O·scan
Esaote Dedicated MRI

O-scan

Manuel Qualité d’image et séquences

350003420 Rév. 04

Esaote S.p.A.
Gênes

Édition

Avril 2020

Garantie

Les informations contenues dans ce document sont la propriété d'Esaote S.p.A. et sonrt confidentielles. Toute reproduction et diffusion de ces informations sont interdites. Tous droits réservés.

Il est interdit de traduire ce document sans l'autorisation d'Esaote S.p.A.

Les informations contenues dans ce document peuvent être modifiées sans préavis.

Marques commerciales

Toutes les marques appartiennent à leurs propriétaires respectifs et ne sont mentionnées qu'à des fins d'identification.

INDEX

Introduction

Qualité de l'image en IRM

Signal et bruit 1

Résolution spatiale 2

Contraste de l'image 3

Paramètres de la séquence par rapport à la qualité d'image et durée séquence 4

- Temps de répétition TR 4
- Temps d'écho TE 5
- Temps d'inversion TI 6
- Angle de bascule FA 7
- Épaisseur de coupe 9
- Nombre de coupes 9
- Espacement entre les coupes (gap) 10
- Nombre d'acquisitions 10
- Champ de vue en acquisition 11
- Nombre de séries 13
- Matrice 15
- Technique SpeedUp 16
- Remplissage elliptique de l'espace K 18
- Correction des artéfacts de mouvement 19

Paramètres caractéristiques des séquences en écho de spin rapides vs qualité d'image 20

- Distance entre échos (Echo Spacing) 20
- Longueur du train d'échos (Echo Train Length) 20
- Relaxation 22
- Facteur multiplicateur de la fréquence d'échantillonnage 23
- Technique X-MAR 24
- Réduction du TR 25

Image affichée 26
Modalités d'acquisition 62
Acquisition 2D multicoupe 62
Acquisition 3D 63
3D Isotrope 64
3D Anisotrope 64
Facteur de qualité 65
Reconnaissance et correction des artéfacts 65
Artéfacts dus à des inhomogénéités 66
Inhomogénéités du champ magnétique 66
Inhomogénéités locales du champ magnétique 67
Artéfact « Zèbre » 69
Artéfacts liés à des interférences magnétiques 70
Artéfacts liés à des interférences en radiofréquence 71
Artéfacts dus à des variations de fréquence de l'aimant 72
Artéfacts de type « Edge » 74
Déplacement chimique 74
Ringing causé par l'échantillonnage 75
Artéfacts de type « ghosting » et « smearing » 76
Artéfacts de repliement ou de type « wrap-around » 79
Artéfacts dus au phénomène de l'angle magique 80
Artéfacts typiques des séquences en écho de spin rapide 81
Artéfacts dus au remplissage de l'espace K en utilisant des échos différents 82
Artéfacts dus à la somme non cohérente entre l'écho principal (écho de spin) et l'écho stimulé. 84
Dysfonctionnement de la technique de Relaxation 85
Artéfacts typiques des séquences de type « état stationnaire » 86
Artéfacts typiques des séquences de type « XBONE ». 87
Artéfacts typiques dus à l'utilisation de la technique SpeedUp 88

Séquences et protocoles d'examen

Séquences d'impulsions 1

Séquences pour obtenir le contraste T1 2
Séquence « Spin Echo T1 ». 4
Séquence « Spin Echo T1 HE » 4
Séquence « Spin Echo T1 HF » 5
Séquences « Fast Spin Echo T1 » 6
Séquence « IR » 6
Séquences pour obtenir le contraste T2 7
Séquence « Spin Echo T2 ». 8
Séquence « Spin Echo Proton Density-T2 ». 8
Séquence « Turbo Multi Echo 3 Echos » 9
Séquence « Turbo Spin Echo » 9
Séquences « Fast Spin Echo T2 » 10
Séquence « FSE Proton Density T2 » 11
Séquence « Turbo Multi Echo » 11
Séquences pour obtenir le contraste en « densité protonique ». 11
Séquence « SPED » 12
Séquences en écho de gradient. 13
Séquences « Gradient Echo, TE = 10 ms », « Gradient Echo, TE = 14 ms » et « Gradient Echo, TE = 16 ms » 14
Séquence « Gradient Echo T2 ». 15
Séquence « XBONE » 15
Séquence « 2D HYCE » 16
Séquence « 2D HYCE S » 16
Séquences pour la suppression de la graisse. 17
Séquence « STIR » 17
Séquence « STIR T2 » 17
Séquences « Gradient Echo STIR TE = 25 » 18
Séquences « Fast STIR » 19
Séquences pour obtenir des contrastes hybrides 19
Séquence « Spin Echo T2, TE = 50 ms » 20
Séquence « Turbo Spin Echo T2, TE = 50 ms ». 20
Séquences tridimensionnelles 21
Séquence « Turbo 3D T1 » 21

Séquence « 3D SST1 » 21
Séquence « 3D SST2 » 21
Séquence « 3D SHARC ». 22
Séquence « SET1 3D HF » 22
Séquence « STIR 3D HF » 22
Séquences pour l'examen cinématique 22
Séquences pour l'étude cinématique du genou 23
Séquences pour les acquisitions dynamiques. 23
Protocoles d'examen 24
Protocoles prédéfinis 24
Protocoles cinématiques 25
Choix des protocoles 25

Description technique

Caractéristiques techniques. 1
Séquences 1

Introduction

Ce manuel « Qualité d'image et séquences » 350003420 Rév. 04 ne représente qu'une partie des instructions nécessaires à une utilisation sûre et correcte du système O-scan, dans toutes ses configurations.

Les instructions pour l'utilisation du système O-scan comprennent une série de documents remis avec le dispositif et que l'utilisateur est tenu de consulter. Ces documents sont les suivants :

- Manuel d'utilisation O-scan
- Manuel de l'interface utilisateur
- Manuel d'utilisation du moniteur LCD TFT
- Manuel d'utilisation du graveur de CD/DVD

La version originale de tous les manuels d'utilisation des systèmes O-scan est en langue italienne. Esaote S.p.A. traduit ces manuel en anglais.
S'informer auprès de son fournisseur local si les manuels sont disponibles dans la langue du pays.

CHAPITRE 1
Qualité de l'image en IRM

Ce chapitre vise à fournir à l'utilisateur les informations de base nécessaires pour sélectionner les protocoles d'examen, les séquences et les paramètres des séquences, afin d'optimiser la qualité de l'image et de réduire la durée de l'examen, en obtenant des images diagnostiques par résonance magnétique.

La qualité de l'image dépend des facteurs suivants :

- rapport signal sur bruit
- résolution spatiale
- contraste de l'image
- artéfacts (voir paragraphe « Reconnaissance et correction des artéfacts » pour une brève description des artéfacts typiques de l'imagerie par résonance magnétique).

Signal et bruit

L'image numérique est constituée par une matrice d'éléments d'image, appelés « pixels ». Chaque pixel possède une valeur de gris qui est le résultat deux facteurs :

- l'intensité du signal, relative à l'élément de volume, « voxel », associé au pixel
- le bruit.

Pour la définition de « voxel », se reporter au paragraphe suivant « résolution spatiale ».

INTENSITÉ DU SIGNAL

L'intensité du signal est déterminée par :

- les paramètres caractéristiques du tissu examiné : densité protonique, temps de relaxation T1 et T2
- les paramètres de la séquence d'impulsions : temps de répétition TR, temps d'écho TE, temps d'inversion TI, angle de bascule FA, épaisseur de coupe, champ de vue FOV, taille de la matrice, nombre d'acquisitions, etc.
- les paramètres de reconstruction : interpolation, etc.
- les paramètres du système : intensité du champ magnétique et type de antennes de réception utilisée.

BRUIT

Le bruit è une fluctuation statistique de l'intensité du signal qui ne contribue par à l'information de l'image. Les facteurs qui déterminent le bruit sont :

- la présence du patient dans l'aimant
- le bruit électrique généré par le système de réception RF
- le bruit électromagnétique externe.

Le rapport signal sur bruit est utilisé en résonance magnétique pour mesurer la qualité de l'image. Il définit le rapport entre la mesure de l'intensité réelle du signal et le bruit de fond - non désiré - qui lui est superposé.
Lorsque le rapport signal sur bruit est inférieur à un seuil donné, qui dépend de la séquence utilisée et des paramètres programmés, le message « Au moins une image de la série a été acquise avec un rapport signal sur bruit très bas » s'affiche.

Résolution spatiale

La résolution spatiale est une mesure de la capacité du système de discerner spatialement deux points rapprochés, en les visualisant comme deux structures distinctes.
La résolution spatiale dépend de la taille du voxel : plus le voxel est petit, plus la résolution spatiale est bonne.
L'intensité du signal, qui est proportionnelle au nombre de protons excités, dépend elle aussi du voxel : plus le voxel est petit, plus le nombre de protons excités est faible et plus l'intensité du signal est basse.

La taille du voxel est définie par les paramètres suivants de la séquence :

- épaisseur de coupe, soit la profondeur spatiale des coupes effectuées dans la région anatomique à examiner.
- champ de vue (FOV) en acquisition, soit la surface de la coupe à partir de laquelle le système acquiert des informations
- taille de la matrice, soit le nombre de lignes multiplié par le nombre de colonnes qui subdivisent l'image.

taille de voxel = (taille de pixel) x (épaisseur de coupe)

taille de pixel = FOV / (taille de la matrice)

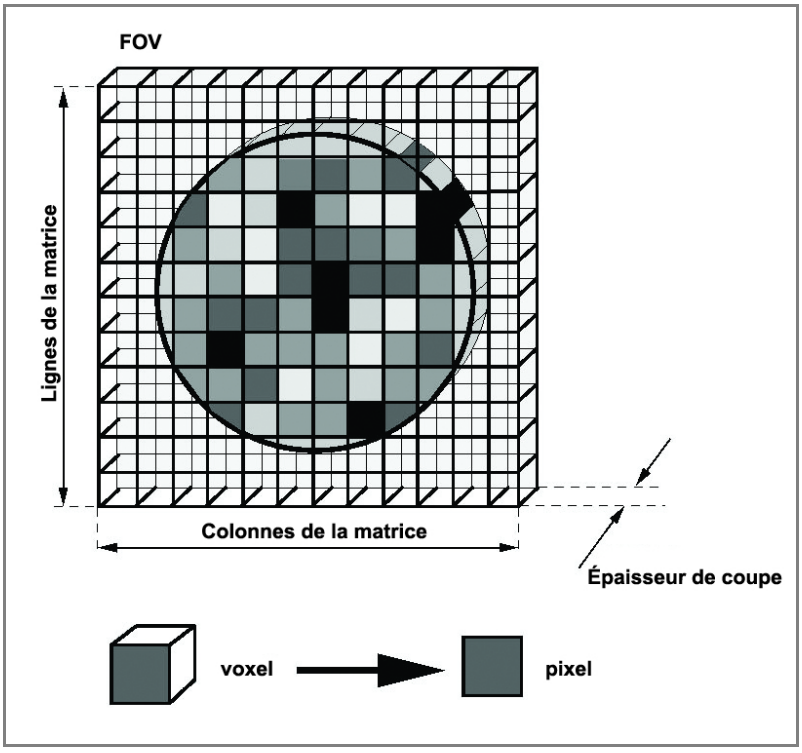

fig. 1.1 - La matrice d'acquisition : voxel et pixel

Contraste de l'image

Le contraste de l'image est la différence d'intensité relative des signaux issus de deux types de tissu de la région anatomique examinée. Il s'agit d'un critère très important pour différencier les tissus pathologiques des tissus sains.

Le contraste de l'image est déterminé par :

- type de séquence utilisé
- paramètres de la séquence : TR, TE, TI, angle de bascule
- paramètres caractéristiques des séquences FSE : Echo Spacing, Echo Train Length, Compensation de flux, Relaxation
- utilisation de l'agent de contraste.

Le contraste en IRM dépend des temps de relaxation T1 et T2 des différents tissus.
Il existe de nombreuses techniques d'acquisition de l'image (séquences d'impulsions) pour distinguer les tissus sur la base de leurs temps de relaxation : pour une brève description des séquences et du contraste que l'on obtient avec chacun d'elles, se reporter au chapitre « Séquences et protocoles d'examen » dans ce document.

Paramètres de la séquence par rapport à la qualité d'image et durée séquence

Temps de répétition TR

Le temps de répétition, TR, est le temps qui s'écoule entre le début de séquencesd'impulsions consécutives.
Une séquence d'impulsions est un train d'impulsions RF et d'impulsions de gradients utilisé pour :

☛ exciter le signal IRM provenant de l'échantillon placé sous l'influence du champ magnétique

☛ encoder ce signal avec des informations spatiales.

TR influence le contraste de l'image : le contraste T1 dépend principalement de la valeur de TR.
TR possède une valeur minimum qui dépend de la séquence d'impulsions utilisée, du temps d'écho TE et du nombre de coupes sélectionnées.

Effets induits par la variation du TR

Augmentation	Diminution
Augmentation du contraste T2, avec TE longs. Permet d'obtenir un contraste en « densité protonique », avec TE courts.	Augmentation du contraste T1, avec TE courts.
Permet l'augmentation du nombre de coupes.	Peut nécessiter une diminution du nombre de coupes.
Augmentation de la durée de la séquence comme indiqué ci-après : durée acquisition = (nombre de pas de codage de phase) x (nombre d'acquisitions) x TR.	Diminution de la durée de la séquence.
Augmentation de l'intensité du signal issu de tous les tissus, à cause du temps de relaxation T1.	Diminution de l'intensité de signal issu de tous les tissus : le temps pour récupérer l'aimantation longitudinale est insuffisant.

Temps d'écho TE

Le temps d'écho, TE, est le temps qui s'écoule entre le centre de l'impulsion d'excitation RF et le centre de l'écho générée (écho de spin ou écho de gradient).
TE influence le contraste de l'image : le contraste T2 dépend principalement de la valeur de TE.

TE possède une valeur minimum qui dépend de la séquence d'impulsions utilisée et une valeur maximum qui dépend à la fois de la séquence d'impulsions et de la valeur du rapport signal sur bruit minimum acceptable par le système.

Effets induits par la variation du TE

Augmentation	Diminution
Augmentation du contraste T2, avec TR longs.	Augmentation du contraste T1, avec TR courts. Permet d'obtenir un contraste en « densité protonique », avec TR longs.
Diminution de l'intensité du signal issu de tous les tissus, à cause du temps de relaxation T2.	Augmentation de l'intensité de signal, en accord avec le T2 de chaque tissu.
Peut augmenter la durée de la séquence : une augmentation du TE peut en effet exiger une augmentation du TR.	

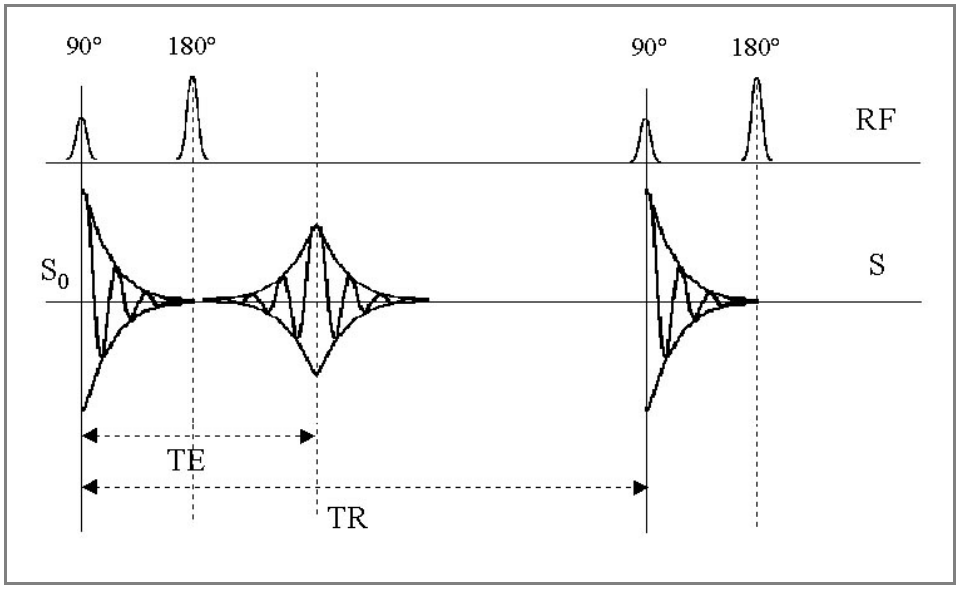

fig. 1.2 - La séquence écho de spin

Temps d'inversion TI

Le temps d'inversion, TI, est le temps qui s'écoule entre l'impulsion RF d'inversion à 180° - suite à laquelle l'aimantation nette est dans le sens opposé au champ magnétique statique - et l'impulsion d'excitation à 90° suivante nécessaire pour obtenir le signal IRM dans les séquences « inversion récupération ».

TI influence le contraste de l'image : l'ampleur de l'aimantation longitudinale, qui se relâche pendant le TI, dépend du T1. Si l'impulsion d'excitation à 90° est appliquée au moment précis où la courbe de relaxation d'un T1 particulier passe par le zéro, le signal de ce tissu est supprimé.

Un TI court produit un effet de suppression de la graisse sur l'image ; un TI long Augmentation du contraste T1.

Effets induits par la variation du TI

Augmentation	Diminution
Diminution de l'intensité du signal issu de tous les tissus, à cause du temps de relaxation T1 de l'aimantation longitudinale.	Augmentation de l'intensité de signal, à cause de la grande quantité d'aimantation longitudinale nette présente au moment où l'impulsion d'excitation à 90° est appliquée.

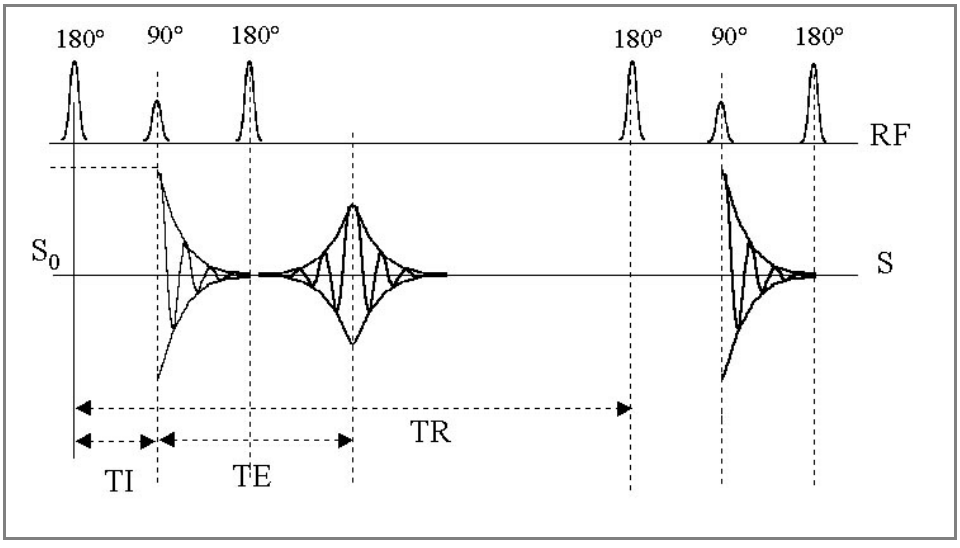

fig. 1.3 - La séquence inversion récupération

Angle de bascule FA

L'angle de bascule, FA, est l'angle de déviation - causé par l'impulsion d'excitation RF - de l'aimantation nette par rapport à la direction du champ magnétique statique.

FA influence le contraste de l'image dans les séquences en écho de gradient (Gradient Echo) comme décrit ci-après :

☛ FA $\geq$ 75°, avec TE $\leq$ 14 ms, fournissent des contrastes pseudo T1

☛ FA $\leq$ 45°, avec TE $\geq$ 18 ms, fournissent des contrastes pseudo T2.

Les séquences en écho de gradient sont des séquences rapides qui utilisent des valeurs de TR courtes.
En utilisant un TR court et un FA = 90°, seule une petite quantité d'aimantation longitudinale peut être récupérée entre une impulsion d'excitation et la suivante ; en conséquence, seule une très petite quantité d'aimantation nette peut être transférée sur le plan transversal, en causant une diminution de l'intensité de signal.
En utilisant un TR court et des FA inférieurs à 90°, entre une impulsion d'excitation et la suivante, une plus grande quantité d'aimantation longitudinale est récupérée de sorte que l'intensité du signal est plus élevée.

L'intensité du signal dépend des valeurs de FA et TR : pour un TR fixé, un certain FA augmente l'intensité de signal.

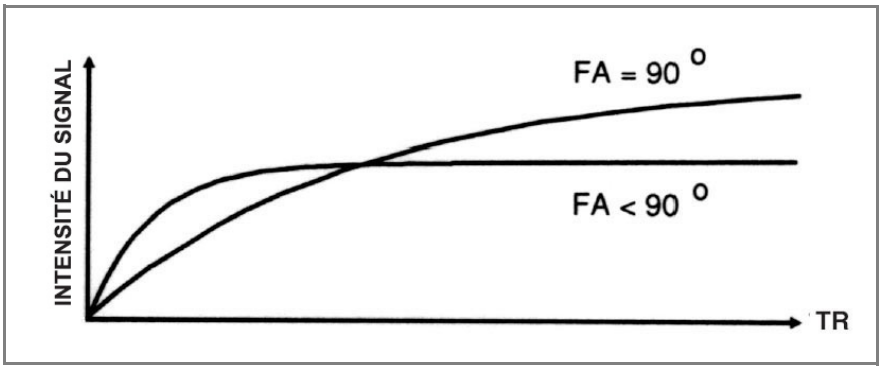

fig. 1.4 - Intensité du signal, en fonction de TR, quand FA varie

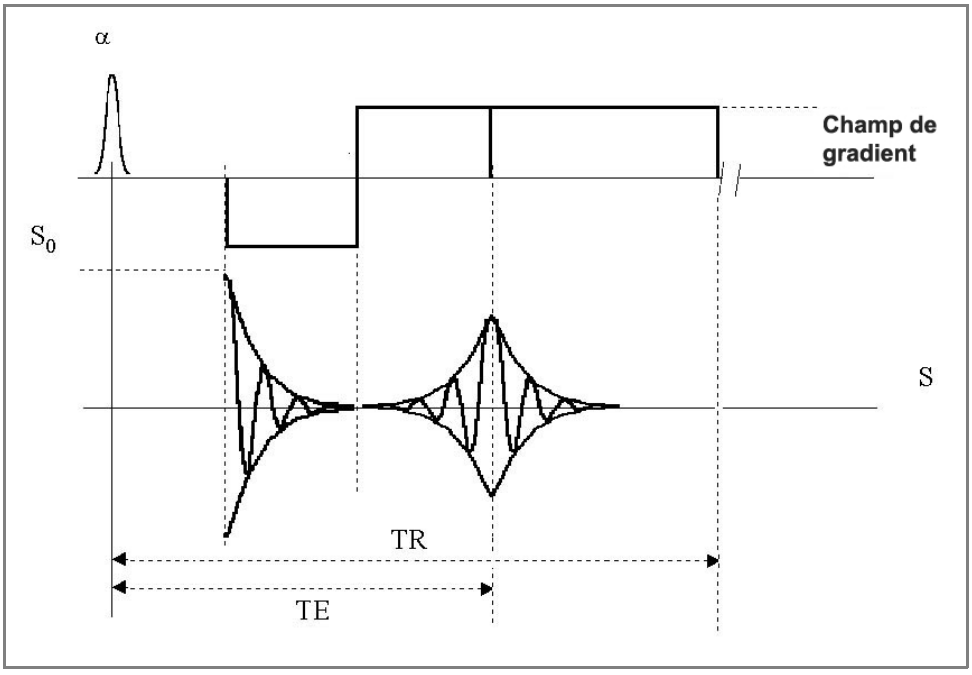

fig. 1.5 - Séquence en écho de gradient

Épaisseur de coupe

L'épaisseur de coupe est la profondeur spatiale de chaque coupe effectuée dans la région anatomique à examiner.

La taille du voxel est fonction de l'épaisseur de coupe :

taille de voxel = (taille de pixel) x (épaisseur de coupe)

Dans les conditions types d'un examen IRM, l'épaisseur de coupe est supérieure aux deux tailles de voxel et le signal mesuré dérive d'un ensemble de tissus différents (effet « volume partiel »).

Effets induits par la variation de l'épaisseur de coupe

Augmentation	Diminution
Augmentation de l'intensité du signal par pixel, à cause de l'augmentation de la taille du voxel.	Diminution de l'intensité de signal par pixel, à cause de la diminution de la taille du voxel.
Augmentation du volume acquis avec une seule acquisition.	Diminution du volume acquis avec une seule acquisition.
Augmentation de l'effet « volume partiel », surtout sur la ligne de contact oblique entre différents tissus.	Diminution de l'effet « volume partiel ».
Diminution de la résolution spatiale, à cause de l'augmentation de la taille du voxel.	Augmentation de la résolution spatiale, à cause de la diminution de la taille du voxel.

Nombre de coupes

Le signal IRM provenant de plusieurs coupes de la même région anatomique peut être mesuré en utilisant la technique d'acquisition multicouche.

Le nombre maximum de coupes admis dépend de la valeur du TR sélectionné par l'utilisateur et de la valeur minimum de TR caractéristique de la séquence utilisée.
Pour augmenter le nombre de coupes au-delà de la valeur maximum admise par le TR sélectionné, il est nécessaire d'augmenter d'abord le TR puis le nombre de coupes.
La durée de la séquence augmentera avec l'augmentation du TR.

Espacement entre les coupes (gap)

L'espacement entre les coupes est la distance entre deux coupes adjacentes. Les coupes adjacentes peuvent être contiguës ou séparées par un petit espace, justement l'espacement entre les coupes.

Si l'espacement entre les coupes est inférieur à 10 % de l'épaisseur de coupe, on a un phénomène d'interférence des signaux qui dérivent de coupes adjacentes (phénomène d'excitation croisée ou « crosstalk ») qui entraîne une diminution de l'intensité du signal par coupe.

Effets induits par la variation de l'espacement entre les coupes

Augmentation	Diminution
Augmentation du volume acquis avec une seule acquisition.	Diminution du volume acquis avec une seule acquisition.
Diminution du phénomène d'excitation croisée « crosstalk » entre coupes adjacentes et donc augmentation de l'intensité du signal par coupe.	Augmentation du phénomène d'excitation croisée « crosstalk » entre coupes adjacentes et donc diminution de l'intensité du signal par coupe.
Augmentation du risque de ne pas détecter les pathologies de petite taille entre les coupes.	Diminution du risque de ne pas détecter les pathologies de petite taille entre les coupes.

Nombre d'acquisitions

Le nombre d'acquisitions correspond au nombre de fois où l'impulsion d'excitation appliqué au même voxel pendant une séquence.

En appliquant plusieurs fois l'impulsion d'excitation à un voxel et en faisant la moyenne des mesures effectuées, on obtient rapport signal sur bruit supérieur à chaque application - au même voxel - de l'impulsion d'excitation. Le facteur de majoration est égal à la racine carrée du nombre d'acquisitions, vu que le bruit de chaque signal s'ajoute de manière incohérente.

Effets induits par la variation du nombre d'acquisitions

Augmentation	Diminution
Augmentation du rapport signal sur bruit de tous les tissus.	Diminution du rapport signal sur bruit de tous les tissus.
Diminution, grâce à la moyenne du signal, des artéfacts de mouvement et des artéfacts de flux.	Augmentation les artéfacts de mouvement et des artéfacts de flux.
Augmentation de la durée de la séquence : durée acquisition = (nombre de pas de codage de phase) x (nombre d'acquisitions) x TR.	Diminution de la durée de la séquence.

