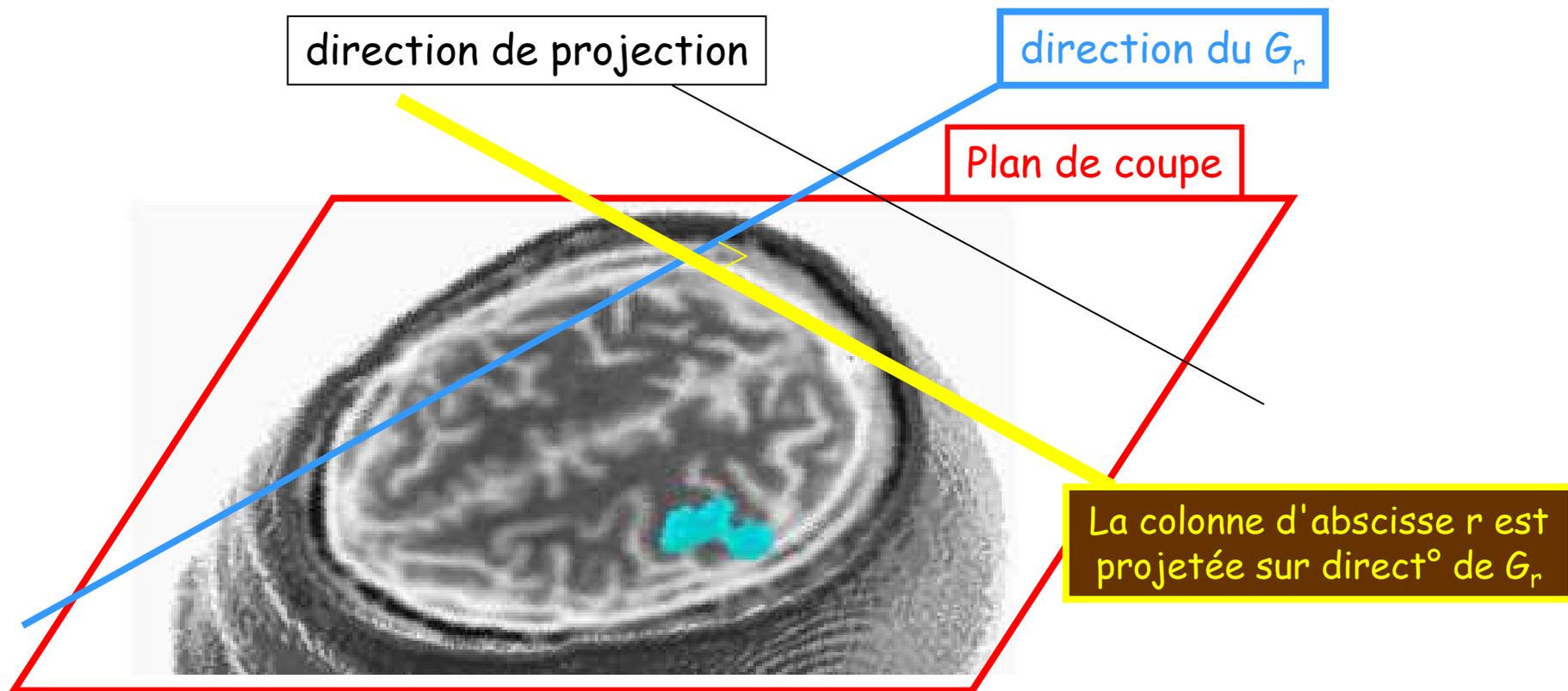
Dans le plan de coupe sélectionné, le temps écoulé croît de colonne en colonne avec le pas d'échantillonnage dt_r , ce qui revient à acquérir en une seule fois mais point par point (digitalisation), la FID dans la direction de lecture du signal tout en codant la direction r par les fréquences

$$k_{ri} = (\gamma \cdot G_r / 2\pi) \cdot t_i \quad \text{avec } t_i = N_i \cdot dt_r \text{ et donc } k_{ri} = N_i \cdot dk_r$$



Mais G_r projette le plan de coupe sur sa direction

$$k_r(t) = \frac{1}{2\pi} \gamma \cdot G_r \cdot t \quad \Rightarrow \quad S_G(t) = \int M_G(r) \cdot e^{2\pi i k_r t} dr$$



Zeugmatographie ou IRM par méthode 1D

Ainsi, le signal de FID s'écoule dans le temps (espace direct) et avec lui les k_r , véritables fréquences spatiales (séquences) qui appartiennent à l'espace des k (de Fourier), réciproque de la distribution en r de la projection du plan objet sur G_r (image projetée sur G_r). Ainsi,

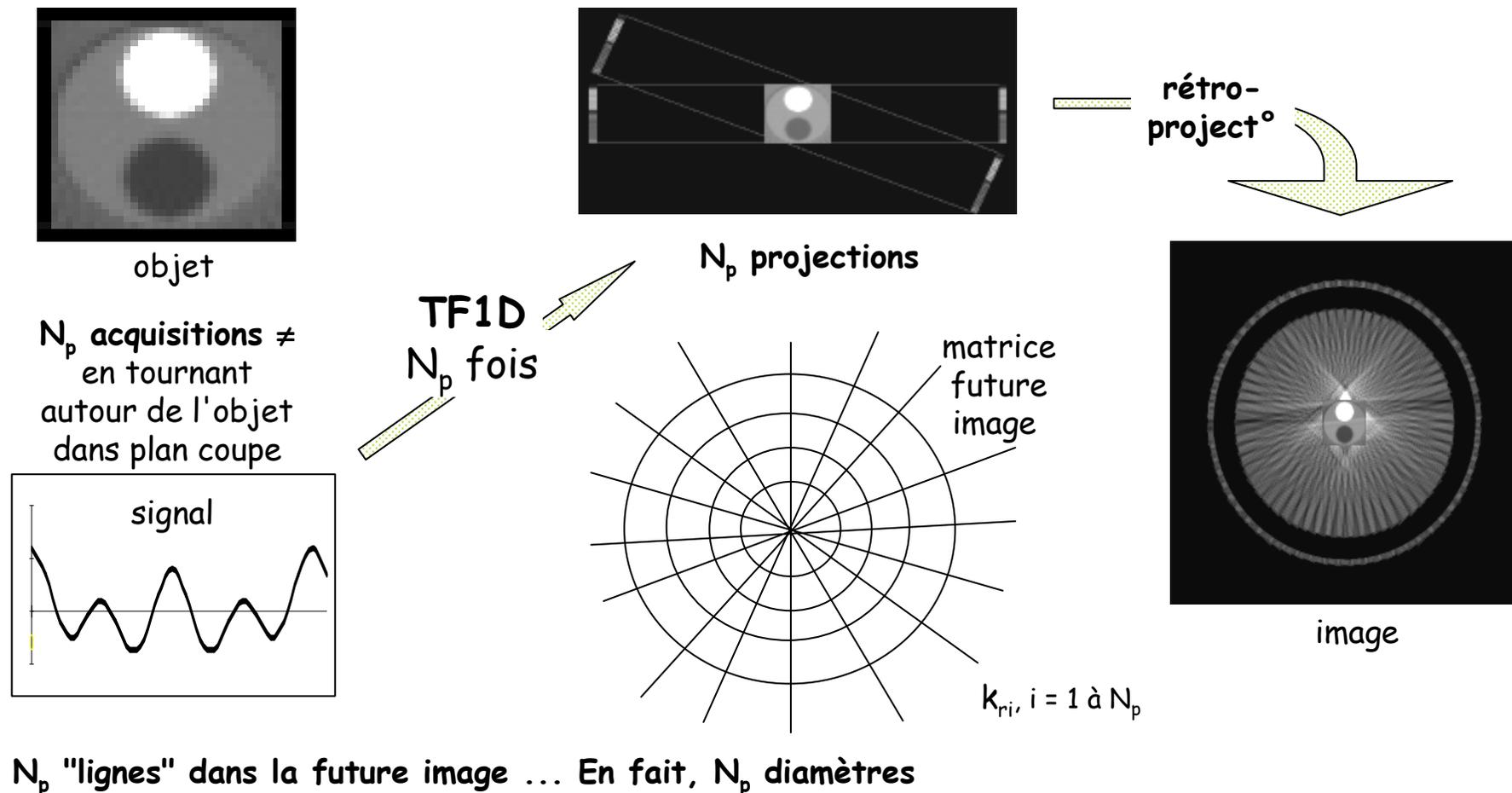
$$M_G(r) = \int S_G(t).e^{-2\pi j k_r t} dt$$

La TF temporelle de $S_G(t)$, le signal de FID acquis en présence d'un gradient de lecture G_r , est la projection, $M_G(r)$, du plan image sur la direction du gradient.

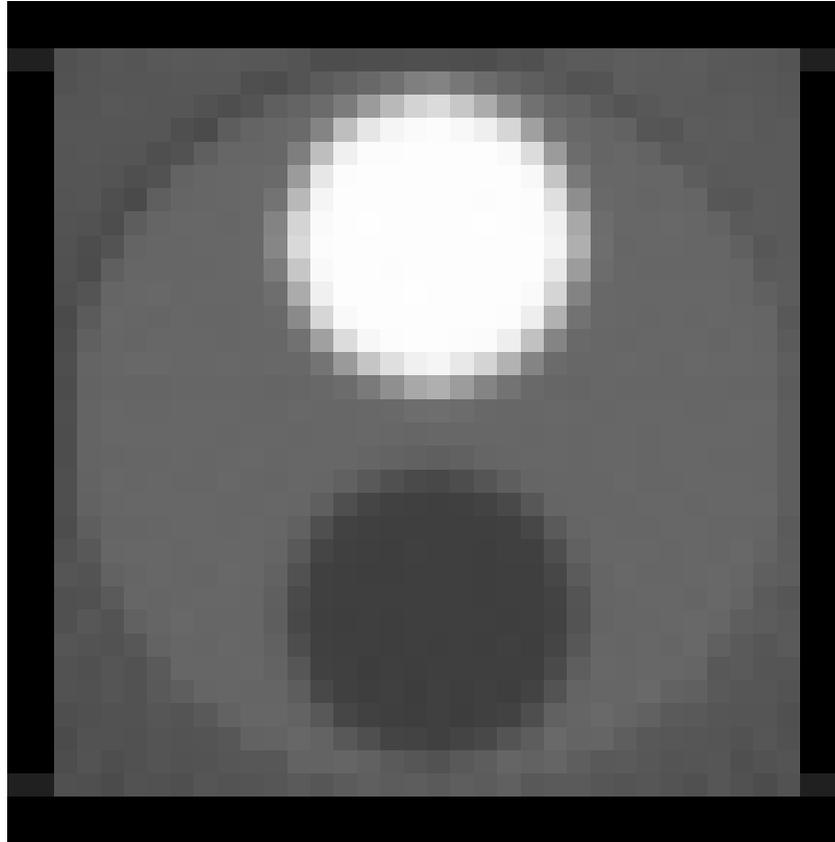
En méthode 1D, il suffit, pour remplir l'espace des k , de faire tourner le G_r dans le plan image et d'acquérir à chaque fois la FID en sa présence. Après TF des signaux, un algorithme de rétroprojection filtrée (Radon) permet de restaurer l'image...

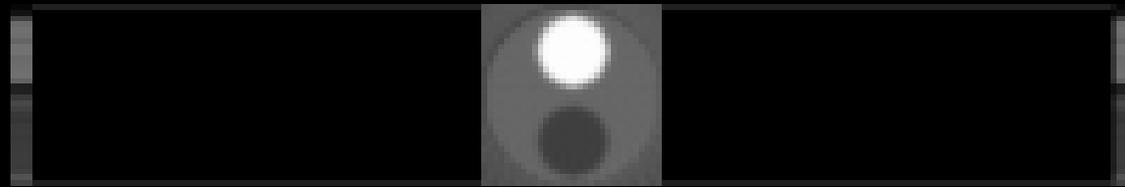
Méthode 1D (radiale) de reconstruction de l'image

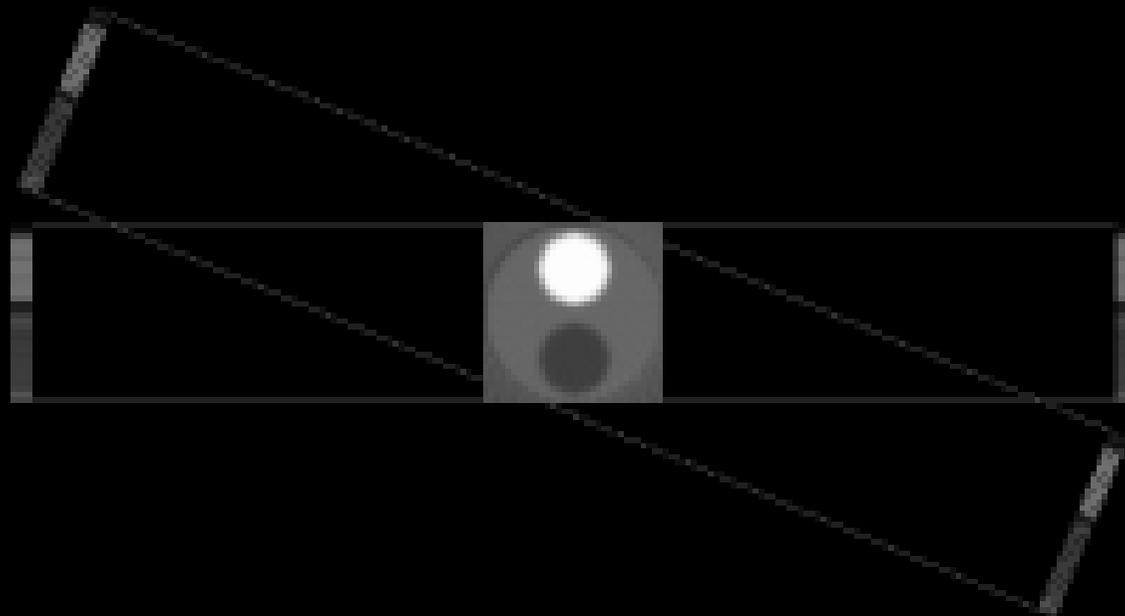
Une simple TF1D du signal codé dans la direction "r" fournissant la projection de l'image dans cette direction, il suffit, pour acquérir toute l'image, de changer de direction en tournant autour de l'objet