Champ de vue en acquisition

Le champ de vue, FOV, en acquisition détermine les dimensions de la zone à partir de laquelle le système acquiert des informations. Cette zone peut être carrée ou rectangulaire et ses dimensions sont « FOV Lecture » et « FOV Codage ».

FOV = (FOV Lecture) x (FOV Codage)

Le FOV Lecture détermine la direction dans laquelle le système effectue l'échantillonnage de la lecture (fréquence).
Le FOV Codage détermine la direction dans laquelle le système effectue l'échantillonnage de la phase.
Le nombre d'échantillonnages dans le sens de la lecture (fréquence) et le nombre de codages de phase, dans le sens du codage de phase, déterminent la taille de la matrice des données brutes.

Le FOV possède une valeur minimum qui dépend de l'intensité maximum des gradients.

Effets induits par la variation de la taille du FOV carré

Augmentation	Diminution
Avec la taille de la matrice fixée, augmentation de l'intensité du signal par pixel à cause de l'augmentation de la taille du voxel.	Avec la taille de la matrice fixée, diminution de l'intensité du signal par pixel à cause de la diminution de la taille du voxel.
Augmentation du volume acquis avec une seule acquisition.	Diminution du volume acquis avec une seule acquisition.
	Avec la taille de la matrice fixée, peut augmenter l'artéfact de repliement « wrap-around ».
Avec la taille de la matrice fixée, diminue la résolution spatiale à cause de l'augmentation de la taille du voxel.	Avec la taille de la matrice fixée, augmente la résolution spatiale à cause de la diminution de la taille du voxel.
	Diminution de l'artéfact « ringing ».

Effets de la variation de la taille du FOV rectangulaire

L'utilisateur peut uniquement obtenir des FOV rectangulaires en sélectionnant un FOV Codage inférieur au FOV Lecture (le logiciel n'admet pas l'inverse).
Le nombre effectif de codages de phase dépend des valeurs sélectionnées de FOV Codage, FOV Lecture et codages de phase comme indiqué ci-après :

nombre effectif de codages de phase =

(nombre de codages de phase) x (FOV Cod/Fov Lect)

La résolution spatiale obtenue dans le cas de FOV rectangulaire est la même que celle qu'on obtiendrait avec un FOV carré caractérisé par la taille la plus grande entre FOV Lecture et FOV Codage du champ de vue rectangulaire.

Diminution du FOV Codage
Diminution de la durée de la séquence, à cause de la diminution du nombre effectif de codages de phase : durée acquisition = (nombre effectif de codages de phase) x (nombre d'acquisitions) x TR.
Diminution du rapport signal sur bruit, à cause de la diminution de la taille du FOV.

Augmentation du FOV Lecture
Diminution de la durée de la séquence, à cause de la diminution du nombre effectif de codages de phase : durée acquisition = (nombre effectif de codages de phase) x (nombre d'acquisitions) x TR.
Augmentation du rapport signal sur bruit, à cause de l'augmentation de la taille du FOV.

Nombre de séries

Le nombre de séries est le nombre de fois où la séquence est acquise automatiquement dans le temps d'un seul TR.
Ce paramètre est directement programmable par l'utilisateur sur toutes les séquences en écho de spin rapides (FSE) et sur toutes les séquences de type état stationnaire.
L'action du paramètre série change selon le type de séquences sur lesquelles il est utilisé :

Famille de séquences en écho de spin rapides (FSE)

Le nombre maximum de séries programmables pour ce type de séquences est 2.

Après deux acquisitions, deux espaces k complémentaires entre eux sont générés, en laissant l'écho sélectionné par l'utilisateur, avec le TE, au centre de ces deux espaces ; à la fin, les deux espaces k sont combinés de manière à obtenir l'image avec le contraste voulu.

Effets induits par la variation du nombre de séries sur FSE

Actif	Non actif
Augmentation du nombre de fois où la séquence est acquise automatiquement.	Diminution du nombre de fois où la séquence est acquise automatiquement.
Diminution, grâce au remplissage de n espaces k de manière complémentaire, des artéfacts de blurring.	Augmentation des artéfacts de blurring.
Augmentation de la durée de la séquence : durée acquisition = (nombre de pas de codage de phase) x (nombre de séries) x TR/ETL.	Diminution de la durée de la séquence.

Famille de séquences de type état stationnaire

Pour ce type de séquences, aucune restriction n'est prévue sur le nombre maximum de séries programmables.

Après *n* acquisitions, chacune précédée d'un changement de la phase de l'impulsion, *n* espaces k différents sont générés et donc *n* images ; à la fin de toute la séquence, les *n* images sont combinées de manière à obtenir une image où l'artéfact de type Banding est minimisé et/ou éliminé.

Effets induits par la variation du nombre de séries sur les séquences de type état stationnaire

Actif	Non actif
Augmentation du nombre de fois où la séquence est acquise automatiquement.	Diminution du nombre de fois où la séquence est acquise automatiquement.
Diminution des artéfacts de banding.	Augmentation des artéfacts de banding.
Augmentation de la durée de la séquence : durée acquisition = (nombre de pas de codage de phase) x (nombre de séries) x TR.	Diminution de la durée de la séquence.

Matrice

Il existe deux types de matrice :

☛ la matrice des données brutes

☛ la matrice de la transformée de Fourier, qui dérive de la matrice des données brutes et est la matrice d'affichage de l'image. Les pixels de la matrice d'affichage de l'image du système sont toujours carrés et leur taille peut être :

taille de pixel (1) = FOV / (128 x 128)

taille de pixel (2) = FOV / (256 x 256)

taille de pixel (3) = FOV / (512 x 512)

L'utilisateur peut choisir la taille de la matrice des données brutes par l'intermédiaire du nombre d'échantillonnages dans le sens de la lecture (fréquence) et le nombre de codages de phase dans le sens du codage de phase, de manière à obtenir la résolution spatiale désirée.

Effets induits par la variation de la taille de la matrice

Augmentation	Diminution
Avec la taille du FOV fixée, augmentation de la résolution spatiale à cause de la diminution de la taille du voxel.	Avec la taille du FOV fixée, diminution de la résolution spatiale à cause de l'augmentation de la taille du voxel.
	Augmentation de la possibilité d'avoir l'artéfact « ringing ».
Avec la taille du FOV fixée, diminution de l'intensité de signal par pixel, à cause de la diminution de la taille du voxel.	Avec la taille du FOV fixée, augmentation de l'intensité du signal par pixel à cause de l'augmentation de la taille du voxel.
Augmentation de la durée de la séquence, à cause de l'augmentation du nombre effectif de codages de phase : durée acquisition = (nombre effectif de codages de phase) x (nombre d'acquisitions) x TR.	Diminution de la durée de la séquence, à cause de la diminution du nombre effectif de codages de phase.

Technique SpeedUp

SpeedUp est une technique d'imagerie qui augmente la vitesse d'acquisition en réduisant le temps d'acquisition. La parcimonie intrinsèque des images IRM est utilisée par la technique pour le sous-échantillonnage de l'espace k, en générant des artéfacts incohérents (similaires au bruit). En réduisant le nombre de lignes acquises dans l'espace k, on réduit le temps d'acquisition et l'image finale s'obtient avec une méthode de reconstruction non linéaire appropriée.
La technique SpeedUp peut être directement activée et désactivée par l'utilisateur sur les séquences 2D et 3D suivantes.

Séquences 2D pour lesquelles la technique SpeedUp est disponible (sous licence « Speed Up 2D Acquisition »)

- Écho de spin T1 (SET1)
- Écho de spin T2 (SET2)
- Multi-écho (SE_PD_T2)
- Inversion récupération (IR)
- Inversion récupération à TI court (STIR)
- Inversion récupération à temps court en écho de gradient (GE-STIR)
- Écho de gradient (GE)
- Écho de spin rapide (FSET1, FSE STIR, FAST FLAIR, FSE T2, FSE PD, FSE PD T2)
- XBONE
- 2D HYCE

Séquences 3D pour lesquelles la technique SpeedUp est disponible (sous licence « Speed Up 3D Acquisition »)

- Écho de gradient 3D (T3D T1)
- 3D SHARC
- 3D SST1
- 3D SST2
- Écho de spin T1 3D
- Inversion récupération à temps court 3D (STIR 3D)
- Inversion récupération à temps court en écho de gradient 3D (GE STIR 3D)

Séquences 3D pour lesquelles la technique SpeedUp n'est jamais disponible même en présence de la licence « Speed Up 3D Acquisition »

La technique SpeedUp n'est pas disponible à l'utilisateur pour les séquences suivantes, même en présence de la licence « Speed Up 3D Acquisition », du fait que les deux techniques (SpeedUp et Half Fourier) sont réciproquement incompatibles, de sorte qu'une seule d'entre elles peut être appliquée à la même séquence.

- Écho de spin T1 3D Half Fourier
- Inversion récupération à temps court 3D Half Fourier (STIR 3D HF)
- Inversion récupération à temps court en écho de gradient 3D Half Fourier (GE STIR 3DHF)

L'algorithme de reconstruction entraîne une détérioration de l'image finale qui augmente avec le facteur de SpeedUp appliqué. Cette détérioration consiste en premier lieu dans la perte de définition des structures anatomiques, notamment de celles à bas contraste, ce qui entraîne un effet général de flou (blurring) de l'image. Si les valeurs de Speed Up sont élevées, l'image finale peut également présenter des artéfacts similaires aux artéfacts de troncature des données (ringing). Ces problèmes sont surtout évidents sur les images pondérées en T1, densité protonique ou XBONE par rapport à des images à haut contraste comme les images pondérées en T2 ou les images avec suppression de graisse de type STIR.
Pour permettre un fonctionnement optimal de l'algorithme de reconstruction et donc l'atténuation des artéfacts « blurring » et « ringing » sur l'image finale, il est conseillé d'utiliser de grandes matrices d'acquisition, de petits FOV et d'augmenter le facteur de suréchantillonnage, à condition que ces paramètres soient compatibles avec les autres paramètres de la séquence.

Effets induits par la variation du facteur d'accélération (Speed-up)

Augmentation	Diminution
Diminution de la durée de l'acquisition d'une quantité égale au facteur d'accélération/100.	Augmentation progressive de la durée de l'acquisition jusqu'à atteindre le temps d'acquisition sans utiliser la technique SpeedUp
Introduction d'artéfacts de type blurring et progressivement de type ringing.	/

Remplissage elliptique de l'espace K

L'activation du paramètre « Remplissage elliptique de l'espace k », active une technique de remplissage de l'espace k de manière à obtenir uniquement l'acquisition des codages dans le plan 2D/3D appartenant à l'ellipse inscrite dans le rectangle relatif à l'espace k standard.
Le remplissage elliptique respecte la symétrie de l'espace k standard.
La forme de l'ellipse dépend des paramètres « NbrePhases » et « Phases 3D » sélectionnés par l'utilisateur et qui déterminent la taille de l'ellipse respectivement dans le sens 2D et 3D du plan.
La technique de remplissage elliptique de l'espace k peut être directement activée et désactivée par l'utilisateur sur toutes les séquences 3D, exception faite des séquences sur lesquelles l'acquisition avec technique « Half Fourier » ou « Partial Fourier » a déjà été activée.

Effets induits par la technique de remplissage elliptique de l'espace k

Valeur	Effet
Désactivé	La technique de remplissage elliptique de l'espace k n'est pas activée La durée de la séquence et les paramètres restants ne sont pas modifiés.
Activé	La technique de remplissage elliptique de l'espace k est activée. À parité des paramètres restants, elle permet une réduction du temps d'acquisition aux dépens d'une perte de résolution spatiale inférieure à celle qui permettrait d'obtenir le même temps d'acquisition en réduisant la taille de la matrice d'acquisition.

Correction des artéfacts de mouvement

La technique de correction des artéfacts de mouvement permet de réduire les artefacts générés par des mouvements aléatoires du patient, comprenant les petits mouvements involontaires - causée par la contraction d'un ou plusieurs structures nerveuses et / ou musculaires - et les petits mouvements volontaires de la région anatomique examinée dus à un inconfort momentané ou à de légères paresthésies (voir la section « Artéfacts générés par des mouvements aléatoires » dans ce chapitre).

La technique en objet comprend le traitement des données post-acquisition pour compenser les effets blurring et ghosting, typiques de l'artéfact généré par un mouvement aléatoire.
Cette correction peut être appliquée à tous les types de séquences 2D - à l'exception des séquences qui utilisent les techniques Half-Echo et Half-Fourier et les acquisitions de type Streaming - mais elle n'est pas compatible avec l'utilisation de la technique SpeedUp décrite ci-avant.

Effets induits par la technique de correction des artéfacts de mouvement

Valeur	Effet
Désactivé	La technique de correction des artéfacts de mouvement n'est pas activée. Aucune action sur les images.
Activé	La technique de correction des artéfacts de mouvement est activée : l'apparition éventuelle des artéfacts générés par de petits mouvements du patient est réduite. Le temps de reconstruction des images augmente. La technique SpeedUp non peut être utilisée.

Paramètres caractéristiques des séquences en écho de spin rapides vs qualité d'image

Distance entre échos (Echo Spacing)

La distance entre échos écho, Echo Spacing, est l'intervalle de temps qui s'écoule entre deux échos consécutifs de la séquence FSE (Écho de spin rapide).
Vu la construction particulière de la FSE, où le contraste est déterminé par l'écho acquis placé au centre des données brutes à reconstruire, la valeur de ESP (Echo Spacing) définit les TE possibles comme des multiples de ESP :
TE = n x ESP, avec n = de 1 à ETL
À ETL égal, l'augmentation de ESP se traduit par l'augmentation du temps nécessaire à l'acquisition d'une seule coupe.
L'ESP est un paramètre qui varie en fonction du type de séquence FSE que l'on veut utiliser (FSE, FSE STIR, FSE PD T2).

Effets induits par la variation de l'ESP

Augmentation	Diminution
Peut nécessiter une diminution du nombre de coupes.	Permet l'augmentation du nombre de coupes.
Sépare davantage les valeurs possibles de TE.	Rapproche davantage les valeurs possibles de TE.

Longueur du train d'échos (Echo Train Length)

La longueur du train d'échos, Echo Train Length, est le nombre d'échos effectivement acquis par une séquence en écho de spin rapide. La structure particulière de la séquence FSE, où chaque écho acquis correspond à un codage de phase différent, permet d'accélérer l'acquisition d'autant plus que ETL (Echo Train Length) est élevée.
Vu la construction particulière de la FSE, où le contraste est déterminé par l'écho acquis placé au centre des données brutes à reconstruire, la valeur de ETL définit les valeurs possibles de TE comme des multiples de ESP :
TE = n x ESP, avec n = de 1 à ETL
À ESP égal, l'augmentation de ETL se traduit par l'augmentation du temps nécessaire à l'acquisition d'une seule coupe.
L'ETL est un paramètre qui varie de 2 à 16 en fonction du type de séquence FSE que l'on veut utiliser (FSE, FSE STIR, FSE PD T2) et de l'ESP sélectionné par l'utilisateur.

Effets induits par la variation de l'ETL

Augmentation	Diminution
Augmentation du nombre de choix possibles pour TE.	Diminution du nombre de choix possibles pour TE.
Peut nécessiter une diminution du nombre de coupes.	Permet l'augmentation du nombre de coupes.
Diminution de la durée de la séquence telle que définie ci-après : durée acquisition = (nombre de pas de codage de phase) x (nombre d'acquisitions) x TR / ETL.	Augmentation de la durée de la séquence.

Relaxation

L'activation de la relaxation active une technique d'acquisition qui permet d'ajouter à la fin de TR de la séquence une impulsion RF à 90°, la quelle - en transformant l'aimantation résiduelle transversale en aimantation longitudinale - accélère la relaxation du signal en permettant aux tissus à T1 élevé (par exemple le fluide cérébrospinal) de résultat hyperintenses, même avec un TR relativement court.
L'activation de la relaxation augmente le temps nécessaire à l'acquisition d'une seule coupe.
La fonction « Relaxation » peut être directement activée /désactivée par l'utilisateur seulement sur les séquences FSE suivantes :

- FSE
- FSE STIR
- FSE PD-T2

Effets induits par de la fonction Relaxation

Valeur	Effet
Non	Contraste « conventionnel » déterminé par TR et TE.
Oui	Signal particulièrement hyperintense de tissus à T1 long (liquides) ; une diminution du nombre de coupes par rapport au cas « Non » peut être nécessaire.

Facteur multiplicateur de la fréquence d'échantillonnage

La technique de l'augmentation de la fréquence d'échantillonnage permet de réduire les artéfacts dus aux inhomogénéités locales du champ magnétique qui se présentent chez les patients avec prothèses ou clips pouvant être utilisées dans un environnement d'IRM ou dans un environnement d'IRM sous certaines conditions, avec résidus ou fragments métalliques présents dans la zone examinée.

Attention

Se reporter au chapitre 3 - paragraphe « Pré-surveillance des patients » - dans le manuel d'utilisation pour connaître les risques éventuels liés à l'examen de patients porteurs de clips chirurgicaux ou de corps étrangers métalliques implantés (intracrânien, intraoculaire ou vasculaire) et de patients avec des objets métalliques dans le corps.

Cette technique comporte une modification de la séquence pour obtenir une diminution du rapport signal sur bruit de l'image, comme indiqué par le facteur de qualité de l'acquisition.

Il est possible de sélectionner une valeur comprise entre 1 et 10, et la valeur maximale de ce paramètre peut être limitée par la sélection des autres paramètres IRM : si le message « Erreur lors du contrôle des limites des gradients » s'affiche il est impossible d'augmenter encore la valeur.

La technique de la fréquence d'échantillonnage peut être directement activée / désactivée par l'utilisateur sur toutes les séquences FSE.

Effets induits par le facteur multiplicateur de la fréquence d'échantillonnage

Valeur	Effet
1	La fréquence d'échantillonnage n'est pas augmentée.
De 1.1 à 10 par pas de 0.1.	L'augmentation de la valeur se traduit par une diminution des artéfacts dus aux inhomogénéités locales du champ magnétique sur les images et par une diminution du rapport signal sur bruit.

Technique X-MAR

La technique X-MAR permet de réduire les artéfacts dus aux inhomogénéités locales du champ magnétique qui se présentent chez les patients avec prothèses ou clips (pouvant être utilisées dans un environnement d'IRM ou dans un environnement d'IRM sous certaines conditions) ou avec résidus ou fragments métalliques présents dans la zone examinée.

Attention

Se reporter au chapitre 3 - paragraphe « Pré-surveillance des patients » - dans le manuel d'utilisation pour connaître les risques éventuels liés à l'examen de patients porteurs de clips chirurgicaux ou de corps étrangers métalliques implantés (intracrânien, intraoculaire ou vasculaire) et de patients avec des objets métalliques dans le corps.

La technique X-MAR réduit la distorsion d'image sur le plan, avec l'introduction de l'effet blurring dans la direction du codage de fréquence en plus de l'effet blurring dans la direction du codage de phase typique des images FSE.

La technique X-MAR n'est utilisée qu'en association avec la séquence FSE dont la distance entre échos est égal à 12 : l'effet secondaire du blurring introduit par la technique est en effet atténué par le choix d'un espace inter-écho court (dans les séquences de type écho de spin rapide, plus la distance entre échos est court plus l'effet blurring est faible).

Effets de l'activation de la technique X-MAR

Valeur	Effet
Non	La technique X-MAR n'est pas appliquée.
Oui	L'utilisation de la technique X-MAR produit une diminution des artéfacts dus aux inhomogénéités locales du champ magnétique sur l'image et une augmentation de l'effet blurring.

Réduction du TR

L'activation du paramètre Réduction du TR, active une technique d'acquisition dans laquelle l'espace k est réorganisé à l'intérieur des différentes séries en évitant le remplissage de certaines lignes de l'espace k dans toutes les séries.
Ceci permet à la séquence de terminer l'acquisition en utilisant un nombre d'échos effectif inférieur au nombre programmé avec le paramètre ETL.
Cette condition permet la réduction automatique du TR et donc la réduction de la durée totale de la séquence.
Pour toutes les séquences pondérées en T2 ou en densité protonique, l'utilisateur est tenu de vérifier, depuis l'environnement de positionnement, que le temps de répétition réglé automatiquement, après l'activation du paramètre réduction du TR, n'est pas inférieur à la valeur minimale requise pour obtenir les images avec de tels contrastes.

Cette technique ne peut être activée que si l'utilisateur a réglé, depuis l'environnement de positionnement, le paramètre Série sur une valeur supérieure à 1.

Effets induits par la technique Réduction du TR

Valeur	Effet
Aucun	La technique de réduction du TR n'est pas activée Il TR et la durée de la séquence ne sont pas modifiés.
Bas, Moyen, Haut, Maximum	La technique de réduction du TR est activée. La valeur sélectionnée, parmi les valeurs disponibles, correspond à une diminution différente du TR. La diminution du TR implique une diminution de la durée totale de la séquence et du rapport signal sur bruit.

Image affichée

Pour ce qui est du système O-scan, il est indispensable d'éclaircir la relation entre les concepts de champ de vue (FOV) en acquisition, région d'homogénéité de l'aimant et image affichée.

CHAMP DE VUE EN ACQUISITION

Le champ de vue (FOV) en acquisition va de 100 mm x 100 mm à 400 mm x 400 mm et permet d'optimiser le rapport signal sur bruit ainsi que la résolution spatiale de l'image.

RÉGION D'HOMOGÉNÉITÉ DE L'AIMANT

La région d'homogénéité de l'aimant correspond à un volume sphérique avec des demi-axes de 82 et 95 mm centrés sur l'isocentre de l'aimant.

ISOCENTRE DE L'AIMANT DANS L'IMAGE AFFICHÉE

Toute information relative à l'image affichée fournie dans ce document se réfère à l'isocentre de l'aimant.
Pour bien identifier l'isocentre de l'aimant à l'intérieur de l'image affichée, il faut procéder comme suit :

☛ Ouvrir la séquence SCOUT relative à l'étude à laquelle appartient l'image affichée.

☛ Activer, dans le menu affiché, la fonction de projection des coupes (voir paragraphe « projection des coupes » dans le chapitre 4 du manuel de l'interface utilisateur).

☛ L'image affichée contient deux droites rouges, une verticale et une horizontale qui se croisent sur l'isocentre de l'aimant.

IMAGE AFFICHÉE AVEC TOUTES LES ANTENNES, SAUF L'ANTENNE 1 DE GENOU ET POUR TOUTES LES SÉQUENCES, SAUF LA XBONE

Selon la région d'homogénéité de l'aimant, la taille maximum de l'image affichée correspond à un carré de 140 mm x 140 mm pour toutes les antennes et toutes les séquences, à l'exception de l'antenne 1 de genou et de la séquence XBone, afin de minimiser l'affichage d'artéfacts éventuels dus aux inhomogénéités du champ magnétique. Si l'utilisateur sélectionne un FOV en acquisition inférieur à 140 mm x 140 mm, la taille de l'image affichée sera celle de son acquisition.

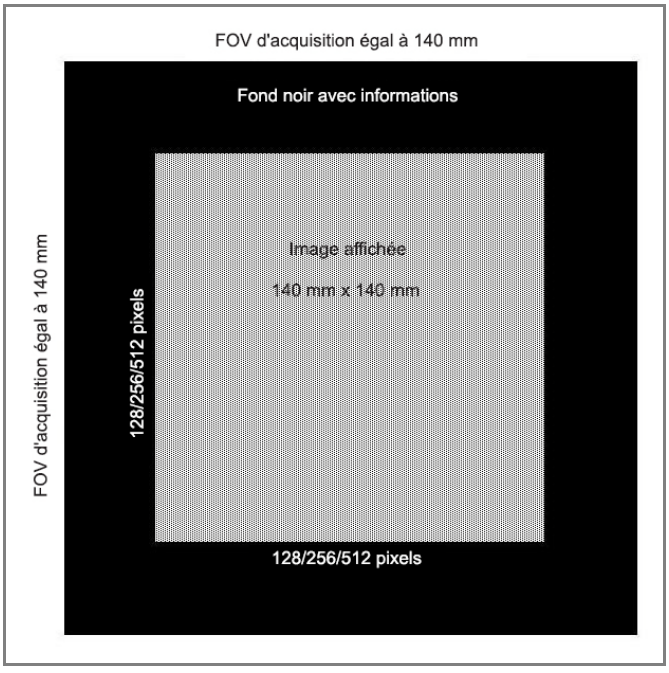

fig. 1.6 - Image affichée, avec FOV d'acquisition égal à 140 mm x 140 mm

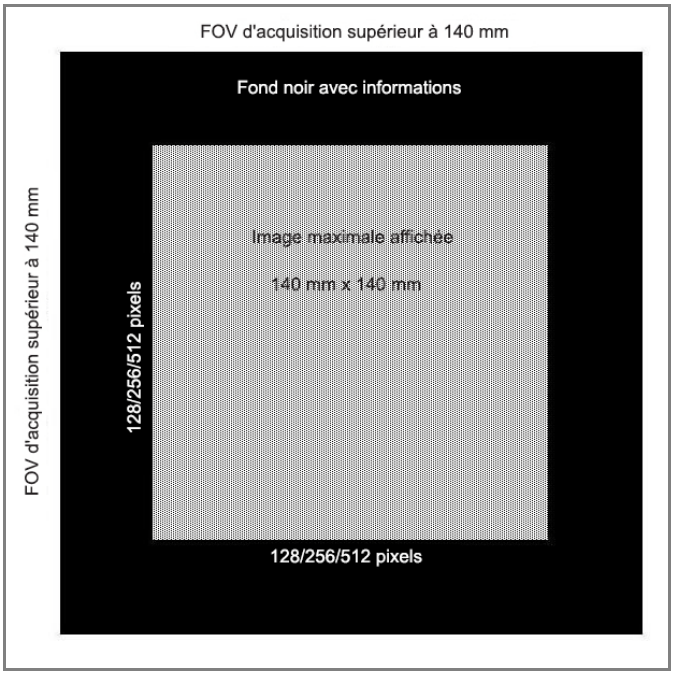

fig. 1.7 - Image affichée, avec FOV d'acquisition supérieur à 140 mm x 140 mm

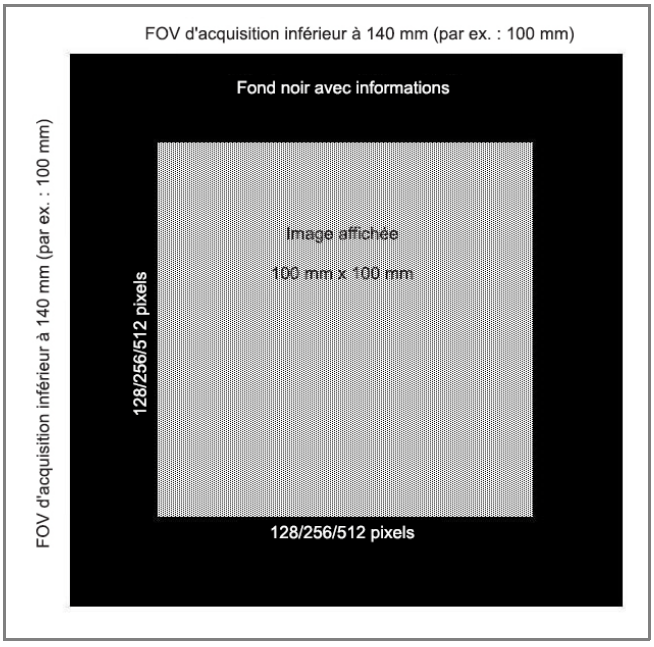

fig. 1.8 - Image affichée avec FOV d'acquisition inférieur à 140 mm x 140 mm

IMAGE AFFICHÉE AVEC TOUTES LES ANTENNES, SAUF L'ANTENNE 1 DE GENOU EN UTILISANT LA SÉQUENCE XBONE

L'image affichée en utilisant la séquence XBone a donc, pour toutes les antennes, sauf l'antenne 1 de genou, une taille maximum déterminée par les facteurs suivants :

☛ la région de sensibilité de l'antenne utilisée, qui limite ultérieurement la taille maximale de l'image, afin de maintenir la qualité de l'image diagnostique sur l'ensemble de l'image affichée

☛ l'exclusion de l'image de régions anatomiques du corps humain sans intérêt diagnostique afin de favoriser l'utilisation immédiate des images, sans que l'utilisateur n'ait besoin d'intervenir sur l'image pour la modifier (rognages, agrandissement, etc.), par exemple avant son impression.

Compte tenu de ces facteurs, la taille maximale de l'image affichée - pour chaque orientation obtenue avec la séquence XBone utilisée avec toutes les antennes, sauf l'antenne 1 de genou - est indiquée ci-après.

Toutes les informations sur le champ de vue (FOV) en acquisition indiquées dans les pages suivantes prennent comme référence, selon chaque orientation, les axes X, Y et Z du système de gradients.

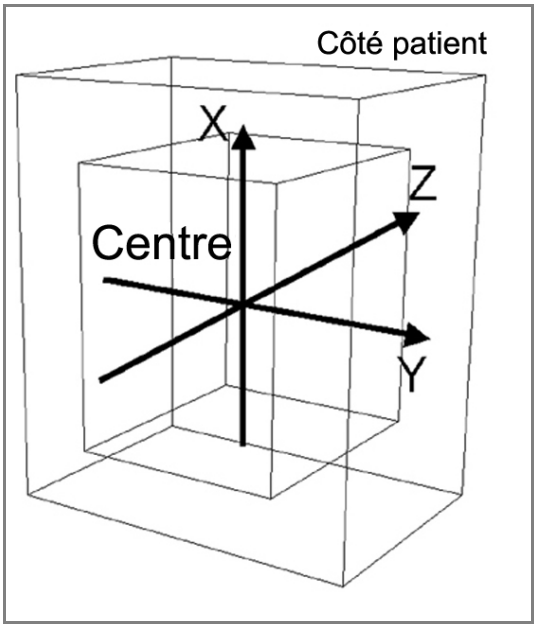

fig. 1.9 - Axes du système de gradients pour le système O-scan

Orientation sagittale

La fenêtre de 140 mm x 140 mm contient un fond noir (clip) centré par rapport à la région d'homogénéité de l'aimant ; sa taille et sa position sont indiquées sur la figure ci-dessous.

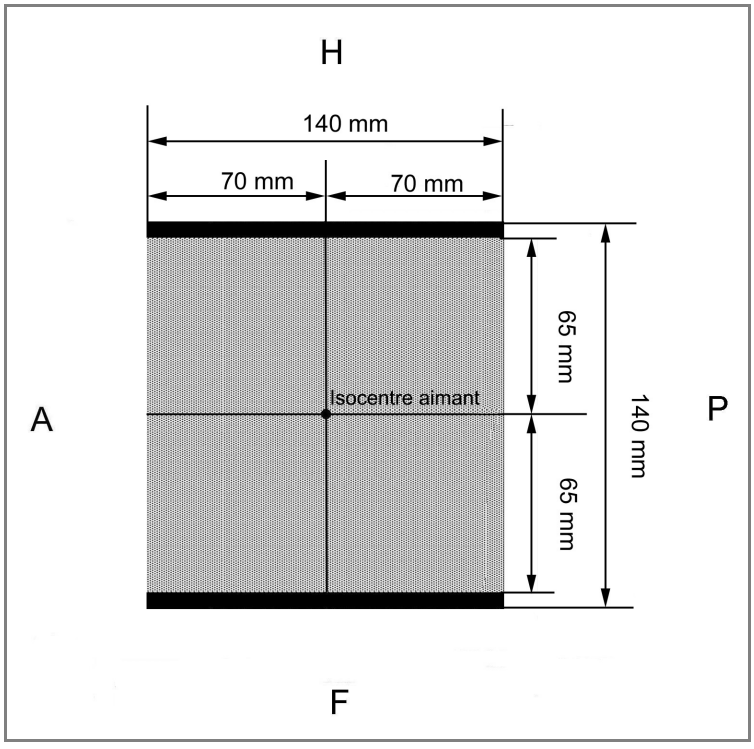

fig. 1.10 - Orient. sagittale : positionnement et taille du clip dans la fenêtre de 140 mm x 140 mm

L'image acquise est centrée par rapport au centre de la fenêtre de 140 mm x 140 mm, et donc par rapport à l'isocentre de l'aimant.
L'utilisateur peut donc rencontrer les cas ci-après, qui se réfèrent à différentes configurations de la dimension antéro-postérieure du patient ainsi que de la dimension tête-pieds du patient.

Par défaut, le FOV en direction antéro-postérieure du patient correspond au FOV le long de l'axe X et est appelé FOVx.

☛ CAS 1

- FOVx ≥ 140 mm, soit FOVx/2 ≥ 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction postérieure du patient est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie antérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction antérieure du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS 2

- FOVx < 140 mm, soit FOVx/2 < 70 mm
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction P (postérieure).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVx/2 est toujours inférieur à 70 mm. Selon de combien FOVx/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction A (antérieure).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVx/2 est toujours inférieur à 70 mm. Selon de combien FOVx/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté gauche de l'image.

Par défaut, le FOV en direction tête-pieds du patient correspond au FOV le long de l'axe Z appelé FOVz.

☛ CAS A

- FOVz ≥ 130 mm, soit FOVz/2 ≥ 65 mm
- 65 mm sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers les pieds du patient, on a 65 mm avant d'atteindre le bord inférieur de l'image maximale affichée. Toute la partie de l'image qui dépasse les 65 mm, en direction des pieds, est éliminée de l'affichage.
- 65 mm sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la tête du patient, on a 65 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 65 mm, en direction de la tête, est éliminée de l'affichage.

☛ CAS B

- FOVz <130 mm, soit FOVz/2 < 65 mm
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 65 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 65 mm, la taille du fond noir augmente en bas de l'image.

- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 65 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 65 mm, la taille du fond noir augmente dans la partie supérieure de l'image.

Exemple de cas 1 + cas A : FOVx = 160 mm et FOVz = 160 mm.

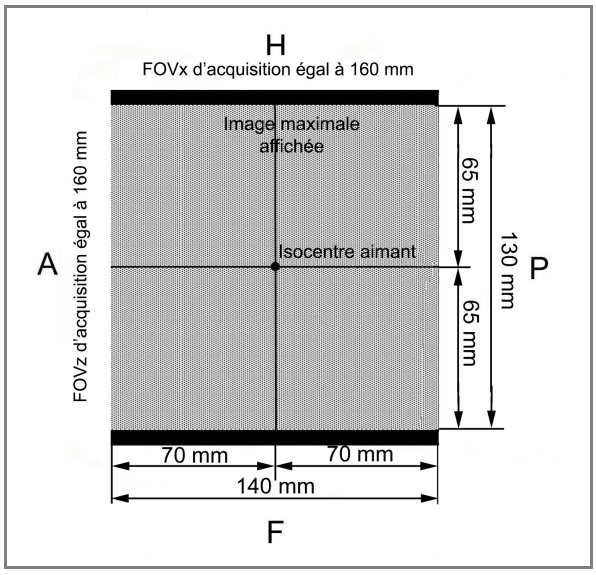

fig. 1.11 - Orient. sagittale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 160 mm x 160 mm

Exemple de cas 2 + cas B : FOVx = 100 mm et FOVz = 100 mm.

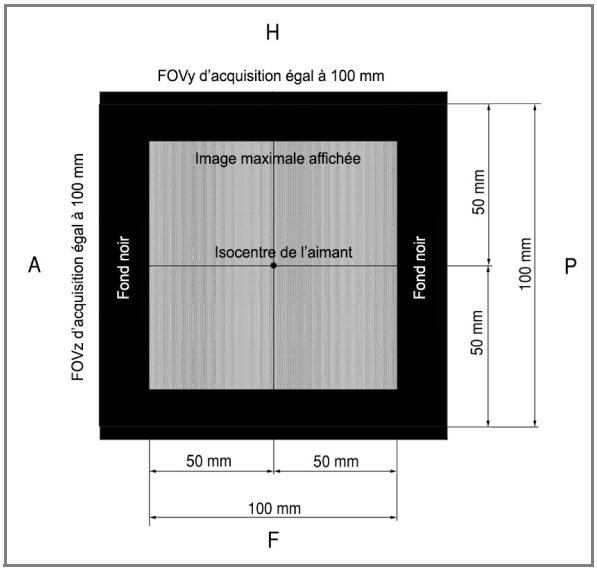

fig. 1.12 - Orient. sagittale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 100 mm x 100 mm

Orientation coronale

La fenêtre de 140 mm x 140 mm contient un fond noir (clip) centré par rapport à la région d'homogénéité de l'aimant ; sa taille et sa position sont indiquées sur la figure ci-dessous.

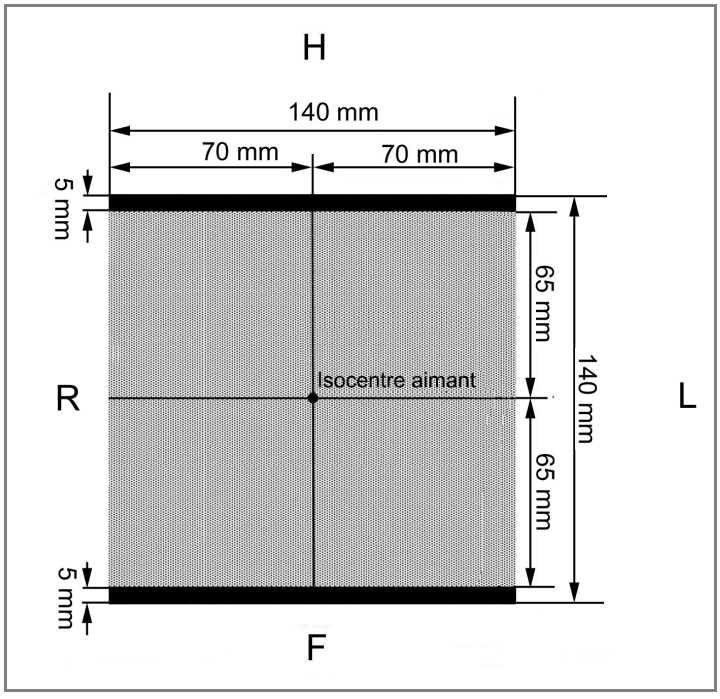

fig. 1.13 - Orient. coronale : positionnement et dimensions du clip dans la fenêtre de 140 mm x 140 mm

L'image acquise est centrée par rapport au centre de la fenêtre de 140 mm x 140 mm, et donc par rapport à l'isocentre de l'aimant.
L'utilisateur peut donc rencontrer les cas ci-après, qui se réfèrent à différentes configurations de la dimension droite-gauche du patient (horizontale sur l'image) ainsi que de la dimension tête-pieds du patient (verticale sur l'image).

Par défaut, le FOV dans la direction droite-gauche du patient correspond au FOV le long de l'axe Y appelé FOVy.
Il est bon de noter que, selon les conventions DICOM®, le côté droit du patient est affiché du côté gauche de l'image et le côté gauche du patient du côté droit de l'image.

☛ CAS 1

- FOVy >140 mm, soit FOVy/2 > 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la gauche du patient est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la droite du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS 2

- FOVy ≤ 140 mm, soit FOVy/2 ≤ 70 mm
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté gauche de l'image.
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.

Par défaut, le FOV en direction tête-pieds du patient correspond au FOV le long de l'axe Z et est appelé FOVz.

☛ CAS A

- FOVz > 130 mm, soit FOVz/2 > 65 mm
- 65 mm sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers les pieds du patient, on a 65 mm avant d'atteindre le bord inférieur de l'image maximale affichée. Toute la partie de l'image qui dépasse les 65 mm, en direction des pieds, est éliminée de l'affichage.
- 65 mm sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la tête du patient, on a 65 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 65 mm, en direction de la tête, est éliminée de l'affichage.

☛ CAS B

- FOVz ≤ 130 mm, soit FOVz/2 ≤ 65 mm
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  Avec les FOVz dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur ou égal à 65 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 65 mm, la taille du fond noir augmente en bas de l'image.
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  Avec les FOVz dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur ou égal à 65 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 65 mm, la taille du fond noir augmente dans la partie supérieure de l'image.

Exemple de cas 1 + cas A : FOVy = 170 mm et FOVz= 170 mm.

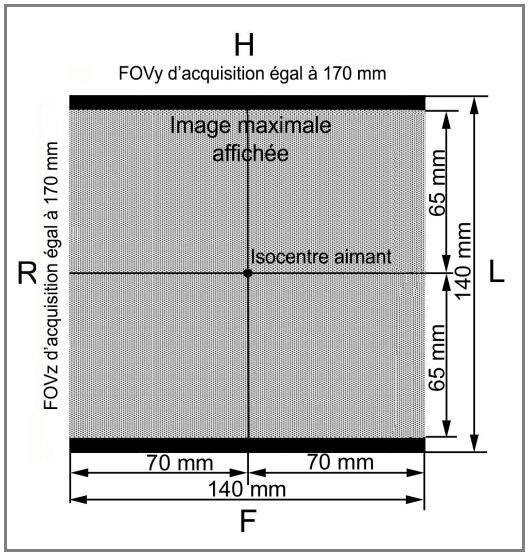

fig. 1.14 - Orient. coronale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 170 mm x 170 mm

Exemple de cas 2 + cas B : FOVy = 100 mm et FOVz = 100 mm.

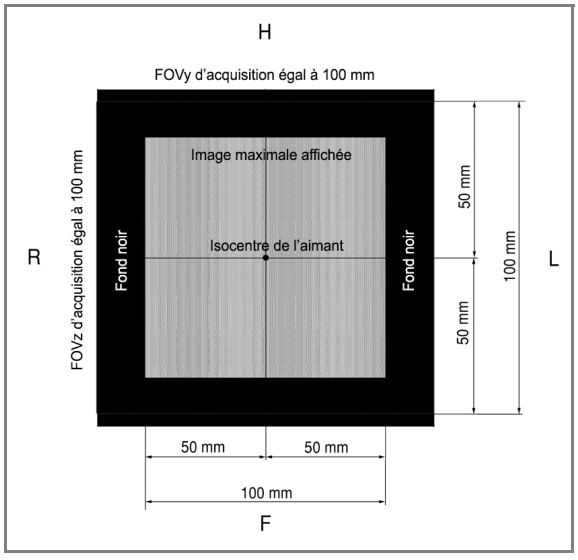

fig. 1.15 - Orient. coronale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 100 mm x 100 mm

Orientation transversale

La fenêtre de 140 mm x 140 mm contient un fond noir (clip) centré par rapport à la région d'homogénéité de l'aimant ; sa taille et sa position sont indiquées sur la figure ci-dessous.

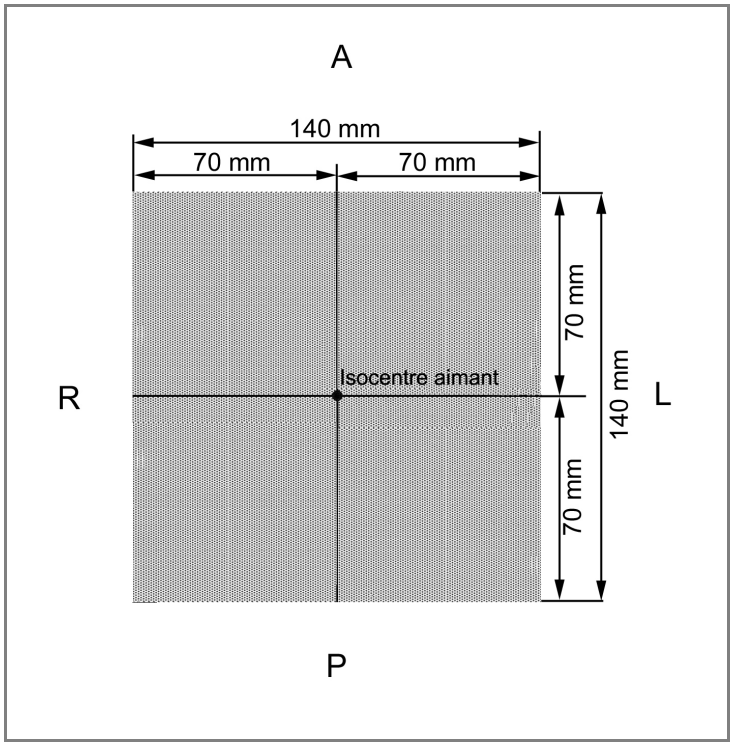

fig. 1.16 - Orient. transversale : positionnement et taille du clip dans la fenêtre de 140 mm x 140 mm

L'image acquise est centrée par rapport au centre de la fenêtre de 140 mm x 140 mm, et donc par rapport à l'isocentre de l'aimant.
L'utilisateur peut donc rencontrer les cas ci-après, qui se réfèrent à différentes configurations de la dimension droite-gauche du patient (horizontale sur l'image) ainsi que de la dimension antéro-postérieure du patient (verticale sur l'image).

Par défaut, le FOV dans la direction droite-gauche du patient correspond au FOV le long de l'axe Y appelé FOVy.

Il est bon de noter que, selon les conventions DICOM®, le côté droit du patient est affiché du côté gauche de l'image et le côté gauche du patient du côté droit de l'image.

☛ CAS 1

- FOVy >140 mm, soit FOVy/2 > 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la gauche du patient est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la droite du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS 2

- FOVy ≤ 140 mm, soit FOVy/2 ≤ 70 mm
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou, au maximum, égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou, au maximum, égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté gauche de l'image.

Par défaut, le FOV en direction antéro-postérieure du patient correspond au FOV le long de l'axe X et est appelé FOVx.

☛ CAS A

- FOVx ≥ 140 mm, soit FOVx/2 ≥ 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie antérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction antérieure du patient est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction postérieure du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS B

- FOVx < 140 mm, soit FOVx/2 < 70 mm
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure). Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVx/2 est toujours inférieur à 70 mm. Selon de combien FOVx/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente dans la partie supérieure de l'image.
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure). Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVx/2 est toujours inférieur à 70 mm. Selon de combien FOVx/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.

Exemple de cas 1 + cas A : FOVy = 170 mm et FOVx= 170 mm.

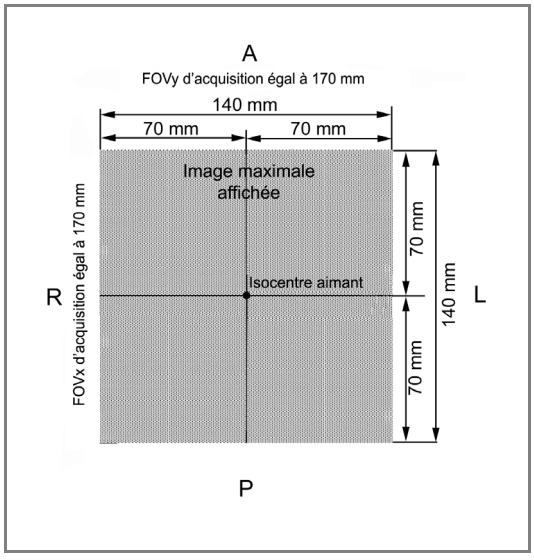

fig. 1.17 - Orientation transversale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 170 mm x 170 mm

Exemple de cas 2 + cas B : FOVy = 120 mm et FOVx = 120 mm.

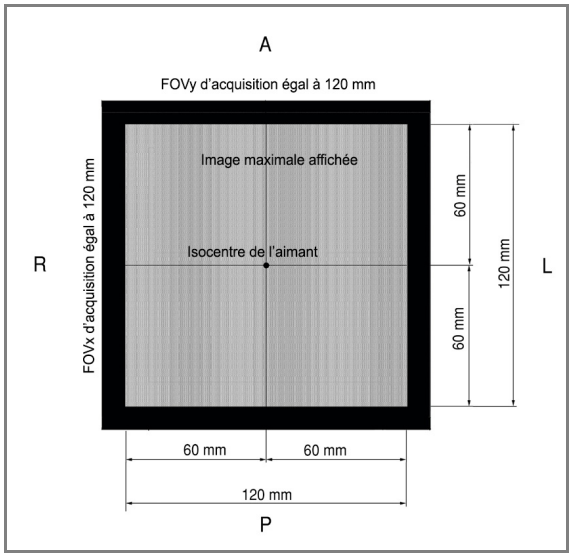

fig. 1.18 - Orientation transversale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 120 mm x 120 mm

IMAGE AFFICHÉE AVEC L'ANTENNE 1 DE GENOU

La taille maximale de l'image affichée avec l'antenne 1 de genou est déterminée par trois facteurs :

☛ la région d'homogénéité de l'aimant, qui limite la taille maximale de l'image à un rectangle de 150 mm x 140 mm, afin de minimiser l'affichage d'artéfacts éventuels dus aux inhomogénéités du champ magnétique.

☛ la région de sensibilité de l'antenne 1 de genou, qui limite ultérieurement la taille maximale de l'image, afin de maintenir la qualité de l'image diagnostique sur l'ensemble de l'image affichée

☛ l'exclusion de l'image de régions anatomiques du corps humain sans intérêt diagnostique afin de favoriser l'utilisation immédiate des images, sans que l'utilisateur n'ait besoin d'intervenir sur l'image pour la modifier (rognages, agrandissement, etc.), par exemple avant son impression.

Compte tenu de ces facteurs, la taille maximale de l'image affichée - pour chaque orientation obtenue avec l'antenne 1 de genou - est indiquée ci-après.

Toutes les informations sur le champ de vue (FOV) en acquisition indiquées dans les pages suivantes prennent comme référence, selon chaque orientation, les axes X, Y et Z du système de gradients.

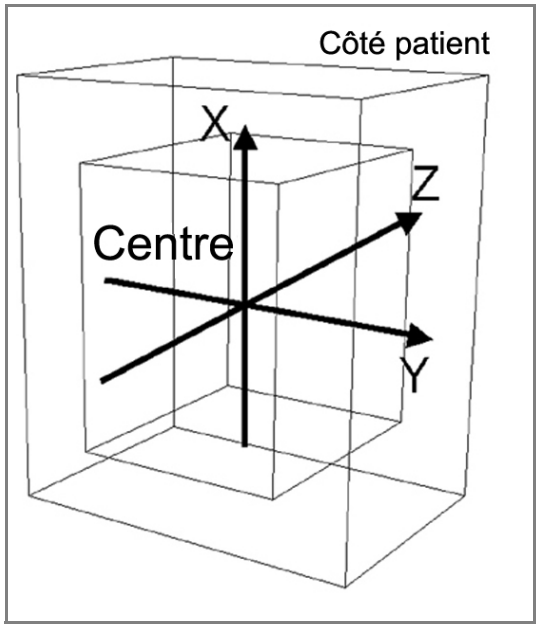

fig. 1.19 - Axes du système de gradients pour le système O-scan

Orientation sagittale

La fenêtre de 160 mm x 160 mm contient un fond noir (clip) centré par rapport à la région d'homogénéité de l'aimant ; sa taille et sa position sont indiquées sur la figure ci-dessous.

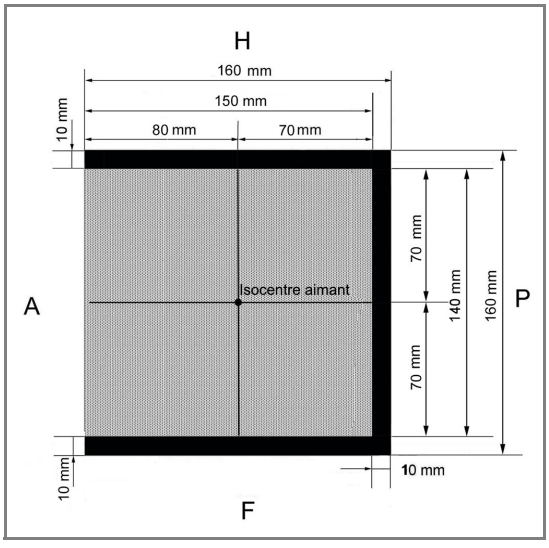

fig. 1.20 - Orient. sagittale, toutes les séquences sauf la XBone : positionnement et dimensions du clip dans la fenêtre de 160 mm x 160 mm

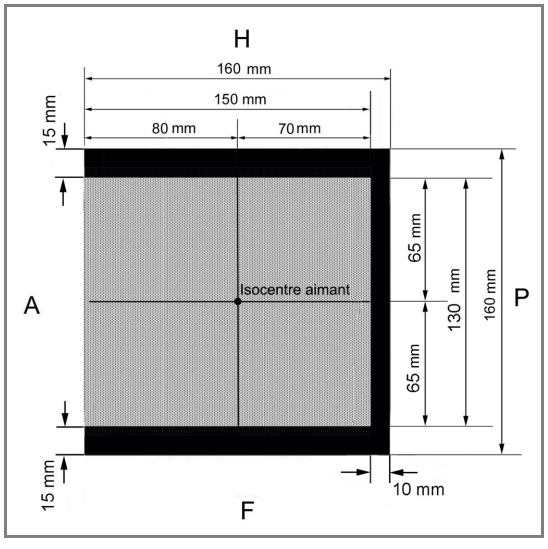

fig. 1.21 - Orient. sagittale, séquence XBone : positionnement et taille du clip dans la fenêtre de 160 mm x 160 mm

L'image acquise est centrée par rapport au centre de la fenêtre de 160 mm x 160 mm, et donc par rapport à l'isocentre de l'aimant.
L'image affichée est décentrée de 10 mm par rapport à l'isocentre de l'aimant dans la direction antérieure du patient
L'utilisateur peut donc rencontrer les cas ci-après, qui se réfèrent à différentes configurations de la dimension antéro-postérieure du patient ainsi que de la dimension tête-pieds du patient.

Toutes les séquences, sauf la XBone

Par défaut, le FOV en direction antéro-postérieure du patient correspond au FOV le long de l'axe X et est appelé FOVx.

☛ CAS 1

- FOVx $\geq$ 160 mm, soit FOVx/2 $\geq$ 80 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction postérieure du patient est éliminée de l'affichage.
- 80 mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie antérieure du patient, on a 80 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 80 mm dans la direction antérieure du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS 2

- 110 mm $\leq$ FOVx $<$ 160 mm, soit FOVx/2 $\geq$ 55 mm et FOVx/2 $<$ 80 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction postérieure du patient est éliminée de l'affichage.
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 80 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVx/2 est toujours inférieur à 80 mm. Selon de combien FOVx/2 est inférieur à 80 mm, la taille du fond noir augmente du côté gauche de l'image.

☛ CAS 3

- FOVx = 100 mm, soit FOVx/2 = 50 mm
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction P (postérieure).
  Le FOVx/2 égal à 50 mm est évidemment affiché en entier et la taille du fond noir, du côté droit de l'image, est augmentée de 20 mm (soit 70 mm - 50 mm).

- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction A (antérieure).
  Le FOVx/2 égal à 50 mm est évidemment affiché en entier et la taille du fond noir, du côté gauche de l'image, est augmentée de 30 mm (soit 80 mm - 50 mm).

Par défaut, le FOV en direction tête-pieds du patient correspond au FOV le long de l'axe Z appelé FOVz.

☛ CAS A

- FOVz ≥ 140 mm, soit FOVz/2 ≥ 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers les pieds du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le bord inférieur de l'image maximale affichée. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm, en direction des pieds, est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la tête du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm, en direction de la tête, est éliminée de l'affichage.

☛ CAS B

- FOVz <140 mm, soit FOVz/2 < 70 mm
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 70 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 70 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente dans la partie supérieure de l'image.

Exemple de cas 1 + cas A : FOVx = 170 mm et FOVz = 170 mm.

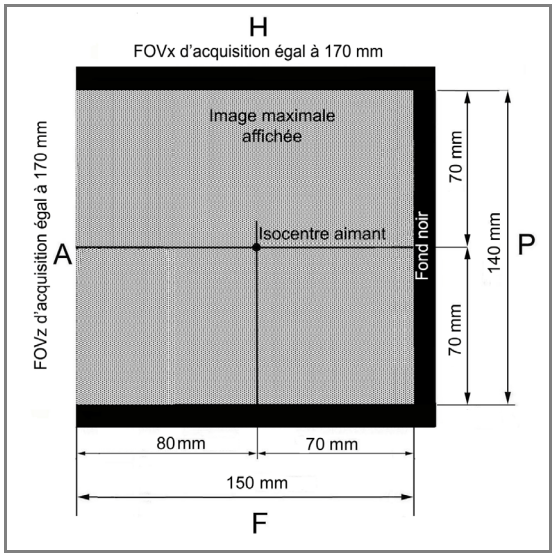

fig. 1.22 - Orient. sagittale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 170 mm x 170 mm

Exemple de cas 2 + cas A : FOVx = 150 mm et FOVz = 140 mm.

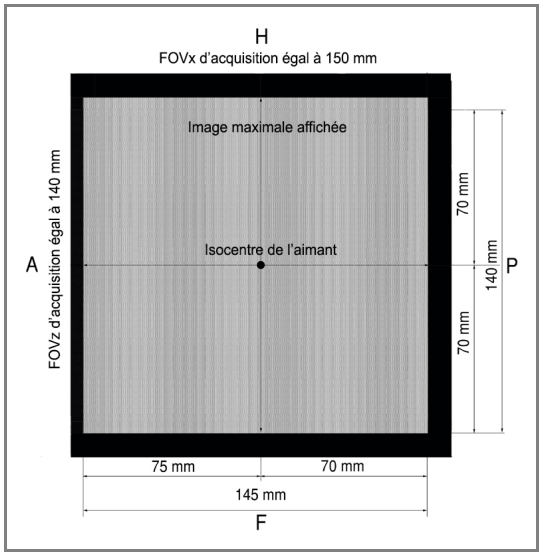

fig. 1.23 - Orient. sagittale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 150 mm x 140 mm

Exemple de cas 3 + cas B : FOVx = 100 mm et FOVz = 100 mm.

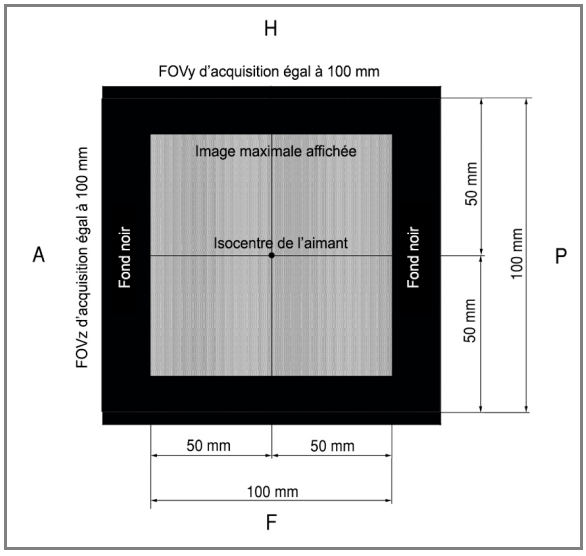

fig. 1.24 - Orient. sagittale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 100 mm x 100 mm

Séquence XBone

Par défaut, le FOV en direction antéro-postérieure du patient correspond au FOV le long de l'axe X et est appelé FOVx.

☛ CAS 1

- FOVx ≥ 160 mm, soit FOVx/2 ≥ 80 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction postérieure du patient est éliminée de l'affichage.
- 80 mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie antérieure du patient, on a 80 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 80 mm dans la direction antérieure du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS 2

- 110 mm ≤ FOVx < 160 mm, soit FOVx/2 ≥ 55 mm et FOVx/2 < 80 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction postérieure du patient est éliminée de l'affichage.

- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure). En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 80 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVx/2 est toujours inférieur à 80 mm. Selon de combien FOVx/2 est inférieur à 80 mm, la taille du fond noir augmente du côté gauche de l'image.

☛ CAS 3

- FOVx = 100 mm, soit FOVx/2 = 50 mm
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction P (postérieure). Le FOVx/2 égal à 50 mm est évidemment affiché en entier et la taille du fond noir, du côté droit de l'image, est augmentée de 20 mm (soit 70 mm - 50 mm).
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction A (antérieure). Le FOVx/2 égal à 50 mm est évidemment affiché en entier et la taille du fond noir, du côté gauche de l'image, est augmentée de 30 mm (soit 80 mm - 50 mm).

Par défaut, le FOV en direction tête-pieds du patient correspond au FOV le long de l'axe Z appelé FOVz.

☛ CAS A

- FOVz $\geq$ 130 mm, soit FOVz/2 $\geq$ 65 mm
- 65 mm sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds). En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers les pieds du patient, on a 65 mm avant d'atteindre le bord inférieur de l'image maximale affichée. Toute la partie de l'image qui dépasse les 65 mm, en direction des pieds, est éliminée de l'affichage.
- 65 mm sont affichés dans la direction centre-H (head=tête). En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la tête du patient, on a 65 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 65 mm, en direction de la tête, est éliminée de l'affichage.

☛ CAS B

- FOVz $<$ 130 mm, soit FOVz/2 $<$ 65 mm
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds). Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 65 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 65 mm, la taille du fond noir augmente en bas de l'image.
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-H (head=tête). Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 65 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 65 mm, la taille du fond noir augmente dans la partie supérieure de l'image.

Exemple de cas 1 + cas A : FOVx = 170 mm et FOVz = 170 mm.

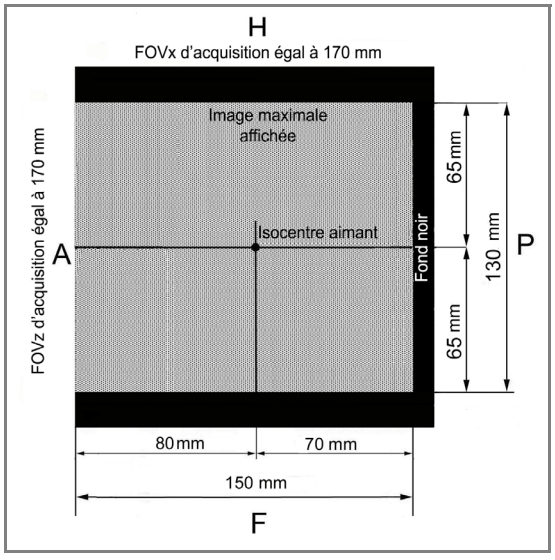

fig. 1.25 - Orient. sagittale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 170 mm x 170 mm

Exemple de cas 2 + cas A : FOVx = 150 mm et FOVz= 140 mm.

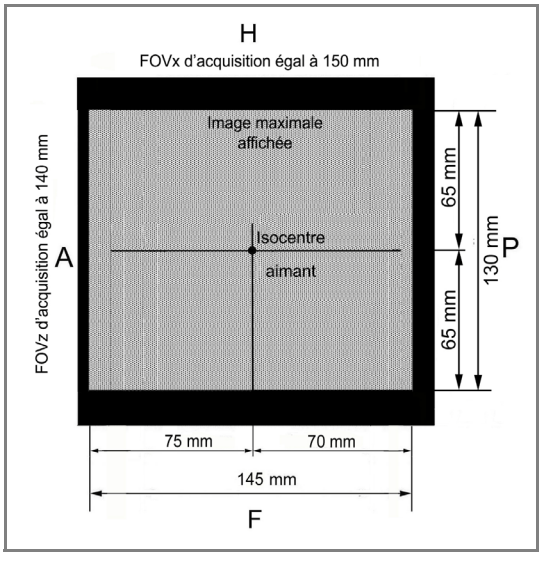

fig. 1.26 - Orient. sagittale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 150 mm x 140 mm

Exemple de cas 3 + cas B : FOVx = 100 mm et FOVz = 100 mm.

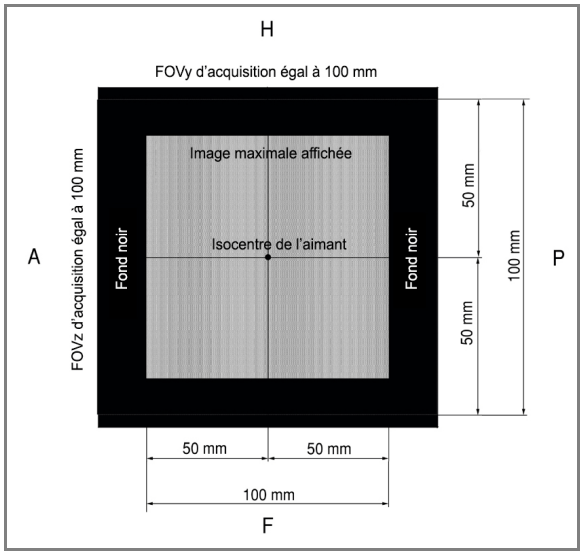

fig. 1.27 - Orient. sagittale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 100 mm x 100 mm

Orientation coronale

La fenêtre de 160 mm x 160 mm contient un fond noir (clip) centré par rapport à la région de homogénéité de l'aimant ; sa taille et sa position sont indiquées sur la figure ci-dessous.

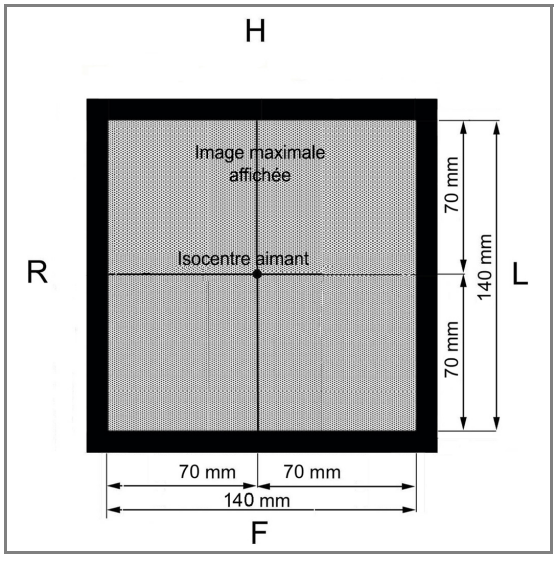

fig. 1.28 - Orient. coronale, toutes les séquences sauf la XBone : positionnement et dimensions du clip dans la fenêtre de 160 mm x 160 mm

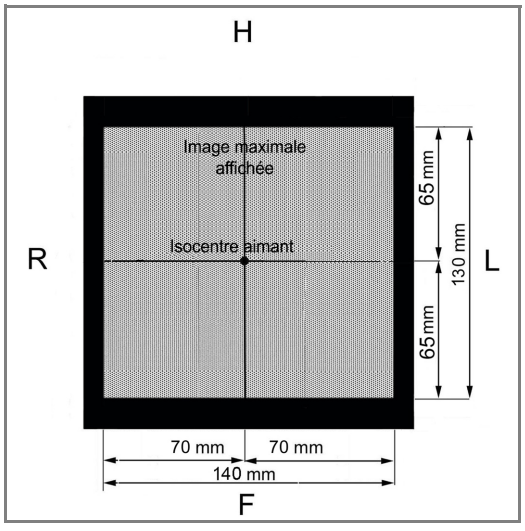

fig. 1.29 - Orient. coronale, séquence XBone : positionnement et dimensions du clip dans la fenêtre de 160 mm x 160 mm

L'image acquise est centrée par rapport au centre de la fenêtre de 160 mm x 160 mm, et donc par rapport à l'isocentre de l'aimant.
L'utilisateur peut donc rencontrer les cas ci-après, qui se réfèrent à différentes configurations de la dimension droite-gauche du patient (horizontale sur l'image) ainsi que de la dimension tête-pieds du patient (verticale sur l'image).

Toutes les séquences, sauf la XBone

Par défaut, le FOV dans la direction droite-gauche du patient correspond au FOV le long de l'axe Y appelé FOVy.
Il est bon de noter que, selon les conventions DICOM®, le côté droit du patient est affiché du côté gauche de l'image et le côté gauche du patient du côté droit de l'image.

☛ CAS 1

- FOVy >140 mm, soit FOVy/2 > 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la gauche du patient est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la droite du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS 2

- FOVy ≤ 140 mm, soit FOVy/2 ≤ 70 mm
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté gauche de l'image.
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.

Par défaut le FOV en direction tête-pieds du patient correspond au FOV le long de l'axe Z et est appelé FOVz (l'inversion du codage de phase est possible).

☛ CAS A

- FOVz ≥ 140 mm, soit FOVz/2 ≥ 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers les pieds du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm, en direction des pieds, est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la tête du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm, en direction de la tête, est éliminée de l'affichage.

☛ CAS B

- FOVz < 140 mm, soit FOVz/2 < 70 mm
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 70 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 70 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente dans la partie supérieure de l'image.

Exemple de cas 1 + cas A : FOVy = 170 mm et FOVz= 170 mm.

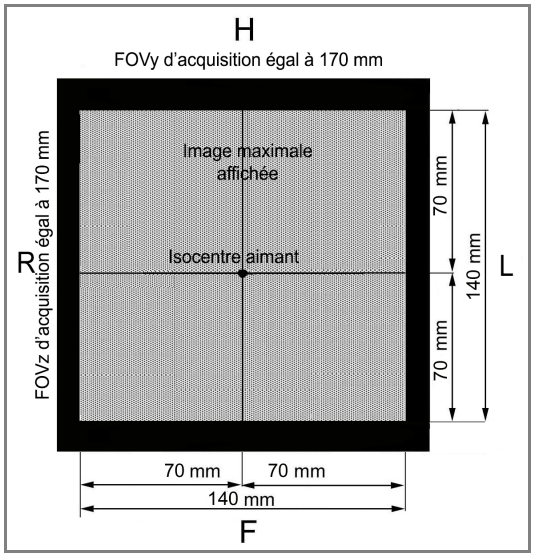

fig. 1.30 - Orient. coronale, toutes les séquences sauf la XBone : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 170 mm x 170 mm

Exemple de cas 2 + cas B : FOVy = 100 mm et FOVz = 100 mm.

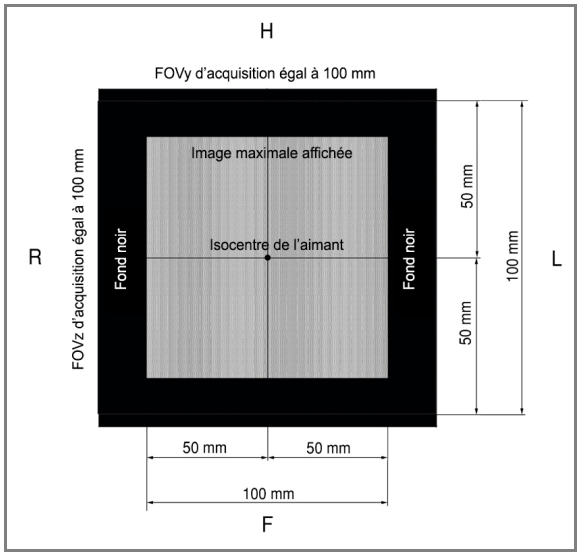

fig. 1.31 - Orient. coronale, toutes les séquences sauf la XBone : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 100 mm x 100 mm

Séquence XBone

Par défaut le FOV en direction droite-gauche du patient correspond au FOV le long de l'axe Y et est appelé FOVy.
Il est bon de noter que, selon les conventions DICOM®, le côté droit du patient est affiché du côté gauche de l'image et le côté gauche du patient du côté droit de l'image.

☛ CAS 1

- FOVy >140 mm, soit FOVy/2 > 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la gauche du patient est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la droite du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS 2

- FOVy ≤ 140 mm, soit FOVy/2 ≤ 70 mm
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté gauche de l'image.
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.

Par défaut, le FOV en direction tête-pieds du patient correspond au FOV le long de l'axe Z et est appelé FOVz.

☛ CAS A

- FOVz ≥ 130 mm, soit FOVz/2 ≥ 65 mm
- 65 mm sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers les pieds du patient, on a 65 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 65 mm, en direction des pieds, est éliminée de l'affichage.

- 65 mm sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la tête du patient, on a 65 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 65 mm, en direction de la tête, est éliminée de l'affichage.

☛ CAS B

- FOVz < 130 mm, soit FOVz/2 < 65 mm
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-F (feet=pieds).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 65 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 65 mm, la taille du fond noir augmente en bas de l'image.
- FOVz/2 sont affichés dans la direction centre-H (head=tête).
  Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVz/2 est toujours inférieur à 65 mm. Selon de combien FOVz/2 est inférieur à 65 mm, la taille du fond noir augmente dans la partie supérieure de l'image.

Exemple de cas 1 + cas A : FOVy = 170 mm et FOVz= 170 mm.

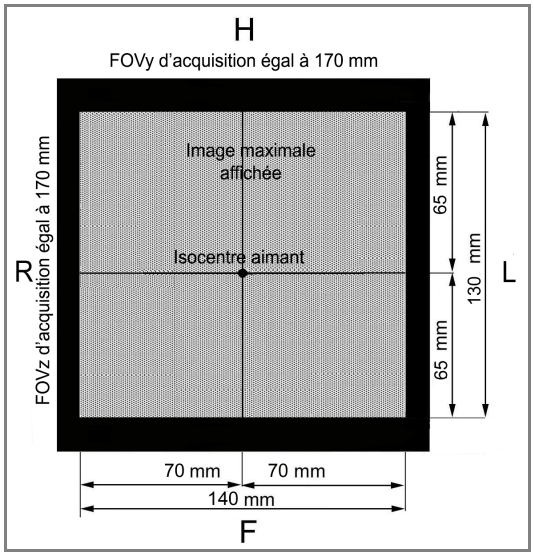

fig. 1.32 - Orient. coronale, séquence XBone : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 170 mm x 170 mm

Exemple de cas 2 + cas B : FOVy= 100 mm et FOVz = 100 mm.

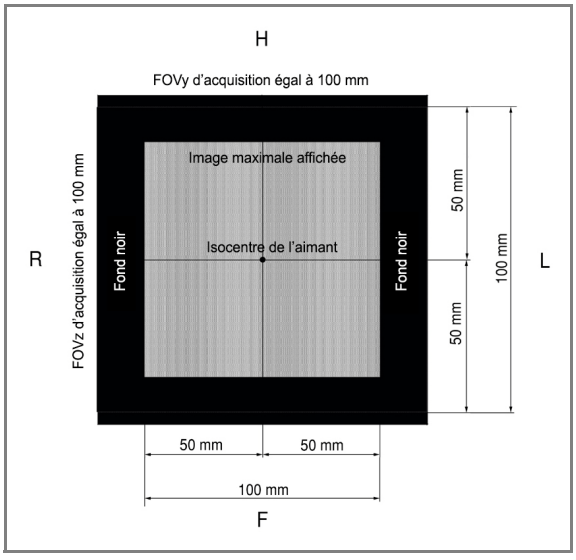

fig. 1.33 - Orient. coronale, séquence XBone : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 100 mm x 100 mm

Orientation transversale

La fenêtre de 160 mm x 160 mm contient un fond noir (clip) centré par rapport à la région de homogénéité de l'aimant ; sa taille et sa position sont indiquées sur la figure ci-dessous.

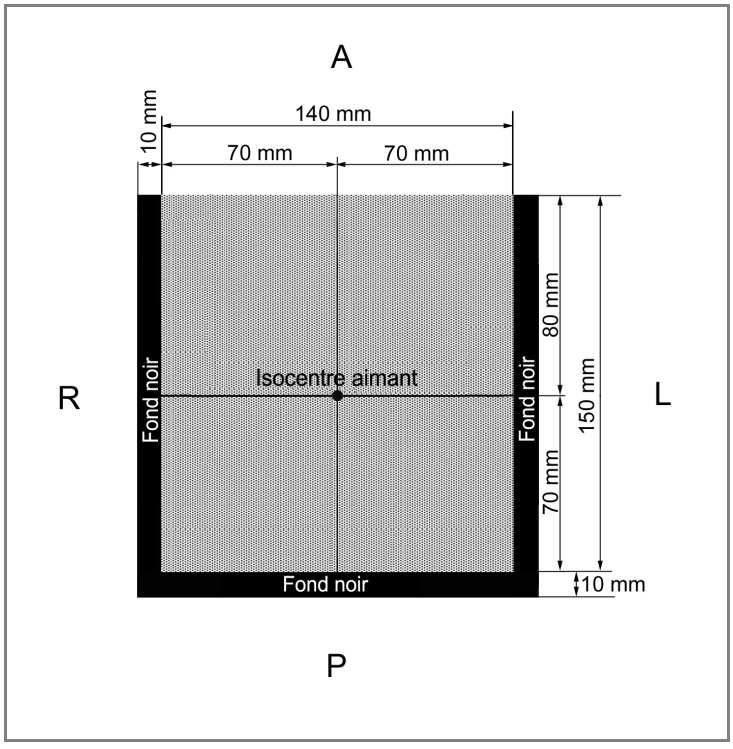

fig. 1.34 - Orientation transversale, toutes les séquences : positionnement du clip dans la fenêtre de 160 mm x 160 mm et sue dimensions

L'image acquise est centrée par rapport au centre de la fenêtre de 160 mm x 160 mm, et donc par rapport à l'isocentre de l'aimant.
L'image affichée est décentrée de 10 mm par rapport à l'isocentre de l'aimant dans la direction antérieure du patient
L'utilisateur peut donc rencontrer les cas ci-après, qui se réfèrent à différentes configurations de la dimension droite-gauche du patient (horizontale sur l'image) ainsi que de la dimension antéro-postérieure du patient (verticale sur l'image).

Toutes les séquences, y compris la XBone

Par défaut le FOV en direction droite-gauche du patient correspond au FOV le long de l'axe Y et est appelé FOVy.

Il est bon de noter que, selon les conventions DICOM®, le côté droit du patient est affiché du côté gauche de l'image et le côté gauche du patient du côté droit de l'image.

☛ CAS 1

- FOVy >140 mm, soit FOVy/2 > 70 mm
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la gauche du patient est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm vers la droite du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS 2

- FOVy ≤ 140 mm, soit FOVy/2 ≤ 70 mm
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-L (left=gauche).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la gauche du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou, au maximum, égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.
- (FOVy/2) mm sont affichés dans la direction centre-R (right=droite).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la droite du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Avec les FOVy dans l'intervalle ci-dessus, FOVy/2 est toujours inférieur ou, au maximum, égal à 70 mm. Selon de combien FOVy/2 est inférieur à 70 mm, la taille du fond noir augmente du côté gauche de l'image.

Par défaut, le FOV en direction antéro-postérieure du patient correspond au FOV le long de l'axe X et est appelé FOVx.

☛ CAS A

- FOVx ≥ 160 mm, soit FOVx/2 ≥ 80 mm
- 80 mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie antérieure du patient, on a 80 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 80 mm dans la direction antérieure du patient est éliminée de l'affichage.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure).
  En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction postérieure du patient est éliminée de l'affichage.

☛ CAS B

- FOVx < 160 mm, soit FOVx/2 < 80 mm
- (FOVx/2) mm sont affichés dans la direction centre-A (antérieure). Avec les FOVx dans l'intervalle ci-dessus, FOVx/2 est toujours inférieur ou, au maximum, égal à 80 mm. Selon de combien FOVx/2 est inférieur à 80 mm, la taille du fond noir augmente du côté droit de l'image.
- 70 mm sont affichés dans la direction centre-P (postérieure). En effet, en partant du centre et en distribuant l'image vers la partie postérieure du patient, on a 70 mm avant d'atteindre le clip. Toute la partie de l'image qui dépasse les 70 mm dans la direction postérieure du patient est éliminée de l'affichage.

Exemple de cas 1 + cas A : FOVy = 170 mm et FOVx = 170 mm.

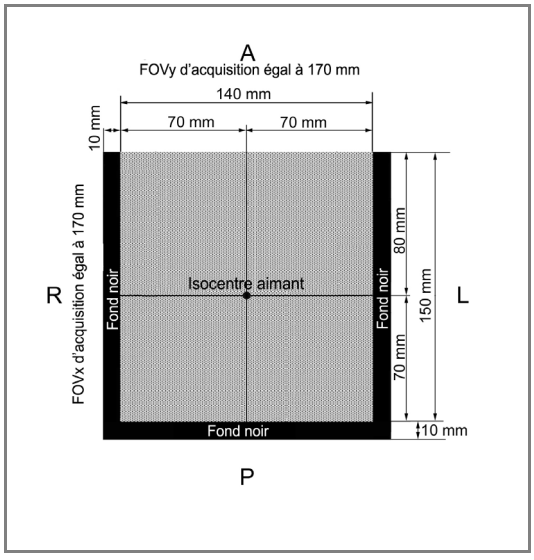

fig. 1.35 - Orientation transversale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 170 mm x 170 mm

Exemple de cas 2 + cas B : FOVy = 120 mm et FOVx = 120 mm.

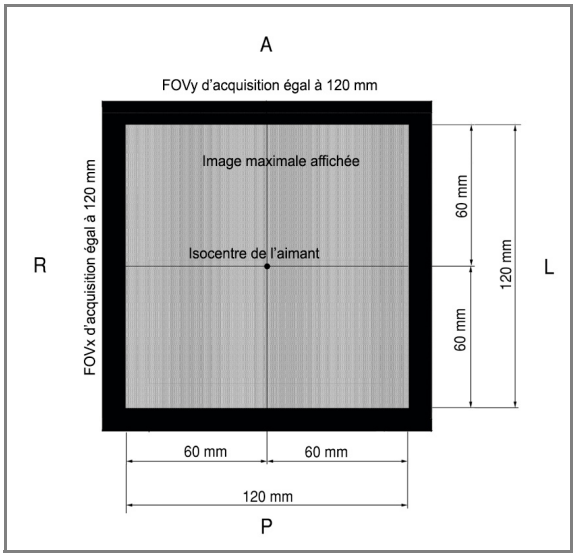

fig. 1.36 - Orientation transversale : image maximale affichée avec FOV d'acquisition de 120 mm x 120 mm

En fonction du comportement des fenêtres du système d'exploitation Windows® Vista Ultimate, pour l'affichage des séries d'images, il est bon de préciser que :

☛ pour toutes les antennes, à l'exception de l'antenne 1 de genou.
Si le FOV d'acquisition est inférieur ou égal à 140 mm x 140 mm, l'image maximum affichée affiche tous les pixels qui la composent (128x128, 256x256 ou 512x512), sur un fond noir contenant les informations relatives à l'image (dont le nombre dépend de la taille de la fenêtre et des réglages de l'utilisateur).
Si le FOV d'acquisition est supérieur à 140 mm x 140 mm, la fenêtre affiche uniquement la partie des 128x128, 256x256 ou 512x512 pixels de l'image acquise relative aux 140 mm x 140 mm.