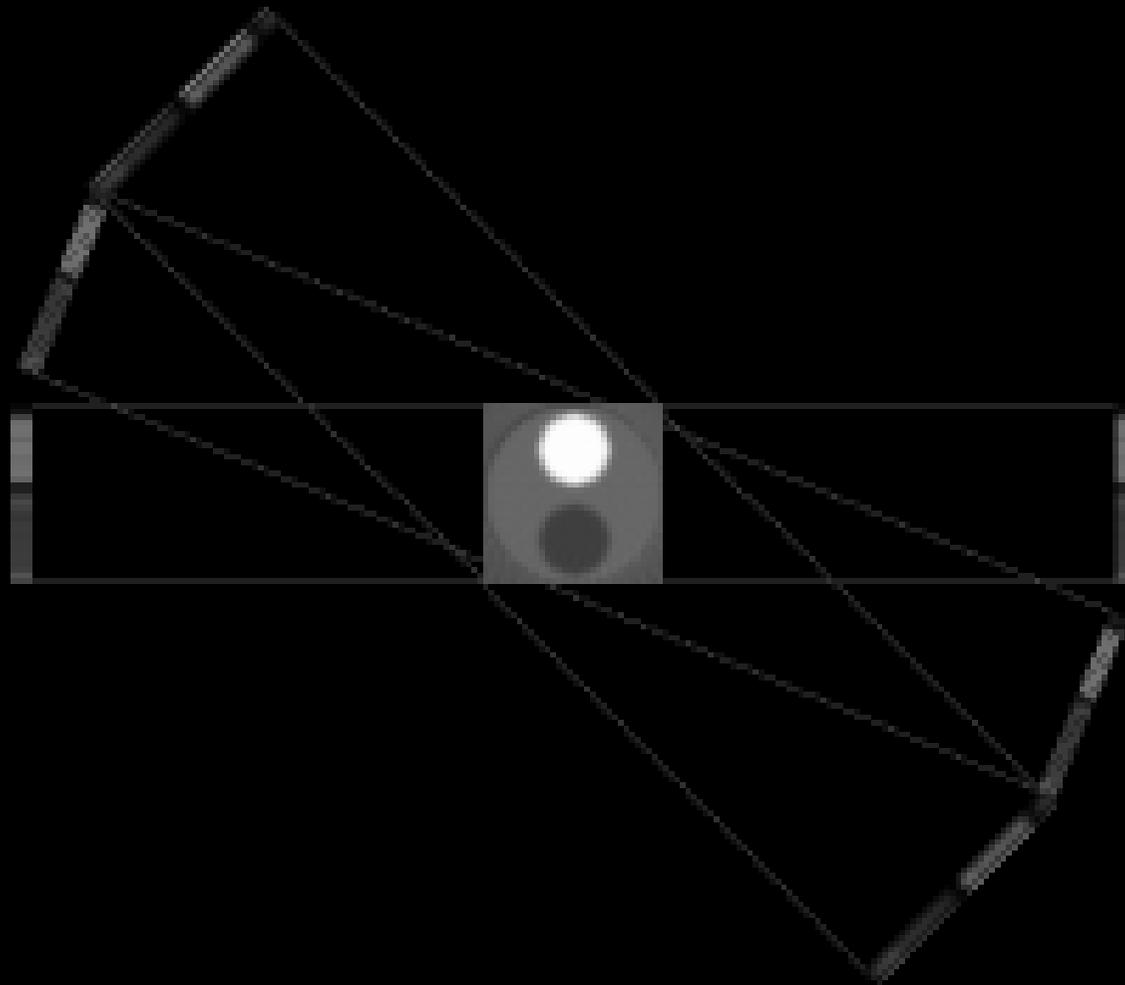


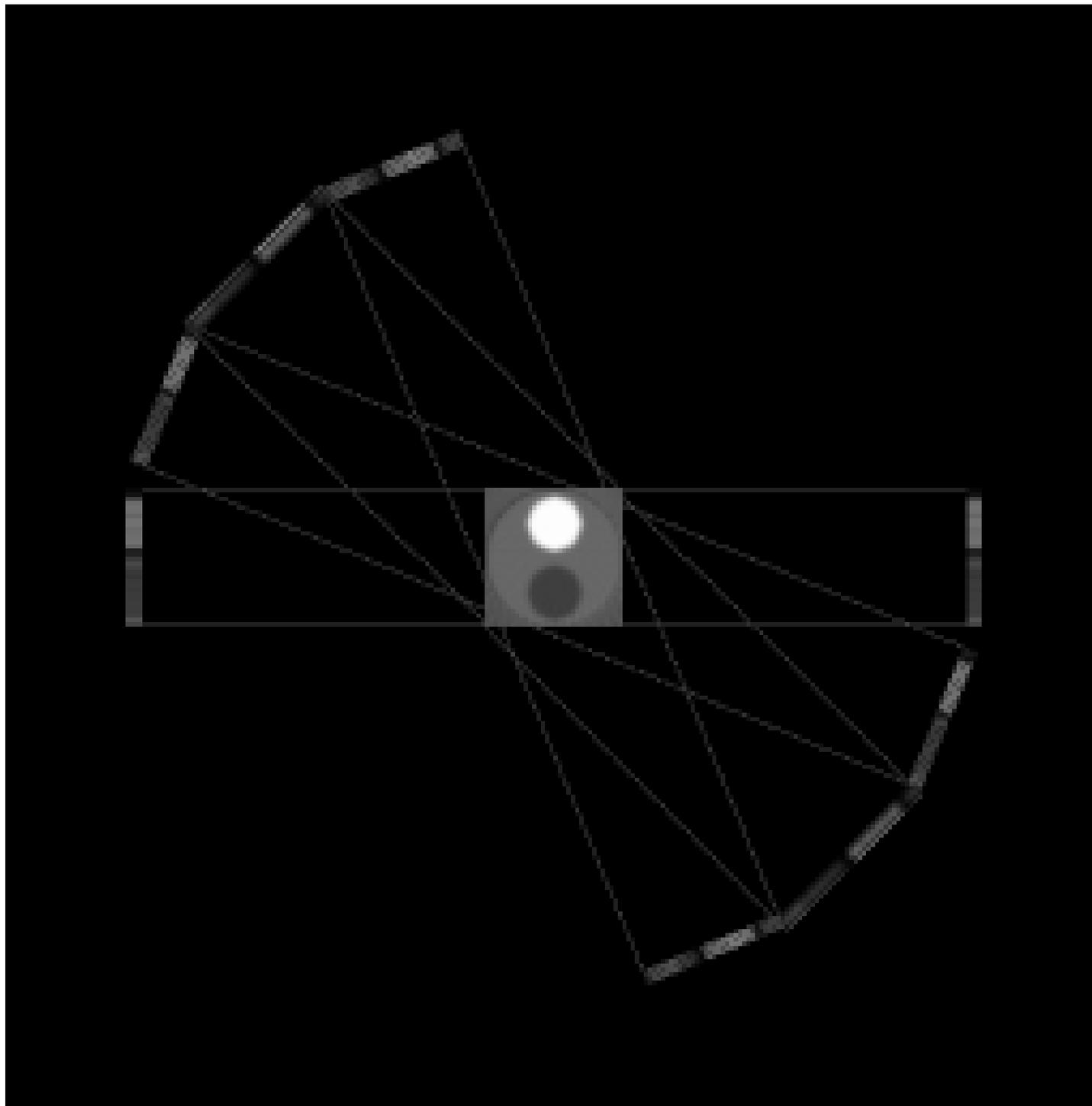
Rétroprojection : exemple par l'image

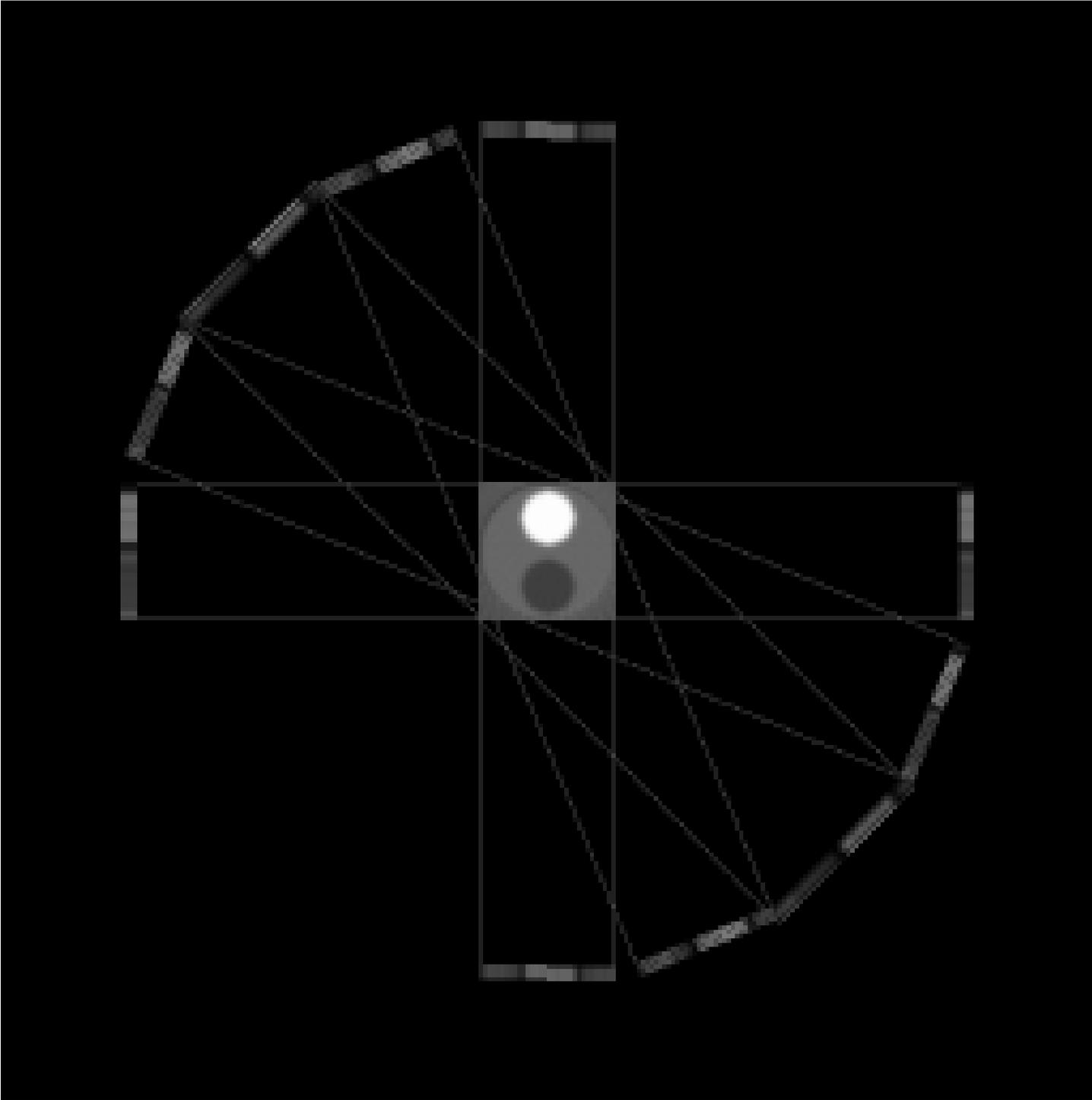


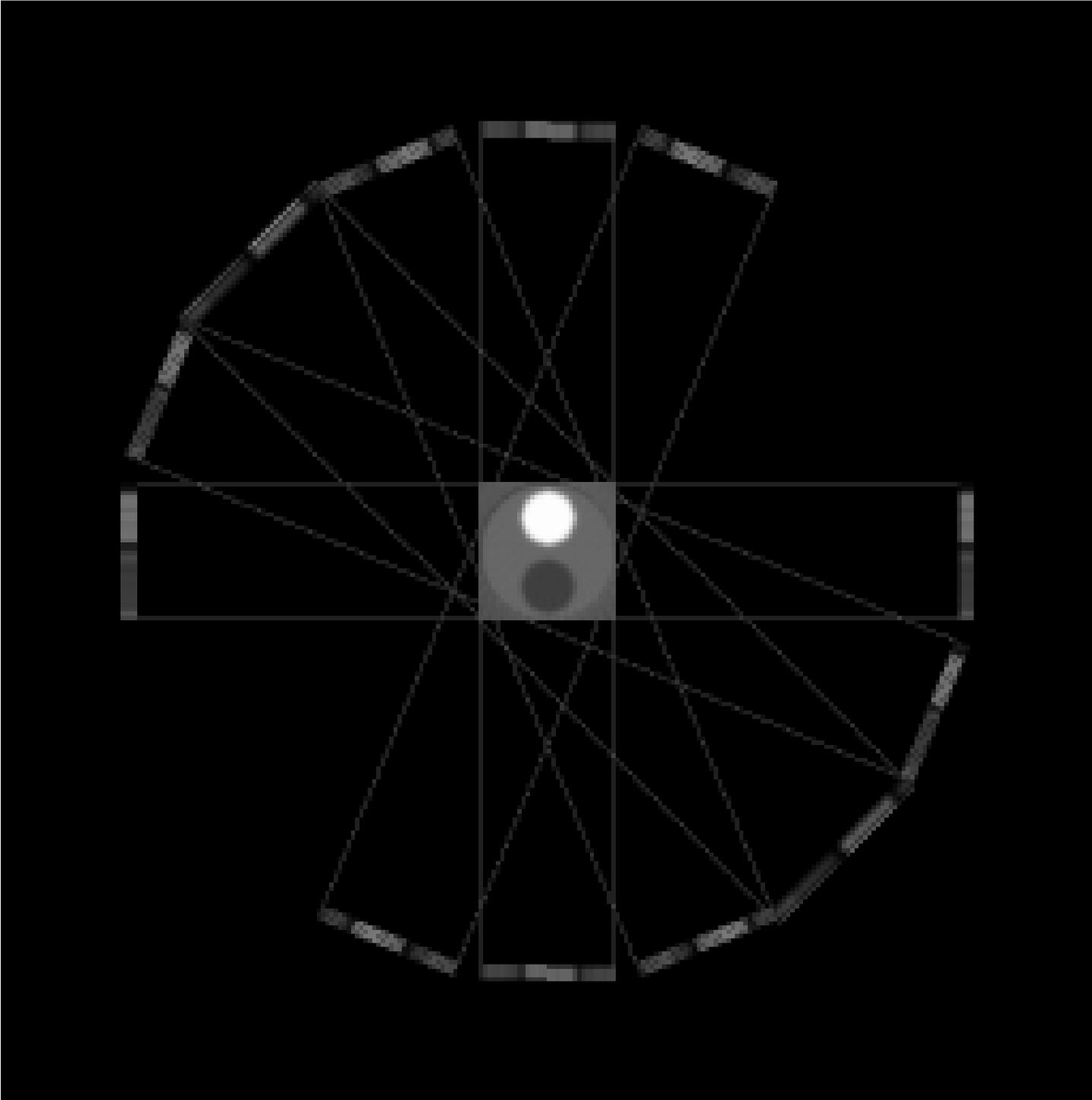


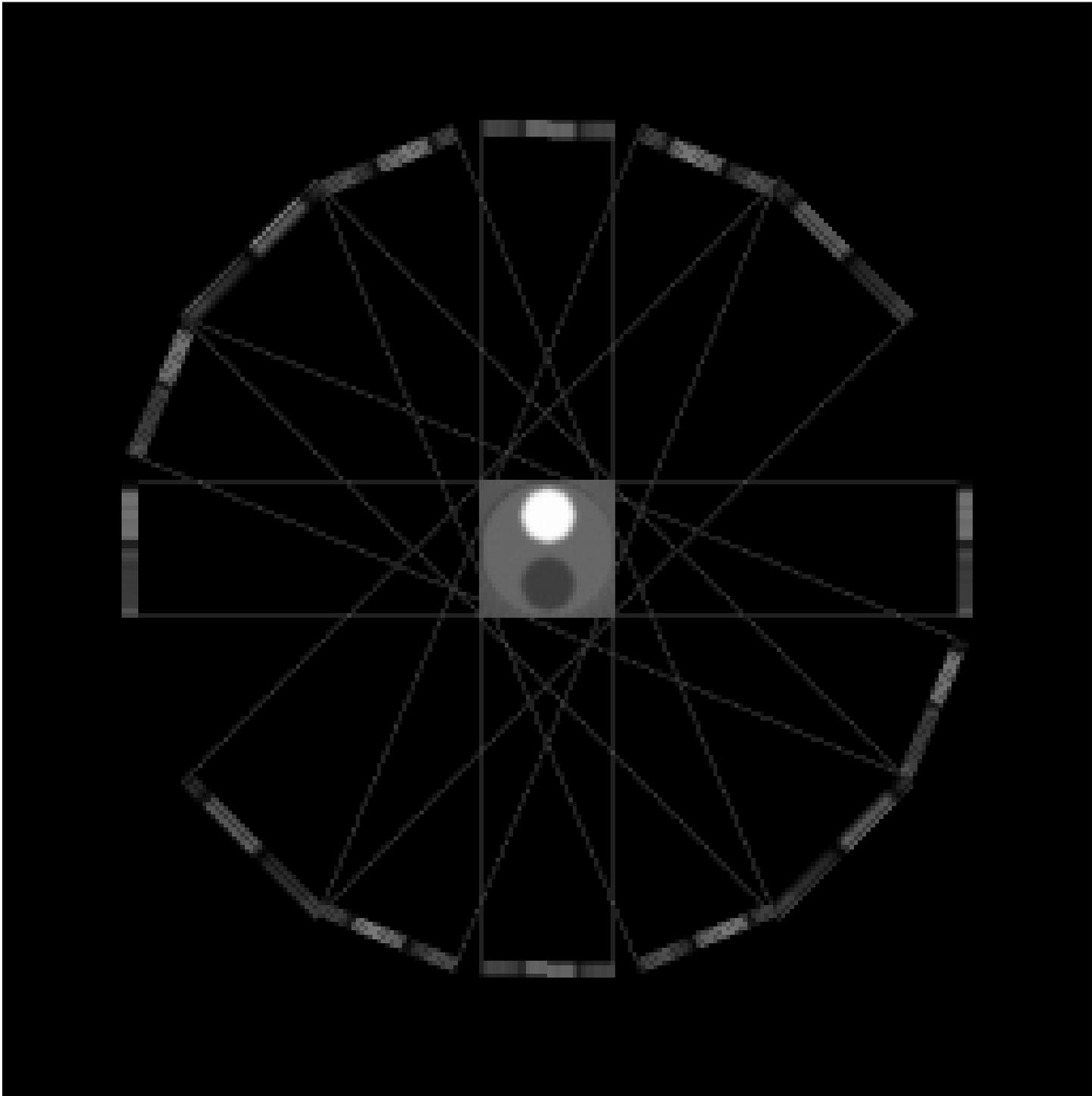


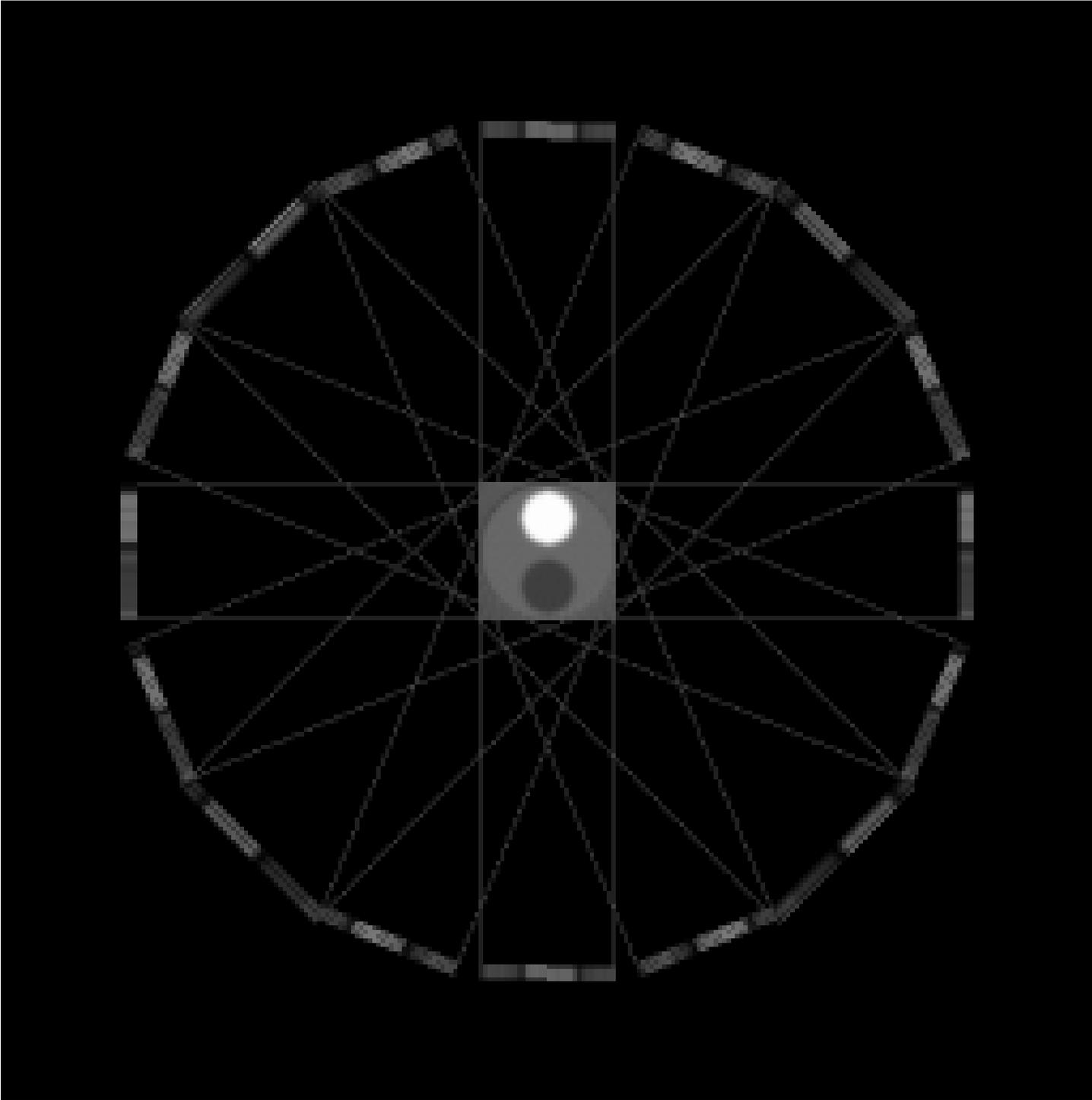


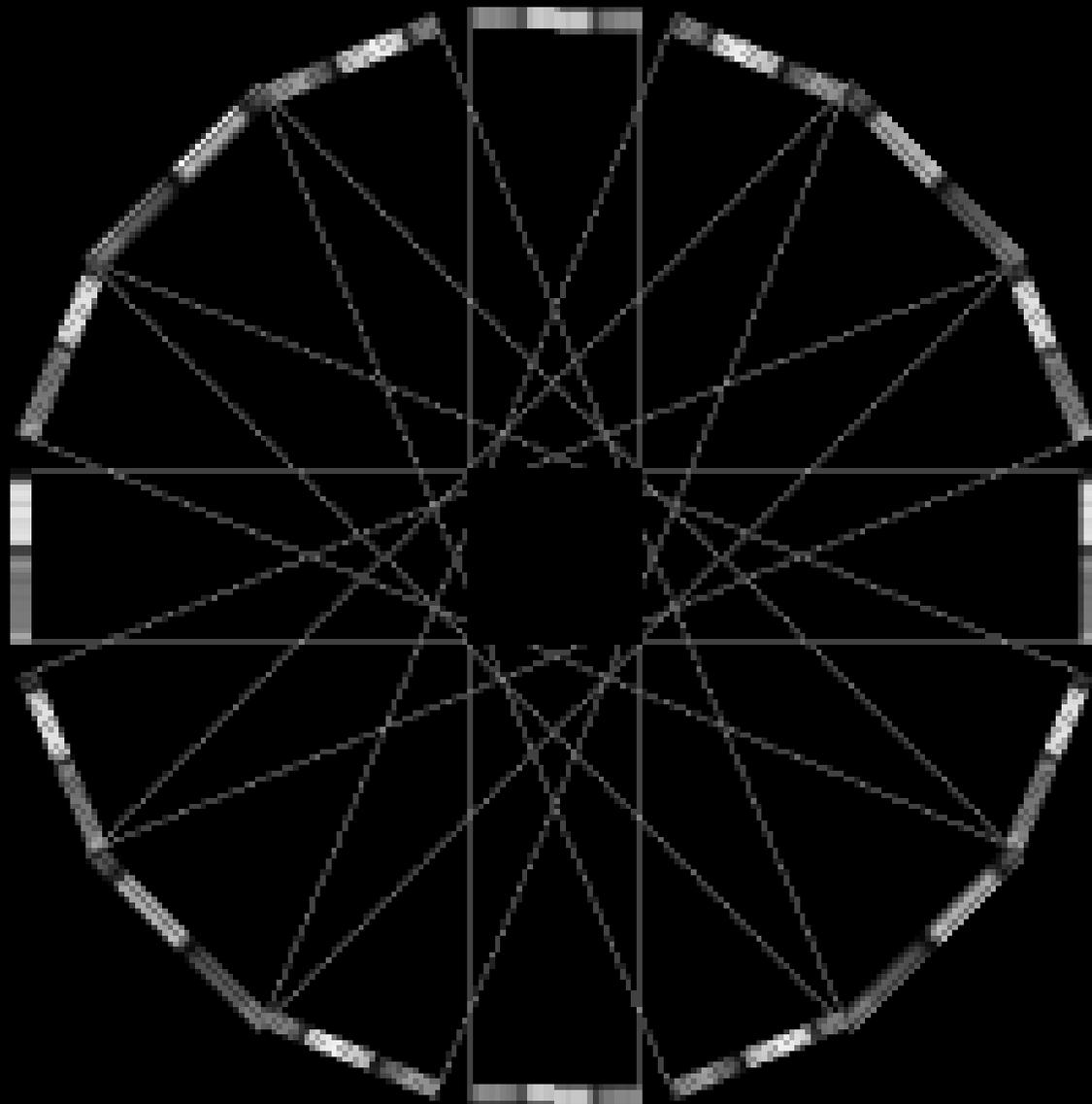


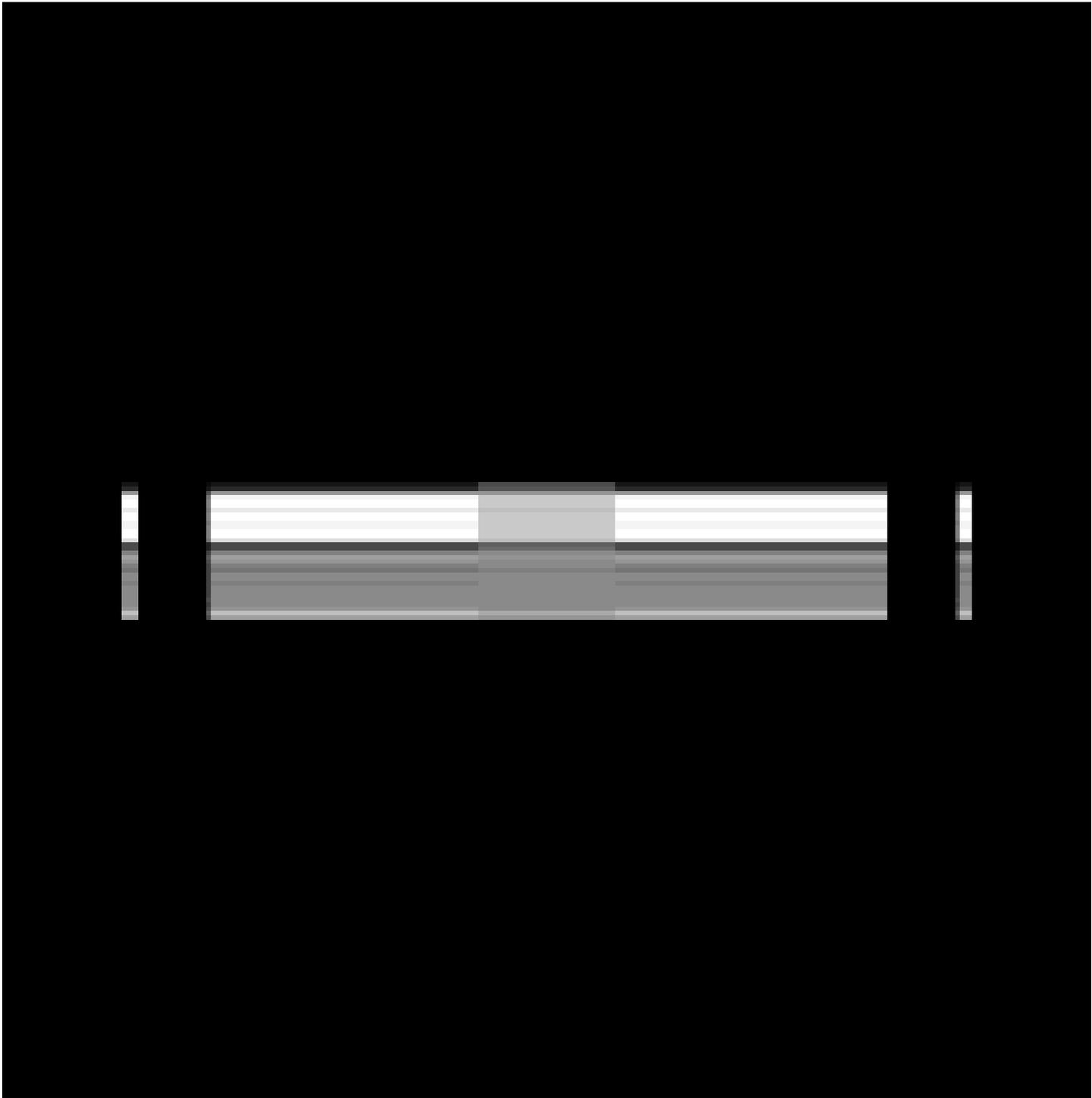




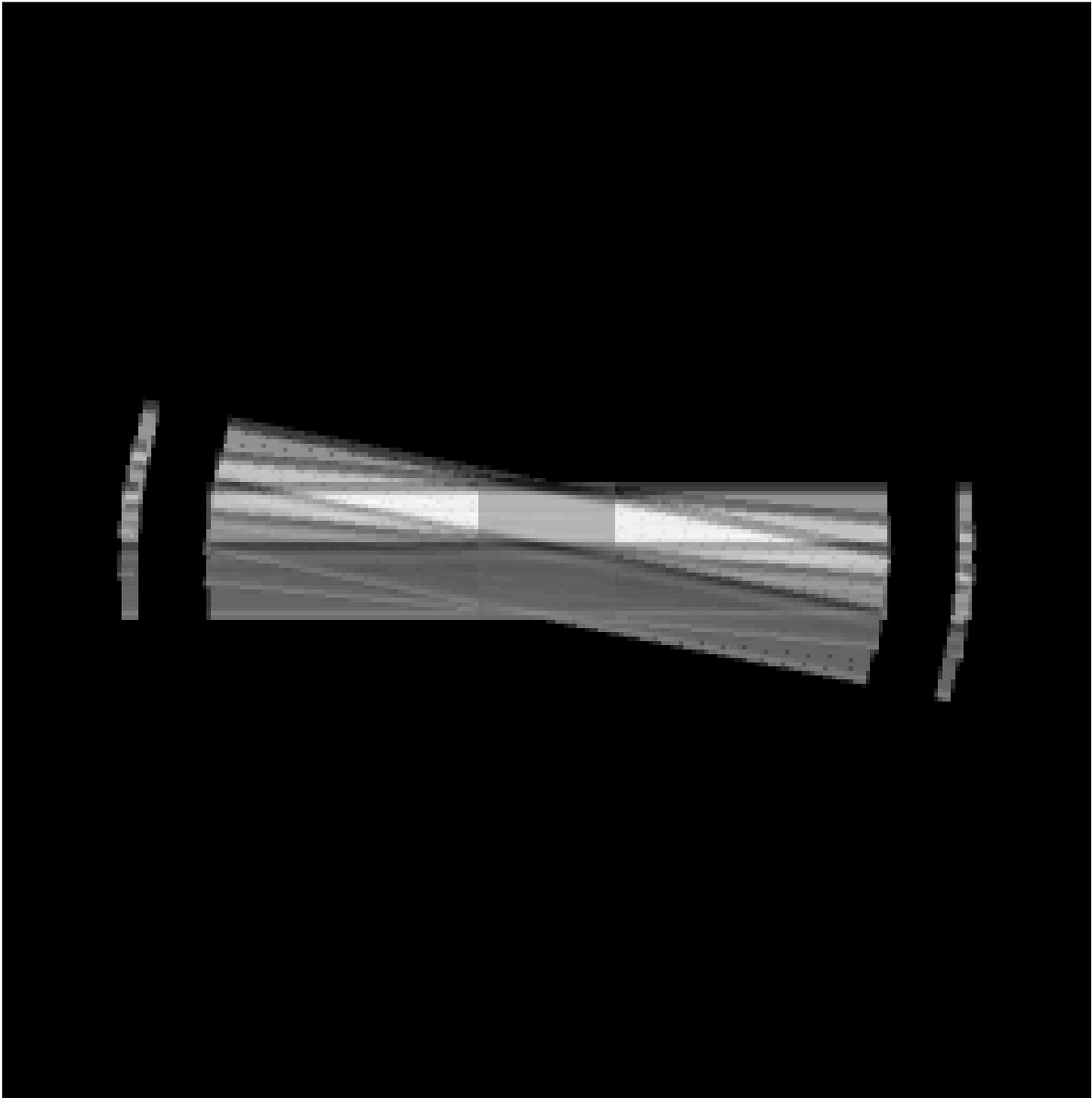


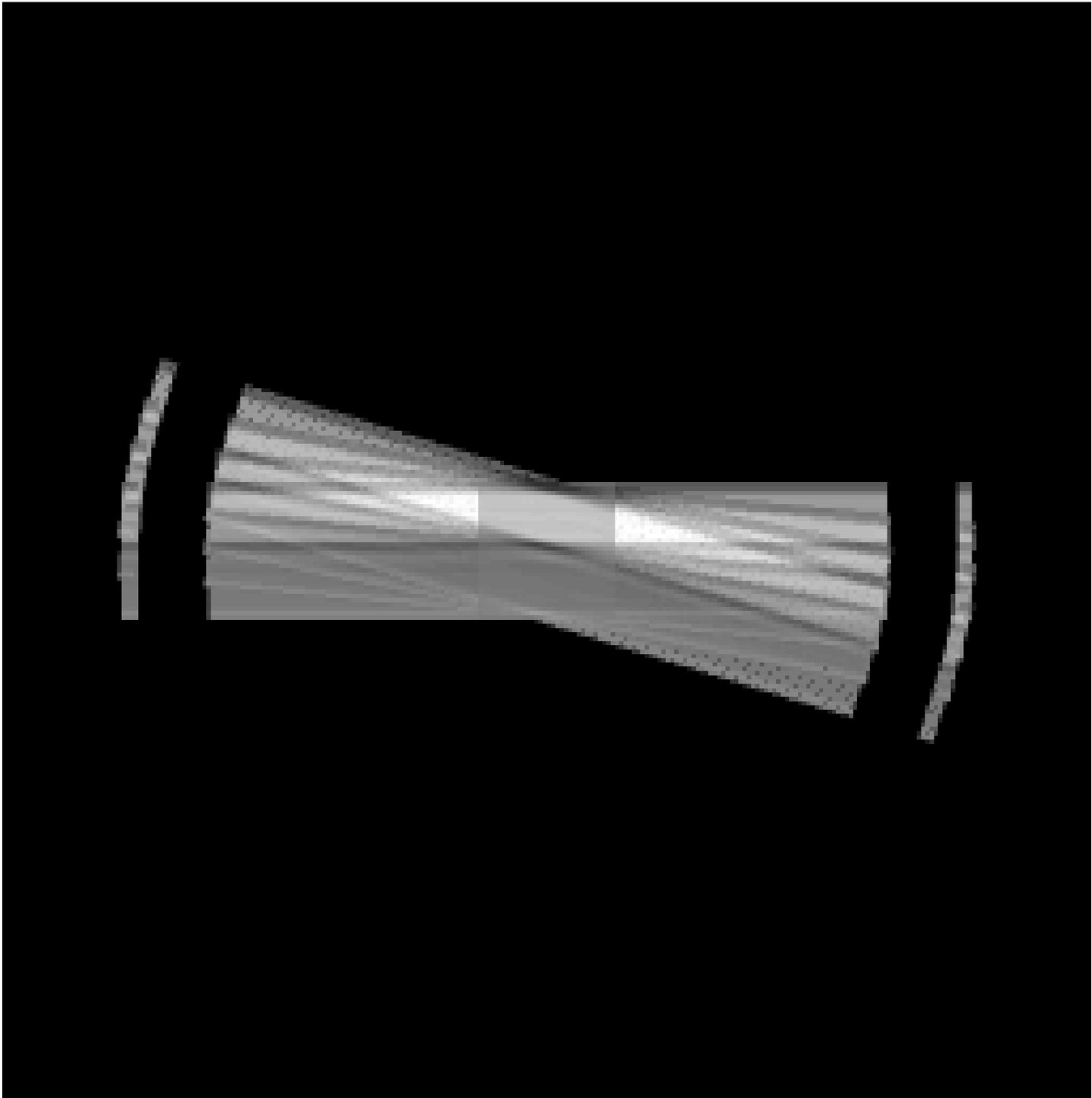


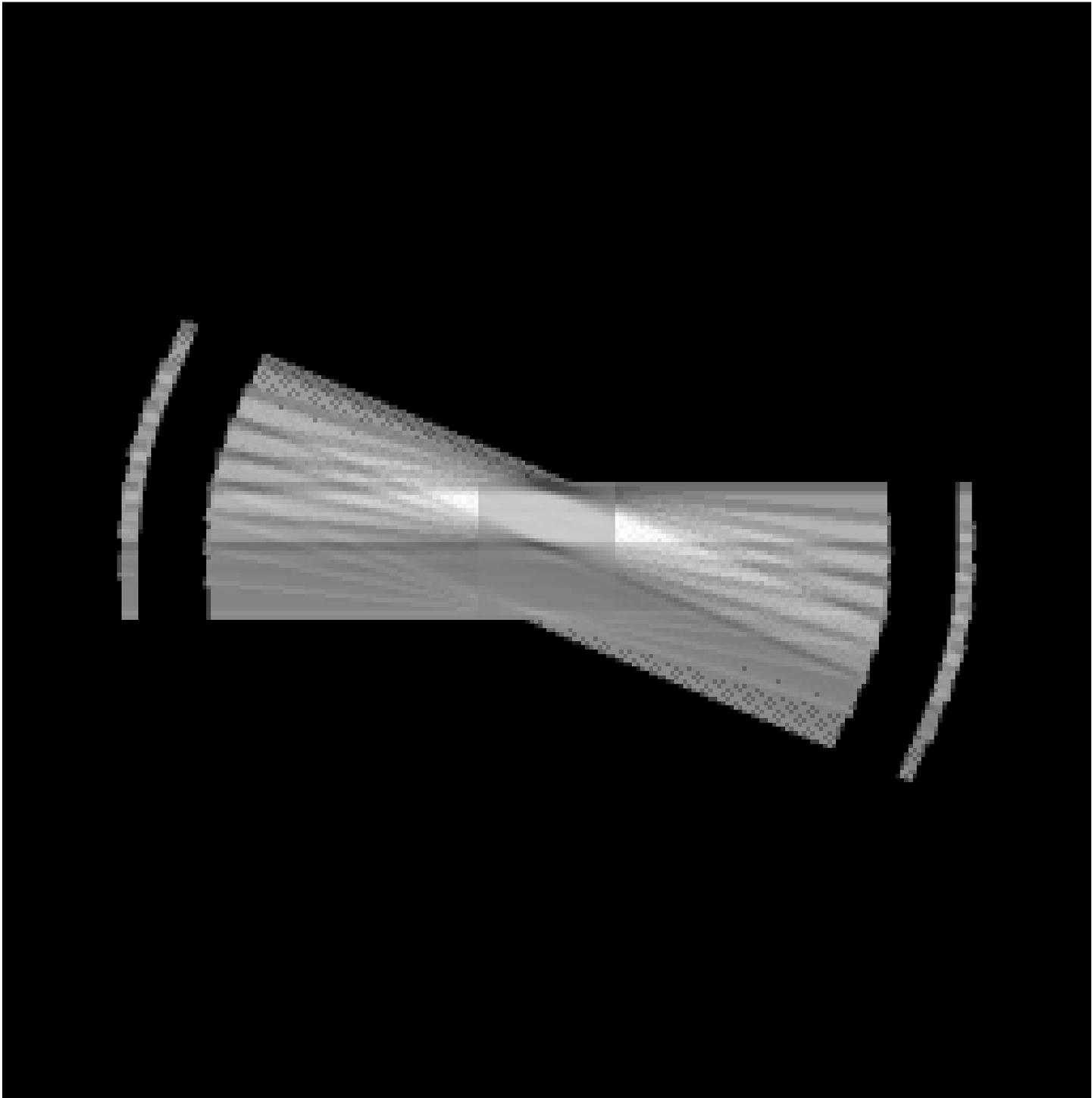


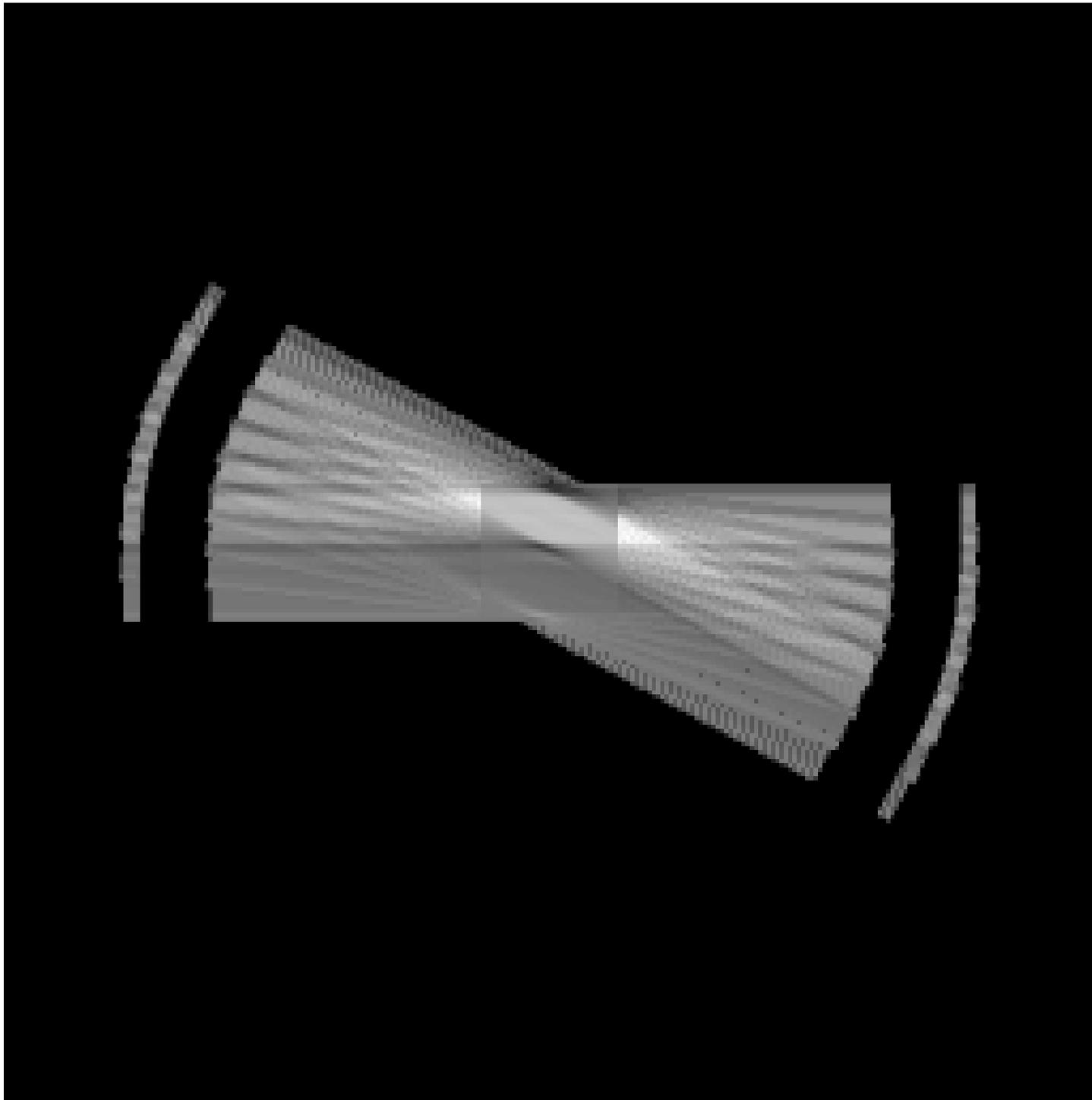


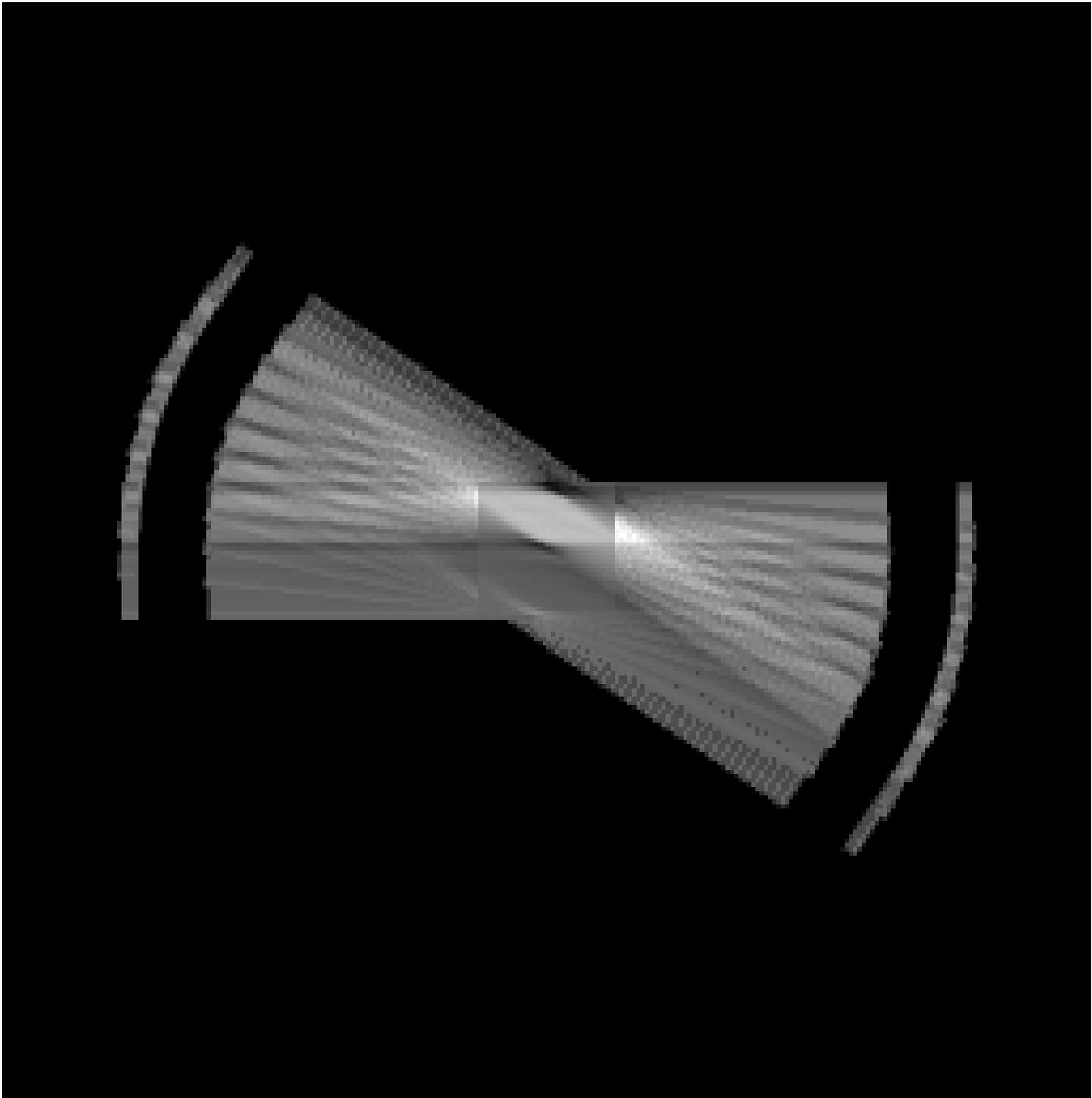


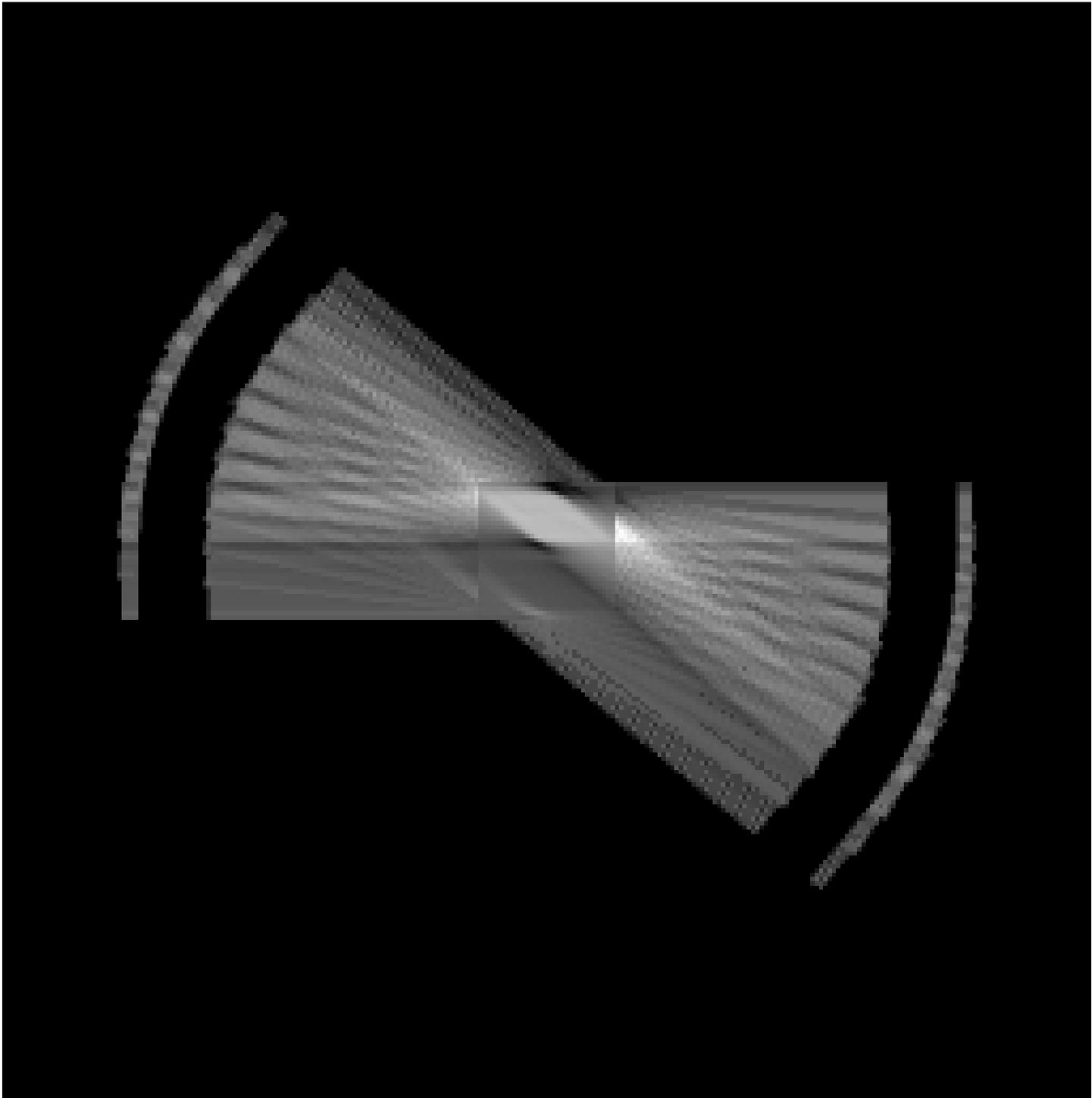


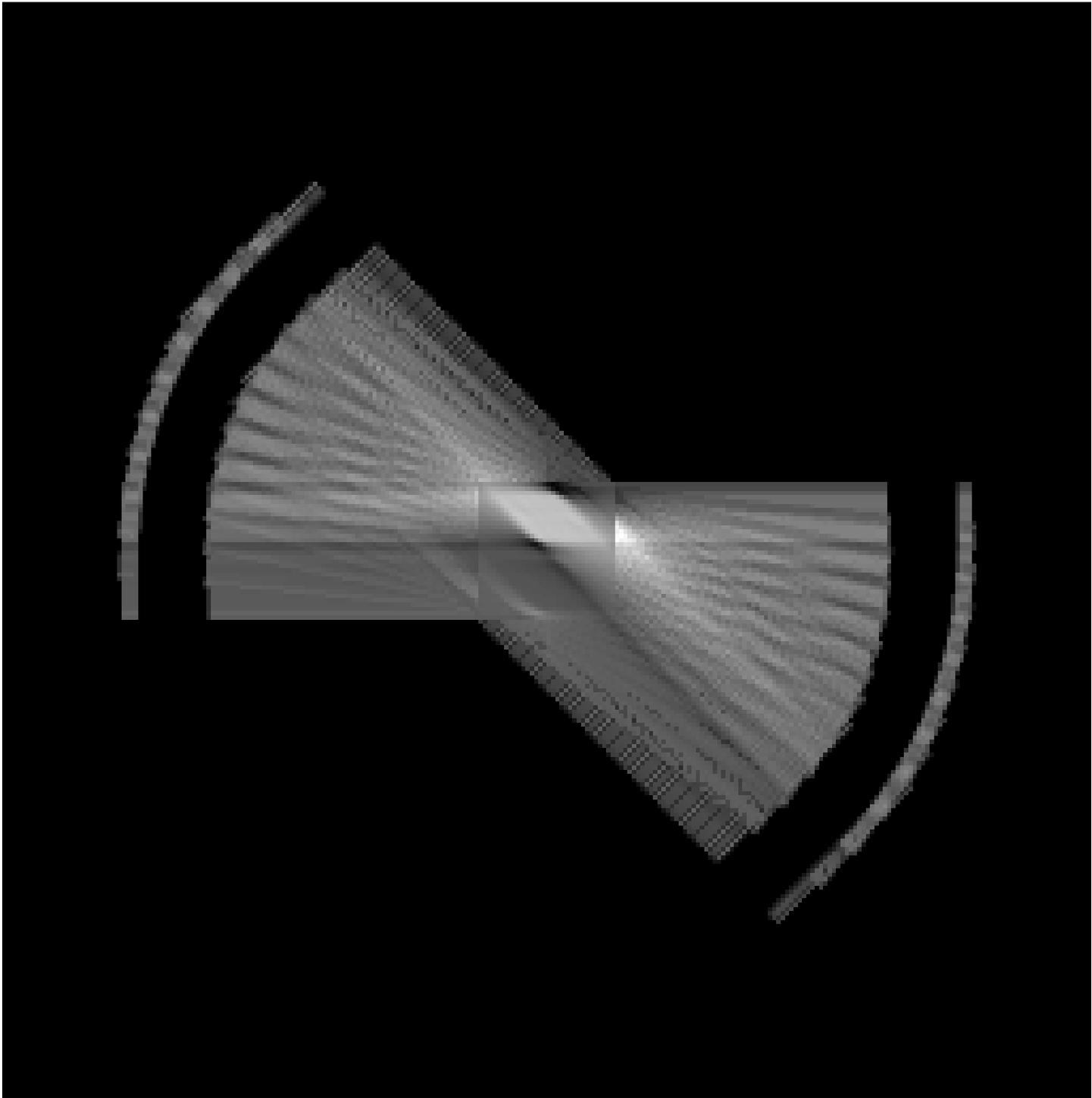


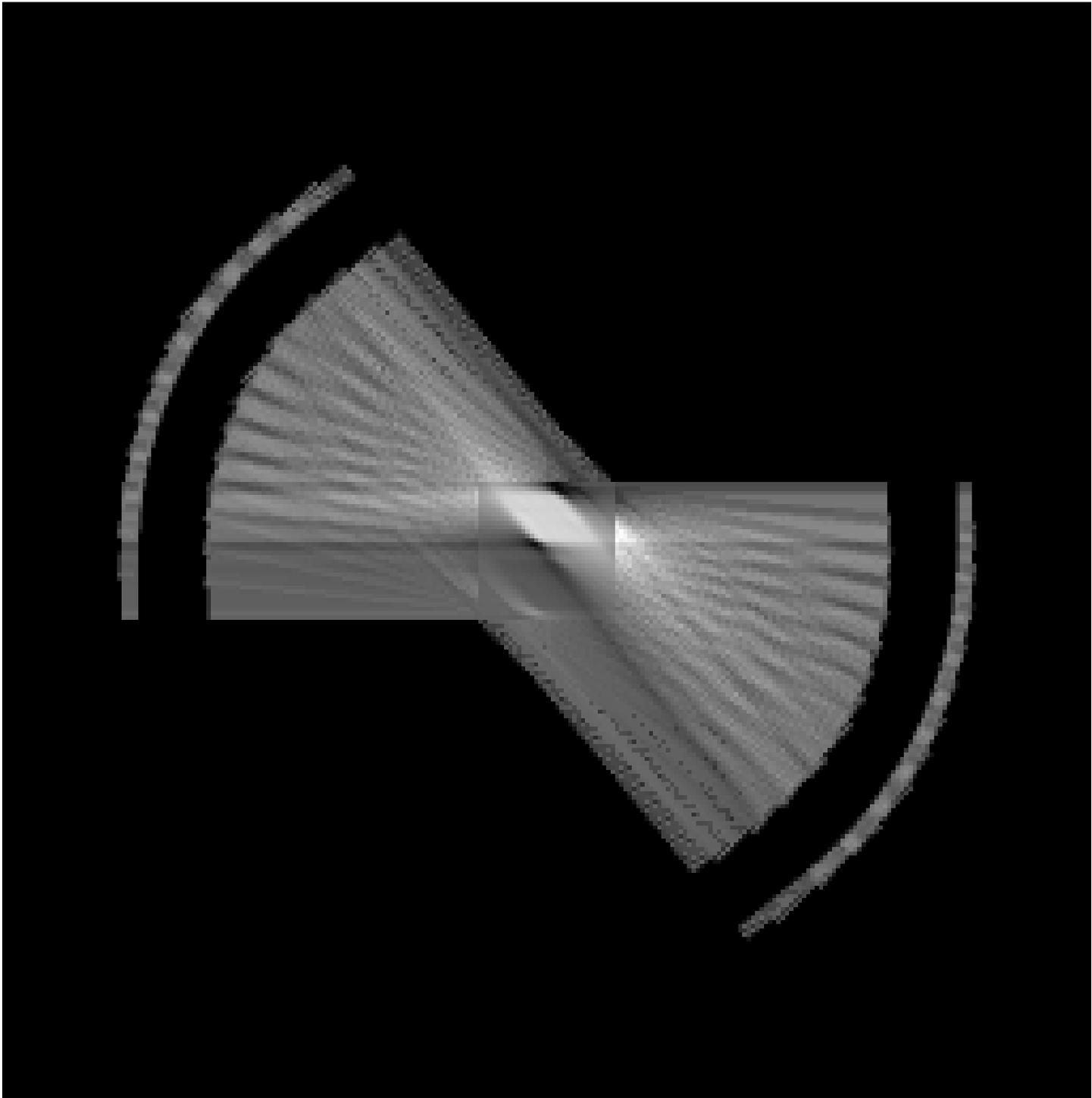


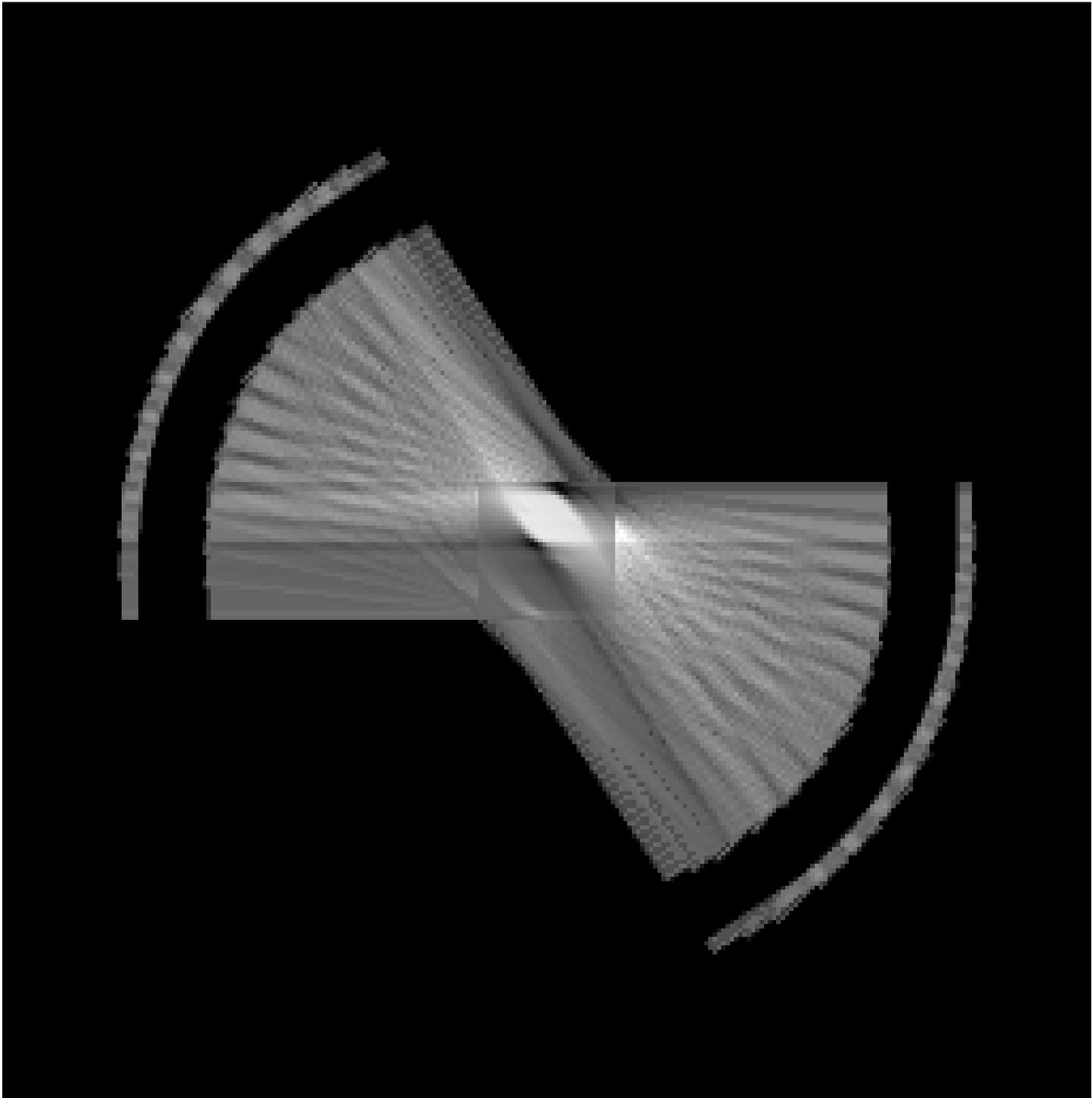


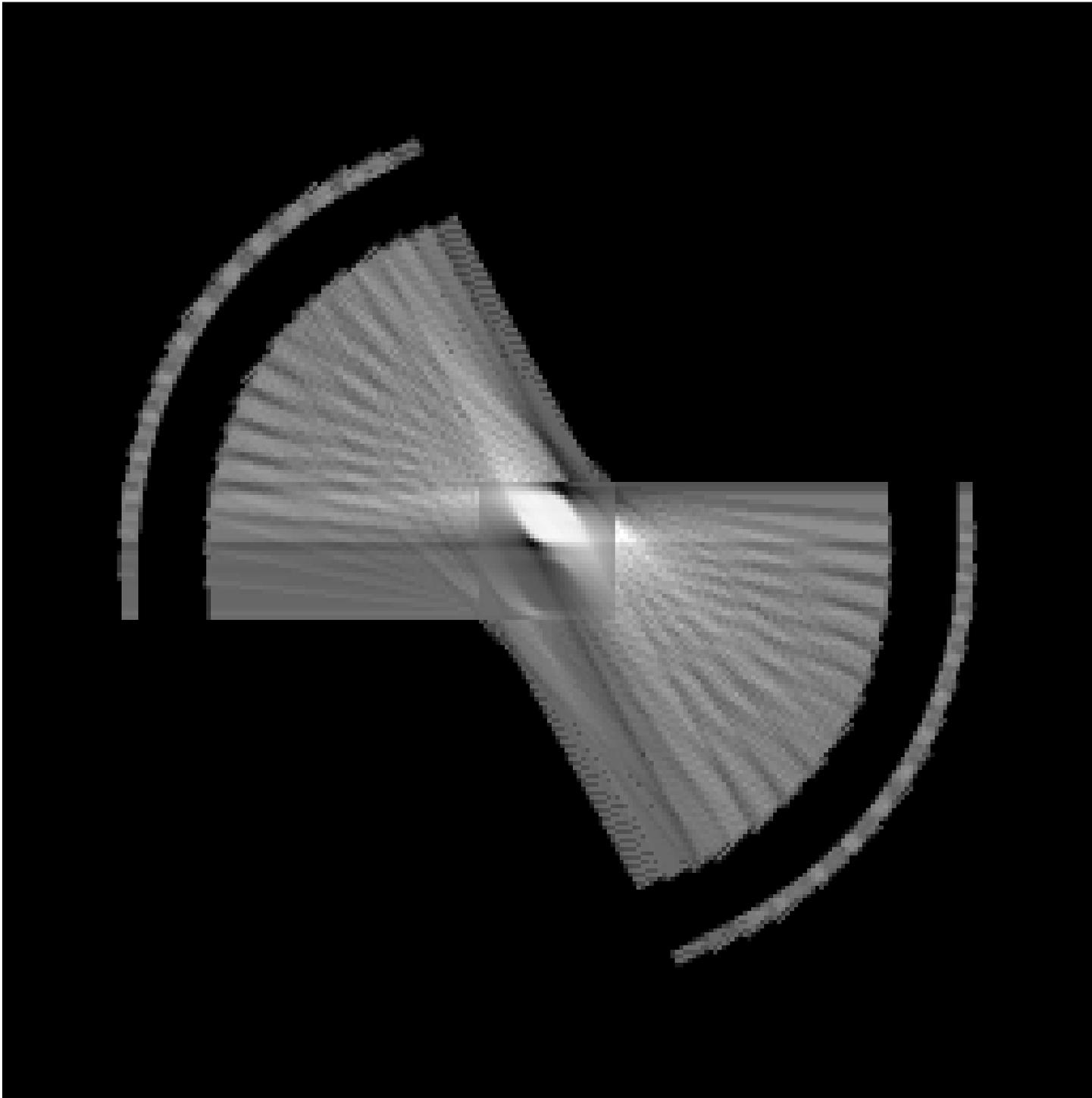


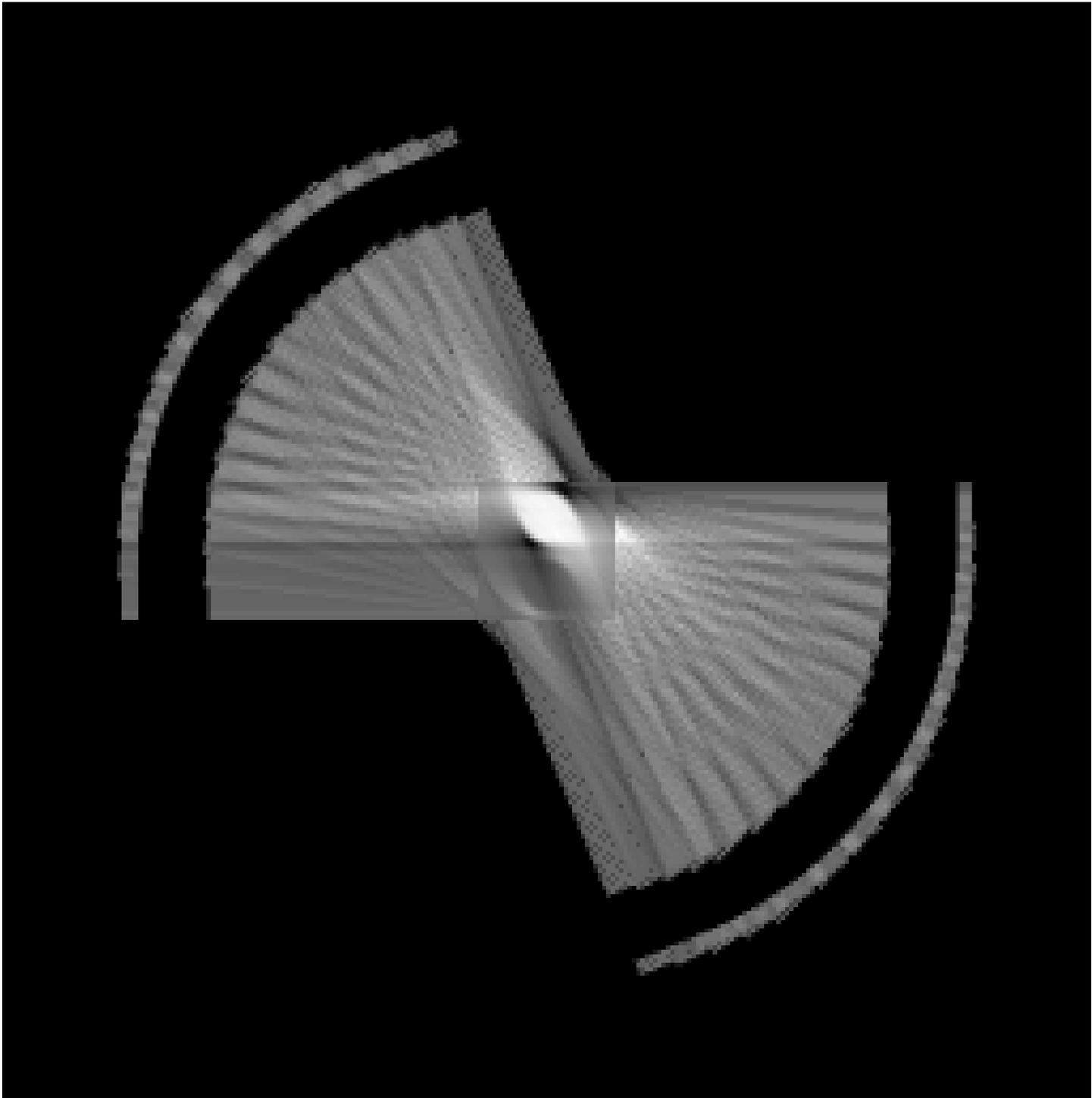


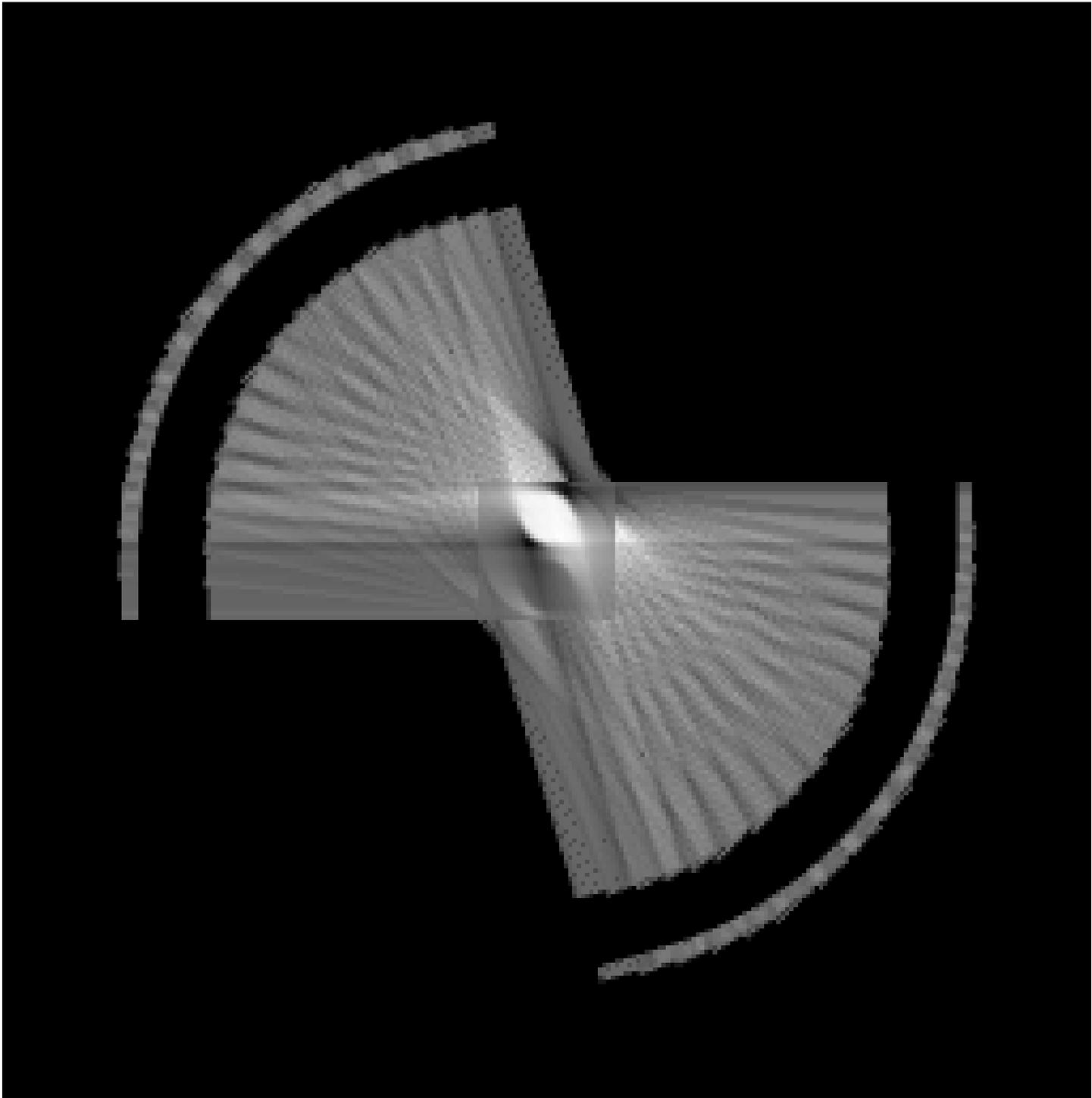


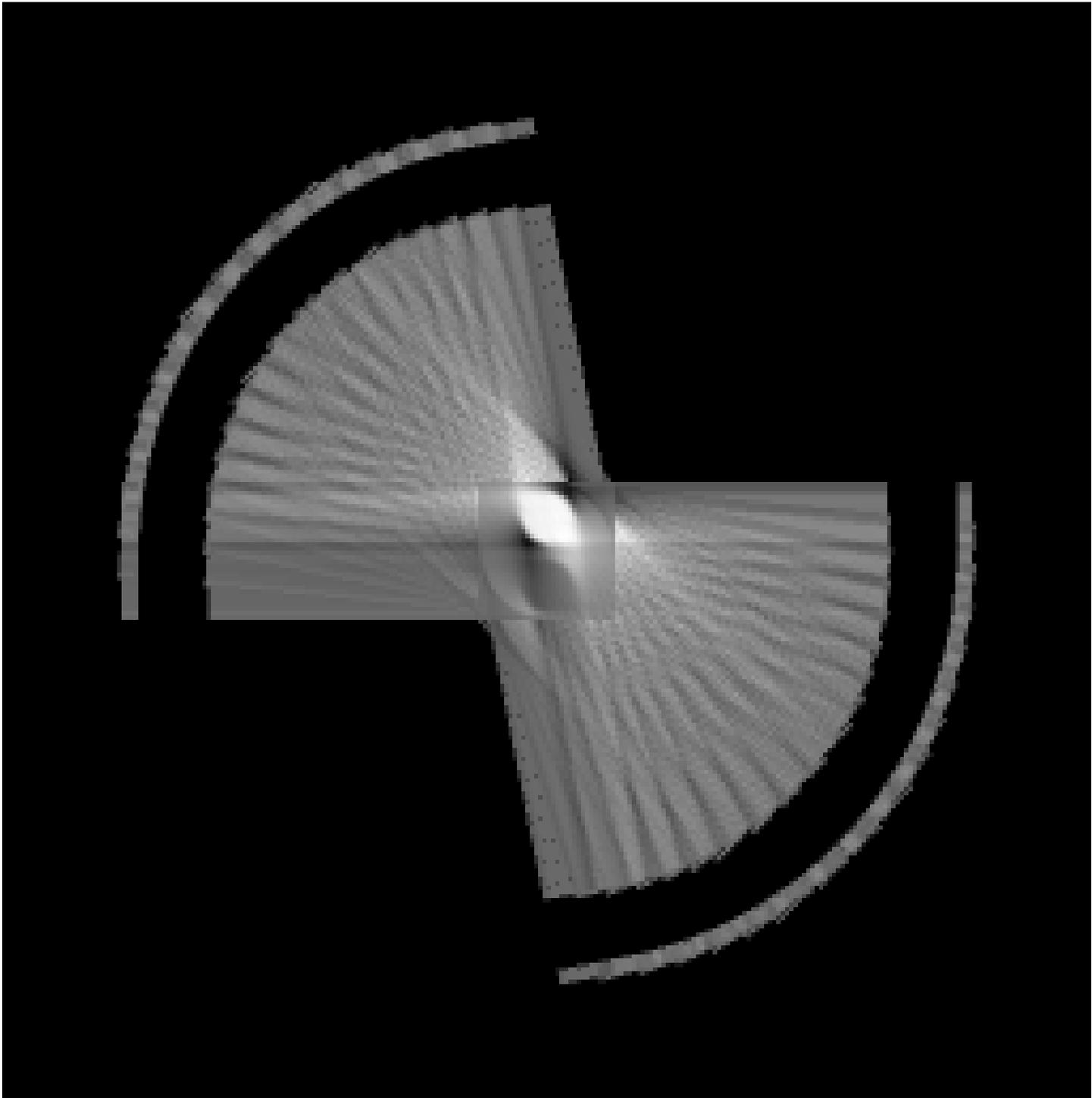


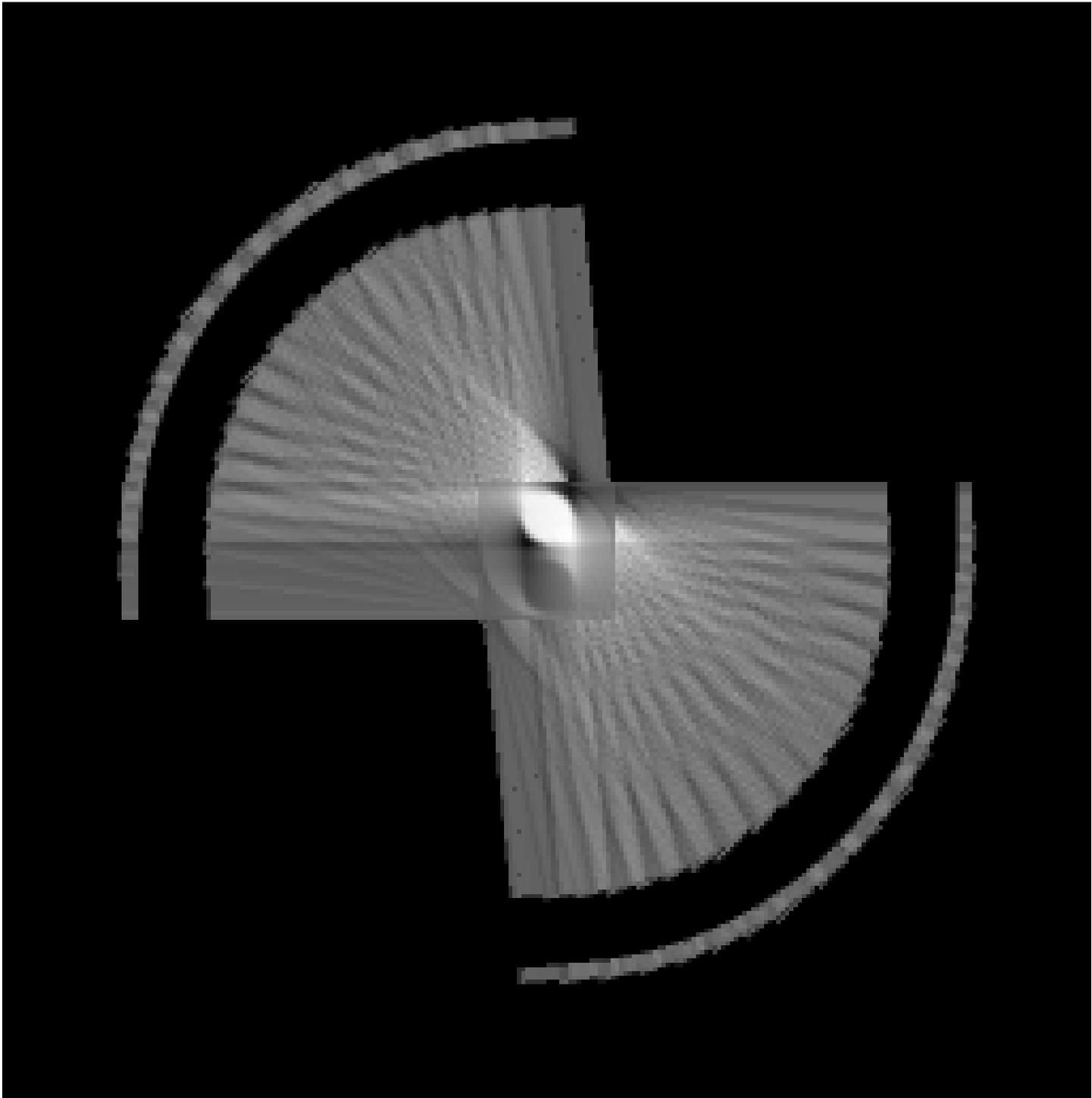


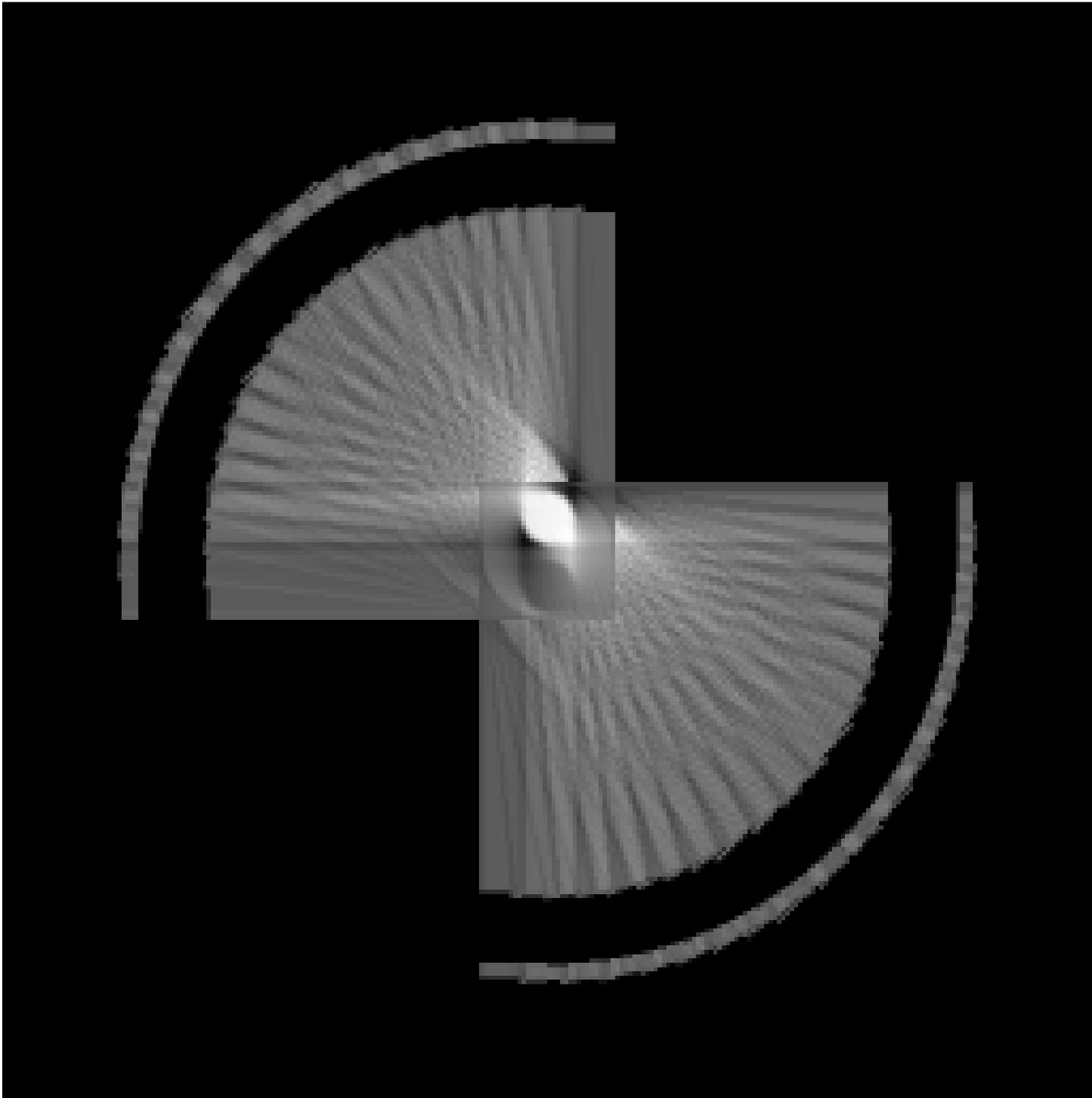


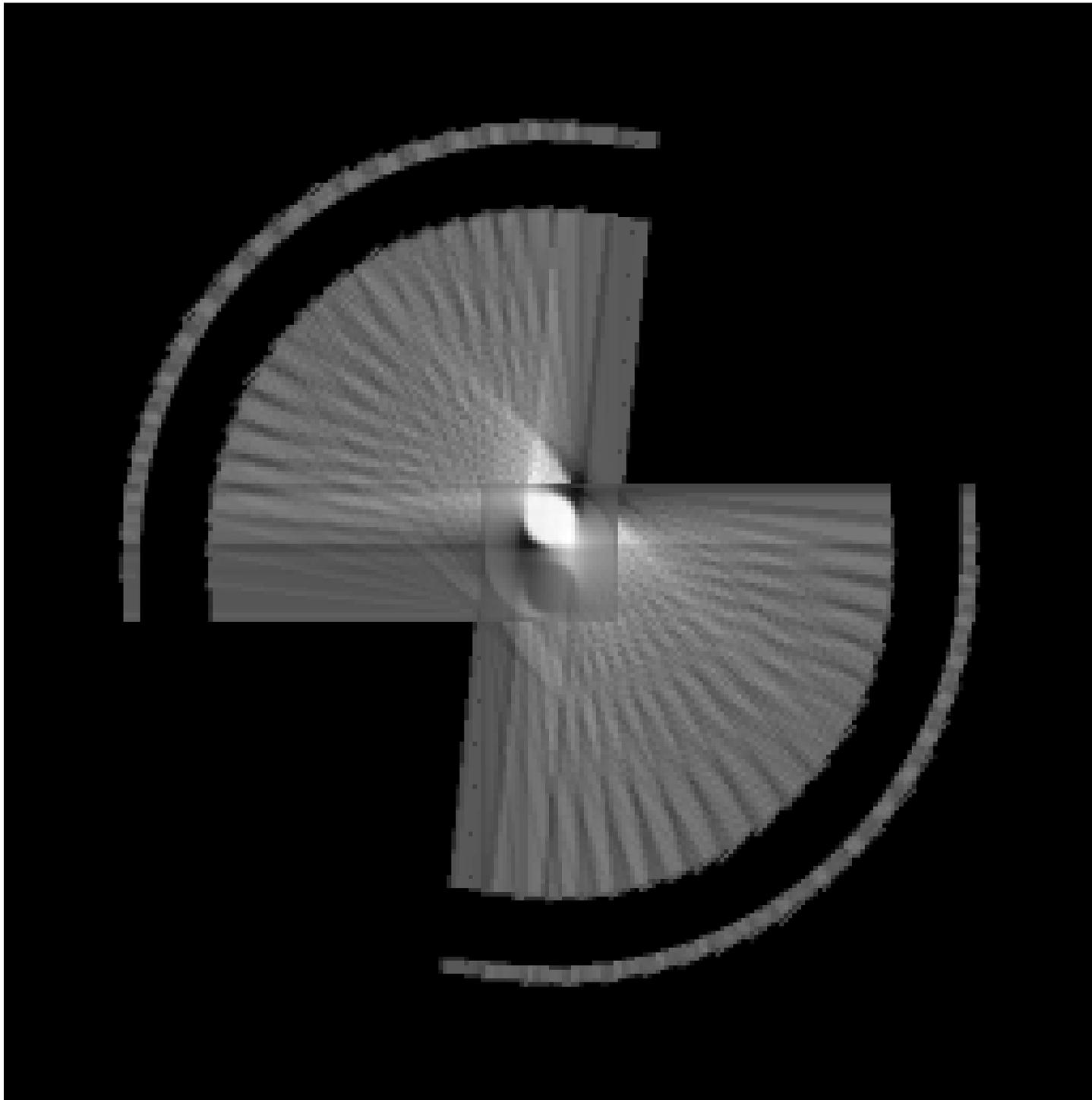


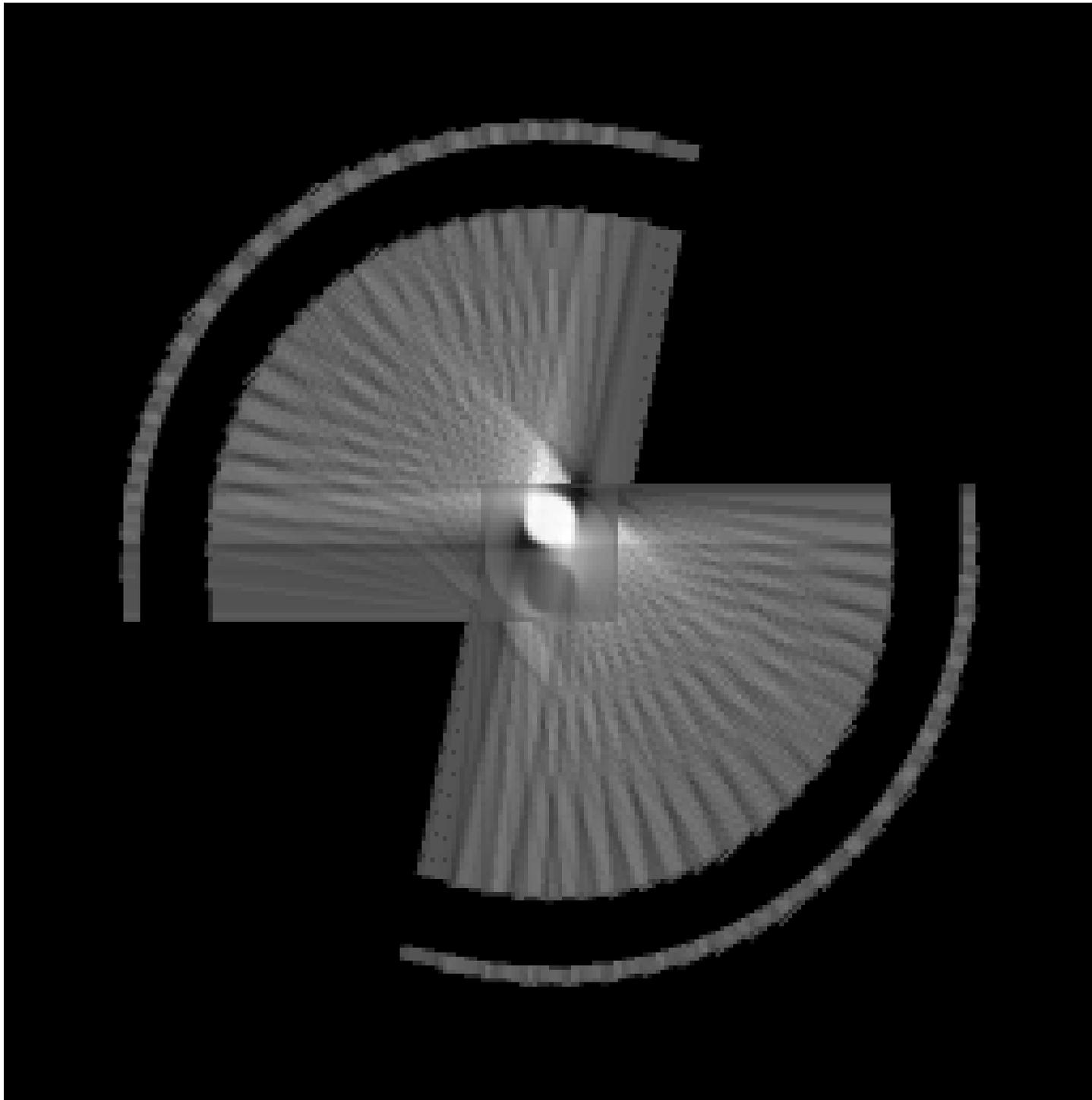


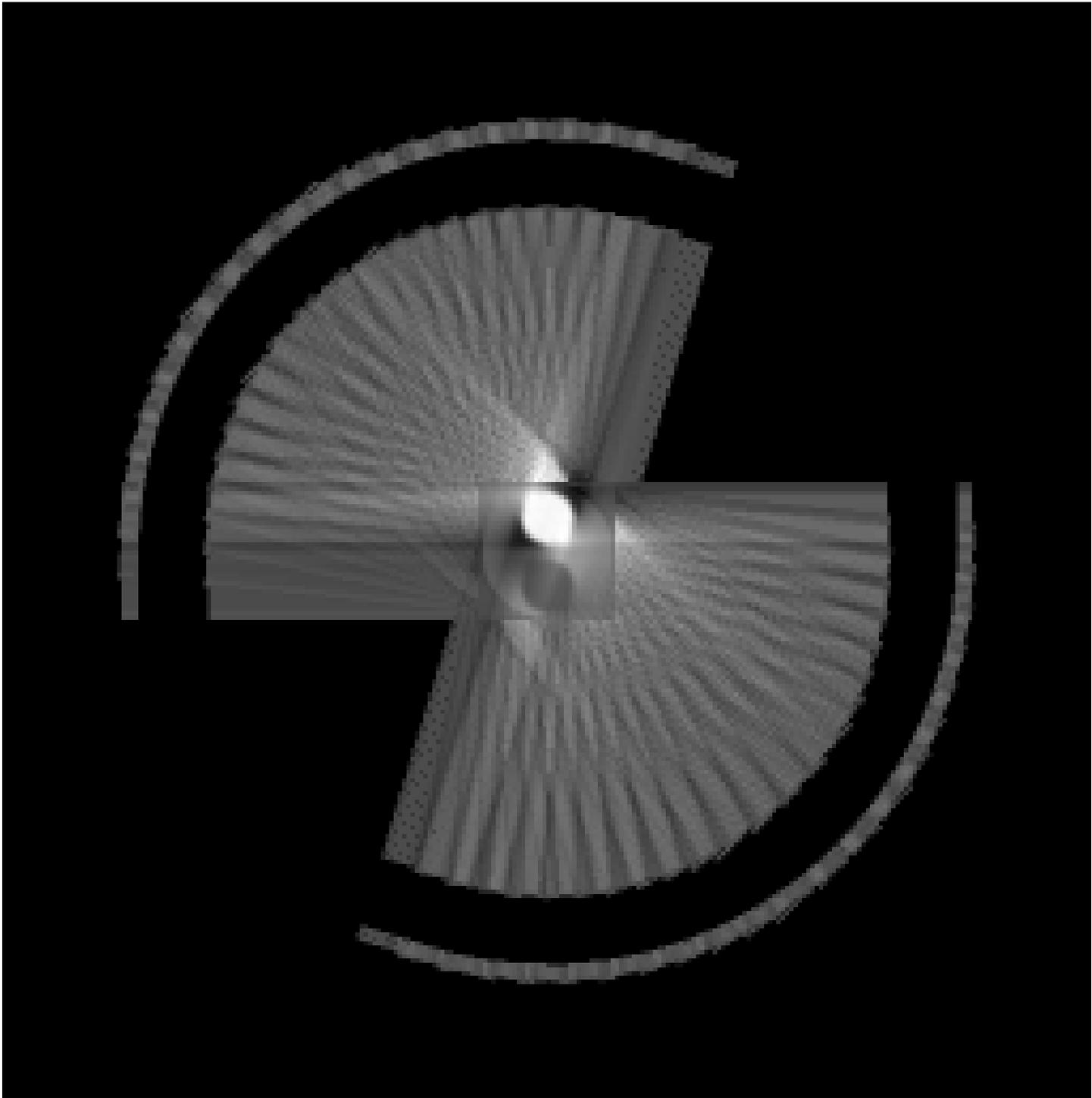