☛ le système affiche l'image avec le plus grand facteur d'agrandissement possible selon la taille de la fenêtre ; si la fenêtre n'est pas carrée, le facteur d'agrandissement est calculé en fonction du côté le plus court (étant donnée que l'image est toujours carrée).

☛ En raison de la taille relativement petite de l'image affichée, il est déconseillé d'utiliser O-scan pour l'évaluation de pathologies diffuses, pouvant s'étendre au-delà de la région d'homogénéité de l'aimant et, dans le cas du genou, au-delà de la région de sensibilité de l'antenne 1 de genou. Par exemple, les tumeurs peuvent s'étendre au-delà de la région d'homogénéité, ce qui rend particulièrement difficile, voire impossible, d'effectuer une évaluation ou un diagnostic avec O-scan.

Attention

En raison de la taille relativement petite de l'image affichée, il est déconseillé d'utiliser O-scan pour l'évaluation de pathologies diffuses, pouvant s'étendre au-delà de la région d'homogénéité de l'aimant.

L'utilisateur doit s'assurer que les tumeurs - ou autres pathologies diffuses - sont entièrement contenues dans la région d'homogénéité de l'aimant avant de procéder à leur évaluation ou diagnostic.

Il peut être particulièrement difficile, voire impossible d'effectuer une évaluation ou un diagnostic de pathologie qui s'étendent au-delà de la région d'homogénéité de l'aimant. Leur taille peut en effet ne pas être connue et d'importantes structures diagnostiques peuvent ne pas être visibles.

Modalités d'acquisition

Acquisition 2D multicoupe

La méthode d'acquisition standard du système O-scan est le 2D multicoupe, qui permet d'obtenir des images à partir de coupes dont l'épaisseur peut varier de 2 mm à 10 mm.
Le système acquiert des informations de chaque coupe en utilisant un processus d'échantillonnage dans le sens de la fréquence et dans le sens du codage de phase. La coupe est sélectionnée au moyen d'une impulsion d'excitation RF sélective, identifiant la partie de l'échantillon qui contribuera à générer le signal à partir duquel obtenir l'image.
Plus l'impulsion d'excitation est grande, plus le profil de coupe a tendance à être rectangulaire.
La durée de l'impulsion d'excitation est typique pour chaque séquence et ne peut pas être modifiée par l'utilisateur.

Les matrices d'acquisition 2D possibles pour les séquences standard comprennent 192 ou 256 échantillons et de 64 à 256 pas de codage, sélectionnables à des intervalles compris entre 4 et 8. Par conséquent, la taille maximale de la matrice est de 256x256, tandis que la taille minimale est 192x128.

Les matrices d'acquisition 2D possibles pour les séquences haute résolution comprennent 128, 160, 192, 224, 256, 288, 320, 352, 384, 416, 448, 480 ou 512 échantillons et 64 a 512 pas de codage, sélectionnables à des intervalles compris entre 4 et 8. Par conséquent, la taille maximale de la matrice est de 512x512, tandis que la taille minimale est 128x128.

Acquisition 3D

Dans le cas d'une acquisition 3D, l'impulsion RF excite en une seule fois un volume de tissu de quelques centimètres d'épaisseur et le signal est acquis par le volume en utilisant un codage de phase supplémentaire dans le sens de l'épaisseur de coupe, appelé codage de phase 3D pour le différencier du codage de phase normal.
Pendant la reconstruction, une autre transformée de Fourier dans le sens du codage 3D permet d'obtenir une image tridimensionnelle de l'échantillon, qui peut être affichée comme une série de coupes bidimensionnelles du volume de l'échantillon analysé.

Du fait que le signal est obtenu à partir d'un volume complet de tissu, l'intensité du signal d'acquisition 3D est haute et le rapport signal sur bruit est bon.

La méthode d'acquisition 3D produit des coupes ayant un profil rectangulaire jusqu'à 0,6 mm d'épaisseur, grâce au fait que la sélection de la coupe est déterminée par la transformée de Fourier supplémentaire et non par une impulsion RF sélective. Ceci permet d'obtenir des images caractérisées par une haute résolution spatiale (la taille du voxel peut être inférieure à un mm^3) avec une réduction du phénomène d'excitation croisée « crosstalk » et de volume partiel.

Les acquisitions 3D sont caractérisées par une acquisition de plus longue durée que les acquisitions 2D multicoupes, à cause du codage de phase 3D :

durée acquisition =

(nbre cod.phase) x (nbre cod.phase3D) x (nbre acquisitions) x TR

Il s'en suit que le TR doit être le plus court possible afin de réduire la durée de la séquence. Pour réduire le TR, on utilise des séquences en écho de gradient, qui sont caractérisées par un TR court.

Dans le cas du 3D, les matrices d'acquisition possibles comportent 192 ou 256 échantillons, de 64 à 256 pas pour le premier codage et de 24 à 128 pas pour le seconde codage, les deux sélectionnables à des intervalles compris entre 4 et 8. Par conséquent, la taille maximale de la matrice est 256x256x128 et la taille minimale est192x64x24.

3D Isotrope

Avec la méthode d'acquisition 3D isotrope, le volume acquis de la région anatomique examinée est conservé dans la mémoire du système sous forme d'une matrice tri-dimensionnelle, appelée « cube de données ».

Cette technique a pour objectif de permettre à l'utilisateur de reconstruire des images 2D multicoupes, de n'importe quelle épaisseur et orientation et « recoupant » le cube des données précédemment acquises.

Afin d'obtenir une qualité de l'image comparable à celle d'une image 2D multicoupe, dans les trois directions, les trois dimensions du voxel doivent être comparables, ce qui est possible en augmentant le nombre des codages de phase 3D. Il est bon de noter que l'augmentation des codages de phase 3D comporte une augmentation de la durée de l'acquisition.

Un voxel d'environ 1 mm maximum dans le sens du codage de phase 3D est généralement acceptable (bien que cette taille dépend évidemment des dimensions réelles de la structure en examen et donc de la zone examinée) pour obtenir une bonne qualité de l'image et un temps d'examen minimum.
Dans le cas de la 3D isotrope, la qualité des images pouvant être reconstruites a posteriori est similaire, indépendamment de la projection choisie, tout en conservant une direction préférentielle qui est celle du codage de phase 3D.

Avec la technique 3D isotrope, une augmentation de l'épaisseur de coupe comporte une augmentation du rapport signal sur bruit : en effet, la contribution de voxels différents s'ajoute dans le sens de la projection sélectionnée.

3D Anisotrope

Toutes les séquences 3D sont également possibles en version anisotrope.
La technique d'acquisition 3D anisotrope permet, après l'acquisition, la reconstruction automatique des images multicoupes 2D dans le sens du codage de phase 3D. Le cube de données est donc éliminé, ce qui empêche tout traitement ultérieur des coupes.

La technique d'acquisition 3D anisotrope doit être considérée comme une alternative à la 2D multicoupe, à utiliser en raison de la plus petite épaisseur des coupes (jusqu'à 0,6 mm) et du haut rapport signal sur bruit que l'on peut obtenir.

Facteur de qualité

Le facteur de qualité fournit une indication sur la qualité de l'image en termes de rapport signal sur bruit.
La valeur du facteur de qualité dépend du type de séquence et de ses paramètres sélectionnés (TR, TE, épaisseur de coupe, FOV, taille de la matrice, etc.).
Lorsque ces paramètres varient, le système calcule le facteur de qualité qui en résulte et l'affiche en temps réel.
Le facteur de qualité est affiché dans l'environnement d'examen.

Reconnaissance et correction des artéfacts

Les artéfacts sont de signaux présents dans l'image qui ne correspondent pas à une distribution spatiale réelle des tissus dans la coupe d'acquisition. La reconnaissance des artéfacts est fondamentale afin de minimiser les influences négatives dans l'interprétation diagnostique de l'image.

Il existe un grande nombre d'artéfacts associés aux images de résonance magnétique. Ils ont généralement pour origine des facteurs physiologiquesou technologiques. Les artéfacts étant mondialement connus sous leur nom anglais, qui a donc été souvent repris dans ce document. Les types d'artéfacts peuvent ainsi être regroupés :

- ☛ artéfacts dus à des inhomogénéités et des distorsions
- ☛ artéfacts dus à des variations de fréquence de l'aimant.
- ☛ artéfacts de type Edge (ghosting, smearings, déplacement chimique, ringing)
- ☛ artéfacts de type Wraparound
- ☛ artéfacts dus au phénomène de l'angle magique
- ☛ artéfacts typiques des séquences en écho de spin rapide
- ☛ artéfacts typiques des séquences de type « état stationnaire »
- ☛ artéfacts typiques des séquences de type « XBONE »
- ☛ artéfacts typiques dus à l'utilisation de la technique SpeedUp.

Les paragraphes qui suivent fournissent des exemples d'artéfacts en indiquant leurs principales causes. Ensuite, ils proposent des remèdes possibles pour corriger ou minimiser ces artéfacts.

Artéfacts dus à des inhomogénéités

Inhomogénéités du champ magnétique

Des stries peuvent apparaître sur l'image, surtout en cas d'utilisation d'antennes de grande taille. Ces artéfacts peuvent se présenter sous forme de :

- contours renfoncés au bord du FOV
- stries sur l'image
- structures brillantes en forme d'onde
- vides de signal dans les images en écho de gradient.

CAUSES

Le champ magnétique a été optimisé sur une sphère de diamètre maximum de 140 mm. L'artéfact qui se présente sous forme de stries est dû à des tissus qui se trouvent en dehors de la région d'homogénéité.
Plus le volume sensible de l'antenne est grand, plus le risque d'apparition de ce phénomène est haut.

Les inhomogénéités de champ magnétique produisent sur les images en écho de spin des zones hyperintenses, comme celle indiquée par la flèche sur la figure suivante (image pondérée en T2). Lorsque cette inhomogénéité augmente, l'artéfact ajoute une déformation sur l'image, visible sur la figure au-dessous de la zone hyperintense.

fig. 1.37 - Artéfact dû à des inhomogénéités du champ magnétique sur une image en écho de spin (pondérée en T2)

Dans les images en écho de gradient, l'artéfact par inhomogénéité de champ magnétique produit des zones caractérisées par l'absence de signal, comme celles indiquées par les deux flèches sur la figura suivante.

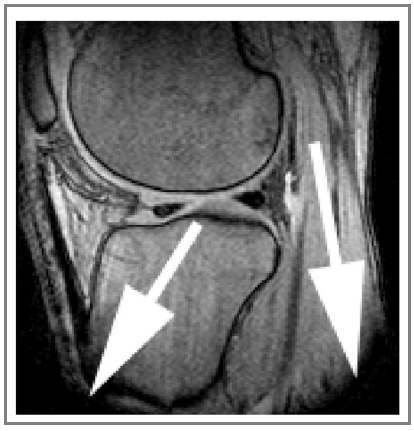

fig. 1.38 - Artéfacts dus à des inhomogénéités du champ magnétique sur une image en écho de gradient

REMÈDES

☛ Contrôler l'homogénéité du champ magnétique.
L'artéfact peut en effet être causé par une détérioration dans le temps des conditions d'homogénéité du champ magnétique. Demander l'intervention du personnel d'assistance technique agréé Esaote pour le contrôle de l'homogénéité.

☛ Sélectionner des TE courts.
Les TE courts sont en effet caractéristiques des séquences avec une grande largeur de bande d'acquisition. L'utilisation de séquences avec une grande largeur de bande d'acquisition réduit ce type d'artéfacts.

☛ Utiliser des FOV plus petits ou des coupes plus minces.

Inhomogénéités locales du champ magnétique

La présence d'éléments métalliques dans le champ magnétique produit des distorsions locales.

CAUSES

L'examen de patients porteurs de prothèses, clips, résidus ou éclats métalliques dans la zone à analyser produit des artéfacts dus aux distorsions locales du champ magnétique causées par le métal.

Attention

Se reporter au chapitre 3 - paragraphe « Pré-surveillance des patients » - dans le manuel d'utilisation pour connaître les risques éventuels liés à l'examen de patients porteurs de clips chirurgicaux ou de corps étrangers métalliques implantés (intracrânien, intraoculaire ou vasculaire) et de patients avec des objets métalliques dans le corps.

fig. 1.39 - Artéfact dû à des résidus métalliques suite à une greffe du ligament croisé antérieur

REMÈDES

☛ Il est conseillé de procéder à l'acquisition des images avec des TE courts, des matrices d'acquisition de grande taille et des petits FOV.
Il n'existe toutefois aucun remède efficace pour éliminer ce type d'artéfact et il faut donc en tenir compte au moment du diagnostic du patient.

☛ De plus, seulement pour les séquences FSE et si l'option « Metal Artefact Reduction (MAR) technique » est activée, régler le paramètre Espacement des échos (ESP) sur 15.

☛ De plus, seulement pour les séquences FSE et si l'option « Metal Artefact Reduction (MAR) technique » est activée, régler le facteur multiplicateur de la fréquence d'échantillonnage dans l'environnement de positionnement de la séquence - étiquette spéciale sur une valeur supérieure à 1 (voir paragraphe « Facteur de la fréquence d'échantillonnage » dans le chapitre « Qualité de l'image en IRM » de ce document).

Artéfact « Zèbre »

Comme son nom l'indique, l'artéfact « Zèbre » se caractérise par de nombreuses lignes parallèles d'intensité alternée qui se superposent à l'image en rendant le diagnostic très difficile.

CAUSES

Cet artéfact est généralement dû à de forts pics de signal sur la ligne d'alimentation.

REMÈDES

Demander l'intervention du personnel d'assistance technique agréé Esaote pour le contrôle de l'environnement dans lequel le système est installé.

Artéfacts liés à des interférences magnétiques

Les interférences électromagnétiques à basse fréquence (LF) peuvent générer des fluctuations du champ magnétique statique qui apparaissent sur l'image sous forme d'artéfacts « ghost » (effet fantôme) ou artéfact « blur » (effet de flou).

CAUSES

☛ Les interférences AC (courant alternatif), causées par des champs électromagnétiques externes à 50/60 Hertz et 16,6 Hertz peuvent causer des artéfacts « ghost ».

☛ Les interférences AC (courant alternatif) internes au système et causées par des dysfonctionnements de modules matériels de la chaîne LF, peuvent causer des artéfacts « ghost ».

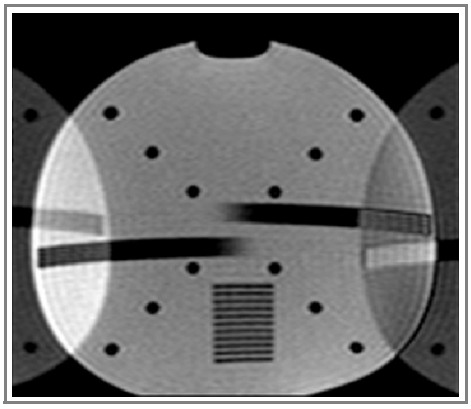

fig. 1.40 - Artéfact « ghost » affiché sur une image fantôme

☛ Les interférences dues à des perturbations DC (courant continu), causées par des dysfonctionnements de modules matériels et une instabilité thermique, peuvent causer des artéfacts « blur ».

☛ Les interférences DC (courant continu), causées par de grands objets ferromagnétiques en mouvement (autoroutes, ascenseurs, etc.), peuvent causer des artéfacts « blur ».

☛ Les interférences presque-DC, causées par des pics d'absorption de courant sur la ligne d'alimentation en courant continu de métros, trains, etc., peuvent causer des artéfacts « blur ».

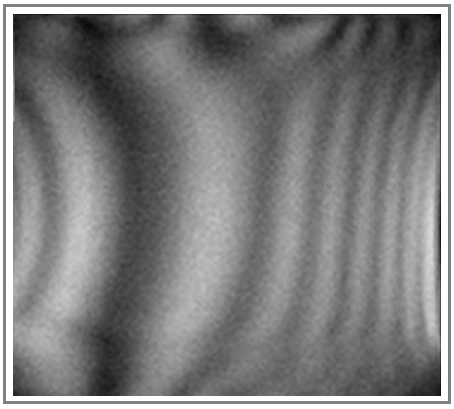

fig. 1.41 - Artéfact « blur » affiché sur une image fantôme

☛ Les interférences DC (courant continu), causées par de gros objets ferreux à proximité du système peuvent fausser l'homogénéité du champ magnétique.

REMÈDES

☛ Contrôler que le site d'installation du système respecte les critères spécifiés dans le Manuel de Service.

☛ Demander l'intervention du personnel d'assistance technique agréé Esaote pour effectuer la compensation magnétique AC/DC.

Artéfacts liés à des interférences en radiofréquence

Les problèmes liés aux interférences RF, comme les lignes, les points lumineux, etc., peuvent apparaître sur l'image.

CAUSES

☛ Fréquences RF externes.

☛ Fréquences RF internes au système dues au dysfonctionnement d'un module matériel de la chaîne RF.

fig. 1.42 - Artéfact dû à des interférences RF

REMÈDES

Demander l'intervention du personnel d'assistance technique agréé Esaote.

Artéfacts dus à des variations de fréquence de l'aimant

Si la fréquence de l'aimant s'écarte des spécifications, elle génère un artéfact qui consiste dans le déplacement, dans le sens de la lecture, de l'image acquise par rapport à l'isocentre de l'aimant.
L'écartement de l'image acquise à l'isocentre est proportionnelle à la distance entre la fréquence effectivement utilisée par aimant et la fréquence selon spécifications.
Si les fréquences de l'aimant s'écartent extrêmement des spécifications, le signal RMN n'est pas acquis et l'image se compose uniquement de bruit.

CAUSES

L'écartement de la fréquence de l'aimant par rapport à sa valeur centrale est déterminé par une température incorrecte de l'aimant. Ce phénomène peut être dû aux facteurs suivants :

☛ Température ambiante hors spécifications et donc contrôle thermique impossible pour maintenir la température de l'aimant à l'intérieur de la plage requise.

☛ Panne électronique du contrôle thermique de l'aimant.

fig. 1.43 - Artéfact dû à des variations de fréquence de l'aimant.

REMÈDES

☛ Contrôler que la température ambiante et la température de l'aimant respectent les critères spécifiés dans le Manuel de Service.

☛ Demander l'intervention du personnel d'assistance technique agréé Esaote pour contrôler et éventuellement réparer le fonctionnement du contrôle thermique.

Artéfacts de type « Edge »

Déplacement chimique

Ce type d'artéfacts se présente exclusivement avec les séquences en écho de gradient et se caractérise par un bord noir au contact entre l'eau et la graisse.

CAUSES

Les protons de l'eau et de la graisse ont des fréquences résonantes de précession légèrement différentes. La phase du signal a donc un comportement cyclique.
A 0,3 T, les spins de la graisse et de l'eau sont en phase et antiphase toutes les 11,18 ms après l'impulsion. L'intensité du signal d'un voxel qui contient de la graisse et de l'eau oscille avec l'augmentation du temps d'écho TE. L'intensité de cette oscillation dépend des pourcentages de graisse et d'eau contenus dans tissu.

fig. 1.44 - Artéfacts de « déplacement chimique » visibles au contact de différents tissus

REMÈDES

L'artéfact ne disparaît complètement que si les TE sont inférieurs à 10 ms et TE = 36,4 ms (les spins de graisse et d'eau sont en phase). Ces conditions ne sont toutefois pas réalistes avec le système O-scan et ce problème ne peut donc pas être corrigé.

Ringing causé par l'échantillonnage

Les images IRM ne peuvent pas être altérées par des artéfacts qui reproduisent les contacts entre des tissus parallèles entre eux.

Toutes les lignes de contact entre des tissus sont sujettes à ce phénomène constitué par des bandes de signal claires et sombres alternées. Ces bandes ressemblent à des structures anatomiques normales et peuvent entraîner des interprétations erronées de l'image.

CAUSES

Les artéfacts de ringing sont intrinsèques dans le processus d'échantillonnage d'un signal analogique. En théorie, le seul moyen de les éliminer serait l'acquisition d'une largeur de bande infinie ; vu que, dans la pratique, les bandes sont toujours limitées, on aura toujours des données « tronquées » qui produiront donc cet artéfact. Voilà pourquoi ce type d'artéfacts est parfois appelé *artéfact de troncature*.

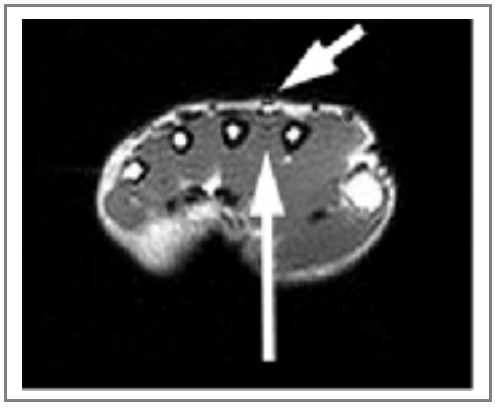

fig. 1.45 - Artéfact de type « ringing »

REMÈDES

☛ Utiliser le filtre Hamming.
Le filtre Hamming est appliqué sur l'acquisition des données brutes dans le but de réduire les artéfacts de type ringing. Voir chapitre « L'environnement d'examen » dans le manuel de l'interface utilisateur.

☛ Utiliser des matrices d'acquisition plus grandes

fig. 1.46 - Image précédente acquise avec filtre Hamming

Artéfacts de type « ghosting » et « smearing »

Les artéfacts sont souvent causés par des mouvements aléatoires ou involontaires, tels que :

- mouvements du patient
- mouvement respiratoire
- mouvement cardiaque et dû au flux sanguin.

Les artéfacts de mouvement sont exclusivement visibles dans le sens du codage de phase et se présentent sous forme d'images fantômes ou de taches.

Artéfacts de mouvements aléatoires

CAUSES

Pendant une IRM, il arrive que le patient :

- fasse de petits mouvements involontaires, causés par la contraction d'une ou de plusieurs structures nerveuses et/ou musculaires (tics nerveux, trouble du mouvement) situées dans la région anatomique examinée.
- fasse des mouvements volontaires de la région anatomique examinée de haut en bas et/ou de droite à gauche, dus aux facteurs suivants :
  - ait une sensation d'inconfort causée par une durée excessive de l'examen.
  - ait des sensations de légères paresthésies momentanées causées par une compression excessive (et fausse) de structures vasculaires ou nerveuses de la région anatomique examinée dans le but de l'immobiliser.

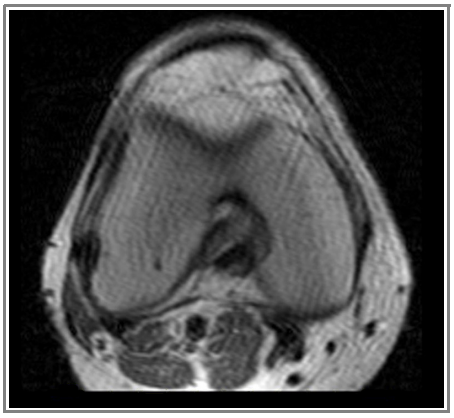

fig. 1.47 - Artéfact dû à des mouvements aléatoires

REMÈDES

☛ Si ce type d'artéfacts peut se produire dans ce type d'examen, utiliser, la technique de correction des artéfacts de mouvement (à sélectionner avant l'acquisition, comme indiqué dans le Chapitre 3 du Manuel de l'interface utilisateur).

☛ Limiter la durée de l'examen à 45 minutes maximum

☛ Éviter les compressions vasculaires et/ou nerveuses excessives de la région anatomique examinée pendant son immobilisation.

Artéfacts de mouvements involontaires périodiques

CAUSES DE L'ARTÉFACT GHOSTING

Pendant les mouvements physiologiques périodiques, tels que les mouvements respiratoires, des lignes de données brutes sont acquises alternativement en inspiration et en expiration. Si l'enregistrement de ce mouvement presque périodique est erroné, la zone correspondante est affichée comme légèrement décalée à intervalles réguliers. Les structures à forte intensité de signal, comme la graisse sous-cutanée, génèrent des images fantôme en réponse à ces mouvements. L'intervalle entre les images fantôme dépend de la période de répétition du mouvement et du TR.

CAUSES DE L'ARTÉFACT SMEARING

Les artéfacts « smearing » sont causés par des modifications dans le signal local pendant l'acquisition. Par exemple, l'aspect d'un vaisseau sanguin perpendiculaire à la coupe d'acquisition change dans le temps à cause du mouvement pulsatile l'intérieur du vaisseau. Sur les images axiales du patient, des signaux fantômes de grands vaisseaux sanguins peuvent être générés. Le flux sanguin dans le plan de l'image dans le sens du gradient de lecture entraîne par contre une perte de signal du vaisseau. Quand le flux est lent en phase de systole, on a un signal résiduel avec des fluctuations périodiques. Par conséquent, ce type de fantôme est également visible sur les images de vaisseaux contenus dans le plan de l'image.

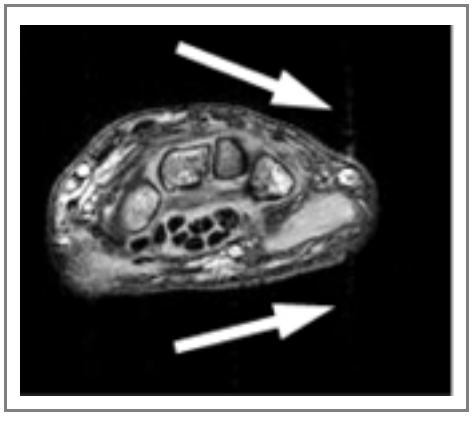

fig. 1.48 - Artéfact dû au flux sanguin

REMÈDES

☛ Procéder à des acquisitions en utilisant le « pseudo-gating ».
Cette technique comporte l'utilisation d'un TR multiple de la fréquence cardiaque, si cette dernière est connue. De la sorte, les images fantôme dues au flux sanguin sont très réduites.

☛ Augmenter le nombre d'acquisitions.
Les données de l'image sont acquises avec continuité pendant les cycles respiratoires ou cardiaques complets. Si le nombre d'acquisitions est très élevé, il est possible d'éliminer ou de réduire considérablement les images fantôme.
Il faut toutefois considérer qu'un grand nombre d'acquisitions augmente le temps total de l'examen. Le patient contraint à rester longtemps immobile peut parfois effectuer des mouvements, même involontaire, qui peuvent avoir des répercussions négatives sur l'image produite. Le médecin est donc tenu d'évaluer le nombre d'acquisitions à effectuer, en fonction de l'état du patient, de la zone examinée et de l'ampleur des artéfacts de mouvement périodique.

Artéfacts de repliement ou de type « wrap-around »

Les structures anatomiques situées en dehors du FOV, mais à l'intérieur du volume de sensibilité de l'antenne, peuvent se superposer à la région anatomique contenue dans le FOV : un artéfact apparaît du côté opposé au FOV sur l'image, où sont localisés les spins à l'origine du signal.