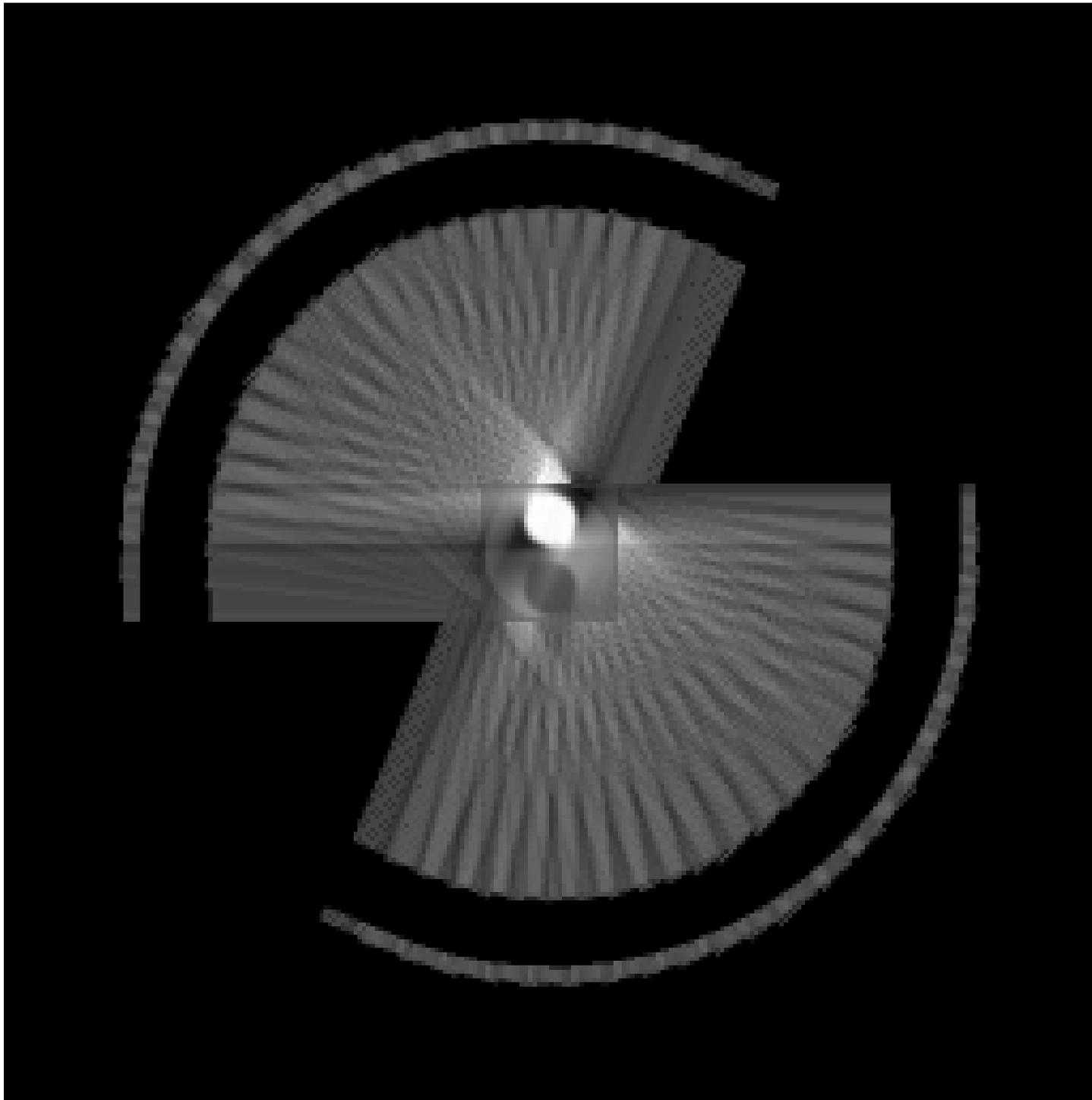


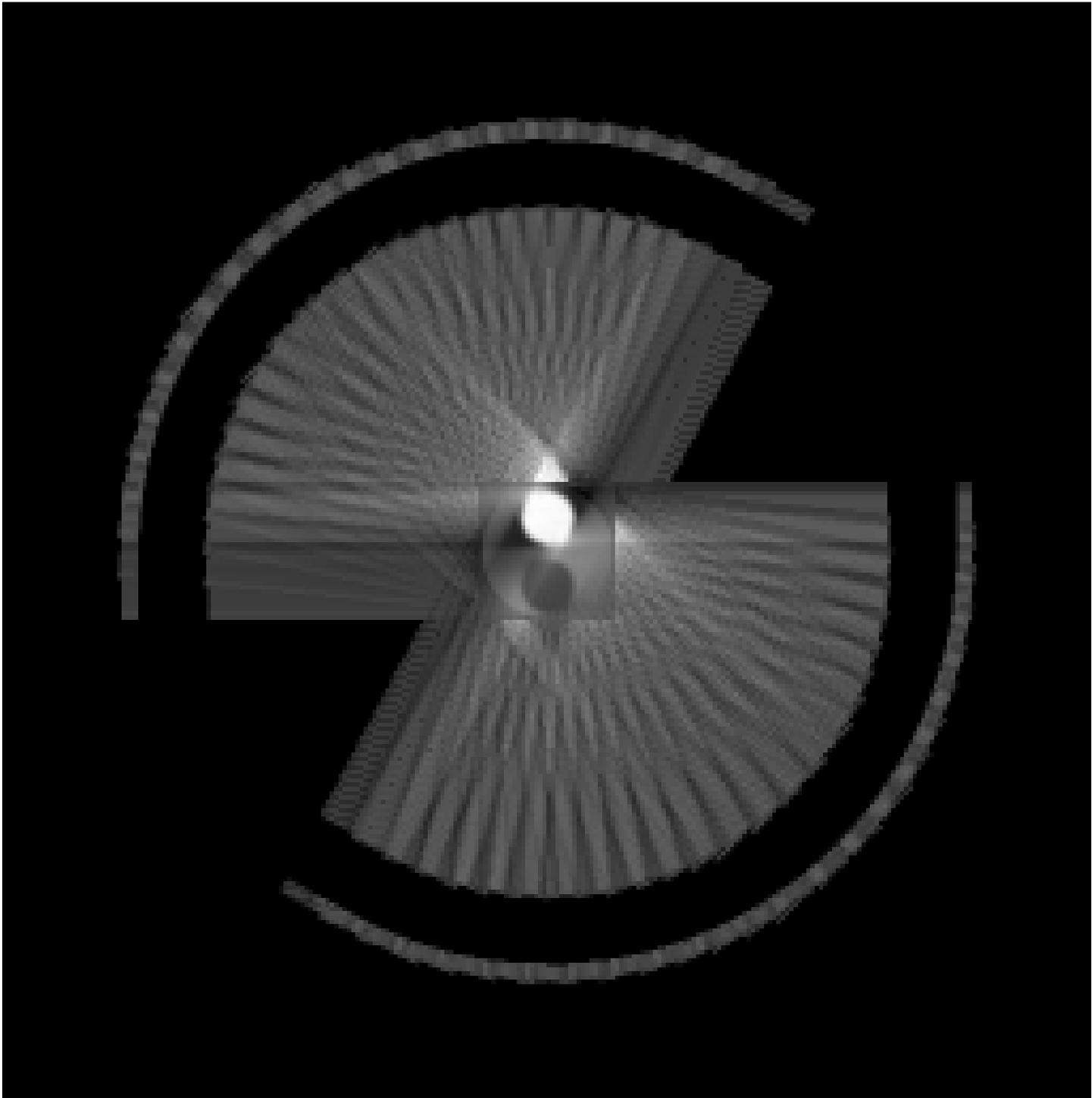


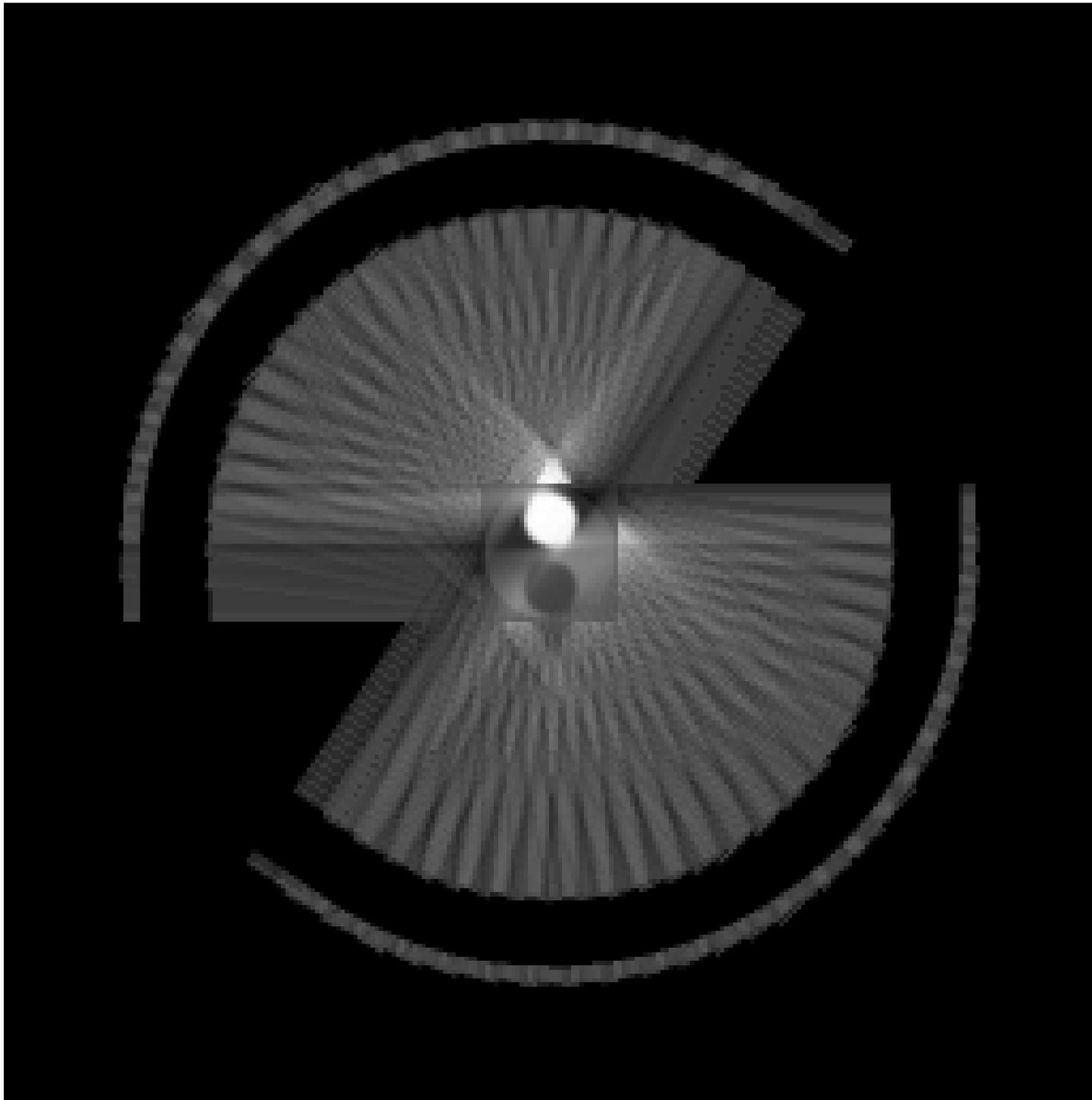


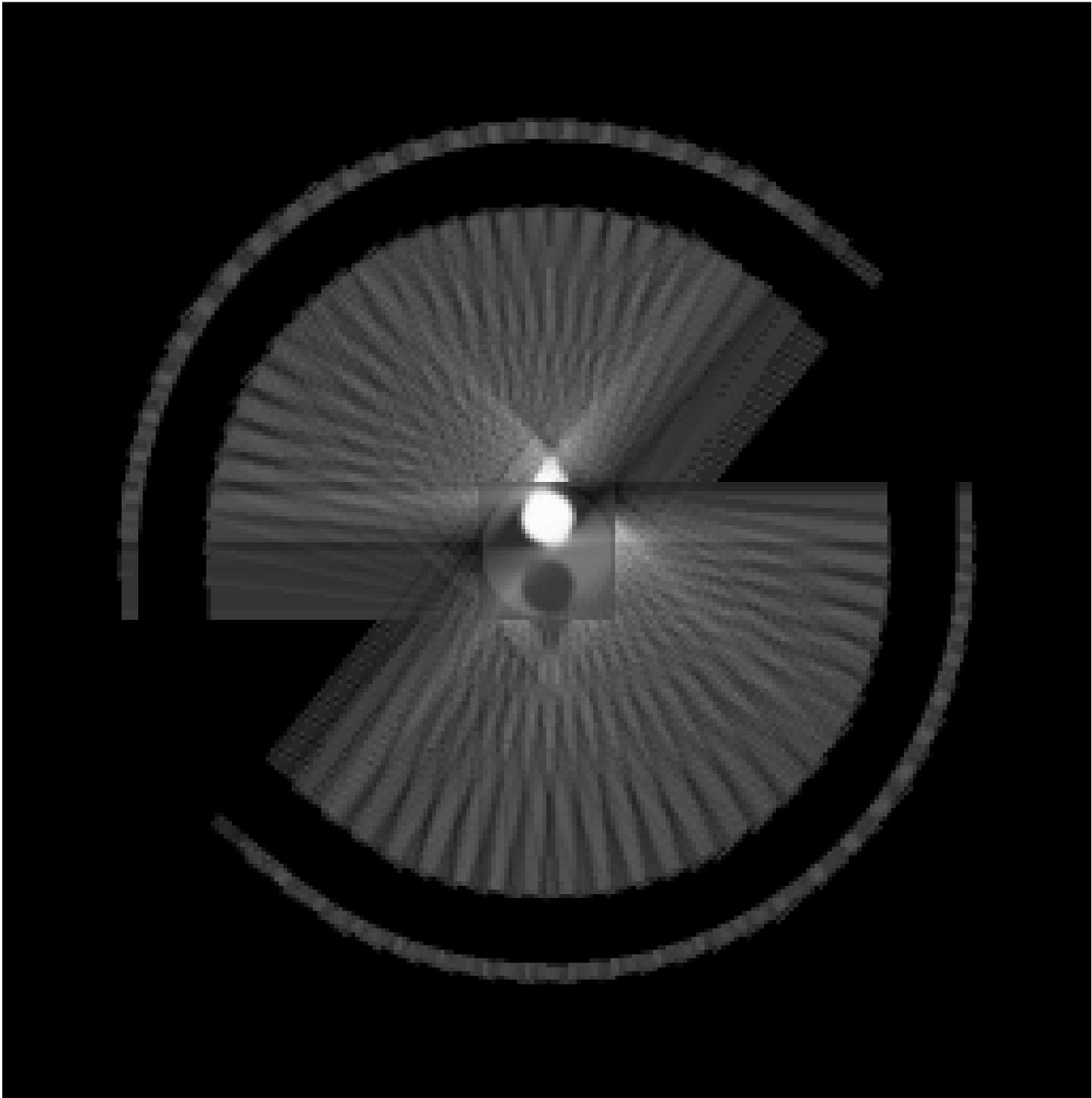


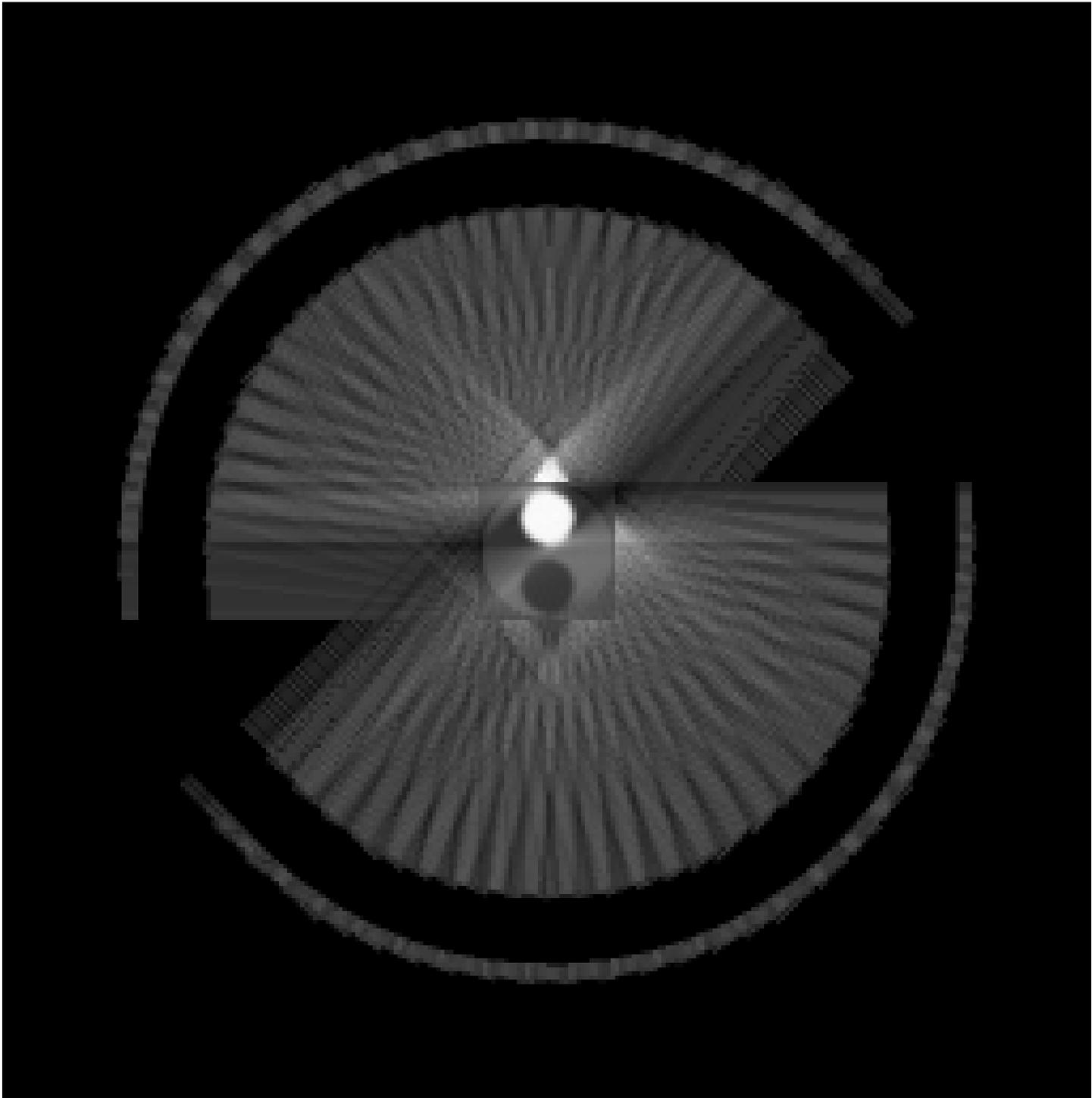


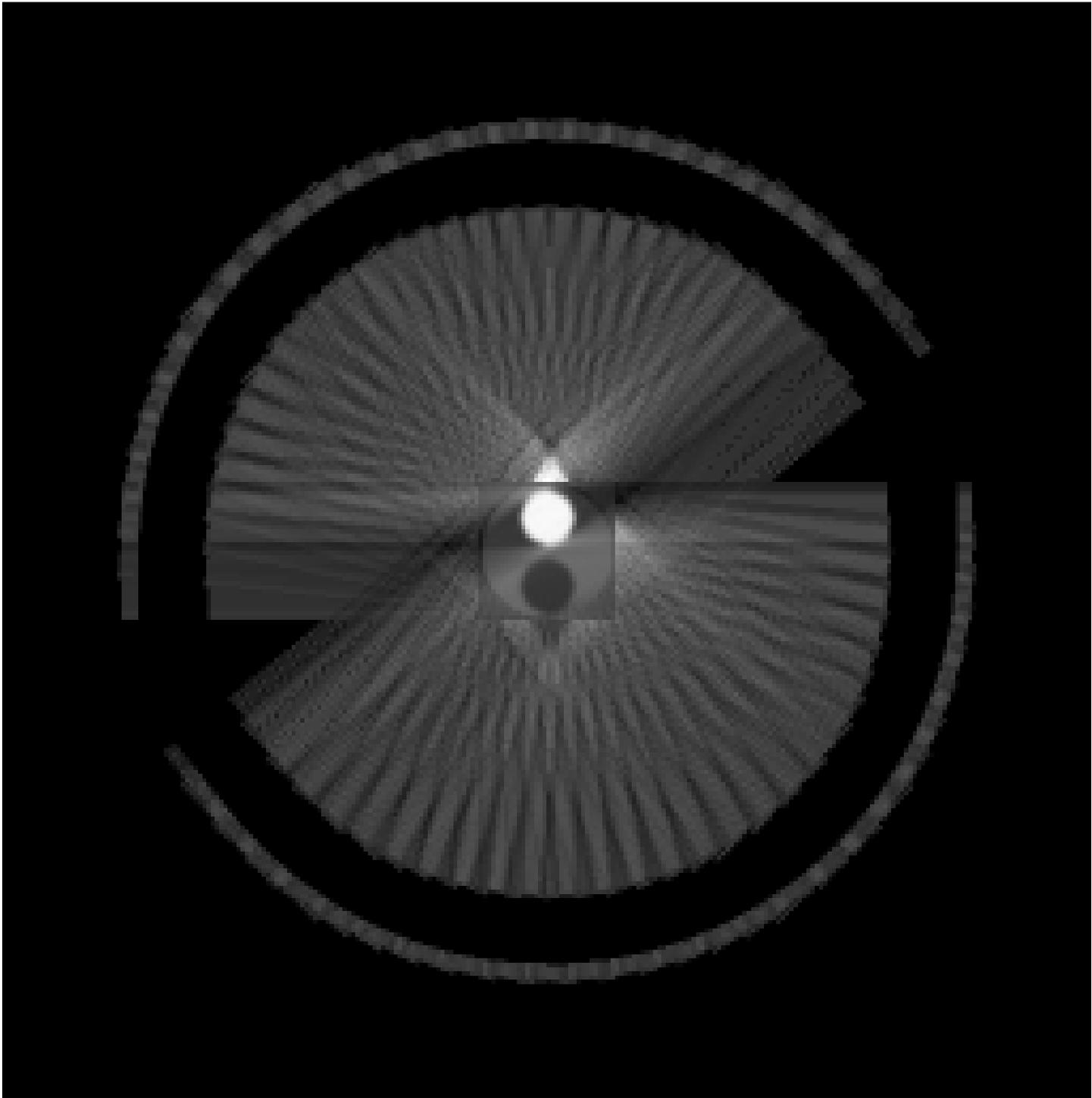


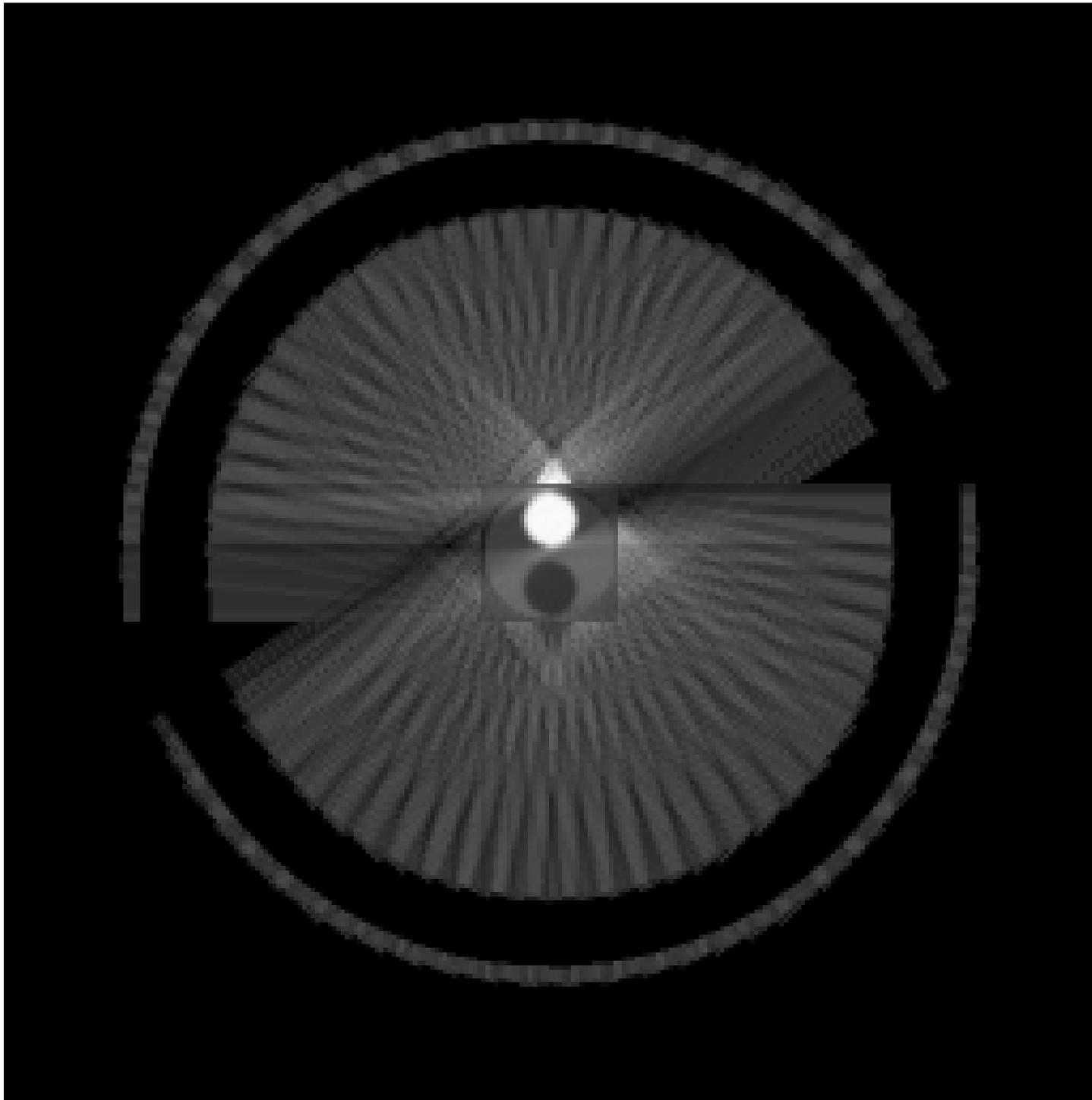


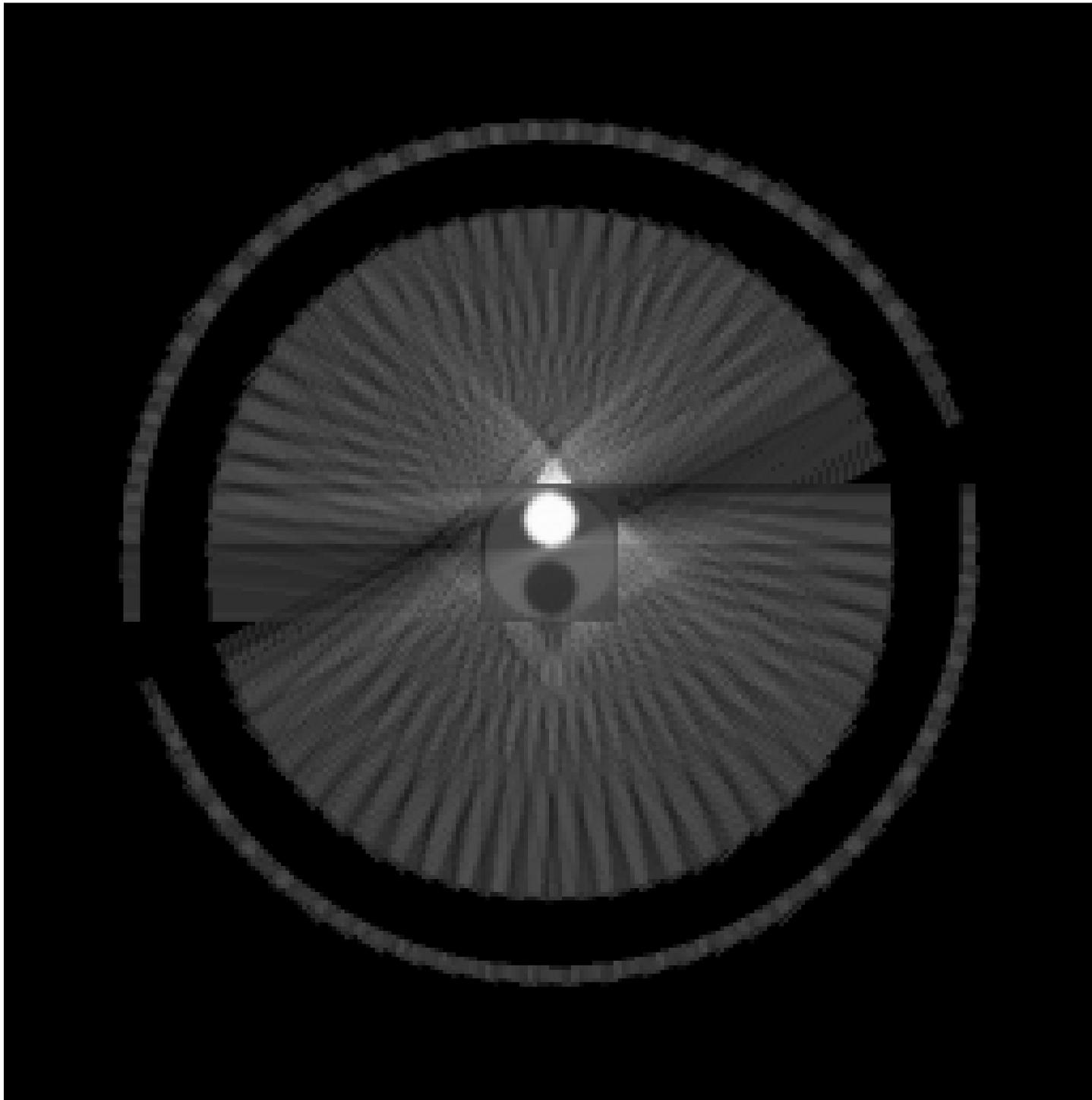


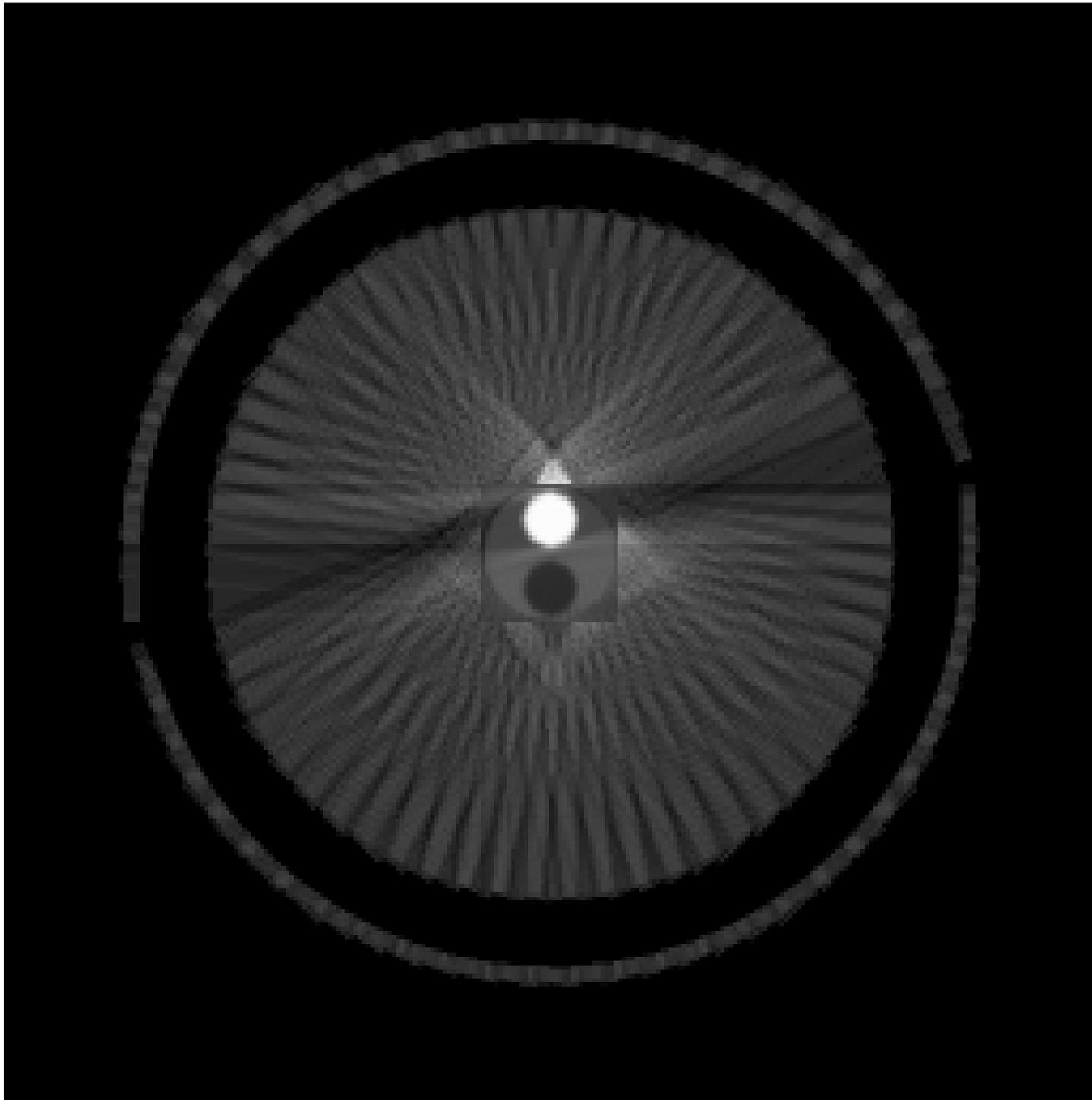


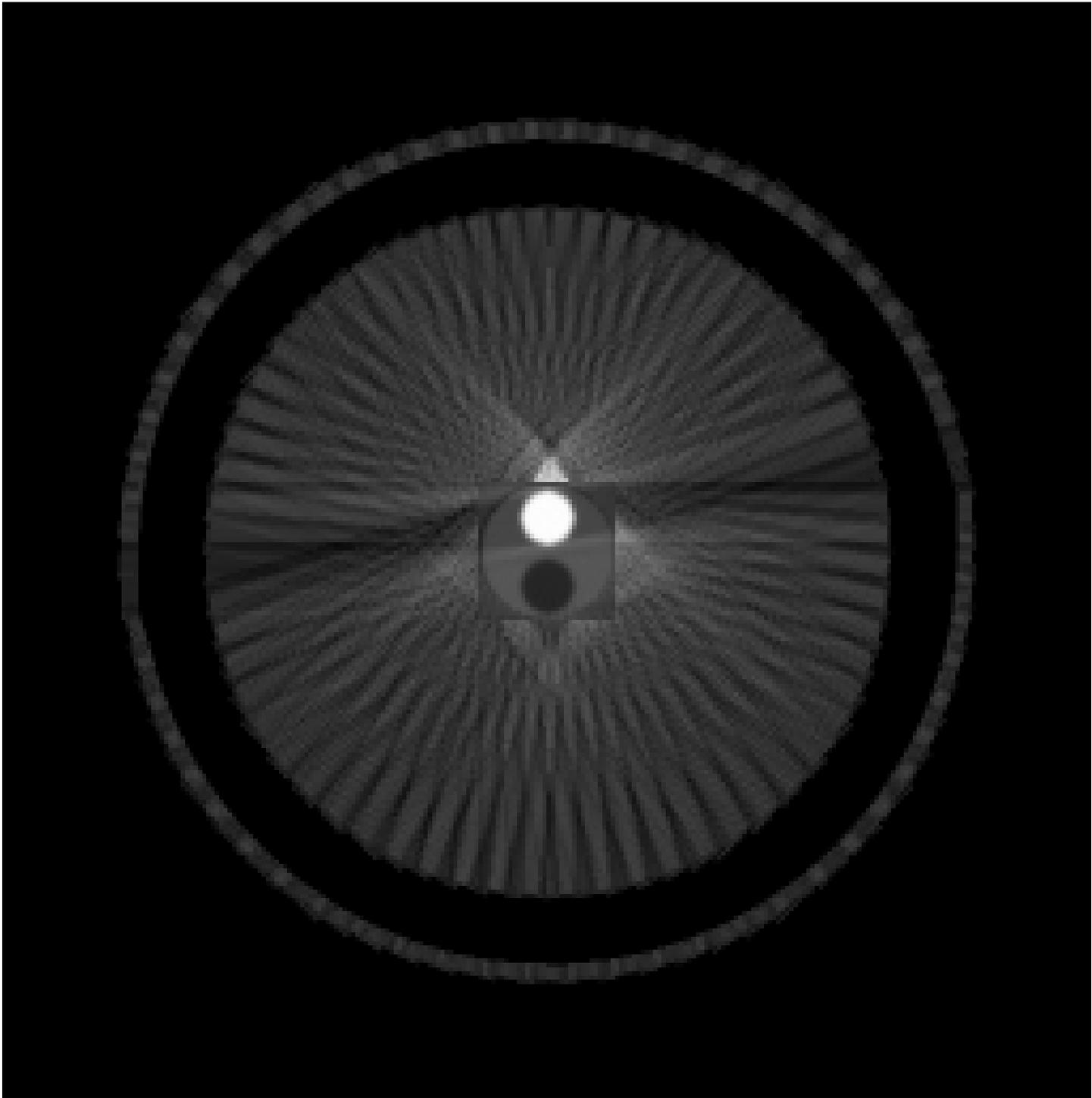


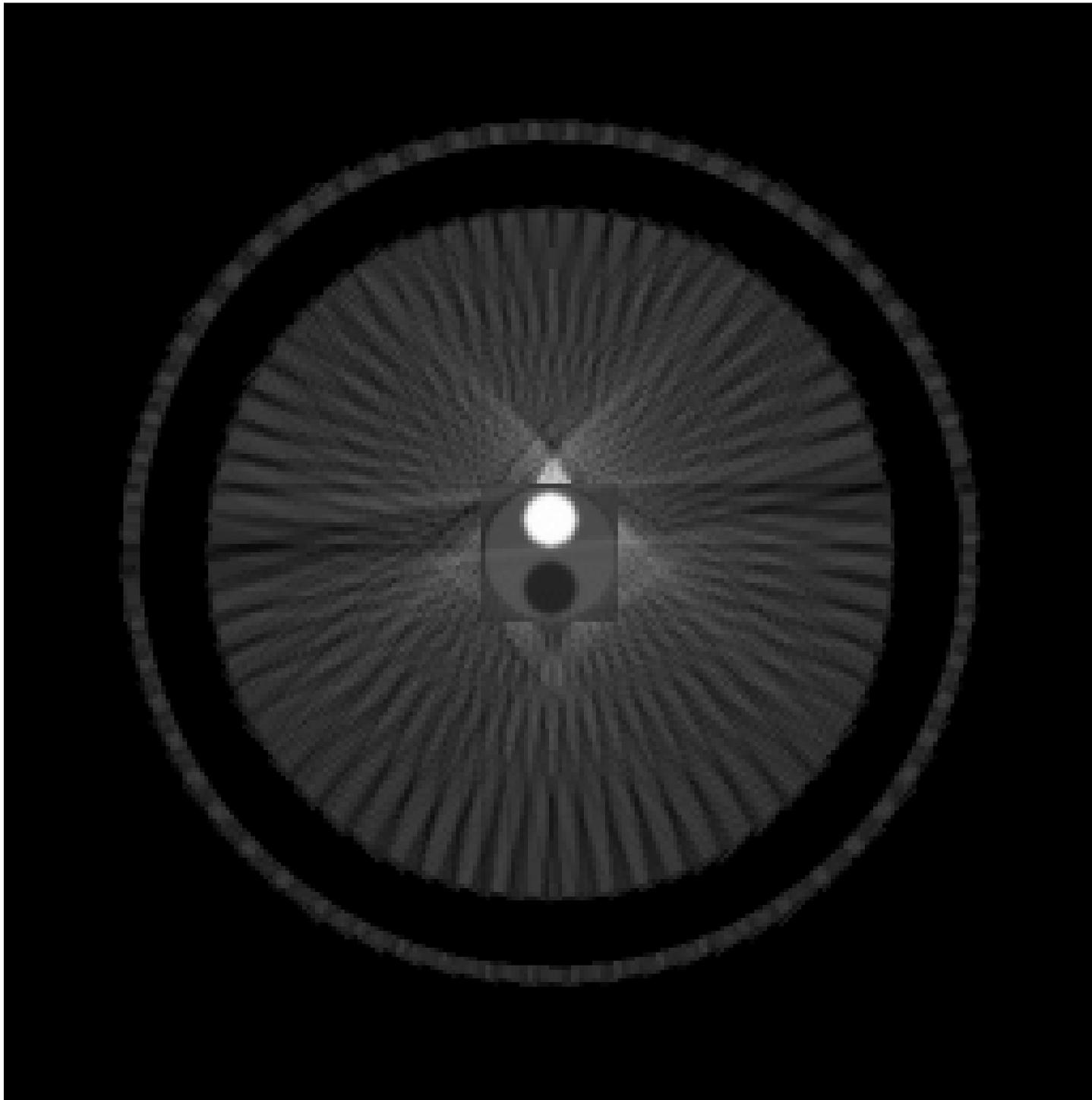


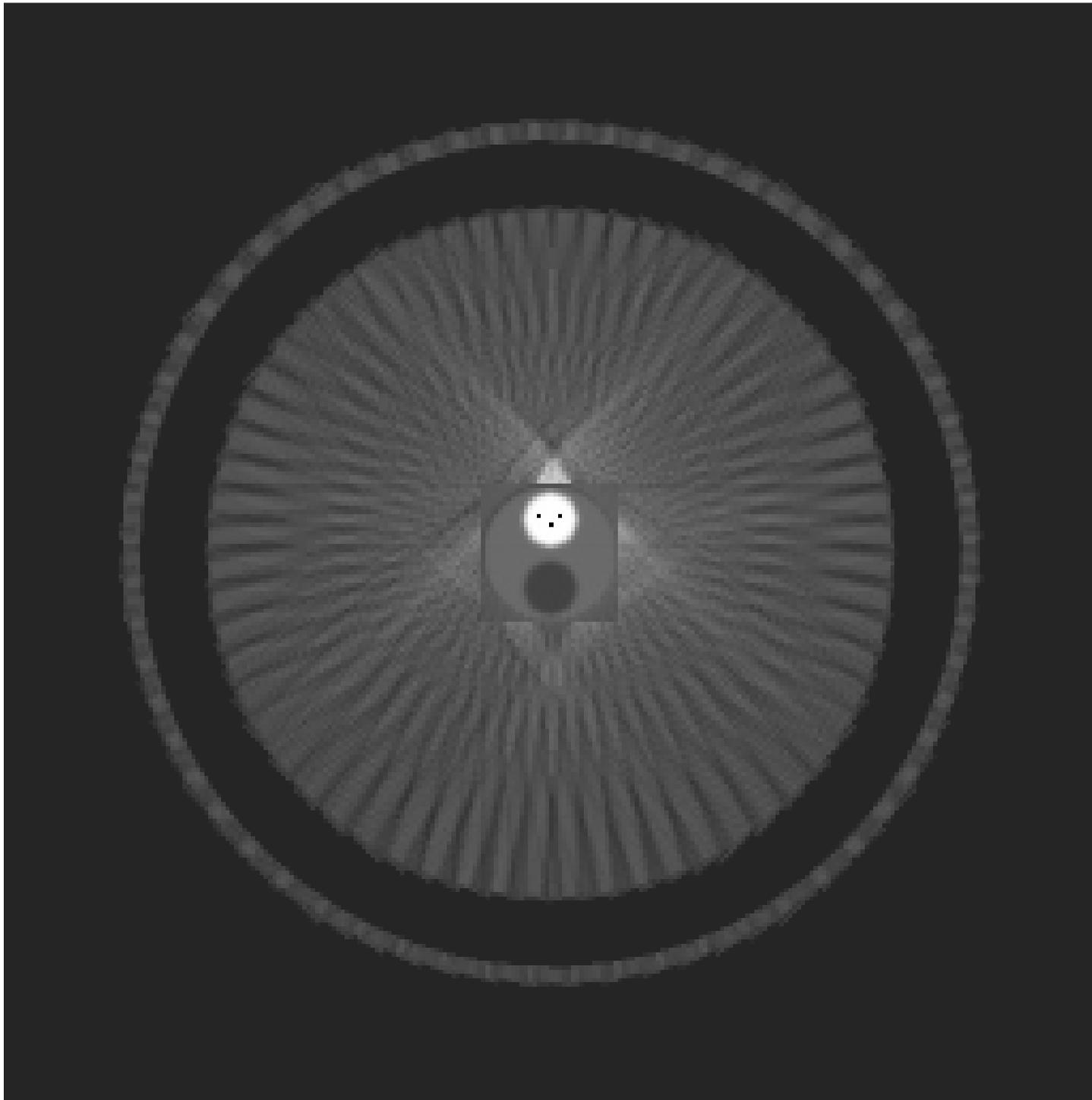




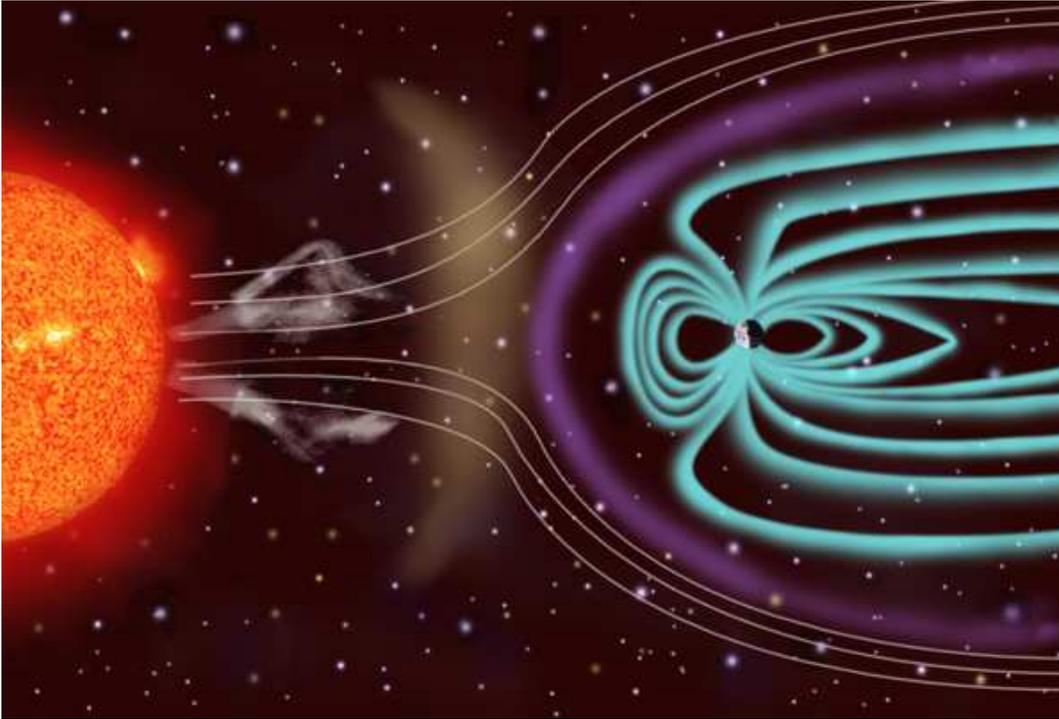




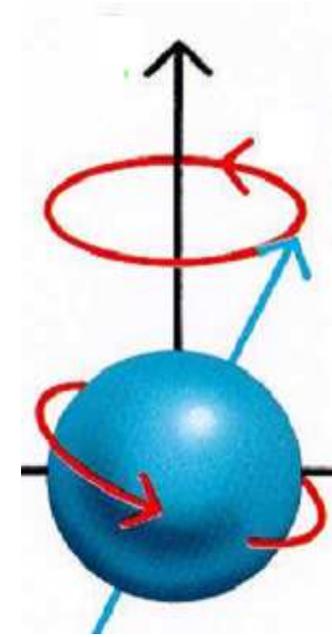




IRM par 2D Spin Warp



http://www.lerepairedessciences.fr/lycee/Premiere_S/premS_cours/PHY1S_Magn_2.htm



M. Zanca

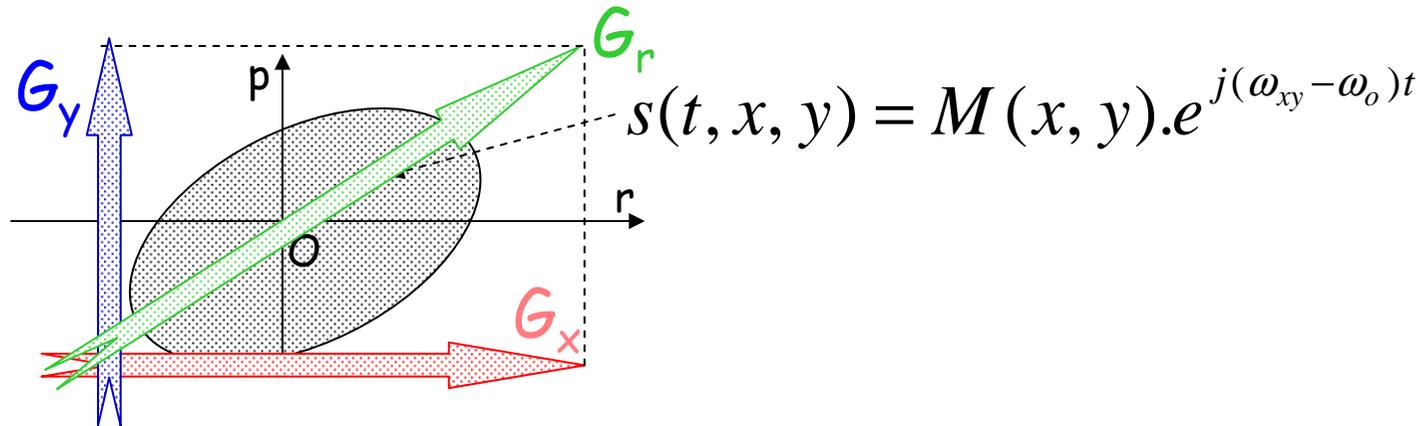
UM1-CHU Montpellier et L2C-UMR 5221 CNRS-UM2

Codage par la phase

Gradient de phase
après la sélection des coupes
mais avant l'acquisition du signal

Comment coder en 2D le plan de coupe ?

On suppose toujours disposer du même plan de coupe, où



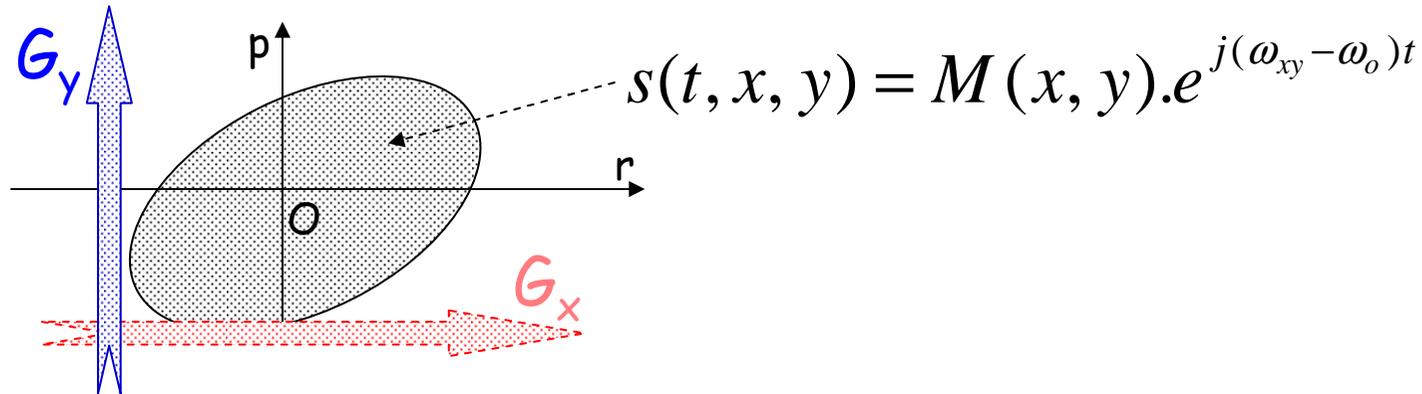
On a vu que l'application d'un G_y de direction \perp à celle du G_x de lecture en même temps que G_x résulte en leur combinaison vectorielle, permettant de définir une direction r quelconque (cf. codage 1D) par le rapport relatif des modules des deux gradients.

$$s_G(t, r) = M_G(r) \cdot e^{j\omega_r t}$$

$$S_G(t) = \int M_G(r) \cdot e^{2\pi j k_r r} dr$$

Comment coder en 2D le plan de coupe ?

On suppose toujours disposer du même plan de coupe, où



L'application d'un G_y de direction \perp à celle du G_x de lecture ne peut se faire qu'avant le G_x , pour éviter leur combinaison vectorielle (cf. codage 1D).

G_y est appelé gradient de (codage de) phase car il permet de séparer les spins en y en les déphasant proportionnellement à leur ordonnée dans le plan (xOy) . Ainsi, si $k_y(G_y, \tau) = \gamma G_y \tau / 2\pi$

$$s_G(t, y) = M_G(y).e^{j\gamma y G_y \tau} \quad \text{d'où} \quad S_G(t) = \int M_G(y).e^{2\pi j k_y y} dy$$

G_y , gradient de phase, est le plus souvent noté G_p

Balayage en lignes et colonnes de l'espace des k , réciproque (Fourier) du plan image

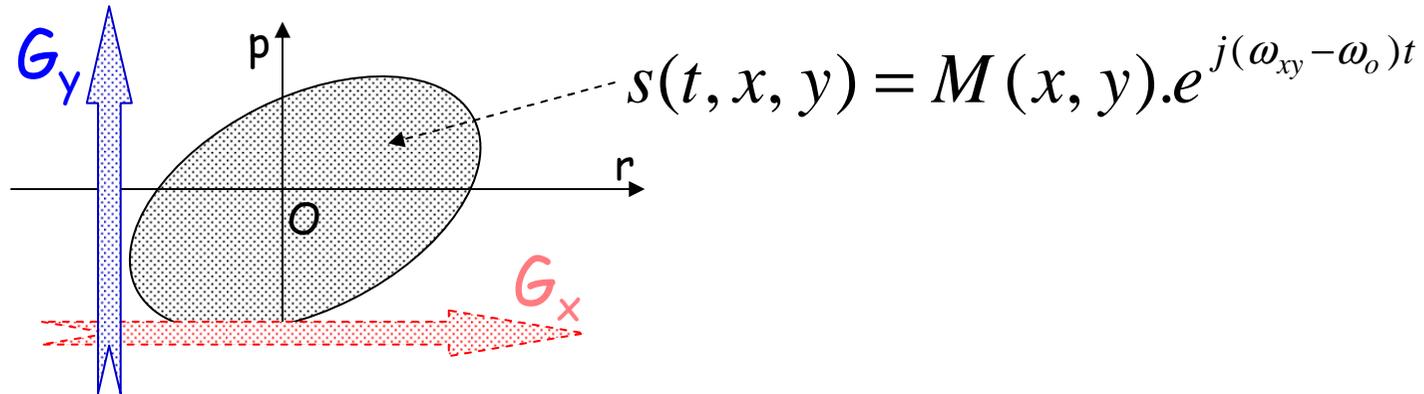
k_y constitue le second axe de l'espace des k (plan de Fourier de l'image), les colonnes variant en k_x et les lignes en k_y