CAUSES

Les artéfacts de repliement « aliasing » ou « wrap-around » se produisent chaque fois qu'un signal variable dans le temps est discrétisé avec une fréquence d'échantillonnage, f_c, inférieure au double de la bande des fréquences contenues dans le signal.
En effet, une fréquence supérieure à la moitié de f_c ($f_c/2$ = fréquence de Nyqvist) est impossible à distinguer des fréquence plus basses.
Par conséquent, un spectre de fréquences dérivant de l'échantillonnage discret de données, ne comprendra pas de valeurs supérieures à la fréquence de Nyqvist ; toutes les fréquences d'un signal variable dans le temps, qui sont supérieures à la fréquence de Nyqvist, seront inversées à l'intérieur du spectre.

Dans l'imagerie par résonance magnétique, où le signal est reçu avec cohérence de phase, le signal relatif aux fréquences supérieures à celle de Nyqvist ne sera pas simplement inversé à l'intérieur du spectre, mais sera attribué à la fréquence négative correspondante. L'extension du concept d'aliasing produit l'effet « wrap-around » : les objets qui s'étendent au-delà d'une limite d'une image sont positionnés sur la limite opposée de cette image.

☛ Dans le sens de la lecture, f_c devrait être au moins égal au double de la fréquence du signal, afin d'éviter que le gradient de lecture ne positionne par erreur le signal provenant de la région en dehors du FOV à l'intérieur de l'image affichée.

☛ Dans le sens du codage de phase, les spins contenus dans le FOV sélectionné peuvent subir au maximum un déplacement de 360 degrés pour le pas me plus haut du codage.
Les spins périphériques par rapport au FOV accumulent donc un déplacement supérieur à un cycle complet ($\beta = \alpha + k\ 360$ degrés) : ils sont codés comme ceux qui subissent un déplacement analogue de α degrés.

☛ Dans les images 3D, les régions périphériques par rapport au volume sélectionné peuvent être sombres à cause du phénomène d'aliasing dans le sens de sélection de la coupe. Dans ce cas le phénomène d'aliasing est dû à une excitation imparfaite pour la sélection du volume 3D.

REMÈDES

☛ Utiliser des FOV plus grands pour essayer d'inclure dans le champ de vue toute la zone anatomique examinée.

☛ Un filtre passe-bande du système élimine les effets de repliement « wrap-around » dans le sens de la lecture.

☛ Utiliser la technique de suréchantillonnage pour éliminer le défaut dans le sens du codage.
La fonction peut être activée / désactivée par l'utilisateur et peut également fonctionner si une seule acquisition a été programmée (voir chapitre 3 du Manuel de l'interface utilisateur, paragraphe « Le suréchantillonnage »).

☛ Le logiciel du système élimine la plupart des régions périphériques obscures dans les images 3D. Cet artéfact peut de toute façon être présent sur certaines coupes périphériques.

Artéfacts dus au phénomène de l'angle magique

Certains tissus du corps humain, tels que les ligaments et les tendons, sont constitués par des fibres de collagènes anisotropes.

Dans ces tissus, le temps de relaxation T2 dépend fortement de l'angle formé par leur direction avec la direction du champ magnétique.

CAUSES

Les structures en question (ligaments/tendons) sont généralement hypointenses - en l'absence d'états pathologiques - dans toutes les séquences, sauf en présence du phénomène de l'angle magique - dans lequel l'angle entre le champ magnétique et la direction des tissus est d'environ 55 degrés.
Dans ces conditions, le temps de relaxation T2 est maximum et suffisamment long pour provoquer une augmentation du signal.

Dans les séquences pondérées en T1 à TE court, cette augmentation du signal peut simuler une pathologie de ces structures qui, en réalité, n'est autre que l'artéfact de l'angle magique.

fig. 1.49 - Artéfact dû au phénomène de l'angle magique visible sur une image pondérée en T1

REMÈDES

☛ Déplacer le patient : cette solution n'est pas toujours facile à réaliser à cause de la géométrie du système O-scan.

☛ Utiliser des séquences avec un TE suffisamment long pour éviter les problèmes liés aux temps d'acquisition longs. Des séquences ont été spécialement étudiées dans ce but, à savoir les séquences « Spin Echo, TE=50 ms » et « Turbo Spin Echo, TE=50 ms ».

fig. 1.50 - Image obtenue avec une séquence « Spin Echo, TE=50 ms » : l'artéfact de l'angle magique a disparu

Artéfacts typiques des séquences en écho de spin rapide

Les artéfacts que l'on peut rencontrer sur ce type de séquences sont essentiellement dûs à deux facteurs :

☛ l'espace K est rempli à partir d'échos différents.

☛ chaque écho acquis est la somme de l'écho principal (écho de spin) et de l'écho stimulé.

☛ dysfonctionnement de la technique Relaxation.

Artéfacts dus au remplissage de l'espace K en utilisant des échos différents

CAUSES

Ces types d'artéfacts sont dûs à un ensemble de facteurs, tels que :

☛ discontinuité à l'intérieur de l'espace K déterminée par des erreurs sur les échos qui, pour des raisons intrinsèques à la technique FAST, ne sont pas possibles à factoriser comme dans les séquences normales (écho de spin, écho de gradient etc.) ce qui a des conséquences sur la qualité de l'image en donnant lieu aux artéfacts suivants :

- ringing
- ghosting

☛ discontinuité à l'intérieur de l'espace K déterminée par la déchéance de T_2 qui se produit entre un écho et le suivant et peut donner lieu aux artéfacts suivants :

- blurring : chaque image numérique est la représentation d'un objet physique. Dans une situation idéale, chaque point de l'objet physique est représenté par un point bien défini dans l'image ; dans un système réel, le point de l'objet est flou (étalé) ou répété (ringing) dans l'image. Cet effet s'exprime mathématiquement avec la fonction PSF (de l'anglais Point Spread Function), dont la largeur quantifie le blurring ; dans le cas d'une séquence FSE, la PSF est élargie à la déchéance de T_2. Cet effet a des conséquences sur la qualité de l'image : plus le blurring est élevé, plus la qualité de l'image est basse, ce qui peut entraîner des erreurs d'interprétation. Cet artéfact est encore plus visible avec les structures ayant des temps de relaxation T_2 bas.

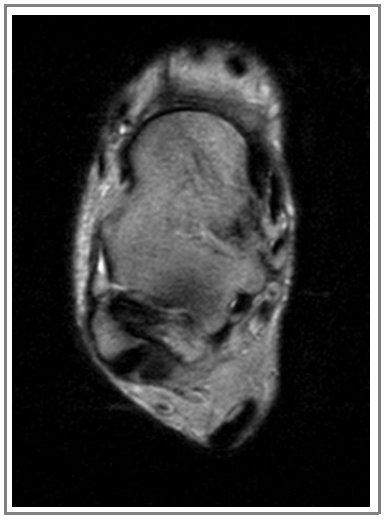

fig. 1.51 - Artéfact de type blurring visible sur une image obtenue avec une séquence en « écho de spin rapide », ETL=16

- artéfacts « cusp » : artéfact causé par des structures hyperintenses induites par des inhomogénéités de l'aimant, qui se trouvent en dehors de la région d'homogénéité et sont répliquées à l'intérieur de l'image.

REMÈDES

☛ ringing : pour corriger cet artéfact, il est conseillé de régler sur une valeur supérieure à 1, le paramètre « Serie » qui se trouve dans l'environnement de programmation de la séquence.
Cette solution n'est valable que pour les séquences dans lesquelles le temps d'écho (TE) est supérieur au temps inter-écho (ESP).

☛ blurring : pour atténuer ce type d'artéfact, il est conseillé d'utiliser des valeurs basses de train d'échos (ETL) et de régler le paramètre « Serie » sur une valeur supérieure à 1.

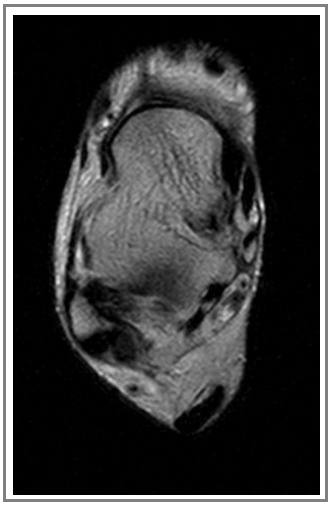

fig. 1.52 - Image obtenue avec une séquence « écho de spin rapide, ETL=8 » : l'artéfact blurring a disparu.

☛ artéfacts « cusp » : pour exclure ce type d'artéfact, il est conseillé de positionner, en phase de programmation de la séquence, une bande de présaturation pour annuler le signal provenant des structures hyperintenses.

Artéfacts dus à la somme non cohérente entre l'écho principal (écho de spin) et l'écho stimulé.

CAUSES

Si l'écho stimulé ne coïncide pas, en termes de temps, à l'écho principal, la somme des deux échos n'est plus cohérent et peut donner lieu à un artéfact qui entraîne un changement de luminosité dans la direction du gradient de lecture.
Plus l'écho stimulé s'éloigne de l'écho principal, plus cet artéfact ressemble à l'artéfact de type « Zèbre ».

REMÈDES

Si l'artéfact est tellement visible qu'il s'est transformé en artéfact de type « Zèbre » :

☛ Demander l'intervention du personnel d'assistance technique agréé Esaote pour le contrôle de l'environnement dans lequel le système est installé et pour sa recalibration éventuelle.

Dysfonctionnement de la technique de Relaxation

CAUSES

La cause d'un dysfonctionnement de la technique de Relaxation est intrinsèque à celle-ci.
Si la calibration de la technique de Relaxation n'est pas parfait, lorsqu'on active cette technique, l'impulsion RF 90° à la fin du TR pourrait ne pas être envoyée en parfaite synchronisation avec le reste de la séquence, de sorte que l'accélération de la relaxation du signal n'est pas possible en causant une détérioration partielle et/ou totale du contraste T2 sur l'image.

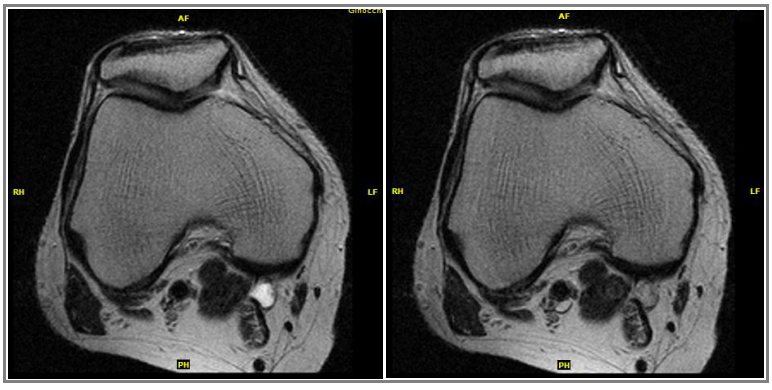

fig. 1.53 - Séquence FSE avec technique de Relaxation fonctionnant (à gauche) et Séquence FSE avec technique de Relaxation non fonctionnant (à droite)

REMÈDES

Demander l'intervention du personnel d'assistance technique agréé Esaote pour le contrôle de l'environnement dans lequel le système est installé et pour sa recalibration éventuelle.

Artéfacts typiques des séquences de type « état stationnaire »

Ce type de séquences est normalement sujet aux artéfacts typiques des séquences en écho de gradient, précédemment traités, tels que :

- artéfacts de type « absence de signal », essentiellement dus à une inhomogénéité locale du champ magnétique.
- artéfacts de repliement de type « Wrap-around » (Backfolding)

En particulier, la famille des séquences « Hyce » (2D Hyce, 3D Hyce) peut être sujette à l'artéfact de type « Banding ».

CAUSES

L'artéfact est intrinsèque à la technique utilisée par la séquence et est essentiellement dû à sa susceptibilité magnétique générée par les inhomogénéités locales du champ magnétique.
Cet artéfact se présente sous forme d'une ou de plusieurs bandes noires, disposées au centre ou en périphérie de l'image, correspondant aux points où les valeurs d'inhomogénéité dépendent du temps de répétition (TR) utilisé.

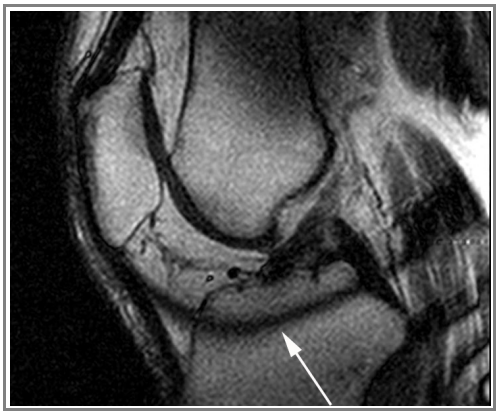

fig. 1.54 - Artéfact de type « banding » visible dans une séquence « 2D Hyce »

REMÈDES

☛ Régler sur une valeur supérieure à 1, le paramètre « Serie » qui se trouve dans l'environnement de programmation de la séquence.
En entrant une valeur supérieure à 1 pour le paramètre « Serie », la séquence est automatiquement acquise *n* fois, où *n* est le nombre défini par l'utilisateur-
Les *n* acquisitions, toutes précédées d'un changement de phase de l'impulsion, génèrent *n* espaces k différents et donc *n* images ; à la fin de la séquence, les *n* images sont combinées en obtenant une image dans laquelle cet artéfact est très atténué ou a disparu.

☛ en maintenant les autres paramètres inaltérés, de manière cohérente, il est conseillé d'utiliser des TR courts car en diminuant le TR, le phénomène des bandes noires tend à disparaître.

Artéfacts typiques des séquences de type « XBONE »

Ce type de séquences est normalement sujet aux artéfacts typiques des séquences en écho de gradient, précédemment traités, tels que :

- artéfacts de type « absence de signal », essentiellement dus à une inhomogénéité locale du champ magnétique, principalement présents aux bords du champ de vue des images natives.
- artéfacts de type « Inversion du signal de suppression eau-graisse » (Swap).

CAUSES

Le premier type d'artéfact est intrinsèque à la technique utilisée par la séquence, et est essentiellement dû à sa susceptibilité magnétique générée par les inhomogénéités locales du champ magnétique.
Cet artéfact se présente sous forme de perte de signal plus ou moins évidente en fonction des paramètres d'acquisition utilisée, notamment le temps d'écho (TE) et l'épaisseur de coupe.

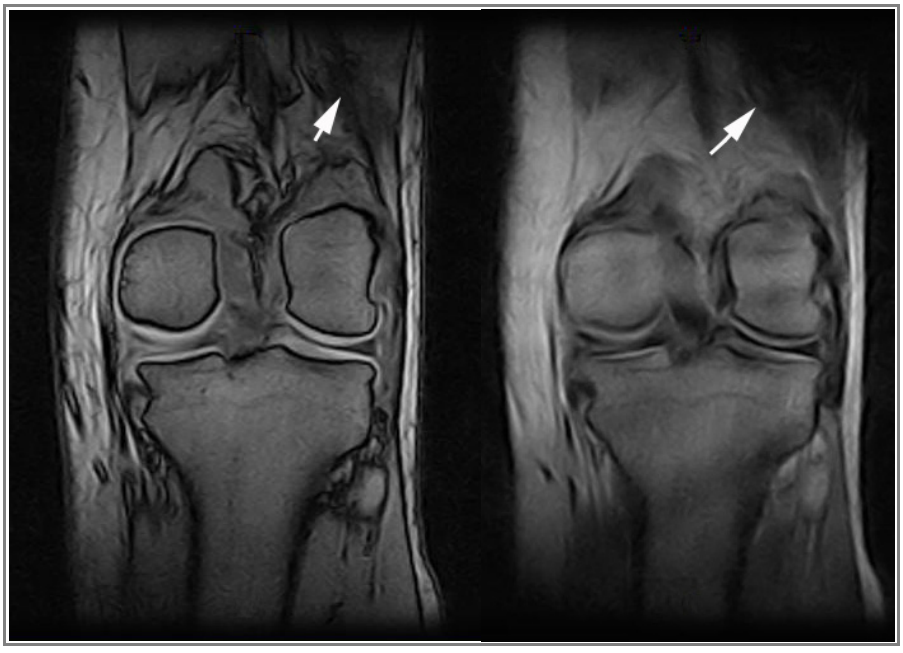

fig. 1.55 - Artéfact de type « inhomogénéité locale » visible sur les deux images qui représentent les deux échos natifs de la séquence XBONE (1er écho à gauche 2ème écho à droite)

Le second type d'artéfact se présente sous forme d'inversion signal de suppression du tissu adipeux et de l'eau ; cet artéfact n'est visible que sur les images de somme et de soustraction de la phase issues des deux images natives.
Cette inversion est générée par une erreur de calcul de l'algorithme de phase unwrapping causée par des tours de phase excessifs du signal NMR acquis.

fig. 1.56 - Artéfact de type « inversion signal de suppression du tissu adipeux et de l'eau » visible sur les deux images de somme et de soustraction de la phase issues des deux images natives de la XBONE

Artéfacts typiques dus à l'utilisation de la technique SpeedUp

Ce type de technique peut être sujette aux artéfacts dus une erreur de modulation de la phase en transmission, tels que :

- artéfacts de type « points brillants » et/ou « structures en étoile » situés centre de l'image.

CAUSES

Ce type d'artéfacts est déterminé par une erreur d'acquisition SpeedUp qui comporte à son tour une erreur de modulation de la phase en transmission.

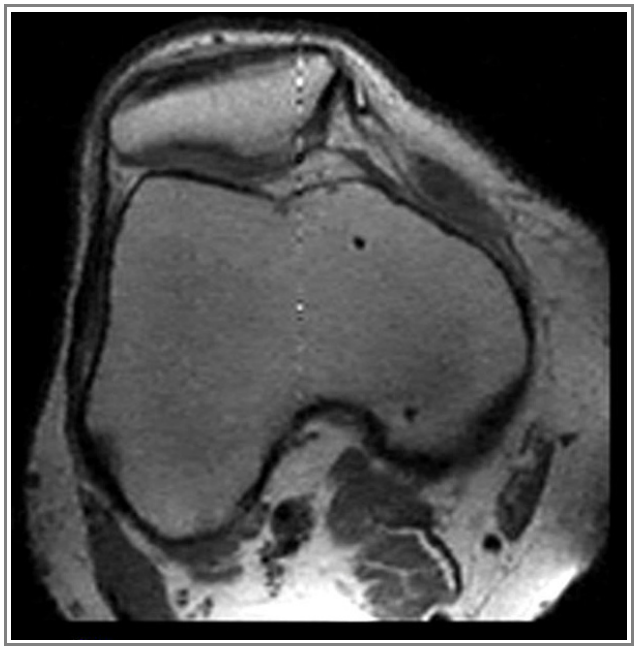

fig. 1.57 - Artéfact de type« points brillants » et/ou « structures en étoile » situé centre de l'image, visible sur une image acquise avec la technique SpeedUp

REMÈDES

☛ répéter la séquence en désactivant l'acquisition SpeedUp.
pour désactiver cette technique d'acquisition, il suffit de cliquer pour désélectionner le champ SpeedUp, qui se trouve à l'intérieur de l'option des paramètres spéciaux dans la zone de modification /programmation des acquisitions.

CHAPITRE 2
Séquences et protocoles d'examen

Séquences d'impulsions

O-scan est un système d'IRM pour tomographies à bas champ (0,3 T) et donc avec un rapport signal sur bruit dérivé du champ magnétique inférieur à celui des machines à champ plus élevé. L'optimisation de l'électronique, notamment des antennes de réception, associée à une bonne stratégie de conception et d'utilisation des séquences permet d'atteindre une qualité d'image comparable à celle qu'on obtient avec des machines de champ moyen.

Le système O-scan permet les séquences 2D et les séquences 3D.
Le système optimise le rapport signal sur bruit de chaque séquence en choisissant la bande d'acquisition la plus appropriée en fonction des paramètres sélectionnés.
Les paramètres prédéfinis de chaque séquence ont été étudiés dans le but d'optimiser la qualité de image et de minimiser la durée de l'examen.

Les paragraphes suivants contiennent une description de toutes les séquences disponibles avec O-scan et les effets de chacun d'elles sur le contraste de l'image. Cet aspect de l'imagerie à résonance magnétique est essentiel pour une parfaite utilisation de toutes les capacités cliniques du système.
Il est conseillé à l'utilisateur d'approfondir les arguments en suivant des cours de formations ou en lisant des documents disponibles dans la littérature.

Séquences pour obtenir le contraste T1

Les images pondérées en T1 sont caractérisées par un contraste qui dépend principalement du temps de relaxation T1 des tissus. Chaque tissu fournit un signal qui dépend de T1: plus le T1 est court, plus l'intensité du signal augmente.

Dans ce type d'images, le rapport signal sur bruit est habituellement élevé et permet donc de distinguer facilement les structures anatomiques principales.

Le contraste T1 s'obtient en utilisant :

☛ des temps d'échos courts (TE inférieurs à 30 ms, normalement TE = 24 ms), qui permettent de minimiser les effets de la relaxation T2 et donc la pondération T2 sur l'image

☛ temps de répétition courts par rapport aux T1 des tissus (TR d'environ 500 ms ou moins).

contraste T1 ⇔ TE court
TR court

Pour augmenter le contraste T1, on peut intervenir sur les paramètres des séquences en réduisant le temps d'écho (TE) et le temps de répétition (TR).

Une réduction du temps d'écho comporte :

☛ une augmentation du signal IRM, du fait que le signal d'écho est réduit d'une quantité inférieure par la relaxation T2

☛ une réduction des temps d'acquisition, qui se traduit par une augmentation de la bande d'acquisition et donc par une augmentation du bruit. Le rapport signal sur bruit de l'image sera donc le résultat d'un compromis entre ces deux phénomènes.

L'utilisation de TE courts pour l'examen de structures ligamenteuses peut donner lieu au phénomène de l'angle magique (voir paragraphe « Reconnaissance et correction des artéfacts », chapitre « Qualité de l'image en IRM » de ce document).

Le contraste T1 peut également être augmenté en utilisant des produits de contraste paramagnétiques qui réduisent la valeur de T1 de certains tissus et augmentent le contraste avec les tissus adjacents.

Attention

Avant d'utiliser un produit de contraste, consulter la notice de son fabricant.

Les produits de contraste peuvent avoir des effets indésirables, comme des réactions anaphylactiques ou d'autres effets collatéraux tels que des éruptions cutanées.

Attention

Utiliser exclusivement des produits de contraste paramagnétiques (complexes du gadolinium) agréés par les autorités compétentes pour un usage en imagerie à résonance magnétique.

Avant d'utiliser un produit de contraste, consulter la notice de son fabricant.

Les produits de contraste peuvent avoir des effets indésirables, comme des réactions anaphylactiques ou d'autres effets collatéraux tels que des éruptions cutanées.

Attention

Les patients souffrant d'insuffisance rénale sévère, qui reçoivent un produit de contraste à base de gadolinium, peuvent développer une maladie débilitante dont l'issue peut être fatale, appelée fibrose systémique néphrogénique (FSN).
De plus, les patients qui viennent de subir ou vont subir une greffe du foie ou les patients atteints d'hépatites chroniques risquent de développer une FSN s'ils soufrent d'une insuffisance rénale, même légère.

Séquence « Spin Echo T1 »

Dans les séquences en écho de spin, l'impulsion d'excitation RF à 90° est suivie d'une impulsion RF de refocalisation à 180°, nécessaire pour éliminer les inhomogénéités du champ magnétique statique et pour produire des images pondérées en T1 et pondérées en T2.

La « Spin Echo T1 » est une séquence d'écho de spin à TE court, variable de 18 à 34 ms ; la bande d'acquisition est automatiquement réduite au minimum possible pour le TE sélectionné, afin d'obtenir un meilleur rapport signal sur bruit.

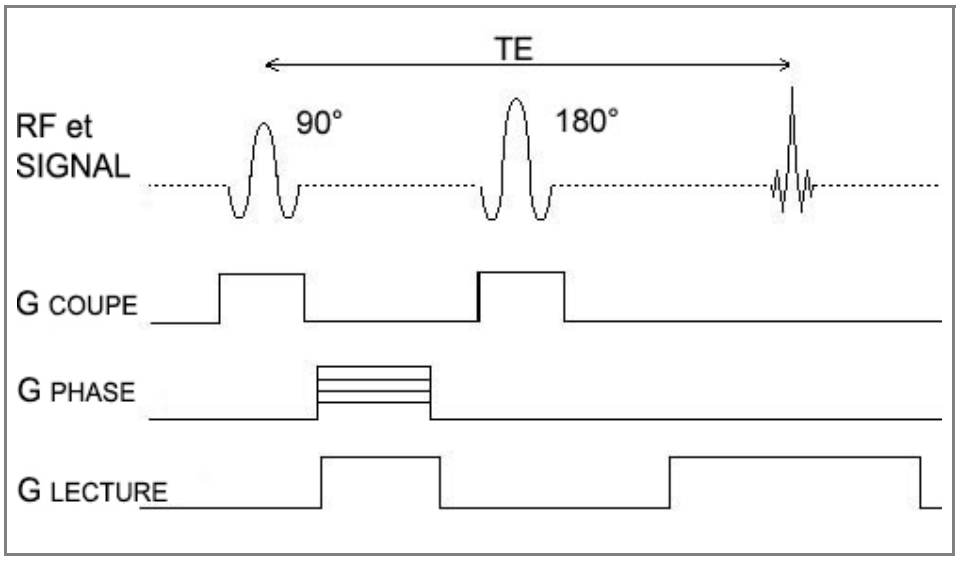

fig. 2.1 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences en écho de spin. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence

Séquence « Spin Echo T1 HE »

Il s'agit d'une séquence d'écho de spin à TE très court.
Par rapport à une séquence « Spin Echo T1 » le TE est réduit grâce à la technique « Half Echo » qui permet l'acquisition de seulement la moitié du signal IRM pour reconstruire ensuite la partie manquante à l'aide d'un algorithme.
Cette séquence fournit la contribution maximale T1 et est également plus sujette au phénomène de l'angle magique (voir paragraphe « Reconnaissance et correction des artéfacts », chapitre « Qualité de l'image en IRM » de ce document).

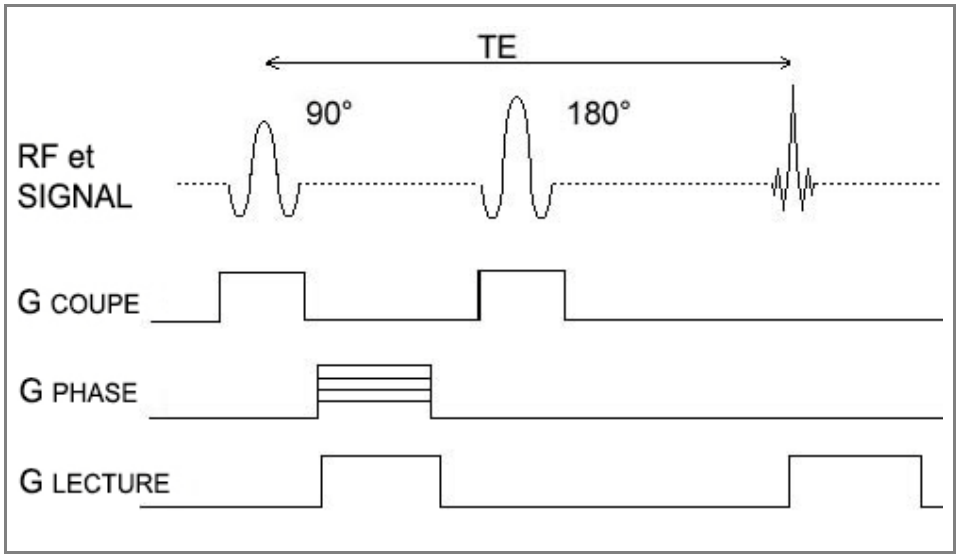

fig. 2.2 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences en écho de spin demi écho. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence

Séquence « Spin Echo T1 HF »

Il s'agit d'une séquence d'écho de spin T1 avec l'application de la technique du demi plan de Fourier pour la réduction du temps d'acquisition. Elle consiste dans l'acquisition d'environ la moitié des codages de phase, tandis que l'autre moitié est reconstruite à l'aide d'un algorithme.
Cette technique peut être utilisée pour réduire la durée de l'examen :

☛ à la place de la réduction du nombre d'acquisitions
☛ pour acquérir des images en densité protonique, où il faut utiliser des TR très longs.