En 2D Spin-Warp, τ est constant et k_y varie avec G_y : à une valeur donnée de G_y , correspond une valeur unique de k_y , donc une seule ligne et choisir la valeur de G_y revient à choisir la ligne où sera acquise la FID en présence de G_x

Ainsi, si le balayage en colonnes, donc en k_x , s'effectue par écoulement du temps pendant l'acquisition du signal de FID, la seule possibilité de changer de lignes sur k_y , en Spin Warp, est de faire varier G_y , puis de recommencer l'acquisition de la FID en présence de G_x , et ce autant que de lignes souhaitées dans l'espace des k

Comment coder en 2D le plan de coupe ?

On suppose toujours disposer du même plan de coupe, où



Après l'application d'un G_y de direction \perp à celle du G_x , si

$$k_y(G_y, \tau) = \gamma G_y \tau / 2\pi \quad \text{d'où} \quad s_G(t, y) = M_G(y).e^{j\gamma G_y \tau}$$

L'application de G_x pendant la lecture de la FID fait que

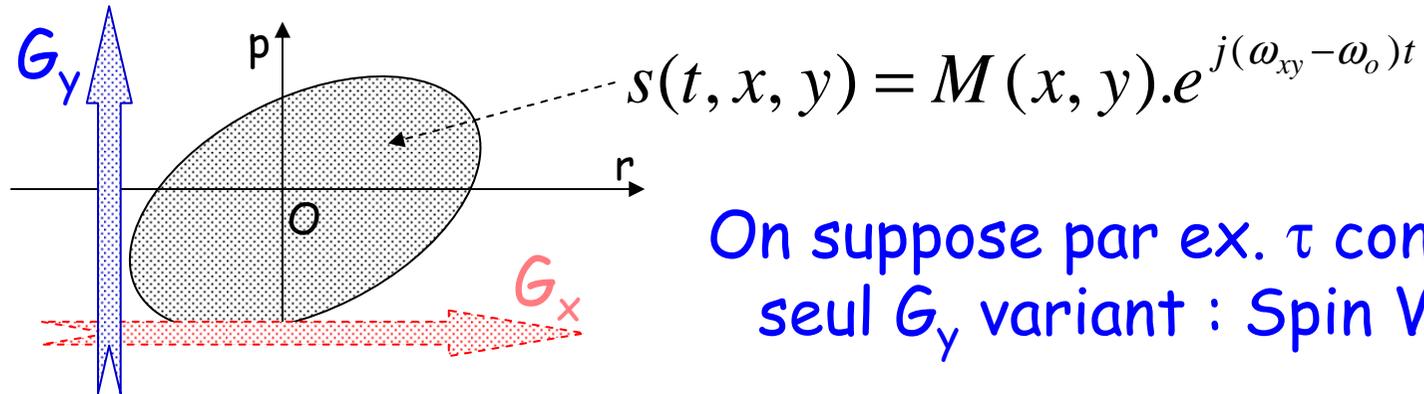
$$s_G(t, x, y) = M_G(x, y).e^{j\gamma G_y \tau} . e^{j\gamma G_x t} = M_G(x, y).e^{2\pi j k_x x} . e^{2\pi j k_y y}$$

Ainsi

$$S_G(t) = \iint M_G(x, y).e^{2\pi j k_x x} . e^{2\pi j k_y y} dx.dy = TF 2D^{-1}[M_G(x, y)]$$

Le codage en y est en fait un codage de phases

En effet, toujours dans le même plan de coupe :



On suppose par ex. τ constant,
seul G_y variant : Spin Warp

Après l'application d'une valeur donnée G_y avant lecture, puis du G_x pendant la lecture

$$s_G(t, x, y) = M_G(x, y) \cdot e^{2\pi j k_x(t)x} \cdot e^{2\pi j k_y(G_y)y}$$

Si k_x s'écoule avec le temps (donc la FID enregistrée), k_y est fixé par la valeur de G_y et peut donc être considéré comme un terme de phase en y , fixé par G_y mais changeant avec lui

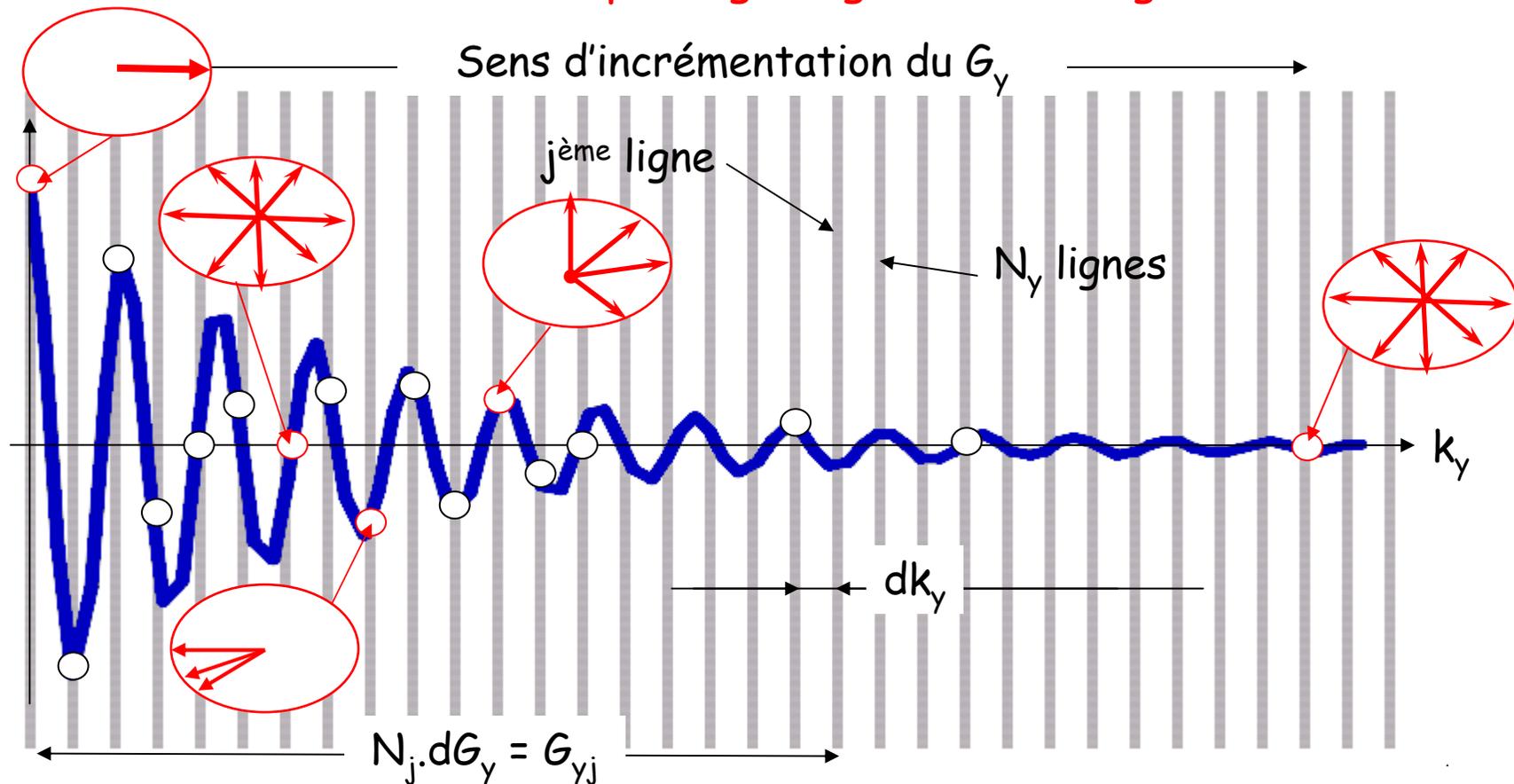
$$s_G(t, x, y) = M_G(x, y) \cdot e^{j[\omega_x(t)x + \phi(G_y)y]}$$

Pseudo FID par gradient de phase (G_y) croissant

C'est pourquoi, dans le plan de coupe sélectionné, le déphasage des spins croît de ligne en ligne avec G_y , ce qui permet de reconstruire, point par point, une FID orthogonalement à la direction de lecture du signal

$$k_{yj} = (\gamma \cdot G_{yi} / 2\pi) \cdot \tau$$

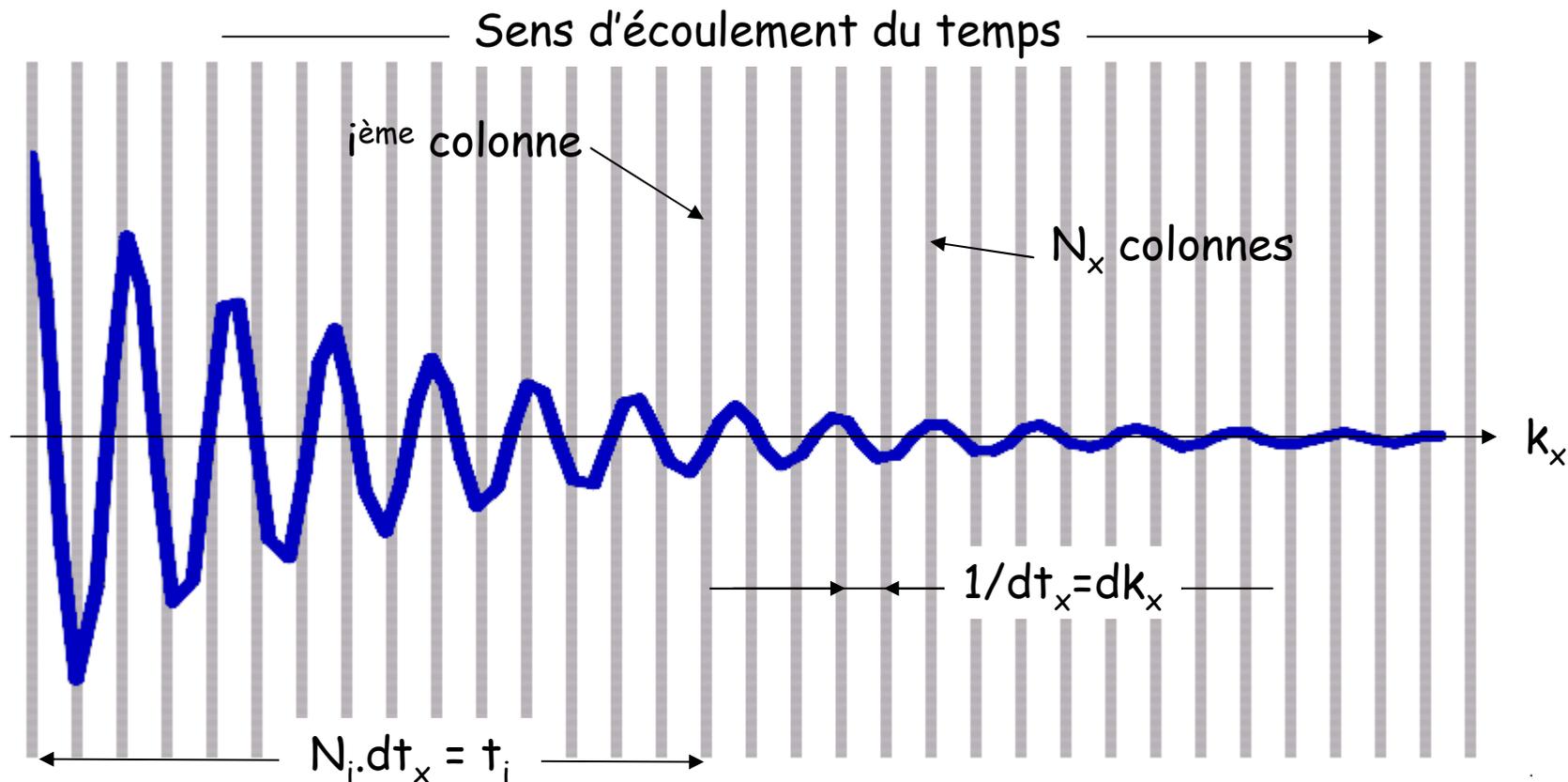
avec $G_{yj} = N_j \cdot dG_y$ et donc $k_{yj} = N_j \cdot dk_y$
le déphasage augmente le long de la FID



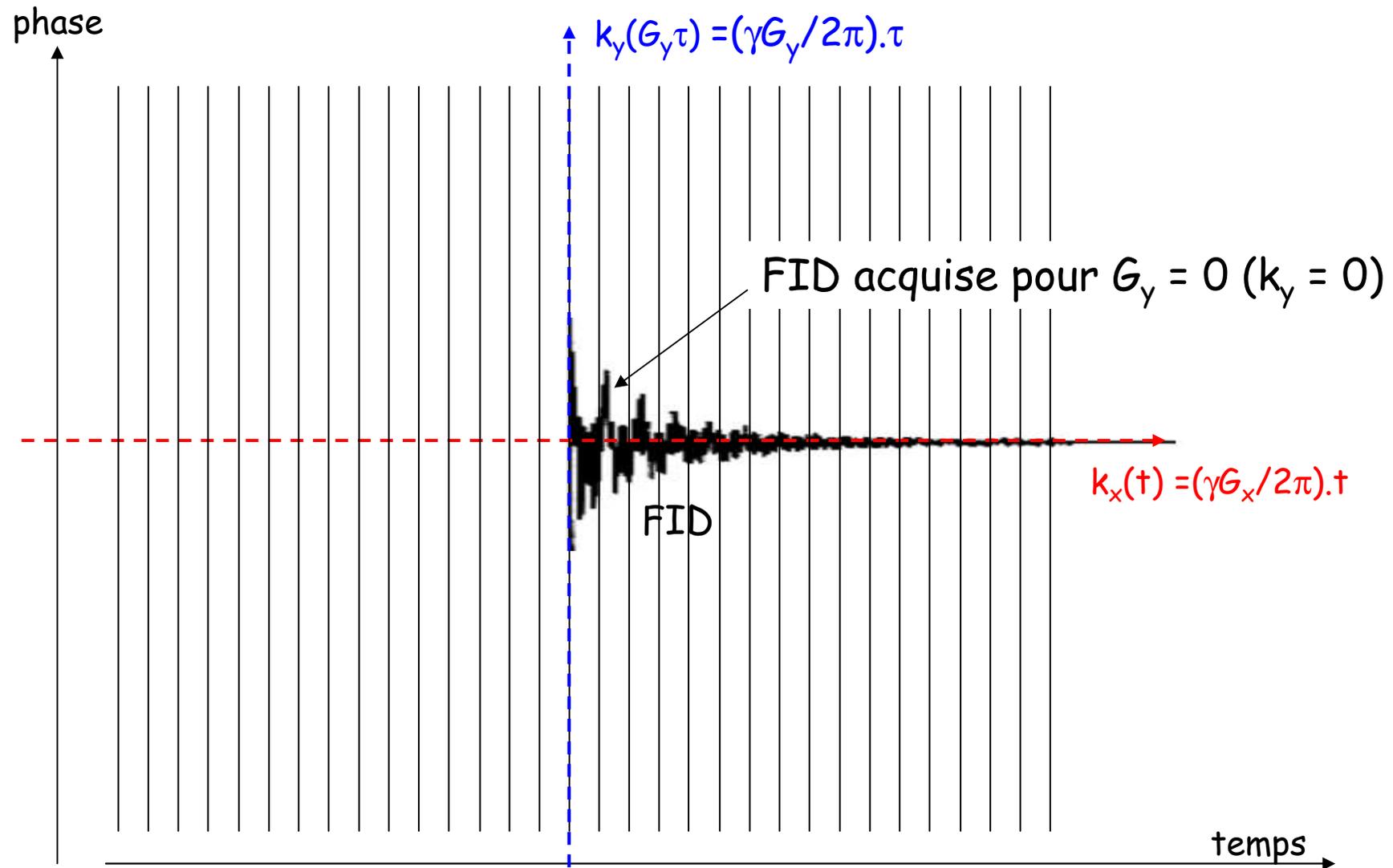
Rappel : échantillonnage de la FID dans le temps