La technique du demi plan de Fourier est une technique conventionnelle de l'imagerie à résonance magnétique, ainsi définie : *« Reconstruction d'une image à partir d'un ensemble de données IRM comprenant un échantillonnage asymétrique de l'espace k. Par exemple, cette technique peut être utilisée pour réduire le temps d'acquisition de l'image, pour réduire le nombre de codages de phase nécessaires ou pour réduire le temps d'écho TE en déplaçant l'écho du centre de la fenêtre d'acquisition. Dans les trois cas, le rapport signal sur bruit est réduit et la résolution peut être augmentée jusqu'à la résolution maximum disponible dans les données IRM. »*

Séquences « Fast Spin Echo T1 »

La séquence Fast Spin Echo T1 (FSE T1) est une séquence de type écho de spin rapide (voir paragraphe « Séquences Fast Spin Echo T2 » pour une description détaillée) caractérisée par ESP fixe et par ETL (le nombre d'échos) sélectionnable par l'utilisateur (voir paragraphe « Séquences Fast Spin Echo T2 » pour une description détaillée).

Séquence « IR »

Les séquences « Inversion Récupération » utilisent une impulsion à 180 degrés pour inverser l'aimantation longitudinale avant l'acquisition.
Ainsi, le signal IRM se caractérise uniquement par un temps de relaxation T1, ce qui fait que les images acquises avec cette technique fournissent un contraste T1 « pur ».
Cette séquence peut être utilisée pour effectuer des mesures indicatives de T1.
De plus ; si l'impulsion d'excitation à 90° est appliquée au moment précis où la courbe de relaxation d'un T1 particulier passe par le zéro, le signal de ce tissu est supprimé (séquence STIR, voir paragraphe « Séquences pour la suppression de la graisse ».).

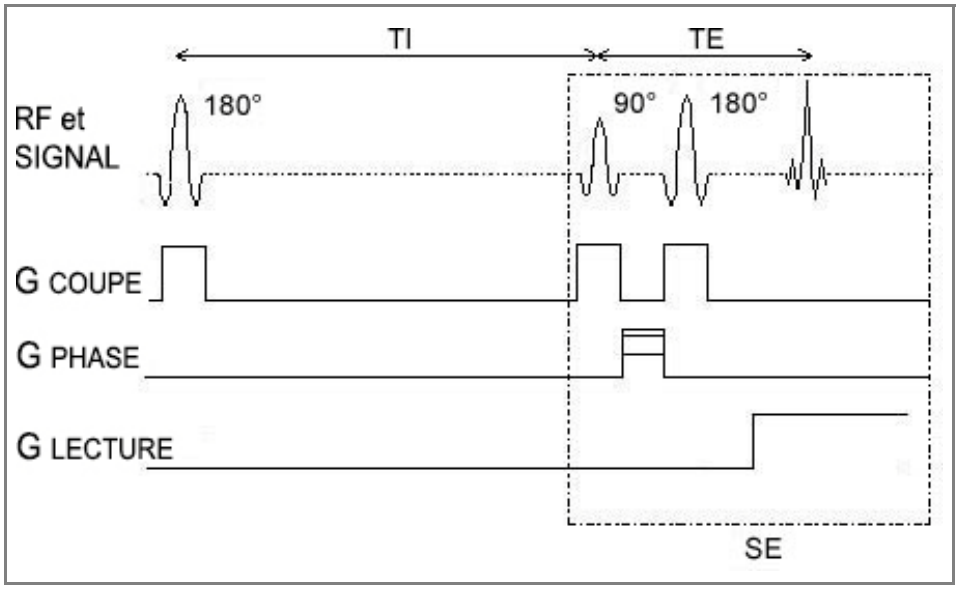

fig. 2.3 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences en inversion-récupération. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence

Séquences pour obtenir le contraste T2

Les images pondérées en T2 sont caractérisées par un contraste qui dépend principalement du temps de relaxation T2 des tissus. Chaque tissu fournit un signal qui dépend de T2 : plus le T2 est long, plus l'intensité du signal augmente.

Le contraste T2 s'obtient avec des temps d'écho longs par rapport aux T2 des tissus et des temps de répétition longs par rapport aux T1, pour réduire ses effets sur le contraste des images.

contraste T2 ⇔ TE long
TR long

En augmentant le temps d'écho (TE), le signal IRM diminue à cause des effets de relaxation T2.

Le rapport signal sur bruit de ce type d'images est inférieur à celui des images pondérées en T1, malgré une diminution du bruit due au fait que le système utilise, dans les séquences avec TR longs, des bandes d'acquisition de petite largeur.

De plus, vu que cette acquisition nécessite des temps de répétition (TR) très longs (de 2500 à 3000 ms), les temps d'acquisition sont longs.

Les images pondérées en T2 sont particulièrement sensibles à de nombreuses lésions pathologiques qui, dans certains cas, ne sont pas visibles en utilisant des séquences pondérées en T1 ainsi qu'à la présence de liquide synovial, d'œdèmes et de tissu inflammatoire.

Remarque

L'utilisation de temps d'écho TE longs ne donne pas lieu au phénomène de l'angle magique (voir paragraphe « Reconnaissance et correction des artéfacts », chapitre « Qualité de l'image en IRM » de ce document).

Séquence « Spin Echo T2 »

Dans les séquences en écho de spin, l'impulsion d'excitation RF à 90° est suivie d'une impulsion RF de refocalisation à 180°, nécessaire pour éliminer les inhomogénéités du champ magnétique statique et pour produire des images pondérées en T1 et pondérées en T2.

La « Spin Echo T2 » est une séquence d'écho de spin avec TE long ; la bande d'acquisition est la plus petite possible pour améliorer le rapport signal sur bruit et est donc fixée pour chaque TE.
Cette séquence est caractérisée par un TE long, variable de 80 à 120 ms.

Voir fig. 2.1 pour l'évolution temporelle des RF et des gradients.

Séquence « Spin Echo Proton Density-T2 »

Dans ce type de séquences, après l'impulsion RF initiale à 90°, le signal est refocalisé trois fois par trois impulsions successives à 180° qui produisent trois échos à trois différents TE.
On obtient deux images différentes :

- la première image est pondérée en densité protonique et est exclusivement obtenue avec le premier écho
- la seconde image est pondérée en T2 et est obtenue avec les trois échos. Le TE effectif de cette image est une valeur qui permet d'obtenir un contraste optimal.

Cette séquence est particulièrement utile pour distinguer les tissus en fonction de leur changement de contraste entre le premier et le second écho.

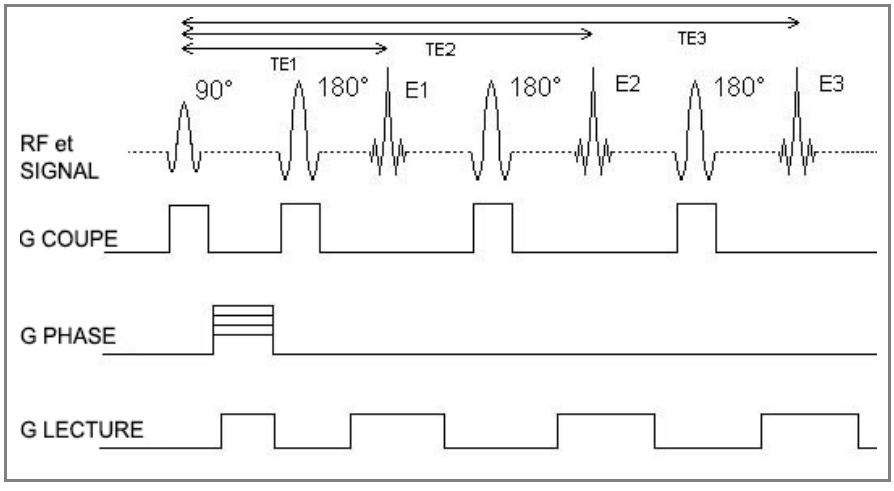

fig. 2.4 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences multi-échos. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence

Séquence « Turbo Multi Echo 3 Echos »

Dans ce type de séquence - qui utilise une technique similaire au demi plan de Fourier (« Half Fourier ») - après l'impulsion RF initiale à 90°, le signal est refocalisé trois fois par trois impulsions successives à 180° qui produisent trois échos à trois différents TE (voir l'image précédente pour l'évolution temporelle de RF et gradients).
On obtient trois images différentes :

☛ la première image est pondérée en densité protonique et est exclusivement obtenue avec le premier écho

☛ la seconde image est pondérée en T2 et est exclusivement obtenue avec le second écho

☛ la troisième image est fortement pondérée en T2 et est obtenue avec le troisième écho.

Cette séquence est particulièrement utile pour distinguer les tissus en fonction de leur changement de contraste entre les échos.

Séquence « Turbo Spin Echo »

Cette séquence comporte une combinaison opportune des signaux de 3 échos - avec des techniques similaires au demi plan de Fourier (« Half Fourier ») - pour obtenir des images avec contraste pondéré en T2 dans un temps d'acquisition plus court que celui de la séquence « Spin Echo T2 » standard.
La valeur de TE doit être considérée comme « efficace » et est la combinaison des trois échos.

Séquences « Fast Spin Echo T2 »

La séquence Fast Spin Echo (FSE) est une séquence de type écho de spin caractérisée par la présence de plusieurs échos générés par un train d'impulsions de refocalisation (180°).
Chaque écho a son propre codage de sorte que le temps d'acquisition d'une image est réduit d'un facteur égal au nombre d'échos utilisés (Turbo Factor - Facteur turbo). La distance entre un écho et le suivant est appelée ESP (Eco Spacing - Distance entre échos).
La sélection du TE détermine l'écho placé au centre de l'espace k, en définissant ainsi le contraste T2 de l'image.
Les images FSE peuvent être floues (blurring) en raison du T2 du tissu et de la durée du train d'échos. Il est possible de sélectionner la valeur de la distance entre échos ESP et le nombre d'échos sera sélectionné en fonction de cette valeur.
La fréquence d'échantillonnage est optimisée pour chaque choix du nombre du d'échantillons, de façon à maximiser le rapport signal sur bruit de l'image.
De plus, il est possible d'activer/désactiver la compensation de flux dans la direction de la lecture ou dans la direction de la sélection du gradient.

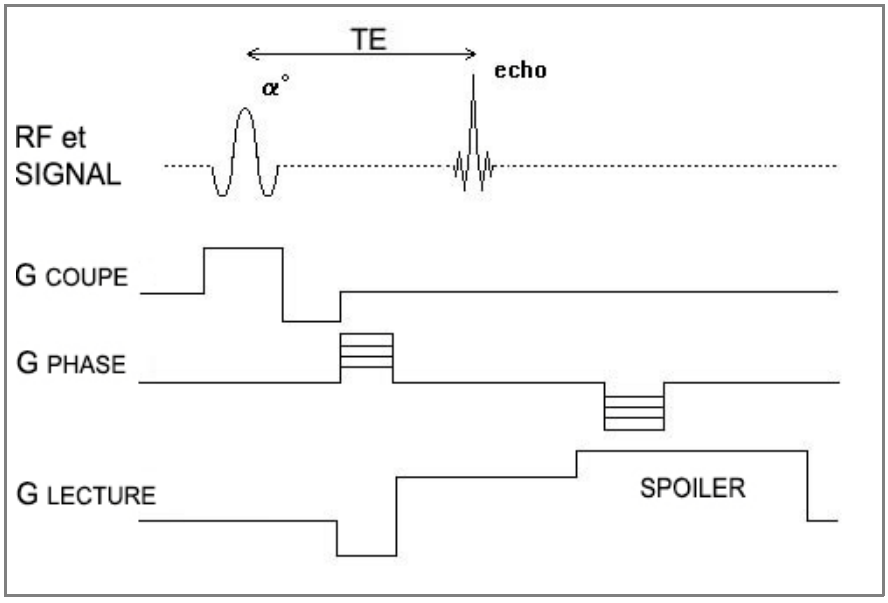

fig. 2.5 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences en écho de spin rapide. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence

Séquence « FSE Proton Density T2 »

Il s'agit d'une séquence d'écho de spin rapide avec ESP et ETL fixes où sont générées deux images différentes, grâce à une gestion appropriée pendant la phase de codage ; la première image, avec un temps d'écho de 30, a un contraste en densité protonique tandis que la seconde, avec un temps d'écho de 120, à un contraste T2.
Chaque écho a son propre codage de sorte que le temps d'acquisition des images est réduit d'un facteur égal à la moitié du nombre d'échos utilisés (Turbo Factor - Facteur turbo).

Séquence « Turbo Multi Echo »

Cette séquence comporte une combinaison opportune des signaux de 3 échos - avec des techniques similaires au demi plan de Fourier (« Half Fourier ») - afin d'obtenir deux images, dont la première avec contraste en densité protonique et la seconde pondérée en T2, dans un temps d'acquisition plus court que celui de la séquence « Spin Echo Proton Density-T2 » standard.

Séquences pour obtenir le contraste en « densité protonique »

Le contraste en « densité protonique » permet de distinguer les tissus en fonction de leur contenu d'eau, grâce à la minimisation de l'influence des temps de relaxation T1 et T2.

Pour obtenir ce contraste, il faut utiliser des temps d'écho (TE) courts - pour réduire les effets du T2 - et des temps de répétition (TR) longs pour réduire les effets du T1.

contraste « densité protonique »	⇔	**TE court** **TR long**

Ce type de contraste fournit des images à haute résolution, avec un bon rapport signal sur bruit qui permet une claire distinction anatomique des tissus.

Toutes les séquences à T1 court - décrites dans les paragraphes précédents - peuvent être utilisées (avec un TR suffisamment long) pour obtenir ce type de contraste. Ces considérations sont également vraies pour les séquences à double écho, relativement au premier écho.

Séquence « SPED »

La séquence SPED est une séquence de type Echo de Spin, caractérisée par la présence de deux échos, de durée automatiquement déterminée par le logiciel en fonction de la fréquence de résonance et du *déplacement chimique* entre l'eau et la graisse afin de générer deux images dans lesquelles les signaux de l'eau et de la graisse sont respectivement en opposition de phase et en phase.
Le traitement suivant des données par le logiciel génère deux images contenant uniquement le signal de la graisse pour la première et uniquement le signal de l'eau pour la seconde, en obtenant une séparation eau-graisse.

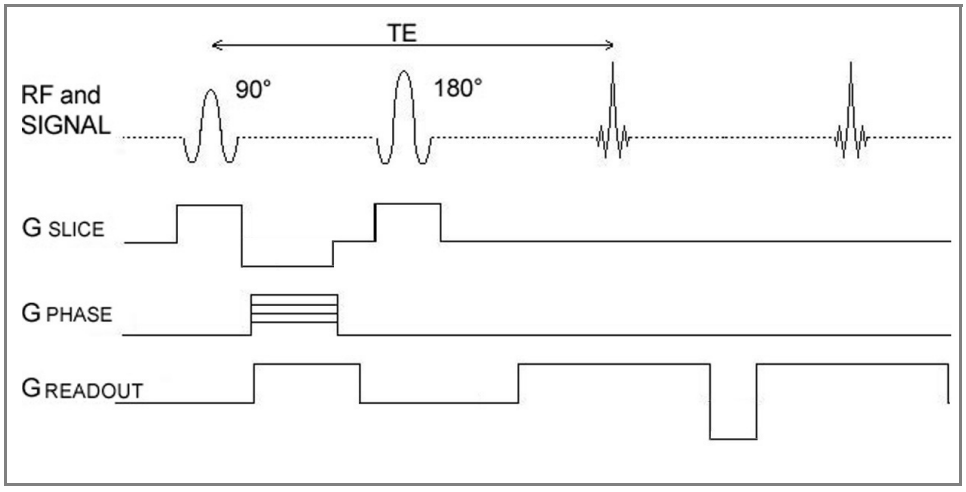

fig. 2.6 - Évolution temporelle de RF et gradients pour séquences SPED « G couche » est le gradient de sélection de la couche. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence.

Séquences en écho de gradient

Dans ce type de séquences, le signal IRM est refocalisé par inversion de gradient au lieu d'utiliser une impulsion RF à 180° qui, dans les séquences en écho de spin neutralise les inhomogénéités locales du champ magnétique statique. À cause de ces inhomogénéités, les protons seront caractérisés par des différences majeures dans l'intensité du champ magnétique et seront donc déphasés plus rapidement ; par conséquent, le temps de relaxation de l'aimantation transversale sera plus court. Ce temps de relaxation court est appelé T2* (interactions entre les spins et le champ magnétique local, voir Annexe A - Principes généraux de l'imagerie à résonance magnétique).

La quantité de signal inversé dans le plan transversal est déterminé par l'angle de bascule (Flip Angle). Pour un temps de répétition fixe, l'augmentation de la valeur de l'angle de bascule comporte une augmentation du contraste T1, du fait que le temps n'est pas suffisant pour permettre une complète relaxation T1 du signal dans le sens longitudinal. Une diminution de la valeur de l'angle de bascule comporte une diminution du contraste T1du fait que le temps de relaxation T1 du signal dans le sens longitudinal résulte complet grâce à la très petite quantité de signal à récupérer.

Dans ces séquences, le contraste est manipulé en intervenant sur la valeur de l'angle d'excitation (FA = Angle de bascule) et sur le temps d'écho (TE).

contraste pseudo T1	⇔	**TE ≤ 14 ms** **FA ≥ 75°**
contraste pseudo T2	⇔	**TE ≥ 18 ms** **FA ≤ 45°**

Les séquences en écho de gradient sont généralement caractérisées par un haut rapport signal sur bruit de sorte qu'on les utilise également pour effectuer des acquisitions rapides, notamment en 3D.

Les séquences en écho de gradient sont sensibles aux inhomogénéités locales de champ magnétique statique de sorte que des artéfacts liés à ce phénomène peuvent apparaître sur les images (voir paragraphe « Reconnaissance et correction des artéfacts », chapitre « Qualité de l'image en IRM » de ce document).

De plus, la différence de fréquence de résonance de l'eau et de la graisse, connue comme « Déplacement chimique », provoque un déphasage du signal entre les deux, ce qui se traduit par la suppression du signal des voxels qui contiennent les deux tissus : ce phénomène se manifeste donc sous forme d'un bord sombre sur le contact entre l'eau et la graisse (voir paragraphe « Reconnaissance et correction des artéfacts », chapitre « Qualité de l'image en IRM » de ce document).

Séquences « Gradient Echo, TE = 10 ms », « Gradient Echo, TE = 14 ms » et « Gradient Echo, TE = 16 ms »

Si s'agit de séquences en écho de gradient qui permettent d'obtenir des images avec contraste pondéré en « pseudo T1 ».
Elles se caractérisent par des valeurs d'angle de bascule proches de 90°, qui augmentent le contraste T1.

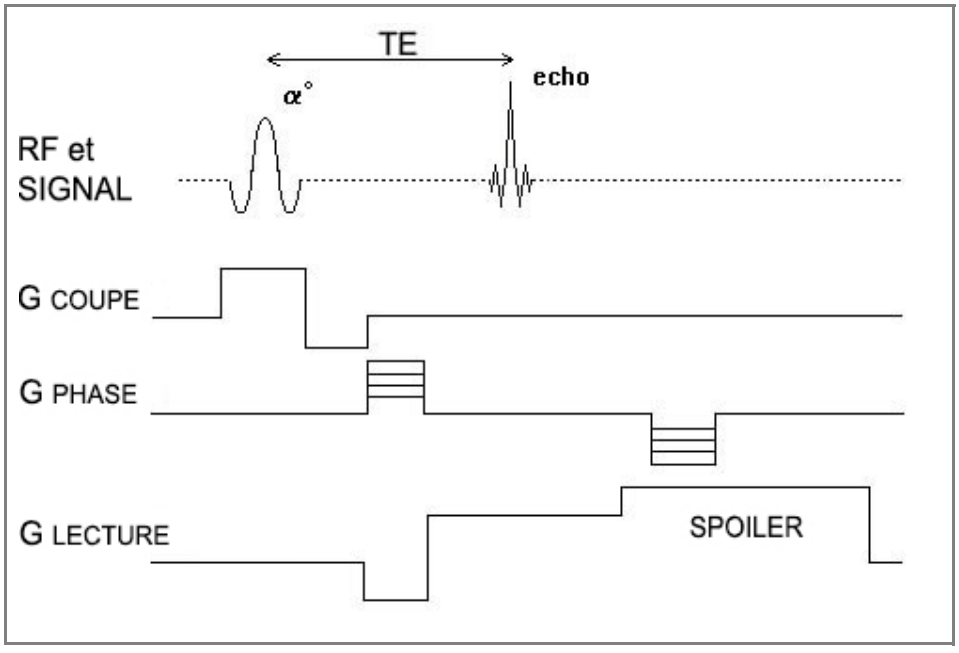

fig. 2.7 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences en écho de gradient. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence

Séquence « Gradient Echo T2 »

Si s'agit de séquences en écho de gradient qui permettent d'obtenir des images avec contraste pondéré en « pseudo T2 ».
Vu qu'il est possible d'utiliser des temps d'écho supérieurs à 22 ms - avec de petits angles de bascule (compris entre 30° et 45°) - le contraste T2 peut être supérieure à celui qu'on obtient avec les séquences « Gradient Echo, TE = 18 ms » et « Gradient Echo, TE = 22 ms ».
Voir fig. 2.7 pour l'évolution temporelle des RF et des gradients.

Séquence « XBONE »

La séquence XBONE est une séquence de type écho de gradient, caractérisée par la présence de due échos, sont les temps d'écho sont déterminés automatiquement par le logiciel en fonction de la fréquence de résonance et du *déplacement chimique* entre l'eau et la graisse, de manière à générer deux images où les signaux d'eau et de graisse sont respectivement en contre-phase et en phase.
Le traitement suivant des données par le logiciel génère deux images contenant uniquement le signal de la graisse pour la première et uniquement le signal de l'eau pour la seconde, en obtenant une séparation eau-graisse.

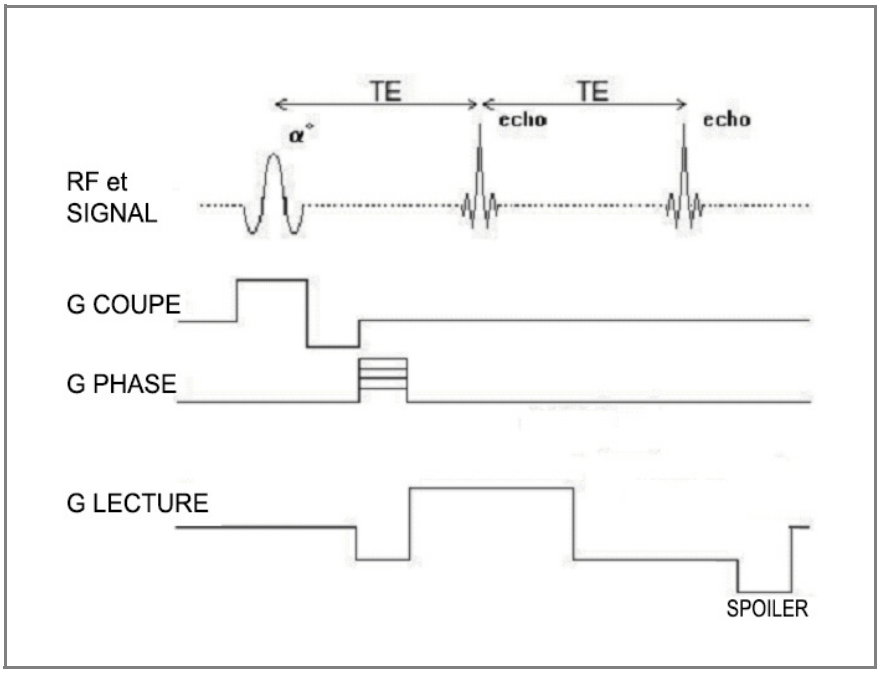

fig. 2.8 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences XBONE. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence

Séquence « 2D HYCE »

La séquence 2D HYCE est une séquence de type écho de gradient à « l'état stationnaire » équilibré. Chaque TR est codé en 2D. Vu que le signal est en superposition, cette séquence est sensible aux inhomogénéités du champ magnétique, comme les inhomogénéités statiques de B0 ou les effets liés à la susceptibilité du champ. Des rayures dues aux interférences peuvent être visibles sur l'image, d'où l'utilisation d'un TR le plus court possible.
La fréquence d'échantillonnage est optimisée pour chaque sélection du TR, en cohérence avec l'impulsion RF et les capacité du gradient du champ, pour maximiser le rapport signal sur bruit de l'image. Le temps d'écho équivaut à TR/2.

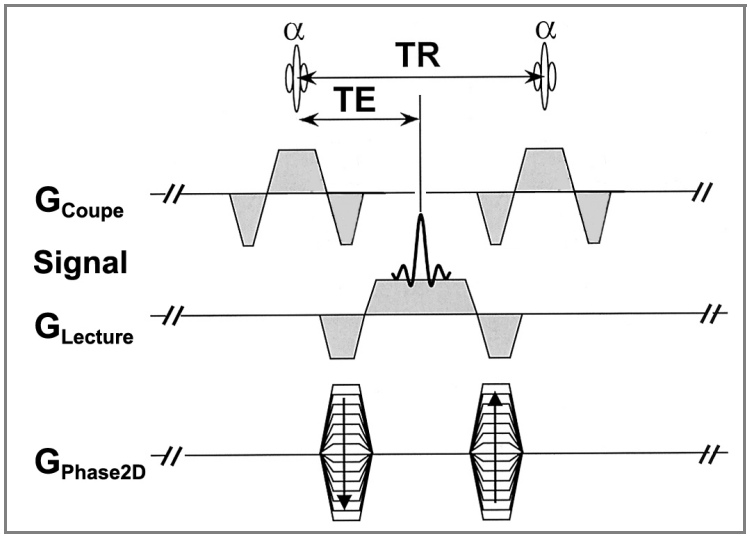

fig. 2.9 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences 2D HYCE. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase2D » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence

Séquence « 2D HYCE S »

Il s'agit d'une séquence 2DHYCE dans laquelle on utilise une technique particulière qui permet l'acquisition répétée et en continu d'images de la même coupe, sélectionnée par l'utilisateur.
En fonction des paramètres sélectionnés par l'utilisateur (TR, N_acq, N_serie et N_phases), il est possible d'effectuer des acquisitions très rapides jusqu'à un maximum d'environ 1 image (frame) par seconde.
Après un court laps de temps pour la calibration, la séquence commence l'acquisition en continu. Pour terminer l'acquisition et donc mettre fin à la séquence, l'utilisateur doit appuyer sur la touche Terminer.

Séquences pour la suppression de la graisse

Dans les séquences d'inversion-récupération, l'impulsion à 180° inverse l'aimantation longitudinale, qui retourne à l'équilibre après un temps de relaxation T1.