Dans le plan de coupe sélectionné, le temps écoulé croît de colonne en colonne avec le pas d'échantillonnage dt_x , ce qui revient à acquérir en une seule fois mais point par point (digitalisation), la FID dans la direction de lecture du signal tout en codant la direction x par les fréquences

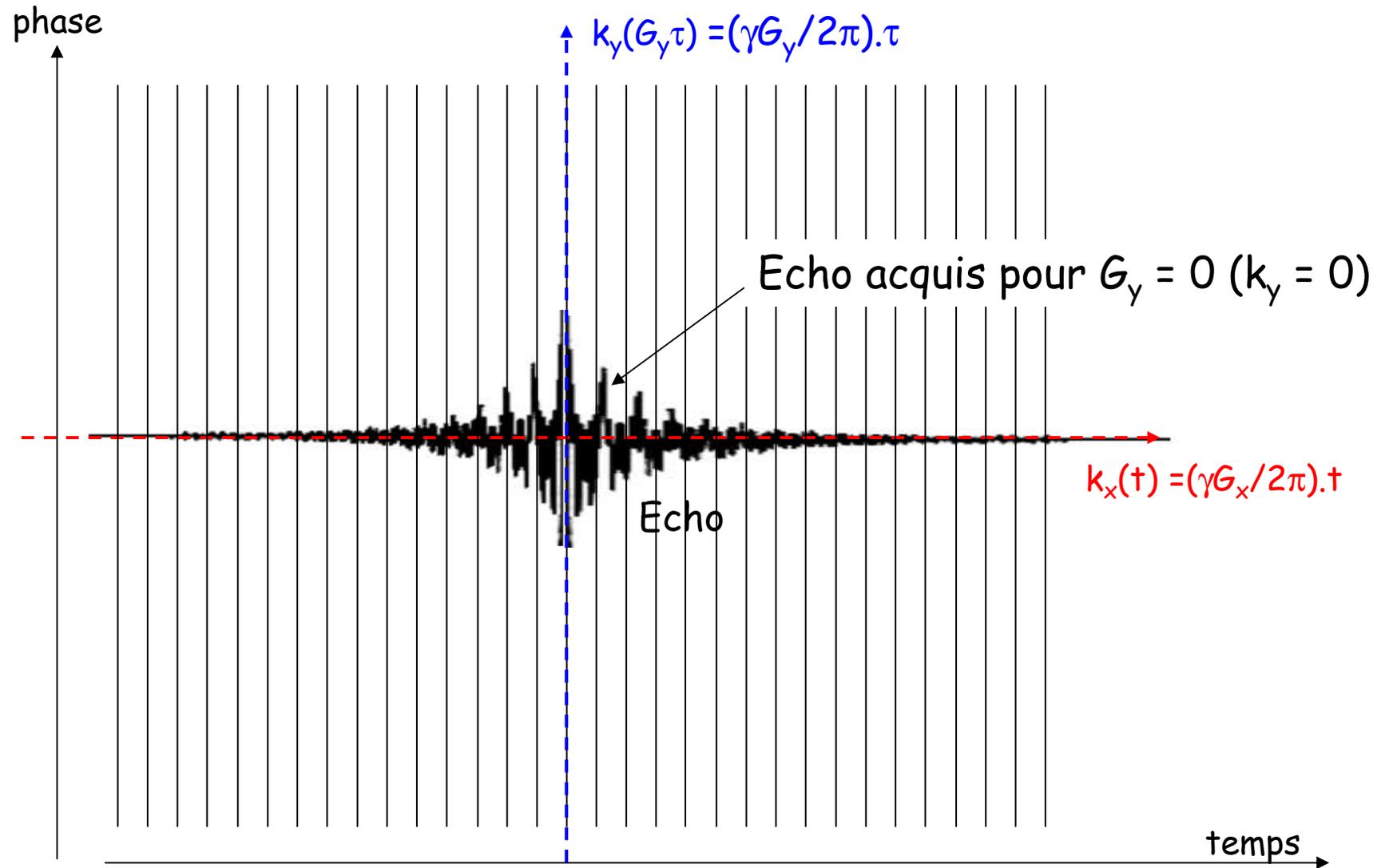
$$k_{xi} = (\gamma \cdot G_x / 2\pi) \cdot t_i \quad \text{avec } t_i = N_i \cdot dt_x \text{ et donc } k_{xi} = N_i \cdot dk_x$$



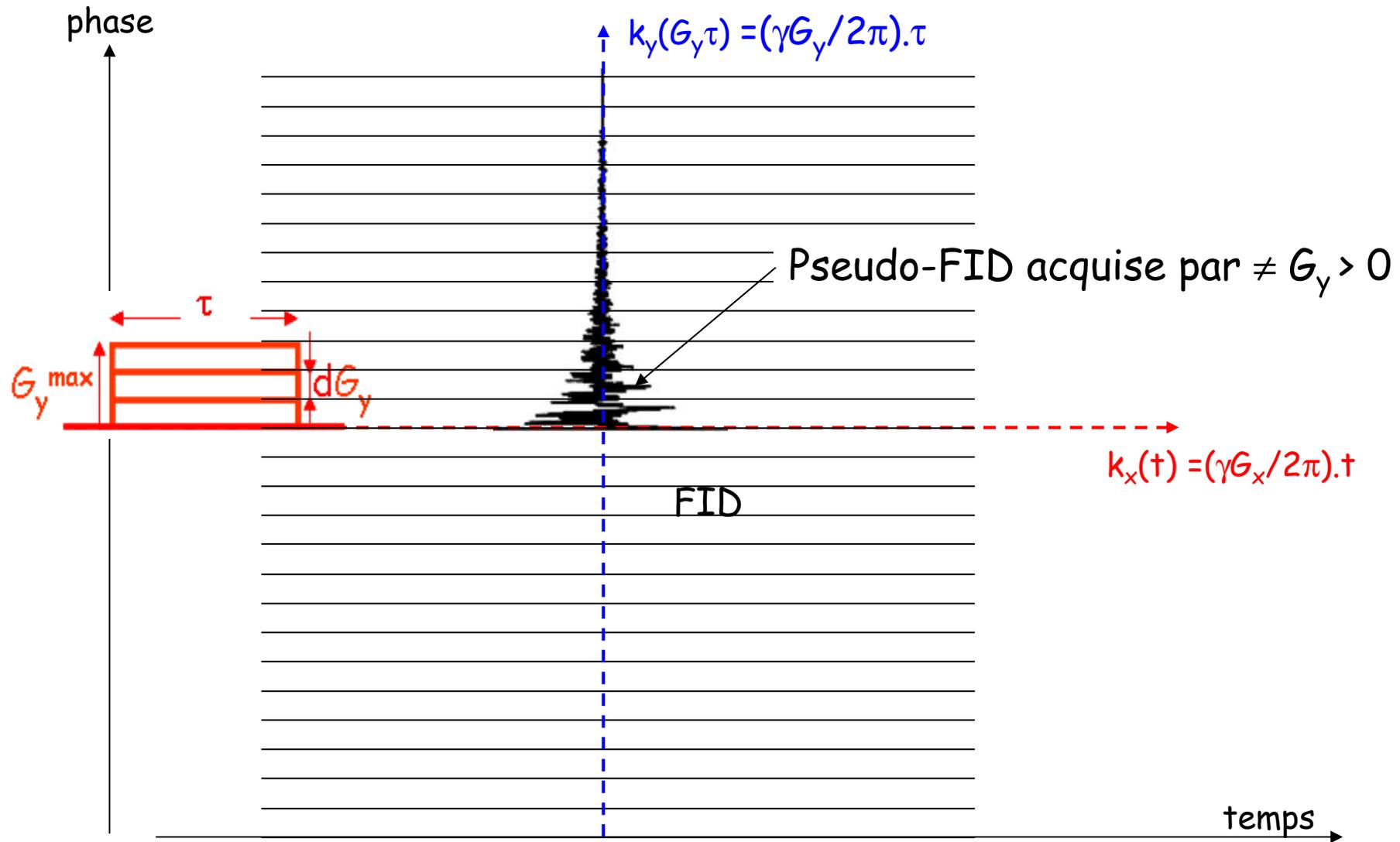
Gradient de lecture (G_x) dans l'espace des k



Gradient de lecture (G_x) dans l'espace des k



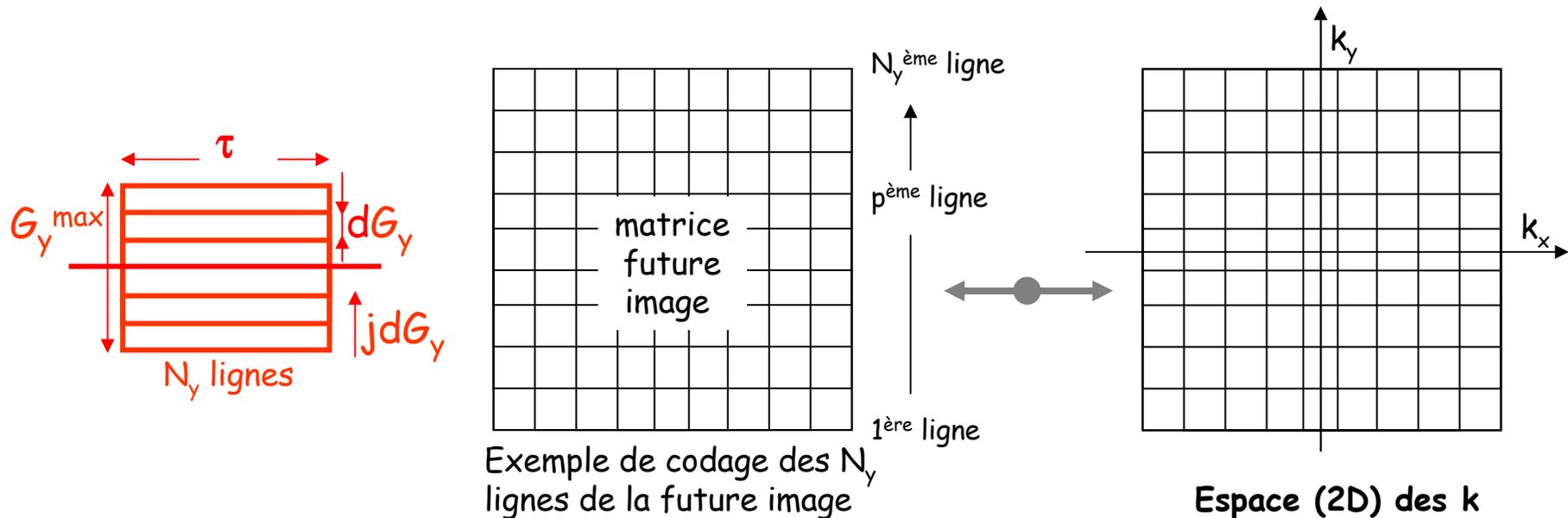
Gradient de phase (G_y) dans l'espace des k



De ligne en ligne par gradient de phase croissant

Chaque ligne j correspond à une valeur donnée de G_y ($N_j G_y$), donc à un déphasage donné, donc à un point de la pseudo FID en y

dG_y , l'incrément de G_y permet donc de reconstruire, point par point, une FID orthogonalement à la direction de lecture du signal

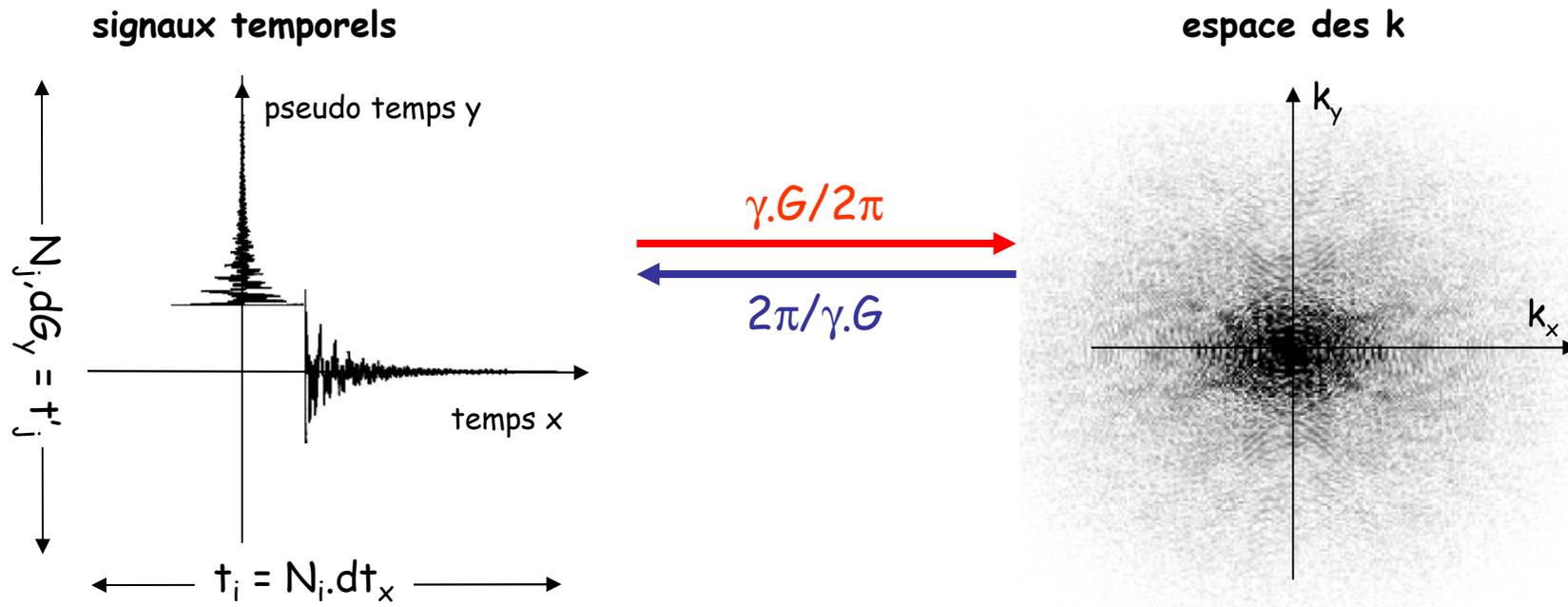


Transformation du temps sous l'effet des $G_{x,y}$

Les gradients imposent une correspondance entre temps et k selon

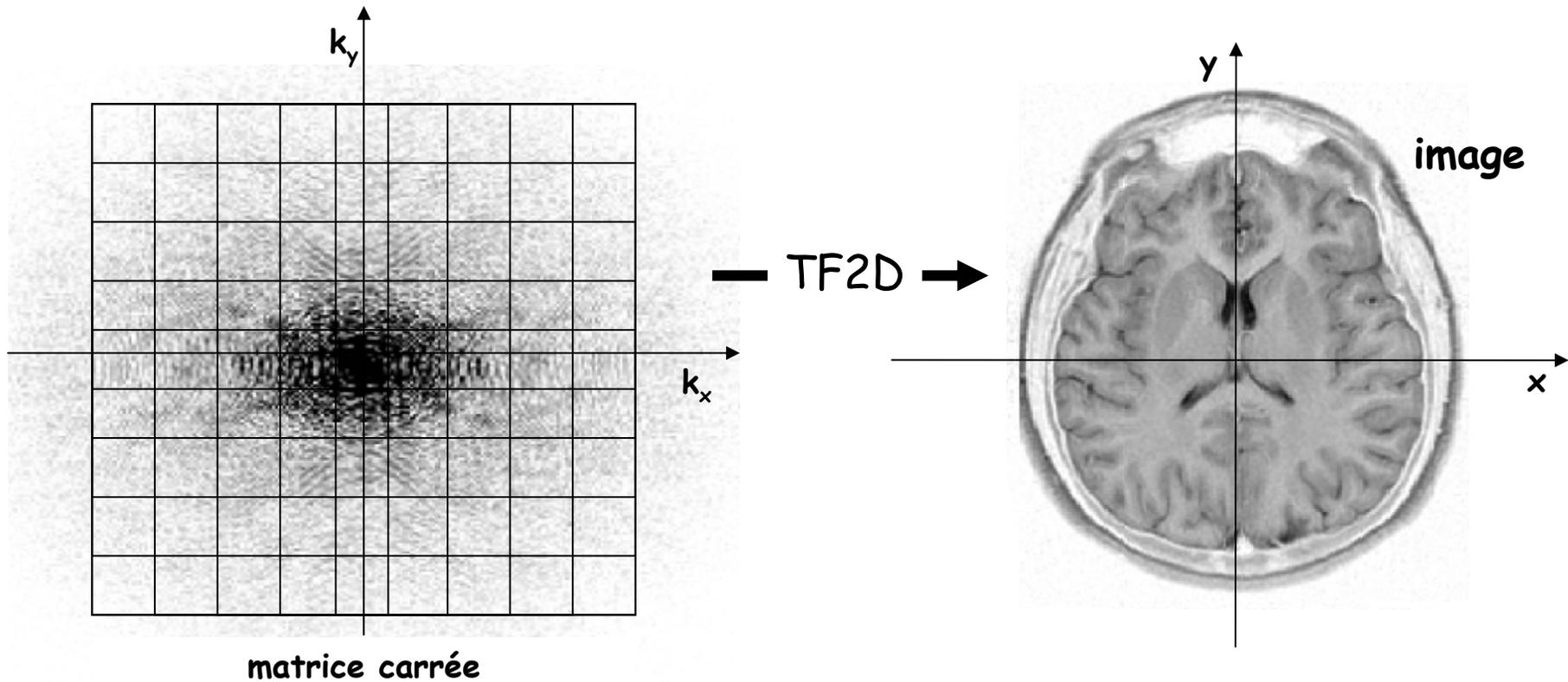
$k_i = (\gamma \cdot G_x / 2\pi) \cdot t_i$ varie avec le temps d'acquisition du signal (t_i)
 car G_x est constant

$k_j = (\gamma \cdot G_y^{\max} / 2\pi) \cdot \tau_j$ varie avec l'incrément de codage de phase dG_y
 car τ est constant



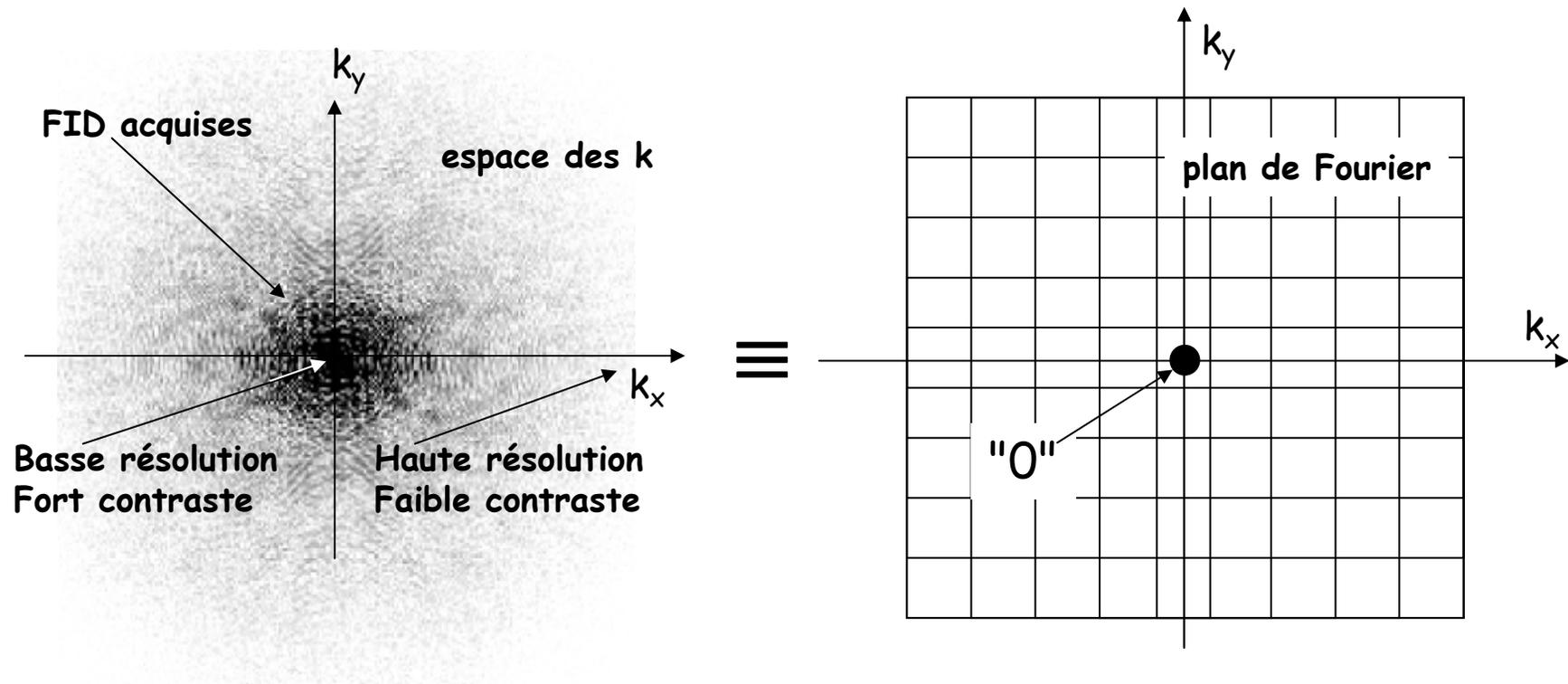
L'image est la simple TF2D du signal codé en 2D

Si la séquence utilise, séquentiellement, un gradient de lecture après un gradient de codage de phase (autant de fois que de lignes dans l'image)



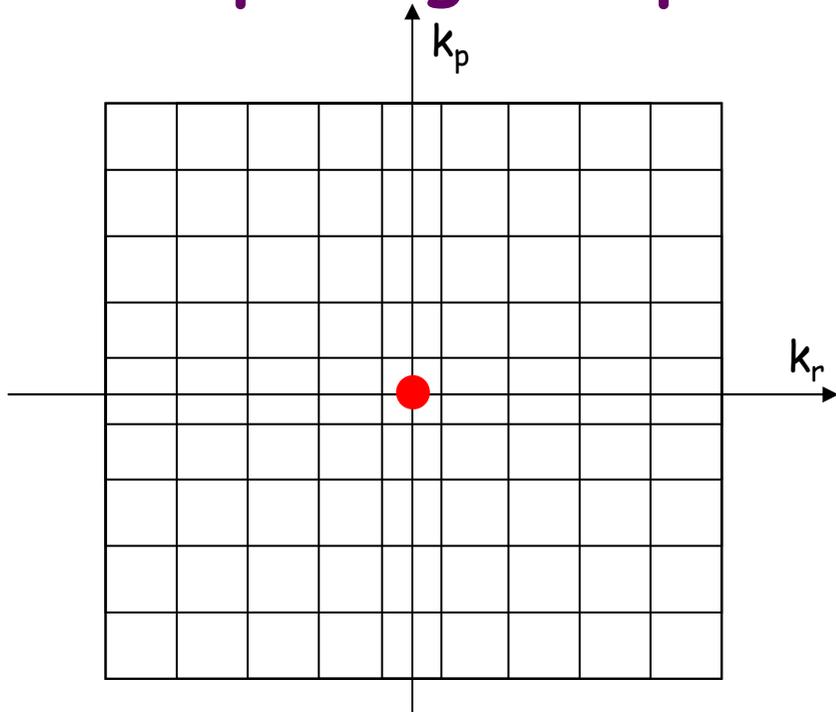
Pseudo-temps et plan de Fourier

L'image étant la TF2D de l'espace des k , réciproquement l'espace des k constitue le plan de Fourier de l'image et les k sont homogènes à des fréquences spatiales



Juste en fin de bascule, on se retrouve à l'origine du plan de Fourier, en position "0"

Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



0- le pulse $\pi/2$ met le spot au centre

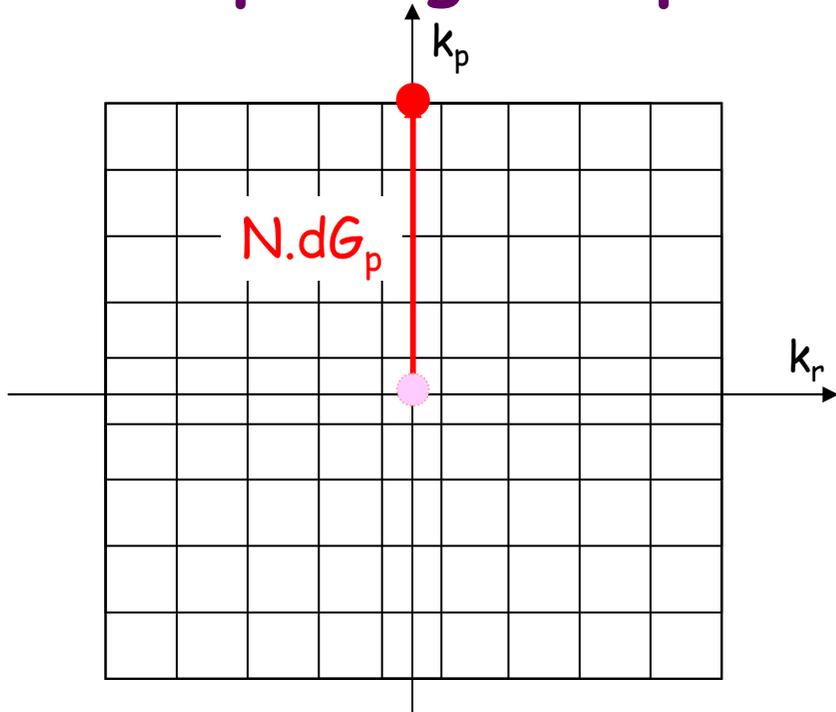
y est remplacé par p, pour « phase »
x est remplacé par r pour « read »

N lignes

dG_p , incrément de G_p (codage de phase)



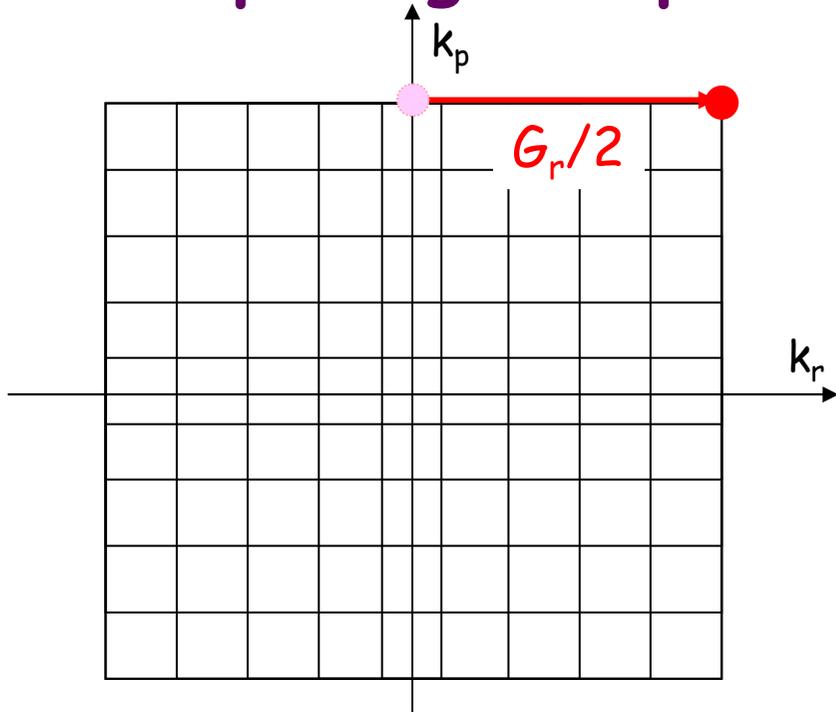
Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



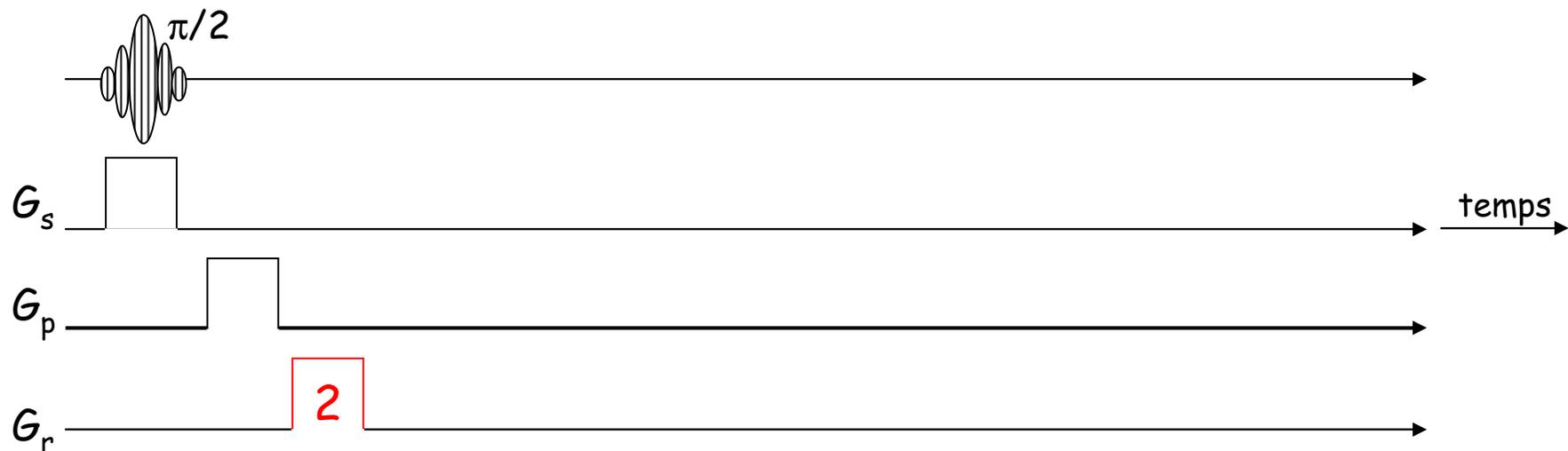
- 0- le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N.dG_p$ amène le spot sur la N^{ème} ligne



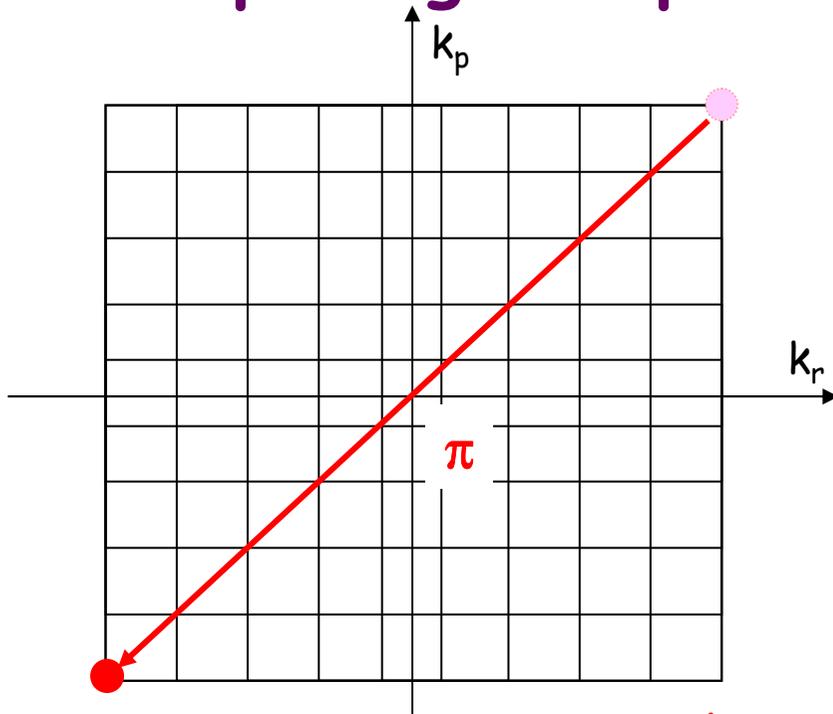
Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



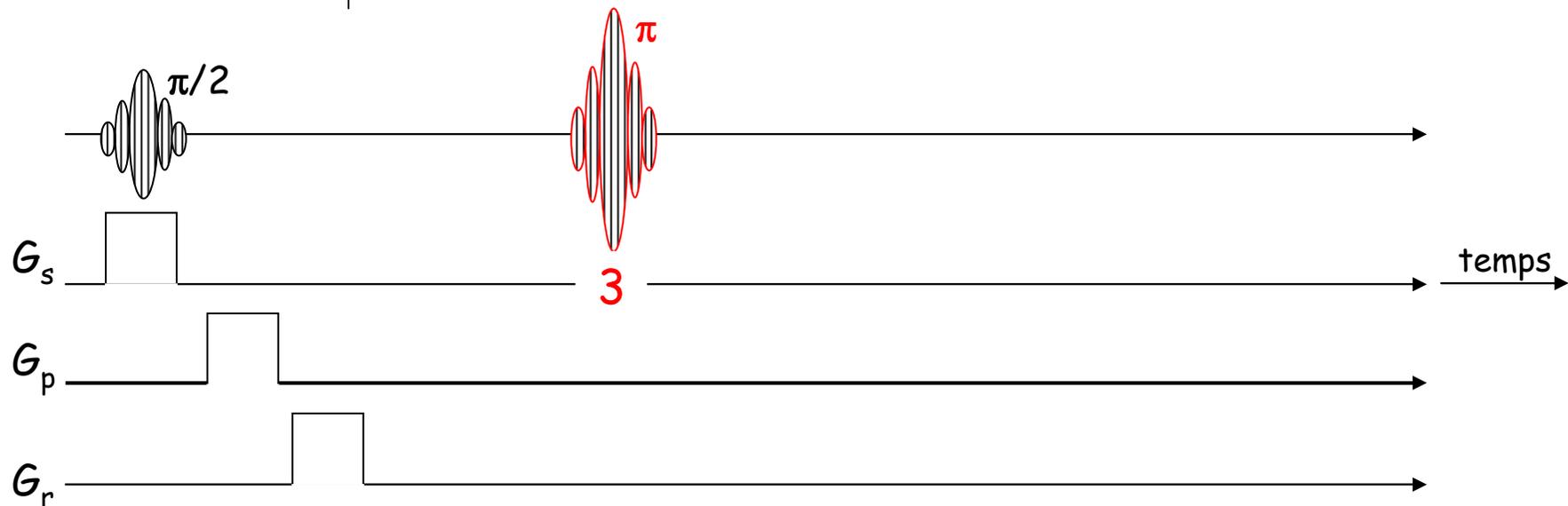
- 0- le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N \cdot dG_p$ amène le spot sur la N^{ème} ligne
- 2- $G_r/2$ amène le spot en fin de N^{ème} ligne



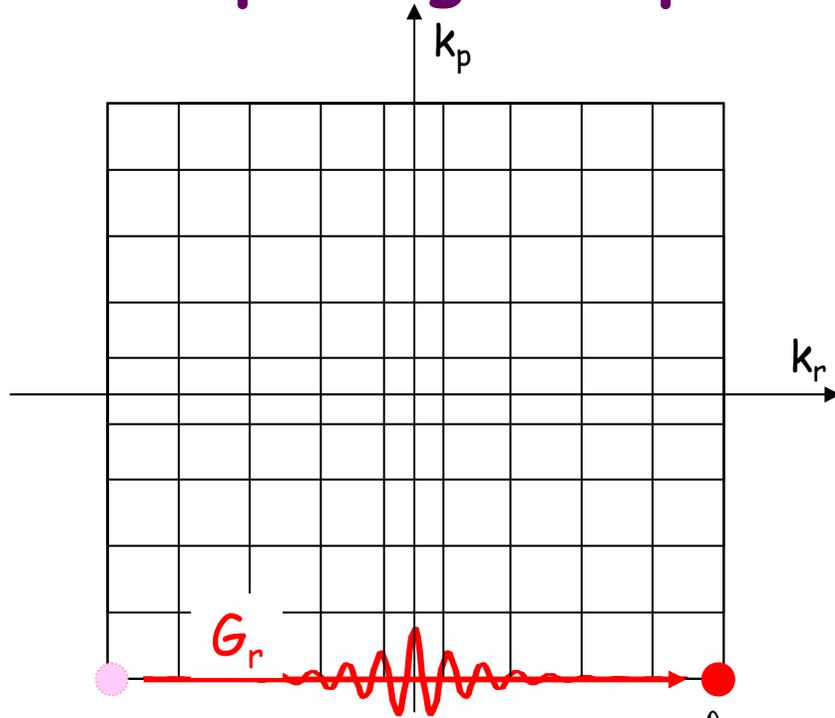
Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



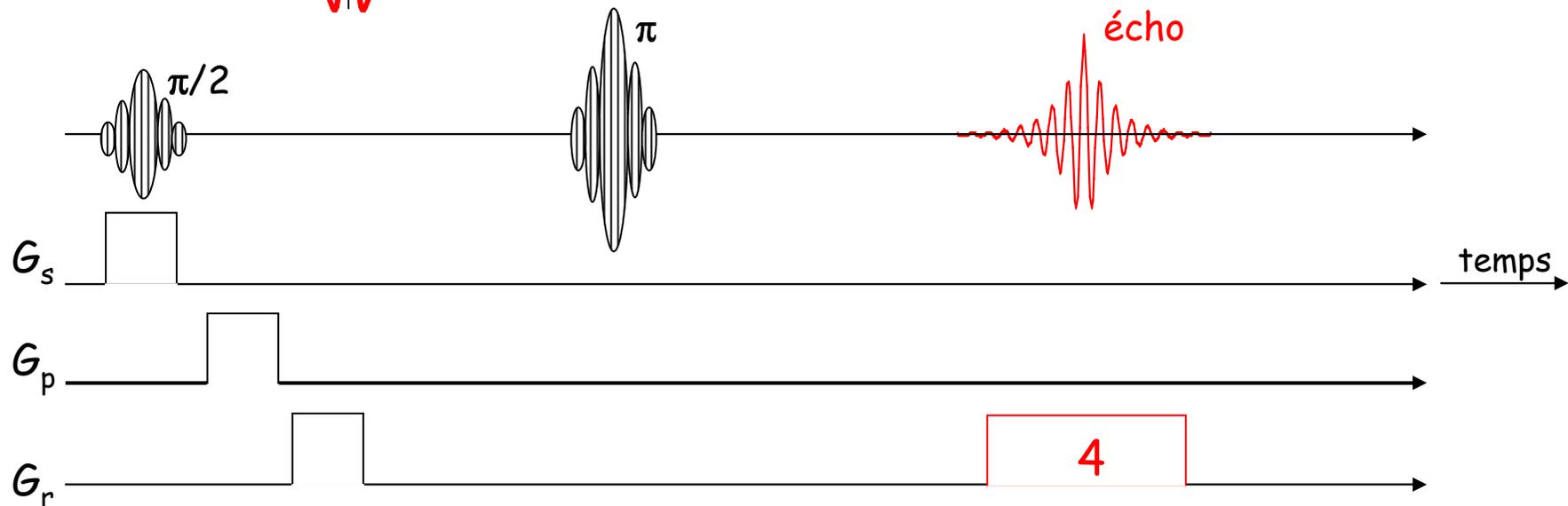
- 0- Le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N \cdot dG_p$ amène le spot sur la N^{ème} ligne
- 2- $G_r/2$ amène le spot en fin de N^{ème} ligne
- 3- π amène le spot en début de 1^{ère} ligne



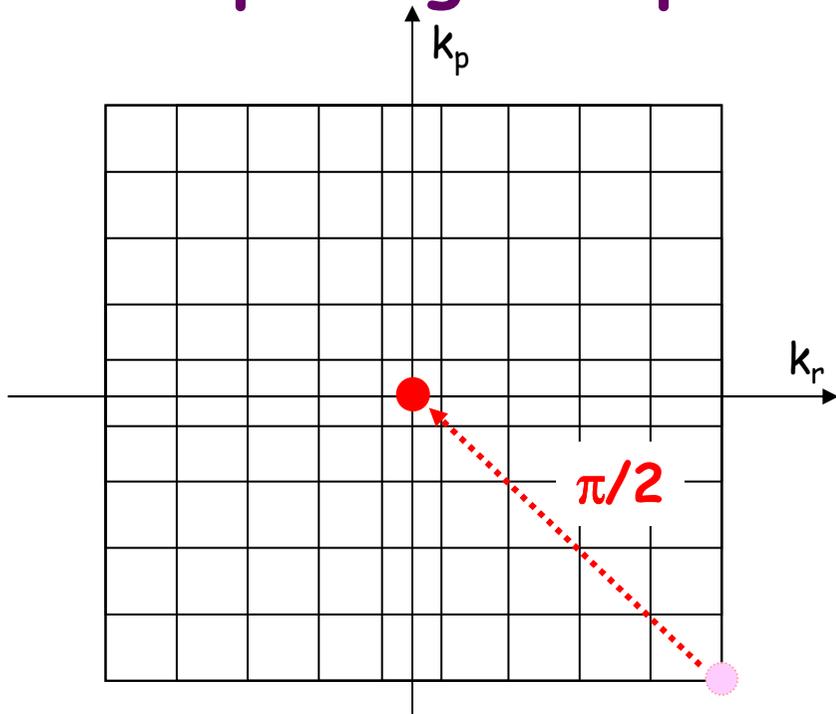
Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



- 0- Le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N \cdot dG_p$ amène le spot sur la N^{ème} ligne
- 2- $G_r/2$ amène le spot en fin de N^{ème} ligne
- 3- π amène le spot en début de 1^{ère} ligne
- 4- G_r remplit la 1^{ère} ligne de l'écho



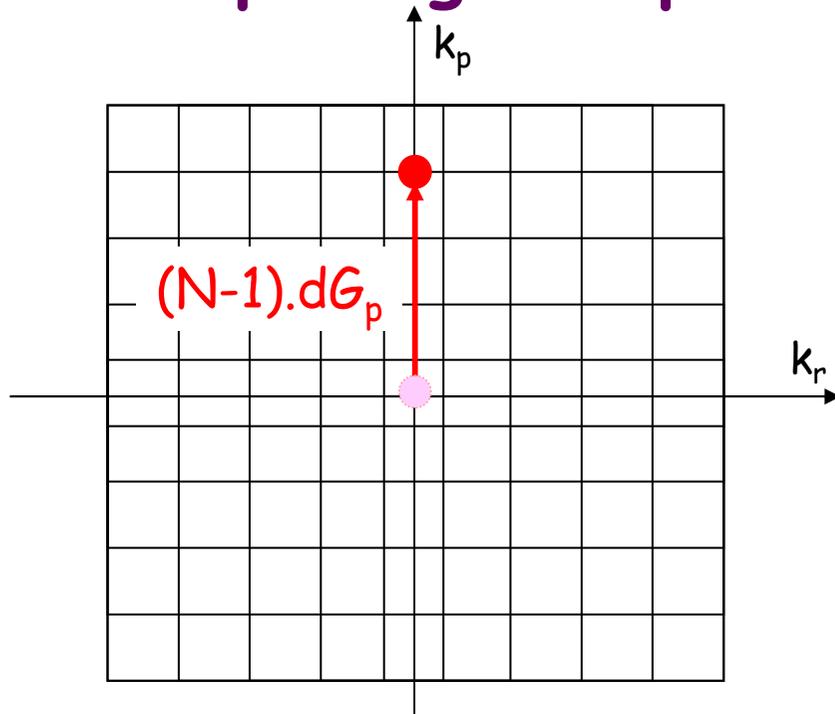
Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



- 0- Le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N \cdot dG_p$ amène le spot sur la N^{ème} ligne
- 2- $G_r/2$ amène le spot en fin de N^{ème} ligne
- 3- π amène le spot en début de 1^{ère} ligne
- 4- G_r remplit la 1^{ère} ligne de l'écho
- 5- Le pulse $\pi/2$ remet le spot au centre



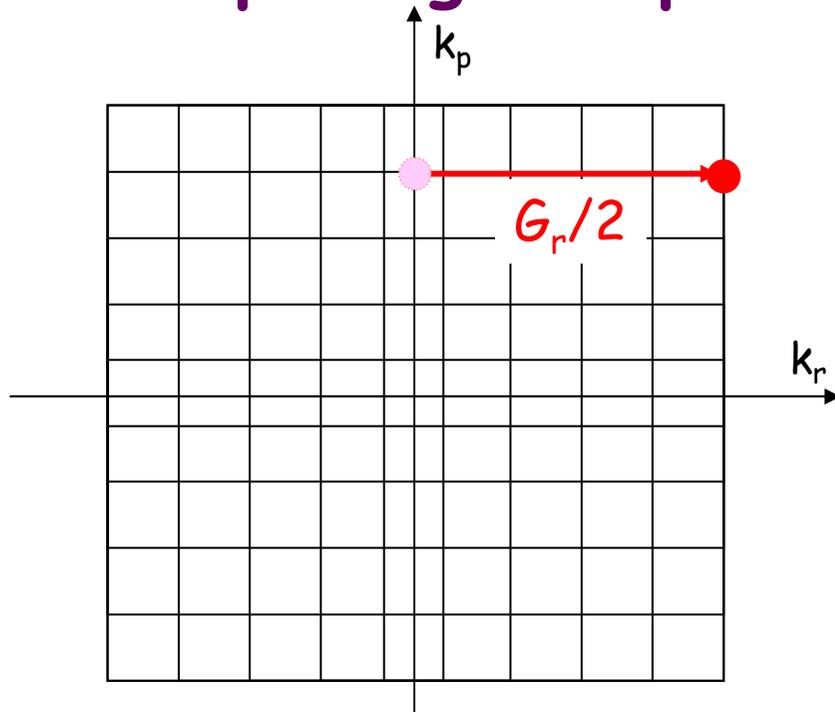
Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



- 0- Le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N.dG_p$ amène le spot sur la $N^{\text{ème}}$ ligne
- 2- $G_r/2$ amène le spot en fin de $N^{\text{ème}}$ ligne
- 3- π amène le spot en début de $1^{\text{ère}}$ ligne
- 4- G_r remplit la $1^{\text{ère}}$ ligne de l'écho
- 5- Le pulse $\pi/2$ remet le spot au centre
- 6- $(N-1).G_p$ passe le spot sur la ligne $N-1$



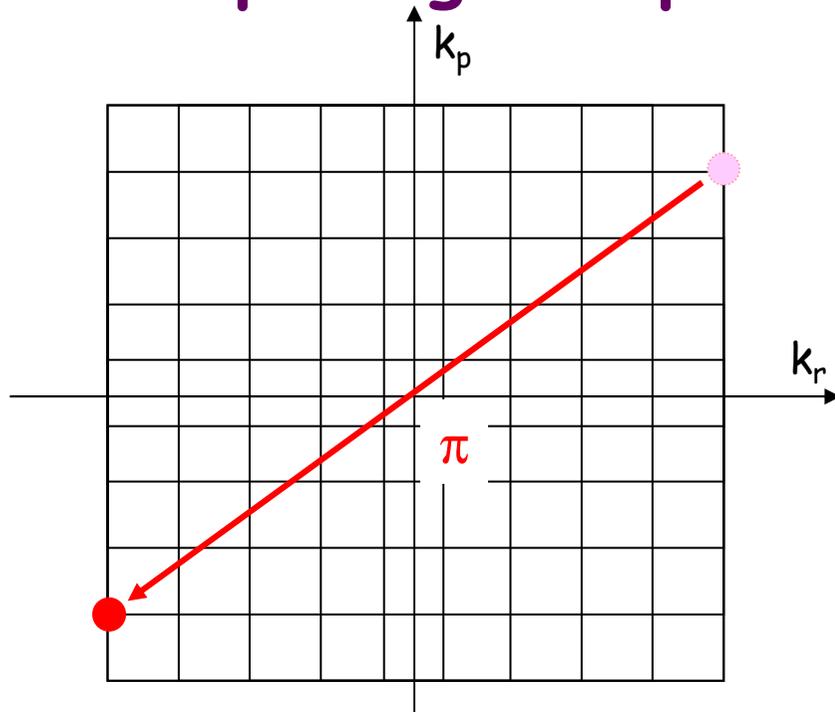
Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



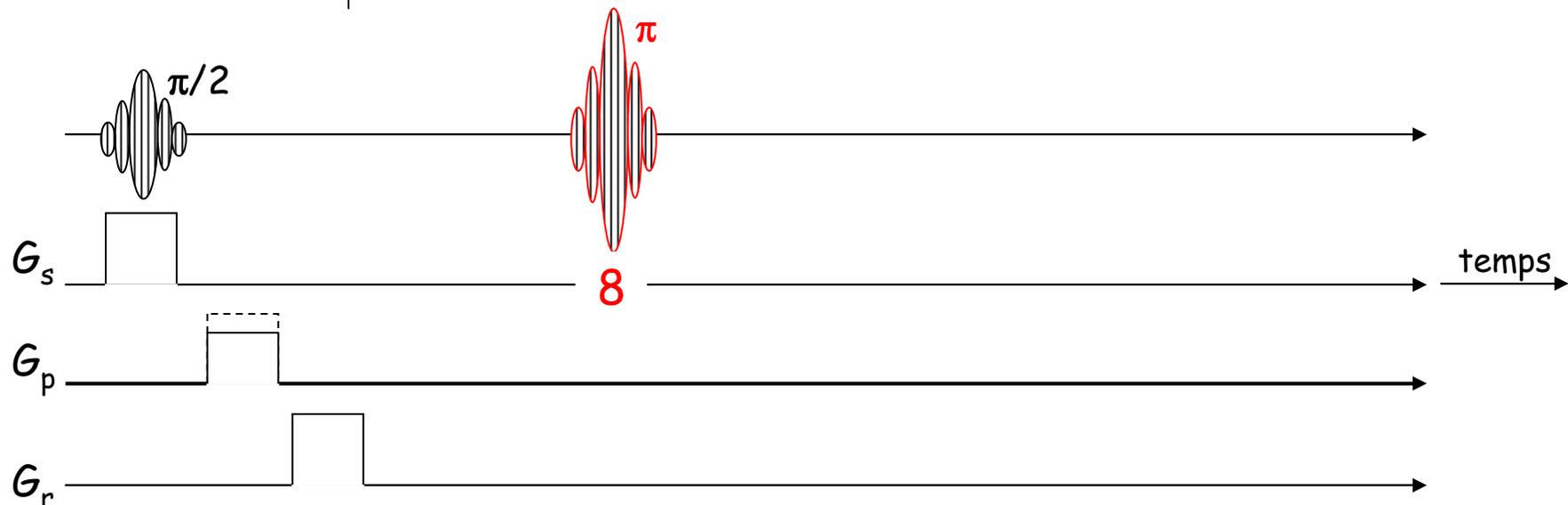
- 0- Le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N \cdot G_p$ amène le spot sur la N^{ème} ligne
- 2- $G_r/2$ amène le spot en fin de N^{ème} ligne
- 3- π amène le spot en début de 1^{ère} ligne
- 4- G_r remplit la 1^{ère} ligne de l'écho
- 5- Le pulse $\pi/2$ remet le spot au centre
- 6- $(N-1) \cdot G_p$ passe le spot sur la ligne N-1
- 7- $G_r/2$ amène le spot en fin de ligne N-1



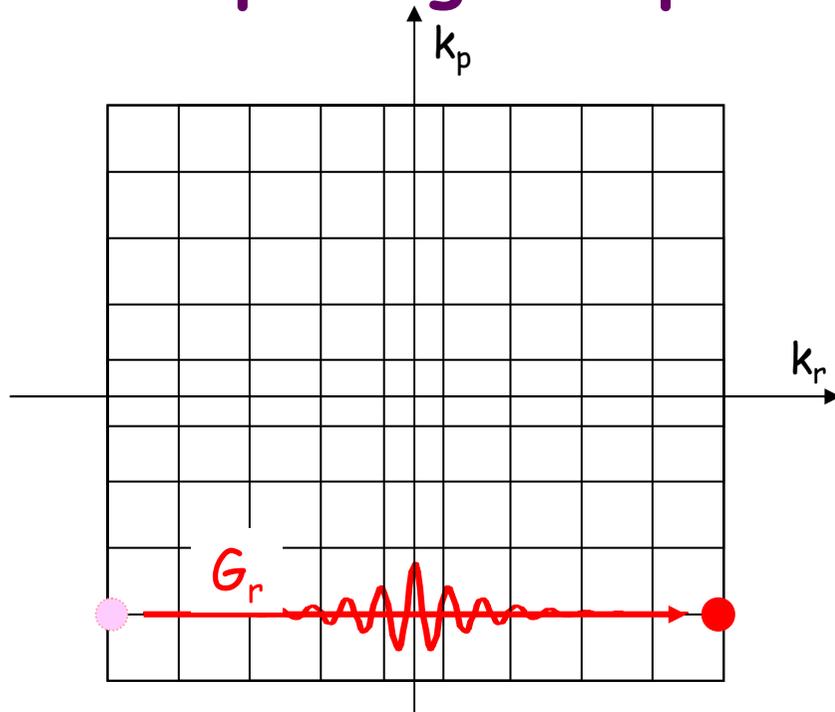
Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



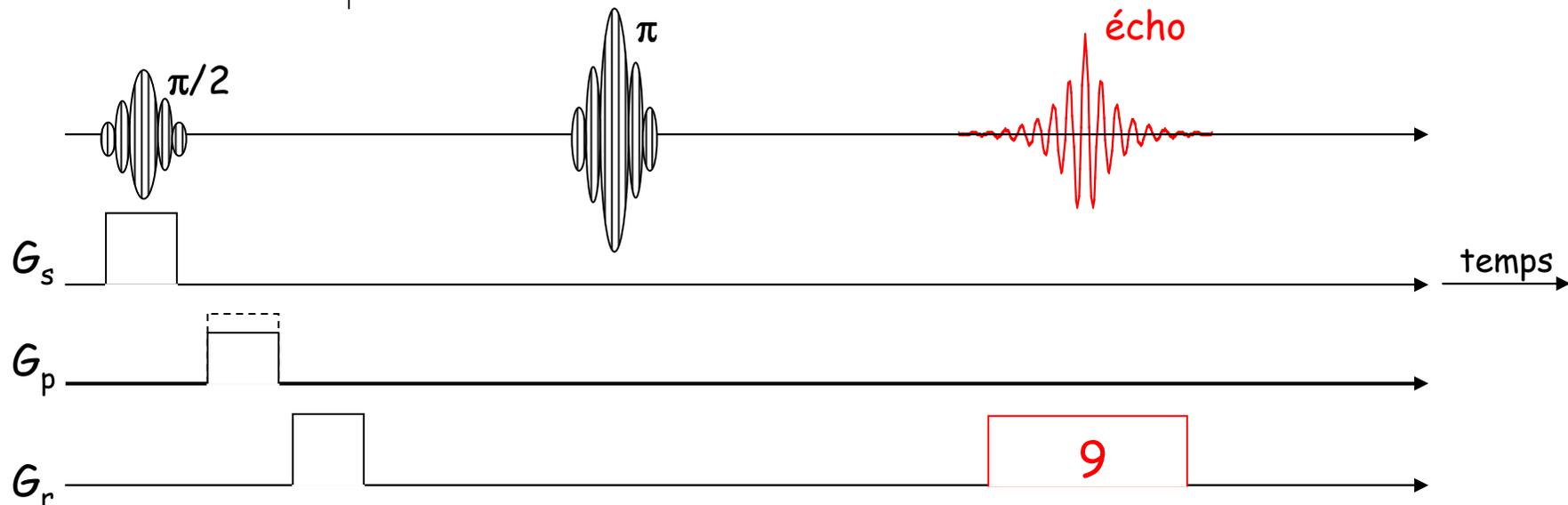
- 0- Le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N \cdot G_p$ amène le spot sur la N^{ème} ligne
- 2- $G_r/2$ amène le spot en fin de N^{ème} ligne
- 3- π amène le spot en début de 1^{ère} ligne
- 4- G_r remplit la 1^{ère} ligne de l'écho
- 5- Le pulse $\pi/2$ remet le spot au centre
- 6- $(N-1) \cdot G_p$ passe le spot sur la ligne N-1
- 7- $G_r/2$ amène le spot en fin de ligne N-1
- 8- π amène le spot en début de 2^{ème} ligne



Remplissage du plan de Fourier en Spin Echo



- 0- Le pulse $\pi/2$ met le spot au centre
- 1- $N \cdot dG_p$ amène le spot sur la N^{ème} ligne
- 2- $G_r/2$ amène le spot en fin de N^{ème} ligne
- 3- π amène le spot en début de 1^{ère} ligne
- 4- G_r remplit la 1^{ère} ligne de l'écho
- 5- Le pulse $\pi/2$ remet le spot au centre
- 6- $(N-1) \cdot G_p$ passe le spot sur la ligne N-1
- 7- $G_r/2$ amène le spot en fin de ligne N-1
- 8- π amène le spot en début de 2^{ème} ligne
- 9- G_r remplit la 2^{ème} ligne de l'écho.....

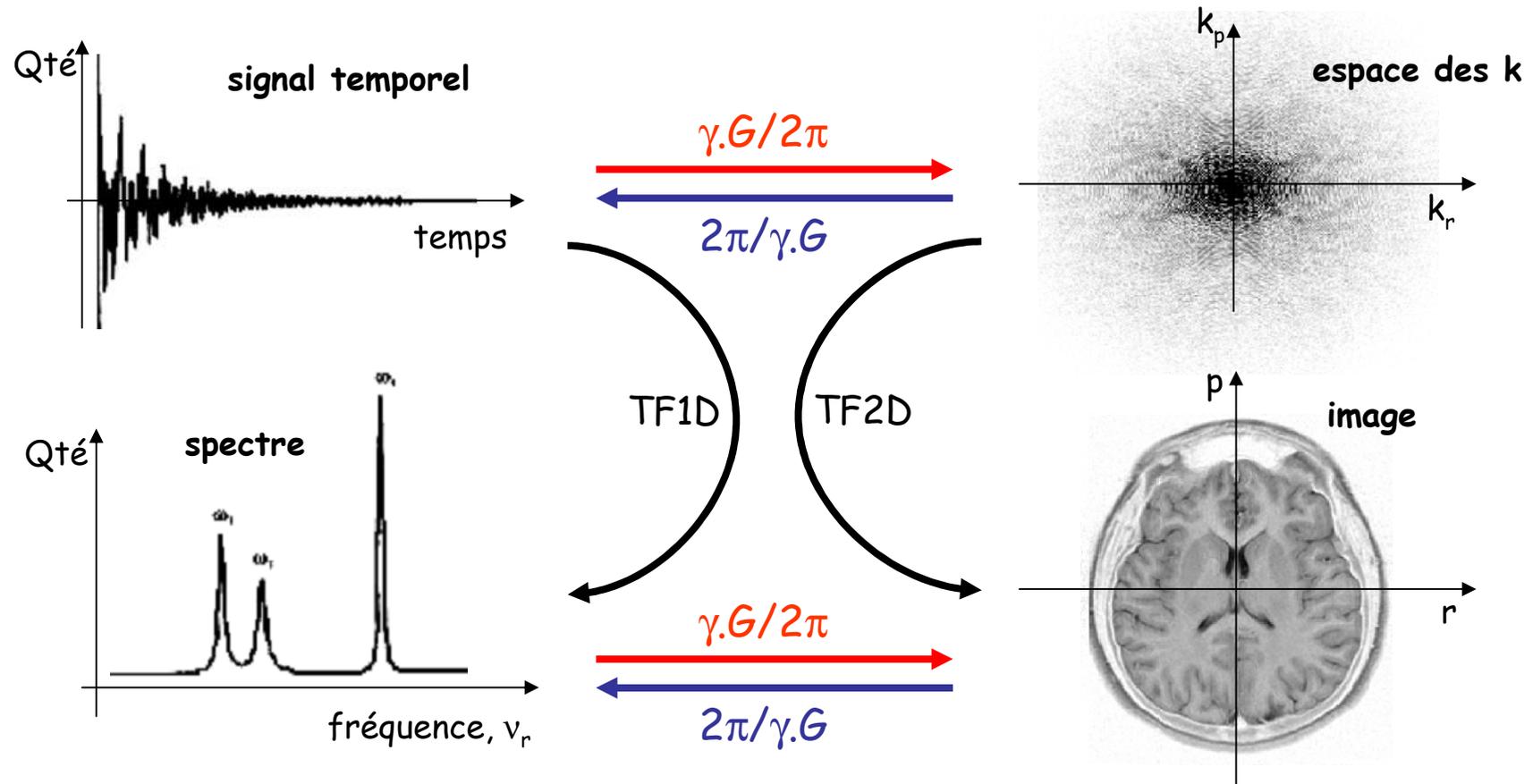


... et ainsi de suite !

autant d'acquisitions (répétitions)
que de lignes dans l'image

Transformations de correspondances : bilan

Si le spectre est la TF1D du signal temporel, l'image est la TF2D de l'espace des k . C'est pourquoi la même correspondance existe entre spectre et image qu'entre signal et espace des k



The END ...

Merci de votre patience et de votre écoute ...