Pendant cette récupération, l'aimantation traverse nécessairement un point zéro, après T1*log2 ms par l'application de l'impulsion à 180°.
En appliquant une impulsion d'excitation à cet instant précis - à savoir TI = T1*log2 ms -, le signal correspondant à ce T1 particulier sera supprimé (annulé) de l'image.
En général, le T1 choisi est celui de la graisse, qui est également le principal composant du tissu osseux, et sera donc généralement très sombre sur l'image.

Cette technique, de par sa nature, fournit des images caractérisées par un bas rapport signal sur bruit mais elle est particulièrement intéressantes à des fins de diagnostic du fait qu'elle permet de distinguer, à l'intérieur d'une structure adipeuse, des structures d'une autre nature.

suppression de la graisse ⇔	**TI ≅ 85 ms**	**stir**
	TI ≅ 75 ms	**ge stir**

Séquence « STIR »

Il s'agit d'une séquence en inversion-récupération avec une impulsion d'inversion TI courte (Short Tau Inversion Recovery).
Après l'impulsion d'inversion, on utilise une séquence de type écho de spin pour l'acquisition du signal.

Voir fig. 2.3 pour l'évolution temporelle des RF et des gradients.

Séquence « STIR T2 »

Il s'agit d'une séquence en inversion-récupération avec une impulsion d'inversion TI courte (Short Tau Inversion Recovery).
Après l'impulsion d'inversion, on utilise une séquence de type écho de spin pour l'acquisition du signal.

Cette séquence est caractérisée par un TE long, variable de 80 à 120 ms.

Voir fig. 2.3 pour l'évolution temporelle des RF et des gradients.

Séquences « Gradient Echo STIR TE = 25 »

Après l'impulsion d'inversion, on utilise une séquence de type écho de gradient pour l'acquisition du signal.
Par rapport à la séquence « STIR », cette séquence fournit un contraste légèrement différent et une meilleure qualité de l'image - en termes de rapport signal sur bruit - dans un temps légèrement inférieur.

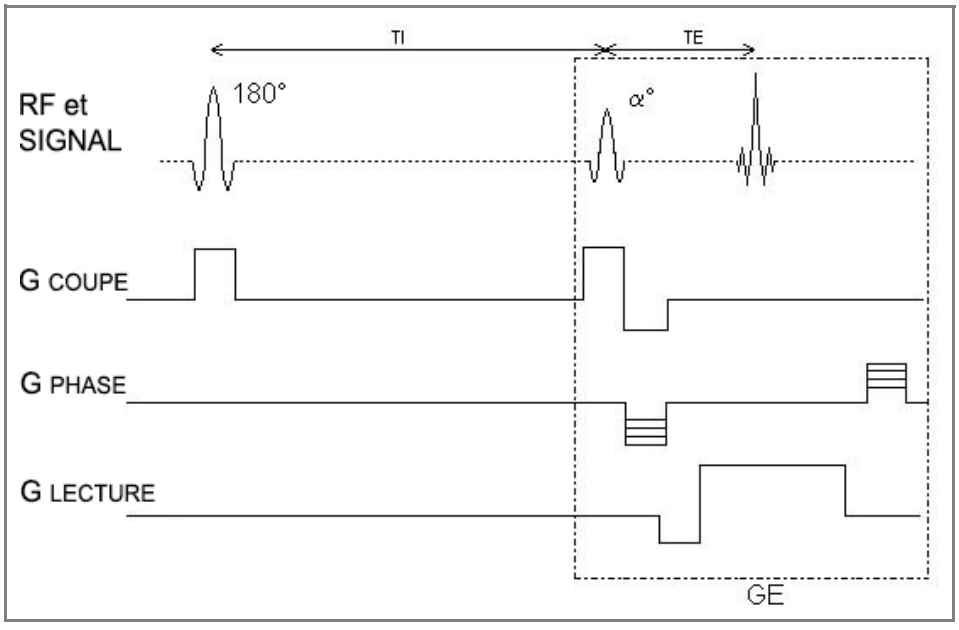

fig. 2.10 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences en écho de gradient STIR. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence.

Séquences « Fast STIR »

La séquence Fast Spin Echo STIR (Fast STIR) est une séquence de type écho de spin rapide où, comme dans le cas des séquences de type inversion-récupération, une impulsion RF à 180° est utilisée pour inverser l'aimantation longitudinale avant l'acquisition.
Cette technique produit des images qui ont un bas rapport signal sur bruit, mais permet d'obtenir une bonne différentiation des structures par rapport au tissu adipeux. L'utilisateur a la possibilité de sélectionner la distance entre échos ESP et, en fonction de l'ESP choisi, le nombre d'échos (Echo Train Length).
De plus, il est possible d'activer/désactiver la compensation de flux dans la direction de la lecture ou dans la direction de la sélection du gradient.

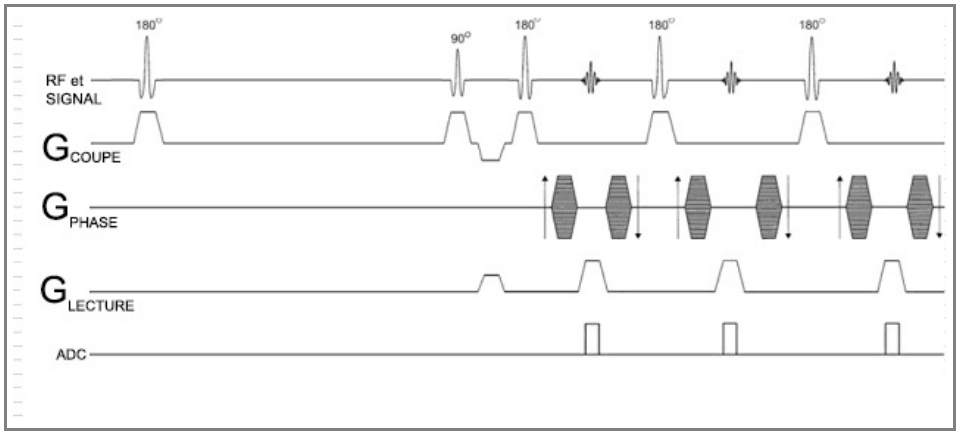

fig. 2.11 - Évolution temporelle de RF et gradients pour les séquences en écho de gradient STIR. « G coupe » est le gradient de sélection de la coupe. « G phase » est le gradient du codage de phase. « G lecture » est le gradient de codage de la fréquence.

Séquences pour obtenir des contrastes hybrides

Les séquences pour obtenir « contrastes hybrides » possèdent un temps d'écho (TE) suffisamment long pour éviter l'apparition du phénomène de l'angle magique (voir paragraphe « Reconnaissance et correction des artéfacts », chapitre « Qualité de l'image en IRM » de ce document) ; ces séquences sont conçues pour fournir un haut rapport signal sur bruit et un haut contraste dans un temps d'acquisition raisonnable.

Les contrastes obtenus avec ce type de séquences ne sont pas pondérés en T1, ni en T2, et ne résultent pas en densité protonique.

Séquence « Spin Echo T2, TE = 50 ms »

Il s'agit d'une séquence en écho de spin avec TE moyen, fixé à 50 ms.
Elle doit être utilisée chaque fois qu'il est nécessaire de réduire le phénomène de l'angle magique en maintenant une bonne qualité d'image et un contraste similaire à la densité protonique.

Séquence « Turbo Spin Echo T2, TE = 50 ms »

Il s'agit d'une séquence ayant des caractéristiques similaires à la « Spin Echo T2, TE = 50 ms », mais avec un temps d'acquisition de moitié, grâce à l'utilisation de la même technique que celle utilisée pour les séquences « Turbo Spin Echo » et « Turbo Multi Echo ».

Séquences tridimensionnelles

Séquence « Turbo 3D T1 »

Il s'agit d'une séquence en écho de gradient dans laquelle un second codage du signal dans le sens du gradient de sélection, permet une reconstruction en 3D, c'est-à-dire l'obtention du signal à partir d'un volume et non de coupes.
Contrairement à la séquence en écho de gradient, vu que le TR est extrêmement court, le contraste est toujours pondéré en T1 ; grâce à l'utilisation d'un « Spoiler RF », le contraste est plus similaire à celui d'une séquence en écho de spin avec TE court.
Dans cette séquence, l'angle de bascule a plus d'influence sur le rapport signal sur bruit que sur le contraste : des valeurs autour de 40-60 degrés augmente le rapport S/B en maintenant le contraste T1, tandis que des valeurs inférieures à 30 degrés réduisent le contraste T1.

Séquence « 3D SST1 »

Il s'agit d'une séquence en écho de gradient dans laquelle un second codage du signal dans le sens du gradient de sélection, permet une reconstruction en 3D, c'est-à-dire l'obtention du signal à partir d'un volume et non de coupes.
Contrairement à la séquence en écho de gradient, en utilisant un TR extrêmement court avec le « Spoiler RF » et de basses valeurs de l'angle de bascule, on obtient un contraste de type T1.
Dans cette séquence, l'angle de bascule a plus d'influence sur le rapport signal sur bruit que sur le contraste, ce qui est dû à l'utilisation du spoiler RF.

Séquence « 3D SST2 »

Il s'agit d'une séquence en écho de gradient dans laquelle un second codage du signal dans le sens du gradient de sélection, permet une reconstruction en 3D, c'est-à-dire l'obtention du signal à partir d'un volume et non de coupes.
Le schéma particulier des gradients confère à la séquence une forte pondération en T2, bien que le TE soit généralement court.
Dans cette séquence, l'angle de bascule a plus d'influence sur le rapport signal sur bruit que sur le contraste.

Séquence « 3D SHARC »

La séquence « 3D SHARC » est structurée avec un gradient de codage de phase supplémentaire dans la direction de la sélection de coupe, de sorte que la séquence est tridimensionnelle.
L'utilisation d'une technique RF particulière dans l'état stationnaire permet d'obtenir l'acquisition simultanée de deux échos dans une même séquence, ce qui fournit deux images avec différent type de contraste, lesquelles sont ajoutées avec une pondération appropriée (généralement 1/2 pour chacune).
Cette séquence produit des images qui ne sont pas pondérées en T1, ni en T2, mais sont caractérisées par un fort contraste entre le cartilage et le liquide de la zone examinée ; elle est utilisée dans les applications cliniques visant à examiner les problèmes liés aux cartilages articulaires.

Séquence « SET1 3D HF »

Il s'agit d'une séquence en écho de spin - avec l'application de la technique du demi plan de Fourier « Half-Fourier » pour la réduction du temps d'acquisition (voir paragraphe « Séquence Spin Echo T1 HF » dans ce chapitre) - où un second codage du signal dans le sens du gradient de sélection permet une reconstruction en 3D, c'est-à-dire l'obtention du signal à partir d'un volume et non de coupes.

Séquence « STIR 3D HF »

Il s'agit d'une séquence STIR - avec l'application de la technique du demi plan de Fourier « Half-Fourier » pour la réduction du temps d'acquisition (voir paragraphe « Séquence Spin Echo T1 HF » dans ce chapitre) - où un second codage du signal dans le sens du gradient de sélection permet une reconstruction en 3D, c'est-à-dire l'obtention du signal à partir d'un volume et non de coupes.

Séquences pour l'examen cinématique

Les séquences pour l'étude cinématique du genou et du poignet sono caractérisées par une durée extrêmement courte (moins d'une minute). Dans ce cas, en intervenant sur les dimensions du FOV et de la matrice d'acquisition, on a essayé d'obtenir une qualité d'image suffisante pour l'établissement du diagnostic dans un temps acceptable, compte tenu du fait qu'une étude cinématique nécessite plusieurs acquisitions.

Ce temps d'acquisition réduit n'empêche pas l'obtention d'un résultat satisfaisant, pour les raisons suivantes :

☛ à facteur de qualité égal, les images obtenues en un temps plus court sont généralement meilleures, du fait qu'elles ne sont pas détériorées par des artéfacts de mouvement (vasculaires ou du membre interne)

☛ dans un examen cinématique, l'information utile au diagnostic vient de la simulation du mouvement plus que d'une haute résolution d'image.

Séquences pour l'étude cinématique du genou

Les séquences pour l'examen cinématique du genou sono :

☛ Séquence **SE 24 Transversale**. Il s'agit d'une séquence en écho de spin T1, où un TE de 24 ms est considéré comme optimal afin d'obtenir un bon compromis entre la durée de l'acquisition cinématique et le facteur de qualité de l'image.

☛ Séquence **SE 24 Sagittale**. Il s'agit d'une séquence en écho de spin T1, où un TE de 24 ms est considéré comme optimal afin d'obtenir un bon compromis entre la durée de l'acquisition cinématique et le facteur de qualité de l'image.

☛ Séquence **GE 10 Transversale**. Il s'agit d'une séquence en écho de gradient, où un TE de 10 ms - qui associé à une valeur de FA de 75° détermine le contraste fourni par les images obtenues comme « pseudo T1 » - est considéré comme optimal afin d'obtenir un bon compromis entre la durée de l'acquisition cinématique et le facteur de qualité de l'image.

Séquences pour les acquisitions dynamiques

Les séquences utilisées pour l'étude dynamique des articulations sont caractérisées par des temps d'acquisition autour de 10 secondes, qui permettent d'obtenir un contraste élevé avec des temps courts ; la résolution spatiale et le rapport signal sur bruit sont d'une importance secondaire dans l'étude des courbes de captation du moyen de contraste.

Les séquences pour l'étude dynamique sont une écho de spin T1 et une écho de gradient T1, telles que décrites dans les paragraphes précédents.

Protocoles d'examen

Pour accéder à la fenêtre contenant la liste des protocoles d'examen, il est possible d'intervenir dans les modes suivants :

1. MODE 1, sélectionner dans le menu principal **Afficher** → **Zone de travail**, ou cliquer sur l'icône correspondante dans la barre d'outils affichée à côté.
2. MODE 2, cliquer sur le bureau avec le bouton droit de la souris pour afficher le menu contextuel et sélectionner **Afficher** → **Zone de travail**.

La fenêtre de travail située à gauche du bureau et contenant la liste des Protocoles/Séquences (ou la base de données du patient) dispose de deux boutons :

en cliquant sur **Liste des protocoles,** on accède à la liste des protocoles d'examen prédéfinis.

Par « protocole d'examen » on entend une liste d'acquisitions avec des paramètres déjà optimisés et regroupés par zone d'examen et par type de pathologie. Le nom de chaque protocole reflète la zone anatomique à laquelle le protocole se réfère.

L'utilisation des protocoles d'examen prédéfinis pour des examens standard réduit le temps nécessaire à la sélection des acquisitions d'intérêt, positionner les coupes et sélectionner les paramètres, en réduisant la possibilité de commettre des erreurs de manipulation pendant la procédure.
L'utilisation d'un protocole prédéfini permet l'exécution d'un examen automatique, sans autre intervention de l'opérateur sauf à la fin des acquisitions pour l'assistance au patient (voir chapitre « L'environnement d'examen » du Manuel de l'interface utilisateur).

De plus, il est possible de créer un protocole personnalisé contenant les séquences et les paramètres désirés (voir paragraphe « Comment créer un protocole personnalisé », dans le chapitre « L'environnement d'examen » du Manuel de l'interface utilisateur).

Protocoles prédéfinis

O-scan dispose d'un protocole d'examen prédéfini pour chaque région anatomique examinable.

Ces protocoles ont été testés et vérifiés afin de fournir de bonnes images cliniques dans différentes conditions cliniques. La sélection des paramètres pour chaque séquence a été effectuée dans le but d'optimiser la qualité des images en termes de contraste, de résolution spatiale et de rapport signal sur bruit.

L'utilisateur a toutefois la responsabilité du choix des paramètres optimaux en fonction de la pathologie à examiner.

Protocoles cinématiques

Les protocoles cinématiques à utiliser pour l'étude cinématique du genou et du poignet contiennent des acquisitions extrêmement courtes (moins d'une minute). Dans ce cas, en intervenant sur des paramètres comme les dimensions du FOV et de la matrice d'acquisition, on a essayé d'obtenir une qualité d'image suffisante pour l'établissement du diagnostic en un temps acceptable, compte tenu du fait qu'une étude cinématique nécessite plusieurs acquisitions.

Choix des protocoles

Il est conseillé d'utiliser les protocoles prédéfinis pour la zone et la pathologie à examiner. Il faut tenir compte du fait que le nombre des acquisitions exécutées pendant un examen dépend d'un bon compromis entre le temps à disposition du médecin et la quantité d'informations que ce dernier estime nécessaires pour l'établissement du diagnostic.

CHAPITRE 3
Description technique

Caractéristiques techniques

Les caractéristiques techniques peuvent être modifiées à tous moments sans préavis.

Séquences

Séquences :

Scout orthogonal multiplanaire
Spin Echo T1 (SET1)
Spin Echo T2 (SET2)
Multi echo (SE-PD T2)
Inversion Recovery (IR)
Short TI Inversion Recovery (STIR, STIR T2 S, STIR T2 TO)
Gradient Echo (GE)
Spin Echo Half Echo (SET1 HE)
Spin Echo Half scan (SET1 HF)
Turbo SE pondérée en T2 et Turbo ME (TSE, TME)
Short Time Inversion Recovery Gradient Echo (GE STIR)
Gradient Echo 3D (T3D T1)
Fast Spin Echo (FSE, FSE STIR,FSE PD T2)
XBONE
3D SST1
3D SST2
3D SHARC
Real Time

Séquences en option

XBONE, "Fat &Water separation"
SPED, "Spin Echo Fat &Water separation"
"3D Steady State Sequences"
"2DHyce & Streaming Acq"
"MRI Dynamic Analysis"
"Wrist Sequences"

Paramètre de séquence :	Protocole « Séquences 2D »
	Spin Echo T1 Temps de répétition : de 50 à 5000 par pas de 10. Temps d'écho : de 18 à 34 par pas de 2. Angle de bascule : 90°. Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm. Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm. Nombre d'échantillons : de 192 à 512 par pas de 32. Pour TE = 26 le nombre d'échantillons de départ est 128. Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8. Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.
	Spin Echo T1 HF Temps de répétition : de 50 à 5000 par pas de 10. Temps d'écho : de 18 à 34 par pas de 2. Angle de bascule : 90°. Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm. Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm. Nombre d'échantillons : de 192 à 512 par pas de 32. Pour TE = 26 le nombre d'échantillons de départ est 128. Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8. Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.
	Spin Echo T1 HE Temps de répétition : de 50 à 5000 par pas de 10. Temps d'écho : de 12 à 24 par pas de 2. Angle de bascule : 90°. Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm. Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm. Nombre d'échantillons : 192, 224, 256, 288. Pour TE = 18 l'intervalle admis est de 128 à

512 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Spin Echo T2
Temps de répétition : de 200 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : de 80 à 120 par pas de 10.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 128 à 512 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Turbo Spin Echo
Temps de répétition : de 200 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : de 80 à 120 par pas de 10.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 128 à 512 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Spin Echo Proton Density-T2
Temps de répétition : de 200 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : 28, 90.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.

Nombre d'échantillons : de 128 à 512 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Turbo Multi Echo
Temps de répétition : de 200 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : 28, 90.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 128 à 512 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.
mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Écho de gradient, TE = 10 ms
Temps de répétition : de 30 à 5000 par pas de 5.
Temps d'écho : 10.
Angle de bascule : de 10° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 180 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 180 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 192 à 352 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Écho de gradient, TE = 14 ms
Temps de répétition : de 30 à 5000 par pas de 5.
Temps d'écho : 14.
Angle de bascule : de 10° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 150 mm à 400 mm par pas de 10 mm.

Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 150 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 192 à 352 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Écho de gradient, TE = 16 ms
Temps de répétition : de 30 à 5000 par pas de 5.
Temps d'écho : 16.
Angle de bascule : de 10° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 130 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 130 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 128 à 448 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

IR
Temps de répétition : de 100 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : de 18 à 34 par pas de 2.
Temps d'inversion : de 200 ms à 2000 ms par pas de 10 ms.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 140 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 140 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : 192, 256.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Écho de gradient STIR, TE = 25 ms
Temps de répétition : de 150 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : 25.
Temps d'inversion : de 20 ms à 200 ms par

pas de 5 ms.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 130 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 130 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 128 à 448 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

STIR
Temps de répétition : de 100 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : de 18 à 34 par pas de 2.
Temps d'inversion : de 50 ms à 200 ms par pas de 5 ms.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 140 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 140 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : 192, 256.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

FSE (FSE T1, FSE T2, FSE PD)
Espace inter-écho (ESP) : *15 (Option sous licence « MAR Technique »)*, 20, 25, 30 ms.
Longueur du train d'échos (ETL) : de 2 à 16 par pas de 1.
Temps d'écho : de 20 à 450 par pas de 20, 25 ou 30 (selon l'ETL sélectionné).
Temps de répétition : de 100 à 10000 par pas de 10.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 192 à 512 par pas de 16.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas

de 2*ETL.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 7 mm par pas de 0,5 mm.
Relaxation : Oui/Non.
Numéro de série : de 1 à 2 par pas de 1
La licence « MAR Technique » autorise l'utilisation de ESP=12 ms et de la technique X-MAR pour la réduction des artéfacts métalliques.

Fast STIR
Espace inter-écho (ESP) : *15 (Option sous licence « MAR Technique »)*, 20, 25, 30 ms.
Longueur du train d'échos (ETL) : de 2 à 16 par pas de 1.
Temps d'écho : de 20 à 450 par pas de 20, 25 ou 30 (selon l'ETL sélectionné).
Temps de répétition : de 100 à 10000 par pas de 10.
Temps d'inversion : de 60 ms à 300 ms par pas de 5 ms.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 160 à 512 par pas de 16.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 2*ETL.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 7 mm par pas de 0,5 mm.
Relaxation : Oui/Non.
Nombre de séries : de 1 à 2 par pas de 1
La licence « MAR Technique » autorise l'utilisation de ESP=12 ms et de la technique X-MAR pour la réduction des artéfacts métalliques.

Fast PD T2
Espace inter-écho (ESP) : *15 (Option sous licence « MAR Technique »)*, 20, 25, 30 ms.
Longueur du train d'échos (ETL) : 8.
Temps d'écho : 20,80; 25, 100; 30,120
Temps de répétition : de 100 à 10000 par pas de 10.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la

lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 192 à 512 par pas de 16.
Nombre de phases : 128, 144, 160, 176, 192, 208, 224, 240, 256, 272, 288, 304, 320, 336, 352, 368, 384, 400, 416, 432, 448, 464, 480, 496, 512.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 7 mm par pas de 0,5 mm.
Relaxation : Oui/Non.
Nombre de séries : 1
La licence « MAR Technique » autorise l'utilisation de ESP=12 ms et de la technique X-MAR pour la réduction des artéfacts métalliques

XBONE
Temps de répétition : de 50 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : 11, 22.
Angle de bascule : de 10° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 192 à 512 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 512 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

SPED
Temps de répétition : de 50 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : de 20 ms à 30 ms par pas de 1 ms.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 192 à 512 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 384 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par

pas de 0,5 mm.

Turbo 3D T1
Temps de répétition : de 25 à 5000 par pas de 1.
Temps d'écho : de 10 à 24 par pas de 2.
Angle de bascule : de 10° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) 3D dans le sens du codage : de 40 mm à 200 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : 192, 256.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 8.
Nombre de phases 3D de 24 à 128 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 0.6 mm à 20 mm par pas de 0.1 mm.

3D SHARC
Temps de répétition : de 27 à 40 par pas de 1.
Temps d'écho : de 13 à 20 par pas de 0,1.
Angle de bascule : de 30° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 150 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 150 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) 3D dans le sens du codage : de 60 mm à 320 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 160 à 256 par pas de 4.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 2.
Nombre de phases 3D de 16 à 64 par pas de 2,
Épaisseur de coupe : de 0 mm à 20 mm par pas de 0.1 mm.

3D SST1
Temps de répétition : de 20 à 40 par pas de 1.
Temps d'écho : de 8 à 15 par pas de 0.5.
Angle de bascule : de 30° à 90° par pas de

5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 150 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 150 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) 3D dans le sens du codage : de 60 mm à 320 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 160 à 256 par pas de 4.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 2.
Nombre de phases 3D de 16 à 64 par pas de 2,
Épaisseur de coupe : de 0 mm à 20 mm par pas de 0.1 mm.

3D SST2
Temps de répétition : de 20 à 40 par pas de 1.
Temps d'écho : de 8 à 15 par pas de 0.5.
Angle de bascule : de 30° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 150 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 150 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) 3D dans le sens du codage : de 60 mm à 320 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 160 à 256 par pas de 4.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 2.
Nombre de phases 3D de 16 à 64 par pas de 2,
Épaisseur de coupe : de 0 mm à 20 mm par pas de 0.1 mm.

Real Time :
TR 17 ms
TE 6 ms
FA 45°
minimum FOV 160 mm

MRI Dynamic Analysis (Option)
Spin Echo T1
Temps de répétition : de 50 à 5000 par pas

de 10.
Temps d'écho : 16.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 100 mm à 300 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 100 mm à 300 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : 160.
Nombre de phases : de 128 à 160 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 2 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Écho de gradient T1
Temps de répétition : de 30 à 5000 par pas de 5.
Temps d'écho : 6.
Angle de bascule : de 10° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 130 mm à 300 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 130 mm à 300 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : 160.
Nombre de phases : de 128 à 160 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 4 mm à 10 mm par pas de 0,5 mm.

Wrist Sequences (Option)

STIR T2
Temps de répétition : de 200 à 10000 par pas de 10.
Temps d'écho : de 80 à 120 par pas de 10.
Temps d'inversion : de 50 ms à 2000 ms par pas de 5 ms.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 120 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 128 à 512 par pas de 32.
Nombre de phases : de 128 à 256 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 3 mm à 10 mm par

pas de 0,5 mm.

Spin Echo T1 3D HF*Temps de répétition : de 40 à 5000 par pas de 10.*
Temps d'écho : 24.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : 192, 256.
Nombre de phases : de 32 à 256 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 0.6 mm à 20 mm par pas de 0.1 mm.

STIR 3D HF
Temps de répétition : de 40 à 5000 par pas de 10.
Temps d'écho : 24.
Temps d'inversion : de 20 ms à 200 ms par pas de 5 ms.
Angle de bascule : 90°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 100 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : 192, 256.
Nombre de phases : de 32 à 256 par pas de 8.
Épaisseur de coupe : de 0.6 mm à 20 mm par pas de 0.1 mm.

2D HYCE & Streaming acq. (Option)

2D HYCE
Temps de répétition : de 9 à 20 par pas de 1.
Temps d'écho : de 4.5 à 10 par pas de 0,1.
Angle de bascule : de 10° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 200 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 200 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échant. : de 160 à 224 par pas de 4.
Nombre de phases : de 128 à 224 par pas de 2.

Épaisseur de coupe : de 5 mm à 20 mm par pas de 0.1 mm.

2D HYCE S

Temps de répétition : de 9 à 20 par pas de 1.
Temps d'écho : de 4.5 à 10 par pas de 0,1.
Angle de bascule : de 10° à 90° par pas de 5°.
Champ de vue (FOV) dans le sens du codage : de 200 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Champ de vue (FOV) dans le sens de la lecture : de 200 mm à 400 mm par pas de 10 mm.
Nombre d'échantillons : de 160 à 224 par pas de 4.
Nombre de phases : de 128 à 224 par pas de 2.
Épaisseur de coupe : de 5 mm à 20 mm par pas de 0.1 mm.